

Computed Radiography の解像特性評価における presampling MTF の簡易測定法の開発

Measurement of presampling MTF for the computed tomography

佐々木 恒平* 真田 哲也* 八重樫 祐司*

Kohei Sasaki, Tetsuya Sanada and Yuji Yaegashi

Abstract

The modulation transfer function (MTF) of radiography images is one of important index to evaluate the resolution property of digital radiography systems. A lot of methods for measurement of MTF has been developed to measure more precisely and easily.

In this study, we propose novel methodology for measurement of the presampling MTF utilizing composite line spread function (LSF). First, the X-ray slit image was made by exposing the slit with $10\mu\text{m}$ aperture on a imaging plate. Using the composite LSF, we eliminated the truncation error by means of making the sampling intervals smaller. Next, we obtained the composed LSF from the X-ray slit images. Finally, we calculated the presampling MTF of computed radiography system and compared with the film-screen system as analog systems obtained from a literature.

The presampling MTF measured by our proposed methods was agreed with previous study reported by Matsuo et al. Moreover, in comparing to analog system, it was indicated that our method was able to measure the presampling MTF properly.

1. 背景

解像特性 (resolution property) とは、画像の鮮鋭さ (sharpness) を表す特性であり、光学伝達関数 (optical transfer function: OTF) を用いて完全に表す事が出来る。解像特性が優れているという事は、ボケが少なく画像が鮮鋭である事を意味する。これとは逆に、解像特性が劣っているとは、画像がボケて非鮮鋭であることを意味する。X線画像の形成過程において、画像がボケる原因にはX線管球の焦点寸法による半影、撮影中の被写体の動きによる不鋭、X線検出器のボケ、信号伝達・処理系、画像処理の効果、画像表示系のボケなど、多くの因子が関係する。

OTFとはPSF (point spread function) の二次元フーリエ変換を行った結果で、空間周波数領域における信号伝達関数 (レスポンス関数) を表す。OTFは、複素関数で、その絶対値をMTF (modulation transfer function: 振幅伝達関数)、位相成分をPTF (phase transfer function: 位相伝達関数) という。MTFは電

気系の周波数特性と同様に振幅の伝達特性を示すものである。電気系では入力特性より先に出力信号が生じず、必ず位相のずれを伴うためにMTFとPTFを考慮して評価する。一方多くの画像システムは等方的な広がり関数を示し、位相成分はゼロであるためPTFは考慮せず、MTFによって画像特性を評価する事が可能である。ここで広がり関数は、PSFでは原点対象、LSF (line spread function) では左右対称となる。

MTFには二つの定義がある。ひとつは、PSFのフーリエ変換である。PSFを正確に求める事は技術的に難しいので、金属スリットを撮影して得たLSFのフーリエ変換を行うのが一般的であり、これをスリット法と呼ぶ。もう一つは、色々な周期を持つ正弦波の入力に対する、出力側のコントラスト比を調べる定義である。実際には、異なる周期を持つ正弦波をX線分布で得る事が技術的に困難である事から、色々な周期を持つ矩形波テストパターンを撮影して測定を行う。この手法は、矩形波レスポンス関数 (square wave response

* 北海道科学大学保健医療学部診療放射線学科

function: SWRF) 法、または矩形波チャート法と呼ぶ。二つの定義に基づく MTF は理論的に一致する。また、スリット法と矩形波チャート法で測定した結果は、異なる施設間で測定した変動の範囲内でよく対応する事が実験的に確かめられているが、いずれの方法も高い正確度と再現性のある結果を出すには、多くの経験を必要とする。本論文では開口幅 $10\mu\text{m}$ の金属スリットを使用する方法を採用した。

金属スリットを用いた方法をデジタル画像の解像特性の評価として用いたときには、位置不変性が成立しないために生ずるエリアシングエラー等の影響により正確な MTF が求められない事が知られている。位置不変性とは画像上のどの場所においても同じ PSF が得られる性質をいう。増感紙-フィルム系では、PSF は等方的であり、かつ、位置不変性が成り立つと考えられているが、デジタル系では、離散的にデータを取り込むために、厳密な意味では位置不変性が成り立たない。これらの理由から、デジタル画像の解像特性の評価には藤田らが報告した「プリサンプリング MTF (presampling MTF)」を用いた評価方法⁽¹⁾が一般的に用いられている。

