

Fast fat suppression radiofrequency pulse train with insensitivity
to B1 inhomogeneity for body imaging

(高周波磁場の不均一に頑強な高速脂肪抑制 RF パルス系列の開発)

2016年9月

埼玉大学大学院理工学研究科 (博士後期課程)

理工学専攻 (主指導教員 程 康)

阿部 貴之

Abstract

Lipid signals often appear bright in T1-weighted and T2-weighted fast spin-echo (FSE) images. Their signal can interfere with the diagnosis of certain diseases by MRI. Clinically, it is desirable to suppress the lipid signals for these applications. A chemical shift selective (CHESS) radiofrequency (RF) pulse is commonly used for fat saturation (FATSAT). To suppress the signal from lipids, the CHESS pulse nutates the lipid magnetization to the transverse plane, while leaving the water magnetization unperturbed along the longitudinal axis. A spoiler gradient pulse is subsequently applied to dephase the excited lipid signal. The performance of the CHESS pulse depends on uniformities of both an excitation RF field (B_1) and a static magnetic field (B_0).

It is difficult to achieve uniform fat suppression with 1.5-T or higher-field MRI scanners, where B_1 inhomogeneity increases. An adiabatic inversion pulse, which is insensitive to B_1 inhomogeneity, is often used for fat suppression. Because an adiabatic inversion pulse is a 180° pulse, a time-consuming inversion recovery time (TI) (e.g. 170 ms at 1.5 T) is required. For other B_1 -insensitive pulses, an adiabatic B_1 -independent rotation pulse has been reported and produced an adiabatic 90° excitation, but an adiabatic B_1 -independent rotation pulse is not spectrally selective and is also very sensitive to off-resonance effects. Water suppression enhanced through T1 effect (WET) techniques have also been reported for the B_1 -insensitive water and lipid suppression pulses of ^1H spectroscopic imaging. WET techniques have used a series of

four CHESS pulses with different flip angles (FAs) to achieve B_1 and T1 insensitivity, but the total pulse duration of 120 ms was large. The WET technique was designed to achieve a B_1 insensitivity of $\pm 20\%$ for the whole brain. Although a B_1 insensitivity of $\pm 20\%$ is appropriate for the whole brain, a B_1 insensitivity of $\pm 30\%$ is needed for robust fat suppression during imaging of the body, especially of the breasts.

Therefore, we have expanded the above techniques and have developed a new fast, spectrally selective fat suppression RF pulse called the fat saturation (fatsat) train, which achieves FAs near 90° , does not require the 170-ms TI and is insensitive to B_1 inhomogeneity for body imaging. The fatsat train consists of three sinc-shaped RF pulses with different FAs and with different time intervals between each RF pulse. The fatsat train has provided B_1 insensitivity over a range of $\pm 35\%$. The total duration (77 ms) of the fatsat train is shorter than that of similar techniques. The fatsat train can also produce arbitrary FAs. We have demonstrated excellent fat suppression with the fatsat train in NiCl_2 phantom studies and volunteer studies of liver and breast in which B_1 inhomogeneity increases.

Key Word:

B_1 insensitivity, Fat suppression, B_1 inhomogeneity, Frequency-selective RF pulse train, Magnetic resonance imaging

論文要旨

核磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging : MRI) は, 核磁気共鳴現象 (Nuclear Magnetic Resonance : NMR) を利用して, 生体内の情報を画像化する方法である. MRI は, 通常, 生体内にある ^1H プロトンからの信号を収集する. 生体内のプロトンは, 主に 2 つあり, 一つは水で, もう一つは脂肪である. この脂肪からの信号は, MRI で一般的に用いられる T1 強調撮影や T2 強調撮影で高信号を呈する. これらの信号は, ある病変, 例えば, 骨髄腫や椎体への転移腫瘍, 造影検査で濃染された病変等の診断を妨げる. そのため, これらの撮影では脂質からの信号を抑制する必要がある.

脂肪からの信号を抑制するためには, 主に, CHESS 法 (Chemical shift selective suppression) が用いられる. 脂肪抑制において, CHESS 法は混在する脂肪と水の信号のうち脂肪の共鳴周波数のみを選択的に励起して, 予め脂肪信号を打ち消す目的で用いられる. そのため, 周波数選択性の高い高周波磁場パルス (Radiofrequency pulse : RF パルス) が用いられる.

しかしながら, MRI の静磁場強度が 1.5 T 以上の高磁場機になると, 高周波磁場の波長が被検体の大きさに近くなり, 被検体内で位置に依存した高周波磁場の強度の差が無視できなくなる. これは, 高周波磁場の不均一 (B_1 inhomogeneity) と呼ばれる. 磁化の励起は, 高周波磁場の強度に依存するため, 結果として, 脂肪抑制が不均一となる. 特に, 腹部や乳房領域では顕著であり, 3 T の MRI 装置では高周波磁場の不均一は $\pm 30\%$ あるといわれている.

これに対して, 先行技術では断熱型の RF パルスを利用した脂肪抑制法が提案されている. 断熱型の RF パルスは高周波磁場の不均一が存在しても均一に励起できる特殊な RF パルスである. 断熱型の RF パルスを用いた脂肪抑制では, RF パルスで脂肪の磁化を反転

させ、縦緩和作用により元の状態に戻る過程で磁化の縦成分が 0 となる状態まで待つ必要がある。これは反転回復時間 (Inversion Time : TI) と呼ばれ、撮影時間の延長をもたらす。また、断熱型の RF パルスは、人体への RF の比吸収率 (Specific Absorption Rate : SAR) が顕著に高いという問題がある。

また、高周波磁場の不均一に耐性のある従来技術として、構成パルス法 (Composite RF pulses) がある。構成パルス法は、高周波磁場の不均一に耐性をもたせるために、複数の RF パルスで構成する励起手法である。SAR が低く、周波数特性も良いという特徴がある。しかしながら、構成パルス法は、MR スペクトロスコピーでの水抑制パルスとして応用が進んだため、構成する RF パルスの数は 4 つが最適とされ、構成パルス自体の正味の時間が非常に長いという問題があった。また、MR スペクトロスコピーが対象のため、高周波磁場の不均一への耐性が小さく ($\pm 10\%$)、体幹部で想定される高周波磁場の不均一を補償できていなかった。

そこで、本研究では、構成パルス法を基本として、体幹部へも適用できるように高周波磁場の不均一に頑強で SAR が低い高速な脂肪抑制 RF パルスの開発とその実用化を目的とした。そして実用化するうえで対峙すべき技術課題を明らかにし、その課題の解決として新しい脂肪抑制 RF パルス系列を提案する。検証実験として、理論シミュレーションおよびファントム実験を行い、 $\pm 35\%$ の高周波磁場の不均一が存在しても、脂肪からの信号を 5% 未満に低減できることを示した。これは、腹部や乳房撮影において、均一な脂肪抑制を実現するために必要十分なスペックである。また、先行技術である断熱型の RF パルスに対して SAR を約 1/500 に低減した。TI 時間を必要としないため撮影効率も高い。

本研究では、異なる励起角度を有する 3 つの sinc 形状の RF パルスで構成し、パルス間

の時間を調整することで、体幹部で想定される高周波磁場の不均一が存在してもその影響を無視できるような励起角度の組合せがあることを見つけた。その組合せを検討するため、Bloch 方程式を用いて数値解析し、高周波磁場の不均一によって、3 つの RF パルスの励起角度 α_i ($i = 1-3$) が変動しても脂肪の縦磁化が初期磁化に対し 5%以下になる α_i の組合せを探索した。

結果として、適切な励起角度の組合せは、静磁場に依存せず、 $\alpha_1 = 117^\circ$, $\alpha_2 = 77^\circ$, $\alpha_3 = 180^\circ$ であった。このとき、 $\pm 35\%$ の割合で高周波磁場の強度が変動しても脂肪の縦磁化が初期磁化に対して 5%以下に維持された。正味の励起角度は、 95° ($\tau_2 = 47$ ms) が適切であった。これは、脂肪が複数の化学シフトを有する、つまり、多くの周波数成分で構成されていることを考慮した結果である。具体的には、一般的な脂肪抑制 RF パルスで抑制対象としている脂肪 (Aliphatic fat: 水の共鳴周波数に対し 3.5 ppm 低い周波数を有する成分) 以外に、水の共鳴周波数に近接する周波数を有する脂肪 (Olefinic fat) からの信号も抑制することを考慮した結果である。

本研究では、Olefinic fat の成分が脂肪抑制に及ぼす影響を確認にし、Olefinic fat の存在割合(部位によらず、ほぼ 10%) だけ Aliphatic fat の縦磁化を反転させ、反転された Aliphatic fat の縦磁化と、励起されていない Olefinic fat の縦磁化とを 1 つの画素内でキャンセルする方法を見出し、脂肪組織からの信号をほぼ全て消失させることを実現した。本研究で開発した脂肪抑制 RF パルス系列のトータル時間は 77 ms であり、先行技術で必要とされる TI 時間 (1.5 T で約 170 ms, 3.0 T で約 250 ms) と比べ、半分以下に低減された。被験者評価において、本研究の手法を用いることで脂肪組織からの信号がほぼすべて消失され、完全な s 脂肪抑制画像が得られることを示した。

以上の結果から、本研究では効果的な脂肪抑制 RF パルスを新しく開発し、MRI における脂肪抑制の画質改善に貢献した。脂肪組織に複数の周波数成分が存在するがゆえに生じる課題を確認して、そのうち 2 つの成分を考慮して脂肪組織からの信号を消失させる方法を見出したことは脂肪抑制技術の進展に大きく貢献したと言える。本研究で新しく開発した RF パルス系列は脂肪抑制以外の類似な機能（例えば、脂肪以外の核種の抑制、Chemical Exchange Shift Transfer Imaging のためのプリパルスなど）へも応用が可能であり、将来的な発展性もある。

キーワード:

