

H-027

## X線 CT 画像再構成における微少光子数状態での非線形性に伴うアーチファクトの補正 A Compensation Method of Artifacts Due to Nonlinearity of Few Photon Condition in X-ray CT Reconstruction

岩元新一郎 †      汐崎 陽 ‡  
Shin-ichiro Iwamoto      Akira Shiozaki

### 1. まえがき

医療用 X 線 CT 画像において複雑な骨構造の部位や人体に X 線高吸収体が存在する場合などにストリーク状アーチファクトが発生し、画像診断を著しく困難にする。これは、X 線透過率の対数変換値が投影データとして用いられるため、検出器に到達する透過光子数の過度の不足により相対的にノイズ成分が画像再構成に強く影響を及ぼして画質を劣化させてしまうためである。人体に照射する X 線量を増やすことである程度回避できるが、医療用 CT 画像検査における被曝線量の増加が問題となってきた現状において、むやみに線量を増加させることは望ましくない。対処法としては、画像再構成時に適応フィルタ等を用いてノイズの影響を少なくする方法[1]や逐次近似による統計的推定法を用いてアーチファクトを軽減する手法[2]等が試みられているが、CT 画像再構成の原理上空間分解能をある程度犠牲にせざるを得ない。

一方、文献[3]では対数変換の非線形性がストリークアーチファクトの発生に大きく影響してきていることがシミュレーションにより示され、その軽減手法の一例を示している。本報告ではノイズの対数変換による非線形性の影響を統計的に明らかにし、統計的原理に基づいた新しい補正法を提案する。そして特に微少光子数状態においては本方式の方がよりアーチファクトの低減効果があることをシミュレーション実験により示す。

### 2. 原理

X 線 CT の画像再構成に用いられる投影データ  $p$  は、X 線透過パス上における吸収体の X 線減弱係数の線積分値である。簡単のために、X 線は線スペクトルと仮定すると、ある投影角  $\theta$  における検出器 1 チャンネルあたりの投影データ  $p(x)$  は、次のように示される。

$$p(x) = -\log(Kx) + \log(Kx_0) \quad (1)$$

ここで、 $x$  は検出器で捕捉された光子数、 $x_0$  は被写体への入射光子数、 $K$  はシステム感度定数である。

$x_0$  は十分大きくてノイズの影響はないものと考えて差し支えない。 $x$  に加わる雑音を平均値 0 のガウス分布と仮定してその確率密度関数を  $n_x(t)$  とすると  $p(x)$  の期待値  $\langle p(x) \rangle$  は、

$$\langle p(x) \rangle = \int_0^{\infty} (-\log(Kt)) \cdot n_x(t) dt + \log(Kx_0) \quad (3)$$

で表される。つまり雑音の統計的分布が対数変換により非対称に投影されることになる。従って  $x$  の期待値  $\langle x \rangle$  は、

対する投影データは  $p(\langle x \rangle)$  であるが、対数変換の非線形性により、

$$\langle p(x) \rangle > p(\langle x \rangle) = -\log(K\langle x \rangle) + \log(Kx_0) \quad (4)$$

となる。 $\langle x \rangle$  が十分大きい場合には  $\langle p(x) \rangle$  は、

$$\langle p(x) \rangle \approx p(\langle x \rangle) \quad (5)$$

と線形近似できるが、 $\langle x \rangle$  が小さくなるにつれ対数変換による非線形項の影響が強く表れ、急激に雑音の影響が増強されることになる。また、 $x$  に雑音が付加すると  $Kx$  が 0 または負数となり得るが、そのような場合はシステムの扱える最小値  $Kx=1$  にクランプせねばならないため、さらに雑音の解析を困難にする。標準的画像再構成法であるフィルタ補正逆投影法においては、この対数変換による雑音投影の非線形性およびクランプ処理の影響が微少光子数領域で特に大きく影響して強烈なストリークアーチファクトが生じる原因となっていると考えられる。

