原 著

コンピュータドラジオグラフィにおける
オーバーオール・ウィナースペクトルの測定

杜 下 淳 次・*藤 田 広 志・山 内 秀 一

上 田 克 彦・大 塚 昭 義・**藤 川 津 義

西 原 貞 光・中 西 敬

山口大学医学部附属病院放射線部

*岐阜工業高等専門学校電気工学科
(現在, 岐阜大学工学部電子情報工学科)

**小野田赤十字病院放射線科

(論文受理 1991年 2 月 4 日)

(最終論文受理 1991年 5 月28日)

(Code No. 313, 345)

Key words : Computed Radiography, Wiener Spectrum, Overall Wiener Spectrum, Presampling MTF

MEASUREMENTS OF OVERALL WIENER SPECTRA
IN A COMPUTED RADIOGRAPHY

JUNJI MORISHITA, HIROSHI FUJITA*, SYUICHI YAMAUCHI
KATSUHIKO UEDA, AKIYOSHI OHTSUKA, TSUYOSHI FUJIKAWA**

SADAMITSU NISHIHARA, and TAKASHI NAKANISHI

Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital

*Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology
(Present address: Department of Electronics and Computer Engineering, Gifu University)

**Department of Radiology, Onoda Red Cross Hospital

(Article received Feb. 4. 1991)

Summary

The "overall" Wiener spectra of a computed radiographic system (FCR-101) were measured, and compared with the Wiener spectrum of a conventional screen/film system (Hiscreen/RXH). In addition, the noise properties for different exposure conditions to imaging plate (IP), the effects of unsharp masking filter, and the effect of image reduction to output display (film) including the effect of varying the sampling distance were

examined. Overall Wiener spectra obtained in the perpendicular direction relative to the laser beam scanning in the laser printer were greater at high spatial frequencies, but comparable at low frequencies, than those obtained in the parallel direction, and indicated the existence of a spectral peak around 10 cycles/mm mainly caused by banding artifact. The noise level of the CR system with HR, in the same exposure and gradient relative to the Hiscreen/RXH system, was comparable to that of the Hiscreen/RXH, however the noise level of CR with ST was superior to that of the Hiscreen/RXH. It was also found that the noise level of the CR was increased as the exposure decreased and that the frequency processing (unsharp masking) can increase the CR noise level. Moreover, the noise level was decreased by the effect of the image size reduction.

1. はじめに

ノイズ特性は、輝尽性蛍光体を用いたコンピュータードラジオグラフィ（以下、CR）の物理特性のなかで、重要なものの一つである。デジタル画像のノイズ特性は、従来からアナログ画像（スクリーン/フィルム系：以下、S/F 系）の評価に用いられているウィナースペクトルの手法を注意深く適用することによって定量的に評価できる^{1,2)}。しかし、CR システムのウィナースペクトルの解析の報告例は少なく、Hillen³⁾、Roehrig⁴⁾、Fujita⁵⁾ らによるものなどに限られている。また、RMS (root mean square) 粒状度による解析の報告もある⁶⁾。

著者らはこれまで、“デジタル”ウィナースペクトルによって、CR システム (FCR-101) のノイズ特性の解析を行ってきた^{5,7)}。デジタルウィナースペクトル^{1,2,5,7)} は、A/D 変換後のデジタル値（ピクセル値）から直接計算されるもので、画像処理の効果やディスプレイ部（レーザープリンタや CRT）の影響を含んでいない。そこで、本論文では、これらの効果や影響を含んだ最終出力画像から測定される“オーバーオール”ウィナースペクトルを用いてノイズ解析を行った。CR は S/F 系と同様、臨床に広く用いられているため、S/F 系のノイズ特性と比較することは重要な課題といえる。ここでは、S/F 系の一例として Hiscreen/RXH のウィナースペクトルと CR のオーバーオール・ウィナースペクトルとの比較を行った。さらに、入射線量、画像処理、および、イメージングプレート（以下、IP）のサイズの相違（サンプリング間隔と画像縮小の変化）などがノイズに及ぼす影響についても調べた。

