

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 *

小関 道彦 *1, 橋本 周平 *2, 佐藤 慎平 *3

木村 仁 *1, 伊能 教夫 *1

CT Image Reconstruction Algorithm to Reduce Metal Artifact

Michihiko KOSEKI*4, Shuhei HASHIMOTO, Shinpei SATO,
Hitoshi KIMURA and Norio INOU

*4 Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology,
2-12-1, O-okayama, Meguro-ku, Tokyo, 152-8550 Japan

Micro-computed tomography (μ CT) is quite useful for nondestructive evaluation of devices with complicated internal structures. However, large difference in X-ray absorption coefficients of materials produces streak and star pattern artifacts in the CT images. The artifact, which is called "metal artifact", makes it difficult to inspect the image of the device. This study aims to develop a new reconstruction method to reduce the artifacts from the images. In this paper, we firstly point out the cause of the artifacts using CT data of a sample. Next, we propose a CT reconstruction algorithm to reduce the artifacts. The basic idea of the algorithm is to correct the projection data. Shapes of high density parts such as metals are extracted by a threshold method and projection data are replaced to consistent values. We apply the method to some devices and confirm availability for the nondestructive inspections.

Key Words : Nondestructive inspection, Shape measurement, Image processing, X-ray CT, Metal artifact, Inverse problem.

1. はじめに

近年，機械デバイスや電子デバイスが様々な部品を複合した一体品として製造・出荷されるようになってきている。このようなデバイスの場合，各構成パーツの加工精度だけでなく，ユニットとしての組み立て精度によって商品価値が大きく左右されるため，デバイス全体の組み立て精度を非破壊の状態で評価する技術が生産現場では求められている。また，製品の品質保証のためには，熱や荷重に対する疲労強度についても製品が完成された状態で検証可能な技術が必要となっている。

デバイスの例として，デジタルカメラのレンズユニットについて考えてみたい。レンズユニットは，樹脂・ガラス・金属・セラミックなど多くの素材で構成されている。このときの検査項目としては，樹脂成形時に

混入するボイドの判定や疲労試験後の摩耗や損傷の調査など，樹脂部品の評価が中心となると考えられる。このようなデバイスの内部構造を非破壊検査するためには，3次元の形状情報を直接的に得ることが可能なマイクロ X 線 CT が非常に有効であるが，解決すべき課題がある。それは現在の X 線 CT では，低強度 X 線で CT撮影を行うと金属部分からメタルアーチファクトと呼ばれる放射状のノイズが発生し，画像が乱れてしまうという問題である。つまり，レンズユニットの樹脂部品について X 線 CT 装置を用いて非破壊検査を行う際には，樹脂の X 線吸収率が低いため CT 撮影には低強度の X 線を用いる必要があるので，通常の画像再構成手法ではアーチファクトの発生が避けられない。そこで本研究では，金属を含むデバイスの樹脂やガラスなどの部品について，X 線 CT を用いた高精度な非破壊検査を実現することを目指し，X 線吸収係数の差異に関わらずメタルアーチファクトが発生しない鮮明なスライス画像を得るアルゴリズムを開発することを目的とする。

筆者らはこれまでにも生体の CT 画像の精度について検証を行っており，X 線ビームの厚さを原因として

* 2005 年 1 月 22 日 第 17 回バイオエンジニアリング講演会において講演，原稿受付 平成 18 年 3 月 20 日。

*1 正員，東京工業大学大学院理工学研究科 (〒 152-8550 東京都目黒区大岡山 2-12-1)。

*2 東京工業大学大学院理工学研究科 [現：日産自動車株式会社 (〒 243-0192 神奈川県厚木市岡津古久 560-2)]。

*3 東京工業大学大学院理工学研究科。

Email: koseki@mech.titech.ac.jp

発生するパーシャルボリューム効果の補正手法を提案している⁽¹⁾⁽²⁾。この方法はメタルアーチファクトの影響が少ないと前提としているが、生体内に埋め込まれた金属によって生じるメタルアーチファクトは医用画像分野でも解決すべき課題となっている。そこで、顎顔面のCT画像において骨体や軟組織の高精度な画像を得ることを目的として、歯冠やインプラントを原因とするアーチファクトを低減する画像再構成アルゴリズムについての検討を行っている⁽³⁾⁽⁴⁾。デバイスの非破壊検査において検査対象となる樹脂部分の画像がメタルアーチファクトによって乱されてしまう現象は、生体の場合と本質的に同じ問題と考えられる。

