臨床技術

中央断面定理に基づいた CT 画像三次元 NPS 解析に関する検討

成田啓廣^{1*} 大久保真樹¹ 深谷貴広^{1,2} 酒井健一² 能登義幸²

抄 録

【目的】一般に、CT 画像の NPS は 1 枚のノイズ画像から測定される。しかし、CT 画像は三次元 (3D) のボリュームデータであることから、3D のノイズ特性 (3D-NPS) を有する。本研究では、さまざまなアプローチにより算出した NPS の関係を、中央断面定理に基づいて明らかにし、実際のノイズ画像を用いた解析により実証する。【方法】3D ノイズデータを体軸方向に投影し、2D フーリエ変換 (FT) して算出した NPS を $NPS_{z-projection}(f_x, f_y)$ とした。3D ノイズデータから 3D-FT により算出した NPS を $3D-NPS(f_x, f_y, f_z)$ とした。また、1 枚のノイズ画像から 2D-FT により算出した NPS を $2D-NPS(f_x, f_y)$ とした。ここで、 f_x, f_y, f_z は x, y, z に対応する空間周波数である。 $NPS_{z-projection}(f_x, f_y=0)$ と $3D-NPS(f_x, f_y=0, f_z=0)$ が一致し、 $2D-NPS(f_x, f_y=0)$ と $3D-NPS(f_x, f_y=0, f_z=0)$ は一致しないことを、中央断面定理に基づいて説明した。この関係を証明するために、CT 画像から算出した NPS を比較した。【結果】 $3D-NPS(f_x, f_y=0, f_z=0)$ は、 $NPS_{z-projection}(f_x, f_y=0)$ と一致し、 $2D-NPS(f_x, f_y=0)$ とは一致しなかった。【結語】中央断面定理に基づき、さまざまなアプローチによって得られる NPS の関係を明らかにした。この関係を理解し、適切なノイズデータの取り扱いおよび NPS 測定法を選択することが重要である。

Key words: computed tomography (CT), noise power spectrum (NPS), central slice theorem, projection slice theorem, image noise

緒 言

Computed tomography (CT) の画像ノイズを評価するための定量的な指標として、画素値の標準偏差や noise power spectrum (NPS)^{1,2)} が用いられる。特に NPS は空間周波数ごとのノイズ量を評価できる点で有効であり、NPS 測定法には仮想スリット法³⁾、二次元法^{3,4)}および radial frequency 法^{1,3,5)} などがある。一般にこれらの方法では、多数のノイズ画像を用いて変動の少ない NPS の測定が行われるが、画像 1 枚ずつから NPS を測定し、それらを加算平均するものであり、個々の NPS はノイズ画像 1 枚からそれぞれ測定される。しかし、CT 画像は三次元 (3D) のボリュームデータであることから、体軸方向を含む 3D のノイズ特性 (3D-NPS) を有するものである。このため、3D-NPS を用いたノイズ特性評価も広く行われている⁶⁻⁹⁾。また、従来のノイズ画像 1 枚から測定された NPS と 3D-NPS の両方を測定し異な

る定量指標として扱った報告もある^{7,8)}。それらの NPS の関係性について理論的に説明した報告はみられず、ノイズ画像 1 枚から、あるいはボリュームデータの 3D 解析により得られる NPS にどのような違いがあるかについては明らかにされていない。

本研究の目的は、CT 画像再構成における基礎理論である中央断面定理 (投影切断面定理)¹⁰⁾ に基づいて、ノイズ画像ボリュームデータを用いた NPS 解析におけるさまざまなアプローチの仕方およびそれによって得られる NPS の関係を明らかにし、それを実際の CT 画像を用いた解析により実証することである。

1. 方 法

1-1 CT 装置の撮影・再構成条件および解析機器

CT 装置には Aquilion ONE (キヤノンメディカルシステムズ、栃木) を用いた。直径 33 cm の円柱状水ファントム (装置付属; キヤノンメディカルシステムズ) をガントリ中心に配置し、円柱の中心軸が体軸方向と平行になるように位置合わせを行った。撮影条件は管電圧 120 kV、管電流 200 mA、回転時間 0.75 s、ヘリカルピッチ 0.8、画像再構成条件は、スライス厚: 2 mm、スライス間隔: 0.2 mm、field of view (FOV): 200 mm、マトリクス: 512×512 pixels、再構成関数は腹部における標準的な関数である FC13 とした。1 回の撮影により 100 枚