高周波磁場への非依存性、脂肪抑制、高周波磁場の不均一、周波数選択 RF パルス系列、磁気共鳴イメージング

目次

Abstract	i
論文要旨	iii
目次	vii
図目次	x
表目次	xiv
第 1 章 序論	1
1.1 本研究の背景	1
1.1.1 磁気共鳴イメージング	5
1.1.2 MRI における各種脂肪抑制法	22
1.1.3 周波数選択 RF パルスを用いた脂肪抑制法の原理	31
1.1.4 周波数選択 RF パルスにおける課題 1：高周波磁場の不均一	42
1.1.5 周波数選択 RF パルスにおける課題 2：複数の周波数成分の存在	49
1.2 本研究の目的と意義	51
1.3 本論文の構成	52
第 2 章 新しい脂肪抑制 RF パルス系列の提案	54
2.1 はじめに	54
2.2 新しい脂肪抑制 RF パルスの着想	54
2.3 新しい脂肪抑制 RF パルス系列の原理	57
2.3.1 理論	57
2.3.2 設計方法	62
2.3.3 設計結果	71
2.4 実機での評価方法	84
2.4.1 ファントムでの評価	84
2.4.2 被験者撮影での評価	88
2.5 実機での評価結果	89
2.5.1 ファントムでの評価結果	89
2.5.2 被験者撮影での評価結果	92
2.6 本章の考察	93

2.7 おわりに.....	95
第3章 新しい脂肪抑制 RF パルス系列の一般化に関する検討.....	96
3.1 はじめに.....	96
3.2 方法.....	97
3.2.1 縦緩和時間と RF パルスの印加時間への依存性.....	97
3.2.2 各種 RF パルスにおける高周波磁場の強度への非依存性.....	98
3.3 結果.....	99
3.3.1 縦緩和時間と RF パルスの印加時間への依存性.....	99
3.3.2 各種 RF パルスにおける高周波磁場の強度への非依存性.....	107
3.4 本章の考察.....	112
3.5 おわりに.....	113
第4章 2つの周波数成分を考慮した脂肪抑制 RF パルス法の提案.....	114
4.1 はじめに.....	114
4.2 2つの周波数成分を考慮した脂肪抑制法の原理.....	115
4.3 方法.....	120
4.3.1 脂肪組織内に存在する2つの成分の調査.....	120
4.3.2 脂肪組織内に存在する主要な2つの成分の抑制.....	122
4.4 結果.....	123
4.4.1 脂肪組織内に存在する2つの成分の調査.....	123
4.4.2 脂肪組織内に存在する主要な2つの成分の抑制.....	125
4.5 本章の考察.....	130
4.6 おわりに.....	132
第5章 本研究全体の考察.....	133
第6章 結論.....	137
6.1 本研究のまとめ.....	137
6.2 今後の課題と展望.....	140
謝辞.....	141
付録A 励起角度の組合せによる縦磁化.....	142
本論文に関連する発表論文と公開特許.....	147

本論文に関連する以外の発表論文と公開特許.....	151
参考文献.....	161

図目次

図 1.1.1	生体内のプロトン	3
図 1.1.2	MRI 画像における脂質成分の信号	4
図 1.1.1.1	MRI の画像例	6
図 1.1.1.2	歳差運動.....	9
図 1.1.1.3	核磁気共鳴現象の模式図	10
図 1.1.1.4	高周波磁場パルスによる励起と信号取得の基本原理	11
図 1.1.1.5	MRI における傾斜磁場.....	15
図 1.1.1.6	傾斜磁場による誘導電流	21
図 1.1.2.1	脂肪抑制の必要性	22
図 1.1.2.2	反転回復 RF パルス法	24
図 1.1.2.3	周波数選択 RF パルス法.....	25
図 1.1.2.4	周波数選択 RF パルスを用いた脂肪抑制法	26
図 1.1.2.5	水励起法.....	27
図 1.1.2.6	水脂肪分離法	28
図 1.1.2.7	構成パルスの一例	29
図 1.1.3.1	高周波磁場の不均一下で励起された縦磁化の変動	32

図 1.1.3.2	断熱条件を説明する 2 つの回転座標系	36
図 1.1.3.3	断熱型 RF パルスの変調関数	40
図 1.1.3.4	断熱型 RF パルスと非断熱型 RF パルスにおける磁化の反転プロセス ...	41
図 1.1.4.1	磁場強度による電磁波の波長の変化	44
図 1.1.4.2	電磁波の入射波と反射波形により生じる定在波	45
図 1.1.4.3	高周波磁場の生体表面での屈折および反射	47
図 1.1.4.4	断熱型 RF パルスと CHESS パルスの振幅変調関数	45
図 1.1.5.1	脂肪のスペクトル図	49
図 1.1.5.2	Olefinic fat がもたらす脂肪抑制への影響	50
図 2.2.1	2 つの RF パルス系列を連続的に印加したときの縦磁化の応答	56
図 2.3.1.1	従来 CHESS 法と本手法による脂肪抑制法	60
図 2.3.1.2	連続的に繰り返されることを想定したシーケンスモデル	61
図 2.3.2.1	連続する 2 つの RF パルス系列の例	65
図 2.3.2.2	連続する 3 つの RF パルス系列で縦磁化が励起角度に非依存な領域	66
図 2.3.2.3	3 次元グラフと 2 次元グラフの関係	67
図 2.3.2.4	適切な励起角度の組合せの決め方	67
図 2.3.2.5	水および脂肪のスペクトル位置と周波数プロファイルとの位置関係	68
図 2.3.2.6	静磁場不均一により低周波数側にスペクトルがシフトした場合	69

図 2.3.2.7	静磁場不均一により低周波数側にスペクトルがシフトした場合	70
図 2.3.2.8	周波数特性として求められる仕様.....	70
図 2.3.3.1	励起角度の組合せによる縦磁化の応答	77
図 2.3.3.2	適切な励起角度の組合せの決め方.....	78
図 2.3.3.3	高周波磁場の強度を変化させたときにおける脂肪の縦磁化の応答.....	81
図 2.3.3.4	各 RF パルスを印加するタイミングにおける脂肪の縦磁化の応答.....	82
図 2.3.3.5	周波数応答	84
図 2.4.1.1	ファントムの構成	82
図 2.4.1.2	ファントムを用いた縦磁化の応答の測定方法.....	84
図 2.5.1.1	実測した高周波磁場の分布を用いて計算した縦磁化の応答.....	90
図 2.5.1.2	高周波磁場の強度 β を変化させたときの縦磁化の応答	91
図 2.5.2.1	従来法と本手法における脂肪抑制の効果の比較	92
図 3.3.1.1	縦緩和時間による特性の変化	99
図 3.3.1.2	RF パルスの印加時間を変化させたときの縦磁化の応答.....	101
図 3.3.1.3	RF パルスの印加時間を変化させたときの周波数応答	103
図 3.3.1.4	RF パルスの印加時間による周波数特性の変化	105
図 3.3.1.5	遷移域の周波数特性の比較.....	106
図 3.3.2.1	CHES 法で高周波磁場の強度を変化させたときの縦磁化の応答.....	108

図 3.3.2.2	IR 法で高周波磁場の強度と τ_1 の組合せによる縦磁化の応答	109
図 3.3.2.3	IR 法で高周波磁場の強度を変化させたときの縦磁化の応答	110
図 3.3.2.4	本手法で高周波磁場の強度を変化させたときの縦磁化の応答	111
図 4.2.1	脂肪組織内に存在する 2 つの成分の抑制方法	115
図 4.2.2	τ による作用.....	117
図 4.2.3	τ_2 による縦磁化の変化	119
図 4.2.4	正味の励起角度を変化させる方法.....	119
図 4.3.1	ROI の位置および周波数特性とオフセット周波数の関係.....	121
図 4.4.1	オフセット周波数を変化させたときの脂肪組織からの信号.....	124
図 4.2.2.1	τ_2 を変化させたときの脂肪粗祖きからの信号変化.....	125
図 4.4.2.2	脂肪組織内の 2 つの成分を考慮した脂肪抑制画像	127
図 4.4.2.3	本手法を用いて撮影した乳房の脂肪抑制画像.....	128
図 4.4.2.4	本手法を用いて撮影した腹部の脂肪抑制画像.....	129

表目次

表 1.1.1	NMR 核種と相対感度.....	8
表 1.1.2	生体の主な組織の T1 値と T2 値 (1.5 T)	14
表 1.1.3	各周波数における導電率と透磁率.....	46
表 2.3.3.1	周波数特性.....	80
表 2.3.1.2	各 RF パルスの特性の比較.....	80
表 2.4.1.1	DAM 法における主な撮影条件	87
表 2.4.1.2	磁化の応答を測定する実験での主な撮影条件	87
表 2.4.2	被験者評価における主な撮影条件.....	88
表 2.5.1.1	励起後の縦磁化の平均値と標準偏差.....	90
表 3.3.1	RF パルスの周波数特性.....	104
表 3.3.2	RF パルスの印加時間による周波数特性の変化.....	105
表 3.3.3	各種 RF パルスにおける高周波磁場の強度への非依存性.....	107
表 4.3.2	被験者評価における主な撮影条件.....	122
表 6.1	本研究の取り組みで実現した成果のまとめ	137

第1章 序論

1.1 本研究の背景

核磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging : MRI) は, 核磁気共鳴現象 (Nuclear Magnetic Resonance : NMR) を利用して生体内の情報を画像化する方法である [1-3]. MRI では, 通常, 生体内にある ^1H プロトンからの信号を収集する. 生体内にある ^1H プロトンは主に2つあり, 一つは水で, もう一つは脂肪に含まれる (図 1.1.1). 水は2つの ^1H プロトンから構成され, それぞれ同一の化学シフト ($\delta = 4.7 \text{ ppm}$) をもつ. 一方, 脂肪は複数の ^1H プロトンのグループ (CH_3 , CH_2 , $\text{CH}=\text{CH}$) から構成され, 0.9 ppm から 5.7 ppm の範囲で異なる化学シフトをもつ. 含有量が最も多いものは CH_2 のグループである ($\delta = 1.3 \text{ ppm}$). このように脂肪は複数の周波数成分を有するため, そのスペクトルは広くなる [4-5]. この脂肪からの信号は, MRI で一般的に用いられる T1 強調撮影や T2 強調撮影で高信号を呈するため, ある病変, 例えば, 骨髄腫や椎体への転移腫瘍, 造影検査で濃染された病変の診断を妨げる (図 1.1.2). そのため, これらの撮影では脂肪からの信号を抑制する必要がある [6].

