

一般論文

バーパターンを用いた医用画像ビューアの MTF 測定法

An MTF Measurement Method of Medical Image Viewer Using a Bar Pattern

市川勝弘*・藤田広志**

Katsuhiro ICHIKAWA* and Hiroshi FUJITA**

要旨 我々は、バーパターンを用いた医用画像ビューアの新しい MTF 測定法を開発した。本手法によって、ディスプレイのみの評価ではなく、コンピュータのビデオインターフェースとディスプレイ (CRT ディスプレイを対象とする。) のオーバーオール解像特性を簡便に測定できる。ディスプレイに表示したバーパターンを、一眼レフレックス方式のデジタルカメラで撮影し、画像データから得られた波形データに標本化定理に基づいた波形再生法による補間処理を行った後、周波数解析することにより MTF を測定する。この手法を用いて、2 機種 of 画像ビューアについて実測した結果、本手法は十分な再現性かつ簡便性があり、これによって到来しつつある医療現場でのモニター診断において、有用な方法であることが証明された。

Abstract We developed a new MTF measurement method for medical image viewers using a bar pattern image. This method was designed for easy measurement of the overall resolution property of the cathode-ray tube display and the video interface of a computer. A bar pattern image on display was photographed with a single-lens reflex digital camera, and the waveform data obtained from this image data were interpolated by a waveform reproduction technique based on a sampling theorem. MTF was then calculated by frequency analysis of the interpolated data. Actual measurements were performed with two models of medical image viewers, and the high reproducibility and easy operativity of this method were shown, which demonstrates its usefulness at coming age of image diagnosis by using display in the medical field.

キーワード：バーパターン、MTF、ディスプレイ、標本化定理、医用画像

Key words: bar pattern, MTF, display, sampling theorem, medical image

1. 緒言

最近の医療画像診断においては、従来のフィルムに記録された画像を観察する診断スタイルに変化が現れつつあり、ディスプレイとコンピュータより構成される画像ビューアを用いた診断スタイルである、いわゆる“モニター診断”が注目されている。この動きは、医療画像診断用モダリティのデジタル化技術や画像転送技術、及び大容量保存技術の急速な進歩により、迅速かつ実用的な医療画像の配信環境が整い、フィルムを用いない読影手法に現実性が出てきたことによる。しかし、その一方で、ディスプレイ上の画像の画質について、従来のフィルムとの比較^{1,2)}を中心にして、非常に活発な論議が交わされている。

ディスプレイの画質に影響する物理的な要素として、コントラスト、解像度、粒状性、輝度などがある。これらの中で解像度は画質に大きく関係する重要な要素であり、その測定法について単純なテストパターンの視覚的評価によるものや、MTF (modulation transfer function) の測定による客観的な評価法などが提案されている³⁻⁵⁾。その中で MTF による評価法は、医用画像において従来の主流であったフィルムを含めた受像系に主として用いられてきたことから、ディスプレイにおいても、従来との比較という点を含めて定量的指標として有用である。

過去の研究による CRT (cathode-ray tube) を用いたディスプレイの MTF 測定法は、2 つに大別される。それらは、ディスプレイ上にラインを表示する LSF (line spread function) に

平成 15 年 11 月 6 日受付 平成 16 年 1 月 5 日改訂受付 平成 16 年 2 月 26 日再改訂受付・受理

Received 6th, November 2003, Revised 5th, January 2004, 2nd Revised and accepted 26th, February 2004

*名古屋市立大学病院 中央放射線部 〒467-8602 名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄 1

Department of Central Radiology, Nagoya City University Hospital, Kawasumi 1, Mizuho-cho, Mizuho-ku, Nagoya, Aichi 467-8602, Japan

**岐阜大学大学院医学研究科 再生医科学専攻 知能イメージ情報部門 〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1

Department of Intelligent Image Information, Division of Regeneration and Advanced Medical Science, Graduate School of Medicine, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu, Gifu 501-1193, Japan

よる方法（以下、インパルス法）と、信号発生器による正弦波画像パターンを表示する正弦波による方法（以下、正弦波法）である。医療用の画像ビューアは、通常、ディスプレイとコンピュータの組み合わせで提供されるため、そのオーバーオールなMTFを測定するためには、コンピュータ内のビデオインターフェースの特性も含めた測定が必要となる。しかし、一般にビデオインターフェース内の映像回路とディスプレイ内の映像回路は、線形性が保たれた一連の回路と見なせるので、ディスプレイ単体用の測定法の応用が可能である。

