

## OS-EM 画像再構成法を用いて X 線 CT 画像における金属アーチファクトの軽減 Metal Artifact Reduction by Ordered Subset-Expectation Maximization Reconstruction Algorithm on X-ray Computed Tomography Image

董 建† 近藤 篤† 阿部 恒介† 早川 吉彦† Sven Kannenberg‡ Cornelia Kober‡  
Jian Dong Atushi Kondo Kousuke Abe Yoshihiko Hayakawa Sven Kannenberg Cornelia Kober

### 1. まえがき

医療において、X線CT (Computed Tomography) などによる画像診断は病気の早期発見と治療方針の決定において大きなウェイトを占めている。X線CTでは多数枚の断面画像が得られる。その多数の断面画像から3次元像を得る際には、各スライスに被写体の解剖学的構造物が抽出され、その形状が適切に反映されることが重要である。それによって、骨、筋肉、臓器、血管を対象にCT値をもとにした3次元構築が可能になる。

しかし、断面内に金属製の生体材料が存在するとき、CT画像に放射状のアーチファクト (streak artifact) が生じる。このアーチファクトは金属アーチファクトとも呼ばれる。特に、歯頸口腔領域には非可撤性の義歯が存在して、高原子番号物質であるがゆえに避けがたいアーチファクトが発生する。それによって、X線CT画像上における解剖構造の描出とその観察が困難になる。

我々にこれまで研究において、ML-EM (Maximum Likelihood-Expectation Maximization) 逐次近似法を応用した金属アーチファクト軽減法を提案してきた[1, 2]。Kondoらの論文において、ストリーク・アーチファクトのない画像の投影データを使って、大量のアーチファクトのある画像を処理した[1]。対象画像と目的画像の間には7つのスライスがある (3.5mmの間隔)。この処理によって、ストリーク・アーチファクトは理想的に軽減された。しかし、対象画像と目的画像の間には大きい間隔があるため、出力画像にずれが現れた。Dongらの論文において、隣のCTスライスがほぼ同じ解剖的構造を描画する特性に着目しながら同じ逐次近似法を採用した[2]。まず、ストリーク・アーチファクトのない画像の投影データを使って、すぐ隣のスライスを処理する。この処理された画像の投影データを得て、次の画像を処理する。この方法で全部で12枚の画像を処理した。出力画像にはストリーク・アーチファクトがKondoらの方法よりやや多く残っているが、空間再現性はよくなった。

このようなML-EM法では1枚の画像を処理するために約6分かかった。この方法はCTスライス上のストリーク・アーチファクトを軽減するためには望ましいが、処理時間は長くして医療現場における臨床応用には適切ではない。

そこで今回は、おもに計算時間の短縮を図るために投影データをいくつかの組 (サブセット) に分割するOS-EM法 (ordered subsets-expectation maximization) を利用した。さらに1枚ではなく複数枚の対象画像を処理するシステムの開発も試みた。

### 2. 方法

#### (1) OS-EM法

OS-EM法はML-EM法をベースに改良された逐次近似法である。投影データをいくつかの組 (サブセット) に分割しておき、このサブセットに属するデータだけで、投影、逆投影、比較、更新を行い、それをサブセットごとに繰り返す方法である[3, 4]。したがって、

画像の更新回数 = サブセット数  $\times$  繰り返し回数  
の関係が成り立つ。投影データが24の場合のサブセットの分割例をFig.1に示す。サブセットが1の場合は一度にすべての角度の投影データ (projection data) を使うことになるので、ML-EM法と一致する。

OS-EM法の計算手順を以下に示す。

1. 検出確率  $C_{ij}$  を計算する。
2. 対象画像を初期画像として設定する。
3. あるサブセットに属する角度に対してのみ初期画像の投影を計算する。
4. 同じサブセットに属する投影データ  $y_i$  と、3で計算した投影との比を計算する。
5. 4で計算された比をサブセットに属する角度に対してのみ逆投影する。
6. 逆投影画像を確率の総和で規格化する。
7. 逆投影画像を初期画像にかけて更新画像を作成する。
8. 更新画像を初期画像として3にもどり、次のサブセットに移る。すべてのサブセットの計算が終わったら、最初のサブセットに戻して3に戻る。

