

令和 5 年 6 月 26 日現在

機関番号：31602

研究種目：基盤研究(C)（一般）

研究期間：2020～2022

課題番号：20K04489

研究課題名（和文）スパースモデリングと最適内挿近似理論を融合した新しい信号再構成法の構築

研究課題名（英文）A new signal reconstruction method combining sparse modeling and optimal interpolation approximation theory

研究代表者

木田 雄一 (Yuichi, Kida)

奥羽大学・薬学部・准教授

研究者番号：10405996

交付決定額（研究期間全体）：（直接経費） 3,300,000円

研究成果の概要（和文）：測定対象が含有するスパース性を利用して少ない測定データからでも精度よく画像やスペクトルを再構成できるスパースモデリングの技法と、近似誤差の上限をあらゆる評価尺度において一斉に最小化すると数学的に保証された近似信号を再構成できる最適内挿近似理論を融合して、スパースモデリングの技法よりも高精度にデジタル信号を再構成できる新技法を構築した。X線CTとMRIの断層画像およびNMRスペクトルを再構成する数値実験を、それぞれ101種類ずつの相異なる標本点配置で行った結果、スパースモデリングの3技法と比較して、提案する新技法は常に高い精度で再構成できる事を確認した。

研究成果の学術的意義や社会的意義

X線CTとMRIによる断層撮影および有機化合物の構造解析に用いるNMRスペクトル測定は医療や創薬に不可欠の技術であり、測定精度の向上と測定時間の短縮の両立が常に求められている。FDA認証を取得したスパースモデリングに基づく技法よりも断層画像やNMRスペクトルを高精度に再構成できる新技法の構築は、測定時間のさらなる短縮につながり医療や創薬の発展に貢献する社会的意義がある。また、最適内挿近似理論は申請者が構築したものであるため、これをスパースモデリングと組み合わせた研究は他に例がなかった事と、最適内挿近似理論の重み関数の選択方法に対する明確な指針が得られる事には学術的な意義がある。

研究成果の概要（英文）：The construction of a new method that can reconstruct tomographic images and NMR spectra with higher precision than FDA-certified techniques based on sparse modeling has social significance in contributing to the development of medicine and drug discovery by further reducing measurement time.

In addition, since the optimum interpolation approximation theory was developed by the applicant, there has been no other research combining it with sparse modeling, and it is academically significant that a clear guideline for the selection method of the weighting function of the optimum interpolation approximation theory is obtained.

研究分野：デジタル信号処理

キーワード：最適内挿近似 スパースモデリング 圧縮センシング デジタル信号処理 MRI断層撮影 NMRスペクトル測定 X線CT断層撮影

科研費による研究は、研究者の自覚と責任において実施するものです。そのため、研究の実施や研究成果の公表等については、国の要請等に基づくものではなく、その研究成果に関する見解や責任は、研究者個人に帰属します。

1. 研究開始当初の背景

スパースモデリングをMRI断層撮影に応用したM. Lustigらの2007年の研究報告^{文献①}が注目されて以降、標本化定理で必要とされるよりも間引いて測定され断片的になったスペクトルから断層画像を再構成する研究が盛んに行われるようになった。2019年のJ.C. Yeによるサーベイ論文^{文献②}には、スパースモデリングに基づく圧縮センシング法を利用したMRI断層撮影はFDA認証を取得するほど成熟した技術となったが、スペクトルを大幅に間引いて測定する事で加速率を高めた場合における画質劣化が依然として報告されていると記載されており、MRI断層撮影の高速化と画質劣化の抑制を両立する再構成法の構築がなおも要請されていた。これに応えるため、スパースモデリングの技法で再構成されたMRI断層画像を事前情報として利用できる最適内挿近似理論に基づく再構成法によって、さらに高画質のMRI断層画像を得るという発想をした。この近似法は、再構成する対象の正しい全体像により似た波形の重み関数が与えられるほど近似精度が向上する傾向を申請者によるそれまでの研究において示していた。従って、加速率を高くして断片的で少なくなったスペクトルの情報からスパースモデリングの技法で再構成された画質の良いMRI断層画像を重み関数に利用すれば、最適内挿近似理論に基づく再構成法は、さらに高画質のMRI断層画像を再構成できると期待される。最適内挿近似理論は申請者が構築したものであるため、これをスパースモデリングと組み合わせた研究は他に例がなかった。

