科学研究費助成事業

平成 28年 6月 20 日現在

研究成果報告書

機関番号: 82101
研究種目: 基盤研究(C)(一般)
研究期間: 2012 ~ 2015
課題番号: 24591802
研究課題名(和文)高磁場MRIにおけるヒト全脳3D画像の不均一補正法の開発
研究課題名(英文)Development for non-uniformity correction of whole human brain image at high field
IVIT I
研究代表者
渡邊 英宏(WATANABE, HIDEHIRO)
国立研究開発法人国立環境研究所・環境計測研究センター・室長
研究者番号:6 0 3 7 0 2 6 9
交付決定額(研究期間全体):(直接経費) 4,100,000円

研究成果の概要(和文):磁気共鳴診断装置は、臨床医学において必須の装置となっている。静磁場強度を高磁場化す ることによって、高感度、高解像度、高コントラストの画像が得られることが期待できる。しかし、高周波磁場の不均 一分布により画像が不均一となるという問題があった。本研究では、この問題を克服するための方法を提案、改良し、 3次元ヒト脳画像の不均一補正を行うための要素技術を開発した。具体的には、我々が提案してきた単一画像面での方 法の改良を行い、複数面で適用できることを実証した。

研究成果の概要(英文): The magnetic resonance system (MR system) is a powerful tool in the clinical filed. Images with higher sensitivity, higher resolution and higher contrast can be achieved at higher static magnetic field strength. However, non-uniformity of image is caused due to inhomogeneous radio frequency magnetic field distribution. In this research, we proposed a non-uniformity correction method to overcome this problem and developed the techniques that are required for correction of the whole human brain image. We previously developed the ratio map method for a single silce correction. In this work, we improved this method and applied it to multiple slice correction.

研究分野:磁気共鳴医学

キーワード:磁気共鳴 高磁場 高周波磁場 画像不均一性 磁気共鳴診断装置 ヒト 脳 高周波磁場コイル

1. 研究開始当初の背景

磁気共鳴診断装置(MRI 装置)は、生体内に多 く存在する水分子の¹H原子核のスピンを検出 することで体内の形態画像を無侵襲に取得す ることができる撮像装置である。磁場強度が 1.5Tの MRI 装置が臨床診断の主流を占めてい るが、近年高磁場化が進み、臨床用3 T装置 も多く利用されるようになってきた。そして、 現在では、高磁場化に一層拍車がかかり、ま だ研究用ではあるものの 7T MRI 装置へと発 展し続けている。この高磁場化にともない、 測定法も従来の 2D イメージングから、形態情 報の網羅的把握が可能な 3D イメージングへ と進化し続けている。

この期待の反面、高磁場 MRI には画像不均 一性という特有の問題が立ちはだかる。これ は、被検体由来の高周波磁場(RF 磁場)の不 均一分布によって生じ、中央近傍では高信号、 周囲では低信号という高磁場特有の不均一画 像となって現れる(図1には、4.7T MRI 装置 で取得したヒト頭部画像を示す。)。この不均 一性の原因は、誘電体であるヒト体内での RF 磁場の波長短縮であることが知られている。 波長がヒトと同程度の大きさ、あるいはそれ 以下となり(例えば、4.7T では波長がヒト脳 と同等の16 cm 程度)、RF 磁場の強度と位相

が位置によって変化 し、RF磁場の不均一分 布が生ずる。

MRI では、RF コイル から被検体に送信さ れる RF 磁場によっ て、静磁場中に設置さ れた被検体内の¹H 原 子核のスピンが励起



図 1. 4.7T MRI 装置で 取得したヒト頭部画像

される。励起されたスピンの歳差運動によっ て RF コイルに誘導起電力が発生して受信 RF 磁場としてとらえられ、磁気共鳴(NMR)信号 が測定される。つまり、MR 画像信号強度には、 コントラスト要因である緩和時間などの¹Hス ピンに関する物理量だけでなく、送信 RF 磁場 と受信 RF 磁場が密接に関与している。

