

デジタルラジオグラフィにおける撮像系及び表示系の  
解像特性の測定法に関する研究

Studies on measurement methods of resolution property  
for imaging and display systems  
in digital radiography

平成16年 7月

July 2004

学位論文：博士(工学)甲241

市川 勝弘

Katsuhiko Ichikawa

岐阜大学大学院 工学研究科  
Graduate School of Engineering  
Gifu University

# デジタルラジオグラフィにおける撮像系及び表示系の 解像特性の測定法に関する研究

市川 勝弘

岐阜大学大学院  
工学研究科 電子情報システム工学専攻  
〒501-1193 岐阜県岐阜市柳戸1-1  
TEL: 058-230-6512, FAX: 058-230-6514  
E-mail: raitika@med.nagoya-cu.ac.jp

【勤務先】

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  
TEL: 052-858-7345, FAX: 052-851-4811

指導教官 : 藤田 廣志 教授

## 要旨

本研究の目的は、デジタルラジオグラフィにおける撮像系及び表示系の解像特性の新しい測定手法を開発することである。本手法の開発においては、デジタルラジオグラフィの性質を考慮したデータ処理手法を新たに採用し、従来法にあった医療現場での適用における問題を克服することを主眼においた。

本論文は4章で構成されている。第1章では、本研究の背景と概要を述べる。第2章では、矩形波チャートを用いたプリサンプリングMTFの測定法について述べる。ここでは、矩形波チャートのデジタルシステムへの適用について、その理論的解析と、新しく応用したデータ処理手法の開発、及び、実際の施設における測定結果について述べた。第3章では、バーパターンを用いたデジタルラジオグラフィの表示系のMTF測定法について述べた。この測定法は、高解像度デジタルカメラとコンピュータの簡単な構成と、ディスプレイの表示機構を考慮して新しく応用したデータ処理手法により医療画像ビューアの表示系のMTFを測定するものである。ここでは、測定理論と測定手順について述べるとともに、実際の施設で多数稼動するディスプレイに対して本手法を用い、その有用性も示した。第4章では、本論文のまとめと今後の課題について述べた。

Studies on measurement methods of resolution property  
for imaging and display systems  
in digital radiography

Katsuhiro Ichikawa

Graduate School of Engineering

Gifu University

Yanagido 1-1, Gifu 501-1193, Japan

Tel: +81-58-230-6512, Fax: +81-58-230-6514

E-mail : raitika@med.nagoya-cu.ac.jp

[Office]

Department of Radiology, Nagoya City University Hospital

Kawasumi 1, Mizuho-tyo, Mizuho-ku, Nagoya 467-8602, Japan

Tel: +81-52-858-7345, Fax: +81-52-851-4811

Thesis adviser : Professor Hiroshi Fujita

Abstract

The purpose of this study is to develop measurement methods of resolution property for imaging and display systems in digital radiography. The main aim of this development is to solve problems of the conventional methods and establish new methods with sufficient accuracy and excellent applicability suitable for the quality control performed in actual medical settings. This paper consists of four chapters. Chapter 1 introduces the background and overview of this study. Chapter 2 describes a new measurement method of presampling MTF by Fourier transform of square-wave chart image. In this chapter, the theoretical analysis and development of the data processing technique for application of a square-wave chart to the digital radiography were described. In Chapter 3, a novel MTF measurement method of medical image viewer using a bar pattern image is described. This method measures overall MTF of the display system of the medical image viewer with the data processing technique newly applied in consideration of the display mechanism and an easy composition as a single-lens reflex type high-resolution digital camera and a computer. This chapter explains the measurement theory, the measurement procedure and the actual measurement results performed to the many displays which work in an institution. Chapter 4 summarizes all of these studies and discusses the future works.

## < 目次 >

第1章 緒論 .....	1
1.1 X線写真技術の発展	1
1.2 デジタルラジオグラフィにおける画質評価	2
1.3 本論文の目的及び構成	3
参考文献	4
第2章 矩形波チャート像のフーリエ変換によるプリサンプリングMTFの新しい測定法.....	7
2.1 はじめに	7
2.2 提案する方法	9
2.2.1 波形再生	9
2.2.2 エリアシング誤差の回避	12
2.2.3 本手法における制限	13
2.3 シミュレーション	14
2.3.1 方法	14
2.3.2 精度評価結果	16
2.4 CR装置による実測	18
2.5 考察	20
2.6 結語	21
参考文献	21
第3章 バーパターンを用いた医療画像ビューアのMTF測定法.....	23
3.1 はじめに	23
3.2 医用画像ビューアのオーバーオールMTF	24
3.3 実験	27
3.3.1 使用機器	27
3.3.2 バーパターン画像の解析	28
3.3.2.1 テストパターン	29
3.3.2.2 データ取得	30
3.3.2.3 波形再生による補間処理	30
3.3.2.4 MTFの算出	31
3.3.3 測定方法	32
3.3.3.1 デジタルカメラの特性	32
3.3.3.2 画像ビューアの測定	32
3.3.3.3 インパルス法との比較	32
3.3.3.4 画像ビューアの個体差の測定	33

3.4 実験結果	33
3.5 考察	38
3.6 結語	40
参考文献	40
第4章 結論	43
謝辞	45
本論文で用いた論文リスト	47
研究業績	49

# 第 1 章

## 緒 論

## 第1章 緒論

### 1.1 X線写真技術の発展

1895年にレントゲンにより発見されたX線は、放射線画像診断という分野を造りだす源となった。この放射線画像診断を支えてきた重要な技術は、人体のX線の透過分布を画像化する技術であり、フィルムによるX線写真がその最初の開発である。X線写真は、X線発生装置により発生されたX線を人体に照射して、透過してきた強度分布を銀塩を用いたフィルムに感光させ画像化することから始められた。やがて、感度不足を補いつつコントラストの良い画像を得るために、増感紙を用いてX線の透過分布を可視光の分布に変換し、フィルムに感光させる方式に発展した[1]。この方式は、アナログのX線写真のシステムとして現在も広く使用されている。この増感紙-フィルムシステムは、現在までにフィルムと増感紙の双方に幾度も改良が施され、現在一般的となっている希土類蛍光体によるシステムが開発され、高感度かつ高鮮鋭度となった。X線写真技術が発展していく中で、エレクトロニクス技術とコンピュータ技術急速な発展を遂げ、その応用の代表的なものとして1970年代初頭に**computed tomography (CT)**が開発され[2]、放射線画像診断において重要なモダリティとなり、さらに放射線画像のデジタル化の波をつくりだした。X線写真においても、その後、輝尽性蛍光体を用いた**computed radiography (CR)**が開発され[3]、デジタル化が実現された。また、X線透視装置に使われてきたイメージインテンシファイアーを用いて出力信号をデジタル化する**digital fluorography**も開発され、これらのデジタル化されたX線写真は、デジタルラジオグラフィと総称されるようになった。最近、半導体検出器を用いたX線平面検出器が開発され、その優れた感度とSN比[4]、リアルタイムな画像出力、そのコンパクトさなどから、大きな需要を呼び、急速に普及しつつある。

デジタルラジオグラフィは、データ保存性に優れるだけでなく、様々な画像処理技術が適用可能であり、医師の診断しやすい画像を提供可能である[5]。また、画像データを用いたコンピュータ診断支援システムも実現されるにいたっている[6,7]。さらにコンピュータネットワーク技術の進化とともに、医療画像におけるネットワーク技術も発展し、病院内での画像ネットワークが普及しつつあり、遠隔診断システムも実用化されている。この流れの中で、フィルムの観察による診断手法に代わって、ディスプレイの観察によるいわゆる“モニター診断”に必然的に移行しつつあり、高精細な**cathode ray tube (CRT)**ディスプレイや液晶ディスプレイが開発され、実用化された。これらのデジタルラジオグラフィの撮像系と

表示系の進化は、さらに将来性が期待されており、放射線画像診断だけでなく医療全体の質の向上に貢献していくものと考えられる。

## 1.2 デジタルラジオグラフィにおける画質評価

従来のアナログのX線写真の画質に関する研究は、開発された当初から盛んに行われるようになり、画質の物理的要素としてコントラスト、解像特性、粒状性などに対する定量的な評価方法が考案されてきた。コントラストの評価には、X線強度（フィルムに対する露光量）と写真濃度との関係を示す特性曲線が使用され、粒状性は、濃度分布の標準偏差によるRMS粒状度やノイズ成分の周波数解析によるウィナースペクトルによる評価[8]が一般化した。また、解像特性は、**modulation transfer function (MTF)**による評価法が提案され、その測定方法には、矩形波チャートによる方法とスリット像による方法が代表的である[9,10,11]。デジタルラジオグラフィの普及によって、アナログに適用されていた評価手法は、デジタルの特殊性を考慮した上で若干の定義の変更やデータ処理に対する工夫が加えられた[12]。そのデジタルの特殊性の主たるものは、エリアシングであり、その影響が顕著であるのはMTFの測定である。デジタルラジオグラフィの解像特性は、検出器やサンプリングアパーチャ、そして、デジタル化までの電気系やアンチエリアシングフィルターの特性によるアナログ成分の特性と、デジタル化後の画像処理と表示系の解像特性などの複数のコンポーネントからなる。GigerとDoiは、そこで、プリサンプリングMTFという概念を提唱した。プリサンプリングMTFは、前述のアナログ成分のMTFであり、エリアシングMTFを含まないことから従来の増感紙—フィルムシステムや他のデジタルシステムとの比較が可能である[13,14]。プリサンプリングMTFの測定法は、Fujitaらによりスリット像を合成する実用的な手法が開発され[15]、現在も標準的手法とされている。

表示系の解像特性については、CRTディスプレイが医療用に開発されたものではないことから、放送機器などの分野で開発された測定方法が応用されてきた。これらは、解像度パターンの目視による評価が主体であり、定量的測定法としてはインパルス波形によるMTF測定が提案されている。しかし、最近、金澤らにより、CRTディスプレイでは、ガンマ特性が原因となり、インパルス波形による方法が電気系のMTFを正確に反映し得ないことが報告され、同時に、正弦波波形による方法が適した方法であると報告された[16]。医療画像の表示系としてディスプレイの解像特性を評価する場合、フィルムを主とする従来のアナログ系の評価にMTFが用いられてきたことから、ディスプレイにおいてもMTFによる評価

を用いることで、従来との比較の点で有用であり、また、評価の客観性からもテストパターンを目視よりも定量値による評価が有効である。

これらの、デジタルラジオグラフィの撮像系及び表示系の解像特性の測定法には、医療施設での活用に対して問題が指摘されてきた。それは、医療施設で容易に実施でき、幅広いモダリティーに適用できる手法として、測定機器や測定手技が適さないことである。撮像系のスリットを用いる手法は、金属製のスリットの開口が約  $10\ \mu\text{m}$ 、高さが  $20\sim 50\text{mm}$  であり、それに対して正確なアライメントでX線を通させるためには、相当の熟練を要するだけでなく、わずかなずれも起こらないようなアライメントの保持が困難を極める。施設によっては、アライメントを固定したX線管とスリットの組み合わせを設置し、そこでの曝射に限って使用する例もある。そこで矩形波チャートの適用を試みた報告もあったが、エリアシングの影響を回避する方法が十分でなく、精度を確保できていない[17]。表示系の解像特性は、正弦波信号によるMTF測定法が提案されているものの、一般化しておらず、専用機器が必要である点と、データサンプリングの位相を変化させての複数回のデータ収集が必要となるなど、測定手技が非常に複雑で、医療施設で多数稼動するディスプレイの測定への適用は事実上困難である。このように、デジタルラジオグラフィの撮像系と表示系のMTF測定法は、理論や研究的レベルの測定方法が確立されているもの、医療現場に適した測定手法は確立されないままだった。

### 1.3 本論文の目的及び構成

本研究は、デジタルラジオグラフィの性質を考慮した新しいデータ処理手法と扱いやすい測定機器により、医療現場での実用性が高く、かつ高い精度を有する撮像系と表示系のMTF測定法の開発を目的とした。本論文は4章で構成されている。以下に、その概要を述べる。

第1章では、X線写真技術の発展と、画質評価手法の変遷、デジタルラジオグラフィにおける解像特性の測定法の現状などの本研究の背景と本論文の概要を記述する。

第2章では、矩形波チャート像のフーリエ変換によるプリサンプリングMTFの新しい測定法について述べる。デジタルラジオグラフィのプリサンプリングMTFの測定に矩形波チャートを適用する場合には、エリアシングの影響を考慮する必要があり、また、フーリエ変換処理をする場合に離散的に得られたデータから正確に周波数成分を抽出するためのデータ処理手法が重要である。提案する手法では、矩形波の周波数成分が基本波とその奇数倍の周波数の離散的な

成分を持つことを利用し、エリアシングの影響を回避する手法を用いた。また、フーリエ変換処理に先立って、標本化定理に基づいた波形再生処理を行い目的の周波数成分の抽出精度を高める手法を用いた。ここでは、新しく開発した手法の解析理論、測定方法と手順、実際の施設における測定結果について記述する。

第3章では、バーパターンを用いたデジタルラジオグラフィの表示系のMTF測定法について述べた。この測定法は、高解像度デジタルカメラとコンピュータの簡単な構成と、ディスプレイの表示機構を考慮して新しく応用したデータ処理手法により医療画像ビューアのMTFを測定するものである。ここでは、測定理論と測定手順について述べるとともに、実際の施設で多数稼動する画像ビューアに対して本手法を用い、提案する測定法の有用性を示した。

最後に、第4章では、本研究のまとめと今後の課題について述べる。

#### 参考文献

- [1]立入 弘監修：診療放射線技術 上巻 第7版，122-127，南江堂，東京，1993.
- [2]Hounsfield,G：Computerized transverse axial scanning (tomography), part 1 description of system. Brit. J. Radiol., 46, 1023-1047, 1973.
- [3]Sonoda M, Takano M, Miyahara J, et al.：Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. Radiology, 148(3), 833-838, 1983.
- [4]Spahn M, Strotzer M, Volk M, et al.：Digital radiography with a large-area amorphous-silicon flat-panel X-ray detector system, Invest. Radiol., 35(4), 260-266, 2000.
- [5]岡部 哲夫，瓜谷 富三 編：医用放射線科学講座14 医用画像工学，137-147，医歯薬出版株式会社，東京，1997.
- [6]Doi K, MacMahon H, Katsuragawa S, et al.：Computer-aided diagnosis in radiology, Potential and pitfalls. European Journal of Radiology, 31, 97-109, 1999.
- [7]Giger ML, Doi K, MacMahon H, et al.：Pulmonary nodules：Computer-aided detection in digital chest images, Radiographics, 10, 41-51, 1990.
- [8]内田 勝監修：基礎 放射線画像工学，132-142，オーム社，東京，

1998.