2. 研究の目的

X線CTとMRIによる断層撮影および有機化合物の構造解析に用いるNMRスペクトル測定は医療や創薬に不可欠の技術であり、測定精度の向上と測定時間の短縮の両立が常に求められている。これに応え本研究では、測定対象が含有するスパース性を利用して少ない測定データからでも精度よく画像やスペクトルを再構成できるスパースモデリングの技法と、近似誤差の上限をあらゆる評価尺度において一斉に最小化すると数学的に保証された近似信号を再構成できる最適内挿近似理論を融合して、スパースモデリングの技法よりも高精度にX線CTやMRIの断層画像およびNMRスペクトルなどのデジタル信号を再構成できる新技法を構築する。

3. 研究の方法

(1) 最適内挿近似の概要

この節では、申請者が構築した最適内挿近似理論を、フーリエ空間周波数スペクトル（以下、単にスペクトルと呼ぶ）の測定を間引くことによるMRI断層撮影の高速化に応用した再構成法（以下、単に最適内挿近似と呼ぶ）の概要を説明する。最適内挿近似理論は、X線投影の測定を間引くことによるCT断層撮影の高速化や低被曝化と自由誘導減衰（FID）信号の測定を間引くことによる2D NMRスペクトル測定の高速化にも応用できるが、理論展開は以下に記述するものとほぼ同じになるので、それらの記述は省略する。

MRI断層撮影の技法の一種であるパラレルイメージング（以下、PIと呼ぶ）では、撮影する人体断面に存在する組織内のプロトンから放出される核磁気共鳴信号を、空間感度分布が異なる複数の受信コイルを用いて同時並行的に測定し、単一の断層画像を再構成する。具体的には、 M 個の受信コイルの空間感度分布を $h_m(x, y)$ ($m = 0, 1, \dots, M-1$) とするとき、各受信コイルは、断層画像 $f(x, y)$ が感度分布 $h_m(x, y)$ で重み付けられたコイル画像 $h_m(x, y)f(x, y)$ のスペクトル $F_m(u, v)$ の $v = p$ における断面の波形に一致する時間関数 $k_p(t) = F_m(t, p)$ ($t = 0, 1, \dots, R_u - 1$)として核磁気共鳴信号を受信する。ただし、断層画像 $f(x, y)$ の大きさは横 R_x 画素×縦 R_y 画素、コイル画像のスペクトル $F_m(u, v)$ の大きさは横 R_u ポイント×縦 R_v ポイントとする。MRI断層撮影のパルスシーケンスにおける位相エンコードの段階で印可する傾斜磁場の角度に p の値は比例するので、この傾斜磁場の角度を少しずつ変えながらプロトンの励起とその緩和に伴って放出される核磁気共鳴信号の受信を繰り返して、 $p = 0, 1, \dots, R_v - 1$ と $t = 0, 1, \dots, R_u - 1$ におけるコイル画像のスペクトルの複素振幅 $F_m(t, p)$ を収集する。スペクトルの全域の波形が得られたら、それをフーリエ逆変換して得られるコイル画像 $h_m(x, y)f(x, y)$ を感度分布 $h_m(x, y)$ で割ることで、断層画像 $f(x, y)$ が再構成できる。しかし、上記の繰り返しにおいては、毎回、励起させたプロトンが十分に緩和するまで待つ必要があるため、それを何百回も反復するMRI断層撮影には長い時間が掛かる。この撮影時間を短縮するため核磁気共鳴信号の反復的な受信を一部省略すると、スペクトルの情報が不足するため、再構成される断層画像の画質が劣化する。このようにスペクトルの情報が不足した状態から、次式で定義される最適内挿近似 $G(u, v)$ によってMRI断層画像 $f(x, y)$ のスペクトル $F(u, v)$ の全域の波形を近似的に復元する事で、それをフーリエ逆変換して再構成される断層画像 $g(x, y)$ は、真の断層画像 $f(x, y)$ に似たものになるため、撮影時間の短縮と断層画像の画質劣化の抑制を両立できる。

$$G(u, v) = \sum_{(m,n) \in \Gamma_{mn}} F_m(u_n, v_n) \Psi_{m,n}(u, v) \quad \text{式(1)}$$

