

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 5 月 27 日現在

機関番号：13901

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2012～2014

課題番号：24601010

研究課題名(和文)胸部X線CT検査における画質評価指標と被ばく線量に関する研究

研究課題名(英文)Relationship between image quality and exposure dose in chest X-ray CT

研究代表者

池田 充 (IKEDA, MITSURU)

名古屋大学・医学(系)研究科(研究院)・教授

研究者番号：50184437

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,300,000円

研究成果の概要(和文)：X線CT画像におけるMTFとNPSの関係を与える近似式の導出を行い、同精度が比較的高いものであることを確認した。フィルタ補正逆投影法によるX線CT画像の個々の画素の雑音SDを与える解析的な式を導出し、同式と関連する形で質量減弱係数のみを用いて各画素における吸収線量を近似計算する事を試み、モンテカルロシミュレーションや実測値と比較することによって、同方法による計算結果の精度が比較的高いことを示した。軟部組織で構成された被写体に対しては、雑音の分布がある正規分布に近似的に従うことを確認した。以上のことから、理想的な条件下で各画素の雑音SDから各画素領域における吸収線量を推定できる可能性を示した。

研究成果の概要(英文)：We have derived the approximated analytical relationship between MTF and NPS, and have confirmed that the accuracy of this relationship is rather high expect for the low and high spatial frequency region. We have devised the analytical expression of noise SD of each pixel in a CT image reconstructed by the filtered back projection method and the estimation method of the absorbed dose for each pixel from the successive difference of numbers of photons penetrating along each X-ray path line; their accuracies have been shown to be are relatively high through simulation and measurements. We also showed that the CT image noise in a soft tissue region with a sufficiently large size was almost normally distributed. Results of this study indicate that, under an ideal condition, the absorption dose for each pixel of a CT image can be estimated from its noise SD.

研究分野：医用画像工学

キーワード：X線CTの画質評価 X線CTの被ばく線量

1. 研究開始当初の背景

被ばく線量と画質との間の trade-off に関する問題は、放射線画像診断が開始されて以来現在に至るまで、放射線画像診断の関係者にとって最も関心のある問題の一つであり、放射線画像診断の比重が増している今日ますます重要になっている。一方、医用画像の画質評価は医師による視覚評価方法が必要となるが、医師による視覚評価の結果と一致するような物理的な指標を用いた評価方法に関してこれまでに盛んに研究され、空間分解能や雑音の評価においては一定の成功をおさめ、Modulation Transfer Function (MTF)、Noise Power Spectrum (NPS) といった評価方法が確立している。しかしながら、X 線 CT 画像は shift invariant な系ではなく雑音の性質も位置によって異なるため、CT 画像においては、MTF と NPS は元来の意味では意味を持たないものであり、その意味自体を含めて明確化する必要があるものである。この点について、本研究代表者は、CT 画像における MTF と NPS について、現状で実施されている測定方法によるものに基づく再定義を行った上で理論的な再検討を実施し、MTF と NPS の間に一定の関係が成立することを確認した。さらに、この検討過程において、測定した MTF と雑音分散の値から、NPS を予測し MTF と (予測した) NPS より円形の小結節様の病変の検出についてはその検出能を予測することは達成可能な範囲内にあることが予測された。また、X 線 CT 画像では、同一の被写体における雑音分散は、(その他の条件が一定の場合) 撮影時の管電流の値 (milliamperere-second product [mAs]) に逆比例することはよく知られているが、本研究代表者は、CT 画像の任意の場所における雑音分散の推定方法について検討し、被ばく線量との関係においては十分な精度で推定できることを明らかにした。

以上のことを考慮すると、CT 画像上の雑音分散を直接推定することによって、ユーザが設定可能な撮影条件のいくつかを考慮すれば、撮影時の各臓器線量と実効線量を推定することが可能になると考えられる。また、同一撮影条件下で測定した MTF と、CT 画像上の雑音分散を直接推定した結果を使用して、NPS を予測することがある程度可能になると考えられる。これらのことが可能になれば、撮影管電流を変化させた場合の小結節様の病変の検出能は雑音分散を測定することによって推定することができるので、被ばく線量と一部の病変の検出能との関係が明らかになると考えられた。

