

CT 画像におけるノイズパワースペクトル算出方法の比較評価

市川 勝弘, 原 孝則[†], 丹羽 伸次[†], 山口 功^{††}, 大橋 一也^{†††}

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

[†]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^{††}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^{†††}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

(2008年1月5日受付, 2008年5月19日最終受付)

Calculation Methods for Noise Power Spectrum Measurement in Computed Tomography

Katsuhiko ICHIKAWA, Takanori HARA[†], Shinji NIWA[†], Isao YAMAGUCHI^{††}, and Kazuya OHASHI^{†††}

Graduate School of Medical Science, Kanazawa University, 5-11-80, Kodatsuno, Kanazawa, 920-0942, Japan

[†]Department of Radiology, Nakatsugawa Municipal General Hospital, 1522-1 Komaba, Nakatsugawa, Gifu, 508-0011, Japan^{††}Department of Radiology, Fukui University Hospital, 23 Matsuokashimoaizuki, Eiheiji, Fukui, 910-1193, Japan^{†††}Department of Central Radiology, Nagoya City University Hospital, 1 Kawasumi, Mizuho-ku, Nagoya, 467-8602, Japan

(Received on January 5, 2008. In final form on May 19, 2008)

Abstract : We have investigated noise power spectrum (NPS) measurement methods suitable for current helical scanning computed tomography (CT) including the multi detector-row CT. Three calculation methods applicable to current CT, including two method for general digital X-ray imaging system, were examined. For the NPS measurement of CT, a method using 2D-FFT combined with a radial frequency averaging and a subtraction technique for background detrending process was reported in previous published papers. We employed this method (radial frequency method) excepting the subtraction technique, because the subtraction technique could not perform successful detrending on the image by the helical reconstruction. In addition, a one-dimensional method using numerical slit scanning (slit method), and the IEC (International Electrotechnical Commission) method using 2D-FFT and a specified frequency bins (2D-method), that both are frequently used for computed radiography (CR) and flat-panel detector (FPD), were employed. We also investigated the appropriate order of the polynomial fitting used in the detrending. The results indicated that the slit method with the numerical slit of 30-pixel height was well comparable with the 2D-method in accuracy and reproducibility, and the radial frequency method had excellent reproducibility because the method needs the averaging of much data in all directions. But shortcoming of the radial frequency method was clarified by noise measurements in peripheral-region with un-isotropic noise property. Also, the linear detrending was enough for CT images with all methods. Therefore, respective methods combining the linear detrending should be used selectively according to the purpose of NPS analysis and the level of demanded accuracy.

Key words : computed tomography (CT), noise power spectrum (NPS), detrending, fast Fourier transform (FFT)

1. 緒言

現在までに、CTにおける幾つかの性能評価ガイドラインが報告され[1-4]、画質の主な要素として、解像特性、ノイズ特性及びアーチファクトが測定対象とされてきた。その中でノイズ特性は、微細なコントラストの病変の検出能に影響するため、解像特性と並んで重要であり、その正確な測定法が要求される。しかし、これらのガイドラインにおいては、ノイズ特性の指標として、画素値の標準偏差値であるSD (standard deviation) 値の測定が推奨されているのみであり、その単純な測定原理からノイズ特性の評価のためには十分とは言い難い。これに対して、ノイズ特性をより詳しく解析するためには、computed radiography (CR) や flat-panel detector (FPD) などのデジタル X 線画像機器の解析に多用される noise power spectrum (NPS) による測定が周波数ごとの解析が可能である点で有効であり、CTにおいても NPS をノイズ特性評価に用いた研究報告がされている [5-7]。

CTにおける NPS の測定では、一般に円筒形の水ファントムを撮像した平坦な画像を用いるが、その際に CT 画像上の cupping アーチファクトなどの緩やかな変動成分が計算における誤差要因となる。この緩やかな変動成分はトレンドと呼ばれ、このトレンド除去処理は重要なテクニックの一つである。過去の報告における CT のトレンド除去処理は、2つのノイズ画像のサブトラクション処理による方法(サブトラクション法)が提案されている [6, 7]。このサブトラクション法は、水ファントムの一定位置を2回スキャンし、その2つの画像の差分を取った後、 $\sqrt{2}$ で除した画像データを用いる方法で、cupping アーチファクトを効果的に除去できる。しかし、この方法は、ヘリカル機構を有するCTの登場する以前に提案されたもので、ヘリカル機構に対応した補間再構成法やmulti detector-row CT (MDCT) における複数検出器の利用などによる均一性の変化に対応できるものではない。Boedekerらは、multi detector-row CT (MDCT) を用いた報告において、サブトラクション法を適用しており、ヘリカル機構による補間再構成のために正確なサブトラクションが不可能となったことを示した [7]。