- [9]ICRU Report 41: Modulation transfer function of screen-film systems, (ICRU, Bethesda, MD, 1986).
- [10]内田 勝, 金森仁志, 稲津 博 : 放射線画像情報工学(I), 144-223, 通商産業研究社, 東京, 1981.
- [11]Morishita J, Doi K, Bollen R, et al. : Comparison of two methods for accurate measurement of modulation transfer function of screen-film systems, Med. Phys., 11, 287-295, 1984.
- [12]Giger ML, Doi K, Fujita H : Investigation of basic imaging properties in digital radiography 2. Noise Wiener spectrum, Med. Phys., 11(6), 797-805, 1984.
- [13]Giger ML and Doi K : Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 1. Modulation transfer function, Med. Phys., 11(3), 287-295, 1984.
- [14]Fujita H, Ueda K, Morishita J, et al. : Basic imaging properties of a computed radiographic system with photostimulable phosphors. Med Phys, 16(1), 52-59, 1989.
- [15]Fujita H, Tsai DY, Itho T, et al. : A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography, IEEE Transactions on Medical Imaging, 11(1), 34-39, 1991.
- [16]金澤勝, 近藤いさお, 杉浦幸雄, 他 : ディスプレイのMTF測定方法, 映像情報メディア学会誌, 55(5), 760-772, 2001.
- [17]畑川政勝, 井上 誠, 小川隆由, 他 : 矩形波チャートを用いたデジタル系のMTF測定の検討, 日放技学誌, 53(11), 1683-1690, 1997.



## 第 2 章

矩形波チャート像のフーリエ変換による  
プリサンプリングMTFの新しい測定法

## 第2章 矩形波チャート像のフーリエ変換によるプリサンプリングMTFの新しい測定法

### 2.1 はじめに

デジタルラジオグラフィによるプリサンプリングMTFの測定法は、アナログのシステムに使用されてきた金属スリット(図2.1)による手法[1,2]が提案され、標準的となっている。しかし、開口が約 $10\mu\text{m}$ 、高さが $20\sim 50\text{mm}$ であるスリットに正確なアライメントでX線を通過させるためには、その調節に相当の時間を要するだけでなく、わずかなアライメントずれも起こらないようなアライメントの保持が困難を極め、さらに、そのようなスリットから十分な露光を得るためには、大きなX線照射量を必要とする[3]。施設によっては、アライメントを固定したX線管とスリットの組み合わせを設置し、そこでの曝射に限って使用する例もある。よって、測定対象の機器の構成によっては、測定不可能な場合もあり、一般の医療施設での適用には問題が指摘されてきた。よって、スリット法に代わる方法として、同程度の精度を有し、撮影が容易で幅広い装置に対応できる手法の開発が臨まれてきた。

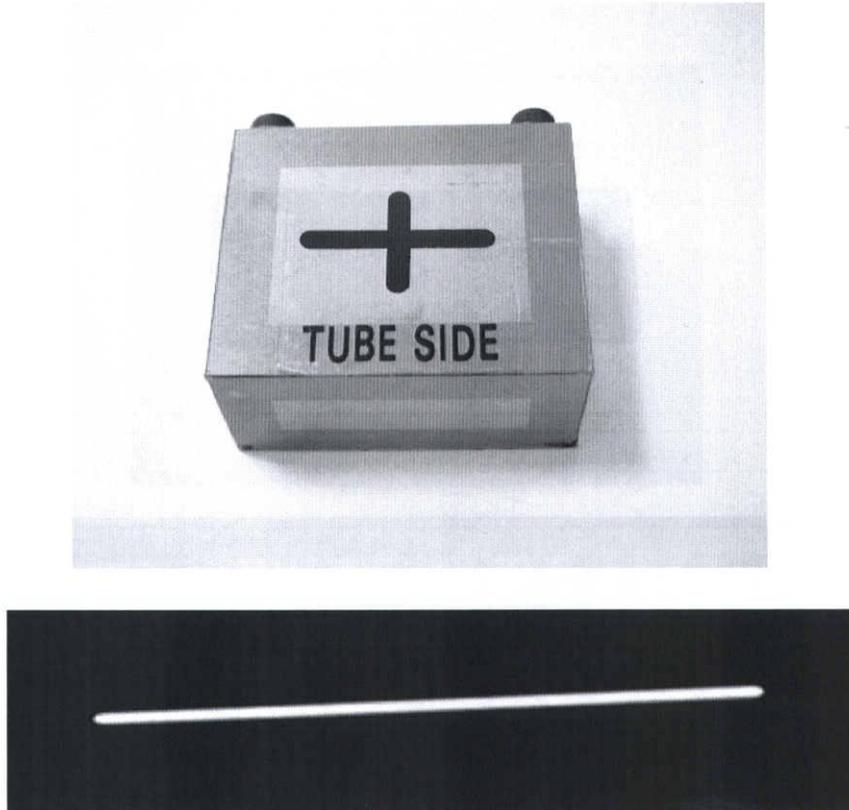


図2.1 金属スリットとその撮影画像

アナログの増感紙-フィルム系などにおけるMTFの測定法には、スリットによる方法の他、矩形波チャート(図2.2)による方法が代表的である。この方法におけるMTFの算出方法には、コルトマンの補正式[4]を用いたコントラスト法と、室らが報告したフーリエ変換による方法(以下、フーリエ法)[5,6]があるが、これらの方法をデジタルラジオグラフィのプリサンプリングMTFの測定に適用する場合には、サンプリングに起因した次の問題があり、適用不可能な状態にあった。コントラスト法では、出力波形の山と谷の値を正確な位置でサンプリングした点が必ずしも得られなくなる[7](あるいは、エリアシングにより高周波領域では歪が生じて計測できなくなる)。また、フーリエ法では、波形を整数周期分だけ正確に得ることが困難になるだけでなく、周波数解析を行う上で、エリアシング誤差を考慮する必要性が生じる。

そこで本章では、周波数解析による波形再生によりサンプリング点を補間する手法と、矩形波が離散的な特定の周波数成分のみを有することを利用したエリアシング誤差の回避により、フーリエ法における問題点を解決し、矩形波チャートを用いてプリサンプリングMTF測定を行う新しい方法を提案する。そして、その方法の精度をコンピュータによるシミュレーションとComputed Radiography(CR)を用いた実測により確認する。

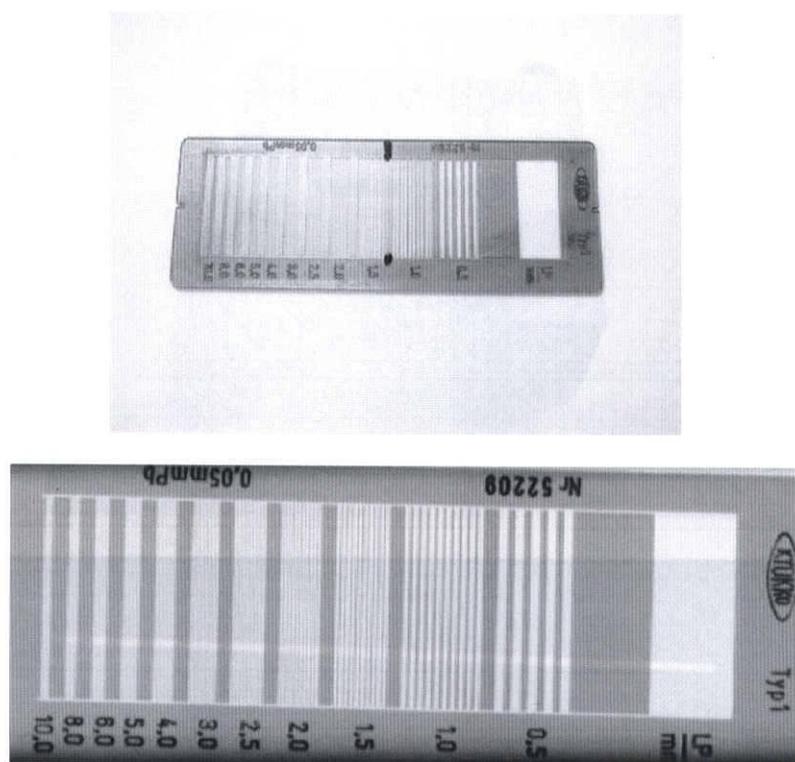


図2.2 矩形波チャート(kyokko type-1)とその撮影画像

## 2.2 提案する方法

### 2.2.1 波形再生

フーリエ法によるMTFの測定では、撮影された矩形波チャート像の波形データから1周期の整数倍の範囲だけの波形を正確に抽出して、その周波数解析を行いMTFを求める。抽出したある周波数をもつ波形の周波数解析では、その周波数に相当する基本波の成分  $M_n$  が最も高い成分として求められる。このとき、矩形波チャートの“直流成分”に相当する窓の部分から入力された矩形波の波高から求めた入力の基本波の成分を  $M_0$  とすると、その  $M_n$  との比 ( $M_n/M_0$ ) をとって、MTFが求められる。このようなフーリエ法の解析処理において重要なことは、整数周期分の波形データを正確に抽出することであり、これにより、フーリエ変換処理による漏れ[8]を最小限に抑え、周波数成分の解析精度を向上させることが可能となる。そのためには、サンプリング定理を満たす最低限のサンプリング周波数(ナイキスト周波数の2倍)に対応するサンプリング点の数十倍の細かさでサンプリング点を得られていることが必要となる。しかし、デジタル画像においては、矩形波の周波数によっては1周期に数点しかサンプリング点を得られず、そのデータから周期の始点や終点を判別できない状態となる(図2.3)。この問題を解決するために、次に説明する波形再生法を利用して、サンプリング間隔に対して十分に細かい間隔の波形データを計算により求める方法を本手法では用いた。

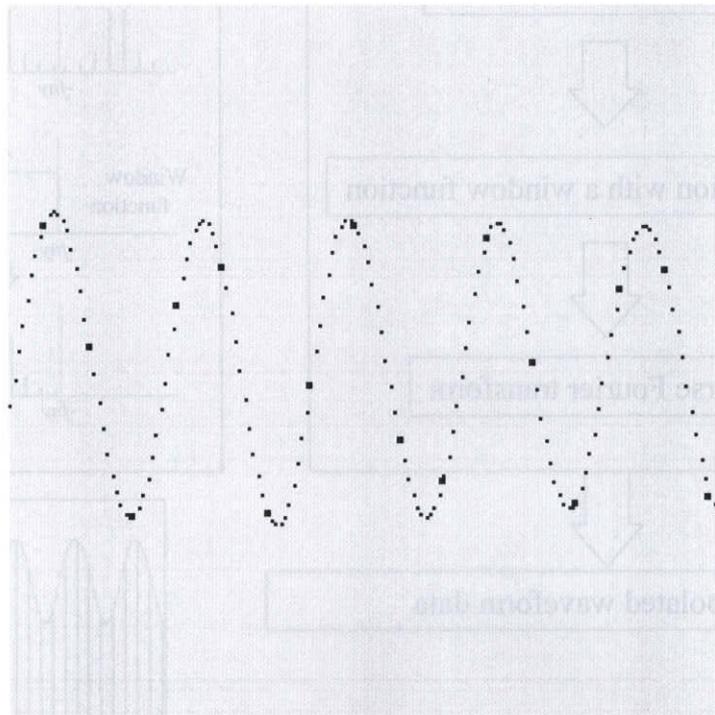


図2.3 実際の分布(点線)とサンプリング点(■)

一般的に、サンプリング定理を満たしたサンプリングデータから元の波形を再生するには、サンプリングデータをフーリエ変換して、周波数領域においてナイキスト周波数以下が1、それ以上が0である窓関数を掛けて逆フーリエ変換することによって波形再生がなされる[8]。こうして作成された波形は連続値に近く、周期の始点や終点の判別が容易となりフーリエ法に利用可能となる。この波形再生処理の概要を図2.4に示す。

一方、逆にサンプリングの定理を満たさないデータに対して波形再生を行った場合には、再生された波形が歪み、再生が不完全となる。なぜなら、この波形内では、ナイキスト周波数以上の周波数成分の波形がエイリアシングを起こし、こ

