

X 線 CT 画像に基づく個体別応力解析のためのメタルアーチファクト低減 Metal artifact reduction for individual stress analysis based on X-ray CT images

加納 徹 (信州大院) 小関 道彦 (信州大)

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

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。

また、近年では患者の生体内における力学状態を評価するため、X 線 CT 装置で得た情報から個体別の有限要素モデルを生成し、応力解析を行う研究が盛んに行われている。有限要素モデルを生成する際には、断層画像の CT 値を用いて各部位のヤング率を設定する必要があり、正確な解析のためには正確な CT 値が必要である。しかし、生体組織と物性が大きく異なる金属がインプラントとして患者の体内に存在すると、インプラント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)。こ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インプラント周辺の CT 値が不正確となり、正確なヤング率が求まらず、応力解析ができなくなる。

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] や、撮影方法の工夫 [2] 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いない。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、物性を正確に反映した CT 値を得ることを目的とする。

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にある。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。

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

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することを表している。

しかしこの式は、単一エネルギーを持つ X 線においてのみ成立し、実際の現場で利用される、連続エネルギー分布を持つ連続 X 線においては成立しない。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ため、連続 X 線の透過 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。

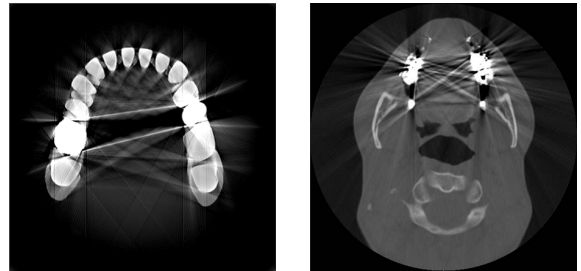


Fig.1 CT Images with Metal Artifact

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

このとき、投影データ p は

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

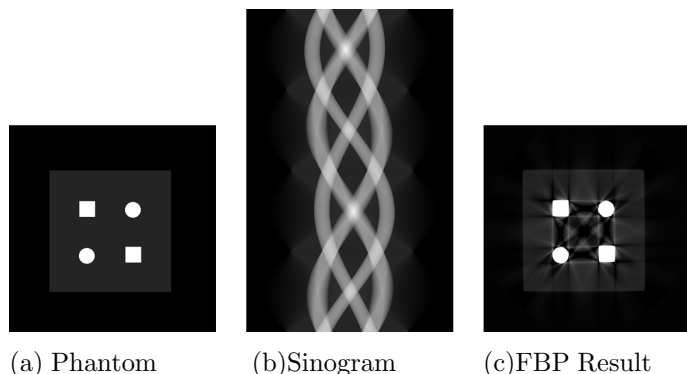
と表され、物質厚みに対して非線形な形となる。本来ならば、この計算式を用いた再構成計算を行うべきであるが、検出器の各位置においてエネルギー別の透過 X 線強度を取得するのは、現状の技術では困難である。そこで、多くの X 線 CT 装置では、連続 X 線を単色 X 線であると仮定し、式 (1) を用いた再構成計算を行っている。この理由は、被写体が人体や樹脂であるとき、X 線吸収係数のエネルギー依存性が低いため、投影データを物質厚みに対して線形と近似しても、再構成計算に与える影響は小さいためである。しかし、金属においては X 線吸収係数のエネルギー依存性が高く、投影データの物質厚みに対する非線形性が顕著に現れる。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 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。今回この矛盾を解消するため、サイノグラムの性質に着目した。

3.1 サイノグラムの性質

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。サイノグラムとは、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。例として、樹脂と金属の物性で構成された数値ファントムを Fig.2(a) に、この数値ファントムに X 線の仮想投影を行うことで得たサイノグラムを Fig.2(b) に示す。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



(a) Phantom (b)Sinogram (c)FBP Result



(d) Metal Region (e)Non-Metal Region (f)Synthesis

Fig.2 Proposed Algorithm

ため、ある物体領域がサイ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、サイ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。

サイ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、サイ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。

3.2 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、サイ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。

3.3 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。

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.2(d))。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。

3.4 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



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

Fig.3 Application to Simulation Data

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サイノグラムとなる。このサイ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 (Fig.2(e))。

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 (Fig.2(f))。

4 提案手法の適用結果

実際の現場を想定した、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、Fig.3(a)に示す下顎部を模擬した数値ファントムのデータを用意し、シミュレーション実験を行った。この数値ファントムには、金属製のインプラントを3箇所埋め込んであり、通常の仮想投影、逆投影ではFig.3(b)のようなデータとなる。メタルアーチファクトにより、インプラント周辺の形状およびCT値が不正確となっていることが確認できる。この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.3(c)であり、メタルアーチファクトは大幅に低減され、Fig.3(b)に見られたインプラント周辺部の異常なCT値も大幅に減少している。

5 まとめ

本提案手法を、実際に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は大幅に低減された。わずかにアーチファクトが残っているが、異常なCTの値はほとんど観察されないことから、個別別応力解析のモデル生成に十分有効なデータであると考えられる。今後、実際に個別別の有限要素モデルを生成し、本手法が応力解析に与える効果について検証していく。

参考文献

- [1] 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)
- [2] 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)
- [3] 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)