

X線CT画像におけるメタルアーチファクト低減手法 - 金属領域の抽出および非金属領域の補間 -

加納 徹 (信州大) 小関 道彦 (信州大)

CT Image Reconstruction Algorithm to Reduce Metal Artifact - Metal Extraction and Non-Metal Interpolation of Sinogram -

Toru KANO, Michihiko KOSEKI, Hirohisa MORIKAWA
Shinshu University, 3-15-1, Tokida, Ueda, Nagano, JAPAN

Abstract: X-ray CT reconstructs cross-sectional image of an object using projection data collected from many different directions. This technology has spread rapidly in the field of diagnostic medicine or industry as a non-destructive inspection. However, X-ray CT is facing some technical issues, in particular, metal artifact is a significant problem. Metal Artifact is a radial noise caused by discrepancy of projection data, and put a limit on the inspection. In this study, we propose a method that is based on the nature of sinogram consists of sine curves in order to resolve the discrepancy in the sinogram and reduce metal artifact. We apply the proposed method to actual and simulation data, As a result, metal artifacts are effectively reduced either.

Keywords: X-ray CT, Nondestructive inspection, Image processing, Metal artifact.

1 はじめに

X線CT装置は、被写体の周囲方向からX線を照射し、集めた投影データを計算機上で処理することで、被写体の断層画像を再構成する装置である。物体の断層画像を「非破壊」で観察できるようになった衝撃は大きく、医療・産業分野で急速に普及し、癌の早期診断や、製品検査技術として活躍している。

X線CTは医療・産業分野に多くの恩恵をもたらしてきたが、解決すべき問題点も残っている。例えば、被写体に金属等が含まれている場合、その部分から放射状のアーチファクトが発生することがある (Fig.1)。金属由来のアーチファクトはメタルアーチファクトと呼ばれ、メタルアーチファクトが発生すると、金属およびその周辺の形状が不鮮明になってしまうことから、X線CT画像の精度における大きな問題となっている。

メタルアーチファクトを低減すべく、投影データの修正 [1-4] や、撮影方法の工夫 [5][6] など、様々な手法による補正が考案されているが、未だ問題は十分に解決されておらず、金属物質はCT不適応という位置づけになっている。

そこで本研究では、ソフトウェア的手法によるメタルアーチファクト低減手法を開発し、従来よりも優れた診断・検査技術確立することを目的としている。

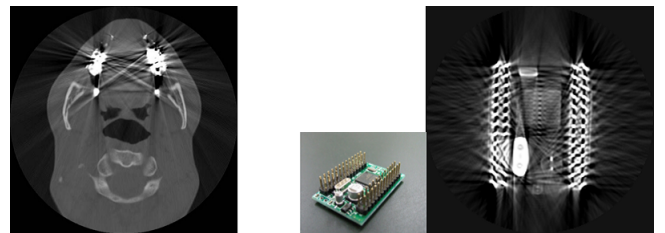


Fig.1 CT Images with Metal Artifact

2 メタルアーチファクト発生要因

メタルアーチファクトの主な発生要因は、連続X線のエネルギースペクトルを考慮した再構成計算が行われていないことだと考えられている。

2.1 X線の吸収

X線を物質に照射すると、その一部は物質を透過し、一部は物質によって吸収される。ある単一エネルギーを持つX線が、厚み t の物質を透過するとき、入射X線強度 I_0 と透過X線強度 I の間には次式の関係が成り立つ。

$$I = I_0 \exp(-\mu t) \quad (1)$$

ここで μ はX線吸収係数であり、物質固有のX線吸収の強弱を示すパラメータである。また、投影データ p は、式(1)を変形することで次のように表される。

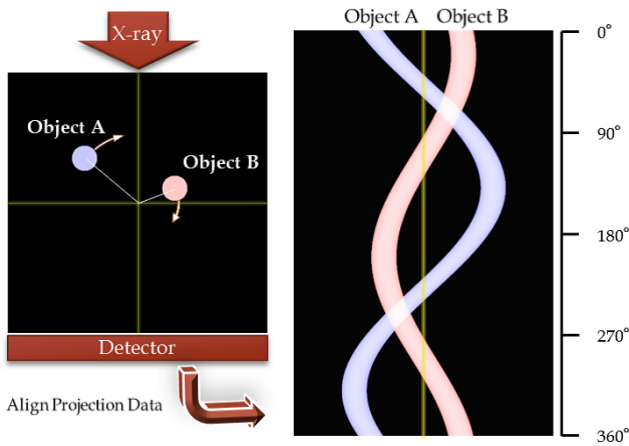


Fig.2 Definition of Sinogram

$$p = -\ln \frac{I}{I_0} = \mu t \quad (2)$$

この式は、物質が均質であるとき、投影データ p は物質の厚みに対して線形の変化を表している。X線CTでは、多方向からの投影データを収集し、断層画像上の各位置におけるX線吸収係数 μ の値を計算している。すなわち、X線CTによる断層画像は、X線吸収係数 μ の分布とすることができる。