よって、現在はヘリカル機構による CT がほとんどであるため、サブトラクション法の適用は有効ではないと考えられる。また、CT の NPS の算出において特徴的な点は周波数の取り扱いに、主に radial frequency が用いられることである [5-7]。この手法は、特定の方向の NPS を求めるのではなく、2次元パワースペクトルの原点を中心とした radial frequency を定義して全周囲を平均する方法 (radial frequency 法) であり、全方向の平均的 NPS 値が求められる。しかし、画質特性を詳細に解析する上で、方向別の結果は必要であり、CT においては、原理的に回転中心から離れるにつれて画質が変化する性質を持つため、特に中心部以外の画質を解析しようとする時に方向別の解析が有用である。

一方、CR や FPD などのデジタル画像システムにおける NPS の測定法において主なものは、仮想スリットを用いる 1 次元的方法 (仮想スリット法) と [8, 9, 10]、IEC (International Electrotechnical Commission) 62220-1 にて推奨される 2 次元フーリエ変換を用いた方法 (2次元法) [10, 11] の 2 つが提案されている。仮想スリット法は、幅が 1 画素で高さが数十画素の数値的なスリットによってデータを加算平均しながら 1 次元のノイズプロファイルを得て、このプロファイルをフーリエ変換する手法である。この仮想スリットの画素数を適度を選択することによって、2次元周波数空間の軸上のデータを近似的に取得することが可能である。2次元法は、ノイズ画像の 2次元パワースペクトルを求めて、 u 軸 (v 軸) 上のデータを除いた軸の上下 7 ラインを、ある幅をもった周波数範囲 (周波数 bin) を用いて平均化する方法である。この方法は、CR や FPD において特異的なピークを含む軸上のデータによる誤差を避けるために工夫されており、 x 方向 (y 方向) に僅かな周期成分を含むノイズ画像に対して有効である。そして、この有効性は同時に軸上のデータを除去し得ない仮想スリット法の適用の問題点を示している。しかし、物体の周りからの投影データ収集による CT の画像生成原理は、CR や FPD においての原理と根本的に異なるため、そのような周期成分を生じることがほとんどなく、仮想スリット法が精度的に同じであるならば、2つの方法は双方共に有効であると考えられる。またこの 2法においては、トレンド除去処理は、1次式または 2次以上の多項式による近似や移動平均を用いる方法が採用されている。なお、この 2法の算出方法から明らかなように、双方共に方向別の解析が可能な方法である。

以上の背景から、現在のヘリカル機構による CT に対して、仮想スリット法と IEC によって推奨され広く認知された 2次元法の適用を検討することは方向別の解析が可能な点で意味のあることと考えられ、またヘリカル機構によってサブトラクション法が適用できないことから、トレンド除去処理について、CT 画像に対応した次数の検討が必要である。本論文ではシミュレーション画像と 2 機種 of CT 装置の画像を用いて、これらの検討を行った結果を報告する。

2. 実験方法及び結果

本研究では、NPS の解析方法の各検討項目がお互いに関連性があるため、ある項目について検討した結果を踏まえ、次の検討を行うという手順で進めていった。よって各項目について方法と結果を続けて述べた。

2.1 使用機器

用いた CT 装置は、4DAS (data acquisition system) を有する MDCT であるシーメンス旭メディテック社製 SOMATOM

Volume Zoom (以下、SOMATOM) と、フリップスメディカル社製 16DAS MDCT である IDT16 である。各スキャンから再構成された画像は、DICOM (digital imaging and communications in medicine) 規格に従ったファイル形式で解析用コンピュータに転送し、解析した。