プリサンプリング MTF の主な測定方法には二つの方法がある。一つ目の方法は、信号（ここでは、スリット像）がピクセルの中心に位置している配置（以下、センター配置）で得た LSF から計算したデジタル MTF と信号がピクセルとピクセルのちょうど間にある配置（以下、半ピクセルシフト配置）で得た LSF から計算したデジタル MTF からプリサンプリング MTF を求める方法である。二つ目の方法は、センター配置からセンター配置、または、半ピクセルシフト配置までの間に含まれるスリット像に対して直交方向の多数の配置の LSF を合成し、見かけ上、サンプリング間隔の細かい 1 本の LSF（以下、合成 LSF）を求めてプリサンプリング MTF を計算する方法である。デジタル画像は、DICOM 規格で出力した画像データをパソコンに取り込む事ができ、そのデジタルデータを利用すれば、デジタルの特性曲線、MTF、ウィナースペクトル等を計算する事が可能である。

しかしながら、これらの方法でデジタル画像のプリサンプリング MTF を求める場合、前者ではセンター配置や半ピクセルシフトは位置の LSF を見つける事は困難である。また、これらの配置を見つけたとしてもデータ数が少ないときは正確な LSF とはいえない。

後者ではセンター配置や半ピクセル配置をスリット像に対して、直交方向での多数配置の LSF を合成する

必要があるといった問題点もある。

臨床に使用される X 線画像の解像特性を測定し画像の特性を知る事は非常に重要であるが、自施設で測定を行うにはその方法は再現性があり、なおかつ、簡易な方法であることが必要である。

そこで、本論文では、スリット像に平行な方向の 1 本のプロファイルカーブを合成 LSF を用いる方法により、プリサンプリング MTF を用いた GR (computed radiography) の解像特性を評価する、自施設での測定に適した方法を提案する。

・富士フィルム社製 IP (imaging plate) 四つ切サイズ

マトリックスサイズ 1670×2010 ピクセルサイズ $150\mu\text{m}$

・富士フィルム社製 CR 読み取り機 PROPECT CS

2. 方法

2.1. デジタル特性曲線の作成

X 線検出器に入射した相対露光量の対数を横軸にとり、A/D 変換後のデジタル値（ピクセル値）を縦軸にプロットした入出力特性をデジタル特性曲線と呼ぶ。デジタル特性曲線は、システムの中でも特に重要なコンポネントである X 線検出器から信号増幅系、ADC (analog-digital converter) などの変換特性を含んでいる事からデジタル画像システムに固有な入出力特性と言える。

フィルム特性曲線の測定は、特性曲線の横軸の決定方法の違いにより、距離法、bootstrap 法、タイムスケール法などに細分される。距離法や bootstrap 法では、撮影時間が一定であるが、X 線量を距離、またはアルミニウムなどの吸収体で X 線強度で変化させるため、強度スケール法と呼ばれている。一方、タイムスケール法では、撮影時間を変化させて、横軸を決定している。これらの方法の中で、デジタル系にもそのまま応用出来るのは、距離法とタイムスケール法である。デジタル画像の場合、増感紙/フィルム系と異なり相反則が成立するため、タイムスケール法にて測定を行った。条件は、X 線管-IP 間距離を 100cm 、管電圧 60kVp 、管電流 500mA を一定とし、露光時間を段階的に変化させた。

PCに取り込んだデータ (DICOM ファイル) を Image-J で開き、特性曲線のデジタル値を測定した。この画像上に関心領域 (ROI) を設定し、ROI 内の最大、最小、平均デジタル値を測定した。また、MTF の計算ではスリット像のデジタル値を相対露光量に変換する

ため、横軸にデジタル値を、縦軸に相対露光量をプロットしたグラフを作成して近似関数も計算した。作成したデジタル特性曲線（図1）、デジタル値-相対露光量の関係（図2）を示す。