本稿では、撮影サンプルを用いてメタルアーチファクトを低減する手法について検討を行う。そして、簡単な電子部品に適用して提案手法の有用性について検証する。

2. X線CTの概要と既存研究

X線CT装置は、被写体に対して多数の方向からX線を照射し、X線源と対向する側に設けられた検出器によって被写体のX線透過量を測定している。医療用のX線CT装置が出力するCT画像の画素値は一般にCT値(Hounsfield Unit)と呼ばれており、空気を-1000、水を0に規格化した絶対量である⁽⁵⁾。これは内部に水を入れたキャリブレータを用いた補正によって実現される。しかし、工業用のX線CT装置の場合にはこのような補正は一般的には行われないため、出力するCT値は被写体内部のX線吸収量の相対的な差異を示すものとなっている。本論文では、検出器で得られるX線吸収量に相当する情報を投影データと呼び、多数の方向からX線を照射して集めた投影データ群をシノグラムと呼ぶ。

X線CT画像におけるメタルアーチファクトは、撮影対象物内に金属のような極端に高いX線吸収係数を有する物質が存在するために発生する現象である。医用画像分野においては、メタルアーチファクトを低減する手法について様々な検討が行われている。これらの方法は大きく3種類に分類することができ、それぞれを例示しながら非破壊検査への適用の可能性を考えてみたい。

一つ目の方法は、EM法やART法などの繰り返し計算に基づく画像再構成手法を用いる方法である⁽⁶⁾⁽⁷⁾。しかし、これらの方法は膨大な計算時間が必要になると予想され、一般的なCT装置に実装して実用化することは現実的ではないと考えられる。

二つ目の方法は、生体内に金属管を挿入して液体室

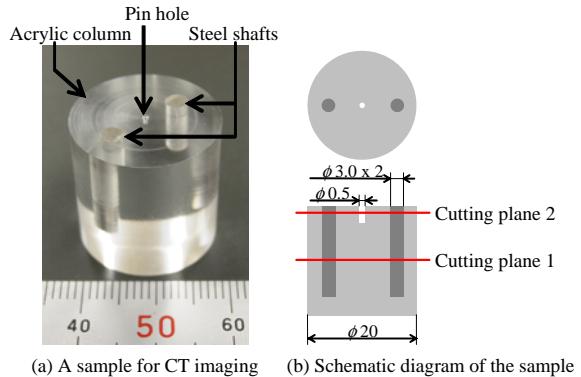


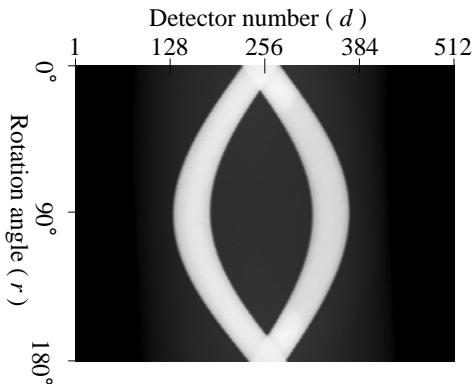
Fig. 1 A sample for CT imaging.

素により組織を凍結する凍結療法と呼ばれる手術方法に関し、金属管から発生するメタルアーチファクトを低減する手法である⁽⁸⁾。この方法では金属管を挿入する前後のCT画像を併せて用いることによって金属管の位置・形状の判断を行っており、非破壊検査技術に適用することは困難である。

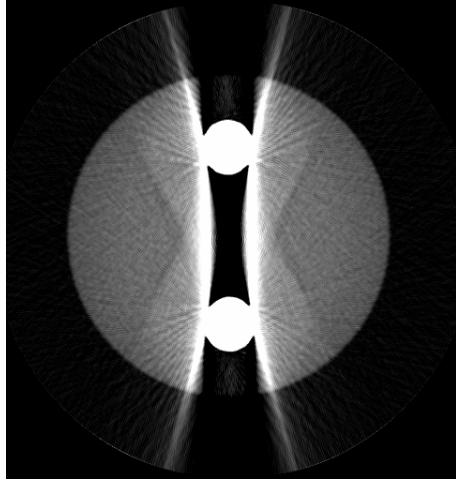
三つ目の方法は、金属を通過した領域の透過データを変更することによってメタルアーチファクトを低減する手法である。これは、金属部分の形状判定をCT画像の輝度から抽出するものである⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾。しかし、メタルアーチファクトの発生したCT画像から金属形状を正確に抽出することは困難であると考えられ、メタルアーチファクトの低減手法としては有効性に疑問が残る。