2. ウィナースペクトル解析

Giger らが示したデジタル画像システムにおける総合的な 2 次元“オーバーオール”ウィナースペクトル（以下、WS）、 $WS(u, v)$ は、以下の式で表される¹⁾。

$$WS(u, v) = \{ [WS_A(u, v) \times |OTF_s(u, v)|^2]$$

$$\begin{aligned} & * \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(u-m/\Delta x, v-n/\Delta y) \} \\ & \times |OTF_F(u, v)|^2 \times |OTF_D(u, v)|^2 \\ & + WS_E(u, v) \end{aligned} \quad (1)$$

ただし、 $*$ はコンボリューション積分を示す。 WS_A はアナログ成分の WS で、通常、量子モトルが大きな割合を占める。 OTF_s 、 OTF_F 、 OTF_D は、それぞれサンプリングアパーチャ、画像処理フィルタ、ディスプレイアパーチャのレスポンス関数を示す。 WS_E は、ディスプレイ系の付加的ノイズである。 $\{ \}$ 内がデジタル WS であり、 $[\]$ 内が“プリサンプリング”WS である。

一般に、MTF を用いてデジタル画像システムの解像特性の解析を行うとき、デジタル MTF やオーバーオール MTF にはエリアシングエラーが含まれてくる。そのため、これらの MTF は正確な解像特性を示しているとはいえず、その解釈と使用には十分な注意が必要となる^{5,8,9-12)}。

そこで、エリアシングの問題を解決するために“プリサンプリング”MTF というデジタル系に固有な MTF が導入された⁸⁾。ノイズ特性の解析にもプリサンプリング WS を求める必要があるが、その手法は開発されていない。しかし、MTF の場合と異なり、 WS_A に OTF_s の 2 乗が積算されるために、エリアシングエラーは相当小さく考えられる。このようなときには、プリサンプリング WS とデジタル WS は、ほぼ等しくなるはずである。オーバーオール WS は、デジタル WS に、 OTF_F と OTF_D がそれぞれ 2 乗で積算されるため、さらにエリアシングエラーの影響が小さくなる。このように、ノイズ特性の解析は、解像特性とは異なり、デジタル WS やオーバーオール WS による解析法が比較的有用と考えられる。ただし、撮像パラメータの設定によっては（特に、サンプリング間隔とサンプリングアパーチャのサイズ）、この仮定が成り立たなくなる可能性があるため、十分な注意が必要である。この点は、今後の研究課題であり、プリサンプリング WS の導入が必要となって

くる。

3. 実験方法

3.1 測定方法

使用したCR装置は、FCR-101 (富士写真フィルム) で、WSの計算処理などは、PC-9801 VX21やRA21 (NEC) のパーソナルコンピュータで行った。IPは、すべてⅢ型で、6切サイズのSTとHR、および4切と大角サイズのSTを使用した。CRと比較するS/F系には、Hiscreen/RXH (化成オプトニクス/富士フィルム) を使用した。マイクロデンシトメータはPDM-5B (コニカメディカル)、濃度計は、トビアス model TBX を用いた。線量測定には、RADCAL MDH 線量計 (model 1015) を使用した。

ノイズサンプルの作成条件は、距離260 cm、管電圧80 kV (20 mmAl のフィルタを付加) とし、管電流 (100~200 mA) と照射時間を変えて、IP への入射線量を変化させた。また、CR データの取り込み条件は、ダイナミックレンジのパラメータであるL値 ($\log_{10} X = 2.0$, $X = \text{照射線量域}$) を2.0とし、システム感度は自動設定 (セミオートモード) とした。ここで、L値はS/F系のダイナミックレンジを想定して2.0とした。ノイズサンプルの写真濃度はすべて 1.00 ± 0.02 とした。