脂肪からの信号を抑制する方法には, 主に, CHESS 法 (Chemical shift selective suppression) が用いられる [7-8]. CHESS 法は脂肪の共鳴周波数を選択的に励起して, 脂肪からの信号を抑制する方法である. それには周波数選択性の高い高周波磁場パルス (Radiofrequency pulse: RF パルス) が用いられる. そのため, CHESS 法は高周波磁場の不均一に影響されやすい. MRI の静磁場強度が 1.5 T 以上の高磁場機になると, 高周波磁場の波長が被検体の大きさに近くなり, 位置による高周波磁場の強度の差が無視できなくなる. これは, 高周波磁場の不均一 (B_1 inhomogeneity) と呼ばれる. 磁化の励起は高周波磁場の強度に依存す

るため、高周波磁場の不均一は、励起の不均一、すなわち、脂肪抑制の不均一をもたらす。これは生体組織の誘電率や透磁率によっても影響は異なる [9]。特に、腹部や乳房領域では顕著であり、高周波磁場の不均一は $\pm 30\%$ あるといわれている [10-11]。

これに対して、先行技術では断熱型の RF パルスを利用した脂肪抑制法が提案されている [12-13]。断熱型の RF パルスは高周波磁場の不均一が存在しても均一に励起できる特殊な RF パルスである。具体的には、RF パルスの強度と搬送周波数を変調して有効磁場の方向を制御することで磁化の向きを一意に変えることができる [14]。断熱型の RF パルスを用いた脂肪抑制では、RF パルスで脂肪の磁化を反転させ、縦緩和作用により元の状態に戻る過程で磁化の縦成分が 0 となる状態まで待つ必要がある。これは反転回復時間 (Inversion Time : TI) と呼ばれ、撮影時間の延長をもたらす。また、断熱型の RF パルスは、人体への RF の比吸収率 (Specific Absorption Rate : SAR) が顕著に高いという問題がある。

また、高周波磁場の不均一に耐性のある従来技術として、構成パルス法 (Composite RF pulses) がある。構成パルス法は、高周波磁場の不均一に耐性をもたせるために、複数の RF パルスで構成する励起手法である。SAR が高くなく、周波数特性も良いという特徴がある。しかしながら、構成パルス法は、MR スペクトロスコピーでの水抑制パルスとして応用が進んだため、構成する RF パルスの数は 4 つが最適とされ、構成パルス自体の正味の時間が非常に長いという問題があった。また、MR スペクトロスコピーが対象のため、高周波磁場の不均一への耐性が小さく ($\pm 10\%$)、体幹部で想定される高周波磁場の不均一を補償できていなかった。

そこで、本研究では、構成パルス法を基本として、体幹部へも適用できるように高周波磁場の不均一に頑強で SAR が低い高速な脂肪抑制 RF パルスの開発とその実用化を目的と

した。そして実用化するうえで対峙すべき技術課題を明らかにし、その課題の解決として新しい脂肪抑制 RF パルス系列を提案する。検証実験として、理論シミュレーションおよびファントム実験を行い、提案手法の有効性を示す。また、被験者撮影において提案手法を用いて均一な脂肪抑制画像が得られることを示す。最後に脂肪組織に複数の周波数成分が存在するがゆえに生じる課題を確認し、その解決方法も提案する。

本章では、本研究の基本となる磁気共鳴イメージングに関し、その歴史的な背景を含め、画像診断装置としての位置づけを論ずる。また、本研究を理解するために必要となる磁気共鳴イメージングの基本的な原理を説明し、そのあと、本研究のテーマである脂肪抑制法に絞って詳細な原理や技術課題を説明する。最後に本研究の目的および研究意義を論ずる。

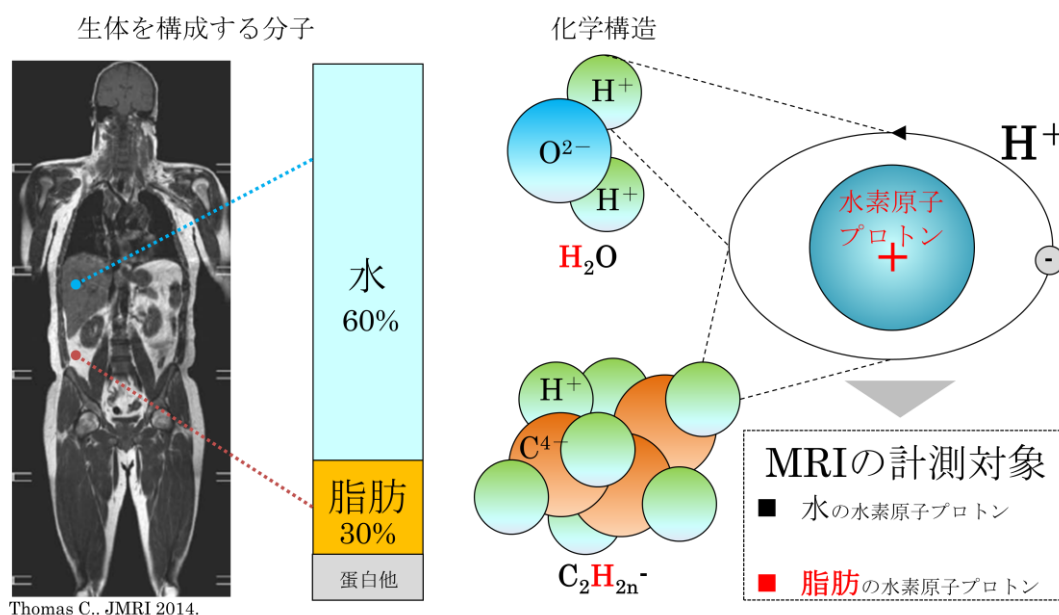


図 1.1.1 生体内のプロトン

生体は、体重に対する割合で水が 60%、脂肪が 30% を占める。これらを構成する水素原子プロトンが、MRI における計測対象となる (MRI 画像の出典: Thomas C. JMRI 2014)。

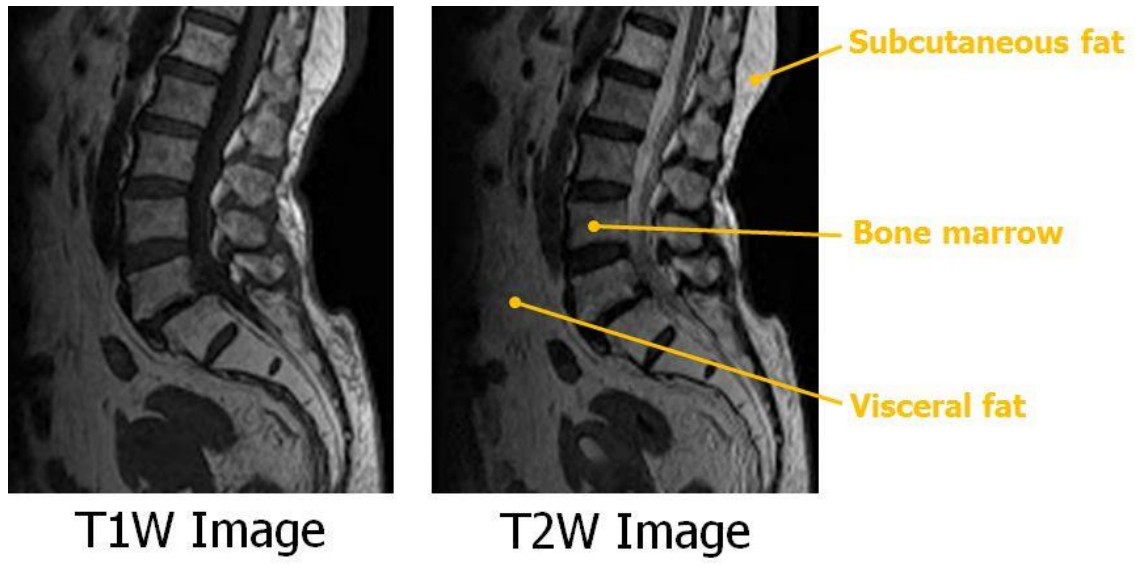


図 1.1.2 MRI 画像における脂肪の信号

生体内で脂肪成分を有する組織には，皮下脂肪，骨髄液，内臓脂肪などがある。

1.1.1 磁気共鳴イメージング

序論

本項では本研究の基礎となる磁気共鳴イメージングの歴史をはじめ、本研究を理解するうえで最低限必要となる MRI の基本原理を説明する。

1895 年に、レントゲンによって X 線が発見され、手術をすることなく、生体内の情報を可視化できるようになった。これは、臨床医学において新たな可能性を切り開いた。昨今では、X 線撮影装置 (X ray) をはじめ、3 次元の画像も提供できる X 線 CT 装置 (Computed Tomography)、超音波診断装置 (Ultrasound : US)、そして、磁気共鳴イメージング装置 (Magnetic Resonance Imaging : MRI) が主な画像診断装置として臨床医学で必要不可欠な存在になっている。ここでは、磁気共鳴イメージング装置に焦点をあてて概要を論ずる。

磁気共鳴イメージング装置の特徴

まず、磁気共鳴イメージング装置 (MRI) の特徴を説明する。MRI は、X 線撮影装置が不得意とする軟部組織のコントラスト分解能に優れることから、脳神経領域や関節領域の画像診断で広まった。現在では MRI の適用範囲は広く、ほぼ全身が撮影対象とされている。

利点としては、放射線被ばくがなく、無侵襲で撮影でき、生体へのリスクが低いことがあげられる。また、生体内の形態情報だけでなく、機能的な情報 (脳機能情報、生理学的な情報、代謝情報など) も取得できるという利点もある (図 1.1.1.1)。その他の大きな特徴としては、さまざまなコントラストを提供できることである。他の画像診断装置と比べて、撮影時に設定する物理的なパラメータが多く、そのパラメータの設定で、得られる画像のコントラストを容易に変えることができる。また、X 線 CT 装置と比べると、任意の断面

