

## CTにおける信号雑音比による低コントラスト分解能の評価

市川 勝弘, 原 孝則<sup>†</sup>, 丹羽 伸次<sup>†</sup>, 山口 功<sup>††</sup>, 大橋 一也<sup>†††</sup>

金沢大学大学院医学系研究科 〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80

<sup>†</sup>総合病院中津川市民病院放射線技術科 〒508-0011 岐阜県中津川市駒場 1522-1

<sup>††</sup>福井大学医学部附属病院放射線部 〒910-1193 福井県吉田郡永平寺町松岡下合月 23-3

<sup>†††</sup>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

(2007年7月23日受付, 2007年9月13日最終受付)

### Evaluation of Low Contrast Detectability using Signal-to-noise Ratio in Computed Tomography

Katsuhiko ICHIKAWA, Takanori HARA<sup>†</sup>, Shinji NIWA<sup>†</sup>, Isao YAMAGUCHI<sup>††</sup>, and Kazuya OHASHI

Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

5-11-80, Kodatsuno, Kanazawa, 920-0942, Japan

<sup>†</sup>Department of Radiology, Nakatsugawa Municipal General Hospital

1522-1 Komaba, Nakatsugawa, Gifu, 508-0011, Japan

<sup>††</sup>Department of Radiology, Fukui University Hospital

23 Matsuokashimoaizuki, Eiheiji, Fukui, 910-1193, Japan

<sup>†††</sup>Department of Central Radiology, Nagoya City University Hospital

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

(Received on July 23, 2007, in final form on September 13, 2007)

**Abstract:** In this paper, we proposed a new quantitative evaluation method of low-contrast detectability for computed tomography (CT) images. It is well known that the contrast-noise-ratio is not enough for CT images to evaluate the low-contrast detectability as image quality index corresponding to various images with different frequency properties. In order to overcome this problem, we adopted a signal-to-noise ratio based on the matched filter model using low-contrast rod images (disc images) as the input signal. The low-contrast detectability indices obtained from this analysis method indicated good agreement with results of perceptual detectability studies. Even for the images obtained by various rod sizes, tube current settings and reconstruction kernels, this method derived appropriate index values matching the results of perceptual studies. The method proposed in this paper is very useful for CT to evaluate quantitative low-contrast image quality.

**Key words:** Computed Tomography (CT), Low contrast detectability, Modulation Transfer Function (MTF), Noise Power Spectrum (NPS)

### 1. 緒言

Computed Tomography (CT) 装置は、現在までに着実な進歩を遂げ、最近では、同時に複数列のデータ取得を行う MDCT (multi detector-row CT) 装置が普及しつつある。この MDCT 装置は、その高速性と高画質により、CT の放射線医療における重要性をさらに明らかにしており、病院における優れた検査需要を生み出している。この CT 装置の画質及び性能評価のガイドラインは、1977 年の米国 AAPM (American Association of Physicists in Medicine) の report 1 [1] や、国内の性能評価ガイドライン [2-4] によって提案され、各評価項目は仕様の定められたファントムの撮影と簡便な数値計算及び視覚評価によって実施し得るものである。これらのガイドラインの中で特徴的な評価項目に、低コントラスト分解能と高コントラスト分解能がある。低コントラスト分解能評価用のファントムは、均質な物質中に、CT 値が 10 程度異なり 2~20mm 程度の直径のロッドを複数埋め込んだ構造であり、このファントムを撮影した画像は、均一な背景の中にいくつもの円径が描出される。評価においては、この画像を観察し、円形を認識し得る最小の CT 値差と径をその性能の指標値とする。一方、高コントラ

スト分解能は、アクリル樹脂に 0.3~3mm 程度の径の孔の列を持つ構造であり、各列の孔は、径と同じだけ間隔を空けて 3~5 個並べられている。この評価は、列の中のすべての孔が独立して観察できる最小の径を求めることによって行う。これらの 2 つの項目は、視覚評価を伴うものの試料数や観察方法などの規定はなく、非常に大まかな評価を目的としていることは明らかであるが、機器の性能を正しく評価するためや、管電流などの撮影パラメータを適正にするための試験において、精度が要求されることが多く、これらに代わる定量的な評価方法が求められてきた。特に低コントラスト分解能は、僅かな CT 値差の物体の描出能の指標であり、腹部 CT 検査における早期肝細胞癌などの検出率に関わり、重要な性能として考えられている。よって、定量的な評価値を得る手法として、contrast-to-noise ratio (CNR) が提案され、利用されてきた [5-10]。CNR は、ロッド内部の平均 CT 値と隣接したバックグラウンドの平均 CT 値の差をバックグラウンドの標準偏差値で除するだけで算出でき、特別なコンピュータプログラムなどを用いることなく測定することができる。しかし、この単純な算出方法から明らかなように、画像の周波数特性がまったく考慮されないため、異なる周波数特性を持つ画像間においては、的確な評価結果を導き出す能力を有しない。例えば、