2.2 仮想スリット法と 2次元法の適用と比較

2次元法では、元画像より切り出した 256×256 画素のデータの 2次元パワースペクトルを求め、その軸上の値を除き軸の上下 7 ラインを用いる。この操作によって、空間領域において X 方向に沿ってはいるものの、ある範囲の角度成分を総合した結果が得られることとなる。このことは、仮想スリット法において、スリットの画素数を調節してほぼ同じ領域のデータを用いることに相当する。ただし、仮想スリットは、単純な平均処理であるため、周波数領域においては仮想スリットの幅に対応した sinc 関数の乗算に相当し、矩形の乗算ではないことと軸上の値を含むことから、完全に一致した結果を導くことはできない。そこで、2次元法による結果と、仮想スリット法においてスリットの画素数を变化した結果を比較した。また、radial frequency 法の結果とも比較した。用いた画像は、不均一性の影響を排除する必要があるため、シミュレーションにより作成した均一なノイズ画像を用いた。ノイズ画像は乱数により作成したホワイトノイズの画像に CT の腹部用フィルタ関数の周波数特性を近似した処理を施したものを用いた。用いた周波数特性は等方位性とし、 u 軸方向の周波数特性は以下の式によって定義した。

$$FP(u) = \begin{cases} 0.5u \left\{ \cos \left(\pi \frac{u}{0.8 u_{ny}} \right) \right\} & u \leq 0.8 u_{ny} \\ 0 & u > 0.8 u_{ny} \end{cases} \quad (1)$$

ここで、 u_{ny} は、画像の画素サイズから決定されるナイキスト周波数である。実際の CT 画像では、信号回路や量子化誤差などのノイズと考えられる高周波成分を持つノイズが僅かに含まれて、式 (1) の特性のように高周波での NPS 値が 0 とはならない。よってシミュレーション画像には、 $FP(u)$ を用いて作成したノイズ画像の振幅の約 5% の振幅を持つホワイトノイズを加算した。シミュレーションによるノイズ画像は FOV が 200mm となるように画素サイズを約 0.391mm に定義し、 256×256 画素として 10 画像を作成し、その 10 画像の結果を平均した。仮想スリット法では、スリットによる 1 回のスキャンの後、スリットの画素数の半分をオーバーラップさせて次のスキャンを行い、ほぼ画像全体を用いるように 1 画像あたりのスキャン回数を調節した。2次元法では、0.02/サンプリングピッチで求められる周波数間隔でその間隔と等しい周波数範囲の bin (周波数 bin) を設定し、bin 内の結果を平均して 24 点の結果を得る。よって、仮想スリット法と radial frequency 法においても、それと同じ周波数 bin を用いて平均した結果を用いた。Fig.1 は、仮想スリット法の各画素数と 2次元法による NPS の算出結果の比較である。仮想スリットの画素数が 10 の場合に、他と比べて、0.1 cycles/mm 以下で顕著に値が高く、それ以上の周波数ではやや低い値を示した。また 0.2 cycles/mm 以下の値は、仮想スリットの画素数が大きくなるにつれて 2次元法の値に近づき、30 と 40 は、全周波数において 2次元法とほぼ等しくなった。Fig.2 は、30 画素の仮想スリット法、2次元法及び radial frequency による方法の比較である。3法すべてがほぼ一致した結果を示した。Fig.3 は、0.512 cycles/mm における 10

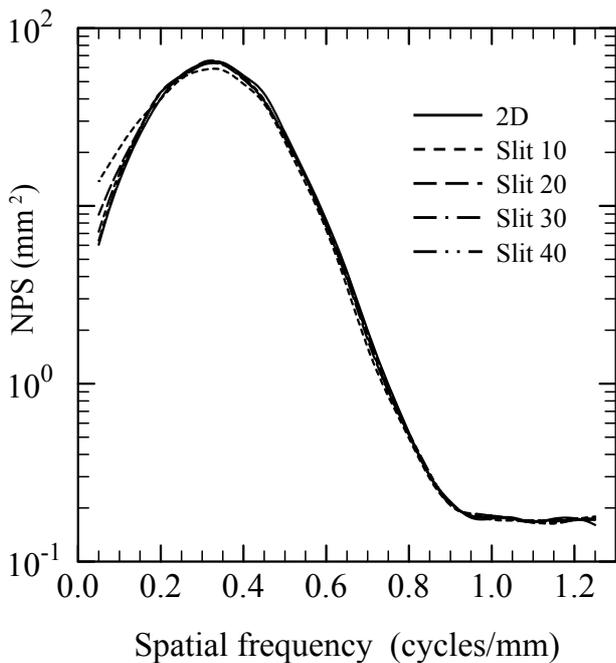


Fig.1 Comparison of resultant NPSs for slit height of 10-40 pixels on slit method and for 2D method. The used images were ten simulated noise images with the similar frequency property as typical body CT image.