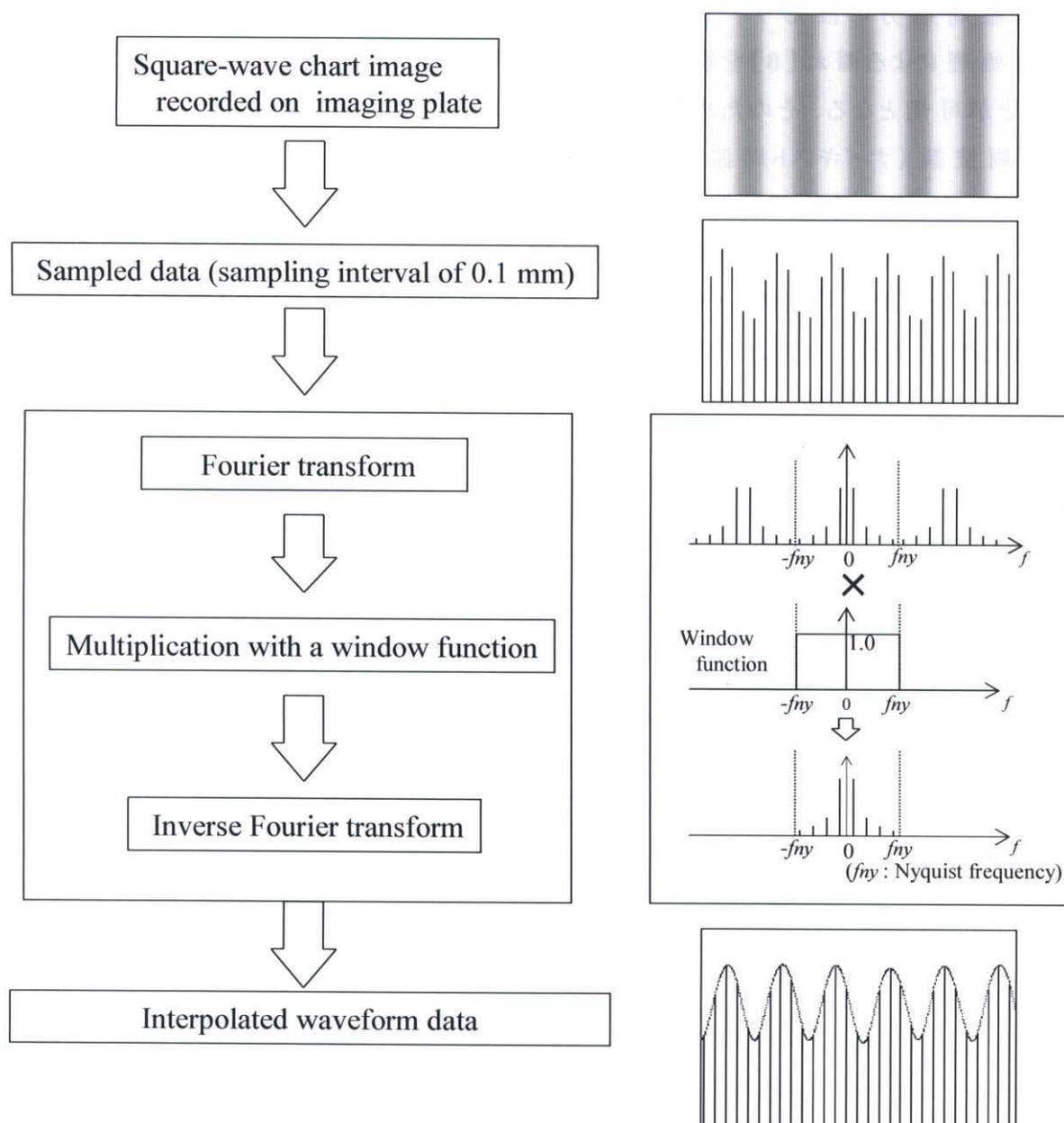
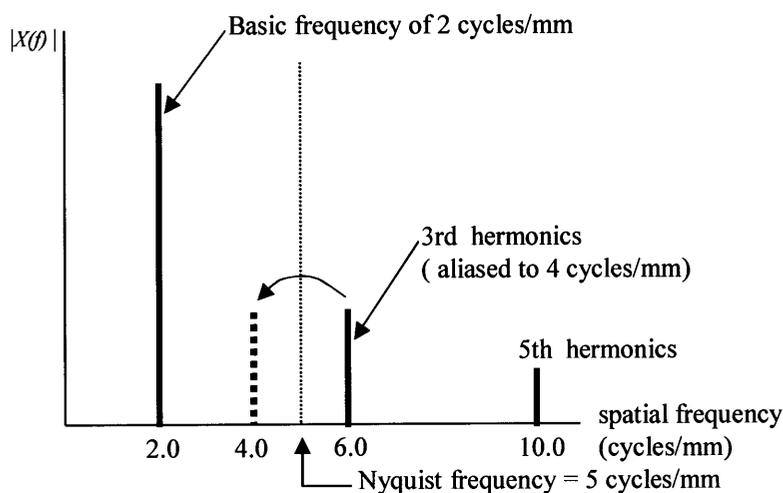
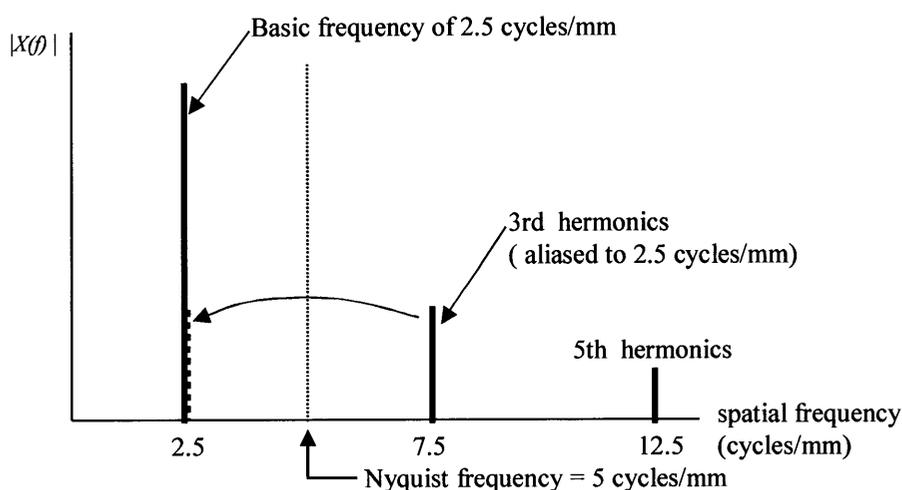


図2.4 波形再生処理の概要

れが低い周波数成分の波形に折り重なって含まれるためである。しかし、周期成分を抽出するフーリエ法では、歪みの程度が弱く周期が判別できるような波形であればこの波形再生法が利用可能である。本手法で用いる矩形波の周波数成分は基本波と高調波からなり、高調波は基本波の1/3以下の成分値となっている[9]。この高調波成分は基本波の3倍以上の周波数に位置し、基本波に比べてプリサンプリング MTF による減弱を多く受けるため、さらに成分値は小さくなり、エリアシングにより折り返しても波形の周期性を著しく失わせることは少なく、本手法が適用可能である。



(a)



(b)

図 2.5 基本周波数と高調波の折り返し周波数の関係

(a) 基本周波数が 2.0 cycles/mm の場合

(b) 基本周波数が 2.5 cycles/mm の場合

## 2.2.2 エリアシング誤差の回避

フーリエ法は、矩形波チャートの画像データを周波数解析する手法であるため、この方法をデジタル画像に適用する場合には、抽出目的となる基本波の周波数成分に対してのエリアシングによる影響を考慮する必要がある。一般に、信号のもつ周波数成分が連続で、ナイキスト周波数以上に成分をもつ波形のサンプリングでは、ナイキスト周波数以上の成分の折り返しが影響して、エリアシング誤差を含んだものとなる。しかし、波形の周波数成分が離散的である場合は、折り返しの影響も離散的となり、ナイキスト周波数以下への特定の周波数にのみ影響するだけとなる。本法で利用する矩形波の周波数成分が離散的であるため、ナイキスト周波数以上の高調波が基本波上に折り返さないか、または、基本波上に折り返してもその高調波の成分値が低く、ほとんど影響しないような場合にはエリアシング誤差の回避が可能であり、矩形波チャートを用いてのプリサンプリングMTFの測定が可能となる。図2.5にその例を示す。(a)は、ナイキスト周波数が5 cycles/mmで、矩形波の基本周波数が2 cycles/mmの場合の高調波の折り返しの様子を示している。折り返した第3次高調波は、基本周波数とは離れた位置にあり、誤差要因とはならない。一方、(b)は基本周波数2.5 cycles/mmの場合であり、第3次高調波の折り返しは、ちょうど基本周波数と重なり、誤差要因となる。このようにナイキスト周波数以上の高調波成分が折り返した場合に前述の波形再生を行うと、再生された波形に歪みを生じるが、目的周波数上への折り返しが影響しなければ、周波数解析により目的の周波数成分を分離抽出でき、その成分値を求めることが可能である。

表2.1 Kyokko type-1チャートの場合の、矩形波の基本周波数と折り返し周波数の関係

Basic frequency : $f$ (cycles/mm)	Aliased frequency	Multiple of fundamental frequency
0.5	9.5	$19f$
1.0	9.0	$9f$
1.5	8.5	-
2.0	8.0	-
2.5	7.5	$3f$
3.0	7.0	-
4.0	6.5	-

本邦において一般的に入手可能な矩形波チャートであるKyokkoのtype1を例にして、サンプリング間隔が 0.1mm の場合の各基本周波数と折り返し周波数の関係を表 2.1に示す。この場合、基本波に影響する高調波を有するのは0.5 cycles/mm, 1.0 cycles/mm及び2.5 cycles/mmであるが、影響する高調波の次数が大きく、周波数がプリサンプリングMTFの値が低い高周波に位置する場合は、振幅が十分に小さくなり、折り返しの影響は無視できる。よって、0.5 cycles/mm と1.0 cycles/mmに対する影響は無視することが可能である。しかし、2.5 cycles/mmにおいては、第3次高調波の影響が無視できなくなる可能性が考えられ、対象となる第3次高調波は7.5 cycles/mmにあり基本波の1/3の波高値をもつ。この周波数においてのMTF値が0.05である場合の影響は $0.05/3 \doteq 0.017$ , 0.01の場合は $0.01/3 \doteq 0.0033$ となり、影響する高調波の周波数におけるプリサンプリングMTFの値により、誤差が決定される。

### 2.2.3 本手法における制限

前述した波形再生法及びエリアシング誤差の回避法は、いずれも矩形波の基本波がナイキスト周波数以上に位置する場合でも適用が不可能ではない。ナイキスト周波数以上の基本波はエリアシング(折り返し)によりナイキスト周波数以下の特定の周波数成分として波形再生され、振幅は保たれる。また、エリアシング誤差については、基本波と高調波ともに折り返すため、高調波が基本波に重なる現象は皆無となる。しかし、矩形波の周波数成分はエリアシングにより低い周波数に変化して周期数が減少するため、矩形波チャートの構造によっては、解析に必要な周期数が確保できなくなる問題が生じる。整数周期分の抽出による周波数解析には、精度確保のためにも2ないし3周期以上のデータが必要とされ、周期数の減少によって、精度の低下や、解析不可能となる場合がある。例えばナイキスト周波数が5 cycles/mmの場合で、7.5 cycles/mmを測定する場合、折り返しによって2.5 cycles/mmの波形として観測されるが、周波数の変化のため、元の矩形波が10周期であっても周期数が約3周期に減少してしまう。さらに、波形抽出の際には両側の1~2周期分を除外するため、周期数の不足により解析は不可能となる。よって、本手法の実際の適用において、十分な精度を確保するためには、解析対象とする矩形波の周波数はナイキスト周波数以下に制限されることとなる。

## 2.3 シミュレーション

### 2.3.1 方法

矩形波チャートを模擬した10周期の矩形波の元データを0.005mm間隔にて8192点分作成した。そして、このデータを入力信号として扱うことによって、デジタル画像のサンプリングを計算によりシミュレートした。受像面(アナログ成分)のMTF(CRにおいては、IPのMTFに相当する)によるボケは、入力データをFFT(fast Fourier transform)処理により周波数成分に変換し、これに受

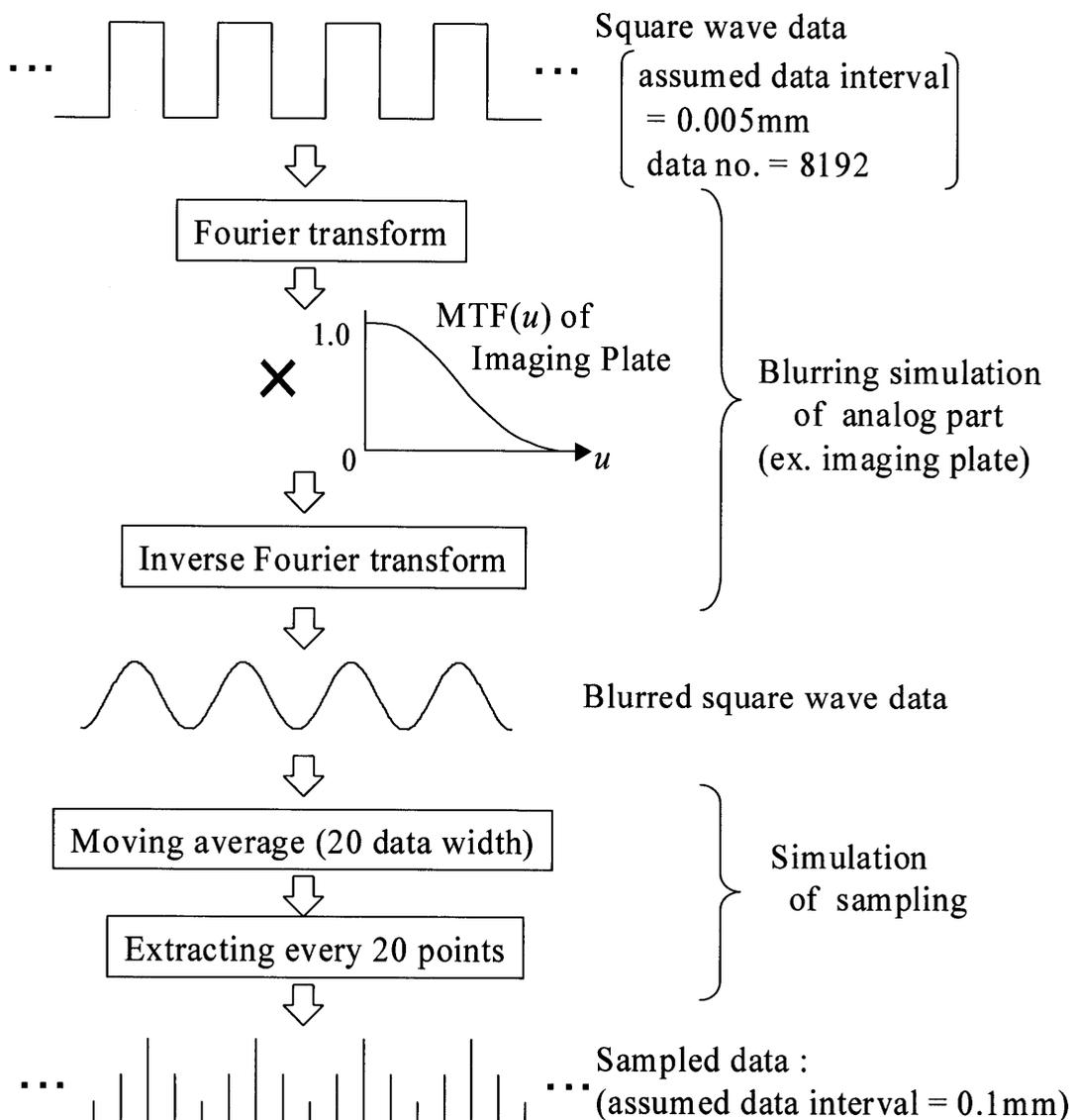


図 2.6 シミュレーションにおけるサンプリングデータ算出過程の概要

像面のMTFとして設定した値を掛けて、逆FFT処理を行うことによりシミュレートした。

サンプリングアパーチャは0.1mmとして20点(0.1mmは0.05mm間隔のデータの20点分であるため)の単純な平均処理によりシミュレートし、その後0.1mm間隔のサンプリングに相当する20点間隔のデータ抽出を行った。図2.6は、この