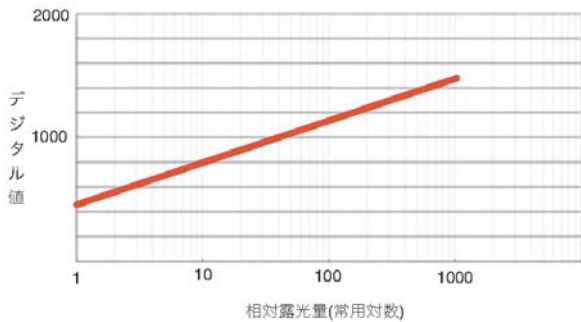


図1 デジタル特性曲線

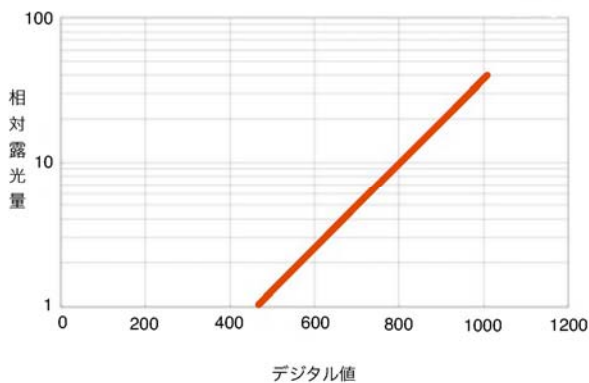


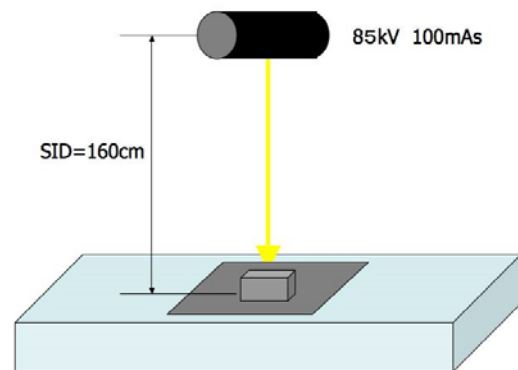
図2 相対露光量とデジタル値の関係

2.2. X線スリットの撮影

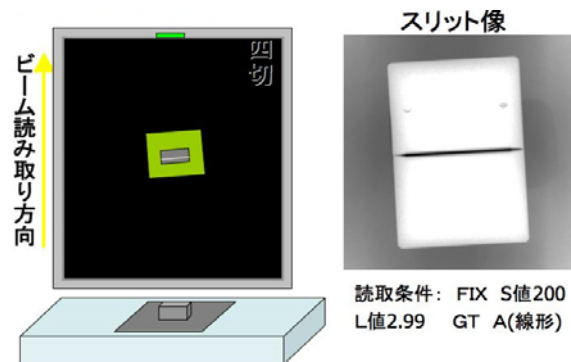
スリット法によるMTF測定 of 正確度や再現性に影響を及ぼす主な技術的因子には、前述したように、用いる金属スリットの幅、トランケーションエラー、エリアシングエラー、などが知られている。これらの内容を以下に示す。

使用する金属スリット（開口幅 $10\mu\text{m}$ 、スリット長 3cm ）は、X線吸収の高い材質で作られており、金属スリットに対して垂直な方向に入射するX線だけを通わせるように、スリット幅と高さ（厚さ）の比は、1:100以上となるように十分に大きくしている。金属スリットの幅は、できるだけ狭い事が望ましい。スリット幅による線像の広がりシステム自体のボケによる広がりに加わるために、測定したMTFはシステム自体によるボケだけでなく、有限の大きさをもつスリット幅によるボケを含んだものとなる。このようなスリット幅のMTFの影響は、スリット幅が $10\mu\text{m}$ 程度であれ

ばほとんど無視できるくらいに小さいが、実際の測定ではあまりにもスリットの幅が狭いと、X線ビームの中心を金属スリットの間を正確に通わせるような幾何学的な配置を得る事が難しいだけでなく、線像を得るのに十分なX線量を透過させることができない。そこで、本論文では $10\mu\text{m}$ 幅のスリットを用いた。