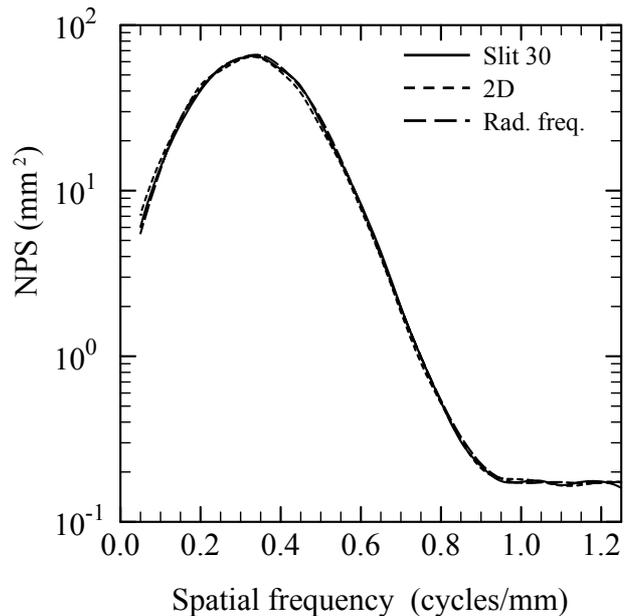


Fig.2 Comparison of resultant NPSs of the 2D method, the slit method and the radial frequency method by using the simulated noise images.

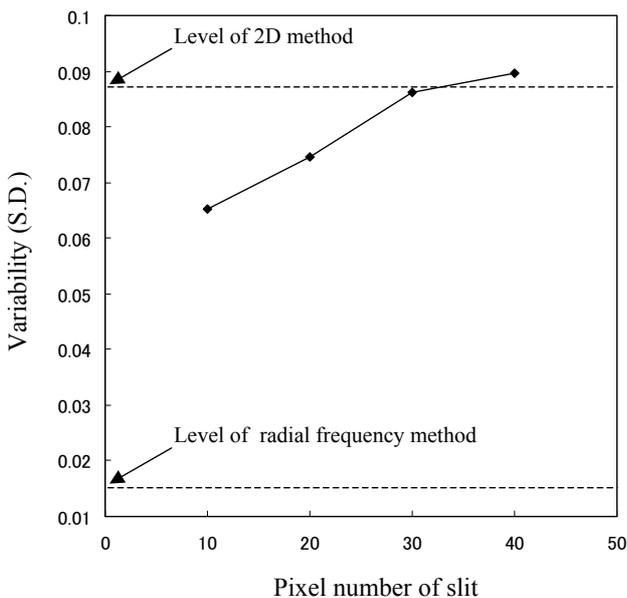


Fig.3 Change of fluctuation (standard deviation) of NPS values for 10 noise images as function of the slit height in the slit method. The fluctuation level for the 2D method and the radial frequency method are also indicated.

画像の NPS 値のばらつき (標準偏差) について、仮想スリットの画素数による推移を示し、2次元法及び radial frequency と比較した結果である。この結果により、仮想スリットの画素数は30程度で2次元法と同等の再現性となることが確認された。また radial frequency 法は、平均に用いるデータ数が他の2法に比べて多く、非常に良い再現性を示した。

2.3 トレンド除去処理の次数の検討

実際の CT 画像を用いて、仮想スリット法、2次元法、

及び radial frequency 法について、トレンド除去処理における多項式近似の次数の検討を行った。多項式の次数は1次から4次としてトレンド除去処理なし (平均値の減算のみ) の結果とも比較した。2次元法と radial frequency 法では、指定した次数の2次元の近似面を最小二乗法にて作成し、その近似面のデータを元画像データから減算した。仮想スリット法では、各1次元プロファイルの近似曲線を同じく最小二乗法で作成して減算した。なお、仮想スリットの画素数は2.2の結果より30とした。それぞれのCTにおいて200mm径の円筒形の水ファントムをスキャンした画像を用いた。SOMATOMの撮像条件は、管電圧=120kV、管電流=100mA、回転速度=0.5 sec./rot.、ピッチ=1.5、コリメーション=2.5mm×4とし、IDT 16では、管電圧=120kV、管電流=100mA、回転速度=0.5 sec./rot.、ピッチ=1.438、コリメーション=1.5mm×16とした。再構成関数は、腹部用標準関数から選択し、SOMATOMではB30、IDT 16ではBを用いた。再構成スライス厚は5mmを選択し、再構成間隔は2mmとして、回転中心を中心としたFOV=200mmの画像を10画像ずつ作成し、すべての結果はこの10画像の平均によって算出した。Fig.4にそれぞれの方法ごとに、2機種の結果を示した。仮想スリット法では、2機種ともに、すべてがほぼ一致した結果を示した。2次元法と radial frequency 法では、IDT16において、処理なしの場合に最低周波数でやや高い値を示した。この結果からトレンド除去処理の次数は、1次でも十分であることが示された。

