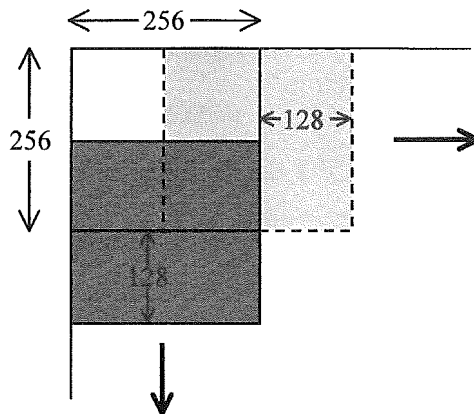
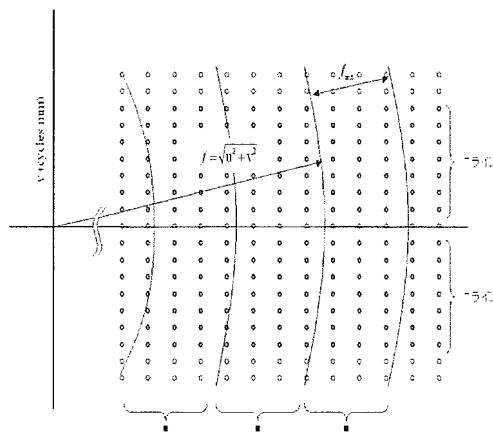


図B-4 パターン画像

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、二次元のウィナーズスペクトルを求めた。個々のROIから得られたウィナーズ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ズスペクトルを計算した。x方向のウィナーズスペクトルは図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を振り分け、範囲内の平均値を計算した⁸⁾。



図B-5 ROIの設定



図B-6 一次元ウィナーズスペクトルの算出法

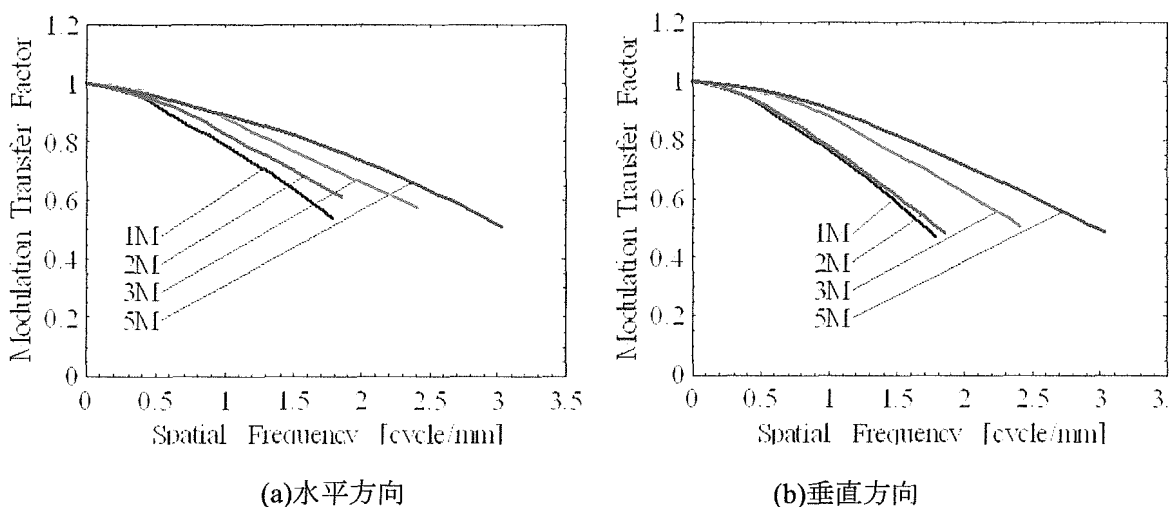
C.研究結果

C-1.Modulation Transfer Function

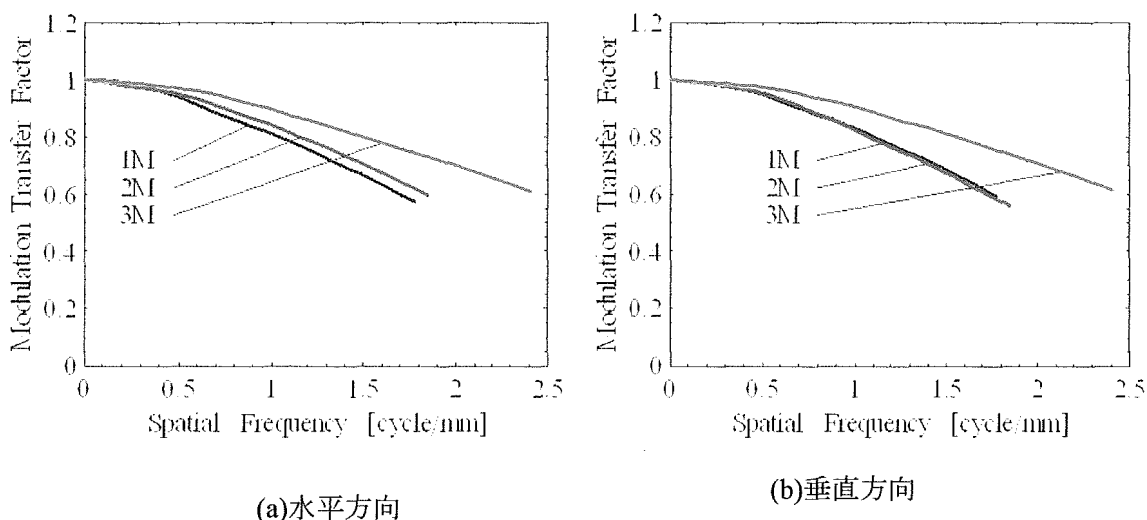
C-1-1 画素数の違いによる比較

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/cm², 最小輝度1cd/cm²とし, カラーディスプレイでは最大輝度120cd/cm², 最小輝度1cd/cm²とした. カメラのシャッター速度は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

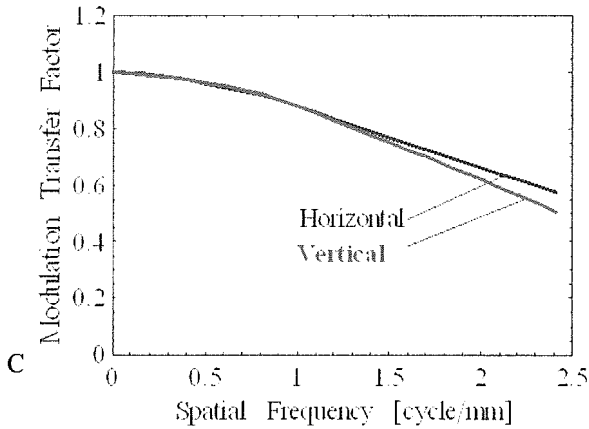


図C-2 カラー液晶ディスプレイのMTF

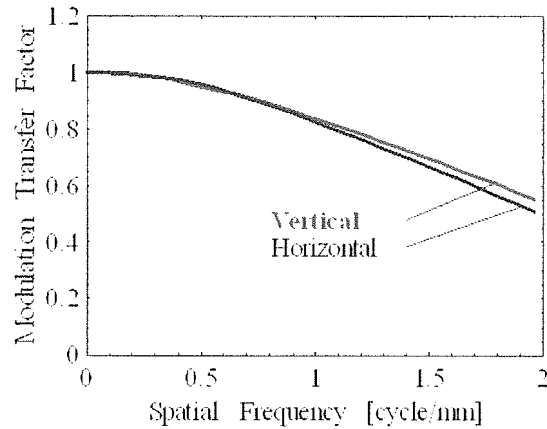
C-1-2 水平方向と垂直方向の比較

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/cm²，最小輝度1cd/cm²とし，カラーディスプレイでは最大輝度120cd/cm²，最小輝度1cd/cm²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。

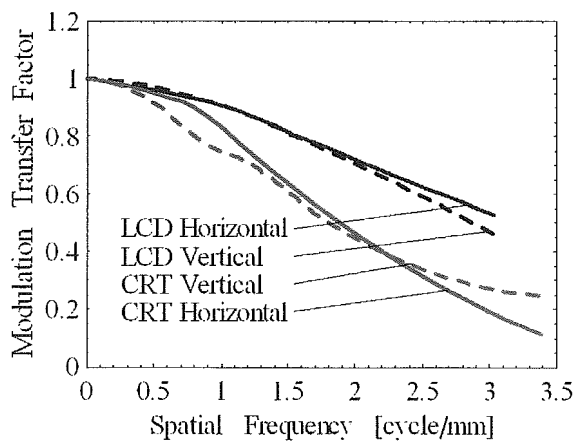


図C-3 モノクロ液晶ディスプレイのMTF



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/cm²，最小輝度1cd/cm²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。

