連続講座

断層映像法の基礎 第16回 MRIにおけるその他のアーチファクト

篠原 広行¹⁾・大渕 新¹⁾・坂口 和也¹⁾・今江 禄一¹⁾・薄葉 大輔¹⁾

橋本 雄幸2)

¹⁾東京都立保健科学大学 放射線学科 ²⁾横浜創英短期大学 情報処理学科

はじめに

第12回と第15回で、再構成像に混入するアーチファ クトから、被写体が動いたときに生じるモーションア ーチファクトを取り上げた。

今回は、MRIの画像再構成において再構成画像に混 入するモーションアーチファクト以外のアーチファク トについて見ていく。まずは、境界線からリング状に 波打つような筋が生じるギブスのリンギングアーチ ファクトについて解説する。次に、サンプリングの間隔 によって折り返しが出てしまうエイリアジングアーチ ファクトについて解説する。最後に、分子の構造によっ て共鳴周波数が変化することによりイメージングの 検出位置がシフトしてしまう化学シフトアーチファク トについて解説する。

リンギングアーチファクト
エイリアジングアーチファクト
化学シフトアーチファクト

1. リンギングアーチファクト

ギブスのリンギングアーチファクトは、フーリエ変 換を用いた画像に混入するアーチファクトとしてよ く知られている。このアーチファクトは、フーリエ級 数展開でのフーリエ合成の際にフーリエ級数の和を 途中で切ってしまったり、高周波成分が無くなってし まったりしたときに起こる。MRIの画像再構成では、 離散フーリエ変換を用いることはこのシリーズの中 で何度も話したが、離散フーリエ変換はフーリエ合成 そのものであり、計測データは有限であるため、その フーリエ級数の次数の和は途中で切ることになる。こ のため計測データによっては、このリンギングアーチ ファクトが顕著に現れることがある。リンギングアー チファクトの現れる様子を数式とグラフを使ってシ ミュレーションしてみる。 フーリエ級数展開は周期関数について行うことが できるが、その式は、

$$f(\mathbf{x}) = \frac{\mathbf{a}_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(\mathbf{a}_n \cos \frac{2\pi n}{T} \mathbf{x} + \mathbf{b}_n \sin \frac{2\pi n}{T} \mathbf{x} \right)$$
(1)

となる。ここで、Tは周期関数の周期に当たり、anとbnは、

$$a_{n} = \frac{2}{T} \int_{0}^{T} f(x) \cos \frac{2\pi n}{T} x \, dx \ (n = 0, 1, 2, \cdots)$$
(2)

$$b_{n} = \frac{2}{T} \int_{0}^{T} f(x) \sin \frac{2\pi n}{T} x \, dx \ (n = 0, 1, 2, \cdots)$$
(3)

から求めることができる。リンギングアーチファクト の現象が分かりやすいように、矩形波を用いてシミュ レーションする。図1に示すような x=0 で左右対称と なる矩形波を(2)、(3)式を用いてフーリエ係数を求め、 フーリエ級数展開すると、

$$f(x) = \sum_{n=1}^{\infty} (-1)^{n-1} \frac{\cos[2\pi \times (2n-1)x]}{2n-1}$$
(4)

となる。この式を分かりやすく展開すると、

$$f(x) = \cos 2\pi x - \frac{\cos 6\pi x}{3} + \frac{\cos 10\pi x}{5} - \frac{\cos 14\pi x}{7} + \frac{\cos 18\pi x}{9} - \dots$$
(5)

となる。第1項から第4項までそれぞれフーリエ合成の 計算をしたグラフを図2(a)~(d)に示す。図1(a)ではxの 範囲を-1.5から1.5までの3周期分を表示し、図1(b)では xの範囲を-0.5から0.5までの1周期分を表示したが、 図2以降ではギブスのリンギングアーチファクトを見や すくするために1周期分のみを表示する。図2を見ると 波の数が増えながら徐々に矩形波に近づいていく様子 が観察される。さらに、図3に第10項までの和と第50 項までの和を計算したグラフを示す。第10項までの和

別刷請求先:〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-10 東京都立保健科学大学 保健科学部放射線学科 篠原広行 TEL:03-3819-1211 FAX:03-3819-1406



においても矩形波の値が極端に変わっている不連続 点から波状のアーチファクトが生じている。第50項ま で計算したとしても、矩形波の不連続点からの波状の アーチファクトは消えていない。さらに特徴的なこと に、不連続点で値が大きくなるところではその値がよ り大きくなってから波打ち、小さくなるところではそ の値がより小さくなってから波打つようなオーバーシ