WSの測定は、マイクロデンシトメータのスリット幅を0.01 mm、スリット長を1 mmとし、主走査方向 (書き込みレーザビームの走査方向に平行な方向) と副走査方向 (書き込みレーザビームの走査方向に垂直な方向) の2方向について行った。WSの計算はFFT法で行い、ノイズサンプルの中心領域の約100 mm×100 mmの範囲内における総データ数90112点について、セグメント長1024、オーバーラップ512で、165セグメントについて求め、合計165本のWSを平均した。計算されたWSの平滑化として、三角形ウィンドによる周波数平滑を用いた。

MTFの測定には、幅0.01 mmの鉛スリットを用いた。S/F系では、マイクロデンシトメータ走査のスリット幅を0.01 mm、スリット長を1.0 mmとした。プリサンプリングMTFは、鉛スリットを走査線の走査方向に対してわずかに角度をつけて配置し、センターアライメントとシフトッドアライメントのLine Spread Functionから求めた2つのデジタルMTFから計算した^{5,7,9,10,12)}。

3.2 CRとS/F系との比較

CRとHiscreen/RXHのWSの比較をするとき、両システムへ入射する線量を同一とし、また、CRのフィルム

出力階調をHiscreen/RXHの階調に合わせた。すなわち、システム入射線量は、Hiscreen/RXHで写真濃度1.0を得るのに必要な線量で、 $0.206 \mu\text{C/kg}$ (0.8 mR) であった。また、写真濃度1.0におけるHiscreen/RXHの階調とCRのフィルム出力階調を合わせるために、CRではフィルム出力階調を直線階調の1.5倍とした。IPには、6切サイズのSTとHR (Ⅲ型、サンプリング間隔0.1 mm) を用いた。

3.3 IP入射線量の変化

CRは、IP入射線量に変化しても、システム感度を変化させて一定の写真濃度が得られる特長をもっている。このことは、低線量撮影の可能性を意味するが、線量減少にともなうノイズの変化についての詳細な報告は、ほとんどみられない。ここでは、CRシステムに入射する線量をHiscreen/RXHと同じ $0.206 \mu\text{C/kg}$ (0.8 mR) から1/2, 1/4と減少させてオーバーオールWSを測定し、Hiscreen/RXHのWSと比較した。このとき、両システムの階調は同じにしたが、周波数強調は行わなかった。なお、使用したIPは6切サイズのSTである。

3.4 画像処理の影響

CR画像では、撮影部位と観察目的に応じて適当な階調処理と非鮮鋭マスクを用いた周波数強調を組み合わせている。そこで、臨床に近い状態でのCRとS/F系を比較するために、画像処理の一例として、腰椎撮影に用いている2種類の処理 (左画像と右画像) を行ったときのオーバーオールWSを測定した。両画像とも非鮮鋭マスクのサイズは4.1 mm×4.1 mmで、重み係数は左画像が0.5、右画像が7.0である (周波数ランク: 4, 周波数強調度: 左画像1.0, 右画像7.0)。なお周波数処理は、濃度 (またはデジタル値) に依存して強調の度合いが異なるノンリニアな非鮮鋭マスク (周波数タイプ: T) を用いた。通常、4切以上の大きさのIPを用いると画像は縮小して出力されるが、ここでは、6切サイズのIPを使用したもので、縮小は行われていない。

3.5 イメージングプレートのサイズの違い

CRではIPのサイズによってサンプリング間隔が異なっており、6切が0.1 mm、4切が0.15 mm、大角と半切が0.2 mmとなっている。しかし、出力されるフィルムの大きさは一定で、画像書き込み時の間隔はすべて0.1 mmとなっているため、IPサイズに応じて画像縮小率が変化する¹³⁾。そこで、6切、4切、大角の3種類のIPを用いてノイズサンプルを作成し、サンプリング間隔と画像縮小の効果について調べた。このとき、フィルムへの出力階調は、すべて同一 (フィルム出力階調が1.0の直線

階調)とした。

4. 結果と考察

使用した Hiscreen/RXH の特性曲線 (図中点線) と, CR システム全体の入出力特性を表すオーバーオール特性曲線 (実線) を, Fig. 1 に示す. 右側の実線は, 写真濃度 1.0 付近で Hiscreen/RXH の階調と合わせた CR のオーバーオール特性曲線である. 真中と左側の 2 本の実線は, 3.4 項で説明した左画像と右画像の特性曲線を示している. 左画像は S/F 系の特性曲線に似たシグモイド型の階調をしているが, 右画像は直線階調による出力である. 写真濃度 1.0 における階調は, 左画像のほうが少し高く設定されている. なお, 特性曲線の測定は, 距離法¹⁴⁾とタイムスケール法^{15,16)}で行った.