最近、金澤らは、専用の信号発生器とラインセンサを用い、インパルス法と正弦波法について比較検討している。その中で、ディスプレイのガンマ特性の影響により、インパルス法が映像回路などの電気系の周波数特性を正確に反映できない問題を指摘して、正弦波パターンのpeak-to-peak値からMTFを測定する方法が適していることを述べている⁶⁾。そこで、我々は、この手法の応用を検討した。しかし、高集積化されたビデオインターフェース内において信号発生器の接続点を設けることは困難であり、さらに、この手法は、波高値を正確に捕らえるために、位相を変えた複数回の測定を必要とし、煩雑な測定手技となっている。医用画像ビューアにおけるMTF測定は、臨床現場において日常実施されるQC (quality control) の目的からも、これを行う必要があり、測定手技が簡便であることが求められる。よって、この方法の適用は困難である。そこで、比較的入手が簡単なデバイスを用い、応用可能な例として、Roehrigらは、市販のCCD (charge coupled device) カメラをディスプレイに密着して撮影できるように改造してバーパターンを撮影する方法を提案している⁷⁾。しかしながら、この方法においても、バーパターンの波高値を多数の位相の波形データから求めており、さらに矩形波応答関数のみの評価にとどまっている点からも、測定手技や精度において満足できる手法とは言い難い。このように、現在までに提案されている手法の応用は、ディスプレイの機構を考慮した正確性、測定機器および測定手技などの点において、臨床現場に適しているとは考えにくく、より実用的な手法の開発のためには、測定機器やデータ処理に対するさらなる工夫が必要である。

そこで、我々が提案する手法においては、まず、信号発生器を用いる代わりに、画像ビューアの通常の画像表示機能を用いてバーパターンを表示する方法を採用した。これにより、専用の機器を必要としなくなり、入力波形が矩形波となる点に対しては、周波数解析処理を用いて、矩形波の周波数成分から基本波を抽出することでMTF測定を可能とした。そして、表示されたバーパターンの撮影用に、入手が容易な市販の一眼レフレックス方式の高解像度デジタルカメラを用い、データ取得の簡便性に配慮した。また、得られた波形データに対して、標準化定理に基づいた波形再生法を適用することにより、測定精度を維持したままで、実用的な視野を確保し、複数のバーパターンの一度の撮影データからMTF測定が可能となるようにデータ処理にも工夫を施した。本論文で

は、この測定手法の概要と測定結果の検討について報告し、提案する手法の有効性を示すものである。なお、本論文で取り扱う医用画像ビューアは、CRTディスプレイを備えたもののみを対象とし、最近、登場してきた液晶ディスプレイによるビューアは表示機構が異なるため対象から除外した。

2. 医用画像ビューアのオーバーオールMTF

医用画像ビューアの周波数特性に着目した構成を図示すると、Fig. 1 のようになる。なお、本論文で取り扱う周波数特性はすべて振幅特性である。ここで、 LPF_{s1} (LPF: low-pass filter) と LPF_{s2} は、それぞれコンピュータのビデオインターフェース内とディスプレイ内の映像回路の周波数特性である。一般に、この二つの映像回路は一連の回路として扱えるため、 LPF_{s1} と LPF_{s2} の積により LPF_s として定義することが可能である。また、 LPF_o は電子ビームの径や蛍光体などの構造⁸⁾ による光学系の周波数特性である。

ビデオインターフェース内にて発生されるバーパターンの信号波形は、コンピュータ内のビデオメモリに格納された理想的な矩形波波形データからデジタル-アナログ変換により発生されるものであり、これを入力信号としてMTF測定に利用する。この波形は、 LPF_s の影響を受けて高周波数領域の成分に減衰が生じ、次に、ビデオ信号(V)一輝度(B)変換における非線形なガンマ特性により変換された後、さらに LPF_o の影響を受け画面上に表示される。そして、表示されたバーパターンを、デジタルカメラを用いて、標準化定理を満たすようサンプリングし、そのデータを解析することによりMTFを測定する。なお、このような非線形な系でMTFを適用できるのは、線形な系に近似して扱うことが可能な微小振幅条件下に限られる。しかし、医療画像診断においては、微小なコントラストの病変の描出能力が重要であり、この制限条件下での特性は大きな意味を持つ。よって線形な系と同様に、医用画像ビューアのオーバーオールMTFを、 LPF_s と LPF_o の積として定義して、それを測定対象とすることとした。

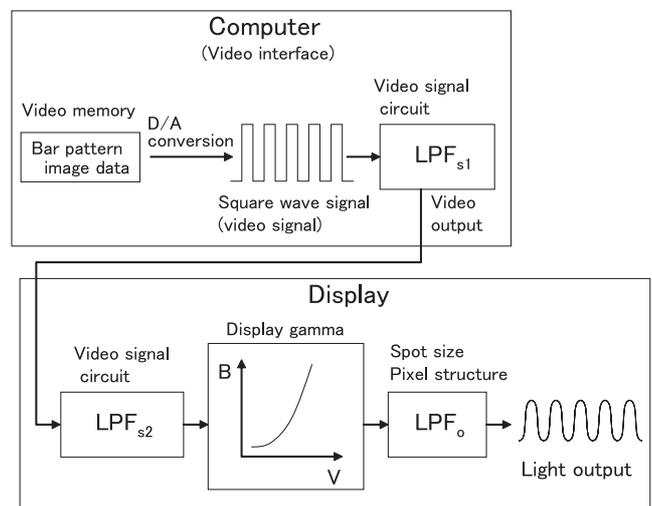


Fig. 1 Composition of a medical image viewer.