ただし、 $\Gamma_{mn} = \{(m, n) \mid m = 0, 1, \dots, M-1; n = 0, 1, \dots, N-1\}$ に対して $\sum_{(m,n) \in \Gamma_{mn}}$ は m と n に関する2重総和であり、 $\Psi_{m,n}(u, v)$ は後で定義する内挿関数である。 $F_m(u_n, v_n)$ はコイル画像のスペクトル $F_m(u, v)$ をアンダーサンプリングした標本値であり、核磁気共鳴信号 $k_p(t)$ の受信によって複素振幅の情報が得られた座標のそれぞれに0から $N-1$ まで重複と過不足なく番号を付け

て (u_n, v_n) ($n = 0, 1, \dots, N-1$) と表している。

最適内挿近似では、扱う断層画像 $f(x, y)$ の波形を、常に正の値をとり有界な重み関数 $w(x, y)$ を用いて定義される次式を満たすものだけに制限する。

$$\sum_{(x,y) \in \Gamma_{mn}} \left| \frac{f(x,y)}{w(x,y)} \right|^2 \leq A \quad \text{式(2)}$$

ただし、 $\Gamma_{xy} = \{(x, y) \mid x = 0, 1, \dots, R_x - 1; y = 0, 1, \dots, R_y - 1\}$ である。信号集合 Ξ は、上式を満たす全ての断層画像 $f(x, y)$ のスペクトル $F(u, v)$ の集合とする。

最適内挿近似 $G(u, v)$ は、近似誤差 $E(u, v) = F(u, v) - G(u, v)$ の絶対値の上限として次式で定義される $E_{\max}(u, v)$ を最小化するように、スペクトル $F(u, v)$ の全体像を復元する。

$$E_{\max}(u, v) = \sup_{F(u,v) \in \Xi} \{|E(u, v)|\} \quad \text{式(3)}$$

本研究において申請者は、 $E_{\max}(u, v)$ が次の閉形式で表せることを証明した。^{文献③}

$$E_{\max}(u, v)^2 = A \sum_{(x,y) \in \Gamma_{mn}} |w(x, y)|^2 \cdot \left| 1 - \sum_{(m,n) \in \Gamma_{mn}} h_m(x, y) e^{-j\left(\frac{2\pi}{R_x}(u_n-u)x + \frac{2\pi}{R_y}(v_n-v)y\right)} \Psi_{m,n}(u, v) \right|^2 \quad \text{式(4)}$$

上式を $\Psi_{m,n}(u, v)$ ($m = 0, 1, \dots, M-1; n = 0, 1, \dots, N-1$) で偏微分して 0 とおくと次の連立方程式が得られるので、それを解けば $E_{\max}(u, v)$ を最小化する最適内挿関数 $\Psi_{m,n}(u, v)$ が求まる。

$$\begin{bmatrix} C_{(0,0),(0,0)} & \cdots & C_{(0,0),(M-1,N-1)} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{(M-1,N-1),(0,0)} & \cdots & C_{(M-1,N-1),(M-1,N-1)} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Psi_{0,0}(u, v) \\ \vdots \\ \Psi_{M-1,N-1}(u, v) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} b_{0,0}(u, v) \\ \vdots \\ b_{M-1,N-1}(u, v) \end{bmatrix} \quad \text{式(5)}$$