論文受付: 2021 年 6 月 23 日

論文受理: 2021 年 11 月 2 日

早期公開: 2022 年 2 月 25 日

¹ 新潟大学大学院保健学研究科放射線技術科学分野² 新潟大学医歯学総合病院診療支援部放射線部門

* 連絡先著者: 〒951-8518 新潟県新潟市中央区旭町通 2 番町 746 新潟大学大学院保健学研究科放射線技術科学分野 成田啓廣

E-mail: narita@clg.niigata-u.ac.jp

doi: 10.6009/jjrt.2022-1217

の画像を再構成し、19 回撮影を行った。方法 1-3 および 1-4 における NPS 測定では、それぞれの撮影で得られた画像から 1 個の NPS を測定し、19 個の NPS を平均した。画像解析・データ処理等は数値計算言語 MATLAB (MathWorks, 東京) を用いた。

1-2 中央断面定理に基づく 3D-NPS と 2D-NPS の関係

Figure 1 は中央断面定理に基づいて、3D ノイズとその周波数特性およびそれらの投影データや NPS の関係を表した概略図である。3D-NPS の測定に用いるノイズ画像 (ボリュームデータ) を $3D\text{-Noise}(x, y, z)$ とする。ノイズデータの x, y, z 方向のマトリクスサイズおよびデータ間隔をそれぞれ、 N_x, N_y, N_z および $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ とすると、3D-NPS は式 (1) により算出される²⁾。

$$3D\text{-NPS}(f_x, f_y, f_z) = \frac{\Delta x \Delta y \Delta z}{N_x N_y N_z} |F_{3D}[3D\text{-Noise}(x, y, z)]|^2 \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで F_{3D} は 3D フーリエ変換、 f_x, f_y, f_z はそれぞれ x, y, z に対応する空間周波数を表す。3D-NPS(f_x, f_y, f_z) の $f_z=0$ における断面 (中央断面) を $3D\text{-NPS}(f_x, f_y, f_z=0)$ とし、その $f_y=0$ におけるプロファイル (中央プロファイル) を $3D\text{-NPS}(f_x, f_y=0, f_z=0)$ として表す。

次に、 $3D\text{-Noise}(x, y, z)$ の中央断面であるノイズ画像 1 枚を取り出し、 $\text{Extracted noise}(x, y)$ とする (Fig. 1)。

この Extracted noise から次式 (2) により算出した二次元 (2D) の NPS を $2D\text{-NPS}(f_x, f_y)$ とする。

$$2D\text{-NPS}(f_x, f_y) = \frac{\Delta x \Delta y \Delta z}{N_x N_y N_z} |F_{2D}[\text{Extracted noise}(x, y)]|^2 \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで F_{2D} は 2D フーリエ変換を表す。2D-NPS(f_x, f_y) の中央プロファイルを $2D\text{-NPS}(f_x, f_y=0)$ として表す。

中央断面定理に基づいて、次の二つの関係①と②について説明することができる (Fig. 1)。

① $3D\text{-Noise}(x, y, z)$ を z 方向に投影したノイズ画像を $\text{Projected noise}(x, y)$ とする。この Projected noise から次式 (3) により算出した NPS を $\text{NPS}_{z\text{-projection}}(f_x, f_y)$ とする。

$$\text{NPS}_{z\text{-projection}}(f_x, f_y) = \frac{\Delta x \Delta y \Delta z}{N_x N_y N_z} |F_{2D}[\text{Projected noise}(x, y)]|^2 \quad \dots\dots\dots (3)$$

$F_{2D}[\text{Projected noise}(x, y)]$ は、 $F_{3D}[3D\text{-Noise}(x, y, z)]$ の $f_z=0$ における断面 (中央断面) に相当する (Fig. 1)。このため、 $\text{NPS}_{z\text{-projection}}(f_x, f_y)$ は 3D-NPS の中央断面である $3D\text{-NPS}(f_x, f_y, f_z=0)$ と一致する。それらの中央プロファイルである $\text{NPS}_{z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ と $3D\text{-NPS}(f_x, f_y=0, f_z=0)$ も一致する。

② $3D\text{-Noise}(x, y, z)$ を三次元フーリエ変換した後、 f_z 方向に投影して算出した NPS を $\text{NPS}_{f_z\text{projection}}(f_x, f_y)$ とす

Fig. 1 Schematic diagram representing the relationship between noise and the noise power spectrum (NPS) with the application of the central slice theorem
2D-FT and 3D-FT are 2-dimensional and 3-dimensional Fourier transform, respectively.