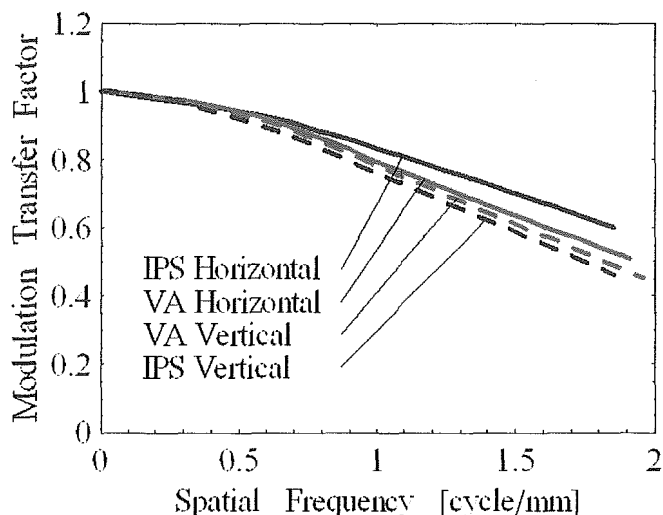


図C-5 LCDとCRTのMTFの比較

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/cm²，最小輝度1cd/cm²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。

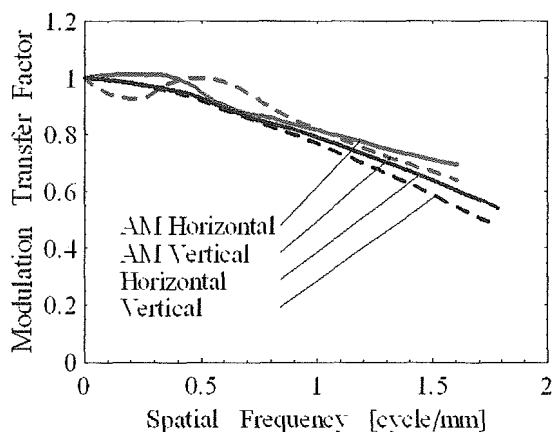


図C-6 IPSとVAのMTFの比較

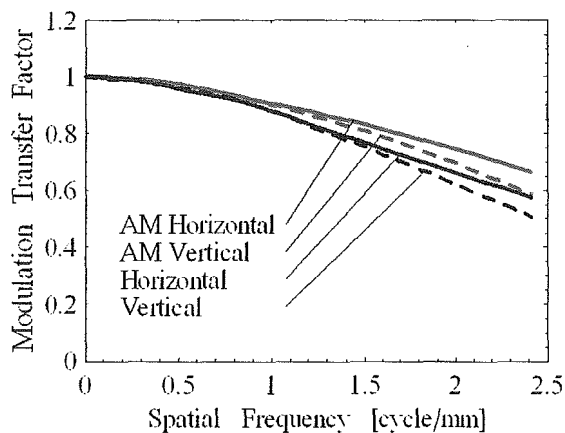
C-1-5 アパーチャモジュレーションの比較

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/cm²、最小輝度1cd/cm²とし、NANA社社のディスプレイは最大輝度450cd/cm²、最小輝度1cd/cm²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

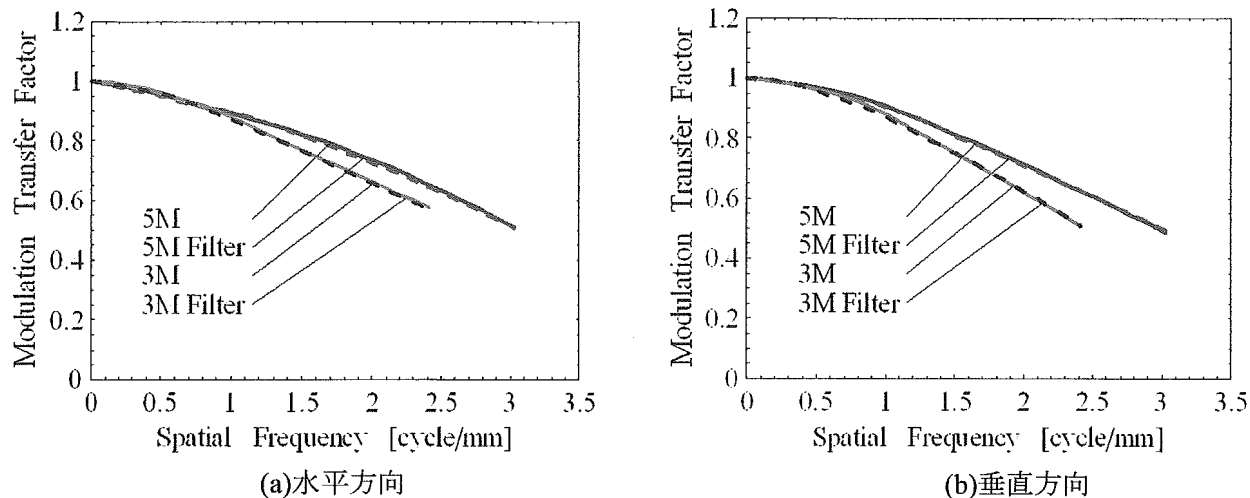


図C-8 3MのディスプレイのMTF

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/cm²、最小輝度1cd/cm²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。

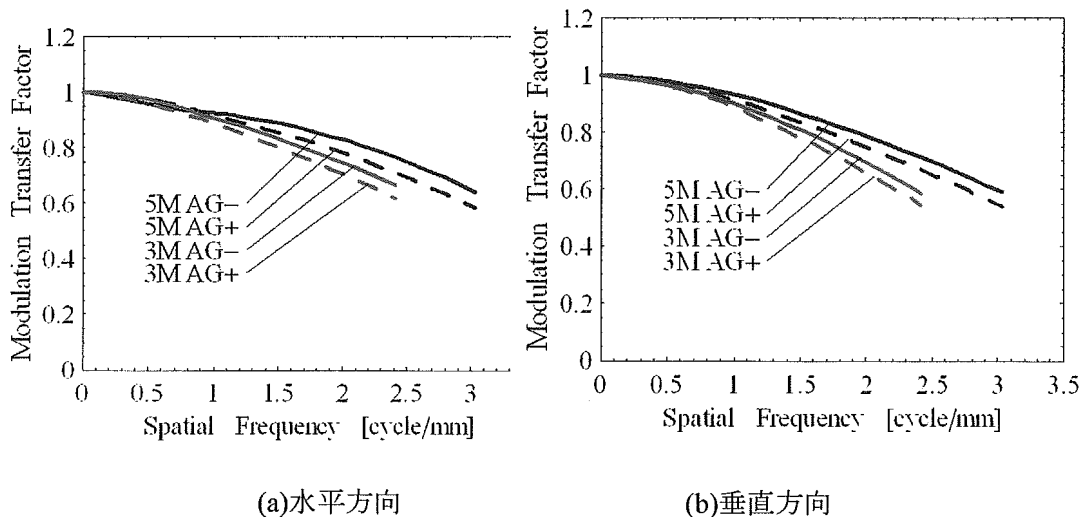


図C-9 液晶保護フィルタの有無によるMTFの比較

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/cm²、最小輝度1cd/cm²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。