本手法においては、MTF の算出のために、ディスプレイ上に表示されたバーパターンから得られる矩形波の周波数成分の中から、フーリエ変換により基本波の成分を抽出し、その振幅値を解析する手法を用いている。よって、正弦波法と同様に LPF_s を正確に反映し、矛盾なく MTF が測定できるかどうか重要な点である。

ここで、入力される矩形波の直流成分を D 、振幅を A 、基本波の周波数を f_0 としたとき、水平方向の空間位置 x の入力信号 $V(x)$ は $A' = 4A/\pi$ を用いると次式で表される (奇関数の矩形波の場合)。

$$V(x) = D + A' \sin(2\pi f_{0x}) + \frac{1}{3} A' \sin(2\pi 3f_{0x}) + \frac{1}{5} A' \sin(2\pi 5f_{0x}) + \frac{1}{7} A' \sin(2\pi 7f_{0x}) + \dots \quad (1)$$

なお、入力信号は映像信号であるため時間の関数となるが、ここでは空間位置 x に換算した。この信号 $V(x)$ が LPF_s を通過し、ガンマ特性 (ガンマ=2 と仮定) により変換された後の信号 $B(x)$ は、 LPF_s の周波数 f における周波数特性を $F_s(f)$ 、 LPF_s による位相遅れを $\phi(f)$ とすると次式で与えられる。

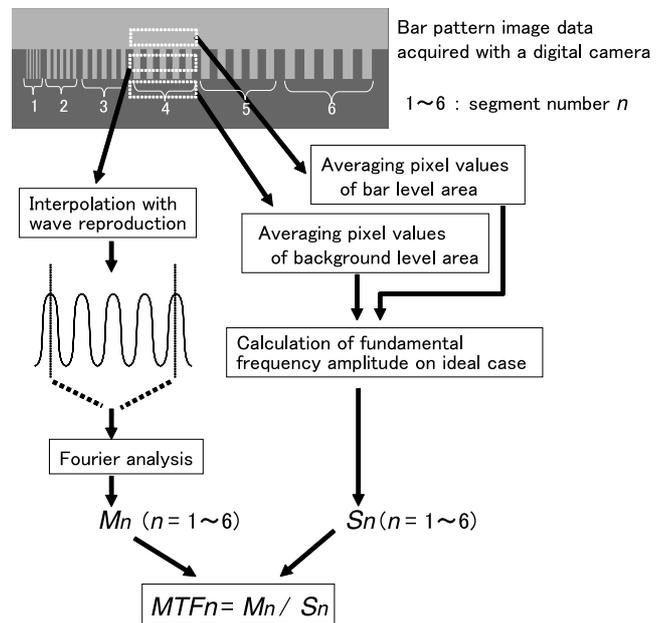
$$B(x) = D^2 + 2DA'F_s(f_0) \sin(2\pi f_{0x} + \phi(f_0)) + A'^2 F_s(f_0)^2 \sin^2(2\pi f_{0x} + \phi(f_0)) + \dots \quad (2)$$

この際、 $B(x)$ の周波数成分中には、ガンマ特性の影響で矩形波の各周波数成分の和と差の成分が生じることとなり、それらの基本波への影響を考慮する必要がある。しかし、矩形波の場合には、基本波の周波数の奇数倍の成分しか含まないため、偶数倍の周波数の成分が生じるのみで、基本波には影響を与えない。よって、(2) 式より、 $B(x)$ の中の周波数 f_0 の成分の振幅値は $2DA'F_s(f_0)$ となり、 LPF_o の周波数特性を $F_o(f)$ とすると、最終的な振幅値は $2DA'F_s(f_0)F_o(f_0)$ となる。また、 $F_s(f)$ と $F_o(f)$ が理想的な場合の振幅値 $2DA'$ は、バーパターンの明部と暗部のレベルの様な領域を測定した値から算出できるため、MTF は、これらの比を取ることで求められる。この際、振幅値 (すなわちバーの信号レベルとバックグラウンドの信号レベルの差) である A は、MTF の計算結果に影響しないこととなり、よって、微小振幅条件下という制限を受けず、任意の値を設定可能である。以上より、本手法で用いる矩形波による方法においても、 LPF_s と LPF_o が正確に反映されたオーバーオール MTF の測定が可能である。

以上の原理は水平方向の MTF を対象としており、垂直方向の MTF については、上下の画素がビデオ信号上において時間的に離れているため、 LPF_s の影響がほとんど含まれない。よって、本手法の特徴の一つである LPF_s の正確な反映の必要はなく、インパルス法にて測定可能である。また、従来より、垂直方向の解像特性は、走査線数に大きく依存するため、MTF 測定の必要性は少ないと言われおり、過去の報告においても、水平方向の測定のみを対象としている⁵⁻⁷⁾。よって、本報告においても、水平方向のみを測定対象とした。



Fig. 2 Photographing scene of a bar pattern image.