ある機種に腹部用の再構成フィルタ関数（以下、フィルタ関数）が数種類用意されていて、周波数特性の異なる画像を再構成した場合、高周波の周波数特性を重視したフィルタ関数では、ノイズが強調され標準偏差値が高くなり、結果的に、CNRの結果は低い値を示し、また、高周波を抑制したフィルタ関数ではこの逆である。しかし、このようなCNRの結果と、視覚的な評価結果は一致するとは限らず、周波数特性の変化によってもたらされたロッドの鮮鋭度の変化などは原理上まったく考慮されない。

現在、CT画像は、非常に良く統一された画像フォーマット（512×512マトリクス、2バイト/ピクセル）であることから、規定のファントム画像をDICOM（Digital Imaging and Communications in Medicine）形式で保存し、その画像をコンピュータ解析することにより、容易に解像度の指標であるMTF（modulation transfer function）や、粒状性の指標であるWS（wiener spectrum）またはNPS（noise power spectrum）が計算可能である。MTFは、金属ワイヤによる方法が一般的であり[11-13]、NPSは、水などの均質な物質のファントム画像から得られる一様な画像から計算する[14]。これらの計算結果は、それぞれ、低コントラスト分解能の評価用画像において、ロッドの円形画像の鮮鋭度や、全体に見受けられるノイズの量や周波数特性を的確に表していると考えられる。そこで我々は、これらの物理的評価の結果を低コントラスト分解能の定量的評価法に有効に利用する方法について、検討した。

本研究においては、低コントラストなロッドの円形形状の空間周波数成分と、その描出能に影響するであろう基本的な画質指標であるMTFとNPSから、過去の研究に基づいた特定の手法にて画質指標値を計算した。そして、実際の水ファントム画像に対してコンピュータシミュレーションにて忠実度高く埋め込んだ模擬ロッドの画像を用いて視覚的な検出率試験を行い、その検出率と、指標値との相関を調べた。その結果、良い相関が得られ、新しい低コントラスト分解能の定量的指標値として十分に利用できるものであることが確認された。本論文では、我々が提案する計算手法、検出率試験の方法、双方の結果の比較、そして、それらに対する考察を述べる。

## 2. ロッド画像に対するSNRの計算

Looらは、フィルム増感紙系の画質評価において、ナイロンビーズの視覚的検出能を、信号の空間周波数成分、WS及びMTFの値を用いて計算した指標値と比較する研究をした[15]。その中で、視覚の周波数特性を考慮せず、単に信号の周波数成分とNPSだけを考慮するマッチドフィルタモデルによる指標値が、視覚の周波数特性を考慮したものと、ほぼ同等の相関を示したと報告した。このマッチドフィルタモデルは、出力画像のsignal-to-noise ratio (SNR)を最大にするフィルタ特性が、対象物体の周波数成分にほぼ一致するという理論に基づくものであり、信号の周波数成分を $S(u)$ とし、MTFを $M(u)$ 、NPSを $N(u)$ とした時に、このモデルによる $SNR_M$ は式(1)で表される。

$$SNR_M^2 = 2\pi \int_0^\infty \frac{uS^2(u)M^2(u)}{N(u)} du \quad (1)$$

なお、上式では、画像が等方位性であると前提にして、2次元の周波数領域の $u$ 軸上の分布を用いて1次元にて表した。我々は、この $SNR_M$ を低コントラスト分解能ファントムのロッド画像に適用し、低コントラスト検出能の定量的評価に応用することを試みた。この場合の信号は、ロ