今回、このように雑音の統計的分布が対数変換により偏ることを逆に利用して、式(4)の関係より  $\langle p(x) \rangle$  から  $p(\langle x \rangle)$  を推定する手法を試みた。つまり

$$\langle p(x) \rangle \approx (p(x+d(x)) + p(x-d(x))) / 2 \quad (6)$$

で近似することを考える。ここで  $d(x)$  は補正量である。すなわち、ある測定値  $x$  を

$$(p(\hat{x}+d(x)) + p(\hat{x}-d(x))) / 2 = p(x) \quad (7)$$

なる  $\hat{x}$  に補正する。対数変換の関係より、

$$\hat{x} = \sqrt{x^2 + d(x)^2} \quad (8)$$

となる。

X 線 CT 投影データにおける雑音モデルとして  $x$  に伴う量子ノイズ  $\epsilon_x$  と検出システム系の雑音  $\epsilon_d$  を考慮した次式

$$p_n(x) = -\log\{K(\langle x \rangle + \epsilon_x) + \epsilon_d\} + \log(Kx_0) \quad (9)$$

を用いて式(4)の関係および提案手法の妥当性を確認するために数値シミュレーションを行った。結果を Fig.1 に示す。図中の点線 (青) は雑音を含まない場合の理論値、太線 (緑) は  $\epsilon_x$  および  $\epsilon_d$  として各  $\langle x \rangle$  につき 5000 回の正規乱数を発生させて  $\langle p(x) \rangle$  をプロットしたものである。文献[3]との比較のため  $K$  は 1.098 とし、第 2 項は定数と見なして無視してある。また  $\epsilon_x$  は平均値、分散がともに  $\langle x \rangle$  であるようなポアソン分布であるが近似的に正規乱数を用いた。 $\epsilon_d$  は平均値 0、標準偏差  $\sigma_d=5$  の正規乱数とした。 $\langle x \rangle$  が小さい場合に特に対数変換の非線形性の影響が強く表れ、投影値が過大評価されることが確認できる。また図中の実線 (赤) は提案手法に基づいて同様に 5000 回のシミュレーションを行った結果である。 $d(x)$  の値は、雑音を付加した  $x (=K(\langle x \rangle + \epsilon_x) + \epsilon_d)$  の値に応じて理論値

† 大阪府立大学大学院工学研究科  
(学) 物療学園大阪物療専門学校

‡ 大阪府立大学大学院工学研究科

に一番近づくようにシミュレーションを繰り返して決定した。Table.1 に  $d(x)$  の値を示す。 $\langle x \rangle \geq 3$  では補正がうまく行われていることがわかる。 $\langle x \rangle$  が小さいところで  $\langle p(x) \rangle$  とのずれが生じているが、前述のクランプ処理の影響と考えられる。

Table.1  $d(x)$  used in simulation

$x$	$>20$	$\leq 20$	$\leq 10$	$\leq 6$	$\leq 4$	$\leq 2$
$d(x)$	7	6.5	6.2	8	9.5	10

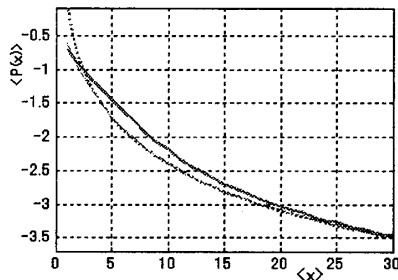


Fig.1 Nonlinearity of projection data, numerical simulation result: Dashed line: linear model  $\langle p(x) \rangle$ , Thick line: expected value with noise  $\langle p(x) \rangle$ , Thin line: correction value by proposed method

### 3. 実験方法

提案手法によるアーチファクトの低減効果を CT 画像で確認するために、数値ファントムを作成してシミュレーション実験を行った。水の線減弱係数  $0.0198\text{mm}^{-1}$  (X 線束実効エネルギー  $60\text{keV}$  相当) を用いて直径  $320\text{mm}$  の水中に CT 値の異なる円柱ファントムを数種類入れた数値ファントムを PC 上で作成する。次にこの数値ファントムについて回転角度を  $0^\circ$  から  $180^\circ$  の間で  $0.5^\circ$  のサンプリング間隔として平行ビーム投影にて対数変換前の順投影データを解析的に作成する。入射光子数は微少光子数状態での補正効果を確認するために、最小透過光子数が 5 以下になるように制限する。得られた対数変換前の順投影データに Fig.1 と同じ生成条件にて式(9)による雑音を付加したデータを作成し、通常対数変換および提案手法による補正後の対数変換によりそれぞれ投影データを作成した。