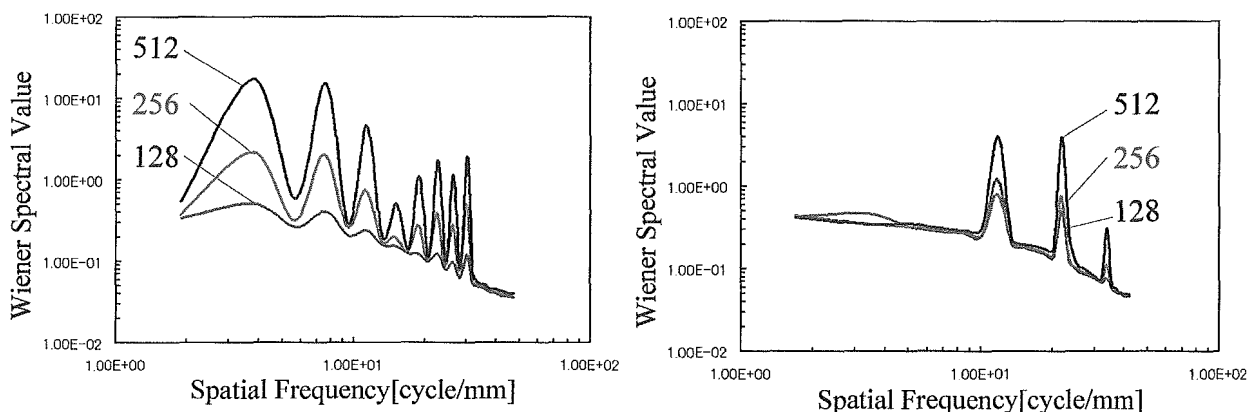
図C-10 アンチグレアフィルタの有無によるMTFの比較

C-2. Wiener Spectrum

C-2-1 予備実験結果

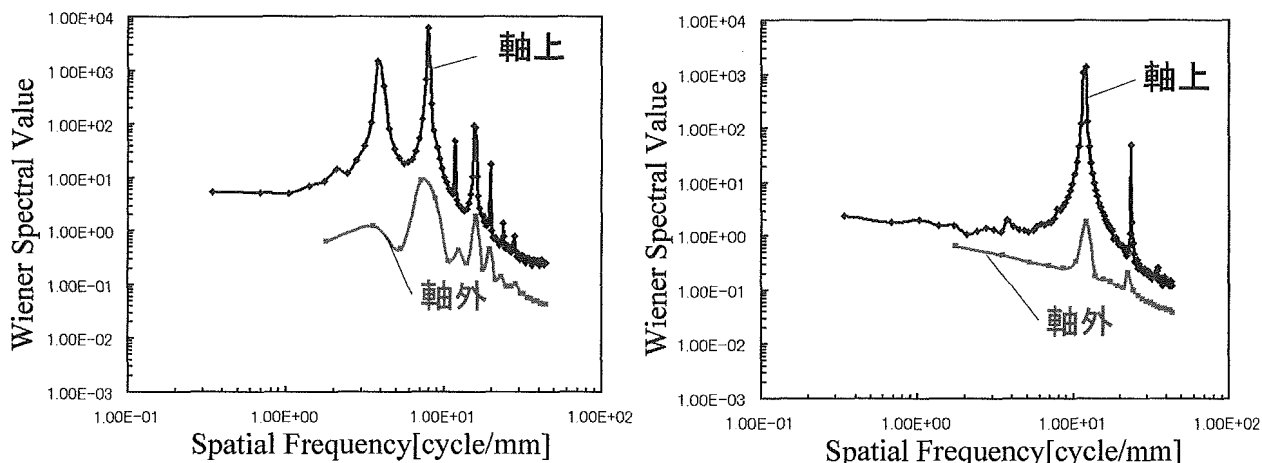
本研究ではIEC規格に準じて、設定するROIの大きさは256×256としたが、これを128×128と512×512に変化させたときのウィナースペクトルの違いについて検討した。ROIの大きさの違いによる比較のグラフを図C-11に示す。水平方向、垂直方向ともにROIの大きさに関わらずベースラインは等しくなるが、ROIの大きさが大きくなるほどピークが高くなる事が分かった。液晶ディスプレイの様に周期的な構造のウィナースペクトルを測定する場合は、ROIの大きさによってピークの高さは変動する。

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



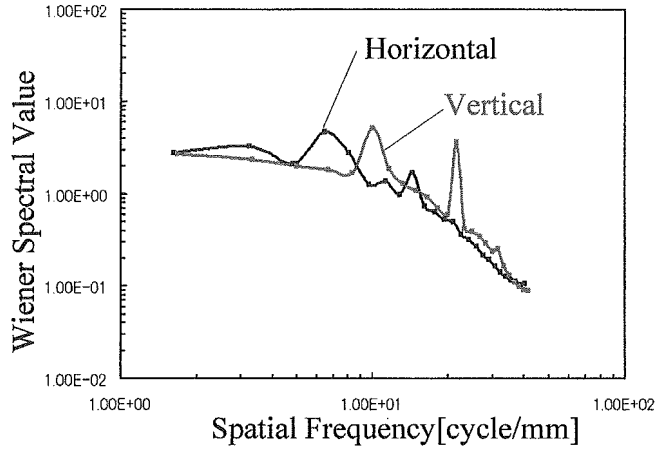
(a) 水平方向 (b) 垂直方向

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

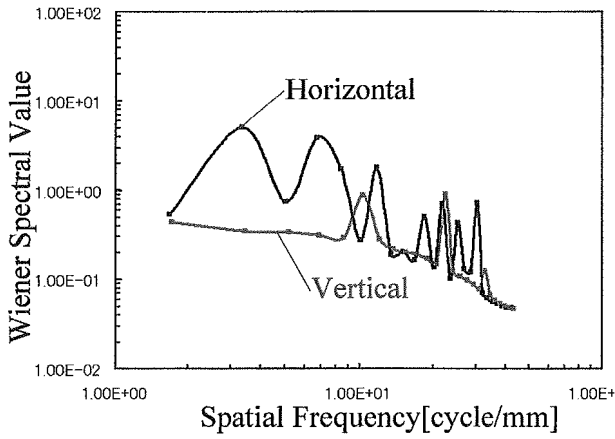
C-2-2 結果

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。

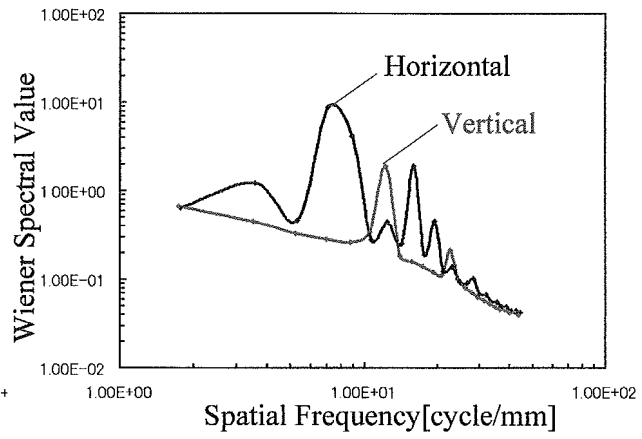
図C-17にアンチグレアフィルタの有無の比較を示した。アンチグレアフィルタをつけた時のウィナースペクトルはピークが低くなり、ベースのウィナースペクトル値は高くなった。