(M_n, S_n : amplitude of fundamental frequency)

Fig. 3 The outline of overall MTF measurement method using frequency analysis of a bar pattern image.

3. 実験

3.1 使用機器

Fig. 2 に、バーパターンの撮影の様子を示す。写真は明室の状態であるが、実際の撮影時には部屋を消灯し、室内灯の影響を除外する。一眼レフレックス方式デジタルカメラは、Nikon 社製 D1H を使用した。このカメラの有効画素数は $2,012 \times 1,324$ であり、1 画素あたり 12 bit の階調を有し、接写が可能でマクロレンズ (Nikon 社, Micro-Nikkor 60 mm f/2.8D) との組み合わせにより、ディスプレイ上の限られた領域を撮影可能である。測定対象の画像ビューアは、2 機種ともに白黒の CRT ディスプレイを備え、表示画素数 1280×1600 (画素間隔約 0.25 mm) の A 端末と、表示画素数 2048×2560 (画素間隔約 0.15 mm) の B 端末である。測定用のテストパターンは DICOM (digital image communication of medicine) 規格にて画像サーバに転送し、測定対象の画像ビューアにて画像

サーバより読み込み表示した。

3.2 パーパターン画像の解析

Fig. 3はパーパターンの周波数解析によるMTF測定の概要である。以下に、その解析の手順を述べる。

3.2.1 テストパターン

使用したテストパターンのパーパターン部分は1～6ピクセル幅のパーパターンが5サイクルずつの6つのセグメントから構成される。そして、その上部と下部にパーパターンのバーとバックグラウンドに設定した信号値に対する輝度（以下それぞれ、最大輝度値と最小輝度値とする）測定用の一様な領域が配置されている。

CRTディスプレイでは、信号レベルによってビームの径が変化してMTFが変化するため、最大輝度値と最小輝度値の差、すなわち解析対象とする矩形波の振幅を小さくし、最大振幅の30%以下に設定することが望ましい⁶⁾。よって、直流レベルをビデオ信号レベルの50%とし、バーおよびバックグラウンドのビデオ信号レベルは、それぞれ65%と35%に設定した。

このテストパターンより測定できる最高の周波数は、1画素幅のパーパターンの基本波の周波数である。この周波数は画像ビューアの画素間隔（画像ビューアの表示画素数から決定される、ビューアのディスプレイ上に表示される画素の間隔）を d とした時、 $1/2d$ で求められる。本論文では、機種によって画像ビューアの画素間隔が異なることが多いことから、この周波数を相対空間周波数 fr とし、MTF測定結果の周波数スケールに用いた。

3.2.2 データ取得

作成したテストパターンをデジタルカメラを用いて、十分細かいサンプリング間隔となるように撮影する。この場合、次項で述べるように、表示されたパーパターンの周波数成分を考慮して、標本化定理を満たしたサンプリング間隔の設定が必要であり、また、デジタルカメラのMTFを実測し、必要であれば測定結果の補正を行う。また、撮影されたデータからの波形データの取得は、セグメントごとに行い、最大輝度値と最小輝度値は、セグメントの直上と直下の領域から、セグメントの長さにほぼ等しい範囲を平均することにより得る。

3.2.3 波形再生による補間処理

一般に、周期的な波形において、その周波数成分の解析の精度を向上させるために、正確な整数周期分のデータを抽出することが有効である⁹⁾。サンプリングデータに補間等の処理を施さず、抽出の位相を正確に判別するためには、波形形状に近い形状を表現できるようなサンプリング間隔が必要とされる。そして、このためのサンプリング間隔は標本化定理を満たすサンプリング間隔に対して、十分に細かな間隔となり、本手法のように周期数が限られる場合には、特に抽出の正確性が要求される。しかし、サンプリング間隔を微小化することは、デジタルカメラの撮像視野の狭小化を招き、測定効率を低下を招いてしまう。そこで、本手法では、実用的な撮像視野を確保するために、標本化定理を満たす最低限の

サンプリング間隔を用いることとし、得られたデータに対して波形再生⁹⁾による補間処理を適用し、抽出の位相を正確に判別し得るデータに変換した。

波形再生処理に用いるデータ範囲は、Fig. 3に示すように、セグメントごとにパーパターンの両側に余裕を持たせて抽出する。したがって、データの始点と終点は、共にバックグラウンドのレベルの領域に位置し、ほぼ等しいレベルとなる。これにより、波形再生におけるフーリエ変換処理において、始点と終点の不連続による不要な高周波成分の影響を受けずに処理可能である。この際、シェーディングの影響による若干の不連続性がある場合には、データ長の約5%の範囲で線形補間処理を施した。

