X 線 CT の精度向上のための アーチファクト低減手法*

Artifact Reduction of X-ray CT Images for Accuracy Improvement

木村 仁** 小関道彦*** 伊能教夫**
Hitoshi KIMURA, Michihiko KOSEKI and Norio INOU

Key words X-ray CT, FBP method, reconstructed image, metal artifact, accuracy improvement

1. は じ め に

X 線 CT 画像は X 線の透過性を利用して対象物の 3 次元情報が得られるので、近年は医療用途に限らず各種製品内部の非破壊検査や組立て精度の検証など、工業の用途への応用も行われてきている。しかし、金属と樹脂などのように、X 線透過率が大幅に異なる物質がひとつの撮影対象に含まれると、透過率の低い物質付近から画像ノイズが発生する問題がある。このノイズはアーチファクトとか、主に金属が原因で生じるのでメタルアーチファクトなどと呼ばれる。図 1 はアクリル円柱の中に鉄製 (S45C) の棒を 9 本挿入したサンプルと、それを CT 撮影して従来手法 (FBP 法) で再構成した断層画像である。図から明らかなように、金属棒の周囲に放射状のアーチファクトが発生しており、サンプル内部の形状を正確に把握することが困難になっている。このノイズは医療、工業の用途に限らず CT 画像を利用する上で解決すべき問題となっている。以下にこのアーチファクト発生原因と、その対策としての著者らの提案するアーチファクト除去手法について述べる。

図 1 撮影サンプル

2. アーチファクトの発生原因

X 線 CT 画像内にアーチファクトが発生する主な原因として、従来の X 線 CT 画像の再構成理論が単色 X 線源を前提としている点が挙げられる。図 2 は扇状のファンビームを用いた X 線 CT 装置による撮影の模式図である。線源から発せられた X 線は、撮影対象を透過して検出器に到達する。検出器の位置 τ に向かう直線 $L(\tau)$ 上の X 線強度 $I(\tau)$ は、撮影対象の X 線吸収係数 $\mu(x, y)$ によって減衰する。従来の X 線 CT 理論では吸収係数 $\mu(x, y)$ を次のように定義する。

$$\frac{dI(\tau)}{d\tau} = -\mu(x, y)I(\tau) \quad (1)$$

(a) 線源、被写体、検出器の位置関係

(b) 各パラメータ

図 2 ファンビーム X 線 CT 撮影の模式図

*原稿受付 平成 28 年 3 月 28 日

**東京工業大学 (東京都目黒区大岡山 2-12-1 I3-14)

***信州大学 (長野県上田市常田 3-15-1)

図3 投影データ例 (図1のサンプル撮影時)

X線源から照射された時点でのX線強度を $I_0(\tau)$ とすると、この微分方程式から次の式が得られる。

$$I(\tau) = I_0(\tau) e^{-\int_{L(\tau)} \mu(x, y) dl} \quad (2)$$

$$\int_{L(\tau)} \mu(x, y) dl = -\ln \frac{I(\tau)}{I_0(\tau)} \quad (3)$$

式(3)の左辺がX線吸収量であり、検出器が配列として読み取るX線吸収量(投影データ)である。この投影データは被写体あるいは検出器の回転角度 θ を微小変化させながら取得され、一回の撮影で各 θ に応じた吸収量のデジタルデータが得られる。これをFBP法などの画像再構成アルゴリズムを用いて変換すると図1(b)に示したような一枚のCT画像が得られる。FBP法に関する画像ノイズなどの研究はいくつかあるものの、アーチファクト低減のための具体的手法の研究は多くない¹⁾²⁾。

図3は図1のCT画像を再構成するために用いたX線吸収量を示している。式(2)は、X線が吸収係数一定の物質を透過する場合、吸収量はその物質の厚みに比例することを意味している。図3の場合なら、X線吸収量は金属ピンの数に比例して増加するはずである。しかし、図3(c)を見ると、5つのピークは左から順に金属ピンの数が1, 2, 3, 2, 1本の吸収量に対応しているが、ピークの高さは明らかに本数に比例してはいない。これはX線が連続エネルギー分布をもっていることと、物質の吸収係数がX線のエネルギーに依存するという2点が主な理由である。図4は、本研究に用いているマイクロフォーカスX線CT撮影装置ScanXmate-A130SS940(コムスキャンテクノ株式会社製)のX線をスペクトルアナライザで調べた結果である。このグラフからも見られるように、一般的にCT装置のX線は連続エネルギーをもつ多色光である。