図C-13 1Mのウィナーズスペクトル

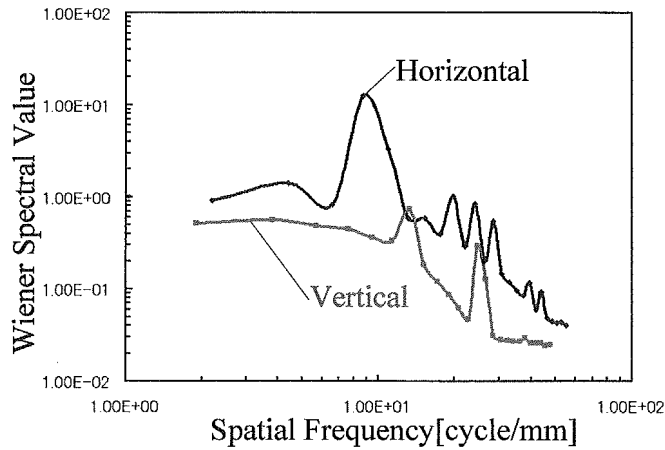


(a)IPS方式

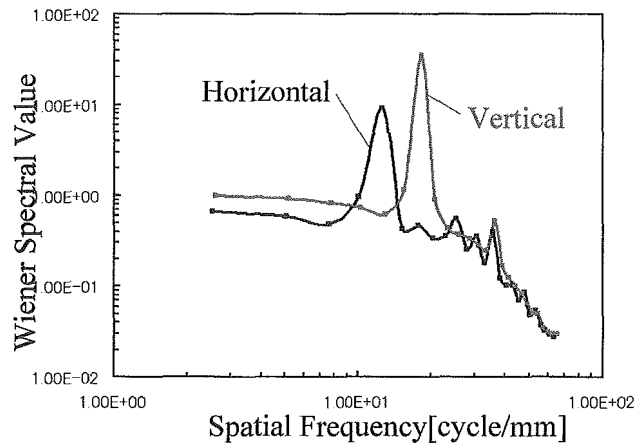


(b)VA方式

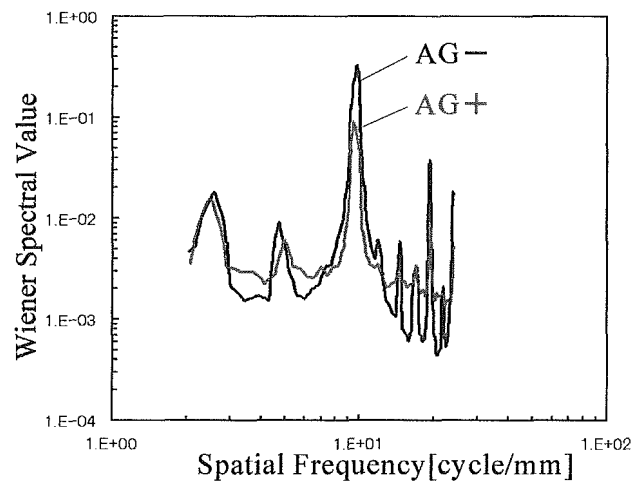
図C-14 2Mのウィナーズスペクトル



図C-15 3Mのウィナーズスペクトル



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

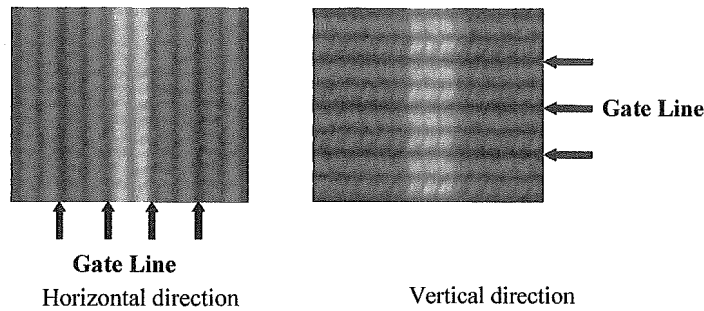
D-1. Modulation Transfer Function

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。

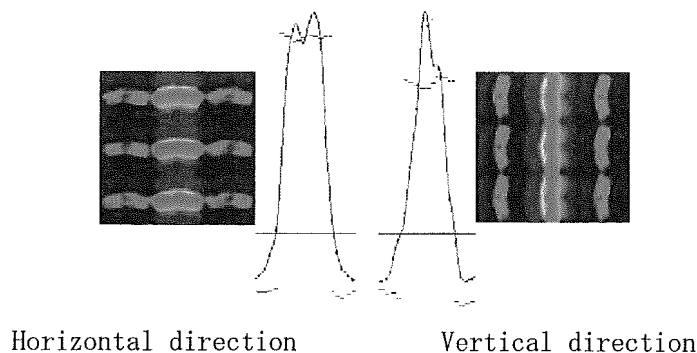
D-1-2 水平方向と垂直方向の比較

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。



図D-1 画素の拡大図

カラー液晶ディスプレイでは、垂直方向でのMTF値が、水平方向のMTF値より若干高かった。図D-2に、1Mのカラー液晶ディスプレイで1画素幅のバーを表示した拡大図とそのときの波形を示す。カラー液晶ディスプレイのMTFを計算する場合に、人間の目の分光感度に合わせて赤、緑および青(RGB)のサブピクセルの値に係数を掛けた。人間の目の感度は、緑、赤および青の順に高いので、緑のサブピクセルの値にかける係数が最も大きい。水平方向では、RGBのサブピクセルの値は平均されるが、垂直方向ではRGBのサブピクセルの値は別々に計算されるので、垂直方向の波形では中心部は非常に高く、垂直方向のMTF値も高くなったと考えられる。



図D-2 カラーディスプレイの1画素幅のバーの拡大図と波形

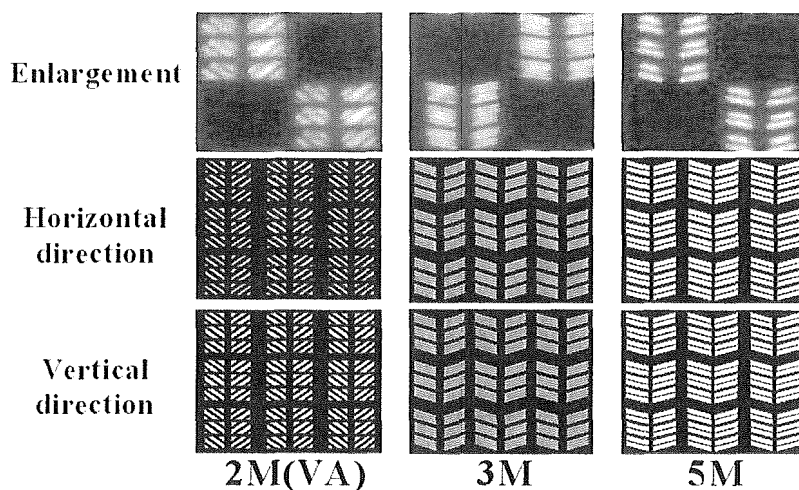
D-1-3 液晶ディスプレイとCRTディスプレイの比較

液晶ディスプレイとCRTディスプレイでは、液晶ディスプレイのMTF値の方が高くなった。これはCRTでは電子ビームの偏向により制御しているので、電子ビームのスポットサイズや蛍光体の散乱が鮮鋭度低下の要因として挙げられる。

D-1-4 液晶動作モード

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方式では垂直方向よりも水平方向のMTF値の方が高くなった。図D-3に2MのVA方式とIPS方式の3M、5Mの画素の拡大図と1画素幅のバーを表示した時の模式図を示す。2MのVA方式の1画素の形状は四角形である。この形状により水平方向と垂直方向のMTF値はほぼ同じになったと考えられる。IPS方式では1画素の形状が四角形ではないことによって、水平方向のバーの境界は直線であるのに対して垂直方向のバーの境界はジグザグになっている。このジグザグによりバーの境界はボケ、これが垂直方向のMTFが低下した理由であると

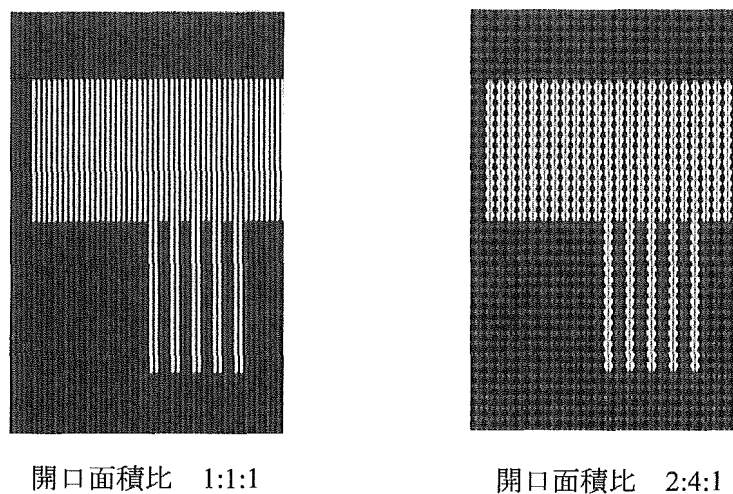
考えられる。



図D-3 VA方式とIPS方式のサブピクセルの形状

D-1-5 アパーチャーモジュレーション

アパーチャーモジュレーションのディスプレイのMTF値はサブピクセルの面積比が1:1:1であるディスプレイのMTF値よりも高くなった。図D-4に3Mのディスプレイでバーパターンを表示したときの画像の一部を示す。アパーチャーモジュレーションのディスプレイの画素の形状はそろばん状になっており、通常のディスプレイの画素の形状とは異なっていた。したがって、アパーチャーモジュレーションのディスプレイで1画素幅のバーを表示した場合、他のディスプレイよりもバーの幅が実効的に細くなる。このため、MTF値が高くなったと考えられる。



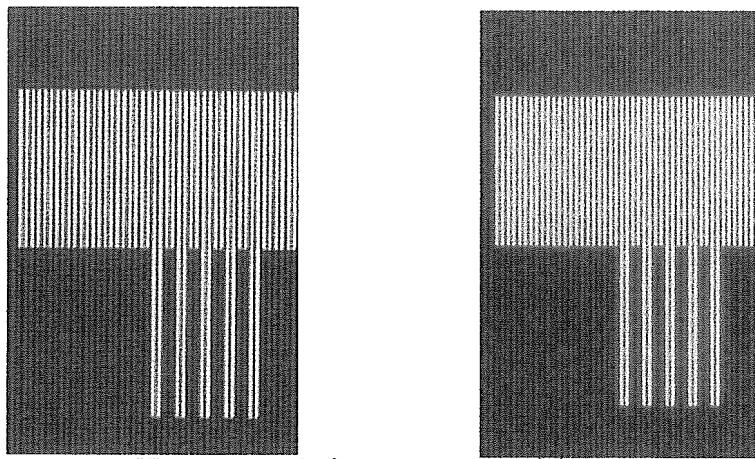
図D-4 アパーチャーモジュレーション

D-1-6 液晶保護フィルタ

液晶保護フィルタを装備したディスプレイのMTF値はフィルタを装備していないディスプレイのMTF値と一致したが、これは液晶保護フィルタの透過率が非常に高いことによるものと考えられる。

D-1-7 アンチグレアフィルタ

アンチグレアフィルタをつけたディスプレイでは、MTF値が低下した。アンチグレアフィルタは照明や太陽光の映り込みを抑えるために、液晶の表面に細かな凹凸を作って光を拡散させている。これにより液晶パネルからの透過光も拡散してしまい、MTFは低下したといえる。図D-5にアンチグレアの有無による比較の画像を示す。この画像からもアンチグレアフィルタがある場合はボケていることが確認できる。