る。この $NPS_{f_z\text{-projection}}(f_x, f_y)$ は、 $3D\text{-Noise}(x, y, z)$ の中央断面である $Extracted\ noise(x, y)$ から式(2)より得られる $2D\text{-NPS}(f_x, f_y)$ と一致する。それらの中央プロファイルである $NPS_{f_z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ と $2D\text{-NPS}(f_x, f_y=0)$ も一致する。

1-3 中央断面定理に基づく 3D-NPS と 2D-NPS の関係の実証

前章(1-2)で述べた、中央断面定理に基づく二つの関係(①および②)を実際の CT 画像を解析することで実証した。

関係①の実証では、まず水ファントムを撮影して得られた一連のノイズ画像(スライス枚数:100)を用いて、各画像におけるノイズ領域(マトリクス数: 256×256)を切り出し、 $3D\text{-Noise}(x, y, z)$ ($256 \times 256 \times 100$ voxels)とした。この $3D\text{-Noise}$ から式(1)により $3D\text{-NPS}(f_x, f_y, f_z)$ を算出し、 $3D\text{-NPS}(f_x, f_y=0, f_z=0)$ を得た。次に、 $3D\text{-Noise}(x, y, z)$ を z 方向に投影して得られた $Projected\ noise$ から式(3)により $NPS_{z\text{-projection}}(f_x, f_y)$ を算出し、 $NPS_{z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ を得た。この $NPS_{z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ が $3D\text{-NPS}(f_x, f_y=0, f_z=0)$ に一致すれば、①の関係を実証できる。

次に関係②の実証では、①の実証で用いた $3D\text{-Noise}$ の中央断面を取り出したノイズ画像 $Extracted\ noise(x, y)$ から式(2)により $2D\text{-NPS}(f_x, f_y)$ を算出し、 $2D\text{-NPS}(f_x, f_y=0)$ を得た。次に、 $3D\text{-Noise}$ を三次元フーリエ変換して得られたノイズの周波数特性 ($F_{3D}[3D\text{-Noise}(x, y, z)]$) を f_z 方向に投影した。これを式(2)の絶対値記号内に代入することで $NPS_{f_z\text{-projection}}(f_x, f_y)$ を算出し、 $NPS_{f_z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ を得た。この $NPS_{f_z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ が $2D\text{-NPS}(f_x, f_y=0)$ に一致すれば、②の関係を実証できる。

1-4 Extracted noise から算出された NPS と 3D-NPS の関係

CT 画像の NPS 測定では、一般にノイズ画像 1 枚が用いられる。ここでは、仮想スリット法を用いてノイズ画像 1 枚から NPS を測定する場合を仮定する。仮想スリット法では、1 枚のノイズ画像上に、 x 方向の一辺の長さが 1 ピクセル、 y 方向の一辺の長さが V ピクセルの解析領域を「仮想スリット」として設定する (V はスリット長と呼ばれる)。この仮想スリットを x 方向に 1 ピクセルずつ (N ピクセルの範囲を) 移動させながら、順次スリット内の画素値の平均 CT 値を求めていくことによりノイズプロファイル(データ数 N)を求める。仮想スリットによる解析領域は、 x 方向が N ピクセル、 y 方向が V ピクセルの矩形領域である。ノイズ画像におけるこの矩形領域を $I(x_i, y_j)$ ($i=1, \dots, N, j=1, \dots, V$) とすると、

次式(4)により NPS(これを NPS_{slit} とする)を算出できる。

$$NPS_{slit}(f_x) = \frac{\Delta x \Delta y V}{N} \left| F_{1D} \left[\frac{\sum_{j=1}^V I(x_i, y_j)}{V} \right] \right|^2 \\ = \frac{\Delta x \Delta y}{NV} \left| F_{1D} \left[\sum_{j=1}^V I(x_i, y_j) \right] \right|^2 \quad \dots\dots (4)$$

