

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 28 年 5 月 30 日現在

機関番号：13201

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2013～2015

課題番号：25540066

研究課題名(和文)MRIの空間分解能に関する磁場強度の依存性を低下させる革新的信号処理技術の開発

研究課題名(英文)Development of innovative signal processing for reducing the dependence of the magnetic field strength on the spatial resolution of the MRI

研究代表者

廣林 茂樹(Hirobayashi, Shigeki)

富山大学・大学院理工学研究部(工学)・教授

研究者番号：40272950

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,900,000円

研究成果の概要(和文)：近年、磁気共鳴を利用したコンピュータ断層撮影技術であるMRIが活発に研究されている。MRIの分解能は磁場強度に依存しており、高分解能を達成するには高磁場が必要となる。これは、MRデータの解析にFFTが利用されているからである。そこで、本研究ではFFTよりも高精度に解析できるNHAに着目し、これまで観察できなかった微細領域の可視化について検証した。

その結果、コンピュータシミュレーションで超低磁場を想定した場合、NHAはFFTよりも位置誤差のばらつきを1/2以下に抑制できることがわかった。

研究成果の概要(英文)：In recent years, MRI that is a digital tomography technique using magnetic resonance has been actively studied. The resolution of MRI depends on the magnetic field strength; to achieve high resolution is required high magnetic field. This is because MR data analyzed by the FFT. Accordingly, we have focused on the NHA which can be analyzed with a high accuracy than the FFT, and verified visualization of microscopic regions that could not be observed until now in this study.

As a result, when assume an ultra-low magnetic field by computer simulation, it found that NHA can be suppressed the variation of the position error than FFT to 1/2 or less.

研究分野：信号処理

キーワード：医用工学

1. 研究開始当初の背景

近年、医療機器の発展に伴い、断層撮影技術が重要となってきた。特に、Magnetic Resonance Imaging (MRI) は磁気共鳴を利用した断層撮影技術であり、活発に研究されている。MRI は 3 次元に撮像するため、多様な角度から内部構造を観察可能であることや、放射線被爆がないという利点がある。しかし、MRI には長い撮像時間が必要であること、体内に金属が存在すると撮像できない、骨の異常が不明瞭であるといった欠点も存在する。MRI は磁気共鳴を利用することから、人体の全身を撮像可能であり、利用用途は断層撮影装置において最も多岐にわたる。なかでも、造影剤を注入せずに非侵襲で血管像を可視化できることは大きな特徴である。

申請者は、音や画像、映像などに関する信号処理の専門家であり、現在世界最高精度を有する信号解析法 NHA(Non-Harmonic Analysis) の発明者でもある(特願 2007-243858、JST の支援を受け PCT 国際出願)。既に、MRI 以外の断層撮影技術においては、医療用断層撮影技術 OCT (Optical Coherence Tomography : 近赤外線を用いたレーザー干渉計測装置であり、1 次元信号の解析により断層撮影を可能にしている) に応用したものは、センシングハードウェアをそのままに内部の解析技術を変更することで、下図のような超分解能を実現する革新的な新解析技術も発明した(特願 2009-069632)。既存のハードウェアの性能を信号解析ソフトウェアの性能で、極限まで高められたことは画期的な成果であった。

2. 研究の目的

本研究期間内では、MRI に対し、NHA 応用の可能性に関して基礎的な検討を行う。具体的には、MRI 解析に応用するために、NHA の 2 次元化の基礎的な検討と仮想的な計算機シミュレーションデータを用いて検証実験を行う。また、NHA の解析精度は、現在世界最高精度であるが、計算量が多いため実装化に関しては、難しい課題が多く残っていた。しかし、最近の GPU を使った並列化による負荷分散の組み込み実装化技術により、リアルタイムに近い計算ができる可能性がでてきた。1 次元信号の解析で最大処理速度も 1000 分の 1 程度まで落とせることもわかっており、さらに 2 次元信号を解析するため、この挑戦的萌芽研究により、多次元解析の基礎技術を確立する。