図5は、X線の吸収量が撮影対象の厚みに比例しない様子を示した模式図である。装置の線源から照射されるX線が対象物を一度も透過していないときは、低エネルギーのX線も多く含んでいるが、一度でも金属など吸収率の高い物質を透過すると、エネルギーの低いX線はほとんど吸収されてしまう。もちろん、全体的な光子数(強

図4 CT装置のX線エネルギースペクトル

図5 X線エネルギー分布と撮影対象物の厚さに比例しない減衰

度)は最初の吸収によって減るものの、一度吸収率の高い物質を透過したX線は、高いエネルギーをもつものが多くなり、何も透過していないときのX線に比べて吸収されにくい性質になる。このため、2回目以降の透過では、対象物が1回目と同じ物質だとしても、吸収される光子の割合は1回目の透過に比べて少なくなる。これは、X線の吸収量が物質の厚みに比例しないことを意味し、従来手法では画像再構築の際に吸収量が正しく計算できない。これがアーチファクトの発生原因である。

物質のX線吸収係数は、X線のエネルギーにも依存して変化するため³⁾、実際の撮影ではX線のエネルギー別に吸収量を計算する必要がある。このため、式(1)と式(2)は実際には以下の光子のエネルギー E を含んだ式となる。

$$\frac{d}{dl} \frac{\partial I(\tau, E)}{\partial E} = -\mu(x, y, E) \frac{\partial I(\tau, E)}{\partial E} \quad (4)$$

$$I(\tau) = \int_0^\infty \frac{\partial I(\tau, E)}{\partial E} e^{-\int_{L(\tau)} \mu(x, y, E) dl} dE \quad (5)$$

つまり式(3)は単色X線の場合のみ成立するが、検出器によって実際に測定される投影データは、式(5)の左辺となる。これは式(3)とは異なり、物質の厚み以外にエネルギーとそのエネルギーに応じた吸収係数も未知数として含まれており、これらはともに非線形で変化する。これは、未知数に対して式の数不足する不定方程式であり、同時にアーチファクトの除去が困難な理由でもある。

3. アーチファクト低減手法

上述した理由でアーチファクトの完全な除去は容易ではないが、著者らはこれまでに検査対象物の構造や検査目的に応じて3種類のメタルアーチファクト低減手法を提案してきた。以下にそれぞれの手法の概略を説明してから、各手法の特徴および適用範囲について簡単に考察する。

手法 A: 手法 A では、アーチファクトの原因となる金属のような吸収係数の高い物質に着目し、その物質の領域を従来の CT 理論値に置換する方法である⁴⁾。手法 A は以下の4つのステップで実現されている。

Step A1. 【金属透過領域の抽出】

投影データから金属を透過した領域を閾値処理で抽出（除去）する。

Step A2. 【金属形状の抽出】

第1ステップで改変された投影データを逆投影（バックプロジェクション）し、得られた断層画像から金属部品の形状を求める。

Step A3. 【金属部品の投影データの生成】

第2ステップで得られた金属形状に対し、金属に適当な吸収係数を設定して計算機内で順投影（フォワードプロジェクション）処理を行う。この際にアーチファクトが発生しにくいように金属部分には実際よりも低い吸収係数 μ を設定することもできる。

Step A4. 【投影データの合成】

第1ステップで抽出した金属以外の領域の投影データと、第3ステップで作成した投影データを合成し、再度逆投影を行う。

●**手法 B:** 手法 B では、物質の X 線吸収係数が X 線のエネルギーに依存して変化することを利用する。X 線源へ印加する電圧を変更して、高い管電圧と低い管電圧で2回の CT 撮影を行う。印加電圧に依存して X 線の波長分布は変化するため、投影データの差分から金属とその他の物質を分離することができる⁵⁾。X 線源の管電圧を高低2種類の値で照射して得た2種類の X 線 (S_{high} ・ S_{low}) が、鉄 (Fe) および炭素 (C, 実際には樹脂) を透過したときの波長分布のシミュレーション結果を図6に示す⁶⁾。この図からも物質によって透過 X 線のエネルギー分布が大きく異なることが分かる。投影データの差分を後述の式(8)で補正すると、図7に示すような物質（特に金属）の厚みに応じた吸収量を持つ投影データが得られる。手法 B は以下の3つのステップで実現される。