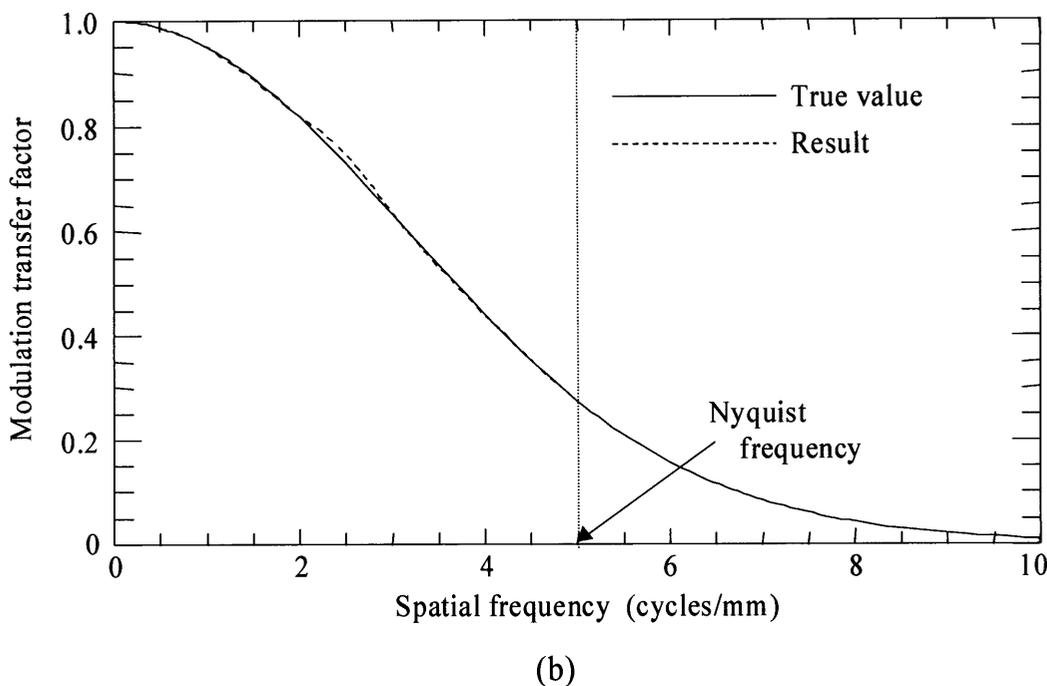
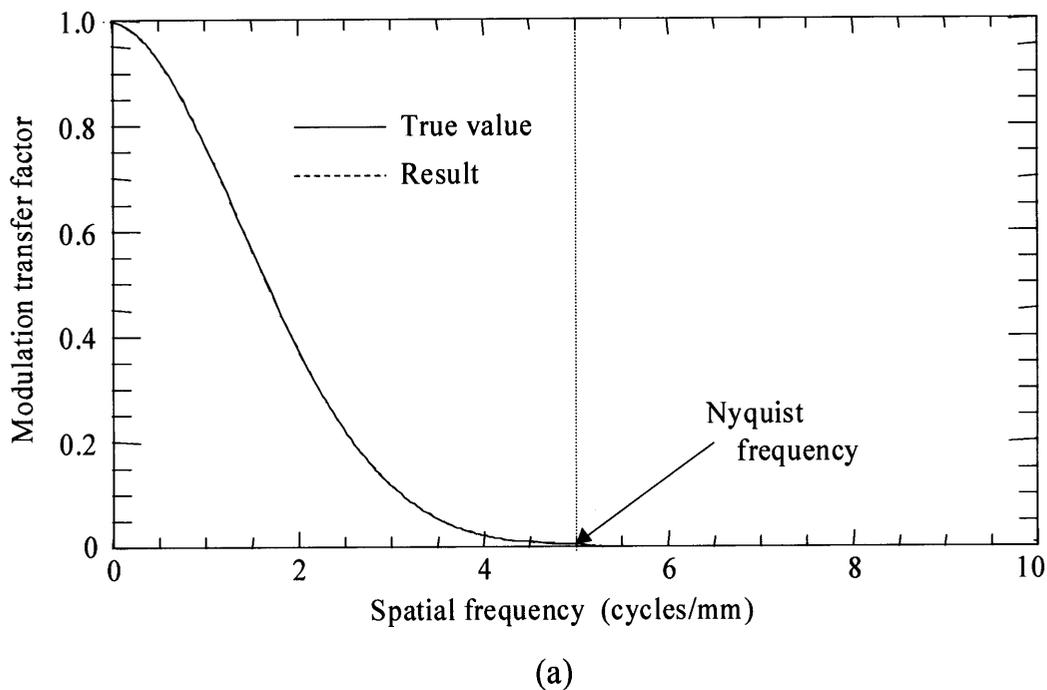


図2.7 真値とシミュレーション計算結果(実線:真値, 破線:計算結果)

(a)カットオフ周波数が5 cycles/mmの場合

(b)カットオフ周波数が10 cycles/mmの場合

シミュレーションにおけるサンプリングデータ算出までの計算過程の概要を示している。抽出されたデータをFFT処理により周波数成分データに変換し、波形再生のための窓関数による処理の後、逆FFT処理を行い、0.1mm間隔のサンプリングデータから、元のデータと同じ0.005mm間隔のデータを作成した。そして、得られたデータから整数周期分の波形を抽出し、MTFを計算した。設定した受像面のMTFは、ナイキスト周波数である5 cycles/mmでほぼ0になるものと、ナイキスト周波数以上にも値をもち、10 cycles/mmでほぼ0になるものを用いた。設定した受像面のMTF値と、サンプリングアパーチャのMTF(0.1mm幅の矩形のMTF)を掛け合わせた値がプリサンプリングMTFの真値となるため、計算結果と真値を比較することにより精度を評価した。

### 2.3.2 精度評価結果

真値と計算結果の比較を図2.7に示す。(a)のようにナイキスト周波数でMTF値がほぼ0となるものでは、折り返しの誤差がないためシミュレーションでの計算結果は真値と0.002以内の誤差となり、ほとんど真値と一致し、本手法の解析方法が妥当であることが示された。(b)のようにナイキスト周波数以上にMTF値をもつ場合は、2.5 cycles/mmでの影響が予測されたが、用いたMTFの設定では約0.02の誤差となった。

本法の精度に関与すると考えられる項目は、周波数領域の窓関数処理による波形再生の精度と、ナイキスト周波数以上の成分が折り返して目的周波数に重なる場合の影響である。波形再生については、今回のような8192点のFFT

表2.2 2.5 cycles/mm付近におけるMTF値の真値とシミュレーション計算結果の比較

Frequency (cycles/mm)	True value (T)	Result (R)	T-R
2.3	0.765	0.763	0.002
2.4	0.748	0.747	0.001
2.5	0.724	0.740	-0.016
2.6	0.710	0.708	0.002
2.7	0.691	0.691	0

演算を用いた場合、ほとんど精度に影響しないことが確認され、折り返しの影響は、高調波の周波数におけるMTF値に応じて、確実に現れることが確認された。図 2.7(b) の場合のような折り返しによる誤差を未然に防ぐため、2.5 cycles/mmからどの程度離れた周波数を選択すれば誤差を軽減できるかを調べた結果を表 2.2 に示す。この結果から、0.1 cycle/mm離れた周波数 2.4 cycles/mmと2.6 cycles/mmにおいてほとんど誤差を解消できることが判明した。このことから、測定対象とする機器のサンプリング間隔が通常既知であるため、高調波による基本波への折り返しを未然に防ぐためには誤差が予測される周波数から僅かに離れた周波数を用いることで誤差の回避が可能である。しかし、既存のチャートを用いる場合、なるべく周波数間隔の小さい(測定可能な周波数の多い)チャートを用い、誤差の予測される周波数を除外して、前後の値を用いて補間することが有効であろう。

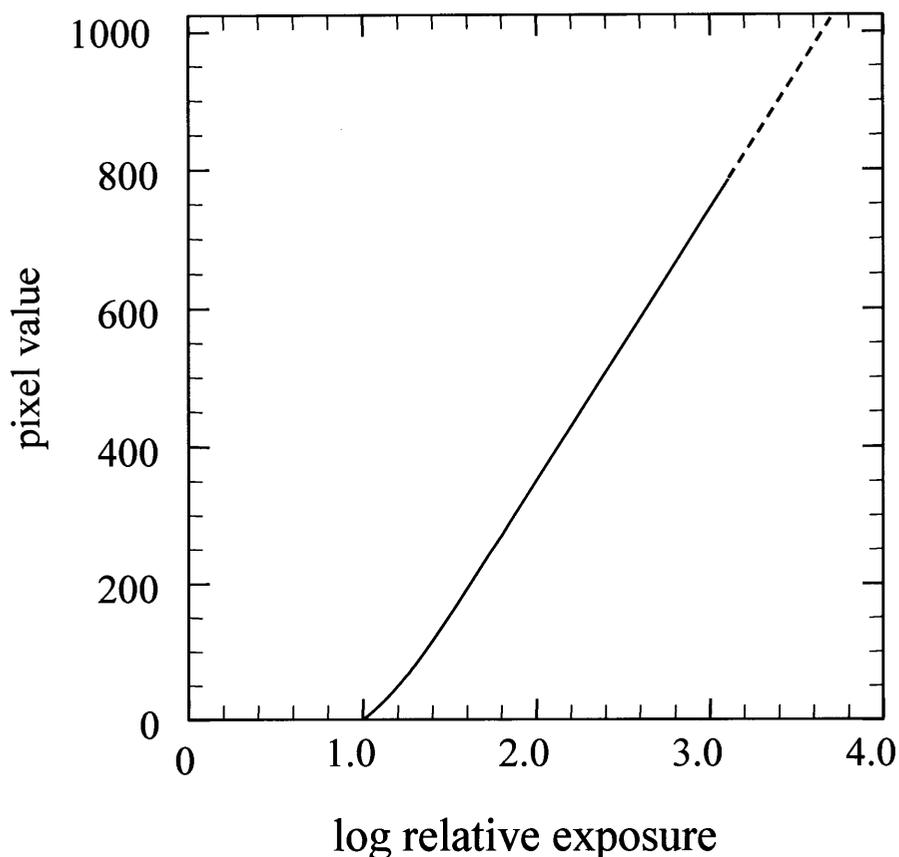


図 2.8 FCR9000システムのデジタル特性曲線 (L値=2.5の場合)

## 2.4 CR装置による実測

本手法によって、CRシステム（富士メディカルシステム社製CR装置FCR9000）のプリサンプリングMTFの実測を行った。使用したimaging plate(IP)は、ST-Vの六切サイズ(サンプリング間隔:0.1mm)であり、矩形波チャートには、Kyokkoのtype1を用いた。デジタル特性曲線の作成は、アルミステップウェッジを用いてブーツストラップ法[10]によって行った。それぞれは管電圧60kV、附加フィルタに1mm厚のAlを使用して撮影し、矩形波チャートの照射野は、散乱線の影響を抑制するため、チャートの短軸方向を20mm幅に絞って撮影した。CRシステムの処理条件は、読み込みラチチュードであるL値を2.5に固定して、感度値であるS値を調節し、適切なデジタル値となるようにした。図2.8は得られたデジタル特性曲線である。全体としてほぼ直線の形状を示し、L値2.5の設定どおりの相対露光量とピクセル値の関係となった。

図2.9は、実際の矩形波チャートの画像から得られた2cycles/mmのサンプリングデータと波形再生法によって補間した波形を示したものである。図のように抽出するデータの始点と終点はコンピュータの画面上で適切かどうかを確認した。また、本手法の精度を確認するため、開口10 $\mu$ m幅のスリットを同じ管電圧

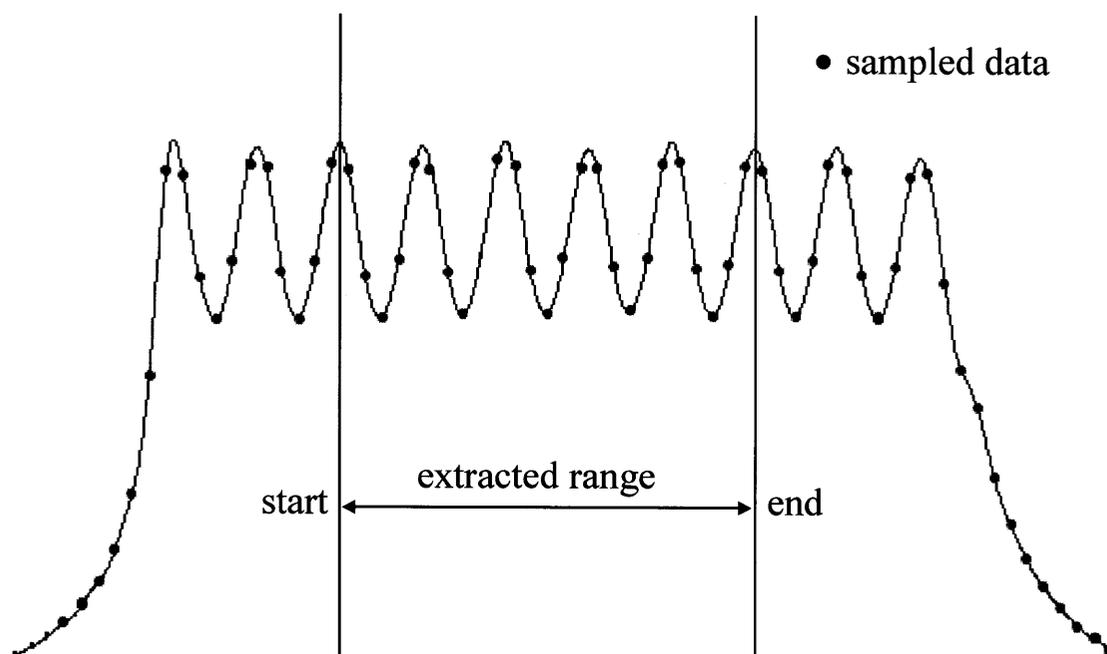


図2.9 実際の矩形波チャートの画像からのサンプリングデータと、波形再生処理を用いた補間による波形

にて撮影し、スリット法によって求めたプリサンプリング MTF の結果と比較した。スリットは約 2 度傾けて撮影し、複数の line spread function (LSF) を合成し実効サンプリング間隔を小さくする方法 [2] を用いた。両手法ともに、同一試料から測定位置を 5 回変えて計算し、その平均値より MTF を算出した。図 2.10 は、本手法とスリット法によるプリサンプリング MTF の測定結果を比較したグラフであり、表 2.3 にその測定値を示す。MTF 値の差は最大で 0.006 となり、両手法ともに実験誤差内で非常に良く一致した結果が得られた。また、表 2.4 は、スリット法とフーリエ法の精度を比較するため、2 cycles/mm におけるプリサンプリング MTF の 5 回の測定値を示し、平均値と標準偏差を求めたものである。平均値の差は、実験誤差内であり、また、データのバラツキも非常に小さく、5% 水準で両手法には差の有意性は認められなかった。