図4 数値ファントムの形状 画素数は128x128で、1辺は20cm。楕円の組み 合わせで作られている。

ュートが見られる。このオーバーシュートはフーリエ 合成を無限大まで続けても無くなることはなく、約9% のオーバーシュートが生じることが知られている。こ れをギブス現象と呼んでいる。

次にリンギングアーチファクトを数値ファントムの画 像でシミュレーションする。ここで用いる数値ファント ムの画像を図4に示す。数値ファントムは128×128画素 の画像とする。再構成法は、MRIの2次元フーリエ変 換法を用いる。2次元フーリエ変換法の計測データは、

$$s_{re}(k,m) = \sum_{i=-6i}^{53} \sum_{j=-6i}^{63} S(i,j) \cos[2 \times \pi \times 42.58 \times 10^{6} \times (0.1 \times 10^{-4} \times \frac{20}{128} \times i \times k \times 10^{-4} + \frac{20}{128} \times j \times m \times 10^{-6} \times 10^{-3})]$$
(6)

$$s_{im}(k,m) = \sum_{j=-6i}^{55} \sum_{j=-6i}^{56} -S(i,j)sin[2 \times \pi \times 42.58 \times 10^{6} \times (0.1 \times 10^{-4} \times \frac{20}{128} \times i \times k \times 10^{-4} + \frac{20}{128} \times j \times m \times 10^{-6} \times 10^{-3})]$$
(7)

となる。ここで、kはサンプリング点を表し、0から計 測数nまでの整数値をとり、mは位相エンコードの大 きさを表し、-n/2から n/2-1 までの整数値をとる。そ の他の数値については、第10回の2次元フーリエ変換 法のシミュレーションに詳しく載っている。今回のリ ンギングアーチファクトに関する部分は、サンプリン グ点の数と位相エンコードの数である。両者において、 その数が少ないところで打ち切ってしまうとリンギン グアーチファクトが生じることになる。ここでは、サ ンプリング点の計測数と位相エンコードの変化の数 を等しく n とおいているが、それぞれにおいて別々に 異なった数で打ち切れば、それぞれの方向にリンギン グアーチファクトが生じる。実際に、サンプリングと位 相エンコードにおいて32, 64, 128の値で計測を行った

2004年6月30日

93-(39)

場合の再構成画像を図5(a)~(i)に示す。サンプリング の方向がx方向であるため、サンプリングの数が少な い場合、縦縞のアーチファクトが生じている。また、 位相エンコードの方向がy方向であるため、位相エン コードの数が少ない場合、横縞のアーチファクトが生

じている。両者の数が等しい場合は、同心円状に波打 ったアーチファクトが生じている。このように、フー リエ空間のデータを少ないところで切ってしまうとそ の方向に波状のリンギングアーチファクトが生じる。 MRIでは、データがフーリエ空間で計測されるので、



(a) サンプリングの計測数:32 位相エンコードの数:32



(b) サンプリングの計測数:64 位相エンコードの数:32



(c) サンプリングの計測数:128 位相エンコードの数:32



(d) サンプリングの計測数:32 位相エンコードの数:64



(e) サンプリングの計測数:64 位相エンコードの数:64



(f) サンプリングの計測数:128 位相エンコードの数:64



(g) サンプリングの計測数:32 位相エンコードの数:128



(h) サンプリングの計測数:64 位相エンコードの数:128



(i) サンプリングの計測数:128 位相エンコードの数:128



図6 矩形波のフーリエ級 数展開を第10項までフー リエ合成する際に、第6項 から第10項までの値を少 しずつ小さくしながら加え たグラフ

このアーチファクトは計測数に大きく係わってくるこ とになる。

リンギングアーチファクトは、フーリエ空間での次数をいきなり切ることによって生じるので、ある程度の次数から次数を切るところまで少しずつ値を落としていくことによって、アーチファクトを軽減させることができる。図3(a)に示した第10項までのグラフにおいて、第6項から徐々に値を小さくしながら第10項

で約20%まで小さくして加えた結果を図6に示す。図 3(a)に比べると波の出方が小さくなっている。これは、 リンギングアーチファクトが軽減されたことを意味し ている。

このリンギングアーチファクトの軽減処理を数値フ ァントムシミュレーションにおいてサンプリングと位 相エンコードの数が両者とも64のときに行ったもの を図7に示す。このシミュレーションでは、フーリエ次 数の第16項から値を徐々に減少させ、第32項で約60% になるようにして加えてある。図7(a)(b)は処理を行わ ない場合のそれぞれ実部と虚部の計測データで、図 7(c)はその計測データから再構成した画像である。図 7(d)(e)はリンギングアーチファクトの軽減処理を施し た実部と虚部の計測データで、図7(f)はそのデータか ら再構成した画像である。図7(f)には、リンギングアー チファクトが軽減されている。ただし、この処理はロ ーパスフィルタの処理と同じような処理になるので、