ただし、

$$C_{(k,p),(m,n)} = \sum_{(x,y) \in \Gamma_{xy}} |w(x, y)|^2 h_m(x, y) \overline{h_k(x, y)} e^{-j\left(\frac{2\pi}{R_x}(u_n-u_p)x + \frac{2\pi}{R_y}(v_n-v_p)y\right)} \quad \text{式(6)}$$

$$b_{k,p}(u, v) = \sum_{(x,y) \in \Gamma_{xy}} |w(x, y)|^2 \overline{h_k(x, y)} e^{-j\left(\frac{2\pi}{R_x}(u-u_p)x + \frac{2\pi}{R_y}(v-v_p)y\right)} \quad \text{式(7)}$$

本研究において申請者は、こうして求めた最適内挿関数 $\Psi_{m,n}(u, v)$ を用いて式(1)で定義される最適内挿近似 $G(u, v)$ は、以下の性質がある事を数学的に証明した。^{文献③}

$$E_m(u_n, v_n) = 0 \quad \text{式(8)}$$

$$\Xi_E \subseteq \Xi \quad \text{式(9)}$$

$$\sup_{F(u,v) \in \Xi} \{\beta[\hat{E}(u, v)]\} \geq \sup_{F(u,v) \in \Xi} \{\beta[E(u, v)]\} \quad \text{式(10)}$$

ただし、フーリエ変換演算子 \mathfrak{F} と近似誤差 $E(u, v)$ のフーリエ逆変換である $e(x, y)$ を用いて定義される $E_m(u_n, v_n) = \mathfrak{F}\{h_m(x, y)e(x, y)\}(u_n, v_n)$ は近似誤差 $E(u, v)$ の標本値であり、 Ξ_E は近似誤差 $E(u, v)$ の集合であり、 β は負にならない任意の評価尺度であり、 $\hat{E}(u, v)$ は最適内挿近似 $G(u, v)$ の定義で用いたものと同じ標本値の集合 $\{F_m(u_n, v_n) \mid m = 0, 1, \dots, M-1; n = 0, 1, \dots, N-1\}$ に基づいて $F(u, v)$ を近似する任意の線形/非線形の関数/汎関数/作用素である。式(9)は信号集合 Ξ に近似誤差の集合 Ξ_E が含まれるため近似誤差 $E(u, v)$ に対する最適内挿近似 $G(u, v)|_{F(u,v)=E(u,v)}$ が計算できる事を示しており、式(8)と式(1)から $G(u, v)|_{F(u,v)=E(u,v)} = 0$ になる事が分かる。従って、近似誤差 $E(u, v)$ に対する最適内挿近似 $G(u, v)|_{F(u,v)=E(u,v)}$ の近似誤差 $E(u, v)|_{F(u,v)=E(u,v)}$ は元の $E(u, v)$ そのものになるため近似誤差の集合 Ξ_E が拡大する事はなく、それを含む信号集合 Ξ も式(1)で定義されたものから拡大する事はないと分かる。式(10)はこれらの事実から導出される関係式であり、最適内挿近似 $G(u, v)$ の誤差 $E(u, v)$ は任意の評価尺度 β の上限において、ほかのいかなる近似の誤差 $\hat{E}(u, v)$ と比べても、常に同じかより小さくなる事、即ち、最適内挿近似 $G(u, v)$ は任意の上限評価尺度において常に誤差を最小にする高い精度を持つ事を示している。

(2) スパースモデリングと最適内挿近似理論を融合した新しい再構成法の概要

これまでの申請者による研究から、最適内挿近似 $G(u, v)$ は、再構成の対象とする特定の断層画像 $f(x, y)$ により似た波形の重み関数 $w(x, y)$ が与えられる程、近似誤差は減少する傾向を示していた。そこで本研究では、少ない情報から高精度な画像を得られるとの研究報告が多いスパースモデリングの技法で再構成した断層画像 $f_{\text{SPM}}(x, y)$ を重み関数 $w(x, y)$ として用いる。具体的には、ウェーブレット展開係数の L^0 ノルム制約下で残差の L^2 ノルム最小化を行う CoSAMP 法^{文献④}、低ランク近似を行う LORAKS 法^{文献⑤}、 L^1 ノルムと総変動ノルムの正則化を行う SFISTA 法^{文献⑥}という異なる特徴をもつ3種類を採用した。本研究で構築する新しい再構成法は、スパースモデリングのこれらの技法の何れかで再構成した断層画像 $f_{\text{SPM}}(x, y)$ を重み関数 $w(x, y)$ に用いた最適内挿近似 $G(u, v)$ で断層画像のスペクトル $F(u, v)$ の全体像を近似的に復元し、それ