この送受信 RF 磁場に関して近年理解が進み、送受信兼用の RF コイルであっても、送信 と受信の RF 磁場が相違し、それぞれ回転方向 が反対の RF 磁場成分であるという興味深い 現象がわかってきた(引用文献①)。この現象 は、送信 RF 磁場をスピンと同じ回転方向を持 つ回転座標系上の RF 磁場成分の B1+とおくと、 受信 RF 磁場は反対方向成分の B₁-と表現でき ると言い換えることができる。これまでの臨 床機磁場強度の 1.5T では、上述の RF 強度、 位相の位置依存性は小さく、 B_1^+ と B_1^- 、すな わち送受信 RF 磁場は同一と近似できる。しか し、3T、7Tといった高磁場では、これらは相 違し、上述の画像不均一の補正には両者の分 布が共に必要となる。この RF 磁場 B₁⁺、B₁⁻の 中で、送信 RF 磁場 B1+はスピンを励起しフリ ップ角を生じさせる役割を持ち、MRI 装置で 測定することができる。しかし、受信 RF 磁場 B」は、スピンの歳差運動とは反対方向の成分 であるため、原理的に測定できないという問 題があった。これを解決すべく最小コントラ ストによる受信感度推定が提案されている (引用文献②)が、組織間のコントラスト差 を完全には解消できず、画像に補正誤差が生 ずるという問題があった。

そこで、我々は、この問題を解決する 2D 比 率マップ法を提案してヒト用 4.7T MRI 装置 上に組み込み、単一スライス面に対してヒト 脳画像の不均一性が補正できることを実証し た(引用文献③)。図 2 は、この補正例を示し、 ヒト用 4.7T MRI 装置で得られたヒト脳 2D 画 像(a, 頭皮部分を除いた脳実質部を示す)、 提案した方法を用いて補正した画像(b)、測 定で得られた B_1^+ 分布(c)と、計算で得られ た B_1^- 分布(d)を示している。この方法では、 測定可能な B_1^+ 分布をヒト脳で実測し、比率マ



図 2 a:ヒト脳画像, b:補正画像, c:B₁⁺分布, d:B₁⁻分布

ップを乗ずることで B₁-分布を求める。しかし、 B₁-分布測定で、ノイズの影響のため分布算出 が困難であるという問題があった。加えて、 RF コイル内の頭部位置が中心よりずれた場合 に比率マップ法が利用できないという問題が あった。

2. 研究の目的

本研究では、上記の問題を克服すべく、B₁+分 布測定法と比率マップ法を改良した方法を提 案、開発することを目的とする。加えて、単一 スライス面からヒト全脳画像の不均一補正を 目指して3次元画像不均一補正のための要素 技術である上記単一スライス面からシフトし たスライス面に対応した比率マップ法を開発 し、評価することを目的とする。

3. 研究の方法

(1) B₁⁺分布測定法の改良

B₁⁺分布測定には位相法(雑誌論文①)を用い ている。この方法では、90°パルス長を180° パルス長の2倍とした Hyperbolic Secant (HS) パルスで構成されるスピンエコー(SE)パル スシーケンスを利用する。この条件下では、 互いに HS パルス周波数掃引方向を反転させ た1組の SE シーケンスで得られる信号間の 位相差が B₁⁺強度の関数で表すことができる。 この関係を利用して、位相差画像から B₁⁺強度 分布を求める。この関係では、理論上位相差 は正となるが、実際にはノイズ影響のため位 相差が負となる場合があった。本研究では、 この対策として空間2次元多項式を用いたフ ィッティングから B₁⁺分布を算出する方法を



図 3. B₁+分布推定アルゴリズム

提案、開発した。図3に提案法の概要を示す。

この提案法では、上述の1組のSE 画像から 位相差画像を算出し、位相差と B_1 ⁺強度の関数 から B_1 ⁺強度を算出する。次に、このステップ で位相差が負のため B_1 ⁺強度が算出できない 領域を切り取る mask 処理を施す。続いて、 mask 処理を施した B_1 ⁺分布に対して、空間2次 元の高次多項式を用いてフィッティングを行 う。この結果、上述の位相差が負のため B_1 ⁺強 度が算出できなかった領域に対して外挿が可 能となり、 B_1 ⁺分布が算出できる。