次にこのようにして得られたそれぞれの投影データをフィルタ補正逆投影法により画像再構成を行い、結果を文献[3]による手法と比較した。

### 4. 結果と考察

数値ファントムの一例として水ファントムの周囲を CT 値  $1000[\text{HU}]$  の吸収体で囲み、その中にそれぞれ  $500[\text{HU}]$ 、 $250[\text{HU}]$  の 2 本の直径  $100\text{mm}$  の円柱を入れ、中央部分に  $100[\text{HU}]$ 、直径  $7\text{mm}$  の円柱ファントムを 3 個配置したものを作成した。入射光子数は  $5 \times 10^4$  個として最小透過光子数は 3.1 個であった。Fig.2 (a) はその順投影データに雑音を付加し補正をしないで画像再構成したもの、(b) は文献[3]の手法による修正を施したもの、(c) は本提案手法による補正を行ったものである。 $d(x)$  の値は Table.1 を用いている。また、(d)、(e)、(f) はそれぞれ (a)、(b)、(c) の再構成画像のちょうど中央列のプロフィール値を示したものである。補正を行うことによりかなりアーチファクトが

軽減されているのが確認される。また、プロフィールを比較してみれば文献[3]の手法に比較して本提案手法の方がより雑音の影響がかなり低減されていることが確認できる。

### 5. むすび

今回提案した手法において過度の光子数不足により発生するストリーク状アーチファクトを低減できることを確認した。このように微少光子数状態において画質の改善が可能であることは体内の高吸収体の存在の有無に関わらず、ある程度の線量不足の状態においても診断可能な CT 画像が得られる可能性を示している。逆に言えば CT 被曝の増大が問題となっている現状において、従来診断上最低限必要とされた線量より低い線量でも同等の診断可能な画質が得られ、被曝線量を大幅に減少できる可能性を示唆するものである。今後の課題として、非線形変換に伴う雑音の統計的性質をより正確に反映した補正方法について検討していきたい。

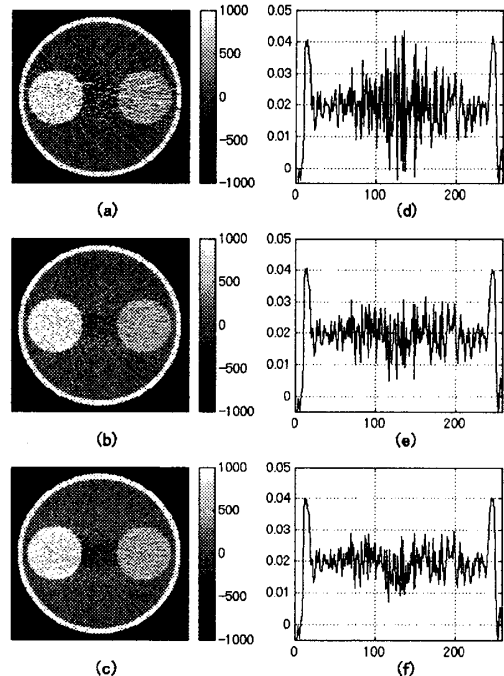


Fig.2 Reconstruction Image by simulation: (a),(d);without correction, (b),(e); correction by [3], (c),(f);correction by proposed method

### 参考文献

- [1] G.Wang,T.Frei,M.Vannier, "Fast Iterative Algorithm for Metal Artifact reduction in X-ray CT," Academic Radiology, Vol.7, No.8, pp607-614, 2000.
- [2] J.Hsieh, "Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise," Med. Phys., Vol.25, No.11, pp2139-2147, 1998.
- [3] 森 一生,風間正博, "ストリーク状 CT アーチファクトの緩和," Med. Imag. Tech., Vol.21, No.4, pp.272-275, 2003.