2.2 投影データの矛盾

式(1)で示した等式は、前述のとおり、単一エネルギーを持つ単色X線において成立する。ところが実際の現場では、連続エネルギー分布を持つ連続X線が用いられており、物質のX線吸収係数 μ は、入射X線のエネルギーに依存することが知られている。したがって、実際の現場において式(1)は成立せず、透過X線強度 I は次のようなエネルギーの積分系で表される。

$$I = \int_E I_0(E) \exp(\mu(E)t) dE \quad (3)$$

このとき、投影データ p は

$$p = -\ln \frac{I}{I_0} = -\ln \left(\frac{\int_E I_0(E) \exp(\mu(E)t) dE}{\int_E I_0(E) dE} \right) \quad (4)$$

と表され、物質厚みに対して非線形な形となる。本来ならば、この計算式を用いた再構成計算を行うべきであるが、技術的な問題から、現状のX線CT装置ではエネルギー別のX線強度を取得するのは困難である。そこで、多くのX線CT装置では、連続X線を単色X線であると仮定し、式(1)を用いた再構成計算を行っている。

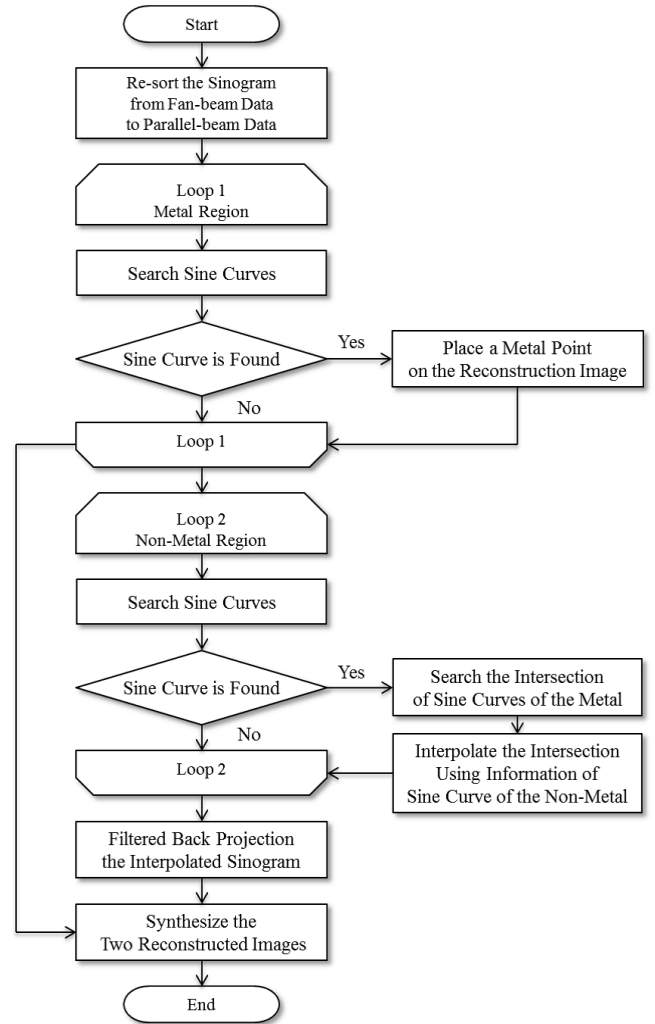


Fig.4 Flow Chart

この理由は、被写体が人体や樹脂であるとき、X線吸収係数のエネルギー依存性が低いいため、投影データを物質厚みに対して線形と近似しても、再構成計算に与える影響は小さいためである。しかし、金属においてはX線吸収係数のエネルギー依存性が高く、投影データの物質厚みに対する非線形性が顕著に現れる。このため、被写体に金属が含まれるとき投影データに矛盾が生じ、この矛盾がメタルアーチファクトの原因となる。

3 シノグラムの性質

X線CT装置は、被写体の周囲360度方向からX線を照射し、投影データを収集する。シノグラムとは、ある断層面における周囲方向からのX線投影データを、縦に並べたデータである(Fig.2)。CTにおけるX線投影は、ある軸を中心にX線源(あるいは被写体)が回転しながら行われるため、ある物体領域がシノグラム上に描く軌跡は、必ず周波数1のサインカーブとなることがわかる。すなわち、シノグラムは多くの異なるサインカーブの重畳で構成される。