以上の状況を踏まえて、筆者らは3つ目の手法を基本としながら、CT撮影時に得られる投影データを直接的に変更することによってメタルアーチファクトを低減する手法を考案した。以下に図1(a)に示す試験片を例として、手法の具体的な手順を説明する。

試験片は、直径20mmのアクリル円柱に直径2mmのステンレス棒を2本埋入したものであり、中央部に直径0.5mm・深さ約5mmの空孔を開けている。撮影にはマイクロフォーカスX線CT装置(コムスカンテクノ株式会社: ScanXmate-A130SS940)を用いた。本装置は、640列×480行のマトリクスの検出器を有するコーンビームCT装置であり、今回はそのうち240行目の512列の検出器だけを用いることによりファンビームCT装置として扱っている。X線の照射条件は、X線管電圧: 80kV・X線管電流: 3μAであり、全周360度に対して800方向から投影データを収集してシノグラムを作成した(角度ピッチ: 0.45度)。そして、図1(b)に示すように試験片中央部付近(スライス面1)および上方の空孔を通る部分(スライス面2)の2箇所についてCT撮影を行った。



(a) Sinogram of the sample at cutting plane 1.



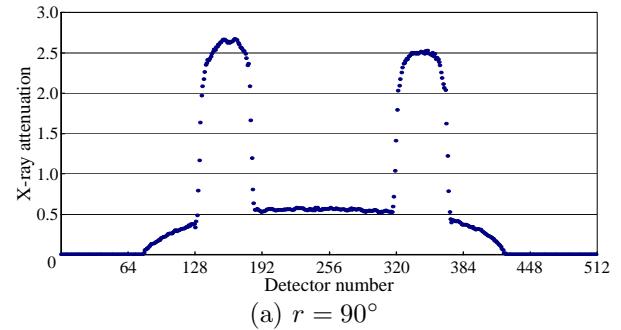
(b) Reconstructed image of the sample.

Fig. 2 Sinogram and reconstructed image of the sample.

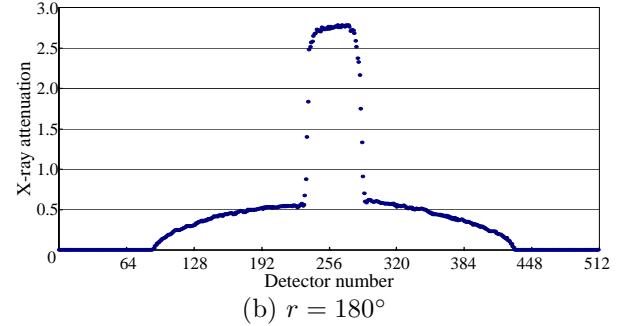
図 2(a) にスライス面 1 におけるシノグラムの半周分を示す。また、そのシノグラムをもとに一般的な画像再構成手法である FBP 法を用いて再構成した画像を図 2(b) に示す。再構成画像には激しいアーチファクトが発生しており、樹脂部分の状態を検査することが困難な状況になっている。

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が発生する原因についてより詳細に考察するため、図 2(a) に示したシノグラムについて、 $r = 90^\circ$ および $r = 180^\circ$ における X 線吸収プロファイルを図 3 に示す。これらの図では、横軸に検出器番号、縦軸は X 線吸収量に相当する検出器の出力値を示している。この図から、アクリル樹脂を透過した領域では出力値が 0.5 程度なのに対し、金属を透過した領域では 5 倍以上高い数値を示していることがわかる。また、 $r = 180^\circ$ において検出器番号 $d = 256$ 付近では X 線が 2 本の金属を通過しているため、 $r = 90^\circ$



(a) $r = 90^\circ$



(b) $r = 180^\circ$

Fig. 3 Profile of the X-ray attenuation (original.)