をフーリエ逆変換して断層画像 $g(x,y)$ を再構成するものである。この提案法が再構成した断層画像 $g(x,y)$ が、スパースモデリングの技法で再構成して重み関数 $w(x,y)$ に用いた断層画像 $f_{\text{SpM}}(x,y)$ よりも高精度になる事を、数値実験によって検証する。

4. 研究成果

CoSAMP 法、LORAKS 法および SFISTA 法を含むスパースモデリングのほとんどの技法は、ランダムな標本点配置でサンプリングを行う。標本点配置のパターンが変わればスパースモデリングの技法が再構成する断層画像 $f_{\text{SpM}}(x,y)$ の精度は変わりうるし、それを重み関数 $w(x,y)$ に用いる最適内挿近似 $G(u,v)$ が再構成する断層画像 $g(x,y)$ の精度も変わりうる。そこで、101 種類の相異なる標本点配置において断層画像を再構成する数値実験を行って精度を検証した。

(1) MRI 断層画像の再構成を対象とした数値実験の結果

図1に示す 128×128 画素で 256 階調グレイスケールの脳矢状断層画像 $f(x,y)$ を対象として、図10に示す空間感度分布をもつ4個の受信コイルから収集されたコイル画像のスペクトルの標本値の集合 $\{F_m(u_n, v_n)\}$ から CoSAMP 法、LORAKS 法および SFISTA 法によって再構成した断層画像 (図2~4) と、それらを重み関数 $w(x,y)$ に用いて同じ標本値の集合 $\{F_m(u_n, v_n)\}$ から最適内挿近似によって再構成した断層画像 (図6~8) の近似誤差を比較した。標本点配置は、0 から 100 までの実験番号をランダムシードにして、2次元正規分布に従ってランダムに座標を抽出したのち、1次元正規分布に従ってランダムに抽出した行にある座標のみを標本点として残した。このとき、スペクトルの定義域をはみ出した座標も標本点配置から除外するので、標本点の個数は毎回異なる。それらのサンプルレートは図9に示すように最小 25.2%、平均 26.5%、最大 27.8% であった。図5に標本点配置の一例を示す。図2~8は全て、101回行った数値実験のうち実験番号0における結果である。CoSAMP 法で再構成した 101 枚の断層画像と、それを重み関数に用いた最適内挿近似で再構成した 101 枚の断層画像の平均絶対誤差 (MAE) と平均 2 乗誤差 (MSE) をプロットしたものを図11~12に示す。CoSAMP 法の断層画像とそれを重み関数に用いた最適内挿近似の断層画像の誤差をそれぞれ \times 印と $+$ 印で表し、それらの間をオレンジ色の縦線で結んでいる。この縦線の長さは、最適内挿近似によって断層画像の精度が向上した度合を示す。CoSAMP 法の MAE の値は、図11の実験番号36のように非常に大きくなる場合があった。図12は CoSAMP 法の MSE のプロットであるが、実験番号36の MSE の値は非常に大きくなったのでプロット範囲外にある。LORAKS 法の断層画像とそれを重み関数に用いた最適内挿近似の断層画像の MAE と MSE を図13~14に示す。SFISTA 法の断層画像とそれを重み関数に用いた最適内挿近似の断層画像の MAE と MSE を図15~16に示す。これらの結果から、スパースモデリングの3技法に比べて最適内挿近似は、MAE でも MSE でも常に、より高精度の断層画像を再構成する事が確認できた。

(2) NMR スペクトルの再構成を対象とした数値実験の結果

時間短縮のため間引いて測定され断片化した 2D FID 信号から NMR スペクトルを再構成する数値実験において、スパースモデリングの3技法で再構成した NMR スペクトルと、それらを重み関