を撮影できることも大きな利点である。

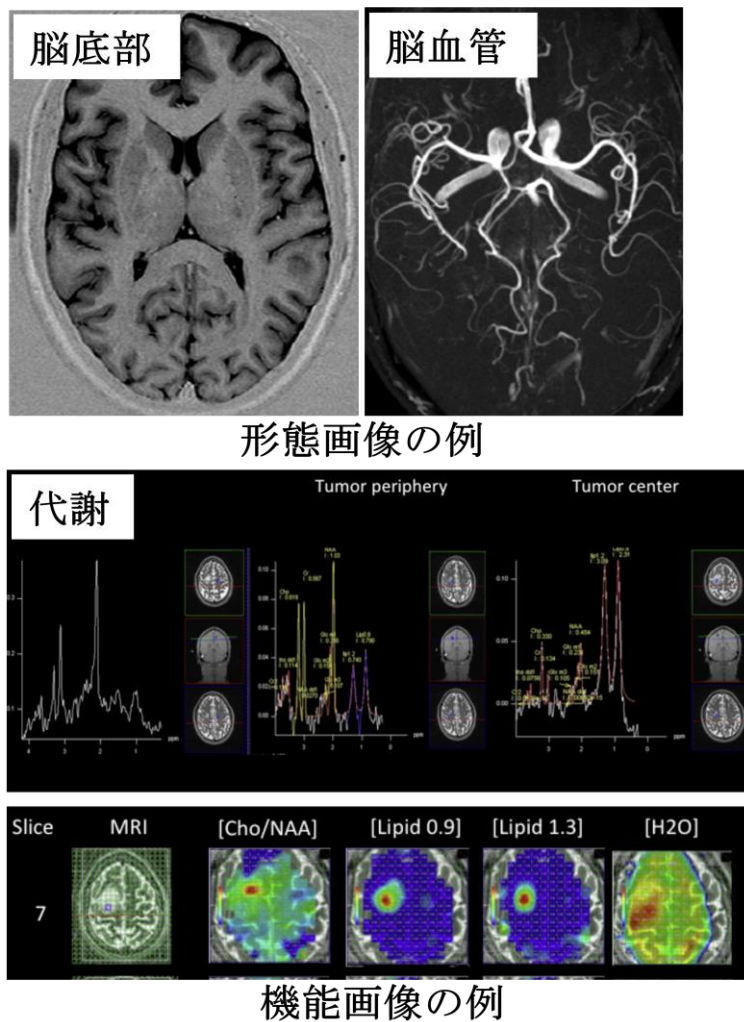


図 1.1.1.1 MRI の画像例

上段は形態画像の例で、左が脳底部の T2 強調画像、右が 3D TOF による全脳の血管画像である。下段は機能画像の例で、ケミカルシフトイメージング (CSI) により代謝情報を可視化したものである。(出典：Bernd L. AJNR 2005, Posse S. JMRI 2013).

磁気共鳴イメージングに関する歴史

ここでは、磁気共鳴イメージングの歴史的な背景を理解するために、核磁気共鳴現象論の発見から磁気共鳴イメージングに至るまでの歴史を簡便に述べる。

1946年に、Bloch や Purcell らによって、核磁気共鳴現象 (Nuclear Magnetic Resonance : NMR) が発見され、この成果で彼らはノーベル物理学賞を受賞した[1-2]。NMR は分析化学の分野で分子構造の解析を目的に応用研究が進んだ。

1973年に、Lauterbur によって線形傾斜磁場を利用した MR イメージング法が初めて報告された[3]。しかしながら、1970 年台は MR イメージングに関する研究のほとんどが学術的なものに留まった。

1980 年台になって、産業界と大学機関とが連携をはじめ、臨床適用を目的とした開発が始められた。その結果として、画質は飛躍的に改善し、臨床撮影機が世界に広まり始めた。

2003 年に、Lauterbur と Mansfield (MRI での高速撮影技術の一つである Echo Planner Imaging を考案した一人) が MR イメージング法の発見の功績を認められ、ノーベル医学・生理学賞を受賞した。

磁気共鳴現象に関する基本原理

MRI の物理やイメージング方法などに関する原理は非常に複雑であり、その詳細な説明には多くの時間を要する。本研究は MRI の研究分野の一つである RF パルスを用いた励起手法に関するものである。そのため、ここでは本研究を理解するために必要となる MRI の基本原理と RF パルスによる励起手法の原理に絞って説明する。

原子番号と質量数が奇数である原子核は核スピンと磁気双極子モーメントを有し、その原子は小さな磁石とみなすことができる。通常、このような原子を単にスピンと呼ぶ。生体内には、1つのプロトン（陽子）をもつ ^1H （水を構成する原子）が多く存在するため、NMR では ^1H が最も感度が高い。その他、 ^{31}P も代謝で重要な原子であるが生体での存在率が非常に少ないため、MRI では ^1H を対象としたイメージングが基本となる（表 1.1.1） [15].

表 1.1.1 NMR 核種と相対感度 [15]

核種	スピン量子数 I	γ (MHz/T)	相対感度
^1H	1/2	42.58	1
^{13}C	1/2	10.71	0.016
^{19}F	1/2	40.05	0.830
^{23}Na	1/2	11.26	0.093
^{31}P	1/2	17.24	0.066

^1H 原子核は磁気双極子モーメントを有するため、磁場 B_0 を印加すると B_0 の方向を軸に一定の周波数で自由歳差運動する (図 1.1.1.2)。この原子核の磁気双極子モーメントが行う歳差運動の周波数は、ラーモア周波数と呼ばれる。この原子核に、ラーモア周波数と同じ周波数で回転する高周波磁場を印加すると磁場と原子核の間に共鳴現象が生じる。これが、核磁気共鳴 (Nuclear Magnetic Resonance : NMR) である [16–19]。

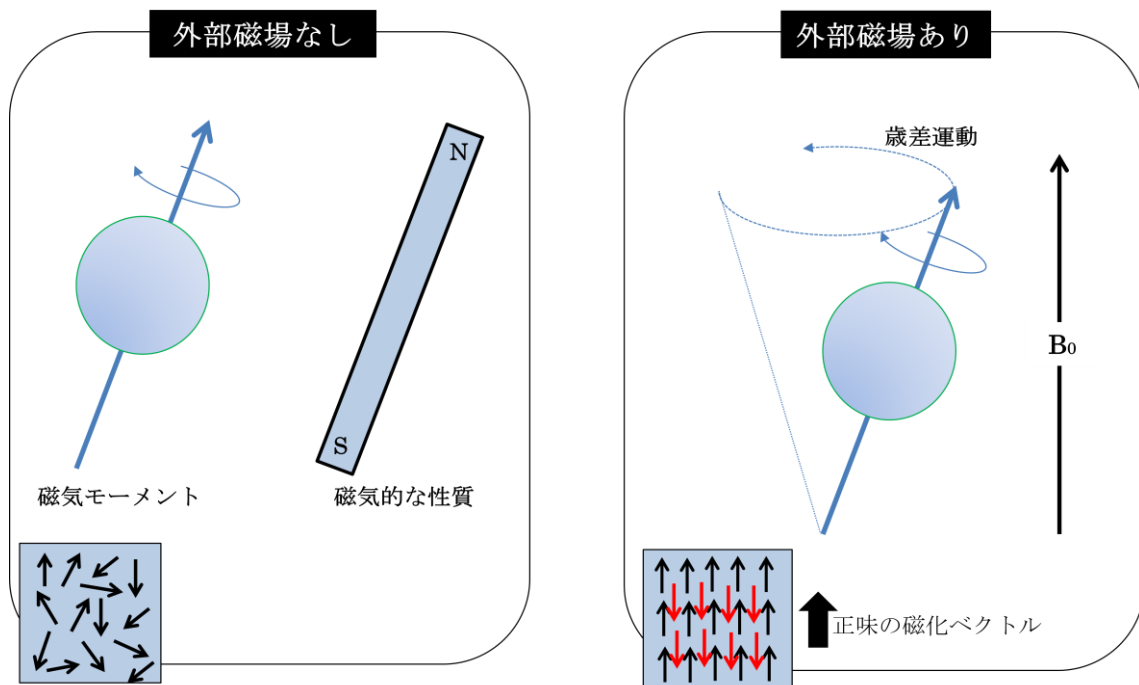


図 1.1.1.2 歳差運動

自然界には地磁気が存在するので磁場の印加がない場合は磁化がランダムな方向を向いているが (左図), 一定の静磁場 B_0 下では, 磁化は静磁場の方向またはその逆方向に整列し, わずかに静磁場の方向を向いた磁化が多い状態で熱平衡になっている。

磁場におかれた原子核は、ゼーマン効果によって一定のエネルギーの差をもった2つの状態に分裂して、低いエネルギー準位に少し偏った状態で熱平衡となる(図1.1.1.3)。このエネルギー差は原子核がおかれた静磁場で決まるラーモア周波数のエネルギーと一致する。ラーモア周波数と同じ搬送周波数の高周波磁場を印加すると磁場と原子核の間で共鳴吸収、または放出が起こる。そして、高周波磁場を印加された磁化 M は磁場 B_0 の方向を軸に回転しながら傾いていく。これが共鳴吸収である。また、高周波磁場を切ると、磁化 M は B_0 の方向に回転しながら戻っていく。これが共鳴放出である。放出された高周波磁場は NMR 信号と呼ばれ、電磁誘導の原理を用いて受信コイルで検出できる(図1.1.1.4)。NMR 信号は時間に伴って減衰することから FID (Free Induction Decay) 信号とも呼ばれる。なお、MRI 画像は FID 信号に位置情報を付与した複数の信号を計測し、画像として再構成することで得られる。