Fig. 2 に, Hiscreen/RXH の MTF と, ST および HR のプリサンプリング MTF を示す. 低空間周波数域のところで比較すると, 値の高いほうから HR, Hiscreen, ST の順となった. しかし, およそ 4 cycles/mm 以上の高空間周波数域では, HR と Hiscreen の値が逆転し, Hiscreen の方が高くなっている.

Fig. 3 に, Hiscreen/RXH の WS と, 主走査方向 (図中 X) および副走査方向 (図中 Y) について測定した ST のオーバーオール WS を示す. Hiscreen/RXH と CR (ST) の WS を比較すると, 副走査方向のピークを除い

て, Hiscreen/RXH より CR (ST) の方が低い値を示した. このときの階調と入射線量 ($0.206 \mu\text{C/kg}$) は同じである. また, CR の主走査方向と副走査方向の WS を比較すると, 低周波数成分はほぼ同じ値であるが, およそ 2 cycles/mm 以上の空間周波数域で副走査方向の WS が高くなり, 10 cycles/mm 付近に鋭いピークがみられる (試料写真濃度 1.0 のとき). 副走査方向において, 高空間周波数側に現れたこれらのノイズの原因のひとつにバンディングアーチファクト (banding artifact) が考えられる. これは, レーザビームスポットの形状と大きさや副走査方向の走査間隔に関連して, 隣接する走査スポットの重なり具合の程度と走査線の位置の誤差のために生じるアーチファクトである. われわれの使用したレーザビームのスポットの形状は, 主走査方向に長い楕円形になっていた¹⁷⁾. 10 cycles/mm に強いピークが現れている

Fig. 2 MTF of Hiscreen/RXH and presampling MTFs of the CR system with ST and HR imaging plates.

Fig. 1 Characteristic curve of Hiscreen/RXH (dashed curve) and overall characteristic curves relating the photographic density to the relative exposure for three different gradation processings (solid curves).

Fig. 3 Wiener spectrum of Hiscreen/RXH and overall Wiener spectra of FCR-101 with ST imaging plate in the horizontal (X) and vertical (Y) directions relative to the laser beam scanning in laser printer. Incident exposure was $0.206 \mu\text{C/kg}$ (0.8 mR) for all cases.

コンピュータドラジオグラフィにおけるオーバーオール・ウィナースペクトルの測定 (杜下・他)

のは、レーザプリンタの走査間隔が0.1 mm であることに起因しており、前述のレーザビームスポットの形状と大きさなども複雑に関連している。このようなWS上に現れるノイズが、マンモグラフィの微小な被写体の検出に大きく影響するという報告¹⁸⁾もあり、今後の改善が望まれる。これらのレーザ光学系に起因するノイズのほかに、レーザ光のゆらぎが原因となって不規則に発生する非周期的なノイズも存在しており¹⁹⁾、これもオーバーオールWSに含まれていると考えられる。