ッドの断面形状である円形（内部は均一）であるため、ロッドの直径 $d$ と周囲とのコントラスト $c$ （背景とのCT値差）を用いて信号の周波数成分は式(2)で表される。

$$S(u) = \frac{\pi}{2} cd^2 \frac{J_1(\pi du)}{\pi du} \quad (2)$$

（ただし、 $J_1(\cdot)$ は1次の第1種ベッセル関数）

したがって、評価対象のコントラストを、径の大きなロッド（20mm径など）によって精度良く平均CT値を計測することによって取得し、MTFとNPSを所定のファントムによって測定しさえすれば、(1)(2)式から、任意のロッドの径とCT値差について、信号の周波数成分が考慮されたSNRを求めることができる。マッチドフィルタモデルは、視覚系を完全な画像伝達系と考える表示化モデルに属するが、視覚的な検出の度合いを比較的曖昧な基準により評価するCTの低コントラスト分解能評価に用いるならば、Looらの研究結果に従って傾向的に一致した結果を導き出すと考えられる。この方法で得られた指標値 $SNR_M^2$ を、Low Contrast Detectability Index (LCDI) とすると、システムの周波数特性や物体のサイズを考慮しないCNRの持つ欠点を克服し、LCDIによって低コントラストな物体の描出能を的確に表し、CTの低コントラスト分解能の指標値として利用可能であると考ええる。

## 3. 方法

### 3.1 LCDIの測定

CT装置は、4列[DAS (data acquisition system)を4つ装備]のMDCT, Somatom Volume Zoom（シーメンス旭メデテック社）を用いた。NPS測定用には200mm径の水ファントムを用い、MTF測定用には、直径50mmの樹脂製円筒内に水を満たしてその中に0.15mmφの銅ワイヤを張ったものを用いた。水ファントムの撮影条件は管電圧=120kV、管電流=100及び200mAとし、1.25mm×4のディテクター構成にて、回転速度=0.5 sec/rot、ヘリカルピッチ0.75にて撮影した。画像再構成はFOV (field of view) = 200 mmにて、再構成フィルタ関数B10, B30, B40を用いて行い、指定スライス厚5mmの画像を5mm間隔にて、10枚ずつ計30枚を作成した。なおB30は、この装置の腹部用標準関数であり、B10は、それより高周波を抑制したフィルタ関数であり、B40は、高周波を強調したフィルタ関数である。これら画像の中心の256×256ピクセルのデータからNPSを計算し、それぞれ10枚ずつの画像から平均値を求めた。NPSの算出方法は、画像のX方向に1ピクセル、Y方向に30ピクセルの仮想的なスリットを用いて、1次元のNPSを算出する方法を用いた[16-18]。この方法では、Y方向のピクセル数を大きくすることで、2次元のNPSの軸上の値を近似して得ることができるが、あらかじめ行った実験により、20ピクセルではほぼ安定した結果を示したため、余裕をもって30ピクセルとした。従って、ノイズプロファイルを1つ得るためには、30×256ピクセルのデータを用いることになり、これをY方向に15ピクセルずつオーバーラップするように位置を変えながら15本のプロファイルを計算し、さらに画像枚数分だけ平均しNPSを求めた。なお、NPSの算出は2次元フーリエ変換を用いた方法が提案されているが、本手法が広く臨床施設で実施されることを期待して、汎用の表計算ソフトウェアでの計算が可能ないように、1次元による方法を用いた。

MTFのためのワイヤファントムの撮影条件は、水ファントムにおける条件の管電流100mAの場合と同一とし、

FOV=50mmとして十分に拡大した画像を用いた。これにより、ピクセルサイズは約0.098mmとなり、一般的なCTのカットオフ周波数の1.0~1.5 cycles/mmに対して十分に高いナイキスト周波数となるようにした。ワイヤから得られた point spread function (PSF) は、NPS と同様に、仮想的なスリットを用いて PSF から line spread function (LSF) に変換して、これをフーリエ変換して MTF を計算した。なお LCDI は (1) 及び (2) 式を用いて、0.01cycles/mm ごとの結果を 1.2 cycles/mm まで積分して計算した。この時、MTF と NPS の結果は、0.01cycles/mm ごとの間隔になるとは限らないため、線形補間により 0.01cycles/mm の間隔に変換して使用した。

### 3.2 検出率試験

LCDI の値と、ロッドの視覚的検出率との関係を検討するため、水ファントムによる一様画像を用いて検出率試験を行った。このためのファントムとして、既存の低コントラスト分解能ファントムは、ロッドの配列が径の順番であるなど既知の配列であるため、心理的なバイアスが入り正確な評価ができないことと、任意の径やコントラストを得ることができないことから使用することは適切でないと判断した。また、任意の径やコントラストのロッドを配置したファントムを必要数作成するのは、技術的にも費用的にも困難を極める。そこで、水ファントムの画像に低コントラストな円形画像を画像処理にて数値的に埋め込む手法にて代替した。この場合に、埋め込む円形画像は、測定された MTF に従った周波数処理がなされるべきである。そのための処理は以下のごとく行った。