ここで F_{1D} は一次元 (1D) フーリエ変換を表す。本研究では、前述の式(2)における 1 枚のノイズ画像 $Extracted\ noise(x, y)$ を用い、式(4)により NPS_{slit} を算出した。このとき、 N はノイズ画像のマトリクスサイズ (256 pixels) であり、スリット長 V は最大 (すなわち N) にする必要がある^{11, 12)}。得られた NPS_{slit} を式(1)より得られる $3D\text{-NPS}(f_x, f_y=0, f_z=0)$ および式(2)より得られる $2D\text{-NPS}(f_x, f_y=0)$ と比較した。

前述の式(2)および(3)では、1 枚の画像として $Extracted\ noise$ と $Projected\ noise$ からそれぞれ NPS を算出するものである。仮想スリット法でも同様に 1 枚の画像 ($Extracted\ noise$) から NPS を算出するものであり、その算出式(4)を式(2)および(3)と比較してみる。式(4)の分母の N と V は、式(2)、(3)の分母の N_x と N_y にそれぞれ相当する。しかし、式(2)、(3)の $\Delta z/N_z$ に相当する項が式(4)には含まれていない。そこで、仮想スリット法により算出した NPS に $\Delta z/N_z$ を乗じた NPS を $2D\text{-NPS}(f_x, f_y=0)$ と比較した。

2. 結果

$3D\text{-Noise}(x, y, z)$ から算出した $3D\text{-NPS}(f_x, f_y=0, f_z=0)$ と、 $3D\text{-Noise}(x, y, z)$ を z 方向に投影した $Projected\ noise(x, y)$ から算出した $NPS_{z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ は完全に一致した (Fig. 2a)。また、 $3D\text{-Noise}(x, y, z)$ の中央断面である $Extracted\ noise(x, y)$ から算出した $2D\text{-NPS}(f_x, f_y=0)$ と、

Fig. 2 (a) Comparison of $3D\text{-NPS}(f_x, f_y=0, f_z=0)$ [HU^2mm^3] and $NPS_{z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ [HU^2mm^3], (b) Comparison of $NPS_{f_z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ [HU^2mm^3] and $2D\text{-NPS}(f_x, f_y=0)$ [HU^2mm^3]

Fig. 3 (a) Comparison of 3D-NPS($f_x, f_y = 0, f_z = 0$) [HU^2mm^3], NPS_{slit} [HU^2mm^2], and 2D-NPS($f_x, f_y = 0$) [HU^2mm^3], (b) Comparison of 2D-NPS($f_x, f_y = 0$) [HU^2mm^3] and NPS_{slit} × $\Delta z / N_z$ [HU^2mm^3]

3D-Noise(x, y, z) を三次元フーリエ変換した後、 f_z 方向に投影して算出した NPS _{f_z projection}($f_x, f_y = 0$) も完全に一致した (Fig. 2b). したがって、章 1-2 で述べた中央断面定理に基づくノイズと NPS の関係①および②が実証された。

仮想スリット法により算出した NPS_{slit} は、3D-NPS($f_x, f_y = 0, f_z = 0$) および 2D-NPS($f_x, f_y = 0$) とは異なる値を示した (Fig. 3a). NPS_{slit} に $\Delta z / N_z$ を乗じると、2D-NPS($f_x, f_y = 0$) と一致する結果となった (Fig. 3b).

3. 考 察

CT 画像は 3D ボリュームデータであるため、3D-NPS により評価を行うことが適切である。ただし、物理特性の定量的な指標として 3D データは扱いにくいいため、3D-NPS の中央断面 (3D-NPS($f_x, f_y, f_z = 0$)) やその中央プロファイル (3D-NPS($f_x, f_y = 0, f_z = 0$)) が用いられる^{6,9)}。一方で従来の仮想スリット法³⁾、二次元法^{3,4)}および radial frequency 法^{1,3,5)}による NPS 測定も行われている。従来法で得られた NPS が、3D-NPS とどのような関係になっているかを把握しておくことが重要である。そのための一助として、Fig. 1 を提示した。Figure 1 における関係①と② (章 1-2) は実際の CT 画像を用いた解析により実証され (Fig. 2), Fig. 1 の妥当性が実験的にも確認された。