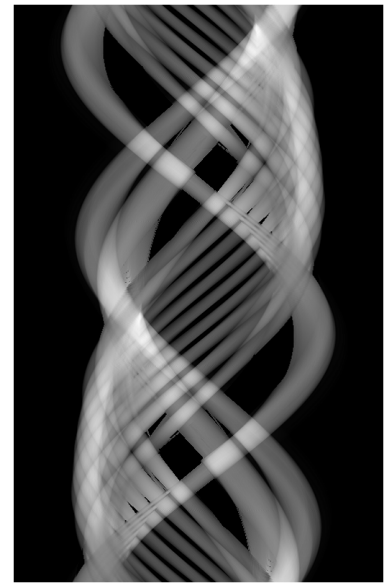
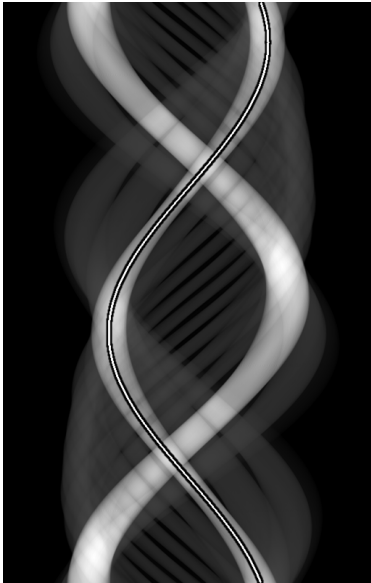


Fig.5 Sine Curve in Metal Region Fig.6 Sine Curve in Non-Metal Region Fig.7 Interpolation the Intersection

今回、シノグラムの持つこの性質に着目した、メタルアーチファクト低減手法を提案する。なお、実際の現場で利用される X 線 CT の多くは、ファンビーム等が用いられるため、物体領域がシノグラム上に描く軌跡はサインカーブにならないが、ファンパラ変換の操作を施せば、サインカーブを描いていると見なすことができる。

4 メタルアーチファクト低減手法

メタルアーチファクトを低減させるためには、投影データの矛盾を解消する必要がある。シノグラムにおける投影データの矛盾は、金属領域が描くサインカーブで顕著に表れる。そこで、金属領域が描くサインカーブの情報から金属領域を再構成し、非金属領域が描くサインカーブの情報から、シノグラムの補間を行うことで、投影データの矛盾を解消できると考えた。全体の流れを表したフローチャートを Fig.4 に示す。

4.1 サインカーブの抽出

今回、サインカーブの抽出にはフィッティングを利用した。まず、シノグラム上に存在しうる、線幅 1 ピクセルの、異なる振幅と位相差を持つあらゆるサインカーブを仮定し、サインカーブ上に沿った投影データの値を取り出していく。評価関数によって仮定したサインカーブの連続性を数値化し、一定以上の値を示したとき、サインカーブを描いていると見なし、抽出を行う。投影データの値そのものではなく、値の連続性に着目することで、値による評価や単純な閾値処理では抽出困難な、潜在的なサインカーブの抽出が可能となる。

4.2 金属領域の再構成

金属領域が描くサインカーブは、非金属領域と比べて顕著な値を示すため、かなりの精度で抽出することが可能である (Fig.5)。

抽出した 1 本のサインカーブは、再構成画像における 1 ピクセルに相当するため、これを再構成画像上に点として配置していけば、金属領域を描画した画像が生成される (Fig.4: Loop 1)。サインカーブを抽出し、幾何的に金属領域を描画することで、メタルアーチファクトの原因であった投影データの矛盾が取り除かれる。このため、本提案方法ではメタルアーチファクトは発生しない。