- 1) MTF を周波数空間の原点からの距離に応じて 2 次元に変換
- 2) ピクセル値ゼロのバックグラウンド画像上に任意サイズ、任意コントラストの円形画像を作成
- 3) 2次元フーリエ変換処理を行い、これに 2次元に変換し MTF を乗算
- 4) 2次元逆フーリエ変換し、MTF 値に応じたボケを施した円形画像を作成

円形画像は、バックグラウンドがゼロであるため、CT 画像の任意の位置に加算することで、模擬ロッド画像の埋め込みが実現される。この埋め込みが忠実なものとなるためには、低コントラストな物体内部と周辺のノイズ量が、ほとんど変化せず、物体の境界でノイズパターンが変化することもないという CT の性質が重要である。これは、ロッド径が 20mm 以下で、さらに吸収係数の差は僅かであり、200mm のファントム径を透過する X 線の透過量は、ロッド部分とその他ではほぼ同一であることから確保される性質である。Fig.1 は、CATPHAN CTP412 (ファントムラボラトリー社製) のモジュール CTP263 のロッド部分の隣にそれぞれの同じ径の模擬ロッド画像を埋め込んだ画像である。ほぼ忠実な画像が作成されたため、模擬ロッド画像による実験が可能であると判断した。

先に撮影した 10 枚の水ファントム画像を用いて、任意の位置にロッド画像を 1 つだけ加算した画像を液晶ディスプレイに表示して、その検出率を測定した。1 つのロッドの径とコントラストの組み合わせに対して 100 枚の画像を用いるため、水ファントムの画像はランダムな順番で再使用した。模擬ロッドの加算位置は、中心から半径 50mm 以内とした。これは、水ファントムの画像を観察した際に、中心から 50mm より外に、ノイズ量の違いを視覚的に認識できたためと、NPS の計算エリアとの整合性のためで

ある。観察者は、CT の経験 5 年以上の放射線技師 5 人とし、1 枚あたりの観察時間は 5 秒で、時間延長が無く、次の画像に進むようにコンピュータプログラムを作成した。

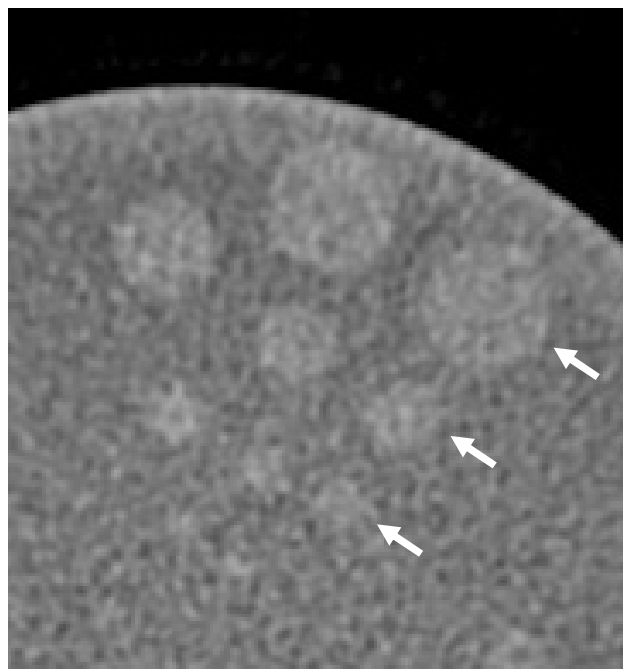


Fig.1

Simulated numerical rod image (arrows) superimposed on a low contrast phantom (CATPHAN CTP 263) image.

Table 1

Combinations of reconstruction kernel, tube current, contrast and rod diameter used in this study, and calculated LCDI values for each combination.

| Kernel | Tube current (mA) | Contrast | Diameter (mm) | LCDI  |
|--------|-------------------|----------|---------------|-------|
| B30    | 100               | 5        | 4             | 4.91  |
| B30    | 100               | 5        | 5             | 8.82  |
| B30    | 100               | 5        | 7             | 20.53 |
| B30    | 100               | 5        | 9             | 37.59 |
| B30    | 100               | 6        | 5             | 12.70 |
| B30    | 100               | 6        | 7             | 29.57 |
| B30    | 100               | 10       | 2             | 2.76  |
| B30    | 100               | 10       | 4             | 19.62 |
| B30    | 200               | 5        | 3             | 4.81  |
| B30    | 200               | 6        | 4             | 15.27 |
| B30    | 200               | 6        | 5             | 27.39 |
| B30    | 200               | 6        | 7             | 63.50 |
| B30    | 200               | 10       | 3             | 19.24 |
| B30    | 200               | 10       | 4             | 42.41 |
| B30    | 200               | 10       | 5             | 76.08 |
| B10    | 100               | 5        | 3             | 2.37  |
| B10    | 100               | 5        | 5             | 9.34  |
| B10    | 100               | 5        | 6             | 14.90 |
| B10    | 100               | 5        | 7             | 21.95 |
| B10    | 100               | 5        | 8             | 30.48 |
| B10    | 100               | 5        | 10            | 52.09 |
| B10    | 100               | 5        | 12            | 73.29 |
| B40    | 100               | 5        | 3             | 2.43  |
| B40    | 100               | 5        | 5             | 9.31  |
| B40    | 100               | 5        | 6             | 14.64 |
| B40    | 100               | 5        | 7             | 21.29 |
| B40    | 100               | 5        | 8             | 29.28 |
| B40    | 100               | 5        | 10            | 49.32 |
| B40    | 100               | 5        | 12            | 74.80 |