において金属を 1 本ずつ透過する領域 ($d = 150$ 付近および $d = 360$ 付近) よりも高い数値を示していなければならない。しかし実際の X 線吸収プロファイルでは同等の値となっており、シノグラムには数値的な矛盾が生じていることがわかる。FBP 法を代表とする CT 装置の画像再構成アルゴリズムは、シノグラムが X 線吸収量を正確に反映していることを前提としており、このシノグラムの数値的矛盾が金属付近からアーチファクトを発生させる主原因であると考えられる。

そこで、金属を透過した箇所の投影データを適切に変更することによってアーチファクトを低減することを考えた。本手法では、以下に示すステップでシノグラムから直接的に金属透過領域を判定し、投影データの変更を行う。

1. シノグラムの中で金属を透過したことが明らかな部分を抽出し、その領域の投影データを 0 とする。
2. 投影データの微分値を算出し、金属部分とその他の部分の遷移領域を判定し、その領域の投影データを 0 とする。
3. ステップ 1 とステップ 2 で変更したシノグラムを逆投影し、金属形状を抽出する。
4. ステップ 3 で作成した金属形状を順投影することによって、金属部分だけのシノグラムを作成する。
5. ステップ 1 とステップ 2 で変更することによって得られた金属以外の部分のシノグラムと、ステップ 4 で作成した金属部分のシノグラムとを合成する。

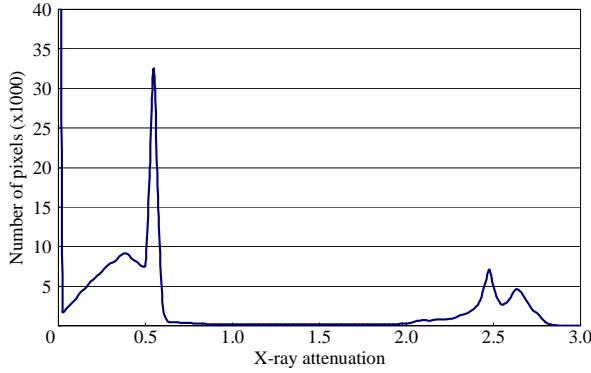


Fig. 4 Histogram of the X-ray attenuation.

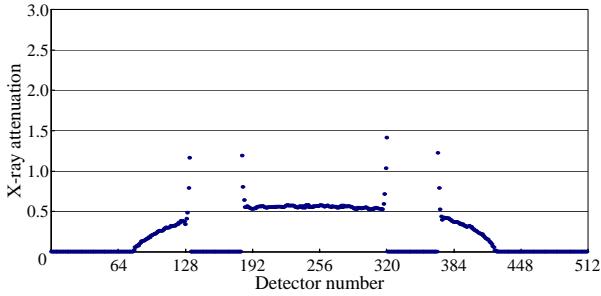


Fig. 5 Profile of the X-ray attenuation (Step 1.)

以下にそれぞれのステップでの処理内容を $r = 90^\circ$ の箇所を例として詳細に述べる。

ステップ 1【粗判定】 金属を透過したことが明らかな投影データ部分を閾値処理により抽出する。このとき、閾値を決定する基準として X 線吸収量のヒストグラムを用いる。今回の試験片のシノグラムから作成した X 線吸収量のヒストグラムを図 4 に示す。この例の場合、投影データのデータ値 0 ~ 0.8 付近に突出した度数が存在しており、これは空気およびアクリル樹脂を透過したデータである。また、データ値 2.5 付近にある程度まとまった度数が見られ、これが金属を透過したデータであると考えられる。したがって、閾値を 1.0 ~ 2.0 の間に設定すれば、金属とその他を分離可能である。実際に閾値を 1.5 に設定し、閾値以上の出力値を持つ領域に 0 を設定したときの、図 3(a) と同一方向 ($r = 90^\circ$) の投影データを図 5 に示す。今回は手動で閾値の設定を行ったが、大津による自動閾値選定法⁽¹¹⁾ を用いることも可能である。

ステップ 2【遷移領域の判定】 図 5 に示した結果では、閾値の設定次第で遷移領域が残存している。このため、残された遷移領域についても投影データの微分値を用いて金属透過部分として判定する。投影データの微分値としては測定ノイズを考慮して以下の 2 種類を算出する。

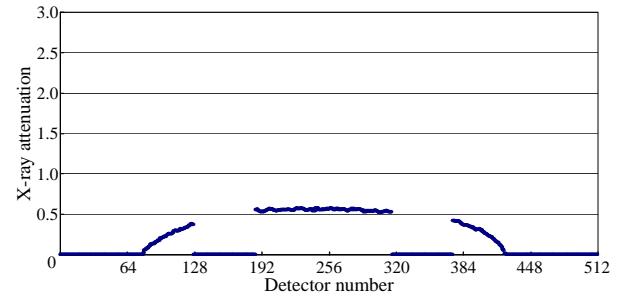


Fig. 6 Profile of the X-ray attenuation (Step 2.)