本研究においては、この波形再生を計算で実現する手法として、一般的に用いられるアップサンプリングによるサンプリングレート変換¹⁰⁾を用い、サンプリング間隔の20分の1の間隔のデータに変換した。また、標本化定理を満たしたサンプリング間隔の設定は、以下のように、ディスプレイ上に表示されたパーパターンの周波数成分を考慮して行った。

本手法で用いるテストパターンの中で最も細かい1画素幅のバーのパーパターンの周波数成分は、第3次、第5次、第7次などの高調波成分が、それぞれ、 fr の次数倍の周波数に位置する。最近の報告^{7,11,12)}では、ディスプレイの表示画素数が増加傾向にある中、 fr に相当する周波数におけるMTF値は0.5以下の低い値を示す傾向にあり、その結果から、ディスプレイに表示された信号の帯域は、第7次高調波より低いものと考えられる。よって、サンプリング周波数を第5次高調波の2倍の周波数以上とすることで、標本化定理をほぼ満たしたサンプリングが可能となると考えられる。すなわち、必要とされるサンプリング間隔は、画像ビューアの画素間隔の1/5以下となる。これにより、デジタルカメラの撮像視野は、ディスプレイ上の横方向に最大で約400画素の範囲とすることができ、バー幅の違う複数のパーパターンを同時に撮影可能であり、測定効率に寄与できることとなる。

3.2.4 MTFの算出

補間された波形データから、正確な整数周期分のデータを抽出し、基本波の振幅値 M_n (n はセグメント番号)を算出する。また、 LPF_s と LPF_o による減衰がない理想的な場合の基本波の出力 S_n を、最大輝度値と最小輝度値を用いて、フーリエ係数の理論値を算出することによって求め、これらの比から MTF_n を求めた。

3.3 測定方法

3.3.1 デジタルカメラのMTF測定

デジタルカメラのMTFは、幅約0.01mmのラインが高鮮鋭に映し出されたフィルムを撮影することによって測定した。ラインは垂直より約2度傾むくように撮影し、複数位置のLSF (line spread function) からプリサンプリングMTFを算出する方法¹³⁾によって測定した。撮影視野は実際の撮像視野に近い横方向に約60mmとした。

3.3.2 画像ビューアの測定

2機種の画像ビューアの画面中央にテストパターンを表示

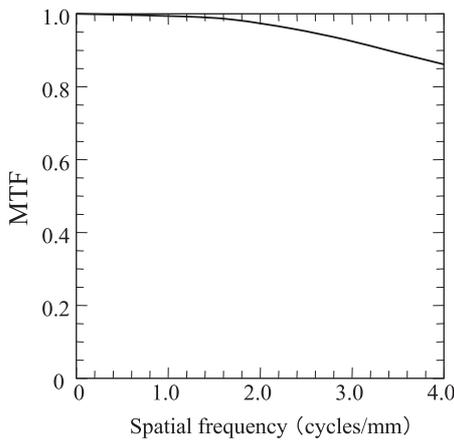


Fig. 4 Horizontal MTF of a digital camera.

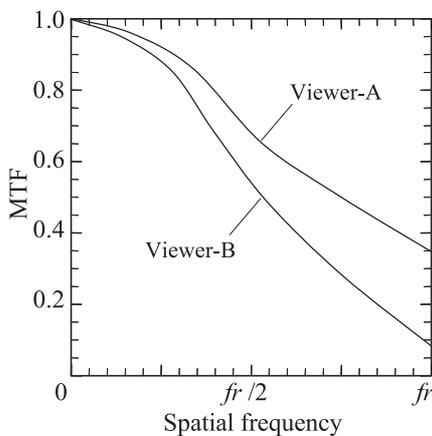


Fig. 5 Horizontal MTFs for two models of medical image viewer. fr is calculated by $1/2d$ (d :pixel size of viewers).

し、それぞれについて 5 回ずつ撮影したデータから MTF を測定し、平均値を比較した。それぞれのサンプリング間隔は、A 端末が約 0.04 mm、B 端末が約 0.025 mm となり、波形再生処理に必要な画素間隔の 1/5 以下を満足した。また、設定したサンプリング間隔が満足なものであるかどうかを調べるために、A 端末を画素間隔の約 1/16 である約 0.015 mm でサンプリングしたデータから MTF を求め比較した。

3.3.3 インパルス法との比較

A 端末について、画面上に垂直方向の 1 画素幅のラインを表示し、インパルス法にて水平方向の MTF を測定し、本手法による測定結果と比較した。ラインの信号レベルはパーパターンのバーのレベルと同じ 65% とし、バックグラウンドも同様に 35% とした。また、サンプリング間隔も、パーパターンと同じにした。この測定は、本手法が、LPF_s の影響を反映し得ることを、インパルス法との比較により確認するために行った。