3. 研究の方法

本研究では、申請者が開発した高精度周波数解析法である NHA を用いて、超低磁場を想定した解析を行った。NHA は対象信号とモデル信号の差を評価関数として、最小二乗法を解くことにより、フーリエ係数の推定を行う。本研究で扱っている MR 信号は、計測機器の特性上、複素数信号となっている。そ

のため、NHA のモデル信号を複素信号とし、2 次元信号解析に拡張した。

従来、MR 信号の解析には FFT が用いられてきた。そのため、FFT で再構成された MR 画像の空間分解能は解析窓長に依存する。これはフーリエ変換によって、信号が複数の sin 波と cos 波の合成波で表現できると仮定しているからである。解析信号の基本波は解析窓長によって決定され、周波数分解能は $1/T$ となる。したがって、類似するスペクトルを持つ信号の分解には、大きな解析窓長が必要となる。FFT ではスペクトルを sinc 関数で表現している。整数周期信号を FFT で解析すると、1 本のスペクトルとして表現される。これは、sinc 関数の節部分と分解能が合致し、離散的に 1 本のスペクトルとして表現されるからである。しかし、非整数周期信号を解析した場合、sinc 関数の節と分解能が合致せず、サイドローブが発生する。サイドローブは互いに干渉し、解析結果の精度低下を引き起こす。

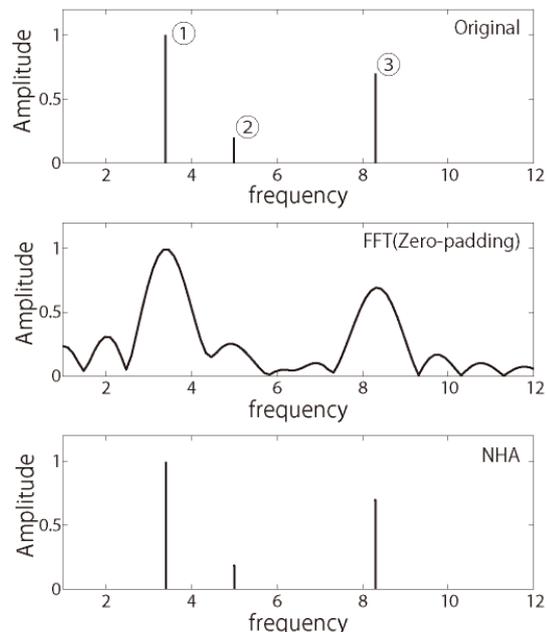


図 1. 解析手法によるサイドローブの干渉

解析手法によるサイドローブの干渉を図 1 に示す。図 1 の上段が元の周波数スペクトルであり、中段が FFT で解析した結果、下段が NHA で解析した結果である。図 1 より、FFT で解析した場合、1 と 3 のスペクトルは判別可能であるが、2 のスペクトルは 1 と 3 のスペクトルのサイドローブに埋もれ、判別が困難になっている。一方、NHA のような高精度解析手法を用いて、図 1 のようなスペクトル特性を持つ信号を解析すると、元のスペクトル特性を正確に解析することが可能となる。図 1 のようなサイドローブの干渉は、MR 画像において本来存在しないアーティファクトの発生や振幅値の低下に繋がる可能性がある。また、類似スペクトルが融合されることにより、微細な変化が平滑化され、詳

細に極小領域を観察することは困難である。つまり、FFTで高分解能を達成するには、十分な解析窓長を確保し、サイドロープの干渉を抑制することが必要である。MRIにおいて十分な解析窓長を達成するには、高磁場が必要となり、装置の大型化やコスト増加という問題に繋がる。