画像が表示される前には1秒間、ブランク画像が表示され、表示されたら、観察者はロッドがあると思われる位置をコンピュータのマウスを用いて指定する。100枚の画像中、位置を正しく示した割合を検出率とした。1つの径とコントラストの組み合わせについて、1回の試行としたが、観察者にはあらかじめ十分なトレーニングを課した。なお5人の観察者が用いた液晶ディスプレイは汎用のパソコン用のものであり、最高輝度が、120~150cd/mm<sup>2</sup>の輝度範囲に入り、階調特性は通常のガンマ特性である。検出率試験の前には、SMPTE RP133のテストパターンを表示し、階調的に問題がないことを視覚的に確認した。Table 1は、今回検出率試験を行ったフィルタ関数、管電流値、ロッドの径及びコントラストの組み合わせと、これらに対応したLCDIの計算結果である。この組み合わせは、極端に検出率が低い、または高い場合を除外するようにして、LCDIと検出率の関係を的確に把握できるような値を選んだ。

#### 4. 結果

Fig.2は、3種類の再構成フィルタ関数におけるMTFの測定結果である。Fig.3(a)は、フィルタ関数B30を用いて管電流が100mAと200mAの場合のNPSの比較であり、Fig.3(b)は、管電流100mAの場合のフィルタ関数によるNPSの比較である。B30に対して、B10とB40は、顕著に異なるMTFを有し、それに応じてNPSにも差が表れた。Fig.4は、再構成フィルタ関数B30について、LCDIと観察者5人の検出率の平均との関係を示した結果である。この結果は管電流100mAと200mAを区別せず示したものであるが、LCDIと検出率がほぼ比例の関係となっていることがわかる。Fig.5は、フィルタ関数の違いによる結果である。MTFが大きく違う場合のこの比較においても、LCDIと検出率の関係はMTFに関わらずほぼ一定となった。

#### 5. 考察

Fig.4は、腹部用の標準的関数であるB30の結果であり、低コントラスト分解能の評価に適したものであると考えられる。この結果において、注目すべき点は、ロッドの

径とLCDIと検出率がどのような関係になったかと、ノイズ量の依存性である。一般に低コントラスト分解能評価は、同じコントラストであっても径が小さくなると検出率が下がっていく。LCDIは、その計算において信号の周波数成分を考慮するため、径とコントラストの両方が反映され、これらの変化に応じて値が変化する。この変化が、検出率と相関が強ければ、LCDIは有効な指標となる。Fig.4の結果から、観察者間のバラツキが多少あるものの、LCDIと検出率の関係は、高検出率の領域を除いてほぼ直線的となっていることがわかる。このデータの中で、フィルタ関数B30及び管電流100mAの条件下で、径7mm、コントラスト5と径4mm、コントラスト10のLCDIは、それぞれ20.53と19.62であり、検出率は0.48と0.50であった。この例によって、LCDIが、ロッド径とコントラストの各組み合わせについて、検出率の指標を的確に導き出していると考えられる。また管電流100mAと200mAによってノイ