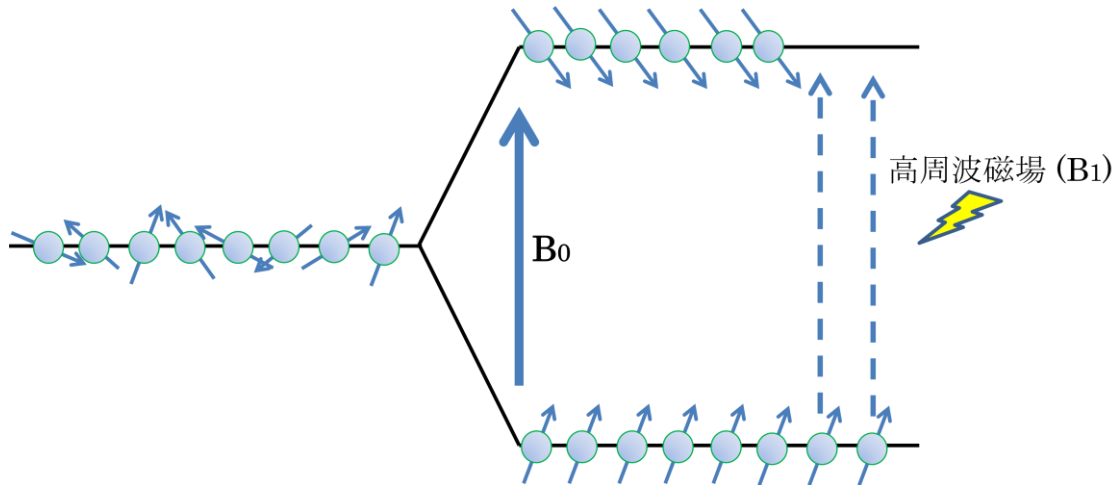


図 1.1.1.3 核磁気共鳴現象の模式図

外部磁場がない状態(図左端)では磁化の向きがランダムであるが、外部磁場 (B_0) 下では磁化の向きが揃う。これに高周波磁場 (B_1) を印加すると、エネルギー順位が高いレベルに励起される。

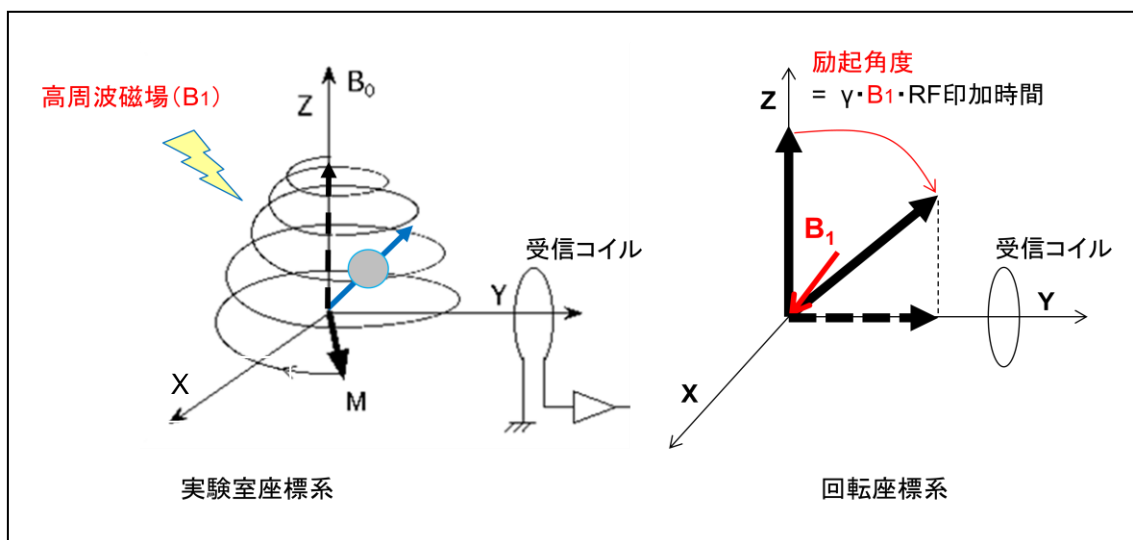


図 1.1.1.4 高周波磁場パルスによる励起と信号取得の基本原理

左図が実験座標系, 右図が回転座標系で見た高周波磁場パルスによる磁化の振舞いである.

•

静磁場 B_0 とラーモア周波数

静磁場 0 の環境下では，各スピンはランダムな方向を向き，正味の磁化ベクトルは 0 となる．しかしながら，一定の静磁場 B_0 下におかれると各スピンは静磁場の方向に整列し，正味の磁化ベクトルが形成される (図 1.1.1.2)．そして，スピンの置かれた静磁場の強度に応じてラーモア周波数で歳差運動する．数学的には以下のように表わせる．

$$\omega = \gamma \cdot B_0 \quad (1.1.1.1)$$

ここで， ω はラーモア周波数， γ は核磁気回転比である．プロトン ^1H の核磁気回転数は， $\gamma = 42.58 \text{ MHz / Tesla}$ である．

現在，臨床で流通している静磁場の強度は 0.3 T から 3.0 T が一般で，主流は 1.5 T および 3.0 T である．正味の磁化ベクトルの大きさは静磁場の強度に比例するため，静磁場強度が高い方が検出できる信号値を大きくできる．

•

高周波磁場 B_1 による励起と緩和現象

静磁場 B_0 の存在下で、生体内にある磁化ベクトルは、静磁場と同じ方向を向いた磁化にわずかに偏っている。MR 信号を得るためには、 ^1H のラーモア周波数と同じ周波数をもつ高周波磁場パルスを静磁場の方向と直交する方向に印加して、静磁場と直交する面に磁化ベクトルを倒す必要がある。これを励起と呼ぶ。このとき、磁化ベクトルが倒れる角度を、静磁場の方向を基準として励起角度と呼ぶ(図 1.1.1.4)。数学的には以下のように表わせる。

$$\alpha = \gamma \cdot B_1 \cdot t \quad (1.1.1.2)$$

ここで、 α は励起角度、 B_1 は高周波磁場パルスの強度、 t は高周波磁場パルスの印加時間である。

生体で用いられる高周波磁場の強度は、高周波磁場パルスの印加時間にもよるが、数 μ テスラのオーダーである。倒された磁化ベクトルは、高周波磁場パルスの印加を切ると、高周波磁場によって与えられたエネルギーを放出しながら、元の状態に戻っていく。元の状態に戻る速度は対象に依存する。格子とエネルギー供与をしながら、静磁場方向 (z 軸) に戻っていく現象が縦緩和であり、緩和の速さは縦緩和時間 T_1 で表現される。一方、格子とのエネルギー供与がなく、個々の磁化ベクトルが生成する局所磁場によって、 x - y 平面に倒された磁化ベクトルの位相が分散し、磁化ベクトルの正味の横磁化成分が 0 に収束していく現象が横緩和である。その速さは横緩和時間 T_2 で表現される。生体での T_1 値は 100–4000 ms で、 T_2 値は 10–300 ms である。 T_1 値、 T_2 値は組織に依存した固有値であり、MRI での画像コントラストに大きく寄与する。また、プロトン密度も、MRI の画像コントラストを決める重要な要素である。表 1.1.2 に生体での主な組織の T_1 値、 T_2 値を示す。

表 1.1.2 生体の主な組織の T1 値と T2 値 (1.5 T)

組織	T1 (ms)	T2 (ms)
脳脊髄液	4000	2000
灰白質	900	90
筋肉	900	50
肝臓	500	40
脂肪	250	70
腱	400	5
蛋白	250	0.1–1.0

出典 : Questions and Answers in MRI (<http://mri-q.com/why-is-t1--t2.html>)

線形傾斜磁場 G

MRI では、直交 3 方向に線形傾斜磁場を印加することで位置情報を付与する。x 軸を例にすると、 $B_0 + G_x \cdot x$ に従って線形な磁場勾配が x 軸方向に生成される (図 1.1.1.5)。ここで、 B_0 は静磁場強度、 G_x は線形傾斜磁場 ($= dB_z / dx$) である。これを y 軸および z 軸にも印加することで位置による共鳴周波数の差を生じさせて位置情報を付与する。位置情報の付与はエンコードと呼ばれる。なお、エンコードは本研究の理解に関係しないため本論文では割愛する。また、傾斜磁場コイルの構造や物理に関しても本研究の理解に関係しないため同様に割愛する。

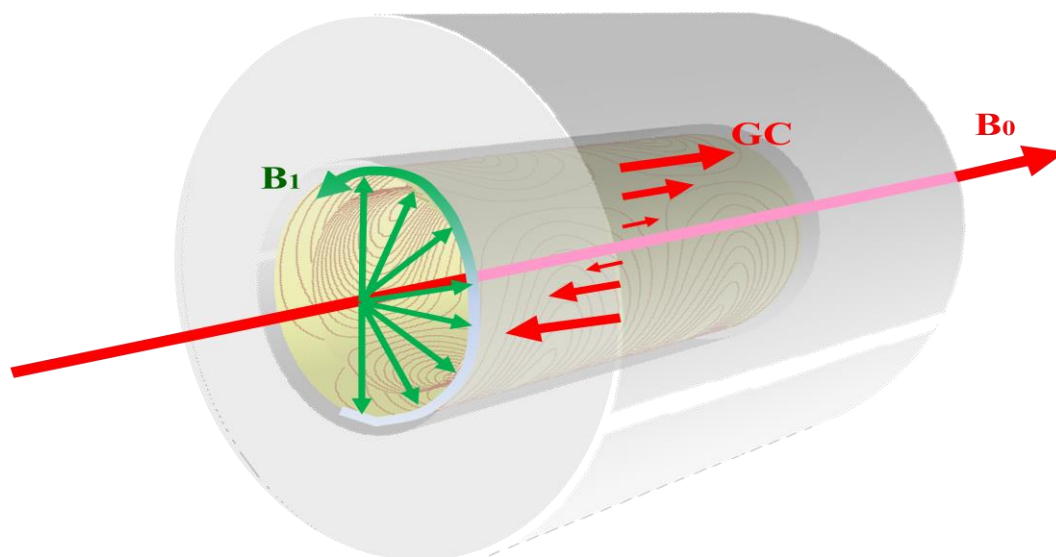


図 1.1.1.5 MRI における傾斜磁場

GC は傾斜磁場、 B_1 は高周波磁場 (回転磁場)、 B_0 は静磁場である。傾斜磁場は、 B_0 方向の磁場を空間的に変化させる。

•

Bloch 方程式

磁化ベクトル \mathbf{M} の振る舞いは、以下の Bloch 方程式で表現される。

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \mathbf{M} \times \gamma \mathbf{B} - \frac{M_x \mathbf{i} + M_y \mathbf{j}}{T_2} - \frac{(M_z - M_0) \mathbf{k}}{T_1} \quad (1.1.1.3)$$