(a) X線曝射条件



(b) X線スリット撮影の実験配置とスリット像

図3 実験配置とスリット像

撮影時の配置を（図3a）に示す。四切IPの上に後方散乱を防ぐための薄い発泡スチロールを置き、その上にスリットを配置した。この際、スリットの開口部をIPの読み取り方向に垂直から2~3度斜めにするように配置した。撮影されたスリット像を（図3b）に示す。撮影条件は管電圧 85kVp 、 500mA 、 200ms 、X線管-IP間距離 160cm とした。この撮影条件は合成LSFのピークが最高デジタル値の80%程度になるように設定した。画像読取条件はFIXモードで固定にし、S値200、L値2.99、GTはAタイプで線形とした。

2.3. スリット像のデジタル化

PCに取り込んだスリット像から、デジタルデータを得る手順は以下の通りである。PCに取り込んだスリット生データ（DICOMファイル）は、デジタル特性

曲線と同じ Image-J で開く事が出来る。図 3b に示すスリット像から、計算に必要な領域を囲みデジタル画像データをテキストデータで保存した。CR におけるスリット像のデジタルデータでは、X 線が透過していない部分はデジタル値が 0 となる。これは、CR 装置はダイナミックレンジを L 値で限定して、S 値その位置を変化させているため、ある線量以下の画素値は線量が 0 でなくても出力を 0 に設定するためである。

2.4. 合成 LSF の作成

本研究では、さまざまなアライメントで得た LSF を合成し、実効的にサンプリング間隔を小さくした合成 LSF から MTF を計算する方法を提案する。スリットを IP の読取走査方向に対して垂直にわずかに角度をつけ、さまざまなアライメントの LSF を得た。この方法により、サンプリング間隔が小さな合成 LSF が得られる。さらに、トランケーションエラーをさけるために、合成後の LSF の裾野の部分を指数関数で外挿した LSF を使用した。このように、サンプリング間隔が小さくなった合成 LSF から MTF を計算することで、エリアシングエラーが含まれないプリサンプリング MTF が得る事が可能となる。得られた合成 LSF を図 4 に示す。図 4 のように、得られたさまざまなアライメントの各々の LSF を合成した。

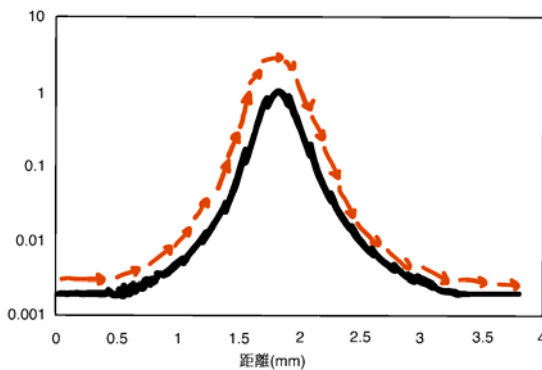


図 4 様々なアライメントで得た LSF の合成

2.5. 合成 LSF から MTF を計算

光伝達関数 $OTF(u)$ は、線像強度分布 (LSF) のフーリエ変換と定義され、式 (1) のように表される⁽²⁾。

$$OTF(u) = \int_{-\infty}^{\infty} LSF(x) e^{-2\pi i u x} dx \cdots (1)$$

また、式 (1) は、オイラーの公式より、

$$A = iB = |OTF(u)| e^{-i\delta_w}$$

$$A = \int_{-\infty}^{\infty} LSF(x) \cos 2\pi u x dx$$

$$B = \int_{-\infty}^{\infty} LSF(x) \sin 2\pi u x dx$$

となり、MTF は $OTF(u)$ (LSF のフーリエ変換) の絶対値であるため

$$MTF(u) = |OTF(u)| = \sqrt{A^2 + B^2}$$

$$\delta_w = \tan^{-1} \frac{B}{A}$$

と定義される。ただし、 u は空間周波数、 δ_w は位相である。

合成 LSF 法によってサンプリング間隔を狭くしても、離散値であるため、離散フーリエ変換 (Discrete Fourier Transform: DFT) によって計算する事が可能である。離散フーリエ変換は以下で表される。

$$OTF(u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} LSF(n) e^{-inu(2\pi/N)} \cdots (2)$$

$$(u=0, 1, \cdots, N-1)$$

式 (2) を実数部、虚数部で表すと、

$$a = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} LSF(n) \cos\left(\frac{2\pi un}{N}\right)$$

$$b = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} LSF(n) \sin\left(\frac{2\pi un}{N}\right)$$