4.3 非金属領域の補間

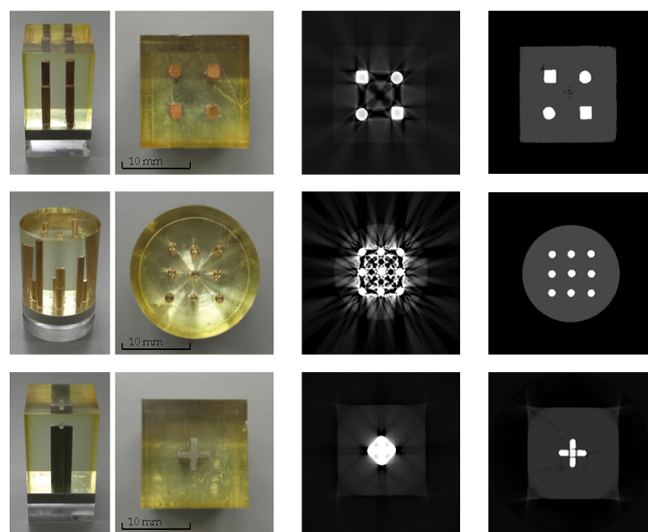
非金属領域においても、金属領域と同様にサインカーブの抽出が可能である。しかし、金属領域のように値が特徴的ではないので、全てを正確に抽出することはできない。そこで、非金属領域から利用可能なサインカーブを抜き出し、金属領域が描くサインカーブと交差する箇所に対してデータが滑らかになるように補間することで、非金属領域のみで構成されたシノグラムとなると考えた (Fig.4: Loop 2)。すなわち、Fig.6 に示すように非金属領域のサインカーブを抽出した後、すでに金属領域としてサインカーブが抽出されてしまっている部分を補間する。この処理により得られたシノグラムを Fig.7 に示す。

このシノグラムに対して一般的な画像再構成手法である FBP 法を適用すれば、非金属領域の断層画像が再構成される。

このように、金属領域と非金属領域とを別々に画像再構成し、最後に 2 つの画像を重ね合わせること

Table.1 Physical Properties for Simulation

X-ray Energy [KeV]	10	20	30	40	50	60	80	100
X-ray Intensity	1	12	24	20	17	12	3	1
Iron [/mm]	133.330	20.2204	6.43778	2.85748	1.54173	0.94882	0.46866	0.29268
Resin [/mm]	0.39948	0.06800	0.03608	0.02797	0.02468	0.02290	0.01953	0.01733
Bone [/mm]	38.715	6.0015	1.9965	0.99825	0.6363	0.4722	0.33435	0.27825



(a)Samples (b)Raw Image (c)Result

Fig.7 Application to Actual Data

で、メタルアーチファクトの低減された画像ができると考えた。

5 提案手法の適用結果

5.1 実際に撮影したデータへの適用

X線CT装置を用いて、実際に実験用サンプルを撮影し、それら投影データに対して本アルゴリズムを適用した結果を Fig.7 に示す。今回用意した実験用サンプルは、いずれも樹脂の中に金属柱が埋め込まれたものとなっており (Fig.7(a))、通常の撮影および画像再構成の結果が Fig.7(b) である。いずれの場合も金属柱部分からメタルアーチファクトが発生している。これらデータに本提案手法を適用した結果、金属領域からは数千、非金属領域からは数万のサインカーブが抽出され、結果的に Fig.7(c) の画像が得られた。Fig.7(b) の画像と比べると、メタルアーチファクトが大幅に低減されていることが確認できる。

5.2 シミュレーションデータへの適用

実際の現場を想定した、より複雑な状況下における本提案手法の有効性を確認するため、数値ファントムのデータを用意し、シミュレーションを行った。シミュレーションにおける仮想投影では、まず照射 X 線のエネルギー分布を 10, 20, 30, 40, 50, 60, 80, 100

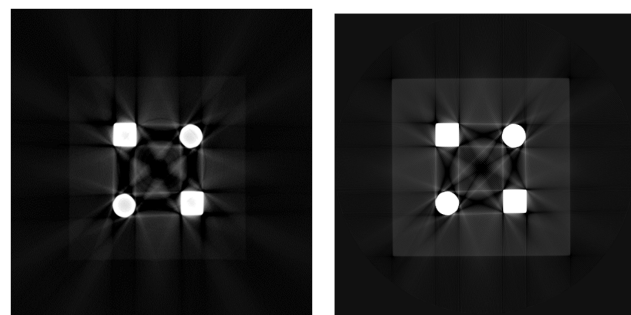


Fig.8 Actual Result Fig.9 Simulation Result

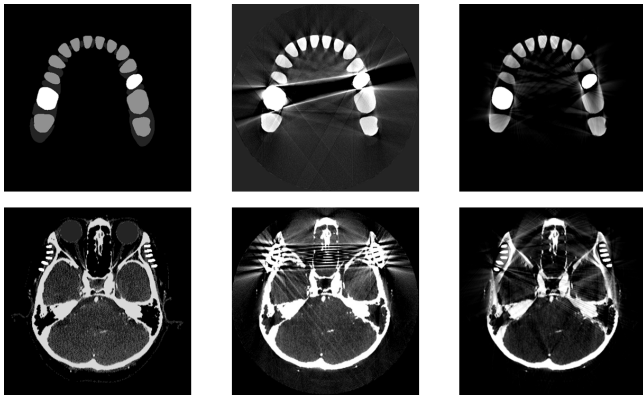
keV の 8 種類に離散化し、各エネルギーにおける物質の X 線吸収係数は文献値 [8] より算出した (Table.1)。また、入射 X 線強度は

$$\begin{aligned}
 I_0 &= \sum_i [X \text{ 線のエネルギー}] \times [\text{光子数}] \\
 &= \sum_i E_i n_i
 \end{aligned} \tag{5}$$