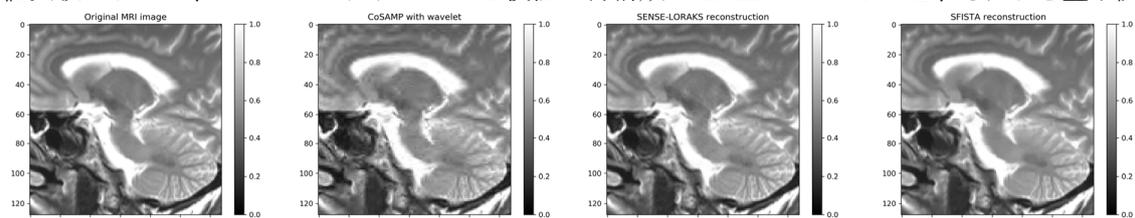


図1 真の断層画像

図2 CoSAMP法

図3 LORAKS法

図4 SFISTA法

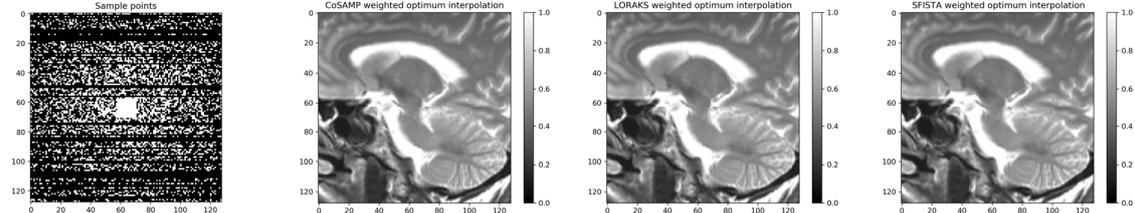


図5 標本点配置

図6 CoSAMP+
最適内挿近似

図7 LORAKS法+
最適内挿近似

図8 SFISTA+
最適内挿近似

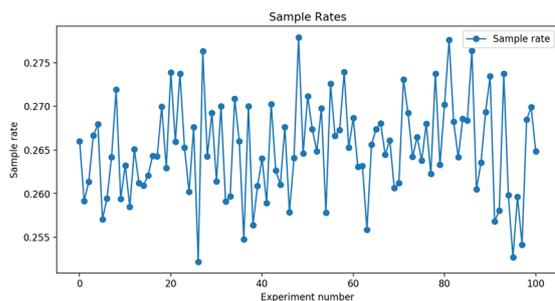


図9 MRI断層画像の再構成実験のサンプルレート

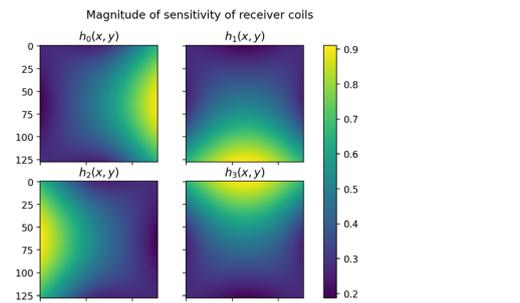


図10 受信コイルの空間感度分布

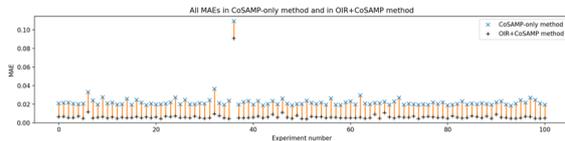


図11 CoSAMP法と最適内挿近似のMAE

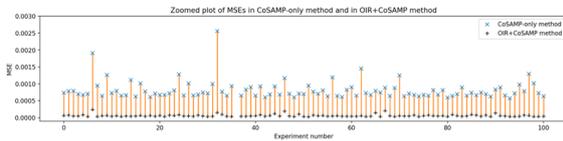


図12 CoSAMP法と最適内挿近似のMSE

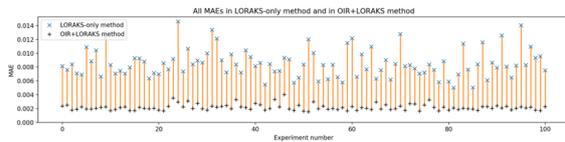


図13 LORAKS法と最適内挿近似のMAE

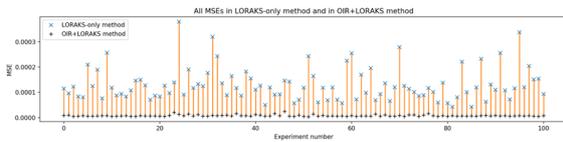


図14 LORAKS法と最適内挿近似のMSE

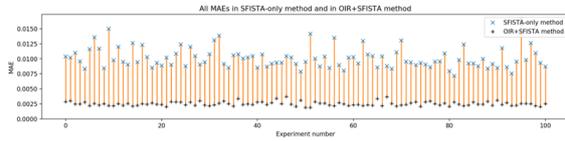


図15 SFISTA法と最適内挿近似のMAE

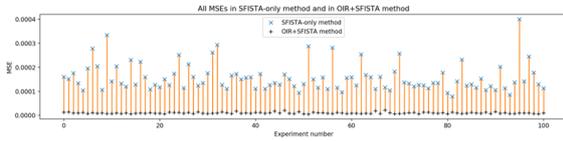