3.3.4 画像ビューアの個体差の測定

実際の病院施設内で稼動する A 端末と同じ画像ビューア 20 台を選び、MTF を測定し、個体差を検討した。使用した端末は、すべて使用開始後約 1 年が経過したものであり、測定の際には、輝度がほぼ同一となるように調整を行った。

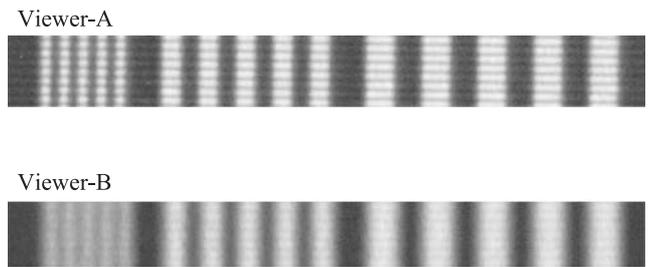


Fig. 6 Acquired bar pattern images of two models of medical image viewer.

Table 1 MTF values at fr obtained by five measurements. The average and standard deviation (SD) of the MTFs were calculated.

Measurement	Viewer A	Viewer B
1	0.344	0.078
2	0.352	0.085
3	0.363	0.095
4	0.340	0.074
5	0.356	0.089
Average	0.351	0.084
SD	0.0094	0.0084

(at fr)

4. 実験結果

Fig. 4 に、デジタルカメラの MTF を示す。現在市販されている画像ビューアで、最も細かい画素間隔 0.15 mm の fr である約 3.3 cycles/mm における MTF 値は 0.91 となり、十分な解像度であった。

2 機種目の画像ビューアの測定結果を Fig. 5 に示す。2 機種ともに、 fr (A 端末:約 2.0 cycles/mm, B 端末:約 3.3 cycles/mm) における MTF 値は 0.5 以下となり、十分な解像を示しているとは言い難い結果となった。特に、B 端末では、 fr における MTF 値が低く、1 画素の解像において不十分であった。Fig. 6 は、撮影された画像データの一部 (セグメント 1,2,3 の部分) である。画像と MTF の測定結果はよく一致しており、定量的に表せる点で、MTF 測定の有用性が示された。2 機種ともに、低周波領域で曲線が膨らみ MTF が部分的に良くなっているが、これは、ディスプレイ内の映像回路によるアパーチャ補正の影響である。Table 1 は、 fr における 5 回の測定結果のバラツキを調べた結果である。バラツキは少なく、安定した測定結果が得られた。

Fig. 7 は、A 端末をサンプリング間隔を変えて測定した結果の比較である。サンプリング間隔を約 0.015 mm とした場合、MTF が若干高く測定されたが、 fr における差は約 3% と僅かな差であった。

Fig. 8 は、A 端末における本手法とインパルス法との比較である。インパルス法では、LPF_s の低周波領域のアパーチャ補正による強調特性と fr 付近の減衰特性が反映されておらず、インパルス法の問題点が顕著に現れる結果となった。これは、金澤らの論文⁶⁾の結果と一致している。

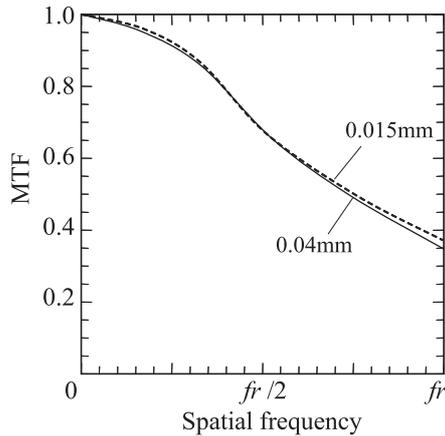


Fig. 7 Comparison of resultant MTFs measured with two different sampling pitches.

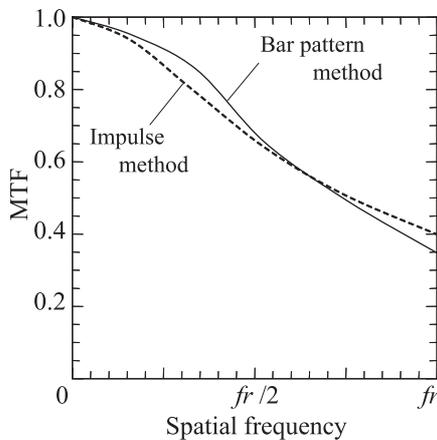


Fig. 8 Comparison of measured MTFs of viewer-A obtained by bar pattern and impulse methods.