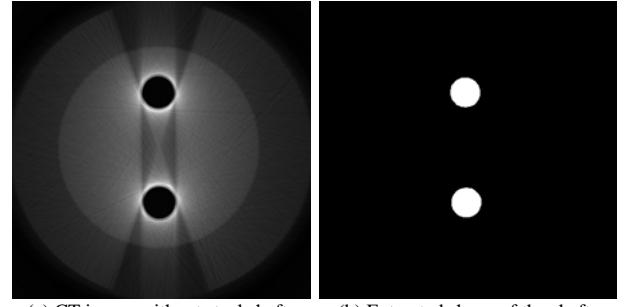


Fig. 7 Extraction of the shape of the steel shafts.

$$D_1 = |f(d+1, r) - f(d, r)| \quad (1)$$

$$D_2 = |f(d+1, r) - f(d-1, r)| \quad (2)$$

ここで、 $f(d, r)$ はシノグラムの値を示しており、 d は検出器番号、 r は X 線照射角度を表している。そして、 D_1 及び D_2 がそれぞれ平均値より大きければ金属透過データと判定する。試験片のシノグラムについて、遷移部分も含めて金属透過領域として抽出した結果を図 6 に示す。

ステップ 3【金属形状の抽出】 これまでの処理で改変されたシノグラムを逆投影(バックプロジェクション)し、得られるスライス画像では金属領域の輝度がゼロとなっていることを利用して、金属領域をマスク処理によって抽出する。図 6 に示した金属透過部分の投影データを 0 に置換したシノグラムを逆投影して得られた画像を図 7(a) に、この画像にマスク処理を施すことによって抽出した金属形状を図 7(b) に示す。

ステップ 4【金属シノグラムの作成】 前ステップで得られた金属形状に対し順投影(フォワードプロジェクション)処理を行う。これは、計算機内で仮想的に X 線を照射してシノグラムを得ることに相当する。その際、金属部分には本来よりも低い X 線吸収係数を設定することによって、他の領域との X 線吸収量に大きな差が生じないようにすることができる。今回は、金属棒 1 本あたりの X 線吸収量が樹脂部分による

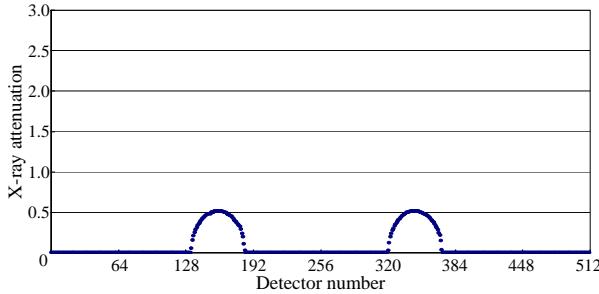


Fig. 8 Profile of the X-ray attenuation (Step 4.)

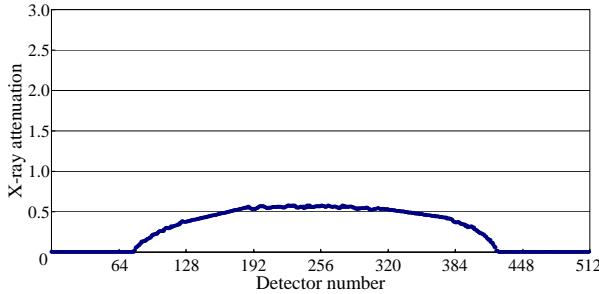


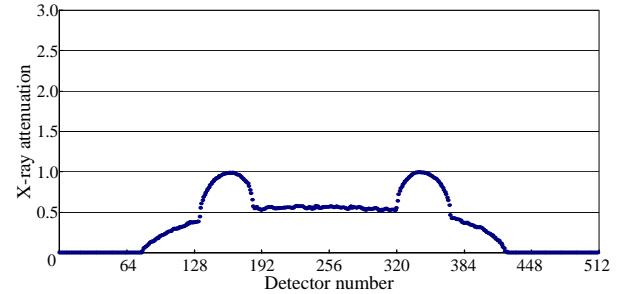
Fig. 9 Profile of the X-ray attenuation (Step 5.)