図7 サンプリングと位相エンコードの数が両者ともに64のとき、リンギングアーチファクトの軽減処理を施さないデータ と施したデータの実部と虚部の計測データとそのデータを元に再構成した画像



(a) リンギングアーチファクトの軽減 処理を施さない実部の計測データ



(b) リンギングアーチファクトの軽減 処理を施さない虚部の計測データ



(c) (a)、(b)のデータを元に2次元 フーリエ変換で再構成した画像



(d) リンギングアーチファクトの軽減 処理を施した実部の計測データ



(e) リンギングアーチファクトの軽減 処理を施した虚部の計測データ



(f)(d)、(e)のデータを元に2次元 フーリエ変換で再構成した画像



図8 実領域でサンプリングした場合のサン プリング間隔と周波数領域の関係

軽減処理を行わない画像に比べ全体が少しぼけたよ うな画像になる。

2. エイリアジングアーチファクト

エイリアジングアーチファクトは、データのサンプ リング間隔によってフーリエ変換した領域において、 データの折り返しが出てしまう現象である。これは、 サンプリング定理としてよく知られている法則から説 明することができる。

サンプリング定理とは、アナログ信号とデジタル信 号を結びつける定理であり、「アナログ信号をデジタ ル化する場合に、アナログ信号の最大周波数の2倍以 上の周波数でサンプリングしてデジタル化すれば、元 のアナログ信号を完全に復元することができる」とい うものである。これをアナログ信号の最大周波数fmax とデジタル化のサンプリング間隔Δxとの関係に言い 換えると、「アナログ信号を完全に復元するためには、

$\Delta x = \frac{1}{2f_{\text{max}}} \tag{8}$

というサンプリング間隔でサンプリングする必要があ る」となる。

では、このサンプリング定理とフーリエ変換の関係 を考えてみる。Δxでデータをサンプリングしたとす ると、そのデータが再現できるのは最大周波数が

$$f_{max} = \frac{1}{2\Delta x}$$

(9)

の間にあるアナログ信号である。信号の最大周波数を 調べるには周波数領域を見ればよいので、元のアナロ グ信号をフーリエ変換すればよいことになる。実領域 でサンプリングした場合のサンプリング間隔と周波数 領域の関係を図8に示す。図8に示すとおり、周波数領 域では1/Δxの間隔で、帯域制限されたデータが繰り 返し並んでいると考えられる。もし、アナログ信号の 実際の最大周波数f_{max}が、サンプリング間隔で導出さ れる最大周波数よりも大きい場合、式で表すと、

$$f_{max} > \frac{1}{2\Delta x}$$
 (10)

の場合はどうなるであろうか。この場合、図9に示すように1/Δxの間隔で繰り返し並んだデータが、隣のデ ータと重なってしまう。隣のデータは、自身の逆側の データと等しいので、折り返してデータが入ってきた ことになり、この現象をフーリエ空間でのエイリアジ ングアーチファクトと呼んでいる。

MRIの計測では、フーリエ空間でサンプリングする ので、折り返しによるエイリアジングアーチファクト は再構成された画像空間に入り込んでくる。この現象 を、数値ファントムを用いたシミュレーションで再現 する。数値ファントムは図4と同じものを用いる。2次





図9 アナログ信号の実際の最大周波数 fmax が、サンプリング間隔で導出される最大周波 数よりも大きい場合のサンプリング間隔と周 波数領域の関係

元フーリエ変換法でのシミュレーションは、(6)、(7)式 を用いて行うが、この式の中では0.1msのサンプリン グ間隔でサンプリングを行い、このサンプリング間隔 に合わせて位相エンコードをかけている。サンプリン グ間隔とそれに合わせて位相エンコードを変えてデ ータを取り、再構成した画像を図10に示す。(a)はサン プリング間隔を0.1ms、(b)は0.15ms、(c)は0.2msでサン プリングしている。位相エンコードはそれぞれのサン プリング間隔に合わせて変化させている。図10(b)で は上下方向に、図10(c)では上下左右の方向に折り返し によるエイリアジングアーチファクトが見られる。

投影再構成法においては、角度方向のサンプリング が少なくなると角度方向においてエイリアジングアー チファクトが生じる。角度方向のサンプリングとは投 影数のことで、投影数が少ないということは角度方向 のサンプリング間隔が広がっていることを意味する。 角度方向のエイリアジングアーチファクトを見るため に、投影再構成法について図4に示した数値ファント ムを用いてシミュレーションを行う。投影再構成法の シミュレーションの式は、