本研究では、理想的な超低磁場環境を想定するため、コンピュータシミュレーションによって、仮想的な低磁場データを作成し分解能に関する定量評価を行った。

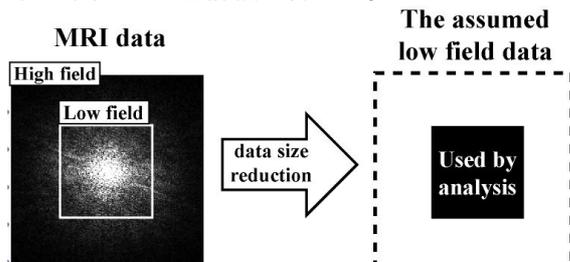


図2. 磁場強度と計測データサイズの関係

MR信号の磁場強度とデータサイズの関係を図2に示す。図2より、計測空間のデータサイズは磁場強度によって変化する。本実験では高磁場データの中心部を切り出すことで仮想的な低磁場データを作成した。高磁場データを基に低磁場データを作成することで、ファントムの正確な位置を把握することができる。生体実験では、対象物の正確な位置を把握することは不可能であり、再構成画像の位置情報を厳密に評価することは困難である。そのため、解析手法による位置誤差を評価するには、コンピュータ上で作成したファントムを用いることが良いと考えた。

4. 研究成果

本研究では、コンピュータシミュレーションによって、仮想的な低磁場データを作成しFFTとNHAの分解能に関して評価した。実験では、高磁場MRIで得られる画像サイズを128×128とし、視野範囲は12.7cmとした。想定した磁場強度は3Tであり、ファントムは血管を模した斜線ファントムとした。計測空間データのサイズをオリジナルに対し1/2、1/4、1/8に変化させ、FFTとNHAによって解析した。斜線ファントムによる実験結果を図3に示す。図3(a)がオリジナルのファントムであり、(b) (d) (f)がFFTによる解析結果、(c) (e) (g)がNHAによる解析結果である。また、(b) (c)は計測空間データのサイズを1/2、(d) (e)は1/4、(f) (g)は1/8にして解析した結果である。さらに、表1に斜線ファントムと各手法による解析結果との標準偏差を示す。なお、標準偏差は斜線ファントムと解析結果の距離誤差を基に算出したため、解析点数によって正規化を行った。

図3より、FFTによる解析では、計測空間サイズを縮小することで、分解能が不足し、画素が粗くなっていることがわかる。また、

計測空間を1/2に縮小した時点でサイドロープが発生し、斜線の一部が幅広に表現されている。サイドロープの発生は、計測空間の縮小率を大きくすることで顕著になり、細い線が太い線として画像化される。さらに、分解能不足によってオリジナルの斜線が階段状に表現されており、部分ごとに接続が途切れている。縮小率が最も大きい1/8の場合は、斜線が2本の線として表現され、解析結果からオリジナルの斜線を復元することは困難である。これは、FFTが積分系の手法のためである。FFTでは、解析窓長によって決定された分解能で解析信号を分解するので、分解能以下の部分を表現できない。その結果、表現できない信号がサイドロープとして周囲の画素に分散し、解析窓長によって決定された画素値に重畳されている。一方NHAの結果では、FFTに比べ、サイドロープが大幅に抑制されており、縮小率に関わらず斜線の接続が滑らかである。これは、NHAが窓長に依存し難く、高分解能を維持したまま正確に解析を行っているからである。また、表1より、標準偏差による数値評価では、1.5Tを想定した場合、FFTとNHAに大きな差はない。しかし、0.375Tを想定した場合は、FFTはNHAに比べ2倍以上のばらつきがあることがわかった。NHAが正確に解析できた要因として、斜線ファントムが単純な形状をしているためだと考えている。斜線ファントムの場合、計測空間サイズを1/8まで縮小しても、解析窓内にカーブフィッティングで分解可能な信号が残っていたため、NHAで正確に解析可能であった。

表1. 作成したファントムと各手法による解析結果の標準偏差

想定磁場強度[T] (計測空間の縮小率)	標準偏差[mm]	
	FFT	NHA
1.5(1/2)	0.775	0.565
0.75(1/4)	1.217	0.787
0.375(1/8)	1.992	0.837