Fig. 4 に、ST および HR の主走査方向のオーバーオールWSと、Hiscreen/RXH のWSを示す。HR はSTに比べて明らかに高い値を示しているが、およそ1.5 cycles/mm 以下の空間周波数域ではHiscreen/RXHと有意な差はみられなかった。STとHRの画像書き込み時のノイズには差がない。したがって、HRの値がSTより高くなった理由は、低空間周波数域では、プリサンプリングMTFの相違 (Fig. 2 参照) と吸収線量率の相違^{7,12)} (ST: 56%, HR: 31%, 80 kV) に起因するX線量子モトル成分の増加が主な原因であり、高空間周波数域では、エリアシングが原因のひとつと考えられる。ここには示していないが、副走査方向も主走査方向と同様な傾向を示した。通常、デジタル画像は等方的ではなく、視覚では2次元のゆらぎとしてノイズを感知しているため、WSによる解析も2次元で行う必要がある。ここでは、1次元で解析を行ったが、視覚のレスポンスが高い2 cycles/mm 以下の低空間周波数域においては、主走査方向と副走査方向のWSの差はほとんどなく (Fig. 3), Fig. 4 に示したSTとHiscreen/RXH、および、STとHRの粒状度の差は視覚的にも十分観察できた。また、高空間周波数域におけるCRとHiscreen/RXHのWSの差は、それぞれのフィルムの粒状性の相違によるものであり、CRフィルムは片面乳剤のため粒状が小さく、両面乳剤のRXHフィルムに比べてWS値が約1/2となっている。入射線量を、Hiscreen/RXHと同一 (0.206 $\mu\text{C/kg}$ = 0.8 mR), 1/2, 1/4と3種類変化させて測定したSTの主走査方向のオーバーオールWSとHiscreen/RXHのWSをFig. 5 に示す。CRでは、階調をHiscreen/RXHに合わせたが、周波数強調は行っていない。このような条件のもとで両者を比較すると、STは入射線量を1/2まで減少させてもHiscreen/RXHのノイズレベルよりやや低い。しかし、1/4まで減少させると2 cycles/mm 付近でHiscreen/RXHと交叉し、これより低空間周波数域ではSTのノイズレベルが高くなった。また、ST間の比較では、入射線量を変化させるとおよそ

Fig. 4 Wiener spectra for Hiscreen/RXH and ST and HR imaging plates in the horizontal direction (X) at 0.206 $\mu\text{C/kg}$ (0.8 mR).

Fig. 5 Wiener spectra obtained with Hiscreen/RXH and ST imaging plate at three different exposures.

4 cycles/mm 以下の低空間周波数域でWSが変化するが、それより高い空間周波数域ではほとんど変わらない。このことは、4 cycles/mm 以下の空間周波数域では主に量子モトルが支配的であるが、それ以上では、主にCRフィルムの粒状が支配的であることを示している。レーザプリンタのWSについては、現在研究中であり別の機会に報告する。

Fig. 6 に、周波数強調を行っていない画像 (図中オリジナル) と腰椎の処理に用いている左画像のオーバーオールWSの比較を示す。周波数強調を行うと、強調度を変化させる重み係数が0.5と低いにもかかわらず、低空間周波数領域でWSの値が高くなり、ノイズ特性が劣化することがわかる。

Fig. 7 に、Hiscreen/RXHのWSと腰椎撮影に用いている左画像および右画像のオーバーオールWSを示す。左画像と右画像を比較すると、右画像の値が高い。写真濃度1.0における階調は、左画像のほうが少し高いにもかかわらず、WSは右画像の値が高くなった。原因は主に、

Fig. 6 Overall Wiener spectra with (processed) and without (original) frequency processing using unsharp masking technique. Weighting factor and mask size of the processing were 0.5 and 4.1 mm $\times$ 4.1 mm, respectively.

Fig. 7 Wiener spectra for Hiscreen/RXH system (Hiscreen) and CR system with ST plate by use of two different frequency and gradation processings ("left image" and "right image") used for the clinical case of lumbar vertebra. Weighting factors for "Left image" and "Right image" were 0.5 and 7.0, respectively. Mask size was 4.1 mm $\times$ 4.1 mm for both cases.