 $s'_{re}(k,\theta) = \sum_{j=-64}^{55} S(j,\theta) \cos(2 \times \pi \times 42.58 \times 10^{6} \times 10^{-1} \times 10^{-4} \times \frac{20}{128} \times j \times k \times 10^{-3})$ (11)

$$s'_{im}(k,\theta) = \sum_{j=-64}^{63} -S(j,\theta)sin(2 \times \pi \times 42.58 \times 10^{6} \times 0.1 \times 10^{-4} \times \frac{20}{128} \times j \times k \times 10^{-3})$$
(12)

となる。ここで、kはサンプリング点を表し、0から計 測数nまでの整数値をとり、θは投影の角度を表す。 その他の数値については、第9回の投影再構成法のシ ミュレーションに詳しく載っている。θ方向の投影を 0からπにおいて128投影、64投影、32投影でデータを 取得し、FBP法で再構成した画像をそれぞれ図11(a) ~(c)に示す。図11(c)の32投影においては、角度方向の サンプリングによるエイリアジングアーチファクトが 放射状に現れている。このように、投影再構成法にお いては投影数が少ないと、角度方向にもエイリアジン グアーチファクトが生じる。

3. 化学シフトアーチファクト

被写体を構成する物質は、その分子構造によって水 素原子核が受ける静磁場の大きさが若干異なってく る。水素原子核が受ける静磁場が異なると共鳴周波数 がシフトし、再構成したときの位置情報がずれてしま う。このために生じるアーチファクトを化学シフトア ーチファクトと呼んでいる。典型的な例に水と脂肪の 違いにより生じる化学シフトアーチファクトがある。 NMR現象の角周波数と静磁場の関係は、 図10 2次元フーリエ変換法においてサンプリング間隔とそれに合わせた位相エンコードを変えてデータを取得し再構成 した画像



(a) サンプリング間隔0.1msで データを取得



(b) サンプリング間隔0.15msで データを取得



(c) サンプリング間隔0.2msで データを取得

図11 投影再構成法において投影数を変化させてデータを取得し再構成した画像



(a) 投影数を0からπにおいて 128投影でデータを取得



(b) 投影数を0からπにおいて 64投影でデータを取得



(c) 投影数を0からπにおいて 32投影でデータを取得

 $\omega_0 = \gamma B_0$

(13)

(14)

で表されるが、物質の違いによる角周波数のずれは、

$$\Delta \omega_{\rm c} = \gamma \delta B_0$$

と表される。ここで γ は磁気回転比で δ は遮断定数で ある。水と脂肪の遮蔽定数の差は、約3.5×10⁻⁶であ る。勾配磁場Gを印加したとすると、距離のずれは、

$$\Delta \mathbf{x}_{c} = \frac{\delta \mathbf{B}_{0}}{\mathbf{G}} \tag{15}$$

となる。静磁場を1T、勾配磁場を0.1G/cmとすると位置のずれは、(15)式より

$$\Delta x_{c} = \frac{3.5 \times 10^{-6} \times 1 \times 10^{4}}{0.1} = 0.35 \,(\text{cm}) \tag{16}$$

謝辞

本稿で使用したプログラムの開発は、東京都立保健科学大 学特定プロジェクト研究「生体内可視化技術に関する教育 研究支援プログラムの開発」によるものである。 ダウンロードされた論文は私的利用のみが許諾されています。公衆への再配布については下記をご覧下さい。

複写をご希望の方へ

断層映像研究会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託してお ります。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但 し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センタ ー((社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体)と包括複写許諾 契約を締結している場合にあっては、その必要はございません(社外頒布目的の複写については、許 諾が必要です)。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル 3F FAX:03-3475-5619 E-mail:info@jaacc.jp

複写以外の許諾(著作物の引用、転載、翻訳等)に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、断層映像研究会へお問い合わせください

Reprographic Reproduction outside Japan

One of the following procedures is required to copy this work.

1. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has concluded a bilateral agreement with an RRO (Reproduction Rights Organisation), please apply for the license to the RRO.

Please visit the following URL for the countries and regions in which JAACC has concluded bilateral agreements.

http://www.jaacc.org/

2. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has no bilateral agreement, please apply for the license to JAACC.

For the license for citation, reprint, and/or translation, etc., please contact the right holder directly.

JAACC (Japan Academic Association for Copyright Clearance) is an official member RRO of the IFRRO (International Federation of Reproduction Rights Organisations) .

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Address 9-6-41 Akasaka, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

E-mail info@jaacc.jp Fax: +81-33475-5619