吸収量と同程度となるようにするため、金属部分のX線吸収係数に $\mu = 0.01$ を設定して仮想的なX線照射によるシノグラムを計算した。図7(b)に示した金属形状を順投影して得られた投影データを図8に示す。ここで設定した金属部分のX線吸収係数 μ は再構成画像に影響を与えるパラメータであり、被写体の構造の複雑さや材質を考慮して選定する必要がある。ただし、すでに述べたようにメタルアーチファクトの主原因は、金属領域のX線吸収量に数値的な矛盾が生じているためと考えられる。このため本論文で提案する手法のように、計算機内で仮想的にX線照射することによって金属部分に矛盾のないシノグラムを算出する手法では、 μ の設定はそれほど厳密である必要はないと考えられる。今後、 μ の値が再構成画像に与える影響については定量的に評価したい。

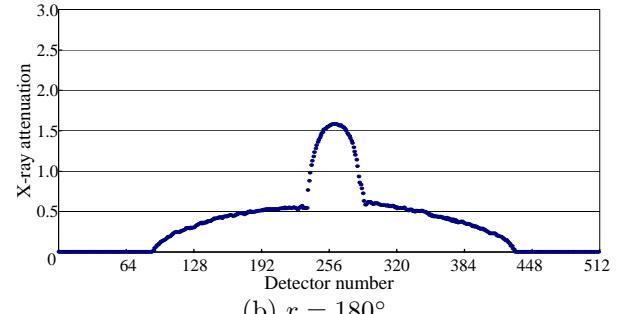
ステップ5【シノグラムの合成】 ステップ1およびステップ2において金属透過領域を0に置換したシノグラムと、ステップ4で作成したシノグラムを合成する。まず、ステップ1, 2で図6のように変更したシノグラムにおいて、0に置換された金属透過領域を直線で補間して図9のように変形する。そして、これに図8に示した金属領域だけのシノグラムを加算することによって図10に示されるシノグラムが完成する。

4. 画像再構成結果と精度評価

図1に示した試験片のスライス面1について、提案する手法を用いてシノグラムを変更し、FBP法で画像



(a) $r = 90^\circ$



(b) $r = 180^\circ$

Fig. 10 Profile of the X-ray attenuation (revised.)

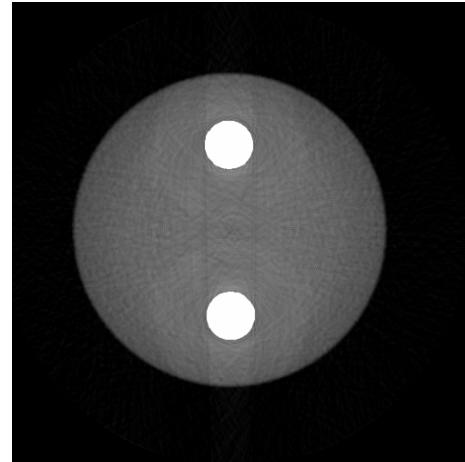
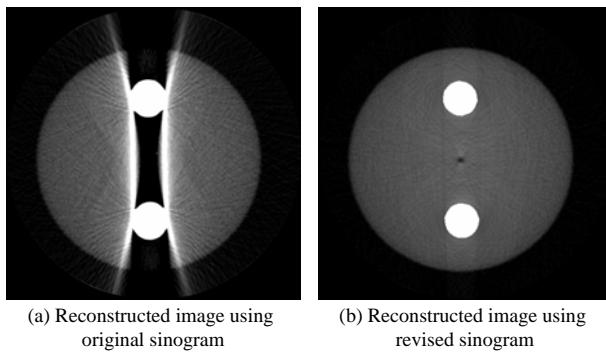


Fig. 11 Reconstructed images of the sample.