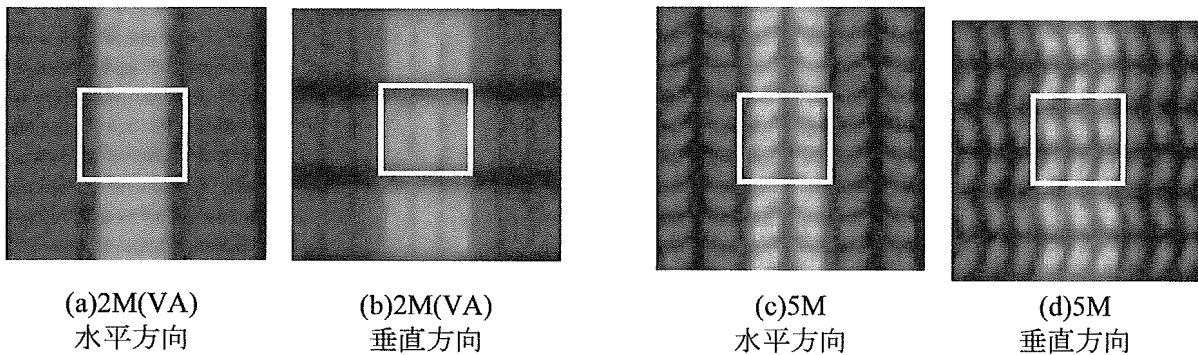


図D-5 アンチグレアフィルタの有無による比較
 (a)アンチグレアフィルタ無 (b)アンチグレアフィルタ有

D-2. Wiener Spectrum

雑音成分と共に周期成分が存在した。5Mのディスプレイを除くディスプレイでは低周波数領域において水平方向のみピークが現れた。例として2MのIPS方式と5Mのディスプレイで1画素のバーを表示したときの画素の拡大図を図D-6に示す。黄色い四角が1画素を示している。2M水平方向の3.6cycle/mmでのピークはこの1画素の周期の周波数と一致する。垂直方向の11cycle/mmでのピークはサブピクセルの周期成分であり、水平方向のピークの3倍の周波数でピークが出ている。5Mのディスプレイの水平方向では、1つの画素に2つの領域が配置されているので画素の周期の2倍の周波数でピークが出ている。垂直方向はサブピクセルの構造とピークの出る周波数が一致した。

アンチグレアフィルタの有無による比較では、アンチグレアフィルタをつけた時は周期成分のピークが低くなったがベースラインは上昇した。これは、フィルタによって光が拡散し周期成分にボケが生じたが、全体の雑音成分はアンチグレアフィルタの影響で増加したと考えられる。



図D-6 画素の拡大図

E. 結語

液晶ディスプレイ装置の物理的画質特性の測定に関する研究として4種類のモノクロ液晶ディスプレイと3種類のカラー液晶ディスプレイのMTFと、4種類のモノクロ液晶ディスプレイのウィナースペクトルについて検討した。モノクロ液晶ディスプレイ、カラー液晶ディスプレイ共に画素数が多いほどMTF値が高い傾向が見られた。従来からモニタ診断として使用されているCRTディスプレイと液晶ディスプレイのMTFを比較した。その結果、液晶ディスプレイのMTF値はCRTディスプレイのMTF値よりも高かった。液晶ディスプレイには視野角を広くするため、あるいはコントラストを良くするために様々な液晶動作モードが存在する。このうち、医療用高精細ディスプレイで多く採用されているIPS方式とVA方式のディスプレイのMTFを比較した。VA方式では水平方向と垂直方向でMTFに差は見られなかったが、IPS方式では水平方向のMTF値が高くなった。これはそれぞれのサブピクセルの形状の違いによるものと考えられる。サブピクセルの面積が2:4:1となっているアパーチャーモジュレーション式パネルを採用したディスプレイでは、1画素の形状がそろばん状になり、実効的に細くなることからMTF値は高くなった。液晶ディスプレイには、表面をキズ等から防ぐための液晶保護フィルタや、照明などの映り込みを防止するアンチグレアフィルタが装着できる。その

フィルタがMTFに与える影響について検討した。液晶保護フィルタの有無によるMTFの違いはなかった。アンチグレアフィルタをつけるとディスプレイのMTF値は低下することが分かった。

二次元フーリエ変換法を用いて液晶ディスプレイのウィナースペクトルを測定した。結果は雑音成分と共に周期成分が存在し、周期成分はサブピクセルの構造による周期と一致した。周期成分のピークが出ることで、その付近のウィナースペクトル値も見かけ上持ち上げられてしまうため、今後はこの周期成分への対応が必要である。

本研究を通して、液晶ディスプレイの画質には画素の数や大きさの違いによる影響と、画素の形状や開口率、液晶動作モードによる影響があることが分かった。

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

A. 研究目的

肺微細病変の検出について、液晶モニタはCRT（5M）と同等で、1Mから5Mまで解像度による有意差がないことを検証した。この際の照明条件は、固定であったので、今回は照明条件を変更し、照明が肺微細病変の検出に及ぼす影響を検討した。

B. 研究方法

今回の読影実験では、5Mピクセルのモニタを使用し、照明をモニタ面中央で計測し、20ルクス、100ルクス、420ルクスの3段階とした（手で20、120、480ルクス）。周囲を衝立で覆うことで、モニタ正面および側方から外光を遮り、天井の照明のみで照度を調整するようにした。

	画面サイズ	ピクセルサイズ	最大輝度	機種
LCD	338x422	2048x2560	700	Nanao, G51
CRT	304x380	2048x2560	600	Balco, MDG521

使用した症例は、モニタの解像度の実験と同じ症例である。

	症例数	重複読影
「男性：女性」の比	31：32	9：15
「右画像：左画像」の比	29：34	10：14
所見の「有：無」の比	33：30	12：12
所見の程度		
「判定困難群」	11	4
「中等度群」	11	4
「容易群」	11	4
所見のパターン		
「網状影」	10	4
「粒状」	19	5
「すりガラス影」	6	3
計	63	24

読影者は放射線科医12名である。読影は6回（モニタ2 x 照明3の6条件）を1ヶ月以上の間隔をあけて行った。画像を表示する順序、観察条件の順序はランダムに変えた。各画像について、これまでの実験と同様に、連続確信度法によるROC解析を行った。読影時間に制限はなく、画像処理は使わず、各読影者が同じ条件で画像を観察するように配慮した。

C. 研究結果

表1 所見のある画像に対する読影者の所見のあるとする確信度の分散分析表

ソース	自由度	平均平方	F値	有意確率
T	5	69.985	0.136	0.983
S	2	447861.668	128.994	0.000
R	11	28313.047	7.465	0.000
T x S	10	4973268	2.546	0.008
T x R	55	516.352	2644	0.000
S x R	22	3471.959	17.778	0.000
T x S x R	110	195.300	0.404	1.000

T=モニタ系, S=所見の有無と難易度, R=読影者

モニタと照度の組み合わせでは確信度に有意差を認めない。所見の有無と難易度、読影者では有意差を認める。

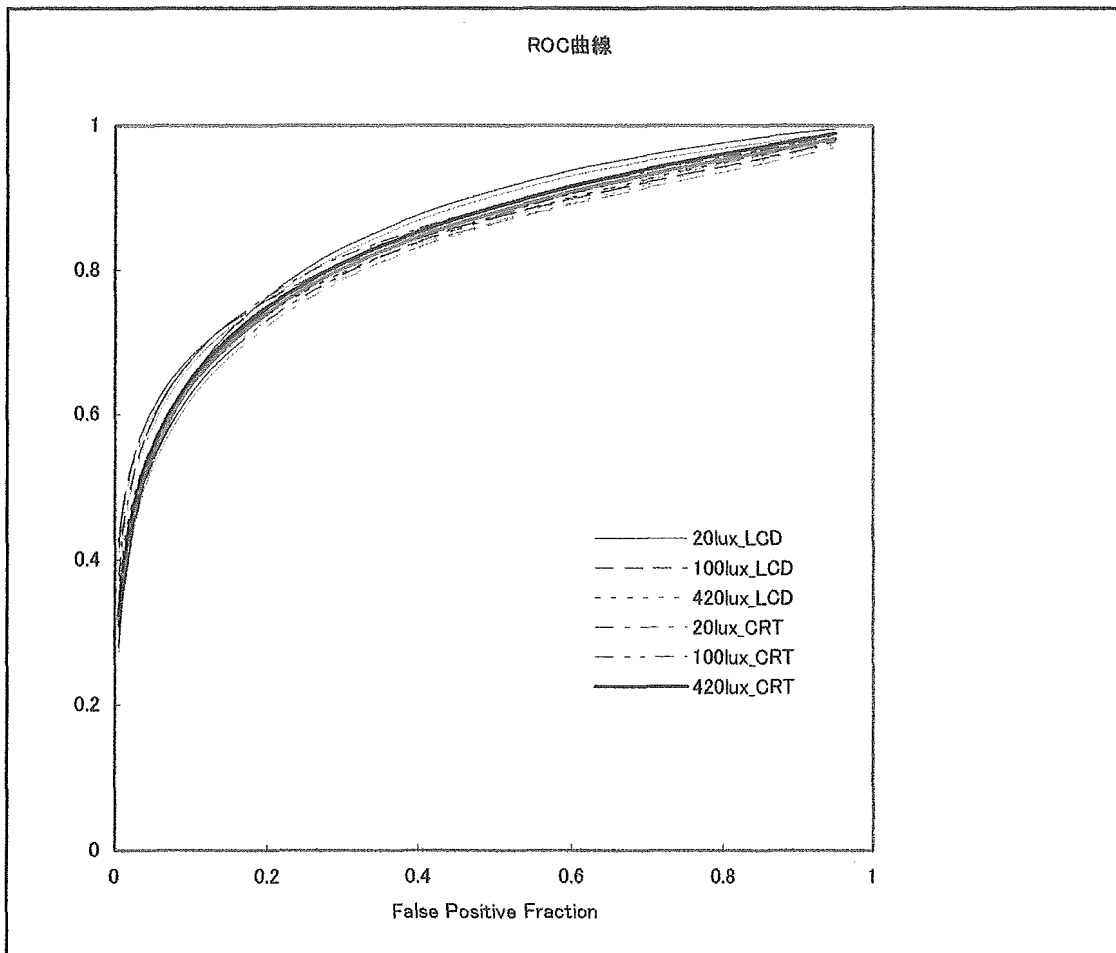
表2 症例の難易度別の読影者が所見のあるとする確信度の平均値

照明_モニタ	所見なし	困難群	中間群	容易群
20_LCD	31.1606	41.9515	70.3227	87.5826
100_LCD	28.6142	38.3409	73.6258	89.4303
420_LCD	30.1503	40.2455	71.7227	88.6530
20_CRT	32.4644	43.7583	72.1311	85.5909
100_CRT	30.5764	40.7500	71.7727	85.6364
420_CRT	30.5681	39.0265	73.7614	86.7614