右画像におけるフィルタの効果を考慮したシステムの MTF²⁰⁾ が、左画像に比べて値が高いためと考える。ここには示していないが、用いたフィルタは 0.35 cycles/mm にピークがあることから、特に周波数強調の度合いが強い右画像では、量子モトルが支配的な低空間周波数域において、フィルタによるピークが現れると予想された。しかし、実測したオーバーオール WS には明らかなピークは観察されなかった。右画像と Hiscreen/RXH を比べると、およそ 3 cycles/mm のところで両者は交叉し、それより低空間周波数域では、右画像のほうが高くなった。一方、左画像では、1 cycle/mm 以下の低空間周波数域で

Hiscreen/RXH の値に近づいているが、わずかに低い結果となった。前述したように、同一線量、同一階調で、周波数強調を行わないとき、CR のオーバーオール WS は、Hiscreen/RXH の WS に比べて値が低くノイズ特性が優れていた。しかし、ここで得た結果は、周波数強調や階調処理を行うことによって、ノイズ特性が劣化する可能性があることを示している。

以上の結果は、すべて 6 切サイズの IP を用いて測定したものである。つぎに 6 切、4 切、大角の各サイズ IP を用いて測定した主走査方向のオーバーオール WS を Fig. 8 に示す。各 IP を用いたときの最終画像の縮小率は、6 切が 1 (等倍)、4 切は 2/3、大角は 1/2 である。大角 (図中、 $\times 1/2$) は、6 切 (図中、 $\times 1$) に比べて明らかにノイズが低下しており、4 切 (図中、 $\times 2/3$) も大角ほどではないが、わずかに値が小さくなっている。これらの原因として、CR フィルム自身の粒状は、各縮小率で変化しないので、主に量子モトルの WS が縮小率の 2 乗だけ低下したためと考える。しかし、(1)式からも明らかに、オーバーオール WS には、ディスプレイ系の付加的ノイズ (WS_E) が含まれるため、実際には、縮小率の 2 乗分ほど値が変化していない。いずれにしても、CR では画像を縮小表示することで、最終的なノイズレベルを低減させる効果がある。ただし、サンプリング間隔の変化に伴い、1 ピクセルあたりに入射する X 線量子の数が増加する効果も、これらの結果に含まれているので注意が必要である。すなわち、サンプリング間隔 (ピクセル寸法) が増加しても、このときのプリサンプリング MTF の変化は小さいので¹²⁾、WS 値は減少する傾向に

Fig. 8 The effects of the image size reduction on overall Wiener spectra. Three different sizes of imaging plate were used to obtain three different rates of the image size reduction ($\times 1$, $\times 2/3$, $\times 1/2$). The effects of sampling distance variation and aliasing may be included in these noise spectra.

コンピュータドラジオグラフィにおけるオーバーオール・ウィナースペクトルの測定 (杜下・他)

あると考えられる。したがって、Fig. 8 には画像縮小の効果とサンプリング間隔の変化の二つの効果が含まれている。さらに、サンプリング間隔が変化すればエリアシング効果が変わってくる可能性もあり、複雑に諸因子が関係している。CR-7000 以降の機種では、画像の補間伸張の技術によって、6 切の 2 画像同時出力 (6/7 に縮小) や 4 切の 1 画像表示 (等倍) および大角や半切の 1 画像表示 (2/3 に縮小) が可能となった。これらの画像縮小にともなうノイズの変化については今後の検討課題であろう。

5. ま と め

画像処理の効果やディスプレイ部の影響を含んだ CR の最終画像からオーバーオール WS を測定し、S/F 系の一例として Hiscreen/RXH の WS と比較検討した。

その結果、オーバーオール WS は、主走査方向と副走査方向で異なり、高空間周波数領域では副走査方向の値が高かった。また、副走査方向では 10 cycles/mm 付近に書き込みレーザービームに起因するピークがみられた。CR (ST) は、Hiscreen/RXH に比べて、同一線量、同一階調出力時には、基本的にノイズ特性が優れている。しかし、IP 入射線量を Hiscreen/RXH の 1/4 まで下げたときや、周波数強調の仕方によっては、低空間周波数域でノイズ特性が劣化する。

また、HR と ST の比較では、高空間周波数域を除くと両者の吸収線量率とプリサンプリング MTF の相違から HR の方が WS の値が高い。また、HR と Hiscreen/RXH の比較では、低空間周波数域において、ほとんど有意な差がなかった。