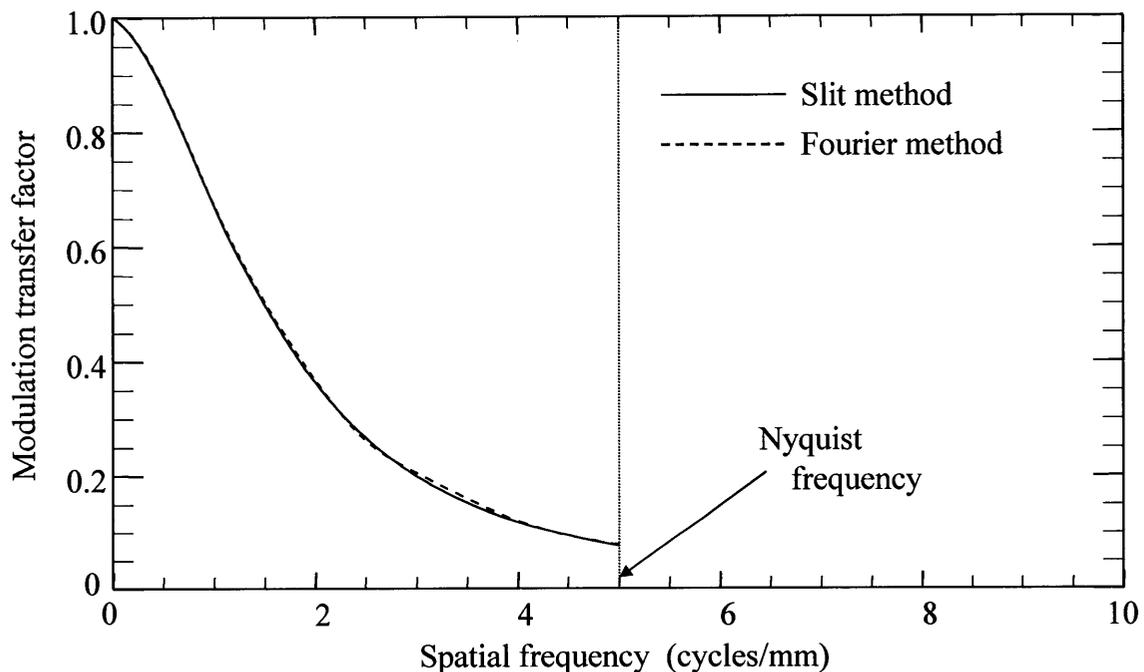


図 2.10 CR 装置の実測によるスリット法と本法の MTF 測定結果の比較

表 2.3 CR装置による実測におけるMTF値の比較

Frequency (cycles/mm)	Slit method	Fourier method
0.5	0.875	0.876
1.0	0.672	0.675
1.5	0.499	0.504
2.0	0.363	0.368
2.5	0.266	0.262
3.0	0.199	0.204
4.0	0.118	0.121
5.0	0.076	0.078

表 2.4 スリット法と本法の2 cycles/mmにおける5回のMTF測定結果

Measurements	Slit method	Fourier method
1	0.373	0.372
2	0.371	0.372
3	0.372	0.371
4	0.374	0.368
5	0.376	0.367
Average	0.373	0.370
SD	0.00192	0.00235

## 2.5 考察

エリアシング誤差の回避法には、入力信号に離散的な周波数成分をもつ信号を用いた方法が過去にいくつか報告されている。Sonesらは、ワイヤーを一定間隔に複数配置して用いているが[11]、チャートの構造が特殊であり、ワイヤーと画素との位置関係により誤差を生じる問題をあげている。Droegeらは、矩形

波チャートを用いて、信号の分散値からMTFを求める手法を報告しているが[12]、矩形波の離散的な周波数成分を利用するという点において、われわれの提案する方法と類似している。彼らの方法の利点として、計算が簡単でフーリエ変換の計算を必要としないことをあげているが、本手法と比べると比較的大きな誤差を容認しており、また、プリサンプリングMTFのカットオフ周波数と高調波の関係から扱う基本波と計算式を選択するため、その予測が不可能な場合も多く、精度を要求することは困難である。これに対してわれわれの提案する方法は、既存のチャートを用いて、容易にMTFの測定が可能である。本法ではフーリエ変換計算を必要とするが、一般的なFFTまたはDFT(discrete Fourier transform)の演算処理の組み合わせ以外には、特別なデータ処理を必要とせず、高速なコンピュータの普及した現在では処理時間は僅かであり、何ら問題とならないと考える。

## 2.6 結語

矩形波チャートを用いたデジタルラジオグラフィにおけるプリサンプリングMTFの新しい測定法を提案し、シミュレーションとCR装置による実測によって、本手法がナイキスト周波数以下の測定に制限されるものの、精度の良いかつ簡便な有効的な方法であることを示した。スリット法は、一般的な病院施設での利用には問題があるが、矩形波チャートによる方法は撮影が容易であり、チャートも安価で入手しやすい。よって、本法は、スリット法による精度を保ち、かつ、より簡便な方法として優れた方法であると信ずる。

## 参考文献

- [1]Giger ML and Doi K: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 1. Modulation transfer function. Med. Phys., 11(3), 287-295, 1984.
- [2]Fujita H, Tsai DY, Itoh T, et al. : A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography, IEEE Trans. on Med. Imaging, 11(1), 34-39, 1992.
- [3]Samei E, Flynn MJ, Reimann DA : A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device, Med. Phys., 25(1), 102-113, 1998
- [4]内田 勝監修:基礎 放射線画像工学, 131-132, オーム社, 東京,

1998.

- [5]室 伊三男, 池田 秀, 原口信次, 他: 矩形波チャートを用いたフーリエ変換によるMTF測定. 日放技学誌, 50(3), 379-385, 1994.
- [6]室 伊三男, 山下高歴: 矩形波チャートを用いた周波数解析によるMTFの自動測定法とコントラスト法の比較. 日放技学誌, 55(10), 1042-1048, 1999.
- [7]畑川政勝, 井上 誠, 小川隆由, 他: 矩形波チャートを用いたデジタル系のMTF測定の検討. 日放技学誌, 53(11), 1683-1690, 1997.
- [8]中村尚五: ビギナーズ デジタル信号処理, 23-48, 東京電機大学出版局, 東京, 1989.
- [9]内田 勝, 金森仁志, 稲津 博: 放射線画像情報工学(I), 167-172, 通商産業研究社, 東京, 1981.
- [10]小寺吉衛: 放射線受光系の特性曲線, 医療科学社, 東京, 1994.
- [11]Sones RA and Barnes GT: A method to measure the MTF of digital x-ray systems, Med. Phys., 11(2), 166-171, 1984.
- [12]Droege RT and Rzeszotarski MS: An MTF method immune to aliasing, Med. Phys, 12(6), 721-725, 1985.

## 第 3 章

バーパターンを用いた医用画像ビューアのMTF測定

## 第3章 バーパターンを用いた医用画像ビューアのMTF測定

### 3.1 はじめに

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、**modulation transfer function (MTF)**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撮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cathode-ray tube (CRT)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(または、ビデオインターフェース)の組み合わせで提供されるため、表示系としての解像特性を測定するには、そのオーバーオールなMTFを測定する必要がある、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、比較的に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charge-coupled device (CCD)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、標本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。本章では、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。

### 3.2 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、図3.1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

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)－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、標本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

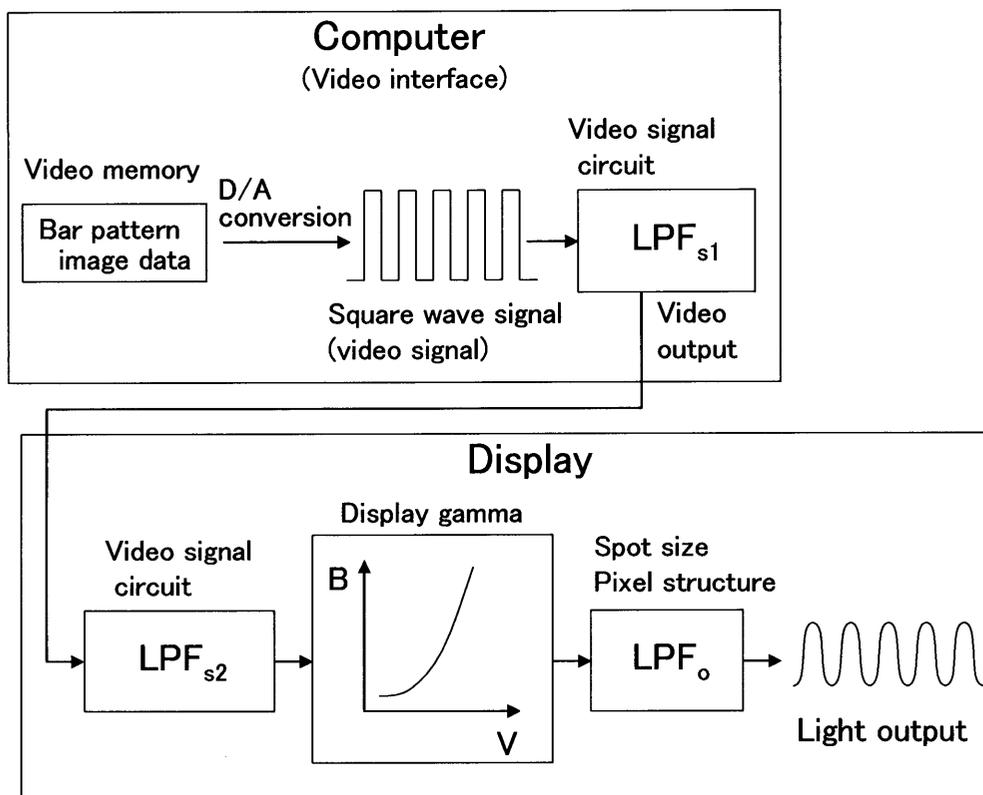


図3.1 医用画像ビューアの周波数特性に着目した構成

件下に限られる[4].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<sub>s</sub>とLPF<sub>o</sub>の積として定義して、それを測定対象とすることとした。

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<sub>s</sub>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)。

$$V(x) = D + A' \sin(2\pi f_0 x) + \frac{1}{3} A' \sin(2\pi 3 f_0 x) + \frac{1}{5} A' \sin(2\pi 5 f_0 x) + \frac{1}{7} A' \sin(2\pi 7 f_0 x) + \dots \quad (3.1)$$

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<sub>s</sub>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<sub>s</sub>の周波数 $f$ における周波数特性を $F_s(f)$ 、LPF<sub>s</sub>による位相遅れを $\phi(f)$ とすると次式で与えられる。

$$B(x) = D^2 + 2DA'F_s(f_0)\sin(2\pi f_0 x + \phi(f_0)) + A'^2F_s(f_0)^2\sin^2(2\pi f_0 x + \phi(f_0)) + \dots \quad (3.2)$$

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、(3.2)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<sub>o</sub>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一樣な領域を測定した値から算出できるため、MTFは、次式のごとく、これらの比を取ることで求められる。

$$MTF(f_0) = \frac{2DA'F_s(f_0)F_o(f_0)}{2DA'} \quad (3.3)$$

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<sub>s</sub>とLPF<sub>o</sub>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を対象としている。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、LPFs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LPFs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。

### 3.3 実験

#### 3.3.1 使用機器

図3.2に、デジタルカメラによる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2,012×1,324であり、1画素あたり12bitの階調を有し、接写が可能なマクロレンズ(Nikon社、Micro-Nikkor 60mm f/2.8D)との組

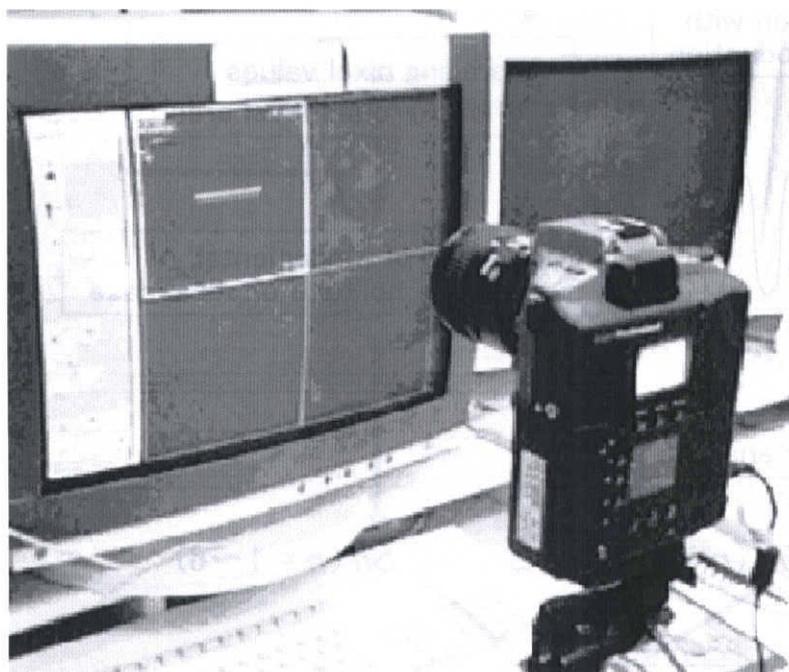


図3.2 デジタルカメラによるバーパターンの撮影

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0.25mm)のA端末と、表示画素数2048×2560(画素間隔約0.15mm)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。表示時には、テストパターンの1画素が、画像ビューアの1画素に対応するような表示モードを選択した。