表3 平均のROC曲線下面積 (Az)

モニタ	照明条件	Mean	STD	Interval
LCD	20 lux	0.8458	0.0390	0.0778
	100 lux	0.8344	0.0419	0.0837
	420 lux	0.8257	0.0392	0.0783
CRT	20 lux	0.8269	0.0410	0.0819
	100 lux	0.8444	0.0394	0.0789
	420 lux	0.8365	0.0395	0.0788

モニタの種類と照度の組み合わせについて、Azに有意差を認めない。



E. 結論

ROC解析では、5MのLCDとCRTについて3段階の照明条件で、Azに有意差を認めなかった。肺微細陰影の検出において、モニタの種類による差と照度の影響は臨床的に無視できることが推定された。

V. 医用画像観察用液晶モニタの画質の検討

A. 研究目的

液晶モニタを画像診断に使用することの是非に関する検討をするために、胸部単純X線写真に関して、4種類の医療用液晶モニタについて、それを使用した場合のsoft copy診断の診断能を読影実験によって評価することが目的である。その成果について以下に報告する。

B. 研究方法

1. 検討した液晶モニタ

液晶モニタを胸部単純X線写真のsoft copy診断に使用することの検討において、まず問題となるのはどのような液晶モニタについて検討すればよいかということである。

液晶モニタの物理特性について、診断能を検討する上で重要な点についてCRTモニタとの比較の観点から簡単に述べると以下のようなものである。表示解像度については、表示画素数でCRTモニタと同様なものが2048 × 2560以上のものまで市販されている。液晶モニタにおいては、その特性から、表示画素数が同じであればCRTモニタより表示分解能が一般にかなり高くなることが知られている。表示輝度に関して、最大輝度についてはCRTモニタと同等以上のものが市販されるようになっており、また、表示用のソフトとビデオボードを工夫することによって、各画素値と輝度との対応関係をCRTモニタと同様にすることが可能となっている。当然のことながら、DICOM企画によるグレースケール画像の表示のための標準表示関数への対応も可能である。ここで注意しなければならないことは、これらの輝度に関する事柄は、適正な視野角で観察した場合に限定されるということである。液晶モニタでは、その表示原理の特性により視野角についてフィルムやCRTディスプレイにはない問題がある。すなわち、液晶モニタは、視野角により輝度情報が著しく損なわれる欠点があり、この点に十分注意する必要がある¹⁾。

既述のように、CRTモニタにおける検討結果によれば、適切な照度下で適切な表示輝度で観察すれば、水平方向と垂直方向の表示画素数が2000以上のCRTモニタにおける診断能は、フィルム・シャウカステン系とほぼ同等であることが知られている。従って、既述の液晶モニタの物理特性を考慮すれば、検討する液晶モニタの表示画素数については、水平方向と垂直方向の表示画素数が2000ピクセルとなるものを上限とすればよいと考えることができる。一方、表示輝度の特性については、最大輝度が一致していれば画像診断用途として市販されているものについては同一にすることができるので、表示輝度の特性については今回の検討対象外とした。

以上のことから、最大輝度が一致した(700 cd/m²)、表示画素数が、1024 × 1280、1200 × 1600、1536 × 2048、2048 × 2560である市販されている4種類の医療用液晶モニタを使用して検討することにした。ここで、基準となるものとして、胸部単純X線写真における診断能がシャウカステンを用いたフィルムによる読影によるもの(フィルム・シャウカステン系)と同等であることが知られている表示画素数2048 × 2560である高解像度のCRTモニタを選んだ。今回検討した5種類モニタの概要について、表1に示す。以下、表中の略称(1M-LCD、2M-LCD、3M-LCD、5M-LCD、CRT)によって、5種類の各モニタを表示するものとする。

表1 検討した液晶モニタの概要

文中略称	モニタの大きさ(mm)	表示画素数	最大輝度(cd/m ²)	型名	接続ビデオボード
1M-LCD	320 × 399	1024 × 1280	700	Precision1M	MD2W
2M-LCD	306 × 408	1200 × 1600	700	ME201L	LV22P2
3M-LCD	318 × 424	1536 × 2048	700	MFGD3220	3MP2FH
5M-LCD	338 × 422	2048 × 2560	700	G51	MD5W
CRT	304 × 380	2048 × 2560	600	MDG521	Md5PCX

2. 胸部単純X線写真における肺腫瘍陰影の検出能に関する検討

胸部単純X線写真における肺腫瘍陰影の検出能に対して、画像を観察するために使用する既述の5種類のモニタが与える影響についての検討を行った。検出能の評価は、読影実験を実施してROC (receiver-operating characteristic)解析をすることによって行った。

2. 1. 読影実験画像の作成

胸部単純X線写真における肺腫瘍陰影の検出能に対する検討では、平成10年に日本放射線技術学会によって作成された「標準デジタル画像データベース (胸部腫瘍陰影像)」の画像¹⁾を読影実験画像の元画像とした。

同画像データベース中の画像は、胸部単純X線写真のフィルム画像をピクセル寸法0.175 mmのフィルムデジタルタイザでデジタル化したもので、画像の画素数は、2048 × 2048であり、各画素における濃度の有効階調数は4096 (12ビット)である (写真の濃度範囲は、0.0~3.5)。同データベース中には、肺腫瘍陰影を含む画像 (各画像に腫瘍陰影は1つ) が154画像あり、それらは悪性のもの100画像と良性のもの54画像から構成されている。同画像の男女別の構成は、男性68例、女性86例である。同腫瘍陰影の大きさは、平均値が17.3 mmであり、5 - 10 mmのものが31例、11 - 15 mmが52例、16 - 20 mmが36例、21 - 25 mmが14例、26 - 30 mmが17例、31 - 60 mmが4例である。これらの肺腫瘍陰影は、検出が容易なものから検出が極めて困難なものまで含まれており、3名の放射線科医師による判定を用いて検出の困難度は5段階に分類されている。それに基づく検出の難易度別の構成は、レベル1 (検出が極めて困難) のものが25例、レベル2 (検出が非常に困難) が29例、レベル3 (検出が困難) が50例、レベル4 (検出が比較的容易) が38例、レベル5 (検出が容易) が12例である。また、同データベース中には、腫瘍のない画像が93画像含まれている。同画像の男女別の構成は、男性51例、女性42例である。

今回の検討は、モニタ表示系が胸部単純X線写真上における肺腫瘍陰影の検出能に与える影響であるので表示までの条件は (少なくとも結果に影響を与えないと見なされる範囲内になるように) 可能なかぎり同一にする必要がある。そこで、読影実験における画像表示用のソフトウェアは、すべて同一のコニカ社製画像表示ソフトRS252DVDを使用することにした。

ここで、「標準デジタル画像データベース (胸部腫瘍陰影像)」中の画像はいわゆる「生データ」であるので、同画像データについてコニカ社製画像表示ソフトRS252DVDを使用して表示できるような形式のDICOMデータへの変換を、独自のプログラムを使用して行った。

既述のモニタについて、1M-LCDのモニタは、1M-LCDのモニタはMD2W (RealVision, Yokohama, Japan)、2M-LCDはLV22P2 (Totoku, Tokyo, Japan)、3M-LCDは3MP2FH (BarcoView, Kortrijk, Belgium)、5M-LCDはMD5W (RealVision, Yokohama, Japan)、CRTはMd5PCX (DOME, USA)の各ビデオボードによって、パソコンに接続した。既述のDICOMデータに変換した画像は、CD-Rに収録し、これを介して各モニタを接続したパソコンに転送した。さらに、これらの各パソコンには既述のコニカ社製画像表示ソフトRS252DVDをインストールした。