図16 SFISTA法と最適内挿近似のMSE

数に用いた最適内挿近似で再構成した NMR スペクトルの MAE の分布と MSE の分布を図 17 に示す。この実験においても、スパースモデリングの3技法に比べて最適内挿近似は、MAE でも MSE でも常に、より高精度の NMR スペクトルを再構成する事が確認できた。

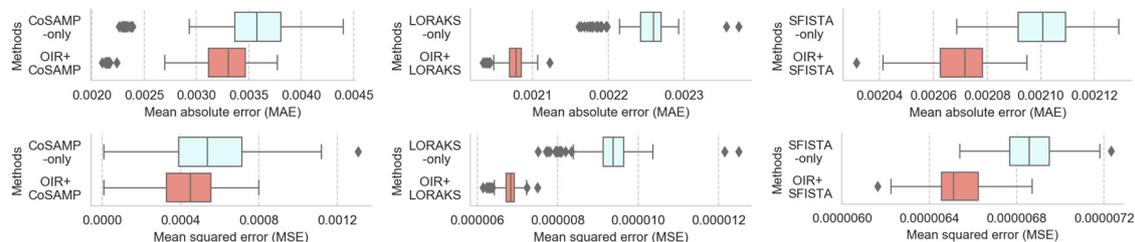


図17 NMRスペクトルの再構成におけるCoSAMP法(左)とLORAKS法(中央)とSFISTA法(右)とそれらに最適内挿近似を融合した再構成法のMAEの分布(上)とMSEの分布(下)

(3) X線 CT 断層画像の再構成を対象とした数値実験の結果

被爆低減のため角度を間引いて撮影され断片化した投影データから CT 断層画像を再構成する数値実験において、スパースモデリングの3技法で再構成した CT 断層画像と、それらを重み関数に用いた最適内挿近似で再構成した CT 断層画像の MAE の分布と MSE の分布を図 18 に示す。この実験においても、スパースモデリングの3技法に比べて最適内挿近似は、MAE でも MSE でも常に、より高精度の CT 断層画像を再構成する事が確認できた。

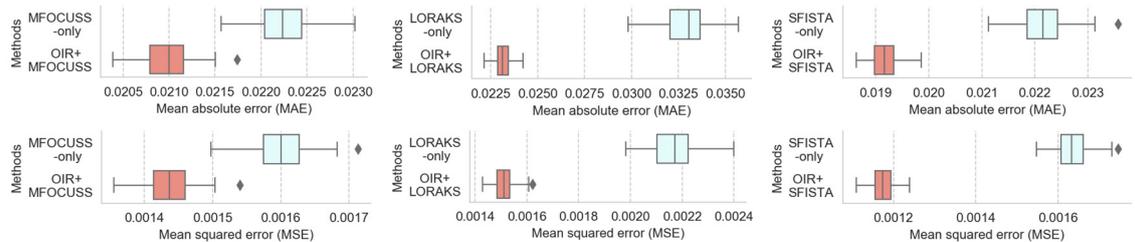


図18 X線CT断層画像の再構成におけるMFOCUSS法(左)とLORAKS法(中央)とSFISTA法(右)とそれらに最適内挿近似を融合した再構成法のMAEの分布(上)とMSEの分布(下)