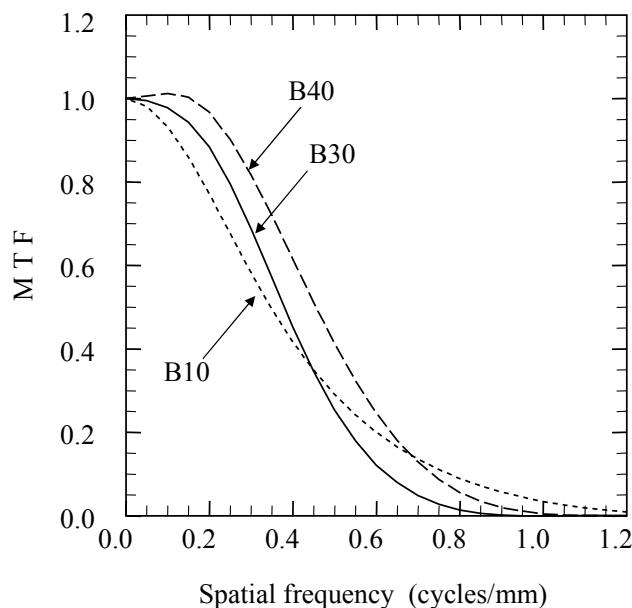


Fig.2 MTFs measured from wire phantom images reconstructed with three reconstruction kernels (B30, B10 and B40).

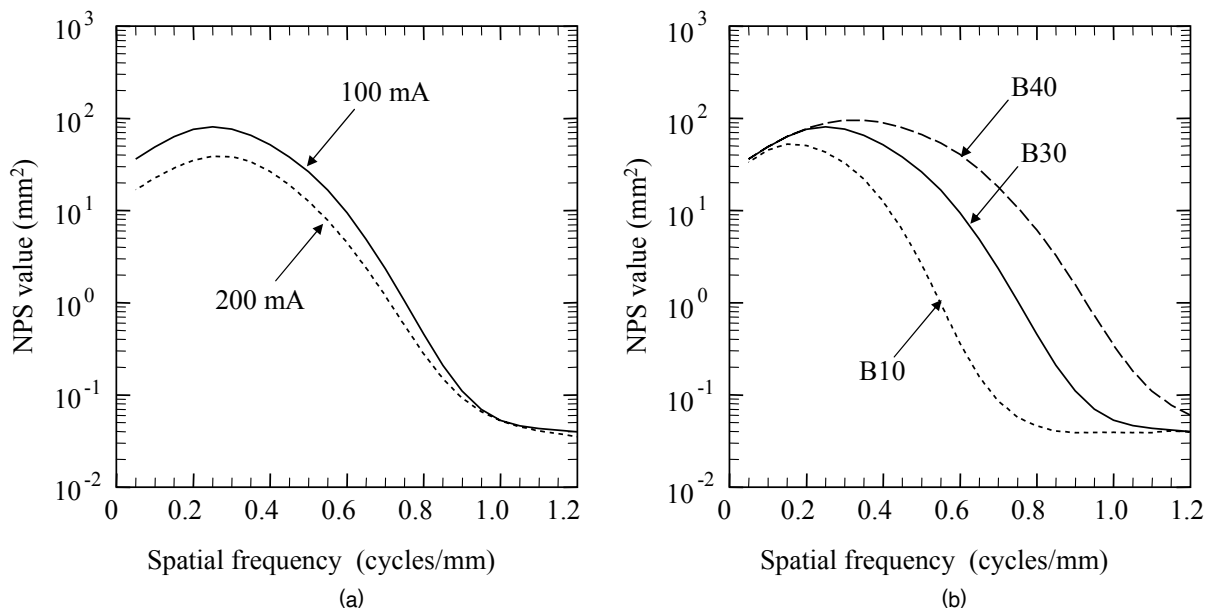


Fig.3

NPSs measured from water phantom images. (a) : Comparison of two tube current settings for B30 reconstruction kernel. (b) : Comparison of three reconstruction kernels for 100mA tube current.

ズ量が違う場合も、LCDIはそれに応じて的確な値を示したため、Fig.4のように2つの電流の結果を混合した結果において良好な相関が得られた。Fig.4の結果は、フィルタ関数がB30だけの場合であるため、従来の低コントラスト分解能の評価やCNRの結果と矛盾のないものであるが、LCDIは、任意のサイズとコントラストについて検出率を示すことができるため、より詳細な指標値を示すことが大きな違いである。また、Fig.5の結果は、MTFの違う画像であってもLCDIが、検出率を的確に表すことを示した。CNRは、単に背景の標準偏差値だけを用いるためフィルタ関数によって値が変化してしまう。Fig.6は、ロッド径5mm、コントラスト7、管電流100mAの場合の各関数におけるCNR、LCDI及び検出率をB30の値の相対値として比較したグラフである。LCDIと検出率の変化は、よく一致した傾向を示したが、CNRは異なる傾向となり、LCDIがCNRの持つ欠点を克服し得ることを表している。本研究で行った検出率試験の結果は、観察者間の変動は少ないものの無視できるものではなかった。検出率が0.5となるLCDIを閾値として用いるなど、評価基準を定める場合には、観察者間の変動はそのまま基準値の信頼性に関わるも