2. 2. 読影実験の方法

読影実験に参加した読影者は、放射線科医10名 (経験年数は8 - 22年であり、その平均は15年) である。読影者はすべていわゆる一般放射線診断医であり、胸部専門の放射線診断医ではない。各読影者には、読影実験の前に、1) 読影実験の手順; 2) 各胸部単純X線写真上には、肺腫瘍陰影が1カ所のみあるものとなることがあること; 3) 肺腫瘍陰影のあるものとならないものの数の比はおおよそで1.5:1くらいの比率であること; 4) 肺腫瘍陰影は、良性のものとならないものの両方を含んでいること; の情報を伝えた。

読影実験は、各モニタの種類ごとに既述のように作成した読影実験画像を連続して読影してもらい、モニタの種類が異なる2つの読影実験の間には、各読影者ごとに4週間以上の間隔をあげた。読影の順番について、学習効果による影響を相殺するために、読影者・モニタ・画像の各要因をすべてランダム化して行った。各画像を観察した後、同画像中に肺腫瘍陰影があると思われる確信度 (腫瘍陰影が確かにあると判定した場合は100%、腫瘍陰影が全くないと判定した場合は0%とする) を10cmの長さの連続確信度スケール上に記入してもらい、同確信度が0%でない場合は肺腫瘍陰影がもっともあると思われる所の場所をスケッチ上に記入してもらった。尚、読影時間に制限は設けなかった。(モニタごとに、実際の読影に要した時間は33 - 162分であり、その平均は75分であった。)

画像上の画素値と各モニタ上の輝度との対応関係はすべて同一にして読影実験を実施した。今回の実験においては、12ビットの階調情報を8ビットの階調に圧縮する形で輝度表示し、最大輝度は450cd/m²、最小輝度は1cd/m²、その間はDICOM規格におけるGrayscale Standard Display Function (GSDF) に従って表示するようにした。この画素値と輝度との対応関係については、DICOM規格に従って、一様な輝度の背景内の中央部分に調整する画素値を表示したテストパターンの輝度を測定することによって調整した。ここで、この中央部分の面積は、モニタの表示面積の10%であり、背景の輝度は90cd/m²で行った。また、各モニタにおける画素値と輝度との対応関係の調整は、読影実験を実施したのと同じ場所で同じ部屋の照度下で行った。

読影実験における画像観察時の環境を検討するモニタ間で差がないように、読影実験においては、検討したすべてのモニタを床からほぼ同じ高さ (3M-LCDのみ床から75cmの高さ、その他のモニタの床からの高さは

82cm) になるように横に並べて配置し、すべての読影実験は、同一の部屋、すなわち、名古屋大学大学院医学研究科の放射線科読影室で実施した。さらに、観察時の部屋の照度は200 luxとなるように、各読影実験の前に調節した。

今回の読影実験用画像の画素数は、2048 × 2048であるので、5M-LCDとCRTを除くとそのままでは全画像を表示できないので、1M-LCD、2M-LCD、3M-LCDのモニタにおいては、nearest-neighbor法によって各モニタの表示画素数に適する形で「間引く」ことによって表示した。各モニタにおける読影実験時の画像表示は、画素値と表示輝度の対応関係以外の画像処理は行わずに実施し、読影実験の際にはコニカ社製画像表示ソフトRS252DVDの「階調処理」のみ使用可とした。

2. 3. 読影結果の評価方法と統計処理方法

読影実験における肺腫瘍陰影の検出能の評価はROC解析法によって行った。ROC曲線は、C. E. Metzが「連続確信度法」として考案したアルゴリズムによる、最尤推定法を使用した両正規モデルROC曲線の推定を行うことによって求めた。そして、読影精度の指標として両正規ROC曲線下面積 (A_2) を用いた。また、各モニタにおける読影結果の平均ROC曲線は、両正規ROC曲線における2つのパラメータについて、これらのパラメータを各読影者ごとに推定して求めたものの平均値を使用して求めた。

本研究における実験系においては、5つの実験系間の差についての統計的検定を行う必要がある。今回、ROC曲線下面積を用いた5つの実験系における読影精度の比較は、Dorfman-Berbaum-Metz (DBM) 法¹²⁾ と呼ばれる、各画像の効果についてジャックナイフ法を用いた分散分析を用いて行った。

この方法まず、比較すべき実験系 (i) ごとと読影者 (j) ごとに最尤推定法を用いてROC曲線下面積を計算する。 i 実験系 (モニタの差による読影精度の差を検討することに相当) と j 読影者による読影結果のROC曲線下面積の最尤推定法による推定値を \hat{A}_{ij} とする。次いで、 q 番目の画像 ($q=1,2,\dots,c$) (今回の結節影に関する読影実験では、 c の値は247となる) の読影結果を除いて i 実験系と j 読影者による読影結果のROC曲線下面積の推定値を計算し、その値を $\hat{A}_{ij(q)}$ とする。ここで、

$$A_{ij^*q} = cA_{ij} - (c-1)A_{ij(q)}$$

によって計算される A_{ij^*q} が、 i 実験系と j 読影者と q 番目の画像に対するジャックナイフ法における”ジャックナイフ擬似値”と呼ばれるものであり、この値は、互いにほぼ独立でありあたかも同一の分布に従っているかのように扱うことができる。ここで、 i 実験系と j 読影者と q 番目の画像に対するジャックナイフ擬似値を Y_{ijq} とした場合、 Y_{ijq} が以下のように与えられる3元配置法の分散分析モデルを考えることにする。

$$Y_{ijq} = \mu + \alpha_i + B_j + C_q + (\alpha B)_{ij}$$

$$+ (\alpha C)_{iq} + (BC)_{jq} + (\alpha BC)_{ijq} + Z_{ijq}$$

このモデルにおいて、 μ は、一般平均と呼ばれる量であり、全体

の平均に対応するものである。また、 α_i は、 i 実験系の主効果と呼ばれる量であり、各実験系は母数因子とする。 B_j は、 j 読影者の主効果と呼ばれる量であり、また、 C_q は、 q 番目の画像の主効果と呼ばれる量である。これらについては、いずれの効果も変量因子とする。 $(\alpha B)_{ij}$ は、 i 実験系と j 読影者との交互作用と呼ばれる量であり、以下同様に交互作用を考えるが、このモデルの場合、必ず変量因子が含まれているので交互作用はすべて変量因子である。最後に、 Z_{ijq} は、互いに独立に、平均 0、分散 σ_z^2 の正規分布に従う誤差項とする。以上のモデルを使用する分散分析によって、実験系間の読影精度の差の有無についての統計的検定を行うのが、DBM法の概要である。

さらに、肺腫瘍陰影を有する画像における読影者の腫瘍陰影のあるとする確信度について、モニタの種類を母数因子とし、その他の効果 (各読影者と腫瘍陰影検出の難易度) を変量因子とする2元配置の分散分析も行った。肺腫瘍陰影を有しない画像における読影者の腫瘍陰影のあるとする確信度についても同様な分析を行った。この分散分析については、統計ソフトウェアSPSS 12 (SPSS Inc., Chicago, Ill, USA)を用いて行った。

また、肺腫瘍陰影を有する画像に対する腫瘍陰影の最もあると思われる位置のスケッチが正しいと判断される割合「localization accuracy rate (P_{cl})」を算定するとともに、2項分布モデルを用いた最尤推定法によるその値の95%信頼区間も計算した。

以下、統計的検定においては、有意水準を0.05として実施した。

3. 胸部単純X線写真における肺微細異常陰影の検出能に関する検討

胸部単純X線写真における肺微細異常陰影の検出能に対して、画像を観察するために使用する既述の5種類のモニタが与える影響についての検討を行った。肺腫瘍陰影の場合と同様に、検出能の評価は、読影実験を実施してROC解析をすることによって行った。

3. 1. 読影実験画像の作成

平成5年度に、Computed Radiography (CR)画像とScreen Film (S/F)画像における肺微細異常陰影の検出能に関する検討を、厚生科学研究石垣班の研究項目の一つとして行ったが、その際に大阪大学、群馬大学、高知医科大学、神戸大学、および、名古屋大学において収集した立位胸部単純X線撮影のCR画像（合計63画像）を読影実験画像の元画像とした。

これらのCR画像は、通常のS/F画像に類似した画像になるように各種のパラメータを調節してあるが、これらのパラメータの値は収集した施設で使用されているX線撮影系によって異なったものとなっている。同CR画像の画素数は、1760 × 1760（一部の画像で、1760 × 2140）、各画素濃度の有効階調数は1024（10ビット）である。

これらのCR画像を撮影した63名の患者は、全員CR画像撮影時点の一週間以内に高分解能CTを受けている。各患者の診断は、最初にこの高分解能CTに基づいて行い、次いで、胸部単純X線写真と高分解能CTの画像を対比して、読影実験には参加していない10名の経験豊富な胸部専門の放射線科医師による合議によって最終的に決めた。