一般に NPS の測定は複数枚のノイズ画像 (ボリュームデータ) を用いて行われるが、画像 1 枚ずつから NPS を測定しそれらを加算平均することから、個々の NPS はノイズ画像 1 枚からそれぞれ測定されることになる。これは Fig. 1 の Extracted noise (画像 1 枚) を用いて NPS を算出する場合 (式 (2)) に相当し、得られる NPS は、ボリュームデータ (3D-Noise) を 3D フーリエ変換

したものを f_z 方向に投影して得られる 2D-NPS(f_x, f_y) や 2D-NPS($f_x, f_y = 0$) となる。これらは、算出過程に f_z 方向への投影があることから、 $f_z = 0$ だけではなく $f_z \neq 0$ の成分もすべて含まれる (重複する) ため、3D-NPS における 3D-NPS($f_x, f_y, f_z = 0$) や 3D-NPS($f_x, f_y = 0, f_z = 0$) とは異なるものである (Fig. 3a)。すなわち、1 枚のノイズ画像から NPS を算出する測定法では f_z 方向のノイズ特性が重複した NPS になるため、3D-NPS($f_x, f_y, f_z = 0$) や 3D-NPS($f_x, f_y = 0, f_z = 0$) を得ることはできない。

従来の仮想スリット法は、デジタル放射線画像における NPS 測定法として開発された手法であり、1 枚のノイズ画像を用いる想定であるため、 z 方向の情報が考慮されていないと考えられる。そのため、得られた NPS に z 方向の情報を加味するための定数 ($\Delta z / N_z$) を乗ずる必要がある。更に、仮想スリット法は前述の Extracted noise (画像 1 枚) を用いて NPS を算出する場合に相当することから、2D-NPS($f_x, f_y = 0$) が得られることになる (Fig. 3b)。二次元法および radial frequency 法についても同様であり、得られた NPS に $\Delta z / N_z$ を乗ずることによって Fig. 1 の 2D-NPS(f_x, f_y) に基づいた NPS の算出ができると考えられる。

前述のとおり、従来のノイズ画像 1 枚を用いる測定法 (仮想スリット法、二次元法および radial frequency 法) では、 f_z 方向のノイズ特性が重複した NPS を求めることになる。 f_z 方向のノイズ特性の重複を避けるためには、3D-NPS に基づいた解析が必要である。例えば、3D-NPS の中央断面 (3D-NPS($f_x, f_y, f_z = 0$)) やそのプロファイル (3D-NPS($f_x, f_y = 0, f_z = 0$)) を得るためには、3D-Noise を用いて 3D フーリエ変換を行うか、あるいは 3D-Noise を z 軸方向に投影したデータ (Projected noise) を用いて 2D フーリエ変換を行えばよい (Fig. 1)。仮想スリット法を利用する場合でも、Projected noise を用いることによって 3D-NPS($f_x, f_y = 0, f_z = 0$) の算出が可能である。ただし、スリット長は最大 (ノイズ画像のマトリクスサイズ) にする必要がある^{11,12)}。同様に二次元法および radial frequency 法においても Projected noise を用いれば 3D-NPS($f_x, f_y, f_z = 0$) に基づいた NPS の算出が可能となる。ただし、いずれも前述の定数 ($\Delta z / N_z$) を乗ずる必要がある。

4. 結 語

中央断面定理に基づいて、ノイズ画像ボリュームデータ (3D-Noise) を用いた NPS 解析におけるさまざまなアプローチの仕方およびそれによって得られる NPS の関係 (Fig. 1) について説明し、それを実際の CT 画像を用いた解析により実証した。従来のノイズ画像 1 枚

を用いる NPS 測定法（仮想スリット法，二次元法および radial frequency 法）では，体軸方向のノイズ特性が重複した NPS になることが明らかとなった．これらの方法において体軸方向のノイズ特性の重複を避けるためには，3D-Noise を z 軸方向に投影したデータ（Projected noise）を用いる必要があることがわかった．NPS を測定する際には，Fig. 1 の関係を把握したうえで，適切なノイズ画像の扱い方および NPS の算出方法を選択することが重要である．