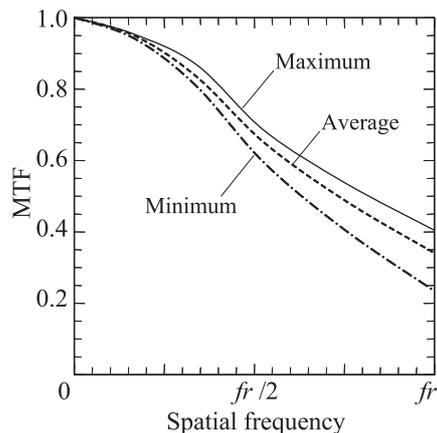


Fig. 9 The Maximum, the minimum and the average MTF of twenty viewers. All viewers were the same model as viewer-A.

Fig. 9 は、画像ビューア 20 台の測定結果から、最大、最小及び平均の MTF（水平方向）を求め、比較した結果である。個体差は、予想以上に大きく、 fr で約 0.2 の差が認められた。

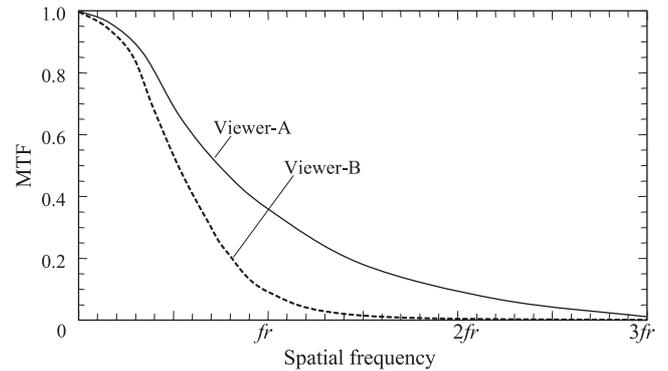


Fig. 10 Measured MTFs up to $3fr$ with fundamental and the third harmonics components of output waveform.

5. 考察

本研究の測定結果から、 fr における標準偏差は 0.01 以下であり、本手法は十分な再現性を有していた。さらに、インパルス法との比較結果から、 LPF_s を反映した結果が得られることから、解像度特性を把握するために適しており、医療現場で適用できる手法としては、十分に実用的であると考えられた。本手法の制限として、基本波のみを用いた場合、1 画素幅のパーパターンが最高周波数となり、 fr 以上の測定が不可能となることがあげられる。理論上は、高調波を用いても MTF の測定が可能であるため、例えば、セグメント 1 と 2 にて第 3 次高調波を用いることにより、 $3fr$ と $1.5fr$ の周波数における MTF が求められる。Fig. 10 は、第 3 次高調波を用いて A 端末と B 端末の $3fr$ までの水平方向の MTF を求め比較した結果である。このように、高調波を用いることにより、 fr 以上の MTF を求めることが可能であるが、高調波は、基本波の振幅の 1/3 以下であり、測定誤差の増加が避けられない。今回の測定では、A 端末の $1.5fr$ における 5 回の測定結果の標準偏差は、約 0.021 となり、基本波より顕著に大きく、再現性にやや問題があった。よって、再現性に優れた基本波による方法を主として、目的に応じて高調波を用いた結果を利用するのが適当と考えられた。

正弦波法においては、ピークの位置や波形形状をいかに正確に捉えるかが、測定精度を左右する。金澤らは、信号発生器により発生させる正弦波の位相を 45° 単位で変化させてデータ収集を行い、ピークの位置を正確にサンプリングしたデータを得る手法を取っている⁶⁾。また、Blume らは、限られた狭い視野を 0.01 mm 以下の非常に細かいサンプリング間隔で撮像する方法¹⁴⁾ を用いて波形形状を正確に捉え、周波数解析を行っている。これらの方法を応用する場合、前者による方法では各周波数に対して複数回のデータ収集を必要とし、後者の方法では、極端に撮像視野が狭くなり、周波数毎の撮像が必要となる。よって両方法ともに測定手技が煩雑になり、コンピュータのデータ処理も複雑なものとなる。これに対して、我々の提案する波形再生による補間処理を用いる方法は、複数のパーパターンを同時に撮影し得る実用的な撮像視野を確保でき、一度の撮影データから MTF 測定が可能

である。よって、この方法と、効率の良い解析用のソフトウェアを組み合わせることにより、ごく短時間での MTF 測定が可能となる。実際に今回開発したプログラムでは、画像データの読み込みから結果表示までに要した時間は約 30 秒であり、高い測定能率を示した。撮像視野を広く取ることに對しては解像度の位置依存性を考慮すべきであるが、テストパターンの幅は画面上で 30 ~ 60 mm と限られた範囲であり、画面内の位置依存の測定にも利用可能であると考えられた。また、シェーディングの影響については、本手法がバーパターンから得られる波形の周波数解析により MTF を求めるため、シェーディングによる緩やかな輝度の変化は除外され、ピーク値を測定する手法に比べて影響を受けにくい特長を有する。しかし、最大輝度値及び最小輝度値の測定用の領域がシェーディングの影響を受けた場合、測定値に誤差を生じる。このため、今回使用したテストパターンでは、バーパターンの縦方向のピクセル数を 15 として小さくし、その直上と直下にこの領域を配置して、シェーディングの影響を軽減した。