Step B1. 【高電圧での X 線による CT 撮影】

X 線源に高い電圧を与えて得られる X 線で CT 撮影を行い、投影データ S_{high} を得る。

Step B2. 【低電圧での X 線による CT 撮影】

第1ステップと同様に、X 線源に低い電圧を与えて得られる X 線で CT 撮影を行い、投影データ S_{low} を得る。

Step B3. 【2つの投影データの合成】

次式に示す数値演算を施すことによって新しい投影データ

図6 透過 X 線エネルギー分布の差異⁶⁾

図7 2種の管電圧による投影データと補正結果

を求める。ただし、 k は任意に設定した係数である。

$$S_{new} = (k+1)S_{high} - kS_{low} \quad (8)$$

この演算では、炭素 (C) のように X 線吸収係数の小さい材料を透過した領域では S_{high} と S_{low} がほぼ等しいため、この演算を行っても投影データの値はあまり変化しない。しかし、鉄 (Fe) のように X 線吸収係数の大きい材料を透過した領域では S_{high} と S_{low} は大きく異なるため、係数 k によって調整された値が S_{new} に反映され、物質の厚さに応じた吸収量をもつような投影データが得られ、再構成画像のアーチファクトが減少する。

手法 C: この手法では CT 撮影に用いる連続 X 線を N 種類の単波長 X 線として量子化して近似する。式(5)は未知数が無限大の不足方程式であり厳密に解くことは出来ないが、本手法では異なるエネルギー分布をもつ X 線で N 回撮影し、複数の投影データから N 元連立方程式を立て、これを解くことで単色 X 線による吸収を数学的に推定する⁷⁾。手法 C は以下の3つのステップで実現されている。

Step C1. 【X 線波長の選択】

撮影に使用する X 線の波長分布の範囲から N 種類の波長を選択する。

Step C2. 【X 線波長分布の同定】

撮影対象物は置かず、厚さと X 線吸収係数 μ が既知である N 種類の金属板を X 線源と検出器の間に設置して X 線

の強度を測定する。検出器は X 線波長を区分せずを受け取った X 線の総量を出力するが、金属板によって減衰した X 線の量から N 元連立方程式を作成することにより第 1 ステップで選択した N 種類の波長それぞれの X 線強度が算出可能となる。

Step C3. 【単波長 X 線による投影データの推定】

撮影対象物を設置した状態で第 2 ステップと同様の手順を行う。すなわち、先に用いた N 種類の金属板で X 線の波長分布を変化させながら対象物の CT 撮影を N 回実施し、 N 元連立方程式を作成する。このとき、波長ごとの X 線強度が第 2 ステップにて算出されているため、ここで求める解は単波長 X 線での投影データとなる。

4. 結果と考察

上述した 3 種類のアーチファクト低減手法を 3 つの試験片に適用して得られた結果（図 8～10）について議論する⁶⁾。手法 A は、図 8 に示す試験片のように樹脂に金属棒が 2 本入っただけのような単純な構造の被写体では、良好な結果を出力する。従来手法では、アーチファクトによって 2 本の金属棒の間の状態を確認することは困難だが、手法 A を適用した場合にはアーチファクトが大きく低減され、金属棒間に設けた微小な穴も確認できる。この結果から、手法 A が樹脂成型時のボイド確認などに有用であることが分かる。また、手法 A は撮影や計算に要する時間が他の手法に比べて少ないという利点もある。しかし、手法 A は複雑な構造を有する対象物に適用すると金属の形状を正確に表現できない場合がある。図 9 は図 1 に示したサンプルの撮影結果であるが、丸いはずの金属ピンの形状が手法 A では多角形になってしまう。また、図 10 に示す十字形の金属については、本来の形状とはまったく異なる形状を出力している。ただし、この十字形の金属のような撮影対象は、正確な CT 画像を再構成することは一般に困難であることは断っておきたい。以上のことから、手法 A は比較的単純な構造の試験片を大量に検査する用途に適していると考えられる。

手法 B では、図 8～10 に示したすべての試験片についてメタルアーチファクトが低減されており、金属周囲の樹脂の様子を観察することが可能である。また、手法 A では金属部品の形状が不適切に表現されていた試験片 3（図 10）についても、正しく十字形が表現されており、本手法は撮影対象物の構造の影響をあまり受けずに、アーチファクトを低減することが可能である。

しかし、手法 B は管電圧を変更する必要があるため、撮影に時間を要することと、アーチファクト低減効果が完全ではなく、得られる画像がややノイズの多いものとなっていること、などの点も存在する。以上のことから手法 B は、製造ミスのスクリーニング（選別）などに適しているといえる。

手法 C の結果は、 $N=3$ とした場合のものである。理論上では N が大きいほど波長分布は実際のスペクトルに近

図 8 提案手法適用結果（試験片 1）⁶⁾

図 9 提案手法適用結果（試験片 2）⁶⁾

図 10 提案手法適用結果（試験片 3）⁶⁾

づくため、アーチファクトの低減効果は高いと期待される。しかし、実際には N を大きくすれば測定および計算に膨大な時間を要する上、各測定値に含まれるノイズが蓄積する問題がある。再構成画像については、いずれの試験片でもアーチファクトの低減効果が確認された。また、手