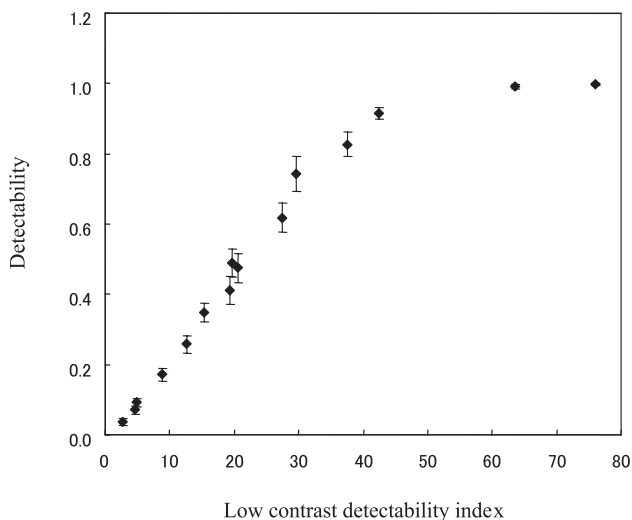


Fig.4

Relationship between the LCDI and detectability. The average detectabilities of five observers and respective standard errors are presented. The results consists of mixed results for tube current of 100 mA and 200 mA with B 30 reconstruction kernel.

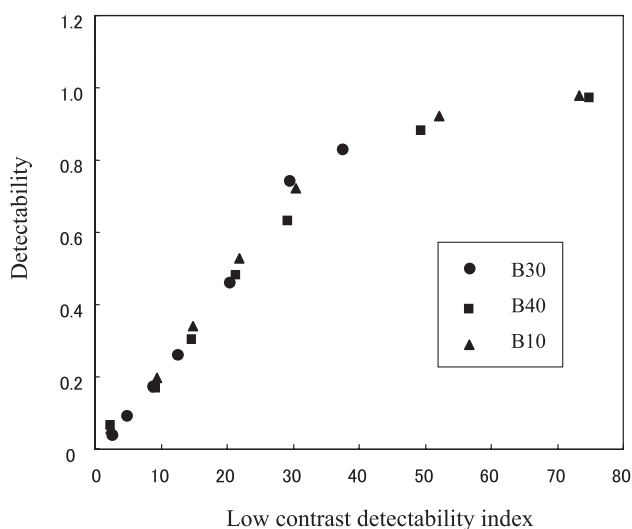


Fig.5

Relationship between the LCDI and detectability for three different reconstruction kernels with tube current of 100 mA.

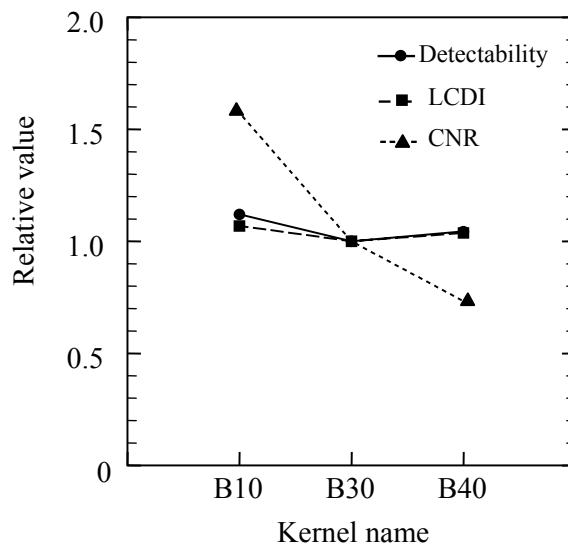


Fig.6

Changes of relative values of the detectability, the LCDI and the CNR by reconstruction kernel in case of tube current=100mA, contrast=7 and diameter=5.

のとなる。しかし、CTの低コントラスト分解能の評価は、本来観察者の個々の特性を考慮するものではないため、検出率の平均値がLCDIに従ってどういう関係となるかが重要であると考えられる。その観点から、LCDIが、検出率の平均値と良い相関を示し、ノイズ量やMTFの違いによらず、一貫した結果を示したことから、LCDIが低コントラスト分解能のための十分に有効な指標となり得ることが示唆されたと考える。