読影実験における学習効果を減少させるために、症例の収集時点で記憶に残りやすいものは除外してあるが、さらに収集したCR画像を正中で左右画像に分離し、左右画像のいずれか一方を読影実験に用いた。このようにして、微細な異常陰影を有する33片肺画像と正常な30片肺画像を読影実験用の画像として作成した。これらの画像における検出すべき異常所見の有無については、既述の10名の経験豊富な胸部専門の放射線科医師によって確認した。同33片肺画像における検出すべき異常所見に対応する疾患の内訳は、塵肺7例、膠原病肺7例、特発性肺線維症5例、びまん性汎細気管支炎4例、気管支拡張症2例、肺サルコイドーシス1例、粟粒結核1例、好酸球性肺炎4例、肺胞蛋白症1例、不明1例である。また、これらの33片肺画像における検出すべき異常所見の内訳は、「網状」と称されるものを有するもの10例、「粒状」と称されるものを有するもの19例、「スリガラス状」と称されるものを有するもの6例である。また、異常所見を有する33片肺画像における異常所見について、既述の10名の経験豊富な胸部専門の放射線科医師による合議によって、その所見の検出の難易度を3段階に分類した。その内訳は、判定困難群（所見の検出の難しいもの）11例、中等度群（所見の検出が比較的容易なもの）11例、容易群（所見の検出が容易なもの）11例である。これらの読影実験に使用した画像に関する概要を表2にまとめた。

表2. 肺微細異常陰影の検出能に関する読影実験に用いた症例の概要

	解析対象症例数	重複読影症例数
「男性:女性」の比	31 : 32	9 : 15
「右画像:左画像」の比	29 : 34	10 : 14
所見の「有:無」の比	33 : 30	12 : 12
所見の程度		
「判定困難群」	11	4
「中等度群」	11	4
「容易群」	11	4
所見のパターン		
「網状」	10*	4
「粒状」	19	5
「Ground-glass」	6*	3
計	63	24

肺腫瘍陰影に関する読影実験と同じ理由から、画像表示用のソフトウェアは、すべて同一のコニカ社製画像表示ソフトRS252DVDを使用した。読影実験用に作成した片肺のCR画像データについて、コニカ社製画像表示ソフトRS252DVDを使用して表示できるような形式のDICOMデータへの変換を、独自のプログラムを使用して行った。

読影実験における読影者内変動を評価する目的で、24個の同一の画像を重複して読影してもらった（表2参照）。従って、読影実験においては、各実験系において合計87画像（片肺画像）を各読影者に読影してもらった。

3. 2. 読影実験の方法

読影実験に参加した読影者は、放射線科医19名（経験年数は9 - 25年であり、その平均は16年）である。読影者はすべていわゆる一般放射線診断医であり、胸部専門の放射線診断医ではない。各読影者には、読影実験の前に読影実験の手順について説明した。

肺腫瘍陰影に関する読影実験と同様に、各モニタの種類ごとに既述の読影実験画像を連続して読影してもらい形で読影実験を実施し、モニタの種類が異なる2つの読影実験の間には、各読影者ごとに4週間以上の間隔をあけた。読影の順番について、学習効果による影響を相殺するために、読影者・モニタ・画像の各要因をすべてランダム化して行った。各画像を観察した後、同画像中に間質影の増強（線状、網状、粒状、スリガラス状等）の有無を判定してもらい、間質影の増強があると思われる確信度（この意味は肺腫瘍陰影におけるものと同様）を10cmの長さの連続確信度スケール上に記入してもらった。読影時間に制限は設けなかった。（モニタごとに、実際の読影に要した時間は6 - 49分であり、その平均は17分であった。）肺腫瘍陰影に関する実験と同様に、画像上の画素値と各モニタ上の輝度との対応関係はすべて同一にして読影実験を実施した。この画素値とモニタ上の輝度との対応関係に関する調整方法は、肺腫瘍陰影に関する実験と同じである。さらに、画像の表示方法、読影実験における画像観察時の環境も、肺腫瘍陰影に関する実験と同じである。

3. 3. 読影結果の評価方法と統計処理方法

読影実験における肺微細異常陰影の検出能の評価はROC解析法によって行い、その読影精度の指標としてROC曲線下面積を用いた。ROC曲線の推定方法、各モニタにおける読影結果の平均ROC曲線の作成方法、ROC曲線下面積を用いた5つの実験系における読影精度の比較に関する統計処理の方法は、肺腫瘍陰影に関するものと同じである。

さらに、微細な異常陰影を有する画像における読影者の間質影の増強があるとする確信度について、モニタの種類を母数因子とし、その他の効果（各読影者と所見検出の難易度）を変量因子とする2元配置の分散分析も行った。微細な異常陰影のない画像における読影者の間質影の増強があるとする確信度についても同様な分析を行った。

4. 倫理面への配慮

本研究では、読影実験において、実際の患者の画像を使用したが、これらの画像は、すべて、5年以上前に別な研究目的（これらの研究成果はすべて公表されている）で収集されたものである。また、これらの画像を使用した読影実験の準備と実施において、患者個人に関する情報はいっさい使用していない。

C. 研究結果

1. 胸部単純X線写真における肺腫瘍陰影の検出能に関する検討結果

図1に、肺腫瘍陰影の検出能に関する、（5種類の）各モニタの平均ROC曲線を示す。これらの5つの曲線はすべて同様なものとなった。また、5種類のモニタ間におけるROC曲線下面積の差はわずかなものであった。ROC曲線下面積を使用して、モニタの種類による肺腫瘍陰影の検出能の差について、DBM法によって解析した結果の分散分析表を表3に示す。同表において、モニタの種類による肺腫瘍陰影の検出能についての有意な差は認められなかった（ $P = 0.5255$ ）。一方、10名の読影者間では肺腫瘍陰影の検出能に有意な差が認められ（ $P < 0.0001$ ）、また、使用した247画像間でも肺腫瘍陰影の検出能に有意な差が認められた（ $P < 0.0001$ ）。

図2に、肺腫瘍陰影を有する画像における読影者の腫瘍陰影のあるとする確信度の、各モニタ・各検出難易度別の平均値の推定値を示す。これらの値について、5種類のモニタ間における差は小さいものとなった。肺腫瘍陰影を有する画像における読影者の腫瘍陰影のあるとする確信度についての分散分析表を表4に示す。同表において、モニタの種類による確信度の値の有意な差は認められなかった（ $P = 0.3578$ ）。一方、肺腫瘍陰影を有する画像における読影者の腫瘍陰影のあるとする確信度について、10名の読影者間では有意な差が認められ（ $P < 0.0001$ ）、5種類の検出難易度間でも有意な差が認められた（ $P < 0.0001$ ）。

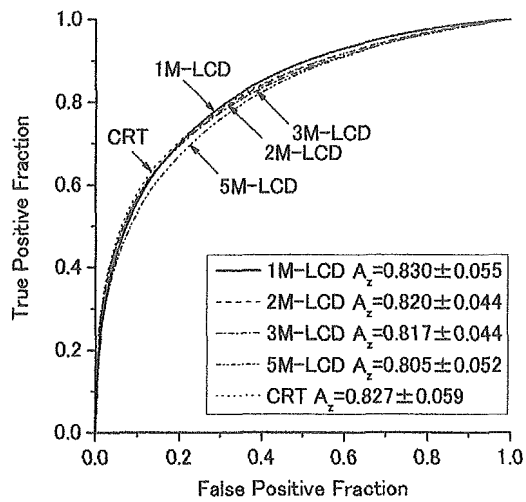


図1 肺腫瘍陰影の検出能に関する各モニタの平均ROC曲線

表3 ROC曲線下面積を使用した肺腫瘍陰影の検出能についての分散分析表

要因	自由度	平均平方	F値	帰無仮説におけるF値の確率
モニタの種類(T)	4	0.2471	0.8125	0.5255
読影者(R)	9	3.4945	7.0511	0.0000
画像(I)	246	3.1179	6.2913	0.0000
交互作用T×R	36	0.3041	1.0229	0.4305
交互作用T×I	984	0.2927	0.9847	0.6280
交互作用R×I	2214	0.4956	—	—
交互作用T×R×I	8856	0.2973	—	—

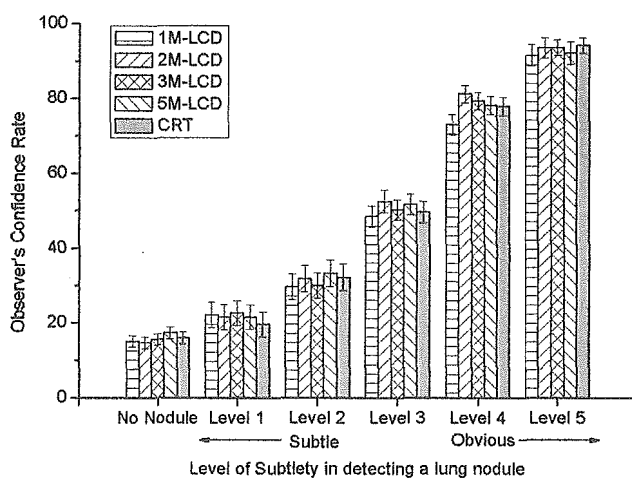


図2 腫瘍陰影のあるとする確信度の各難易度における各モニタ別の平均値の推定値とその95%信頼区間