### 3.3.2 バーパターン画像の解析

図3.3はバ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。

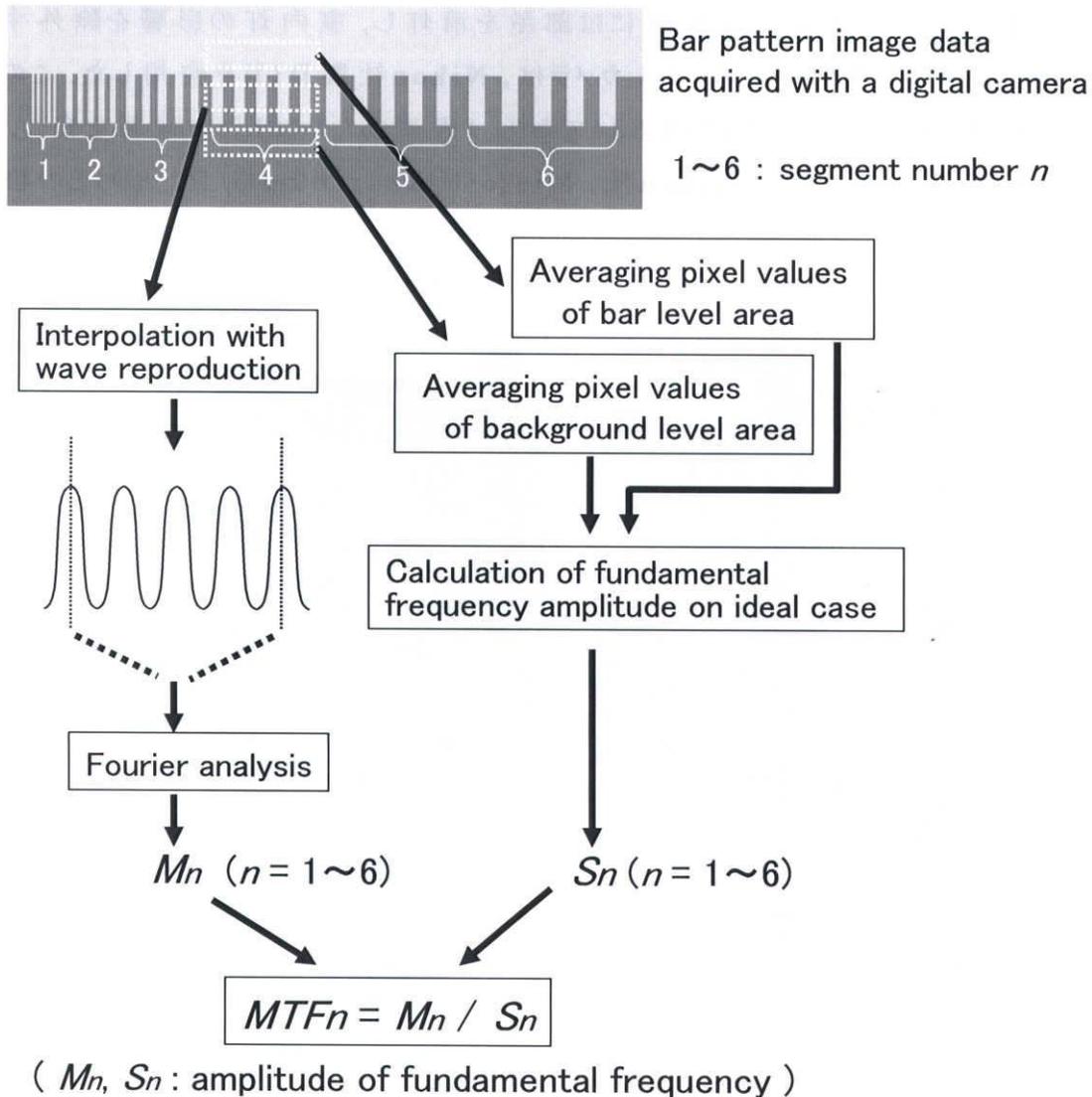


図3.3 バーパターンの周波数解析によるMTF測定の概要

## 3.3.2.1 テストパターン

図3.4に使用したテストパターンを示す。このテストパターンのバーパターン部分は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る。そして、その上部と下部にバ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画素幅のバ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。

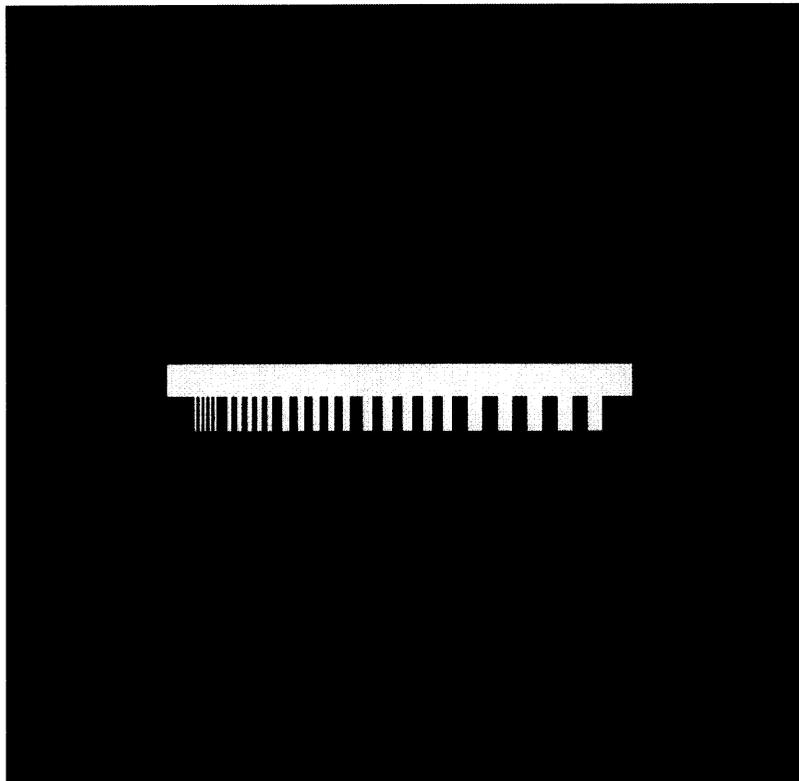


図3.4 解像特性測定のためのテストパターン

### 3.3.2.2 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、表示されたバ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はほぼ等しい範囲を平均することにより得る。

### 3.3.2.3 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]。そこで、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サンプリング間隔が必要とされる。位相の判別点としては一般に波形のピークを用いることが効率的であるが、離散的なデータは、必ずしもピークに位置するとは限らず、正確なピーク位置にサンプリング点が存在するためには、非常に細かなサンプリング間隔が要求される。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。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、図3.3に示すように、セグメントごとにバ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バ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画素幅のバーのバ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、 $f_r$ 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、 $f_r$ 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(デジタルカメラの横方向の画素数:2012 / 5)の範囲となり、バー幅の違う複数のバーパターンを同時に撮影可能となり、測定効率に寄与できることとなる。

#### 3.3.2.4 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

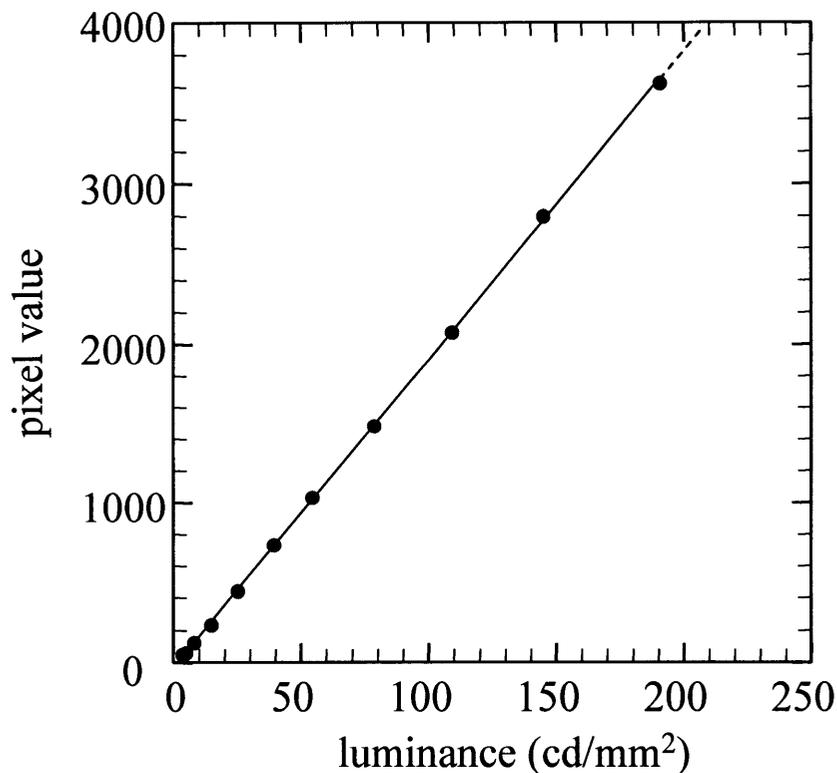


図 3.5 輝度とデジタルカメラの画素値との関係

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。

### 3.3.3 測定方法

#### 3.3.3.1 デジタルカメラの特性

図3.5は、輝度とデジタルカメラの画素値との関係を測定した結果である。この結果から  $0.5 \sim 180 \text{ cd/mm}^2$  の範囲で良い直線性を示し、本法で用いるバーパターンの輝度範囲に対して十分余裕のあるものであった。今後、さらに高輝度のディスプレイが登場した場合にも、レンズの絞りと、シャッター時間により対応可能である。

デジタルカメラのMTFは、幅約  $0.01\text{mm}$  のラインを高鮮鋭に映したフィルムを撮影することによって測定した。ラインは垂直に対して約  $2$  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  $60\text{mm}$  とした。

#### 3.3.3.2 画像ビューアの測定

2機種 of 画像ビューアの画面中央にテストパターンを表示し、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  $0.04\text{mm}$ 、B端末が約  $0.025\text{mm}$  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  $0.015\text{mm}$  でサンプリングしたデータからMTFを求め比較した。

#### 3.3.3.3 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バ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、バーパターンと同一にした。この測定は、本手法が、LPFs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。

### 3.3.3.4 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。

### 3.4 実験結果

図3.6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0.15mmの $fr$ である約3.3cycles/mmにおけるMTF値は0.91となり、十分な解像度であった。

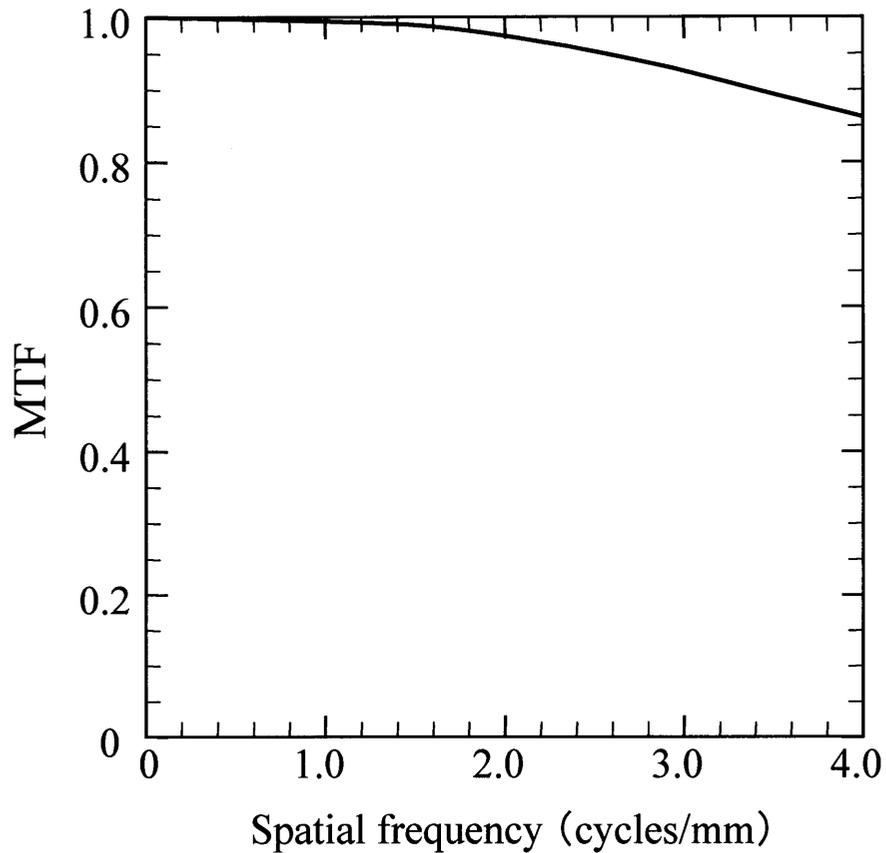


図3.6 デジタルカメラのMTF測定結果

2機種 の画像ビューアの測定結果を図3.7に示す。2機種ともに、 $fr$  (A端末:約2.0 cycles/mm, B端末:約3.3cycles/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。

図3.8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。表3.1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。

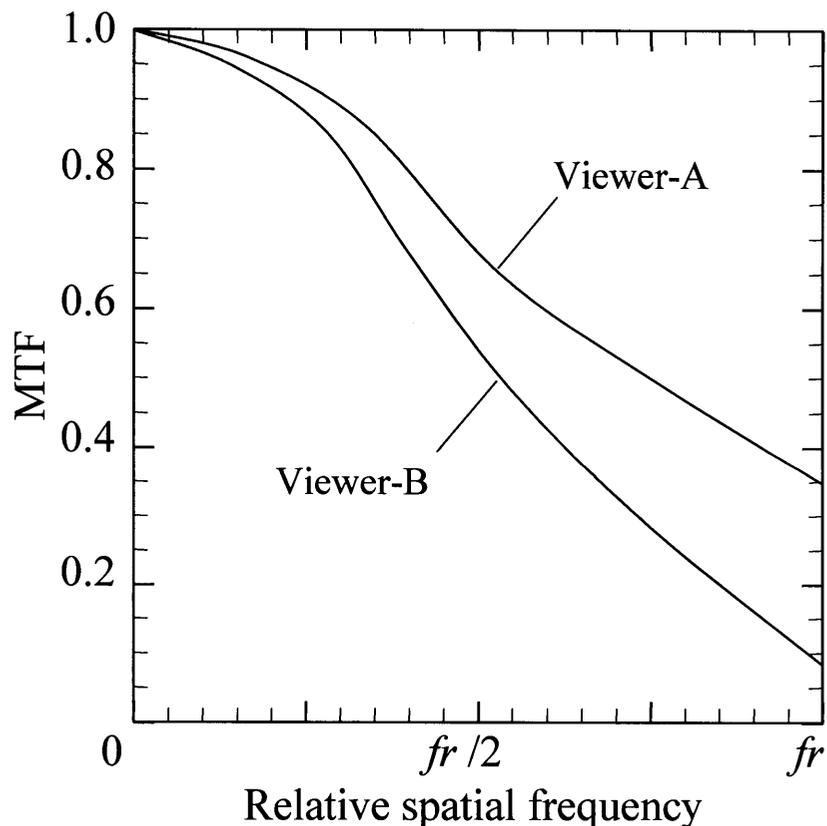


図3.7 2機種 の画像ビューアの測定結果の比較

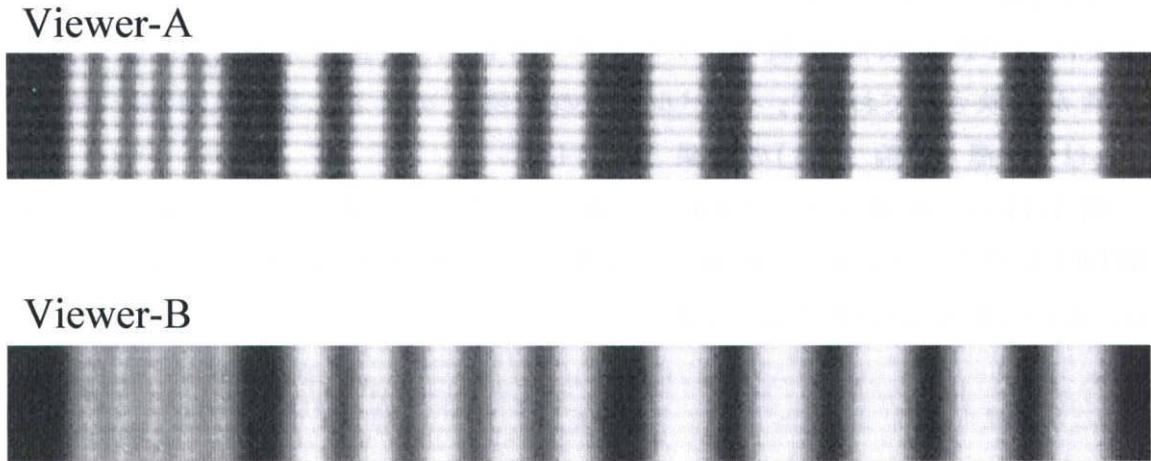


図 3.8 撮影された画像データ(セグメント1,2,3の部分)