ここで、 $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ は x 軸、 y 軸、 z 軸の単位ベクトルである。 M_0 は、静磁場方向の平衡磁化である。 \mathbf{B} は高周波磁場、 T_1 は縦緩和時間、 T_2 は横緩和時間、 γ は核磁気回転数である。

縦緩和の数学的な記述

Bloch 方程式より、磁化の縦成分の振舞いは以下で記述できる。

$$\frac{dM_z}{dt} = -\frac{M_z - M_0}{T_1} \quad (1.1.1.4)$$

ここで、 M_z は磁化の縦成分、 M_0 は初期磁化、 T_1 は縦緩和時間（スピン-格子緩和時間）である。 T_1 値は励起された磁化の縦磁化成分が初期状態に戻る時定数である。

縦緩和はスピンと格子間でのエネルギー交換を含む。また、縦緩和時間は静磁場強度に依存する。静磁場強度が高くなると、より多くのエネルギー交換が必要とされるため緩和時間は長くなる。つまり、静磁場強度が高くなると T_1 値は長くなる。

式 (1.1.1.4) を解くと,

$$M_z = M_0 + (M_z(0) - M_0)e^{-t/T_1} \quad (1.1.1.5)$$

と表わせる.

高周波磁場パルスが 90° の励起パルスの場合, $M_z(0) = 0$ なので,

$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (1.1.1.6)$$

となる.

横緩和の数学的な記述

Bloch 方程式より, 磁化の横成分の振舞いは以下で記述できる.

$$\frac{dM_{xy}}{dt} = -\frac{M_{xy}}{T_2} \quad (1.1.1.7)$$

ここで, M_{xy} は磁化の横成分, T_2 は横緩和時間 (またはスピンスピン緩和時間) である.

T_2 値は励起された磁化の横磁化が減衰する時定数である. なお, T_2 値は静磁場強度に依存しない. 式 (1.1.1.7) を解くと,

$$M_{xy} = M_0 e^{-t/T_2} \quad (1.1.1.8)$$

となる.

化学シフト

化合物を構成する原子の原子核は、周囲にある電子の運動で生じる遮蔽によって、同一核種でも共鳴周波数がわずかにずれる。この現象を化学シフトと呼ぶ。

原子核によってプロトンが経験する有効磁場 B_{eff} は、

$$B_{\text{eff}} = B_0 - B_{0\sigma} = B_0(1 - \sigma) \quad (1.1.1.9)$$

と表わせる。ここで、 B_0 は静磁場、 $B_{0\sigma}$ は静磁場のずれである。

なお、 σ は遮蔽係数であり、化学構造に依存する。

ラーモア周波数でみると、

$$\omega_{\text{eff}} = \omega_0 - \omega_{0\sigma} = \omega_0(1 - \sigma) \quad (1.1.1.10)$$

と表わせる。ここで、 ω_0 は共鳴周波数、 $\omega_{0\sigma}$ は共鳴周波数のずれである。

このように周波数における変化は静磁場 B_0 に比例する。そのため化学シフトは共鳴周波数 ω_0 に対する割合で定義される。ある核種の共鳴周波数を ω_s 、そのときの化学シフト量を δ とすると、

$$\delta = \frac{\omega_s - \omega_0}{\omega_0} \times 10^6 = \frac{\sigma_0 - \sigma_s}{1 - \sigma_0} \sim (\sigma_0 - \sigma_s) \times 10^6 \quad (1.1.1.11)$$

となる。

なお、本論文で対象とする脂肪の化学シフトは 3.5 ppm として計算に用いる。

MRIにおける安全性

最後に MRI における安全性として、(1) 高周波磁場による発熱、(2) 傾斜磁場による神経刺激を説明する。

(1) 高周波磁場による発熱

MRI では高周波磁場を用いて磁化を励起する。そのため、高周波磁場の人体への安全性を考慮する必要がある。高周波磁場による人体への影響は、比吸収率 (Specific absorption rate : SAR) の量で管理される。SAR は、高周波磁場 (具体的には電場であり、磁場は磁化の励起に使われる) に晒されたときに、組織に吸収されるエネルギー量である。単位は W/kg である。SAR は、全身、局所 (典型的には、1g または 10g あたりの組織) にわたって計算される。

半径 r 、伝導率 σ の均一な球体が静磁場強度 B_0 の MRI 装置下に置かれた場合、SAR は、

$$\text{SAR} \propto \sigma r^2 B_0^2 \alpha^2 D \quad (1.1.1.12)$$

$$\alpha = \gamma \int B_1(t) dt \quad (1.1.1.13)$$

で計算できる。ここで、 α は励起角度、 B_1 は高周波磁場パルスの強度、 D はデューティ比である。式(1.1.1.12)から、SAR は高周波磁場パルスの強度の 2 乗に比例し大きくなる。また、静磁場強度が高くなるにつれて SAR も高くなる。そのため、高磁場機になると SAR の制限で撮影条件が制約されるケースがある。FDA のガイドラインでは、SAR は全身で 4 W/kg を超えてはならないとされている [20]。また、頭部では 3.2 W/kg で制限される。そのため、高磁場機では、SAR を低減することも重要な課題である。

(2) 傾斜磁場による神経刺激

MRI では傾斜磁場を用いて空間的な位置をエンコードする。特に高速撮影では傾斜磁場は急速に切り替えされる。このとき問題になるのが、時間で変化する磁場によって生じる神経刺激を伴う誘導電流である。つまり、傾斜磁場の切り替えで生じる急激な磁場変化によって、組織に電流が生じ、神経の脱分極の限界を超える可能性がある。これは末梢神経刺激を引き起こす。生理学的には心筋刺激は生命への危険性があり、骨格筋に対する刺激は被検体に不快感を与える。そのため、傾斜磁場による神経刺激は安全規格で制限されている。具体的には単位時間あたりの磁場変化 dB/dt で監視し、安全規格を超える撮影条件は動作しないように制限している [20]。

数学的に記述すると、傾斜磁場の急速な切り替えで生じる面積 A の閉ループ回路に誘導される起電力 ΔE は、

$$\Delta E = A \frac{dB}{dt} = \pi r^2 \frac{dB}{dt} \quad (1.1.1.14)$$

となる。ここで、 r は閉ループの半径である。

伝導率 σ [S/m] の導体に流れる電流密度 J は、

$$J = \frac{1}{2} \sigma r \frac{dB}{dt} \quad (1.1.1.15)$$

で計算できる。

電流密度は傾斜磁場の切り替えで生じる磁場変化の最大値で算出する (図 1.1.1.6)。

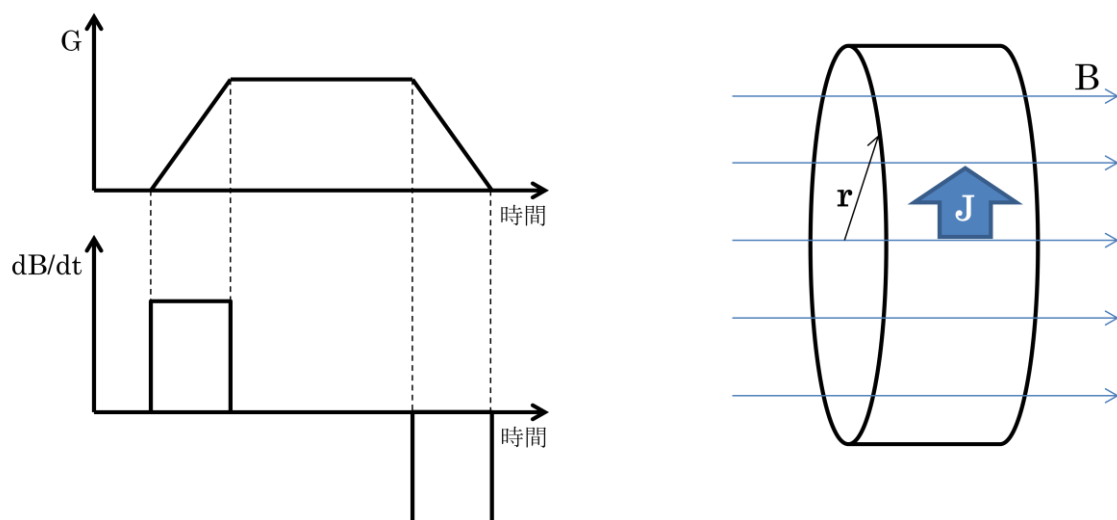


図 1.1.1.6 傾斜磁場による誘導電流

左図上段は傾斜磁場パルスを示し，左図下段は傾斜磁場の変化によって生じる磁場の時間変化を示している．右図は半径 r の閉ループの導体に磁場変化が生じたときの誘導電流 J を示している．

1.1.2 MRIにおける各種脂肪抑制法

臨床でのMRI撮影において、脂肪抑制は頻繁に使われるアプリケーションの一つである。脂肪はMRIで一般に用いられるT1強調撮影やT2強調撮影で高信号を呈するため、病変の検出能を低下させるケースがあり、安定な脂肪抑制が要求される(図1.1.2.1)。