2.4 周辺部の NPS 評価

直径300mmの水ファントムをスキャンし、中心からx方向に100mmの位置でFOVを100mmとした画像を再構成して、仮想スリット法を用いてx方向とy方向のNPSを求め、radial frequency法による全方向の平均のNPSと比較した。CT装置はSOMATOMを用い、スキャン条件は、電流を200mAとした以外は、2.3と同一にした。FOVをさら

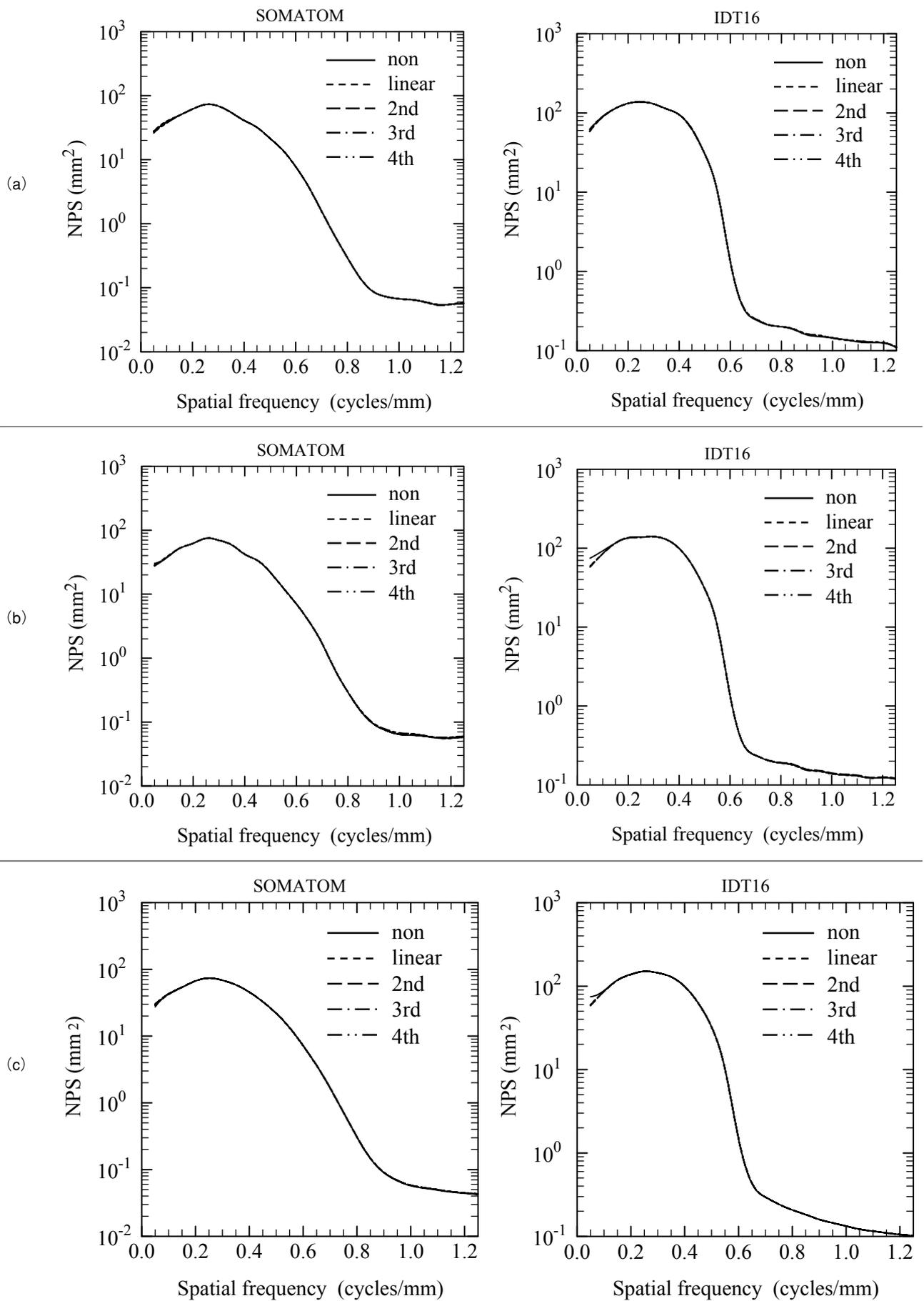


Fig.4 NPSs for various detrending process by using 1 st-4 th order polynomial fittings with (a) the slit method, (b) the 2D method and (c) the radial frequency method. The used noise images were obtained by actual two models of CTs. The results for non-detrending were also compared.

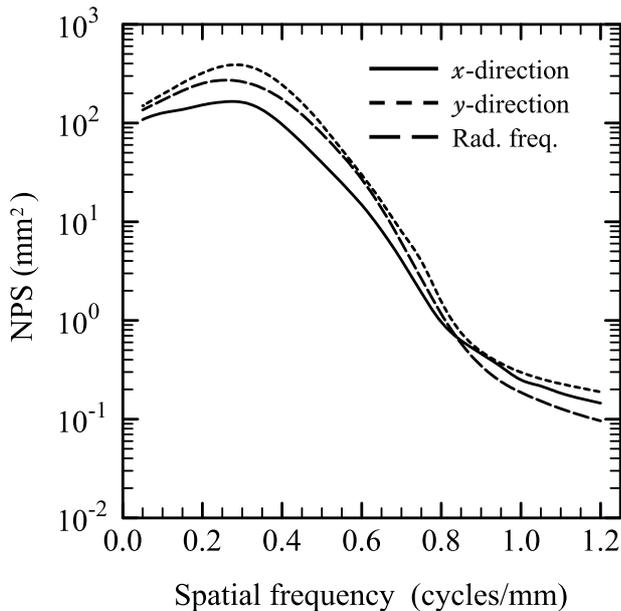


Fig.5 NPSs of x - and y -direction in the slit method and the radial frequency method for peripheral-region images. The noise images with 100 mm FOV were reconstructed at 100mm offset position in x -direction. Due to the un-isotropic noise property, three results differed.