<引用文献>

- ① M. Lustig, D. Donoho and J.M. Pauly, "Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging," *Mag. Res. Med.*, vol.58, 2007, pp.1182-1195.
- ② J.C. Ye, "Compressed sensing MRI: a review from signal processing perspective," *BMC Biomed Eng.*, vol.1, 2019, pp.1-17.
- ③ Y.Kida and T.Kida, "Theory of the optimum interpolation reconstruction and an application for Parallel MRI," *Proc. of International Symposium on Information Theory and Its Applications (ISITA)*, 2022, pp.24-28.
- ④ D. Needella and J.A. Tropp, "CoSaMP: Iterative signal recovery from incomplete and inaccurate samples," *Appl. Comput. Harmon. Anal.*, vol.26, no.3, 2009, pp.301-321.
- ⑤ Justin P. Haldar, "Low-rank modeling of local k-space neighborhoods (LORAKS) for constrained MRI," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.33, no.3, 2014, pp.668-681.
- ⑥ A. Beck and M. Teboulle, "Smoothing and First Order Methods: A Unified Framework," *SIAM J.*, vol.22, no.2, 2012, pp.557-580.

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計2件（うち査読付論文 2件 / うち国際共著 0件 / うちオープンアクセス 0件）

1. 著者名 Yuichi Kida and Takuro Kida	4. 巻 1
2. 論文標題 Theory of the optimum interpolation reconstruction and an application for 2D NMR spectroscopy	5. 発行年 2021年
3. 雑誌名 Proceedings of 2021 IEEE 3rd Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech)	6. 最初と最後の頁 529-533
掲載論文のDOI（デジタルオブジェクト識別子） 10.1109/LifeTech52111.2021.9391779	査読の有無 有
オープンアクセス オープンアクセスではない、又はオープンアクセスが困難	国際共著 -

1. 著者名 Yuichi Kida and Takuro Kida	4. 巻 1
2. 論文標題 Theory of the optimum interpolation reconstruction and an application for Parallel MRI	5. 発行年 2022年
3. 雑誌名 Proceedings of 2022 International Symposium on Information Theory and Its Applications (ISITA)	6. 最初と最後の頁 24-28
掲載論文のDOI（デジタルオブジェクト識別子） なし	査読の有無 有
オープンアクセス オープンアクセスではない、又はオープンアクセスが困難	国際共著 -

〔学会発表〕 計4件（うち招待講演 0件 / うち国際学会 2件）

1. 発表者名 Yuichi Kida and Takuro Kida
2. 発表標題 Theory of the optimum interpolation reconstruction and an application for 2D NMR spectroscopy
3. 学会等名 2021 IEEE 3rd Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech)（国際学会）
4. 発表年 2021年

1. 発表者名 木田 雄一、石山 玄明
2. 発表標題 NESTA法と最適内挿近似に基づくHMQCスペクトル再構成法の性能評価
3. 学会等名 日本薬学会第142年会
4. 発表年 2022年

1. 発表者名 Yuichi Kida
2. 発表標題 Theory of the optimum interpolation reconstruction and an application for Parallel MRI
3. 学会等名 2022 International Symposium on Information Theory and Its Applications (ISITA) (国際学会)
4. 発表年 2022年

1. 発表者名 木田雄一
2. 発表標題 圧縮センシングと最適内挿近似に基づくMRI断層画像法
3. 学会等名 第61回日本薬学会東北支部大会
4. 発表年 2022年

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
---------------------------	-----------------------	----

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8. 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

共同研究相手国	相手方研究機関
---------	---------