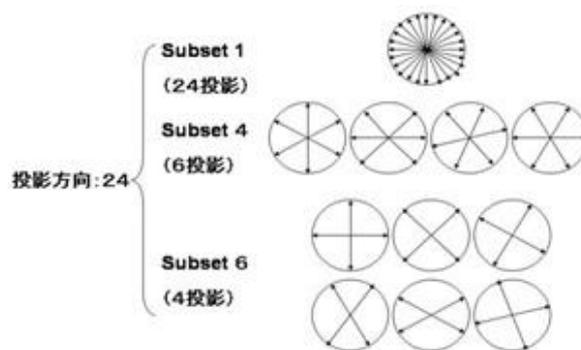


Fig.1 投影数が24の場合 Subset の分割例

† 北見工業大学情報システム工学科

‡ Faculty of Life Sciences, Hamburg University of Applied Sciences, Hamburg, Germany

(2) パラメータの設定

OS-EM 法のアルゴリズムを実行する前にサブセットや繰り返し回数を設定した。Table 1 のようにパラメータを設定して画像を再構成した。

Table 1 パラメータの設定

パラメータの種類	a	b	c	d
サブセット数	8	8	4	4
繰り返し回数	5	10	10	5

(3) 複数画像処理システム

今回開発した複数画像処理システムは逐次近似法の方針にしたがって実行した。最初にアーチファクトのない画像の投影データと各対象画像を確保するメモリを用意した。まず1枚目の画像に対して、あるサブセットに属する角度の投影データを計算する。計算された投影データとアーチファクトのない画像の投影データの比を計算して逆投影する。これをサブセットごとに繰り返す。1枚目の画像はOS-EM法を適用すれば、その画像の投影データを計算して、2枚目の画像を処理に行きます。以降、対象画像がなくなるまで実行し、全部で16枚の画像のアーチファクト軽減が実現した。

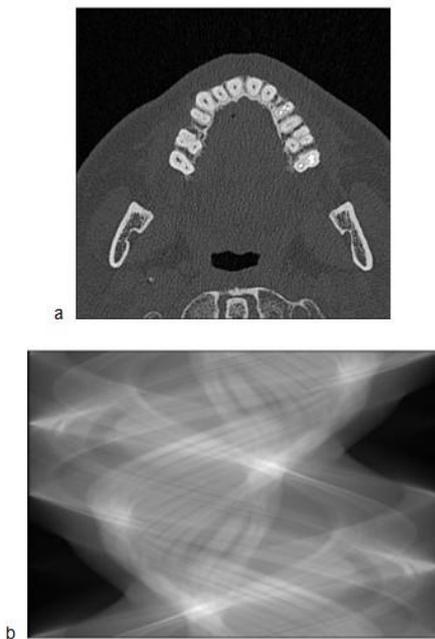


Fig.2 アーチファクトのない画像(a)とその投影データ(b)

アーチファクトのない画像とその投影データを Fig.2 に示す。各対象画像を Fig.3 に示す。Window Level と Window Width の設定は骨モードになっている。Fig.3 には、左上から右下へ行くにしたがって、わずかに現れたアーチファクトが徐々に強くなって、この領域の解剖構造の描出と観察が困難になるのがわかる。Fig.2 に示したアーチファクトのない (artifact-free) 画像は、Fig.3 の左上端の画像のすぐ左にある画像 (Head 方向で隣接する画像) である。