参考文献

- 1) Kijewski MF, Judy PF. The noise power spectrum of CT images. *Phys Med Biol* 1987; 32(5): 565–575.
- 2) Siewerdsen JH, Cunningham IA, Jaffray DA. A framework for noise-power spectrum analysis of multidimensional images. *Med Phys* 2002; 29(11): 2655–2671.
- 3) 市川勝弘，村松禎久．標準 X 線 CT 画像計測．オーム社，東京，2009: 96–111.
- 4) IEC 62220-1: 2003. Medical electrical equipment—characteristics of digital X-ray imaging devices—part 1: Determination of detective quantum efficiency. 2003.
- 5) Boedeker KL, Cooper VN, 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* 2007; 52(14): 4027–4046.
- 6) Tward DJ, Siewerdsen JH. Cascaded systems analysis of the 3D noise transfer characteristics of flat-panel cone-beam CT. *Med Phys* 2008; 35(12): 5510–5529.
- 7) Chen B, Christianson O, Wilson JM, et al. Assessment of volumetric noise and resolution performance for linear and nonlinear CT reconstruction methods. *Med Phys* 2014; 41(7): 071909.
- 8) Li K, Tang J, Chen GH. Statistical model based iterative reconstruction (MBIR) in clinical CT systems: experimental assessment of noise performance. *Med Phys* 2014; 41(4): 041906.
- 9) Chernavsky NE, Morcos M, Wu P, et al. Technical assessment of a mobile CT scanner for image-guided brachytherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2019; 20(10): 187–200.
- 10) 日本医用画像工学会．医用画像工学ハンドブック．日本医用画像工学ハンドブック編集委員会，東京，2012; 40.
- 11) 成田啓廣，大久保真樹，深谷貴広，他．CT 画像二次元 NPS と仮想スリット法による一次元 NPS の中央断面定理に基づいた関係．*日放技学誌* 2021; 77(8): 828–832.
- 12) 西木雅行，土井邦雄．“Image Science” から学ぶウィーナスペクトルの次元変換．*画像通信* 2021; 44(2): 35–43.

謝 辞

本研究は JSPS 科研費 JP20K08046 の助成を受けたものである．

利益相反

筆頭著者および共著者全員に開示すべき利益相反はない．

A Study of 3D-NPS Analysis in CT Images Based on the Central Cross-section Theorem

Akihiro Narita,¹ Masaki Ohkubo,¹ Takahiro Fukaya,^{1,2} Kenichi Sakai,² and Yoshiyuki Noto²

¹ Department of Radiological Technology, Graduate School of Health Sciences, Niigata University

² Division of Radiology, Niigata University Medical and Dental Hospital

Received June 23, 2021; Revision accepted November 2, 2021; Published online February 25, 2022

Abstract

Purpose: The noise power spectrum (NPS) of a CT scanner is commonly measured from a single noise image. However, since CT images are three-dimensional (3D) volume data, they have 3D noise characteristics (3D-NPS). In this study, we clarify the relationship among NPSs measured by various approaches in NPS analysis based on the central slice theorem. Its validity is verified by the NPS measurements using actual 3D noise data. **Methods:** We defined the $\text{NPS}_{z\text{-projection}}(f_x, f_y)$ that was calculated by the 2D Fourier transform (FT) from the 2D projection of 3D noise data in the patient longitudinal direction, the $3\text{D-NPS}(f_x, f_y, f_z)$ that was calculated by the 3D-FT from the 3D noise data, and the $2\text{D-NPS}(f_x, f_y)$ that was calculated by the 2D-FT from a single noise image; f_x , f_y , and f_z are spatial frequencies corresponding to the axes of x , y , and z in the reconstructed CT volume, respectively. Based on the central slice theorem, we described that the $\text{NPS}_{z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ was equal to the $3\text{D-NPS}(f_x, f_y=0, f_z=0)$, and the $\text{NPS}(2\text{D-NPS}(f_x, f_y=0))$ was different from the $3\text{D-NPS}(f_x, f_y=0, f_z=0)$. To verify them, we compared the NPSs calculated from actual 3D noise data that were obtained using a cylindrical water phantom. **Results:** The $3\text{D-NPS}(f_x, f_y=0, f_z=0)$ matched the $\text{NPS}_{z\text{-projection}}(f_x, f_y=0)$ and was different from the $2\text{D-NPS}(f_x, f_y=0)$. **Conclusion:** Based on the central slice theorem, we clarified the relationship among NPSs measured by various approaches in NPS analysis; it is important to understand this and then select an appropriate noise data handling and NPS measurement method.

Key words: computed tomography (CT), noise power spectrum (NPS), central slice theorem, projection slice theorem, image noise