としている。

樹脂の中に金属柱が埋め込まれた実験用サンプルの撮影結果と、同じ実験用サンプルを模擬した数値ファントムに対して、仮想投影および画像再構成のシミュレーションを行った結果を、Fig.8, Fig.9 に示す。いずれも金属柱部分から同様のメタルアーチファクトが発生しており、定性的にとってもよく似た結果となっていることから、本シミュレーション手法が有効であることが確認できる。

次に、実際の現場を想定したシミュレーション結果、および本提案手法の適用結果を Fig.10 に示す。Fig.10(a) は、人間の歯と頭部を想定した数値ファントムであり、歯のファントムには 2 本の金属の歯を、頭部ファントムには側頭部にボルトを想定した 10 個の金属物質を埋め込んでいる。これらファントムに対して仮想投影を行い、画像再構成を行った結果が Fig.10(b) であり、いずれも金属領域からメタルアーチファクトが発生し、金属周辺部の情報が失われてしまっている。これらシミュレーションデータに対して、本提案手法を適用した結果が Fig.10(c) である。いずれの場合も、若干のアーチファクトが残っているが、金属周辺部のメタルアーチファクトは大



(a)Phantom (b)Raw Image (c)Result

Fig.10 Application to Simulation Data

幅に低減されている。

6 まとめ

今回、投影データの矛盾を解消するために、シノグラムからサインカーブを抽出し、金属領域の抽出と非金属領域の補間を別工程で行う手法を提案した。本提案手法を、実際に撮影されたデータおよびシミュレーションデータに対して適用した結果、メタルアーチファクトを大幅に低減させることができた。

わずかにアーチファクトが残っているが、診断・検査に支障が出る程のものではなく、本手法が有効であることが確認できる。残ってしまったアーチファクトは、フィッティングによるサインカーブ抽出の不確かさが原因であると考えられる。

また、今回はサインカーブが正確に抽出されるように、フィッティングの評価関数に利用するパラメータを、撮影条件によってはマニュアルで変化させる必要があった。このパラメータは、ある範囲内に収まっていれば同様の結果を示すため、微調整の必要はなかったが、実際の診断・検査に利用される装置に実装するためには、パラメータを自動で決定する必要がある。

7 今後の予定

サインカーブ抽出における、フィッティングの評価関数自動決定アルゴリズムについて検討し、複雑な断層を持つ未知物体にも適用可能な手法を確立する。

その後、様々な被写体に対して本提案手法を適用していき、メタルアーチファクト低減効果および手法の有効性について検討していく。

参考文献

[1] J. Wei, et al: X-ray CT high-density artifact suppression in crsurgery, Physics in Medicine and Biology, Vol.47, ppN319-N326(2002)

[2] S. Zhao, et al: A wavelet method for metal artifact reduction with multiple metallic objects in the field of view, Journal of X-ray Science and Technology 10, pp.67-76(2002)

[3] 小関 道彦, 橋本 周平, 佐藤 慎平, 木村 仁, 伊能 教夫 : X線 CT画像におけるメタルアーチファクトの低減アルゴリズム, 日本機械学会論文集. A編 72(724), pp.1888-1894(2006)

[4] W.A.Kalender, et al: Reduction of CT artifacts Caused by Metallic Implants, Radiology, Bol.164, pp.576-566(1987)

[5] R.E.Alvarez, et al: Energy-selective Reconstructions in X-ray Computerized Tomography, Physics in Medicine and Biology, Vol.21, No.5, pp.733-744(1976)

[6] 山崎陽一, 戸田尚宏: 非対称フィルタによる X線 CTにおけるエネルギー情報の利用, 電気情報通信学会論文集, Vol.J99-D, No.3, pp.956-966(2007)

[7] 森一生, 山形仁, 町田好男: CTとMRI-その原理と装置技術-, pp.84; コロナ社 (2010)

[8] J. H. Hubbell and S. M. Seltzer, "Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements $Z = 1$ to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest", NIST, <http://www.nist.gov/pml/data/>(2011)