2. 研究の目的

被ばく線量と画質評価指標との関係について新知見を与えるべく、各種の撮影条件下における、胸部 X 線 CT 画像上の雑音分散、ファントムを用いて測定した被ばく線量、MTF、NPS 等の間の関係を明確化し、それらの関係の定式化を試みる。これによって、胸部 X 線

CT 検査において、雑音分散と撮影条件のパラメータの値から、被ばく線量を予測する関係式を確立するとともに、雑音分散と撮影条件のパラメータの値と測定した MTF から NPS を予測する方法の確立とその精度を明らかにする。

3. 研究の方法

(1) X 線 CT 画像における MTF と NPS に関して、現状で実施されている測定方法によるものに基づく再定義を行った上で、MTF と NPS に関する理論的な検討を実施し MTF と NPS の関係を与える近似式の導出をおこなった。この両者の関係式を求める過程においては、エリアシングの影響を無視したが、NPS においてはこれまでの理論的な検討結果からその周波数 0 における値はエリアシングに由来するものであることが示されている^①等、エリアシングの NPS への関与は明らかである。そこで、今回我々は、MTF と NPS に関する理論的な検討において用いたものと同じモデルを用いた仮想的な CT 撮影系を想定し、NPS 推定におけるエリアシングの関与についてこの仮想的 CT 撮影系に関する数値計算による検討を実施した。

(2) CT 画像における雑音の評価方法の一つに雑音成分に関する標準偏差(SD) (雑音 SD) があるが、Gore 等による方法^②に従って、フィルタ補正逆投影法による再構成画像の個々の画素における雑音 SD を与える解析的な式を導出した。一方、X 線 CT における被ばく線量の評価は、ファントムによる実測か、モンテカルロシミュレーションによる推定が行われている。これに対して、各画素における雑音 SD を与える解析的な式と関連する形で、X 線束に沿って質量減弱係数のみを用いて各画素における吸収線量を近似計算する事を試みた。そして、モンテカルロシミュレーションや実測による値と比較することによって、この方法による計算結果の精度を評価するとともに、解析的な式による各画素の雑音 SD の値との関係についての検討を実施した。

(3) X 線 CT 画像における雑音について、量子雑音に限定した場合、ポアソン分布に従い画素間に統計的独立性がなく場所依存性があることが知られているが、正規分布に従い画素間で統計的に独立場所に依存しないと仮定することは必要なことが多いとともに有効なことが多い。また、この仮定は近似的には成立することを経験している。さらに、この仮定がどの程度成立するかは、被ばく線量と画質との間の関係を考える上で大変重要なことでもある。そこで、X 線 CT 画像における雑音を量子雑音に限定した場合において、雑音の画素間の相関関係とその分布の正規性についての検討を実施した。

4. 研究成果

(1) X線 CT 画像の MTF と NPS の関係

①関係を求めるための前提

本文での X 線 CT 画像の MTF と NPS は、これらの推定方法として現在多用されている方法に基づいて、以下のように MTF と NPS を再定義したものとす。MTF は、「再構成画像における画像の中心に“デルタ関数で表現できるもの”を与えたとした時に X 線 CT 画像として得られる再構成画像について、そのフーリエ変換の絶対値について周波数が 0 の時の値で正規化したものである」と再定義する。また、NPS は、「一様に曝射した際に得られる再構成画像における画像の中心を含む適当な領域における雑音成分のフーリエ変換の絶対値の二乗を同領域の面積で除したもののについての標本平均」と再定義する。

さらに、以下の検討においては、投影はコンベンショナルスキャンにて行われているものとし、フィルタ補正逆投影法によって再構成されるとする；各ビームにおける X 線の撮像特性は、同一であるものとする；各ビームの X 線は、雑音に関する性状は常に同一であるものとし、各ビーム間には相関がないものとする；X 線 CT の再構成画像の座標系における原点は CT 画像を作成するための X 線の回転中心に一致するものとする；とした仮想的な CT 撮影系について考えるものとする。