本項では、MRIにおける主な脂肪抑制法を紹介しつつ、本研究で焦点をあてる周波数選択RFパルスによる脂肪抑制法の位置づけを説明する。

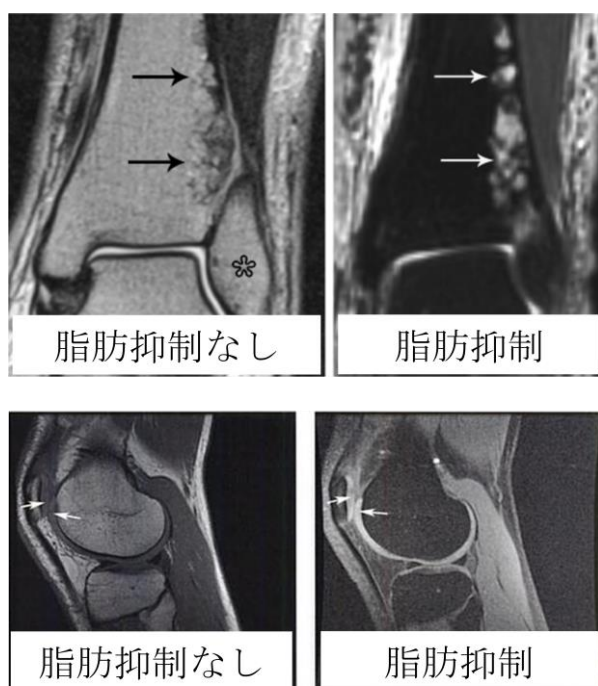


図 1.1.2.1 脂肪抑制の必要性 [21]

膝関節の図である。

上段の画像は、骨髄液と腫瘍との境界が不明瞭であるが(図中→)脂肪抑制をすることで病変を明瞭に検出できている。

下段は、軟骨を診断したいが周辺の脂肪や骨髄液が高信号のため、脂肪抑制なしでは診断し難いが、脂肪抑制することで軟骨を高信号に描出できている(図中→)。

MRI における脂肪抑制法には主に以下の 4 つがある。それぞれの脂肪抑制法について、基本原理と特徴を説明する。なお、下記の 1 および 2 は、様々な撮影手法に付加的に適用できる汎用的な技術である。一方で、下記の 3 および 4 は、下記の 1 および 2 と異なり、様々な撮影に付加的に適用できないため用途が限定される。以下で、各技術の基本原理を説明する。

- (1) 反転回復 RF パルス法
- (2) 周波数選択 RF パルス法
- (3) 水励起法
- (4) 水脂肪分離法
- (5) 構成型パルス法

反転回復 RF パルス法

反転回復 RF パルス法 (Inversion recovery: IR) は、組織の縦緩和時間 T_1 の差を利用した脂肪抑制法である。本撮影の RF パルスを印加する前に、 180° 反転型の RF パルスで全ての縦磁化を反転させる。そのあと、各組織の縦緩和時間 T_1 に基づいて、縦磁化が元の状態に戻っていく。そのとき、脂肪の縦磁化が反転した状態から元の状態に戻る過程において、縦磁化が 0 となる時間に本撮影の RF パルスを印加することで脂肪からの信号を抑制する (図 1.1.2.2)。脂肪の縦磁化が 0 となる時間に、脂肪以外の組織の縦磁化は、初期状態での磁化の大きさに比べて小さくなっているため、SNR が低下するという欠点がある。また、脂肪の縦緩和時間 T_1 と同等の組織も不本意に抑制されてしまうという問題もある。

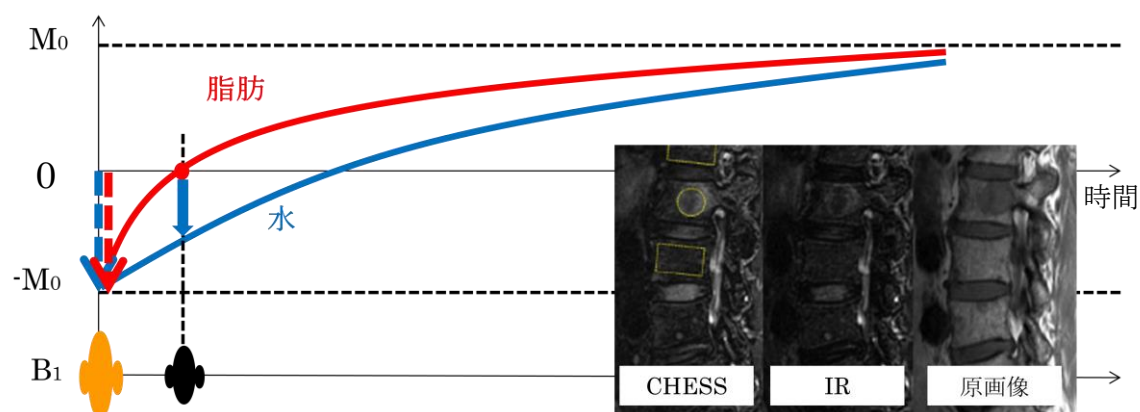


図 1.1.2.2 反転回復 RF パルス法

IR パルス (図中の B_1 軸にある黒色の波形) によって水と脂肪の両方の縦磁化が反転する。脂肪の縦磁化が 0 のときに、本撮影の RF パルス (図中の B_1 軸にある黒色の波形) を印加する。しかしながら、このとき、水の縦磁化も初期状態に比べて小さくなっているため、水の信号も低下してしまう。

周波数選択 RF パルス法

周波数選択 RF パルス法 (Chemical Shift Selective: CHES) は、ある特定の共鳴周波数、ここでは脂肪の共鳴周波数を選択的に励起して、脂肪のみを抑制する方法である。特定の対象のみを励起するため、他の組織へ影響を及ぼさない。励起角度は、一般に 90° である。 90° の励起角度が用いられるので、周波数選択 RF パルス印加直後に脂肪の縦磁化がほぼ 0 である。そのため、脂肪の縦磁化が 0 になるまでの待ち時間も実質ない。しかしながら、周波数選択 RF パルス法は高周波磁場パルスを利用した脂肪抑制法であるため、高周波磁場の不均一が存在すると脂肪抑制が不良となるという問題がある (図 1.1.2.3)。また、特定の共鳴周波数を選択的に励起する必要があるため、静磁場の不均一にも影響されやすい。

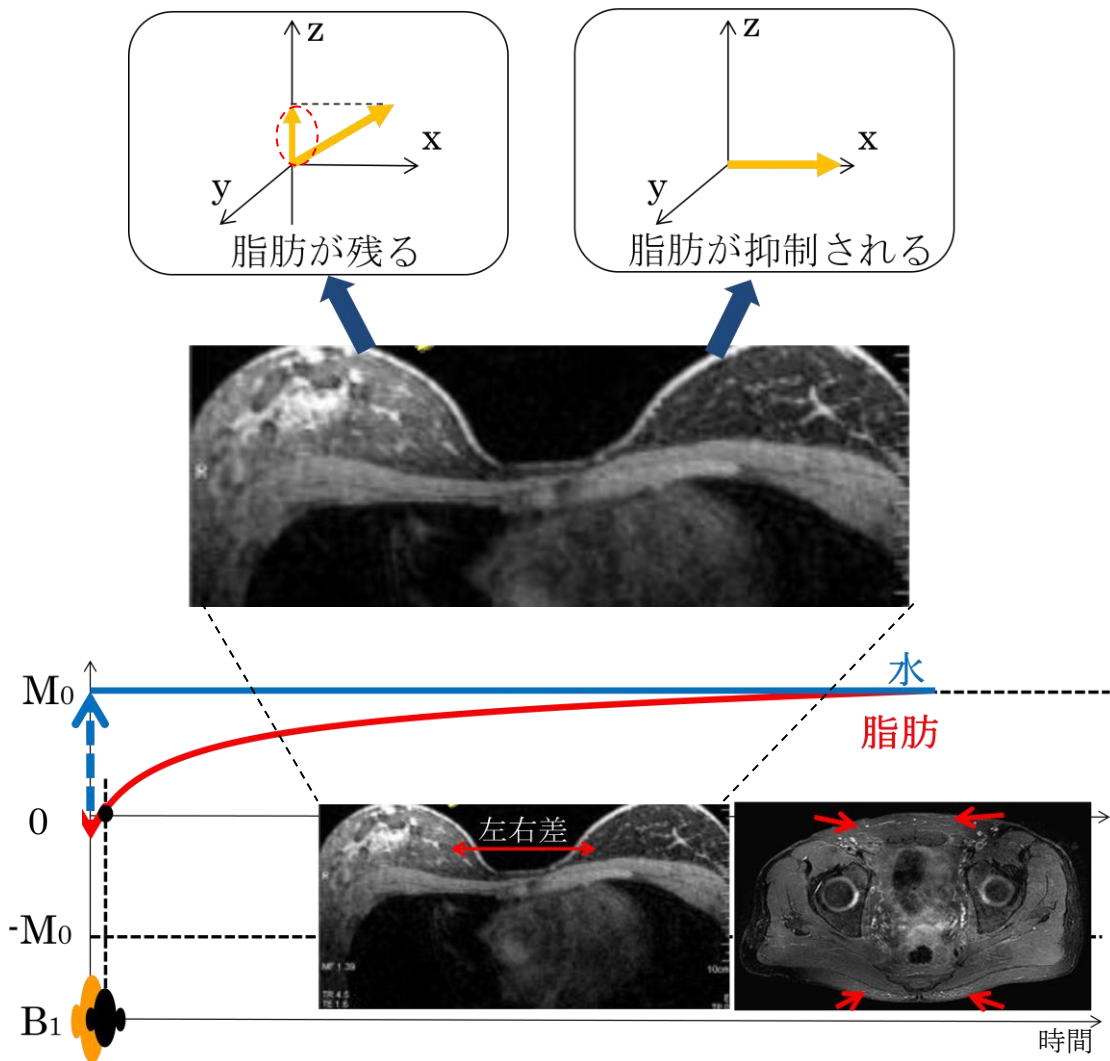


図 1.1.2.3 周波数選択 RF パルス法

高周波磁場の不均一が存在すると位置に依存して磁化が感じる高周波磁場の強度が異なる。つまり、磁化の倒れる角度（励起角度）が位置によって異なってしまうため、結果として、脂肪の縦磁化成分に変動が生じる（脂肪抑制の不均一）。