に小さい 100mm としたのは、解析に用いる中心の 256×256 画素の範囲が $50\text{mm} \times 50\text{mm}$ となり限局された範囲の解析が可能となるためである。また再構成の開始投影角度による NPS の方向成分の変化の影響を防ぐために、あらかじめ 1 画像ずつ NPS を算出し、 x 、 y 方向ともに同レベルとなる 5 画像を選択してその結果を平均した。Fig.5 の結果に示すように、周辺部では、NPS の方向依存性が顕著であり、 x 方向に対して y 方向が高い NPS を示した。そして radial frequency 法の結果は、その中間に位置するのではなく、それぞれの方向と周波数によって複雑な関係となった。

3. 考察

IEC の推奨による 2 次元法は、CT 用に提案されているものでないが、すでに CR や FPD などのデジタル機器に適用されており認知度の高い手法である。そして、この手法は、 256×256 画素を使用することから、CT においても何ら支障なく適用可能であるため、2 次元フーリエ変換を用いて方向別の解析ができる手法の代表として用いた。この方法の結果が、仮想スリット法との比較において、ほぼ一致した値を示したことは、CT 画像が CR や FPD のような軸上の特異的な成分を持たないことを裏付けた。また、2 次元法で軸上のデータを除くことは、CT への適用において不必要な処理であるが、この方法に合わせてすでにプログラムが構築されている場合などはそのままのアルゴリズムを用いることは簡便であると考え、あえて変更せずに比較に用いた。Fig.1 に示した実験結果において、仮想スリット法が 30 画素以上 (実サイズで 11.7mm) で NPS 値が安定したことは、その画素数によって、周波数領域において対応する sinc 関数のメインローブの幅が十分に狭くなり、2 次元周波数空間の軸上の値をほぼ正確に抽出したことを表した。そして、この結果が 2 次元法の結果とほぼ一致したことは、周波数領域の軸の上下 7 ラインを用いることは、本来求めたい軸上のデータを近似するに十分であ