表 3.1  $f_r$  における5回のMTFの測定結果

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  $f_r$ )

図3.9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0.015mmとした場合、MTFが若干高く測定されたが、 $fr$ においての差は約3%と僅かであった。

図3.10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、LPFs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。

図3.11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、 $fr$ において約0.18の差が認められた。

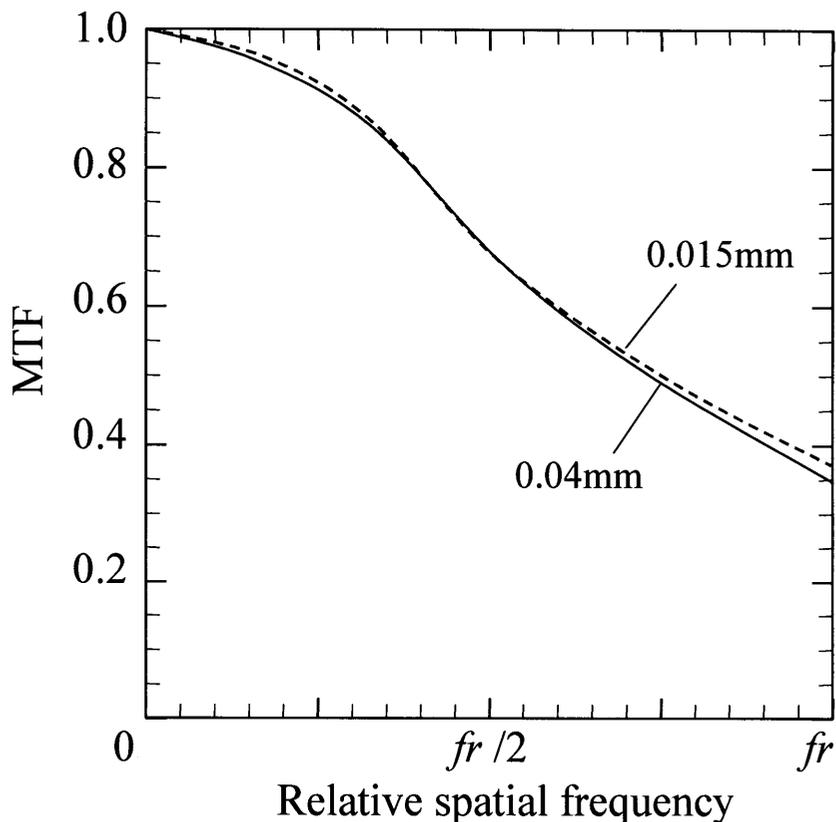


図3.9 サンプリング間隔を変えて測定した結果の比較(A端末)

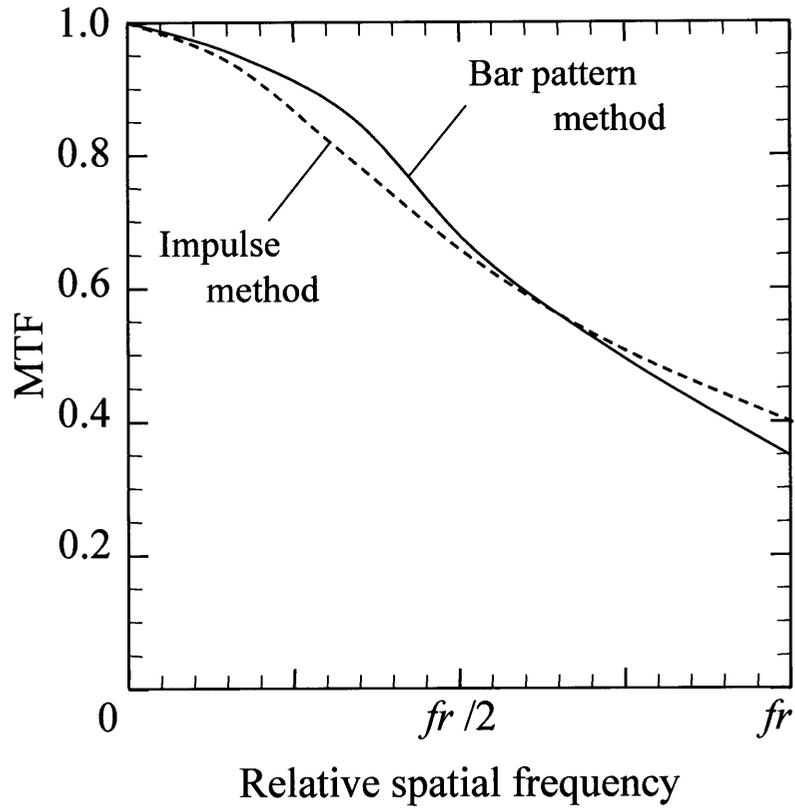


図 3.10 A 端末における本手法とインパルス法との比較

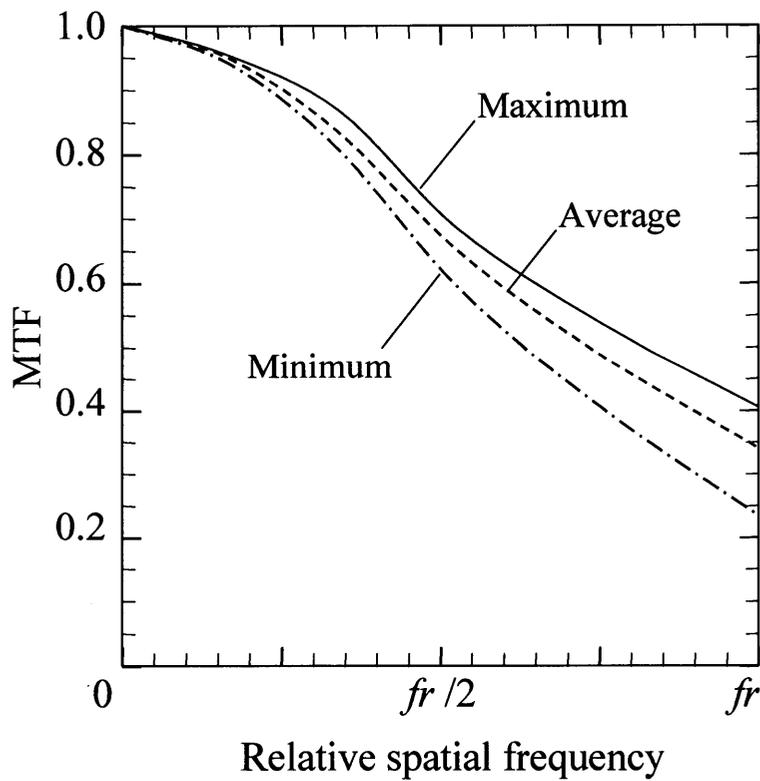


図 3.11 画像ビューア20台の測定による最大, 最小及び平均のMTF

### 3.5 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、LPFs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画素幅のバ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。図3.12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。

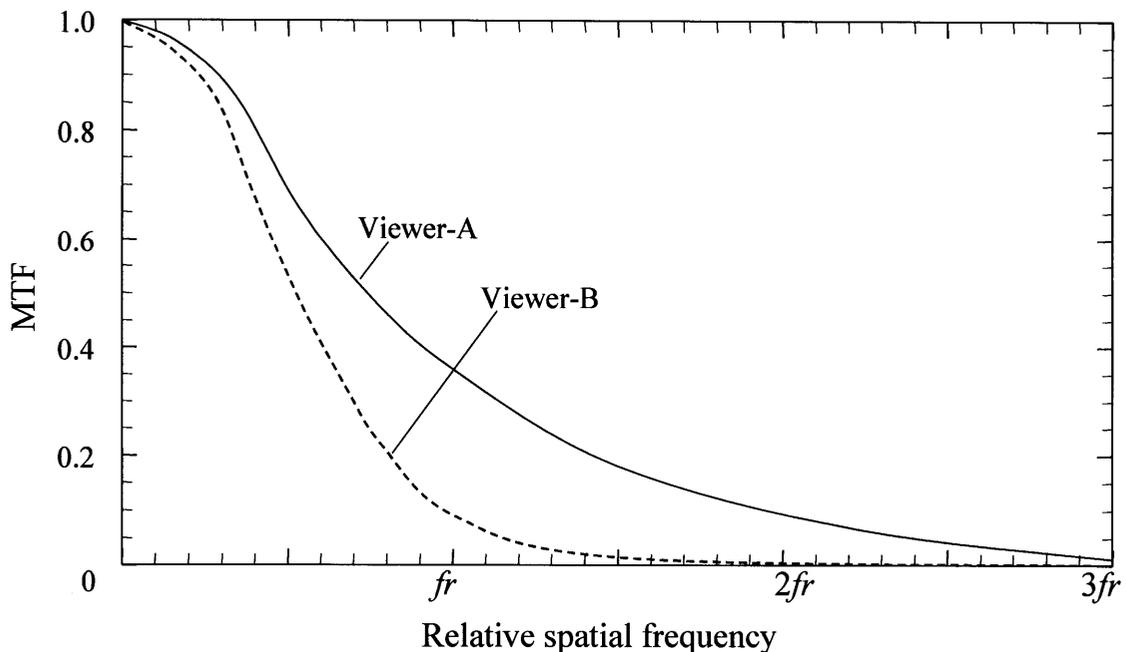


図3.12 基本波と第3次高調波を用いた $3fr$ までのMTFの測定結果

ディスプレイを含む表示系のMTF測定においては、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 $45^\circ$ 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 $0.01\text{mm}$ 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、複数のバ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 $30\sim 60\text{mm}$ 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。

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が、本法による測定により明らかになった。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、 $f_r$ 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できる点である。また、欠点としては、画素サイズの異なる画像ビューアで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示す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り、今後の研究課題となった。

### 3.6 結語

デジタルラジオグラフィの表示系として多用される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。

### 参考文献

- [1]Cook L, Cox G, Insana M, et al. : Comparison of a cathode-ray-tube and film for display of computed radiographic images, Med. Phys., 25(7), 1132-1138, 1998.
- [2]Blume H, Roehrig H, Browne M, et al. : Comparison of the physical performance of high-resolution CRT displays and films recorded by laser image printers and displayed on light-boxes

- and the need for a display standard, Proc. SPIE, 1232, 97-114, 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), 2002.
- [5]Roehrig H, Blume H, Ji T, et al. : Performance test and quality control of cathode ray tube display, J. Digit. Imag., 3(3), 134-145, 1990.
- [6]金澤勝, 近藤いさお, 杉浦幸雄, 他 : ディスプレイのMTF測定方法, 映像情報メディア学会誌, 55(5), 760-772, 2001.
- [7]Roehrig H, Willis C, Damento M : Characterization of monochrome CRT display systems in the field, J. Digit. Imag., 12(4), 152-165, 1999.
- [8]日本放送協会編 : NHKテレビジョン技術教科書(上), 69-85, 日本放送出版協会, 東京, 1977.
- [9]中村尚五 : ビギナーズ デジタルフーリエ変換, 69-117, 東京電気大学出版局, 東京, 1991.
- [10]浜田 望 : よくわかる信号処理, 129-131, オーム社, 東京, 1995.
- [11]Chawla A, Roehrig H, Fan J, et al. : Real-time evaluation of displays in the clinical arena, Proc. SPIE, 5029, 734-743, 2003.
- [12]Fan J, Dallas W, Roehrig H, et al. : Improving visualization of digital mammograms on the CRT display system, Proc. SPIE, 5029, 746-753, 2003.
- [13]Fujita H, Tsai DY, Itoh T, et al. : A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography, IEEE Trans. on Med. Imaging, 11(1), 34-39, 1992.
- [14]Blume H, Steven P, Cobb M, et al. : Characterization of high-resolution liquid-crystal displays for medical images, Proc. SPIE, 4681, 23-28, 2002.