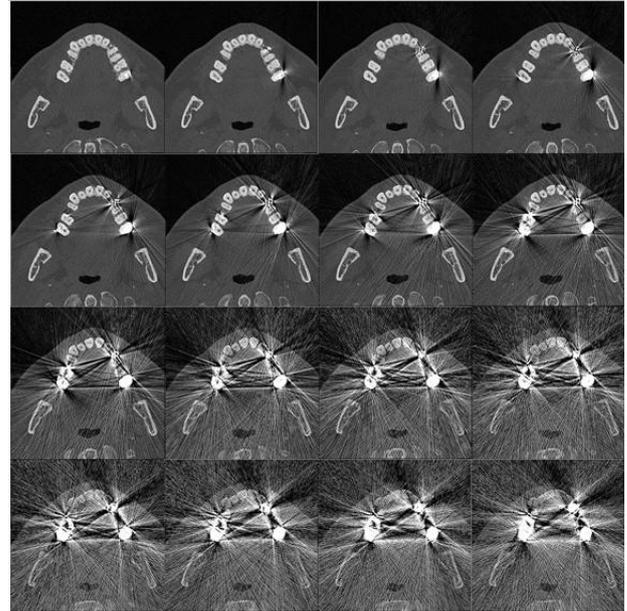


Fig.3 アーチファクトを軽減する対象とした画像

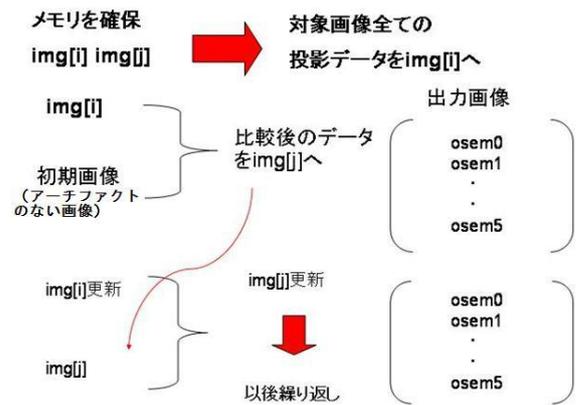


Fig.4 複数処理システムの流れ

実装したシステムを Fig.4 に示す。最初にアーチファクトのある対象画像の投影データと比較後のデータを確保するメモリを用意した。今回は対象画像の投影データを  $img[i]$  に、比較後のデータを  $img[j]$  に確保した。図中の初期画像とはアーチファクトのない画像の投影データである。これは、アーチファクトのある画像の隣にあって、それがなくかつ解剖学的抽出像の似た画像を指す。パラメータが揃うと OS-EM 処理を指定した回数分実行する。処理後、回数分の出力画像を得て、最後の実行で得た出力の投影データを  $img[j]$  に格納する。さらに次の対象画像を処理するために  $img[i]$  を更新し、 $img[j]$  の投影データとの OS-EM 処理を行う。以降、対象画像がなくなるまで実行し、複数枚によるアーチファクト軽減が実現する。複数画像処理システムの中で、前の画像が処理されたら、その画像の投影データを自動的に計

算して、次の画像を処理に行きます。こうして、画像処理の間の余計のパラメータ設定などが省略され、画像処理の高速化の一環となっている。

今回処理した画像は Siemens 社 (Erlangen, Germany) の Somatom® Plus4 Volume Zoom で撮影された MDCT (Multi-Detectors-row Computer Tomography) 画像である。鼻腔・副鼻腔部から上顎部を撮影対象とした。撮影条件は 120 kV, 130 effective mAs で、スライス厚は 0.5 mm, 画素数は 512x512 であった。上顎歯列部の歯の歯冠部から金属補綴物による強いアーチファクトが複数発生している。

### 3. 結果

Table 1 のパラメータ (a~d) にしたがって再構成した画像を Fig. 5 に示す。これらの画像は、Fig.3 に示した 16 枚の画像のうち左上から 2 枚目の画像を処理したものである。もとの画像にはストリーク・アーチファクトが比較的弱く現れている。Fig.5 (a,b,c,d) の結果によって、アーチファクトを一番軽減したのは b と判断した。Fig.3 に示した画像上では、左側上顎部の第 1 小臼歯近心部と第 2 大臼歯の頬側遠心部にストリーク・アーチファクトが観察できるが、パラメータ b において一番弱くなっているように観察できた。パラメータ a と c の結果はほぼ同じであったが b よりアーチファクトが多く残った。d の結果にはアーチファクトが最も残った。