となる。 U は空間周波数、 n は合成 LSF の位置、 N はセグメント数を表す。MTF はアナログと同様に式 (3) にて表される。

$$MTF(u) = |OTF(u)| = \sqrt{a^2 + b^2} \cdots (3)$$

3. 結果・考察

この離散フーリエ変換によって得られたプリサンプリング MTF を図 5 に示す。次に文献の増感紙-フィルム系の MTF⁽⁵⁾ との比較を図 6 に示す。

増感紙-フィルム系の MTF は空間周波数が約 8(cycles/mm) 付近で 0 になっているが、今回測定した CR のプリサンプリング MTF は約 6(cycles/mm) 付近で 0 になっている。これは先行研究^(3,4) と比較して妥当な値である。

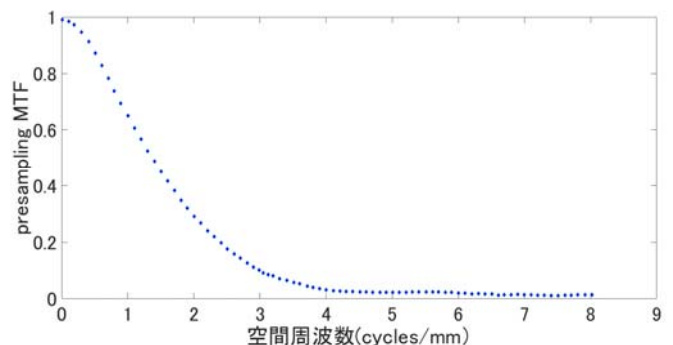


図 5 プリサンプリング MTF の計算結果

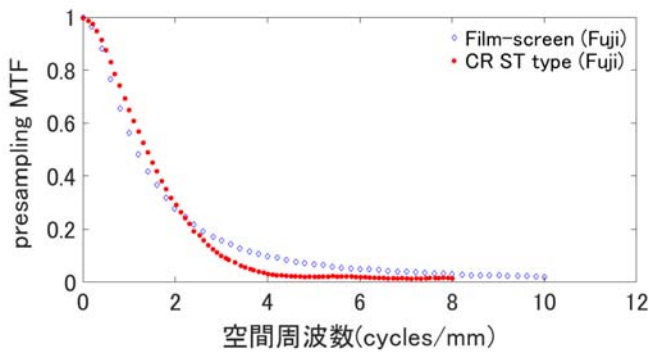


図6 フィルム-増感紙系⁽⁵⁾との比較

4. 結語

本研究で提案した CR のプリサンプリング MTF 測定法で得られた MTF は文献値と比較し、良い一致を示した。また、本提案法は実験のセットアップも容易で、一人でも測定する事が可能であった。しかし、測定の再現性を高めるには手技の習熟が必要であり、特に X 線スリットに対し、斜入せずに X 線を曝射するための配置を設定することに時間と手間を要する。その点に関して、方法の改良が必要だと考える。

5. 参考文献

- (1) H. Fujita et al., "A Simple Method for Determining the Modulation Transfer Function in Digital Radiography", IEEE TRANSACTION ON MEDICAL IMAGING, 11(1), 1992.
- (2) 桂川茂彦 編, "医用画像情報学", 南山堂, p.66-91, 2002.
- (3) 井手口忠光, "表計算ソフト Excel を用いたプリサンプリング MTF の実践的測定法", INNERVISION(18・11), 2003.
- (4) 松尾悟, 小水満 他, "CR におけるプリサンプリング MTF 測定法の検討", 日本放射線技術学会雑誌, 54(10), p.1191-1199, 1998.
- (5) G. Holje, K. Doi et al., "SENSITIVITY, SENSITOMETRY, RESOLUTION, AND NOISE CHARACTERISTICS OF NEW SCREEN-FILM SYSTEMS", Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 39(4), p.426-447, 1983.