ることも同時に示した。この軸上の値は、NPS の x 及び y 方向の成分を表すが、この結果から、NPS の 2 次元分布は、上下 7 ラインの領域内で急峻な変化がなく、利用可能であることが示された。仮想スリットの画素数が 30 の場合に周波数領域に乗算される sinc 関数の値は、周波数領域の 7 ライン目の周波数において、ゼロ周波数 (ピーク) の約 20% であり、sinc 関数のメインローブが、2 次元法の利用範囲の内側にほぼ納まる状況にある。よって 30 画素ではほぼ一致した結果を示したことは、理論とよく一致した。

トレンド除去処理は、CT 画像に特徴的な cupping アーチファクトのために重要な処理であると考えられたが、リニアトレンド除去で十分であるという結果となり、現在の CT 装置の均一性が非常に優れていることを示した。さらに多項式近似の次数が 3 次および 4 次の場合においても、近似曲線に不必要な振動を招くことは無く、低周波領域に異常値を示すことも無かった。リニアトレンド除去で十分であることを示した今回の結果は、NPS の計算処理の単純化において有効であると考えられた。

今回の検討では、FOV はすべて 200mm に設定した。これは、最近の CT 装置のカットオフ周波数が 1.3cycles/mm 付近であり、これに対して 200mm の FOV のナイキスト周波数が 1.28cycles/mm であることから NPS の解析に十分であると考えたためである。しかし、臨床的には 350mm 程度の FOV を用いることは多く、その FOV の NPS 測定結果は、高周波のノイズ成分のエリアシングの影響を受けて、200mm の場合の値と異なることが推測される。しかし、NPS の評価結果は、modulation transfer function (MTF) による解像特性と合わせて、signal-to-noise ratio (SNR) などの解析に用いる場合が多く、MTF がエリアシングを含めない評価であることから、NPS の評価もエリアシングを含めない結果が必要とされる。よって画質の検討を行うには、200mm 程度の FOV によって NPS を求め、エリアシングの影響は別の考慮として扱わざるを得ないと考えられる。周辺部の NPS 評価では、 x と y 方向の NPS に顕著な違いが観測され、ノイズ除去処理などの画像処理における有用な情報となることから、方向別の解析の必要性が明らかとなった。しかし、radial frequency 法は、平均するデータ数が多く、非常に再現性の良い結果を示すことから、全方向の平均的なノイズ特性を調べることによって目的を達する場合には有効な方法である。

NPS の測定は、臨床施設でのスキャン条件の検討や QC (quality control) の目的にも行われる場合が考えられる。その観点から、データ処理の複雑性も考慮に入れるべきである。この点では 2 次元の近似曲面の作成と、radial frequency 法における平均処理は、プログラム言語か、マクロ言語を備えた専門的なデータ処理ソフトウェアの使用が必須である。これに対して、仮想スリット法における 1 次元データ処理は、マイクロソフト社の EXCEL などの汎用表計算ソフトでも対応できる点で、ほとんどの施設で対応可能な簡単な方法である。この点で方向別の解析をする上では、仮想スリット法が扱いやすい方法である。

4. まとめ

CT における NPS の算出方法について、仮想スリット法、2 次元法、及び radial frequency 法の精度とトレンド除去処理における多項式近似の次数を検討した。本研究の検討結果により、回転中心付近の画質を調べるためには、仮想スリット法、2 次元法、及び radial frequency 法のすべてが適用可能であることが明らかとなった。また、トレンド除去

処理は、リニアトレンド除去処理で十分であることが示された。そして、再現性を重視するならば radial frequency 法が優れた方法であった。また、方向別の NPS 解析を必要とする場合には、2次元法と仮想スリット法は、ほぼ同じ精度の方法として使用可能であることが確認された。

参考文献

- [1] Judy PF, Balter S, Bassano D, 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] Hanson KM: Detectability in computed tomographic images, Med. Phys., 6 (5), 441-451, 1979
- [6] Kijewski MF, Judy PF: The noise power spectrum of CT images. Phys. Med Biol., 32, 565-575, 1987.
- [7] Boedeker KL, Cooper VN and McNitt-Gray MF: Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part I. Measurement of noise power spectra and noise equivalent quanta, Phys. Med. Biol. 52, 4027-4046, 2007
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] IEC 62220-1: Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1 : Determination of the detective quantum efficiency