②NPS の解析的表現と数値計算

以下においては、パラレルビームの投影について考えるものとする。投影データのサンプリングまでの過程について、投影データのダウンサンプリングによる投影データの平滑化過程と対数変換にともなうスケール変換を考慮することは省略した仮想的 CT 撮影系に対して、この段階における NPS である $NPS_1(f)$ について、以下のように数値計算を実施した。X 線 CT 画像の NPS を計算するための「一様に曝射した際に得られる再構成画像における画像中心を含む適当な領域」として、辺の長さが 20 cm の正方形の領域を考え、X 線 CT における X 線管焦点サイズとして 1mm を想定し、それによる像のボケを記述する point spread function をガウス関数で近似した。X 線 CT における検出器の幅は 0.5 mm とし、この検出器の感度特性は単純な矩形関数で近似するものとした。また、これと同一の 0.5 mm の幅 Δx (2 次元の 2 方向で同一とする) で投影画像はサンプリングされるものとし、数値計算におけるサンプリング間隔は、0.1 mm とした。

フィルタ補正逆投影法におけるフィルタは Ramp 関数とし、さらに、apodization filter $G(f)$ (数値計算では Shepp-Logan 関数とした) を適応する。この段階における NPS である $NPS_2(f)$ は、 $NPS_1(f)$ を用いて、

$$NPS_2(f) = NPS_1(f) |fG(f)|^2$$

と表現することができる。ただし、これは投影データのサンプリング間隔に相当するナイキスト周波数までに成立するものであり、同

ナイキスト周波数を越えた部分については、サンプリングによって繰り返される部分に $|fG(f)|^2$ を乗じるものとする。

逆投影の計算において必要な任意の再構成画像格子点位置における値は、これまでに述べた段階までによって得られている離散値からの補間によって計算される。ここでは、この補間を、離散値間の任意の位置における値としてその位置の近接する 2 個の離散値からその位置との距離によって按分した値を採用する線形補間とした。この段階における NPS である $NPS_3(f)$ は、 $NPS_2(f)$ を用いて、

$$NPS_3(f) = NPS_2(f) \text{sinc}^4(\pi \Delta x f)$$

と表現することができる。

逆投影の段階では、空間周波数領域において、1 次元の f から再構成画像の空間周波数座標系 (f_x, f_y) に移行するが、1 回の逆投影における NPS は、これまでの各段階を経た後の NPS を X 座標系の値として与え、これに X 座標と直交する Y 座標系の値として sinc 関数の二乗を掛けることによって与えられる。そして、これを逆投影に使用した各角度に座標系を回転させて得られる NPS を加算することによって、最終的な NPS が得られる。ここで、本文では検出器のサンプリング間隔と再構成画像上のサンプリング間隔は一致するものとする。この過程は上記のようにそのまま数値計算することができるが、この段階における NPS である $NPS_4(f_x, f_y)$ は、

$$NPS_4(f_x, f_y) \cong NPS_3(f)(1/f)$$

と近似的に与えられることが知られている。

最後に、NPS の推定法では格子点状の離散値に対して計算を実施するとしているので、逆投影後の再構成画像に関してサンプリング過程を考える。最終段階における NPS である $NPS_5(f)$ は、 $NPS_4(f)$ を用いて、 $NPS_5(f_x, f_y) = NPS_4(f)$

$$* [(1/\Delta x)\delta_{1/\Delta x}(f_x)] * [(1/\Delta y)\delta_{1/\Delta y}(f_y)]$$

として与えられる。ここで、

$$(1/\Delta x)\delta_{1/\Delta x}(f) = (1/\Delta x) \sum_n \delta(f - n/\Delta x)$$

であるものとする。

③NPS と MTF の近似関係と数値計算結果

以上の画像形成モデルにおいて、エリアシングの関与部分を省略すると NPS は、先に定義した MTF を使用して、

$$NPS(f_x, f_y) \cong \beta f \text{MTF}(f_x, f_y)$$

として与えられる。ここで、 β は、最終的な雑音分散と一致するようにスケールを調整するための定数である。

今回検討した画像形成モデルを使用した仮想的 CT 撮影系に対して数値計算した NPS と、その計算過程においてエリアシングが関与する部分を省略して計算した NPS の形状を図 1 に示す。図 1 に示されているように、エリアシングが関与する部分の省略の有無に関して NPS の差は非常に少ないことがわかった。こ