実際の施設での測定結果では、個体差が予想以上に大きかったが、臨床現場では画像ビューアを同時に比較できる環境はほとんどなく、このような個体差を認識するには至っていなかった。この結果を、従来のフィルムの非常に安定した特性と比較すると、診断に用いる画像表示装置として問題であり、品質管理の必要性が改めて浮き彫りになった。その点で本手法は、離れた位置に多数設置されている画像ビューアに対してデジタルカメラのみでデータ収集ができ、簡便で再現性の高い点において有用性が確認された。

本論文においては、MTF 測定結果における周波数スケールは、 f_c による相対空間周波数を用いた。このスケールを用いることの利点は、1 画素の描出能力を比較する場合に有効である点や、QC の目的において、様々なビューアを統一されたスケールで見ることが出来る点である。また、欠点としては、臨床画像を同一サイズで表示した場合などに、どの程度の描出能力があるかを調べるためには適さない点があげられる。しかし、実際の読影診断においては、診断目的、撮像部位、モダリティ種別など、多くの要因から様々な表示サイズを切り換えて用いることが多く、その表示サイズに対応するために、今回用いたスケールを換算することは容易である。

今回の検討では、医療用の高精細画像ビューアが、ほとんど白黒ディスプレイを採用していることから、白黒ディスプレイのみを対象とした。しかし、汎用のカラー CRT を採用した安価なビューアも存在するため、それへの適応も考慮する必要がある。しかし、カラー CRT においてはシャドウマスクによる不要な高周波成分が影響するため、それらの補正手法を適用する必要がある。今後の研究課題となった。

6. 結論

医用画像ビューアのオーバーオール MTF を、バーパターンを用いて一眼レフレックス方式のデジタルカメラにて撮影し、波形再生による補間処理と周波数解析により測定する手法を提案した。そして、実測により十分な再現性を有し、解像特性の把握に適した方法であることを確認した。本手法は、医用画像ビューアのオーバーオール MTF を実際の医療現場で簡便に測定することを目的としており、市販のデジタルカメラとコンピュータだけの簡単な構成により、短時間に、かつ定量的な測定ができることから、今後のモニター診断時代において有用な MTF 測定手法に成り得ると信ずる。

謝 辞

本研究にあたり、実際の臨床現場での医用画像ビューアの測定にご協力いただいた、安城更生病院放射線技術科の澤田道人氏並びに関係諸氏に感謝申し上げます。

参 考 文 献

- 1) L. T. Cook, G. G. Cox, M. F. Insana, M. A. McFadden, T. J. Hall, *Med.Phys.*, **25-7**, 1132 (1998).
- 2) H. R. Blume, H. Roehrig, M. P. Browne, T. Ji, *Proc. SPIE*, **1232**, 97 (1990).
- 3) テレビジョン受像機試験方法, JIS, C6101 (1998).
- 4) American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Task Group 18, Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems, Pre-print Draft (version 9.0), 97 (2002).
- 5) H. Roehrig, H. R. Blume, T. Ji, M. Broune, *J. Digit. Imag.*, **3-3**, 134 (1990).
- 6) 金澤 勝, 近藤いさお, 杉浦幸雄, 岡野文男, 映像メディア情報学会誌, **55-5**, 760 (2001).
- 7) H. Roehrig, C. E. Willis, M. A. Damento, *J. Digit. Imag.*, **12-4**, 152 (1999).
- 8) 日本放送協会編, “NHK テレビジョン技術教科書(上)”, 日本放送出版協会, 東京, 1977, p. 69.
- 9) 中村尚五, “ビギナーズ デジタルフーリエ変換”, 東京電気大学出版局, 東京, 1991, p. 69.
- 10) 浜田 望, “よくわかる信号処理”, オーム社, 東京, 1995, p. 129.
- 11) A. S. Chawla, H. Roehrig, J. Fan, K. Gandhi, *Proc. SPIE*, **5029**, 734 (2003).
- 12) J. Fan, W. J. Dallas, H. Roehrig, E. Krupinski, *Proc SPIE*, **5029**, 746 (2003).
- 13) H. Fujita, D. Y. Tsai, T. Itoh, *et al.*, *IEEE Trans. on Med. Imaging*, **11-1**, 34 (1992).
- 14) H. R. Blume, P. M. Steven, M. E. Cobb, A. M. Ho, F. Stevens, S. Muller, H. Roehrig, J. Fan, *Proc. SPIE*, **4681**, 23 (2002).