再構成を行った。図11に再構成画像を示す。今回のCT撮影では水補正を行っていないため、前述の通りCT値は絶対量ではない。そのため、図2(b)に示したオリジナルのシノグラムによる画像再構成結果と樹脂部分の輝度がほぼ同等となるように調整している。

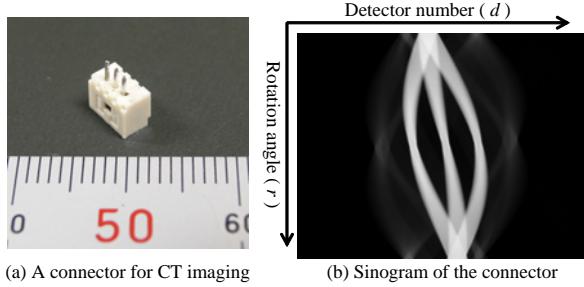
図2(b)では、2本の金属柱から激しいメタルアーチファクトが発生していたのに対し、シノグラム変更手段を適用することにより図11ではアーチファクトがほぼ完全に消去されており、樹脂部の状態を観察することが可能となっている。

次にスライス面2、すなわち試験片中央に小さな空孔が存在する面について再構成した結果を図12に示す。(a)はオリジナルのシノグラムを用いて再構成したも



(a) Reconstructed image using original sinogram
(b) Reconstructed image using revised sinogram

Fig. 12 Reconstructed images of the sample.

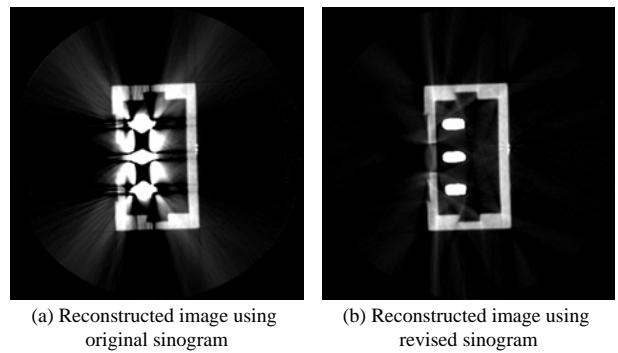


(a) A connector for CT imaging
(b) Sinogram of the connector

Fig. 13 A connector for CT imaging and its sinogram.

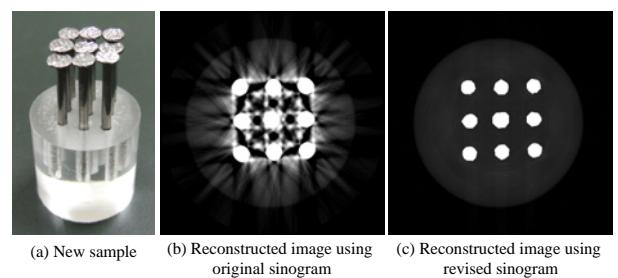
の、(b) はシノグラム改変手段を適用してから再構成した結果である。オリジナルのシノグラムを用いると図 2(b) と同様に 2 本の金属柱の間は空気と同程度の CT 値となってしまっており、この領域の樹脂に関しては検査できない状況である。しかし、提案する手法を用いることにより金属柱間の樹脂の状態も観察可能となり、中央に設けた空孔の存在を確認することができた。これは、複合デバイスの樹脂部品に関して成形時に発生するボイドや疲労試験による損傷などを確認する非破壊検査技術として提案する手法が有用であることを示唆している。

最後に、実際の工業製品への適用を考慮し、図 13 に示す 3 端子コネクタについて、提案する手法の適用を試みた。X 線の照射条件は、X 線管電圧：50kV・X 線管電流：110 μ A であり、その他の撮影条件は先に示した試験片と同一である。画像再構成結果を図 14 に示す。図 14(a) に示すオリジナルのシノグラムを再構成した場合には金属端子周囲に樹脂形状がアーチファクトによって識別不能となっている。これに対し、提案する手法を適用した図 14(b) では、若干のアーチファクトが残されているものの、樹脂形状を識別することは十分に可能である。以上の結果から、頻繁に抜き差しするコネクタの疲労状態などの検査技術として、提案する手法は非常に有効であると考えられる。



(a) Reconstructed image using original sinogram
(b) Reconstructed image using revised sinogram

Fig. 14 Reconstructed images of the connector.



(a) New sample
(b) Reconstructed image using original sinogram
(c) Reconstructed image using revised sinogram

Fig. 15 Reconstructed images of a new sample.