のことから、エリアシングの関与を無視することによって得た X 線 CT 画像における MTF と NPS の解析的な関係式の有効性が期待される結果となった。

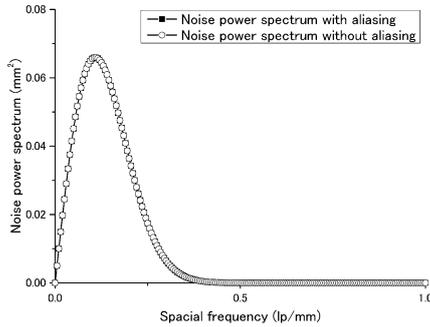


図 1 CT 撮影系に対して数値計算した NPS

(2) X 線 CT の各画素の吸収線量と雑音 SD

①各画素の吸収線量と雑音 SD の計算方法

(1)の①で述べた仕様の仮想的な X 線 CT 撮影系について考える。また、X 線の投影は平行ビームとファンビームの 2 種類について考えるものとする。被写体に対して固定した直行座標系を x - O - y とし、この座標系における被写体の線減弱係数の分布を $f(x, y)$ とする。同座標系に対して、原点を中心に角度 θ だけ回転した新たな直行座標系を X - O - Y と定義する。

導出の過程は略すが、CT 画像の各画素 ($s\Delta x, t\Delta y$) [ここで、 s と t は整数であり、 Δx と Δy は CT 画像の座標系 (x, y) における各サンプリング幅である] の値 $f(s\Delta x, t\Delta y)$ に関する雑音 SD の二乗値 (雑音分散) は、

$$\begin{aligned} & \sigma_f^2(s\Delta x, t\Delta y) \\ &= \Delta\theta^2 \sum_{n=0}^{N-1} b^2 [\xi(s, t, n)] \sigma_q^2[\xi(s, t, n) a, n\Delta\theta] \\ &+ b^2 [\eta(s, t, n)] \sigma_q^2[\eta(s, t, n) a, n\Delta\theta] \end{aligned}$$

で与えられることを導出した (ここで、 $\sigma_q^2(ma, n\Delta\theta)$ は逆投影する値に関する分散値)。

$n \times n$ (n は自然数) 個の微小矩形から構成される数値ファントムに対して、X 線光子の経路を直線で近似する (すなわち、X 線光子の経路を座標系 x - O - y における一次式で近似し数値ファントムの各矩形領域を巨視的な意味での微小体積として扱い各矩形領域における吸収線量を導出するものとする)。また、離散系で直線を近似する精度を高めるために、直線の各座標軸に対する傾きに応じて、 $x = -n/2, \dots, 0, \dots, n/2$ と $y = -n/2, \dots, 0, \dots, n/2$ に対して、

$$\begin{aligned} y &= \tan \theta x + b & (-\pi/4 \leq \theta < \pi/4) \\ x &= \cot \theta y + b & (\pi/4 \leq \theta < 3\pi/4) \end{aligned}$$

を使用した。ここで、 θ は x 軸の正の方向と X 線光子の経路との間でなす角であり、 b は同経路の各座標軸との交点の座標である。

X 線が数値ファントムに入射する前のフル

エンスを ϕ_0 としたとき、数値ファントムの各画素領域に到達するフルエンス ϕ_n (通過する画素数を n とする) は、単色エネルギーに対して (以下、単色として記載するが実際の計算では多色として実施)、

$$\phi_N = \phi_0 \exp\left(-\sum_{n=1}^{N-1} \mu_n \Delta l\right)$$

として単純化して計算した。ここで、 Δl は X 線光子が各画素領域を通過する際の行路長、 μ_n は X 線光子が通過する各画素領域における線減弱係数である。上記の各画素領域に到達するフルエンス ϕ_N に対して、同画素領域における吸収線量 d_n は以下のように計算した。

$$d_n = \mu_{en} E \phi_n$$

ここで、 E は考えている光子エネルギー、 μ_{en} は各画素領域の物質における E に相当するエネルギー吸収係数である。

②シミュレーションによる検証

シミュレーションに使用した仮想的な X 線 CT 撮影系における X 線のエネルギーは、管電圧 80, 120, 140 kV とし、同スペクトルはある商用機と同じ実行エネルギーを持ち Tucker らの方法^③を用いて計算したものを使用した (エネルギーに関わる数値計算は、10 keV ごとに区分化して実施した)。