## 第 4 章

## 結 論

## 第4章 結論

本研究では、デジタルラジオグラフィにおける撮像系と表示系の解像特性の測定法に関して、デジタルシステムの性質を考慮したデータ処理手法と医療施設での測定に適した測定機器を用いた手法の開発を目的とした。本論文は、4章から構成されており、第1章には、本研究の背景となるX線写真技術の発展と、デジタルラジオグラフィの画質評価の概要について述べた。第2章と第3章は、それぞれ撮像系と表示系のために開発した測定手法について述べた。本章では、全般的な観点から各章の要点を述べることにより、本論文の結論とする。

第2章では、矩形波チャート像のフーリエ変換によるプリサンプリングMTFの測定法の開発について述べた。標準的手法となっている金属スリットによる方法を医療現場で適用するには、アライメントや照射X線量の問題点が指摘されていた。しかし、そこで、扱いやすく撮影が容易な矩形波チャートをデジタルラジオグラフィに適用するには、エリアシングの影響やサンプリング点数の不足など解決されていない問題があった。本法では、矩形波の周波数成分が離散的であることを利用して、エリアシングの影響の無い基本波成分を考慮し、フーリエ変換によって抽出する方法でエリアシングの影響を回避した。また、サンプリング点数の不足は、標本化定理に基づいた波形再生処理を応用することにより、周期的な波形からの正確なデータ抽出を可能にして、周波数成分の解析精度を高めた。実際のCR装置において測定を行い、スリットによる方法と本法との比較を行い、再現性及び精度を調べた。その結果、2.0 cycles/mmにおける5回の測定の標準偏差はスリットによる方法が約0.0019、本法が約0.0024となり、スリットによる方法との有意差はなく、優れた再現性を示した。MTF値の差も最大で0.006と僅かであった。よって本法は、再現性と精度はスリットによる方法と同程度であり、デジタルラジオグラフィにおける解像度の測定法として有効な方法であることが示された。今後の課題としては、本法がナイキスト周波数以上の測定が困難なことがあげられる。これに対しては、チャートの構造の工夫や矩形波の高調波成分の利用などの可能性についての検討が望まれる。

第3章では、バーパターンによる医療画像ビューアのMTF測定法の開発について述べた。デジタルラジオグラフィの表示系としては、高精細な白黒ディスプレイを備えた医療用の画像ビューアが主たるものである。本法は、この画像ビューアがディスプレイとコンピュータ(または、ディスプレイインターフェース)との組み合わせで提供されることがほとんどであることから、そのオーバーオールなMTFを測

定する手法の開発を目的とした。この測定法には、従来から提案されているディスプレイのMTF測定法の中で正弦波による方法が精度的に優れる方法であり、応用可能であると考えられたが、入手の困難な専用の機器と複雑な測定手技は、医療現場での適用に問題がある。そこで、画像ビューアを構成するコンピュータの標準の機能によりバーパターンを表示し、それを高解像度なデジタルカメラで撮影し、そのデータ処理によりMTFを測定する方法を考案した。バーパターンは矩形波であるため、周波数解析により正弦波成分である基本波を抽出しMTFの計算に用いた。デジタルカメラによるサンプリング間隔は表示されたバーパターンの周波数成分を考慮して、画像ビューアの画素間隔1/5以下とすることで、標本化定理を満たした。また、標本化定理による波形再生によるデータ補間処理を併せて適用し、周期波形の周波数成分の解析精度の向上をはかった。これにより実用的視野を確保し、複数のバー幅の違うバーパターンを同時に撮影可能となり、一度の撮影によりMTFの測定を可能とした。2種類の画像ビューアについて測定を行った結果、標準偏差は約0.009と約0.008となり、優れた再現性が示された。また、正弦波による方法の利点と同様に、映像回路の特性も反映することが可能で、精度的に優れた手法であると考えられた。実際の医療施設で稼動する20台の画像ビューアについて測定を実施し、各ビューア間の解像特性のバラツキを調べた結果、最高周波数にて約0.2の予想以上の大きな差が認められた。このことから、モニター診断時代における品質管理の重要性が明らかとなった。本法は、測定機器の扱いやすさに優れ、再現性も十分なものであり、今後のモニター診断の普及にとって有効な方法となり得ることが確認された。今後、解像特性だけでなく、粒状性や階調曲線を含めたデジタルラジオグラフィの表示系の総合的な画質管理システムの構築が望まれる。

医療業界においては、質とサービスの両面での向上が求められており、その要求は従来に増して大きくなっている。その流れの中で、放射線診療における機器のデジタル化は、有効に機能することが期待されている。その上で、優れた画質を持ち、なおかつ診断に適した画像を迅速に提供する技術は重要で、今後のさらなる発展が求められる。そして、それらを管理するために、また、新しい機器の性能を見極めるために、依然画質測定の重要性は高い。そして、本研究で対象とする解像特性は、画質に大きく関わる要素であり、その特性を、正確に、かつなるべく簡単な手技で測定し得る方法を開発した本研究の成果は重要であると考えられる。今後、本研究が放射線画像診断の発展の一助となることを期待する。

## 謝 辭

## 謝 辞

本研究を遂行するにあたり、懇切なるご指導とご鞭撻を賜りました岐阜大学大学院医学研究科(工学研究科併任)の藤田廣志教授,原 武史助教授に心より厚くお礼を申し上げます.

また,岐阜大学工学部の田中嘉津夫教授ならびに岸田邦治教授には,本論文の作成にあたり,ご指導とご校閲を賜り,深く感謝いたします.

本研究の遂行にあたり,ご指導を賜りました名古屋市立大学医学部の芝本雄太教授ならびに原 真咲助教授,名古屋大学医学部の小寺吉衛教授に深謝いたします.

本研究の遂行にあたり,臨床施設での測定や機器の提供などにご協力賜りました,安城更生病院の澤田道人氏ならびにエスエス技研株式会社の下原定次郎氏ならびに加藤秀起氏に深く感謝いたします.

最後に,本研究において全面的にご協力賜りました名古屋市立大学病院中央放射線部関係諸氏を始め,放射線科ならびに岐阜大学医学部藤田研究室各位に御礼申し上げます.



## 本論文で用いた論文リスト

## 本論文で用いた論文リスト

### 第2章

- ・市川勝弘, 國友博司, 櫻井貴裕, 大橋一也, 杉山雅之, 宮地利明, 藤田広志 : 矩形波チャート像のフーリエ変換によるプリサンプリングMTFの新しい測定法, 日本放射線技術学会雑誌, 58(9), 1261-1267, 2002.

### 第3章

- ・市川勝弘, 藤田広志: バーパターンを用いた医用画像ビューアのMTF測定法, 日本写真学会誌, 67(2), 184-190, 2004.
- ・Katsuhiko Ichikawa, Hiroshi Fujita and Michito Sawada : Novel MTF measurement method for medical image viewers using a bar pattern image. proceedings of SPIE, 5029, 624-631, 2003.



## 研究業績

## 研究業績

原著：

1. “マルチフォーマットカメラ用ガンマ補正装置の開発”，市川勝弘，羽田清文，良 光裕，他，日本放射線技術学会雑誌，49(7)，810-816，1993.
2. “MR画像において伝導性サンプルの受信感度に与える影響”，宮地利明，笠井治昌，榊原利陽，市川勝弘，他，日本放射線技術学会雑誌，49(6)，810-816，1993.
3. “レーザーイメージャの最適濃度特性と濃度補正機構について”，市川勝弘，櫻井貴裕 国友博司，他，コニカ X・レイ写真研究，45(6)，177-180，1994.
4. “Development of gamma correction unit for a multi-format camera”，Katsuhito Ichikawa，Kiyofumi Haneda，Mitsuhito Yaya，et al.，Jap. J. Radiol. Technol.，13(1)，11-20，1995.
5. “Fast RARE MR imaging with variable flip angle excitation”，Tosiaki Miyati，Harumasa Kasai，Katsuhito Ichikawa，et al.，RadioGraphics，16(3)，595-602，1996.
6. “Phase-contrast cine MRIによる頭蓋内脳脊髄液循環動態の解析”，笠井治昌，宮地利明，伴野辰雄，間瀬光人，大橋一也，櫻井貴裕，市川勝弘，他，日本放射線技術学会雑誌，53(7)，791-797，1997.
7. “T1・R2\*同時収集ダイナミックスタディ（DUCE法）を用いた血流動態評価”，宮地利明，伴野辰雄，間瀬光人，笠井治昌，市川勝弘，他，日本放射線技術学会雑誌，53(8)，1103-1110，1997.
8. “Evaluation of hemodynamics with simultaneously obtaining dynamic contrast-enhanced T1 and R2\* studies (DUCE imaging)”，Tosiaki Miyati，Tatsuo Banno，Mitsuhito Mase，Harumasa Kasai，Katuhito Itikawa，et al.，Jap. J. Radiol. Technol.，16，129-136，1998.
9. “複素減算法によるMRIのMTF測定”，宮地利明，藤田広志，春日敏夫，越田吉郎，真田茂，笠井治昌，市川勝弘，他，日本放射線技術学会雑誌，57(10)，1225-1232，2001.
10. “矩形波チャート像のフーリエ変換によるプリサンプリングMTFの新しい測定法”，市川勝弘，國友博司，櫻井貴裕，他，日本放射線技術学会雑誌，58(9)，1261-1267，2002.

11. “Novel MTF measurement method for medical image viewers using a bar pattern image”, Katsuhiro Ichikawa, Hiroshi Fujita and Michito Sawada, Proceedings of SPIE, 5029, 624-631, 2003.
12. “バーパターンを用いた医用画像ビューアのMTF測定法”, 市川勝弘, 藤田広志, 日本写真学会誌 67(2), 184-190, 2004.

表彰:

1. 日本放射線技術学会 平成5年度 最優秀論文賞  
対象論文: “マルチフォーマットカメラ用ガンマ補正装置の開発”, 市川勝弘, 羽田清文, 良光裕, 他, 日本放射線技術学会雑誌, 49(7), 810-816, 1993.
2. 日本放射線技術学会 平成14年度 研究奨励賞  
対象論文: “矩形波チャート像のフーリエ変換によるプリサンプリングMTFの新しい測定法”, 市川勝弘, 國友博司, 櫻井貴裕, 他, 日本放射線技術学会雑誌, 58(9), 1261-1267, 2002.

著書:

1. “診療画像検査法 「CT検査の実践」”, 金森勇雄, 井戸靖司, 渡部洋一, 幅浩嗣, 市川勝弘 他, 医療科学社, 東京, 1999.
2. “図解診療放射線技術実験ガイド”, 文光堂, 東京, 2002.
3. “診療画像検査法 「X線造影検査の実践」”, 医療科学社, 東京, 2002.
4. “医用放射線科学講座14 医用画像工学”, 医歯薬出版, 東京, 2004 (印刷中).

資料, 解説:

1. “ヘリカルCTの物理”, 市川勝弘, INNERVISION 12(12), 74-77, 1997.
2. “パソコンによる画像再構成 CT画像再構成と特性解析”, 市川勝弘, 日本放射線技術学会 画像分科会 画像通信, 20(2), 21-32, 1997.
3. “日本放射線技術学会ラセンCT性能評価班 ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告”, 花井耕造, 石田智広, 井田義宏, 市川勝弘, 他, 日本放射線技術学会雑誌, 53(11), 1714-1732, 1997.
4. “ヘリカルスキャンの物理的特性について (空間分解能)”, 市川

- 勝弘, INNERVISION 13(12), 20-22, 1998.
5. “3D-CTの現状と課題”, 市川勝弘, 小寺秀一, 今村裕司, 他: INNERVISION, 14(11), 4-52, 1999.
  6. “臨床技術講座CTにおける三次元画像処理の基礎技術”, 市川勝弘, 日本放射線技術学会雑誌, 56(6), 806-813, 2000.
  7. “デジタル時代の画像評価の基礎と応用”, 藤田広志, 真田 茂, 白石順二, 杜下淳次, 市川勝弘, 他, 日本放射線技術学会雑誌, 58(1), 14-48, 2002.
  8. “CT イメージング(その2)”, 市川勝弘, INNERVISION 18(3), 23-29, 2002.
  9. “バーパターンによるディスプレイのMTF測定法”, 市川勝弘, 藤田広志, 映像情報メディア学会技術報告, 26(68), 39-42, 2002.
  10. “CT, MRI検査Q&A”, 市川勝弘, INNERVISION 19(3)別冊, 15-16, 2004.
  11. “マルチスライスCTにおける画質特性”, 日本放射線技術学会 画像分科会 画像通信, 52, 19-23, 2004.
  12. “CT画像のノイズ特性”, 市川勝弘, アールティ, 23, 2004 (印刷中).

研究発表(主なもの):

1. 市川勝弘, 榊原利陽, 宮地利明, 他: エッジ像によるMTF自動測定について, 日本放射線技術学会第41回総会学術大会, 鹿児島(1985.4).
2. 市川勝弘, 笠井治昌, 榊原利陽, 他: イメージャ用の濃度適合化装置の試作, 日本放射線技術学会第45回総会学術大会, 神戸(1989.4).
3. 市川勝弘, 笠井治昌, 榊原利陽, 他: レーザーイメージャの露光条件調整法について, 日本放射線技術学会第46回総会学術大会, 神戸(1990.4).
4. 市川勝弘, 笠井治昌, 榊原利陽, 他: イメージングカメラ濃度補正装置の製品化とその評価, 日本放射線技術学会第47回総会学術大会, 京都(1991.4).
5. 市川勝弘, 櫻井貴裕, 国友博司, 他: CT Fluoroscopyにおける動態画像のシミュレーション解析, 日本放射線技術学会第51回総会学術大会, 名古屋(1995.4).
6. 市川勝弘, : 螺旋状CTにおけるスライス面の空間分解能 日本放射線技

- 術学会第53回総会学術大会，横浜（1997.4）.
7. 市川勝弘：スパイラルCTにおける補間再構成のMTFへの影響，MII Workshop '95 in Chicago, Chicago(1995.6).
  8. 市川勝弘，大橋一也，桜井貴裕，他：螺旋状CTにおける体軸方向分解能のバンド幅による評価，日本放射線技術学会第52回総会学術大会，神戸（1996.4）.
  9. 市川勝弘，大橋一也，桜井貴裕，他：3DCTにおける最適画像再構成間隔の検討，日本放射線技術学会第27回中部部会，（1997.11）.
  10. 市川勝弘，大橋一也，桜井貴裕，他：Smart Helicalの特性解析，日本放射線技術学会第26回秋期学術大会，札幌（1997.10）.
  11. 市川勝弘，大橋一也，桜井貴裕，他：3DCTにおける最適画像再構成間隔の検討，日本放射線技術学会第54回総会学術大会，横浜（1998.4）.
  12. 市川勝弘，大橋一也，桜井貴裕，他：矩形波チャートフーリエ変換法によるCRのMTF測定，日本放射線技術学会第54回総会学術大会，横浜（1998.4）.
  13. 市川勝弘，桜井貴裕，大橋一也，他：CTにおける腫瘍性病変描出能のシミュレーション解析，日本放射線技術学会東海支部研究発表会（1998.3）.
  14. 市川勝弘，桜井貴裕，国友博司，他：パソコンによる3D再構成プログラムの開発 日本放射線技術学会第33回中部部会（1998.11）.
  15. 市川勝弘，大橋一也，桜井貴裕，他：フラットパネル検出器におけるエアジグ誤差の軽減について，第27回日本放射線技術学会秋季学術大会，久留米（1999.10）.
  16. 市川勝弘，小寺吉衛，小山修司：デジタルカメラを用いたバーパターンによるCRTの解像度測定，医用画像情報学会，平成13年度年次（第130回）大会，名古屋（2001.6）.
  17. 市川勝弘，藤田広志：デジタルラジオグラフィにおける矩形波チャートを用いたプリサンプリングMTFの新しい測定法，第20回日本医用画像工学会大会，名古屋（2001.7）.
  18. 市川勝弘，杉山雅之，藤田広志：空間周波数処理を用いたCT画像の評価，日本放射線技術学会中部部会冬季研究発表会（2001.2）.
  19. 市川勝弘，藤田広志：バーパターンによるディスプレイのMTF測定法，映像情報メディア学会「ヒューマンインフォメーション研究会」，富山（2002.10）.

20. 市川勝弘, 国友博司, 杉山雅之 : デジタルラジオグラフィにおけるMTF測定法について, 日本放射線技術学会第38回中部部会, 名古屋(2003.11).