本論文で提案する手法は、低コントラスト分解能の評価を、精度良く定量的に行うものであるが、一般の病院施設で装置管理や撮影条件の検討に用いるためには、手法の簡便性が重要である。その点で、DICOMによって画像形式がほぼ統一された現状と、解析に用いる256×256ピクセル程度の画像データであれば、画像解析のためのフリーのソフトウェア(例えばImage Jなど)により容易に扱うことができ、普及度の高い表計算ソフトであるマイクロソフト社のEXCELに数値を渡すことは困難ではない。そこでは、フーリエ変換も可能であり、またロッドの周波数成分の計算に用いたベッセル関数も標準で備えられている。したがって、現在においては特別なソフトウェアがなくても、LCDIを計算する環境は簡単に手に入るものと考えられる。

## 6. 結語

CTの低コントラスト分解能について、MTFとNPSの値より計算するマッチドフィルタモデルによる定量的指標値LCDIを提案した。LCDIは、従来の低コントラスト分解能評価における視覚評価の曖昧さを改善し、またCNRが持つ欠点を克服する。このLCDIによる低コントラスト分解能の評価は、CT装置の管理やCT画像の研究において今後有効な手法となると信ずる。

## 参考文献

- [1] Judy PF, Balter S, Bassano D, McCullough EC, et al. : Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners. American Association of Physicists in Medicine Report no. 1, (1977)
- [2] 竹中栄一, 飯沼 武, 遠藤真広, 他 : X線コンピュー

- タ断層撮影装置の性能評価に関する基準(第2次勧告). 日本医師会誌, 82, 1175-1185, (1979).
- [3] 速水昭雄, 伊藤博美, 岡本日出夫, 他: 日本放射線技術学会 CT 装置性能評価検討班 X 線 CT 装置性能評価に関する基準(案), 日放技学誌, 47(1), 56-63, (1991)
- [4] 花井耕造, 石田智広, 井田義宏, 他, 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, 日放技学誌 53 (11), 1714-1732, (1997)
- [5] Gupta AK, Nelson RC, Johnson GA, et al.: Optimization of eight-element multidetector row. helical CT technology for evaluation of the abdomen. *Radiology* 227, 739-745, 2003
- [6] Lembcke A, Wiese TH, Schnorr J, et al.: Image quality of noninvasive coronary angiography using multislice spiral computed tomography and electron-beam computed tomography: intraindividual comparison in an animal model. *Invest Radiol*, 39 (6), 357-364. 2004
- [7] Ferencik M, Nomura CH, Maurovich-Horvat P, et al.: Quantitative parameters of image quality in 64-slice computed tomography angiography of the coronary arteries. *Eur J Radiol*, 57 (3), 373-379, 2006
- [8] Iwazawa J, Nishida N, Yamamoto A, et al.: Detection of portal perfusion abnormalities: comparison of 3 ferucarbotran-enhanced magnetic resonance imaging sequences. *J Comput Assist Tomogr*, 30 (2), 165-172, 2006.
- [9] Mahnken AH, Bruners P, Muhlenbruch G, et al.: Low tube voltage improves computed tomography imaging of delayed myocardial contrast enhancement in an experimental acute myocardial infarction model. *Invest Radiol*, 42 (2), 123-129, 2007.
- [10] Schindera ST, Nelson RC, Lee ER, et al.: Abdominal multislice CT for obese patients: effect on image quality and radiation dose in a phantom study, *Acad Radiol*, 14 (4), 486-494, 2007.
- [11] Bischof CJ and Ehrhardt JC: Modulation transfer function of the EMI CT head scanner. *Med. Phys.* 4 (2), 163-167, (1977)
- [12] 遠藤真広, 飯沼 武, 竹中栄一: ワイヤによる CT 像の分解能の測定. 日本医放会誌, 40, 43-51, (1980)
- [13] Nickoloff EL: Measurement of the PSF for a CT scanner: Appropriate wire diameter and pixel size, *Phys. Med. Biol.*, 33, 149-155, 1988.
- [14] Verdun FR, Noel A, Meuli R, et al.: Influence of detector collimation on SNR in four different MDCT scanners using a reconstructed slice thickness of 5mm. *Eur Radiol*, 14 (10), 1866-1872, . 2004.
- [15] Loo LN, Doi K and Metz CE: A comparison of physical image quality indices and observer performance in the radiographic detection of nylon beads, *Phys Med Biol*, 29 (7), 837-856, 1984.
- [16] 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.
- [17] Giger ML, Doi K, and Fujita H: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 7. Noise Wiener spectra of II-TV digital imaging systems, *Med Phys*, 13 (2), 131-138, 1986.
- [18] Siewerdsen JH, Antonuk LE El-Mohri Y, et al.: Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology, *Med Phys*, 25 (5), 614-628, 1998.