5. 考 察

本論文ではメタルアーチファクトを効果的に低減する手法を提案した。ただし、今回示した 2 つの試験片よりも複雑な構造を持つ被写体の場合、金属部品の形状がやや不正確に算出してしまう場合がある。

例として、アクリル円柱に 9 本のクギを挿入した試験片の場合を図 15 に示す。この試験片の場合、提案する手法を適用することによって図 15(c) に示すようにほぼ完全なメタルアーチファクトの除去を実現しており、樹脂部分の状態を観察することが可能となっている。しかし、本来は円柱形状のクギがそれぞれ多角形として画像化されてしまっているため、この点について改善が必要となっている。

このような現象が発生する原因是、本手法において金属形状を抽出する際に、金属領域を 0 に置換したシノグラムを再構成しているためである。このシノグラムでは全体として矛盾が生じているため、画像に激しいアーチファクトが発生してしまい、結果として金属形状の抽出を正しく行うことが困難となっている。今回提案した手法では簡単のため金属領域を 0 に置換したが、多数の方向からの X 線透過データを同時に考慮することにより矛盾の生じない数値に置換すればこの問題は解決すると考えられる。このことについては今後も検討を続け、メタルアーチファクトを低減するだけでなく金属形状をも正確に反映したスライス画像を出力できるよう、提案する手法を発展させたい。

6. 結 言

デバイスの非破壊検査技術としてマイクロ X 線 CT の有用性を指摘し、その際に問題となるメタルアーチファクトを低減する手法を提案した。この手法は、一般には CT 装置内部だけで処理されるシノグラムを直接的に変更するものであり、2つの被写体について効果的にアーチファクトを低減できることを示した。コネクタのように樹脂と金属からなる複合デバイスについて、本技術は樹脂部分を非破壊検査するために有用であると考えられる。

しかし前章で考察したように、被写体の構造が複雑な場合には正確な金属形状が算出できない場合があった。今後は、金属形状の抽出方法についてさらに検討を進めてより汎用性の高い手法へと改良していきたいと考えている。

謝 辞

独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) 産業技術研究助成金 (プロジェクト ID : 05A29002d) によって行われた。ここに記して感謝の意を表する。

文 献

- (1) Inou, N. et al., Individual Modeling Method Based on the X-ray CT Images (Influence of Partial Volume Effect on the Modeling), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol.69, No.677, (2003), pp.109–114
- (2) Koseki, M. et al., Individual Modeling Method Based on the X-ray CT Images (The Correction Method of CT Values Influenced by Partial Volume Effect), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol.70, No.697, (2004), pp.1170–1177
- (3) Hashimoto, S. et al., Individual Finite Element Model Based on the X-ray CT Data (Image reconstruction algorithm to reduce metal artifact), *Proceedings of the 17th Bioengineering Conference*, No.04–48, (2005–1), pp.133–134.
- (4) Koseki, M. et al., Development of the Improved X-ray CT Device for Soft Tissues (Influence of CT artifacts caused by hard tissues), *Proceedings of the 18th Bioengineering Conference*, No.05–66, (2006–1), pp.307–308.
- (5) Hounsfield, G. N., Computed Medical Imaging, *Nobel Lectures, Physiology or Medicine 1971–1980*, (1992), pp.568–586, World Scientific Publishing Co.
- (6) Wang, G. et al., Iterative Deblurring for CT Metal Artifact Reduction, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol.15, No.5, (1996), pp.657–664.
- (7) Yokoi, T., Image Reconstruction using Ordered Subsets-Expectation Maximization (OSEM) Algorithm, *Japanese Journal of Radiological Technology*, Vol.57, No.5, (2001), pp.523–529.
- (8) Wei, J. et al., X-ray CT high-density artefact suppression in cryosurgery, *Physics in Medicine and Biology*, Vol.47, (2002), pp.N319–N326.
- (9) Tuy, H. K., A Post-processing Algorithm to Reduce Metallic Clip Artifacts in CT images, *European Radiology*, Vol.3, (1993), pp.129–134.
- (10) Arai, Y. and Suzuki, M., Japanese patent, Publication number: 2001–190550.
- (11) Otsu, N., A threshold selection method from gray-level histograms, *IEEE Transactions on System, Man and Cybernetics*, Vol.9, No.1, (1979), pp.62–66.