図 11 マイコン基板への適用⁶⁾ 図 12 簡単な電子部品の 3 次元再構築⁶⁾

法 A よりも部品形状を正確に表現しており、手法 B よりもノイズの少ない画像が得られるという特長がある。しかし、手法 B と同様に、投影データに含まれる検出器由来のノイズ成分が演算過程において蓄積されてアーチファクトが残る問題は、依然として存在する。このノイズは、単波長 X 線での投影データを推定する際にも影響するため、これもアーチファクト低減効果を損なう一因となっているようである。この問題は、検出器性能の向上によって解決されることを期待すれば、手法 C は単一の検査対象物を精査する場合に適していると考えられる。

実用的な検査対象物として、マイコン基板を CT 撮影したものを図 11 に示す⁶⁾。従来手法では、接続端子から多数のアーチファクトが発生していて、正確な部品形状の判断が難しいが、提案手法では接続端子や電子部品の形状が正確に判別できるようになっている。また、提案手法によって得た CT 画像情報に基づいて作成したデバイス（コネクタ）の 3 次元モデルを図 12 に示す⁶⁾。従来手法では、アーチファクトによって正確な 3 次元構造を観察することが難しいのに対し、提案手法では、2 次元画像だけでなく被写体の 3 次元構造の再現精度も向上している。

5. ま と め

X 線 CT 画像に生じるアーチファクトは、X 線 CT を利用する上で無視できない問題であり、その低減技術への需要と関心は今後さらに高まるものと考えられる。アーチファクトの発生原因は、実際の X 線源から照射される X 線が連続エネルギースペクトルを有していることと、物質の吸収係数が X 線のエネルギーに依存して変化することである。本稿で紹介した著者らの手法は、この問題に対するいくつかの対策であり、一定のアーチファクト低減効果は得られている。しかし、どれも完全なアーチファクト除去には至っていないため、まだ改善の余地は大きいといえる。散乱 X 線や X 線検出器に由来するノイズを考慮した高精度化などは、今後の課題である。

今後、X 線源や検出器、演算装置の性能向上によって高精度な CT 画像が高速に得られることも期待され、これらの改良がなされれば、電子機械分野での CT 画像の検査用途への実用化や、デバイス製造技術の高度化・高効率化も期待される。また、高精度な単色 X 線源は、まだ現在では放射光施設などでしか得られないが、もし安価なもの

が開発できれば、CT 画像のアーチファクトの問題は大幅に改善されることが予想される。このような技術的側面も、今後の X 線 CT 技術を見る上で重要な点だと考えられる。

参 考 文 献

- 1) S.J. Riederer, N.J. Pelc and D.A. Chesler: The noise power spectrum in computed tomography, Phys. Med. Biol., **23**, 3 (1978) 446-454.
- 2) M.F. Kijewski and P.F. Judy: The noise spectrum of CT images, Phys. Med. Biol., **32**, 5 (1987) 565-575.
- 3) J.H. Hubbel and S.M. Seltzer: Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 meV for elements $z=1$ to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/>, (2004)
- 4) 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 (2006) 1888-1894.
- 5) M. Koseki, S Hashimoto, S. Sato, H. Kimura and N. Inou: Non-destructive Inspection of Electro-Mechanical Systems using Micro X-ray Computed Tomography (Proposal of CT reconstruction methods for eliminating metal artifacts), Proc. of the 8th Electronics Packaging Technology Conf., (2006) 739-744.
- 6) 小関道彦: コンピュータ断層撮影装置を用いた製品検査, 検査技術誌, **14**, 4 (2009) 1-7.
- 7) 李根旭, 小関道彦, 木村仁, 伊能教夫: X 線 CT 画像の画質向上に関する研究 (X 線スペクトルを考慮した画像再構成手法の

提案), 計測自動制御学会 第 24 回センシングフォーラム資料, (2007) 107-111.

木村 仁

2004 年東京工業大学大学院理工学研究科機械制御システム専攻博士課程修了。博士 (工学)。メカトロニクス, バイオメカニクスの研究に従事。

小関道彦

1996 年東京工業大学大学院理工学研究科機械物理工学専攻修士課程修了。博士 (工学)。医用生体工学, 生体材料学, 計測工学, 知能機械学, 機械システムの研究に従事。

伊能教夫

1978 年東京工業大学大学院理工学研究科機械物理工学専攻修士課程修了。工学博士。バイオメカニクス, 個別モデリング, 知能機械システムの研究に従事。