異なったサイズの IP 使用にともなうノイズ特性への効果は、2/3 の縮小では WS に大きな差がみられなかったが、1/2 まで縮小させると明らかにノイズ特性が改善した。

謝 辞

稿を終えるにあたって、本研究の遂行にご協力頂いた、山口大学医学部附属病院放射線部各位に感謝いたします。なお、本論文の一部を、第 46 回総会 (平成 2 年、神戸) において発表した。

参 考 文 献

- 1) Giger ML, Doi K, and Metz CE: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 2. Noise Wiener spectrum, Med. Phys., **11**(6), 797-805 (1984).
- 2) Giger ML, Doi K, and Fujita H: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 7. Noise Wiener spectra of II-TV digital systems. Med. Phys., **13**(2), 131-138 (1986).
- 3) Hillen W, Schiebel U, and Zaengel T: Imaging performance of a digital storage phosphor system. Med. Phys., **14**(5), 744-751 (1987).
- 4) Roehrig H, Yockey DA, Liew SC, et al.: Noise and contrast performance of the Toshiba Computed Radiography system TCR 201. Proc. SPIE 914, 153-165 (1988).
- 5) 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).
- 6) Miyahara J, in Computed Radiography, edited by Tateno Y, Iinuma T, and Takano M (Springer-Verlag, Tokyo, 1987) Chap. 2, 7-15.
- 7) 杜下淳次, 藤田広志, 大塚昭義, 他: コンピューテッドラジオグラフィの基礎的な物理特性. 日放技学誌, **46**(6), 824-830 (1990).
- 8) Giger ML and Doi K: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 1. Modulation transfer function. Med. Phys., **11**(3), 287-295 (1984).
- 9) 藤田広志, 上田克彦, 藤川津義, 他: 輝尽性蛍光体を用いたデジタルラジオグラフィの解像特性 II. デジタル特性曲線とプリサンプリング MTF の測定. 医画情誌, **5**(1), 1-10 (1988).
- 10) 上田克彦, 大塚昭義, 藤川津義, 他: FCR-101 の解像特性の研究 (その 1) プリサンプリング MTF の測定. 日放技学誌, **44**(8), 867 (1988).
- 11) 杜下淳次, 藤田広志, 大塚昭義, 他: FCR-101 の解像特性の研究 (その 3) オーバーオール MTF の測定. 日放技学誌, **44**(8), 869 (1988).
- 12) Fujita H, Morishita J, Ueda K, et al.: Resolution properties of a computed radiographic system. Proc. SPIE 1090, 263-275 (1989).
- 13) 富士メディカルシステム FCR 技術マニュアル.
- 14) 上田克彦, 杜下淳次, 藤川津義, 他: コンピューテッドラジオグラフィの特性曲線の測定 (I). 医画情誌, **5**(2), 52-59 (1988).
- 15) 杜下淳次, 藤田広志, 坂本 清, 他: コンピューテッドラジオグラフィの特性曲線の測定 (II). 医画情

- 誌, **6**(1), 25-33 (1989).
- 16) 藤田広志, 杜下淳次, 坂本 清, 他: デジタルラジオグラフィの画像評価1. 特性曲線, (デジタル画像の物理的評価検討班 委員会報告), 日放技学誌, **46**(9), 7.1-7.2, 1588-1592 (1990).
- 17) 杜下淳次, 藤田広志, 藤川津義, 他: 輝尽性蛍光体を用いたコンピューテッドラジオグラフィの解像特性 III. レーザープリンタの MTF の測定. 医画情誌, **6**(3), 153-162 (1989).
- 18) 小倉敏裕, 佐藤伸雄: デジタル入力信号収集法の相違による乳房画像の比較. 日放技学誌, **45**(6), 730-738 (1989).
- 19) Bunch PC and Metter RV: Interpreting the noise power spectra of digitally printed images. Proc. SPIE **914**, 877-891 (1988).
- 20) 藤田広志, 杜下淳次, 松本常男, 他: コンピューテッドラジオグラフィにおける直線断層写真の障害陰影除去フィルタの開発. 映像情報, **22**(6), 351-355, (1990).