シミュレーションには、以下の 2 種類の仕様の円柱状物体の長軸に垂直な断面に相当する数値ファントムを使用した。一つは直径 16 cm の頭部 CTDI (Computed Tomography Dose Index) ファントムに相当するものであり、もう一つは円筒状のものと円柱状のものと楕円柱状の物体から構成されるものである。後者は、別な研究目的で製作された早期脳梗塞を模したファントムに相当するもので、最外周にある円筒状のものは塩化ビニルにより構成されるものとし、内部の領域の背景に相当する領域は、その CT 値が 36 HU (Hounsfield Unit) となるようなポリウレタンとリン酸カルシウムの混合物より構成されるものとし、同背景内に埋め込まれた円柱状・楕円柱状のものは、同様にそれらの CT 値が 34 HU と 32 HU となるようにした。

仮想的な X 線 CT 撮影系の幾何学的配置については、ある商用機を模したようなものとし、焦点検出器間距離を 60 cm、ファン角 49.2° とした。また、入射光子数は、 10^6 個を 0 ~ 360 度の間を 1 度ごとに 360 回照射するものとした。また、Bow-tie フィルタに関する考慮も行った。

モンテカルロシミュレーションによる吸収線量の計算は、Electron Gamma Shower version.5 (EGS5) を使用して実施した。既述の計算方法は 2 次元の分布に対するものであるため、厚み方向 (体軸方向) は巨視的な意味での微小長に相当するものとなる。このことを EGS5 によるシミュレーションに適合させるため、検出する領域の体軸方向の厚みを、1 cm または 5 mm とした。ファントムの中心

から見て $0^\circ \cdot 90^\circ \cdot 180^\circ \cdot 270^\circ$ の方向にある表面から 1 cm の位置の 4 ヶ所とファントム中心の 1 ヶ所の合計 5 ヶ所を中心とする直径 1cm の円 (微小円柱) に相当する線量測定領域を設けた。また、各画素における吸収線量を推定するために、測定領域を数値ファントムの各矩形領域にも設定した。

頭部 CTDI ファントムについては、仮想的な X 線 CT 撮影系のモデルとなった商用機を使用して実測を実施した。そして、モンテカルロシミュレーションによる推定結果と実測値はほぼ一致する結果となった。また、既述の解析的な式を使用して、ファントムの仮想的な X 線 CT 撮影装置による CT 画像上の各画素における雑音 SD を計算した。

③ 検討結果

図 2 に、管電圧 120 kV でファンビームによる仮想的な X 線 CT 撮影系によって早期脳梗塞を模した数値ファントムを撮影した X 線 CT 画像に対する雑音 SD について、解析的な式を使用して求めた値とシミュレーション画像から推定した値の散布図を示す。両者の間には強い線形相関が認められた。

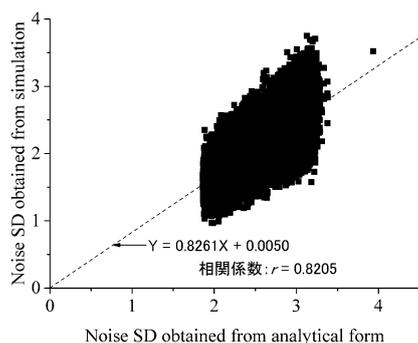


図 2 解析式とシミュレーション結果との比較

図 3 に、管電圧 120 kV でファンビームによる仮想的な X 線 CT 撮影装置によって頭部 CTDI ファントムを模した数値ファントムを撮影した際の、5 ヶ所に設定した線量測定領域における吸収線量を EGS5 と①で述べた手法 (“This Study”と表示) によって計算した結果を示す。その他の管電圧でも同様な結果となったが、EGS5 による計算結果との差は管電圧が高くなると減少した。