撮像データに対して、超低磁場を想定した実験も行った。データは、3T MRIで撮像された脳であり、画像サイズ384×384、視野範囲は38.4cmである。実験では、計測空間をコンピュータ上で1/8に縮小し、NHAとFFTで解析した。実験結果を図4に示す。図4(a)がオリジナルデータであり、(b)が(a)の白枠部分を拡大した画像、(c) (d)がNHAとFFTの結果である。なお、NHAの解析結果は、手法の特性上、散布点で表現されるため、ローパスフィルターによる補間を行った。図4より、NHAとFFTの両手法の結果において、細かい血管や複数の血管が重なっている複雑な構造を表現できていないことがわかる。これは、FFTの場合、超低磁場化によって細い血管のスペクトルが、太い血管のサイドロープと合成され、平均化されたためだと考える。

また、複数の血管が絡み合う部分に関してサイドローブが干渉し、平滑化されている。NHA に関して、同様の傾向が見られ、細い血管や複雑な構造を捉えることは困難であった。ただし、太い血管に関しては FFT と NHA で差が見られた。FFT は k 空間の縮小によって、分解能が不足し太い血管も平滑化されていることがわかる。その結果、太い血管と背景の判別が難しく、血管がどのように接続されているかも不明瞭である。一方、NHA では、FFT に比べ太い血管の輪郭が滑らかに表現されていることがわかる。これは、NHA がサイドローブを発生し難い手法であるため、太い血管のスペクトルと周囲のスペクトルの干渉を抑制できたためである。以上の結果より、超低磁場を想定した場合、NHA は FFT に比べ、

高精細な画像を提供できる可能性がある。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔学会発表〕(計 1 件)

長谷川昌也、NHA を利用した低磁場 MRI の画像高精細化に関する検証、電子情報通信学会・画像工学研究会、2015 年 11 月 13 日、崇城大学(熊本県・熊本市)

6. 研究組織

(1) 研究代表者

廣林 茂樹 (HIROBAYASHI, Shigeki)

富山大学・その他の研究科・教授

研究者番号：40272950

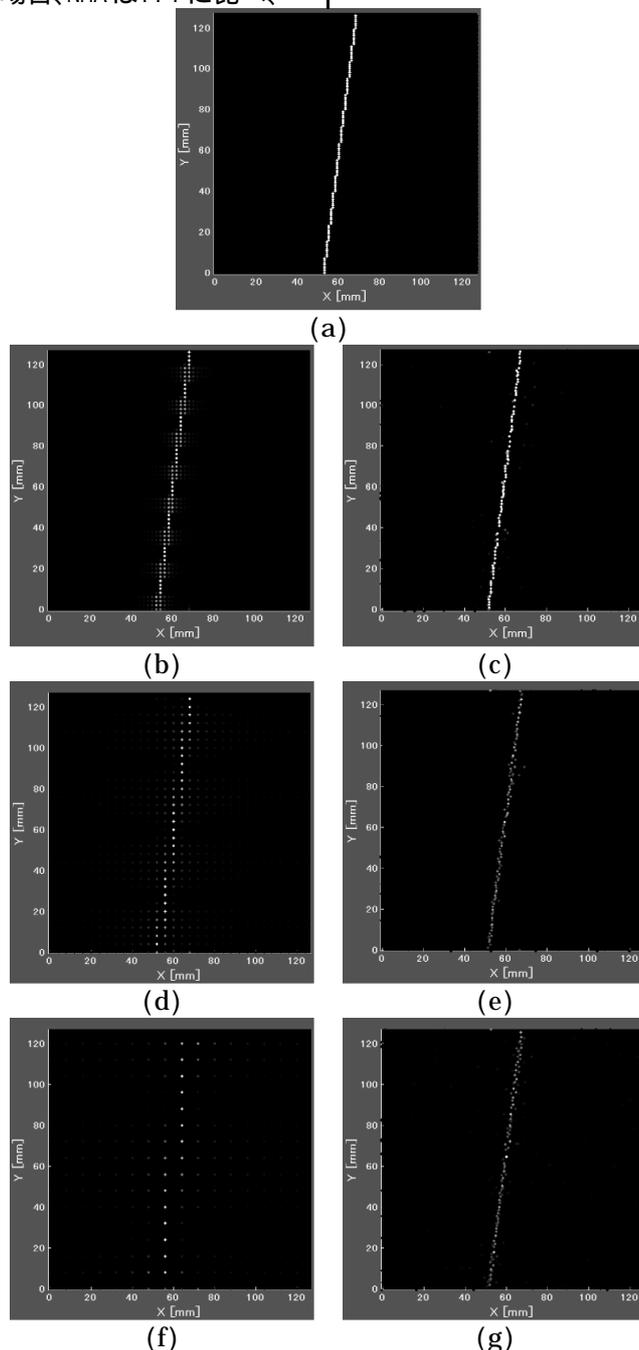
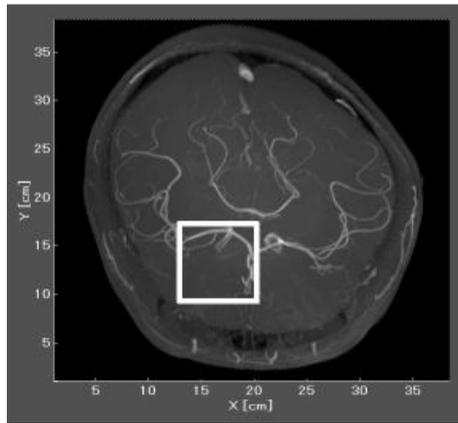
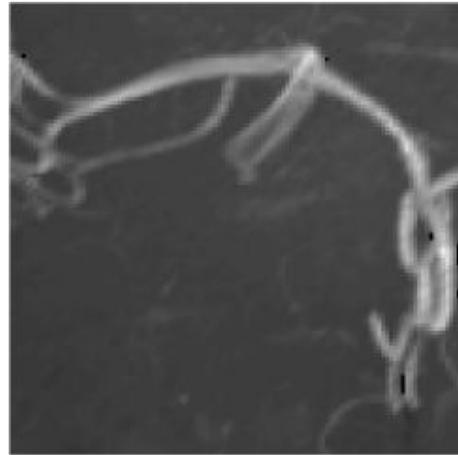