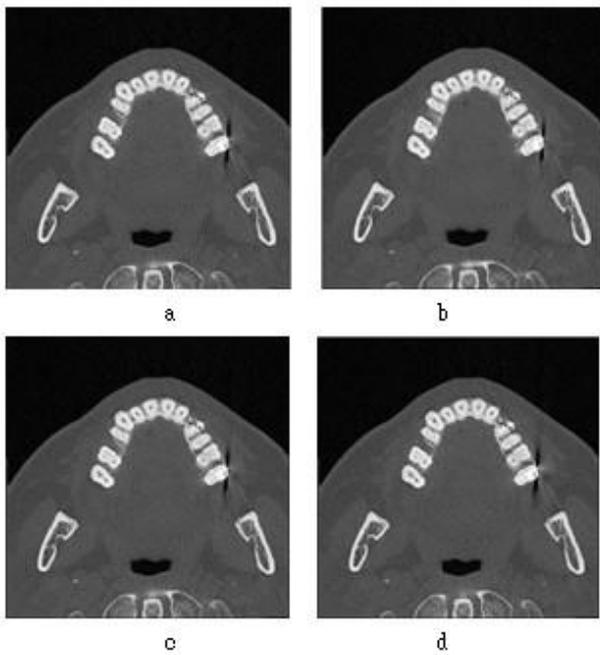


Fig.5 OS-EM 法で処理した画像。Fig. 3 のうち左上から 2 枚目の画像を Table 1 に示す 4 つのパラメータ (a~d) 処理したもの。

Table 2 に実行所要時間を示す。Table 1 にあるパラメータごとに示した。計算処理時間は、a と d では b と c の約半分である。処理時間は逐次処理の繰り返し回数で決まることは分かった。なお、OS-EM 法でサブセット数を 1 とする場合は、一度にすべての投影データを使うので ML-EM

法と同じである。この条件で繰り返し回数を 10 に設定したとき、1 枚の画像を処理する時間は約 70 秒であった。

なお、今回使用したコンピュータのパフォーマンス情報は次の通りである。

CPU: Intel® Core™ 2 Duo CPU @ 3.16GHz 2.83GHz  
OS: Windows Vista 64 bit, メモリ (RAM): 4.00GB.

Table 2 アルゴリズムの実行所要時間

パラメータの種類	a	b	c	d
サブセット数	8	8	4	4
繰り返し回数	5	10	10	5
実行所要時間 (分)	13	23	23	13

Fig.6 に示したのは b のパラメータで処理した画像である。Fig. 3 に示した 16 枚の画像を次々と処理して行った結果である。Window Level / Width の設定は骨モードのまま変更は加えていない。著しく強いアーチファクトの現れている画像では、コントラストの低下があるものの歯や顎骨の形態が把握できる程度に回復した。

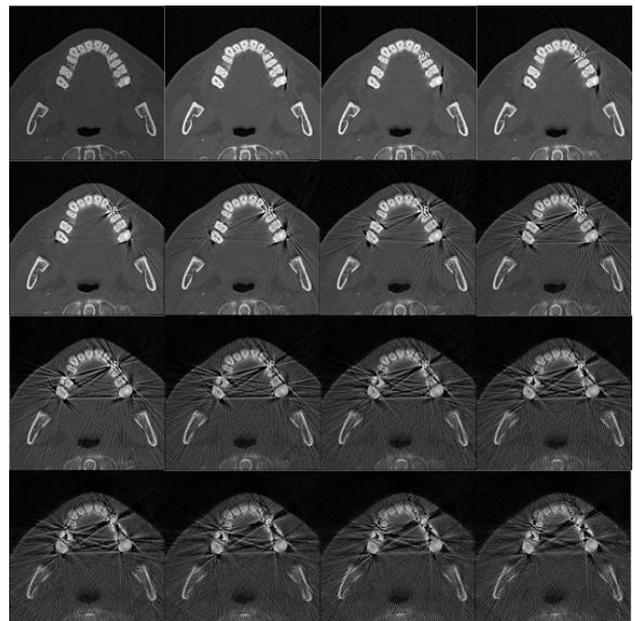


Fig. 6 OS-EM 法による複数枚処理した画像

### 4. 考察

逐次近似法である OS-EM 法によって、複数の対象画像における金属アーチファクト、雑音の軽減を行った。OS-EM 法では、サブセットに分けることによって 1 回の繰り返しで画像を更新する回数が多くなり、結果として速く収束する[5-8]。Fig.3 と Fig. 5 および Fig.6 を比較するとアーチファクトの軽減が確認できた。しかし、まだ完全な軽減には至っていないため、歯、骨あるいは臓器などの解剖学的構造が鮮明になるよう目指したい。