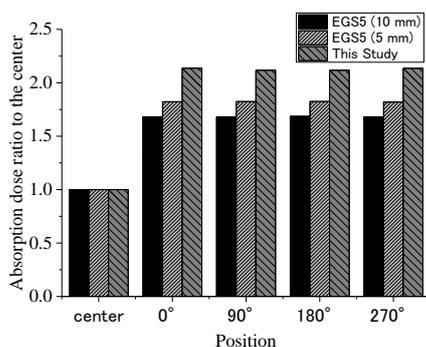


図 3 表面下 1 cm の位置での吸収線量の比較

よる仮想的な X 線 CT 撮影装置によって頭部 CTDI ファントムを模した数値ファントムを撮影した際の、CT 画像の各画素領域における吸収線量を EGS5 と①で述べた手法 (“this study”と表示) によって計算した結果を散布図として示す (その他の管電圧でも同様の結果となった)。両者の間には強い線形相関が認められた。

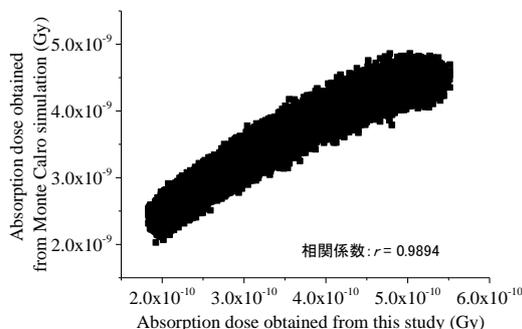


図 4 各画素領域における吸収線量の散布図

図 5 に、管電圧 120 kV でファンビームによる仮想的な X 線 CT 撮影装置によって頭部 CTDI ファントムを撮影した際の、①で述べた手法によって計算した CT 画像の各画素領域における吸収線量の逆数の平方根 (横軸) と、①で述べた解析式によって計算した雑音 SD の値 (縦軸) の散布図を示す。両者の間には強い線形相関が認められた。

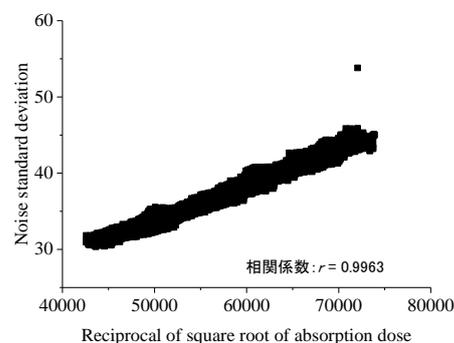


図 5 各画素領域の吸収線量と雑音 SD の関係
以上のことから、理想的な条件下では、各画素の雑音 SD から各画素領域における吸収線量を推定できる可能性が示された。

(3) X 線 CT 画像における雑音の統計的性質

上記(2)の項で述べた仮想的な CT 撮影系と早期脳梗塞を模したファントムに相当する数値ファントムを使用したシミュレーションによって検討した結果から、軟部組織で構成された被写体に対しては、画素間にあまり相関が認められず、また雑音の分布についてはおおむねある正規分布に従うことが予想される結果となり、「正規分布に従い画素間で統計的に独立である」という仮定は妥当なものであることが示された。

商用機による X 線 CT 画像に関する検討結果から、X 線吸収に対する性質がかなり異なるものから構成される被写体に対しては、画

素間の相関は総じて少ないが使用する再構成関数によっては強い相関が認められること、また雑音の分布については必ずしも正規分布に従うとはいえない場合がかなり多いことがわかった。従って、X線吸収に対する性質がかなり異なるものから構成される被写体に対しては、「正規分布に従い画素間で統計的に独立である」という仮定は、必ずしも妥当であるとは言えないことがわかった。