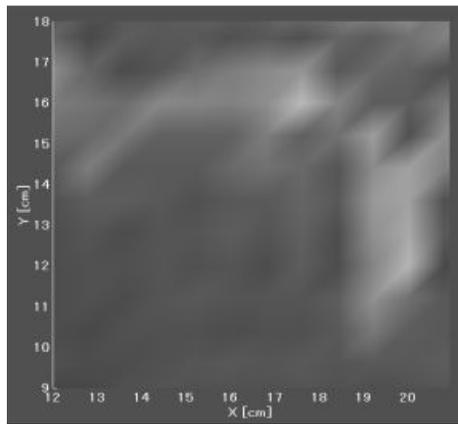
図3. 斜線ファントムを解析した結果。(a)元ファントム (b)、(d)、(f)FFT の結果 (c)、(e)、(g)NHA の結果。(b)と(c)は 1.5T、(d)と(e)は 0.75T、(f)と(g)は 0.375T を想定



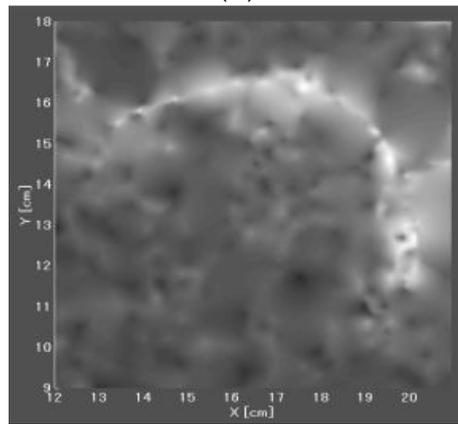
(a)



(b)



(c)



(d)

図4. 撮像データの計測空間を縮小し解析した結果。(a) 3T MRI で撮像された断層画像 (b) 白粋部分の拡大図 (c) FFT の結果 (d) NHA の結果。(c) と (d) は 0.375T を想定