(2)比率マップ法の改良

比率マップ法では、測定した B_1 ⁺分布に比率マ ップを乗じて B_1 ⁻分布を推定する。これは、該 当する単一スライス面に対して、ヒト脳内の B_1 ⁻分布と組織水分量(水¹H スピン数)とで記 述できる画像と、測定した B_1 ⁺分布とを比較し た結果、被検者間で同様な傾向があることを 利用している。このため、被検者によらない 比率マップ α (**x**)を利用して、 B_1^{-} (**x**)が、 α (**x**) B_1^{+} (**x**)で近似できことを用いている。

この比率マップは、頭部が RF コイルの中心 近傍に設置されている場合に対応している。 しかしながら、被検者によって頭部位置が異 なる場合が生じるため対策が必要であった。

これに対して、本研究では、RF磁場不均一 分布が被検者由来であることに着目し、頭部 の位置に応じて比率マップを平行移動する方 法を提案し、開発した。

(3)シフトスライス面に対する評価 単一スライス面での比率マップ法は、中心近 傍のスライス面に対して開発している。そこ で、これを3次元画像不均一補正に発展させ るため、B₁⁺分布測定用 SE シーケンスをマルチ スライス対応とし、動作確認を行った。

次に、比率マップが中心近傍の固定スライ ス位置に対してだけではなく、複数スライス 面に対しても適法できるかの評価を行った。 このため、上記スライス面からシフトした位 置での画像を取得し、均一化補正が可能であ るかの評価を行った。

(4) 実験方法

提案した(1)、(2)の方法と(3)の比率マ ップの評価のため、被検者測定を行った。測 定には、ヒト全身用 4.7T MRI 装置(Agilent 製)を用いた。RF コイルには送受信兼用 QD TEM コイルを用いた。 B_1^* 測定には、(1)に記 載の SE シーケンスを用いた。不均一画像補正 のためのシーケンスには、MASE (multiecho adiabatic spin-echo) シーケンスを用いた。 この方法では、均一送信が可能な断熱パルス を用いてマルチエコー画像を取得するため、 B₁⁺分布の影響を除くことができる。従って、 このマルチエコー画像信号は、B₁M₀exp(-TE/T₂)で記述できる。但し、M₀は熱平衡状態の 磁化大きさ、T₂は横緩和時間、TE はエコー時 間を示す。そこで、得られたマルチエコー画 像信号を上述の式でフィッティングし、B₁-M₀ 画像を算出した。次に、提案法で測定、算出し た B1⁺分布と比率マップ法から求めた B1⁻分布 を用いて、B₁M₀画像の補正を行い、M₀画像を 算出した。

4. 研究成果

(1) B₁⁺測定法、比率マップ法の改良 図3で示した B₁+分布算出方法を用いた例を 図4に示す。MASE シーケンスで得られたマル チエコー画像信号を T2減衰モデルでフィッテ ィングして得られたヒト頭部 MASE 画像 (図4 a)では、中心近傍の信号強度が強く、周囲が 低信号の高磁場特有の画像不均一性が得られ た。この不均一性は、M。画像に B₁分布が乗じ た結果得られている。図 4c には、位相法で求 められた B⁺分布を示しているが、低信号によ りノイズの影響を受け、B⁺が算出できない領 域が周囲に認められる。この領域を除いて、 空間2次元の多項式関数でフィットした結果、 6 時関数で充分であった。この結果算出され た B1+分布を図 4d に示す。提案法で算出され た B₁⁺分布の妥当性を示すため、比例マップ法 でB₁-分布を算出し、これを用いて図4aのMASE 画像の補正を行った結果を図 4b に示す。中心 近傍の信号強度が強い図 4a の原画像に対し て、均一な分布を持つ画像が得られた。図4に は、均一度が改善したプロファイルも示して いる。この結果、均一な画像が得られること がわかり、提案法の妥当性が実証できた。一 方、中心からシフトした頭部画像に対して、 平行移動した比率マップを用いて B1-分布を 算出した例でも、十分に均一化補正が可能で あった。