仮想的なX線CT撮影系によって得られたシミュレーションX線CT画像や商用機によるX線CT画像に対して、個々の画素における雑音分散の値の分布が雑音分布の正規性に与える影響についても検討を実施したがこの過程で、個々の分散が異なり平均が0である（正規分布に従う）確率変数から構成される確率変数の分布の正規性については、これらの個々の確率変数の分散の値の範囲に関して、主として同分散値の最小値（もしくは中央値）に依存することが経験的に予測された。そこで、最初に確率変数の分散の範囲を設定し、その設定した範囲において最小値を変化させて乱数を発生させるシミュレーションを実施した。このシミュレーションでは、個々の確率変数における分散の値として、設定した最大値と最小値の範囲内に均等に分布する形の100個の値を選定した。次いで、平均が0で設定した分散の値をもつ100種類の正規分布に従う乱数を発生させた（ここで、各分散値に対して乱数は900個発生させ、最終的な乱数の総数を90000個とした）。このように発生させた乱数の値に対して、有意水準を5%とするKS検定を実施した。この検討結果から、既述の予測が成立することが経験的に示された。また、実施した検討の範囲内では、個々の分散が異なり平均が0である（正規分布に従う）確率変数から構成される確率変数の分布の正規性に関して、個々の確率変数の分散値の範囲の最大値と最小値の差の値が大きいほど、その最小値が大きな値でないと分布の正規性が失われ、また逆に、最大値と最小値の値の差が小さいときは最小値が小さな値でも分布の正規性は保たれるということを示唆する結果となった。

<引用文献>

- ① Kijewski M, Judy P: The noise power spectrum of CT images. *Phys Med Biol* 32: 565-575, 1987
- ② Gore J C, Tofts P S: Statistical limitations in computed tomography. *Phys Med Biol* 23: 1176-1182, 1978
- ③ Tucker D M, Barnes G T, Chakraborty D P: Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. *Med Phys* 18: 211-218, 1991

5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計 0 件)

[学会発表] (計 8 件)

- ① 木村健人、池田充、大橋侑真、塚本一輝、今井國治、川浦稚代、藤井啓輔; X線CT画像のシミュレーション時のサンプリング誤差の軽減に関する検討; 第33回日本医用画像工学会; 2014年7月24日~2014年7月26日; 東京慈恵会医科大学(東京都・港区)
- ② 塚本一輝、池田充、大橋侑真、木村健人、村上誠介、今井國治、川浦稚代、藤井啓輔; X線CTにおける各画素における吸収線量と雑音SDに関する検討; 第33回日本医用画像工学会; 2014年7月24日~2014年7月26日; 東京慈恵会医科大学(東京都・港区)
- ③ 大橋侑真、池田充、木村健人、塚本一輝、曾貝佳佑、今井國治、川浦稚代、藤井啓輔; X線CT画像における雑音の統計的性質に関する検討; 第33回日本医用画像工学会; 2014年7月24日~2014年7月26日; 東京慈恵会医科大学(東京都・港区)
- ④ 池田充、塚本一輝、木村健人、大橋侑真、今井國治、川浦稚代; CT画像のNPS推定におけるエリアシングの関与に関する検討; 第32回日本医用画像工学会; 2013年8月1日~2013年8月3日; 日本科学未来館/産業技術総合研究所臨海都心センター(東京都・江東区)
- ⑤ 磯村勇次、池田充、高瀬郁子、今井國治、川浦稚代; CT画像における雑音に関する考察; 第32回日本医用画像工学会; 2013年8月1日~2013年8月3日; 日本科学未来館/産業技術総合研究所臨海都心センター(東京都・江東区)

[図書] (計 0 件)

[産業財産権]

- 出願状況 (計 0 件)
- 取得状況 (計 0 件)

[その他]

該当するものなし。

6. 研究組織

(1) 研究代表者

池田 充 (IKEDA, Mitsuru)
名古屋大学・大学院医学系研究科・教授
研究者番号: 50184437

(2) 研究分担者

今井 國治 (IMAI, Kuniharu)
名古屋大学・大学院医学系研究科・教授
研究者番号: 20335053

(3) 研究分担者

川浦 稚代 (KAWAURA, Chiyo)
名古屋大学・大学院医学系研究科・助教
研究者番号: 60324422