ML-EM 法を利用した時、1 枚の画像に対して 50 回の繰り返しで約 6 分かかった[1, 2]。しかし、今回の OS-EM 法の複数枚処理システムは、16 枚の画像を一緒に処理して、

5回の繰り返しで所要時間は13分であった。ML-EM法に比べて大幅に短縮し、より有用性のあるシステムになった。OS-EM法には、

画像の更新回数 = サブセット数 × 繰り返し回数  
の関係が成り立つ。結果からみると、この更新回数と同じであればほぼ同様な再構成画像が得られる。サブセット数の違いやそれを使用する順序の影響も実験したが、特に特徴的なものはないと考えられた。しかしながら、今のところ経験的には、なるべく離れた角度の投影データごとにサブセットを構成するのが良い結果を得ることができると考えられる。なお、サブセット数が1の場合は、一度にすべての投影データを使うことになるのでML-EM法と一致する。

今後アーチファクトがより効果的に軽減されるようなパラメータの設定や新しい方法を考案、適用したいと考えている。また、他のCT装置で異なるパラメータで撮影されたCT画像にも適用を試みている。

## 5. まとめ

歯顎口腔領域のX線CT画像に現れるストリーク・アーチファクトは、高原子番号の生体材料である金属等から発生し読像を妨げる。我々はML-EM法を使った実験に基づいて、今回はOS-EM法という統計的画像再構成法を応用してCT画像上に現れるストリーク・アーチファクトを軽減した。

その結果、OS-EM法で画像を処理したとき、ML-EM法を使用したときより、1枚あたり画像に対する処理時間は大きく短縮できた。そして、今回は複数の対象画像を1回のプログラム・イクスカーションで処理するシステムの開発も行った。これによって、何らかの手作業による入力時間が減ったため処理時間は大幅に削減できた。このような複数枚のアーチファクト軽減処理システムには臨床応用が期待できる。

## 参考文献

- [1] Kondo A., Hayakawa Y., Dong J., Honda A. Iterative correction applied to streak artifact reduction in an X-ray computed tomography image of the dento-alveolar region. *Oral Radiology*, Vol.26, No.1, pp61-65, 2010-June.
- [2] Dong J., Kondo A., Abe K., Hayakawa Y. Successive iterative restoration applied to streak artifact reduction in X-ray CT image of dento-alveolar region. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Published online at Jan. 5, 2011.
- [3] 橋本雄幸、篠原広行. C言語による画像再構成の基礎、pp251-252, pp257-260、医療科学社、東京、2006.
- [4] 工藤博幸. 逐次近似法を用いたCT画像再構成法の考え方と驚異. *Medical Imaging Technology* (日本医用画像工学会)、Vol.23, No.1, pp1-2, 2005.
- [5] Imai K, Ikeda M, Wada S, Enchi Y, Niimi T. Analysis of streak artefacts on CT images using statistics of extremes. *Br J Radiol* 80:911–918, 2007.
- [6] Veldkamp WJ, Joemai RM, van der Molen AJ, Geleijns J. Development and validation of segmentation and interpolation techniques in sinograms for metal artifact suppression in CT. *MedPhys* 37:620–628, 2010.
- [7] Prell D, Kyriakou Y, Beister M, Kalender WA. A novel forward projection-based metal artifact reduction method for flatdetector computed tomography. *Phys Med Biol* 54:6575–6591, 2009.
- [8] Rinkel J, Dillon WP, Funk T, Gould R, Prevrhal S. Computed tomographic metal artifact reduction for the detection and quantitation of small features near large metallic implants: a comparison of published methods. *J Comput Assist Tomogr* 32:621–629, 2008.