(2)シフトスライス面に対する評価 次に、中心からシフトしたスライス位置で取 得したヒト頭部 MASE 画像(図 5a)の補正を試 みた。測定された B₁⁺分布(図 5c)に対して、 中心スライス位置での比率マップを用いて B₁⁻分布(図 5d)を算出し、均一化補正を行っ た(図 5b)。この結果、プロファイルの改善で も示される様に、比率マップ法によって均一 画像を取得できることがわかった。



図 4. a:ヒト頭部 MASE 画像, b:不均一補正画像, c:B₁⁺分布測定画像, d:提案法による B₁⁺分布算出 画像



図 5. a:ヒト頭部 MASE 画像, b:不均一補正画像, c:B₁⁺分布測定画像, d:B₁⁻分布算出画像

(3) まとめ

B₁⁺測定法の改良によって、高磁場での周囲低 信号のため算出できなかった領域での B₁⁺分 布を求めることができるようになった。平行 移動比率マップ法によって、頭部位置がシフ トした場合にも対応できるようになった。中 心スライス面での均一化補正と同様に、シフ トしたスライス位置での比率マップ法適用が 可能であった。この結果、提案する比率マッ プ法を複数スライス面で対応でき、3次元画 像均一化補正が可能であることがわかった。

<引用文献>

- D. I. Hoult, The principle of reciprocity in signal strength calculations - a mathematical guide, Concepts Magn. Reson. 12 (2000) pp. 173-183.
- ② J. Wang, M. Qiu, Q. X. Yang, M. B. Smith, R. T. Constable, Measurement and correction of transmitter and receiver induced nonuniformities *in vivo*, Magn. Reson. Med. 53 (2005) pp. 408-417.
- (3) H. Watanabe, N. Takaya, F. Mitsumori, Non-uniformity correction of human brain at high field by RF field mapping of B₁⁺ and B₁⁻, J. Magn. Reson. 212 (2011) pp. 426-430.

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)

〔雑誌論文〕(計3件)

- Lee Y., Han Y., Park H. W., <u>Watanabe</u> <u>H.</u>, Garwood M., Park J. Y. (2015) New phase-based B₁ mapping using twodimensional spin-echo imaging with hyperbolic secant pulses. Magn. Reson. Med., 査読有, 73(1), 170-181 doi:10.1002/mrm.25110
- ② <u>Watanabe H.</u> (2012) Investigation of the asymmetric distributions of RF transmission and reception fields at high static field. Magn. Reson. Med. Sci., 査読有, 11(2), 129-135 doi: 10.2463/mrms.11.129
- ③ <u>Watanabe H.</u> (2012) Experimental demonstration of the proportionality of the RF reception field to a complex conjugate of B₁⁻. Magn. Reson. Med. Sci., 査読有, 11(3), 193-196 doi: 10.2463/mrms.11.193

〔学会発表〕(計3件)

- 渡邉英宏,高磁場 MRI での課題~高周 波不均一分布とその対策~.第19回 MRI 安全性講演会,2015年3月20 日,全国町村会館(東京都千代田区)
- ② 渡邉英宏,高屋展宏,比率マップ法を 用いた受信感度 Bi 推定による高磁場 4.7T でのヒト脳画像不均一性補正の高

度化.第42回日本磁気共鳴医学会大 会,2014年9月19日,ホテルグラン ヴィア京都(京都府京都市)

- (3) 渡邉英宏,生体など誘電体内の高周波 磁場分布に関する実験的および解析的 考察.第40回日本磁気共鳴医学会大 会,2012年9月7日,国立京都国際 会館(京都府京都市)
- 6. 研究組織
- (1)研究代表者 渡邉英宏(WATANABE, Hidehiro) 国立研究開発法人国立環境研究所・環境計 測研究センター・室長 研究者番号:60370269