図1.1.2.4は周波数選択RFパルスを用いた脂肪抑制の原理を模式図で示したものである。基本原理としては、脂肪のプロトンを周波数選択的に励起し（時間A）、脂肪の磁化のみをx-y面に倒す（時間B）。そのあと、傾斜磁場Gを印加することで、倒れた磁化ベクトルの位相を分散させる（時間C）。これにより、脂肪の横磁化成分が消失し、水の縦磁化成分が残る。このあと、本撮影のRFパルス印加することで水の縦磁化のみが励起される。

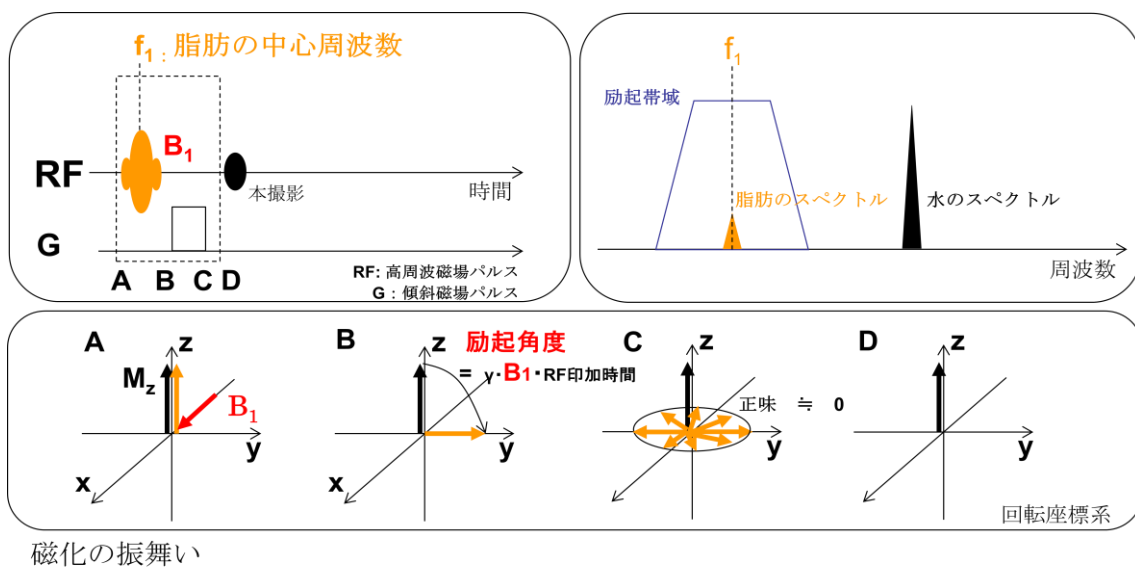


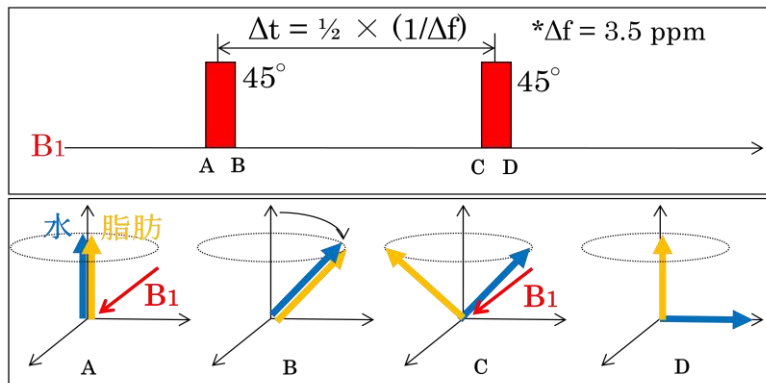
図 1.1.2.4 周波数選択 RF パルスを用いた脂肪抑制法

上段左図は時間軸におけるパルス系列を示しており、上段右図は周波数空間における水と脂肪のスペクトルの模式図を示している。下段は各時点における水と脂肪の磁化の振舞いを示している。

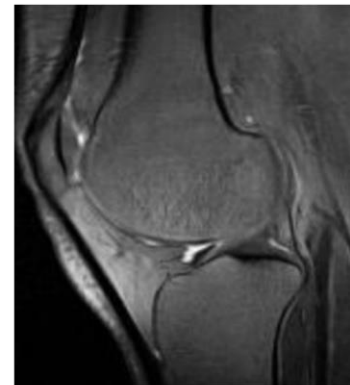
水励起法

水励起法は、2つ、または、それ以上の複数の RF パルスを使用し、水の磁化のみを励起する方法である。ここでは2つの RF パルス系列を使った水励起法を説明する。まず、第1の RF パルスで水と脂肪が励起される。そのあと、水と脂肪の共鳴周波数の差を利用して、水と脂肪の磁化ベクトルの位相が 180° ずれる時に第2の RF パルスを印加することで、脂肪の磁化は z 軸に戻り、水の磁化のみが x-y 面に倒され、信号として検出される(図 1.1.2.5)。水励起法は、原理的に、静磁場不均一やシステム制御による誤差に敏感であり、システムごとの調整が必要である。また、使用する RF パルスの数が少ないと周波数特性が悪くなるため、結果として脂肪抑制が不良になる。一方、使用する RF パルスの数が多いと撮影時間の延長に繋がる。そのため、適用範囲が極めて狭い。

1-1パルスの例



磁化の振り



脂肪抑制画像例 (膝)

図 1.1.2.5 水励起法

図は1対1の RF パルスの例である。Aの時間に 45° の RF パルスを照射すると水と脂肪の磁化が倒れる (B)。水と脂肪の共鳴周波数の差を利用して、互いの位相が 180° ずれる時間 (C) に、再度、 45° の RF パルスを照射することで、対象とする水のみを横磁化にすることができる。

水脂肪分離法

水脂肪分離法は、脂肪と水の共鳴周波数の差を利用した、後処理による脂肪抑制方法である。この方法は、水と脂肪の磁化ベクトルの位相が同位相と逆位相となる2つの時間に信号を収集し、2つの信号の加算及び減算により水からの信号と脂肪からの信号に分離する(図1.1.2.6)。

ここでは詳しく説明しないが、実際は静磁場の不均一で磁化ベクトルの位相が理想からずれるため、それを厳密に補正する処理が必要であり、演算の負荷が大きい。また、信号を収集する時間が規定されるため、適用できる撮影が制約される。

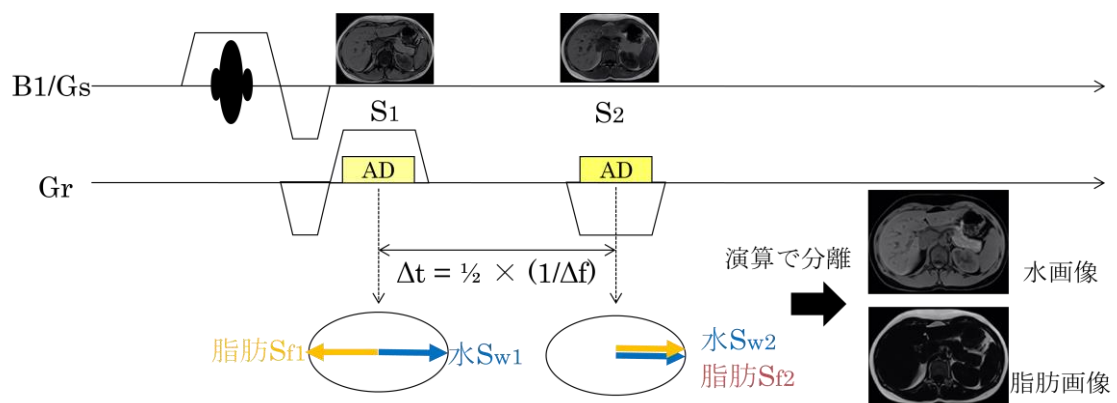


図 1.1.2.6 水脂肪分離法

高周波磁場 (B_1) とスライス選択傾斜磁場 (G_s)、読み出し傾斜磁場 (G_r) のパルス系列を示している。 S_1 は水と脂肪の磁化が逆位相のときの信号、 S_2 は同位相のときの信号である。 AD (Analog-to-Digital converter) はサンプリングの窓である。

構成パルス法

構成パルス法 (Composite RF Pulses) は、所望の目的を実現するために複数の RF パルスで構成された励起法の総称である。例えば、前述した周波数選択 RF パルスで構成されれば、脂肪抑制用の RF パルスとして使用できる。構成パルス法は、複数の RF パルスで構成することで空間的に均一な励起を実現し、周波数特性が良い。被験体において静磁場や高周波磁場が不均一であってもそれらの不均一への影響が小さくなるように設計されている [40]。また、空間選択性を有する RF パルスから構成すれば、前述した水励起法も構成パルス法の一つと言える。

周波数選択 RF パルスから構成された構成 RF パルスは、上述の特徴があるため、主に、MR スペクトロスコピーのための水抑制 RF パルスとして設計され、応用されてきた。MR スペクトロスコピーは周波数選択性と高周波磁場の不均一への耐性が必要とされるため、構成する RF パルスの数が非常に多くなり、構成パルスの正味の時間が長いという課題があった。また、MR スペクトロスコピーを対象として設計されているため（撮影の対象が狭い）、高周波磁場不均一への耐性度が小さい。

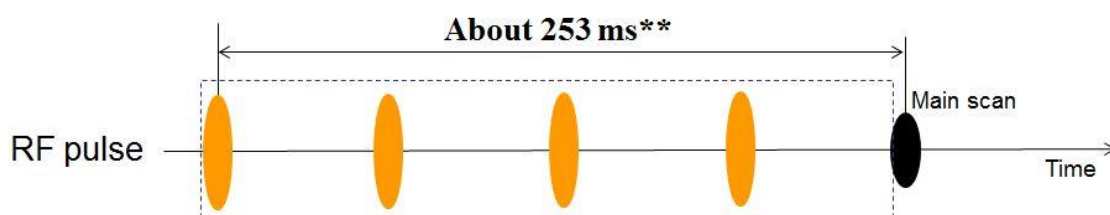


図 1.1.2.7 構成パルス法の一例

MR スペクトロスコピー用の水抑制パルスとして設計された構成パルスの例である [32].

上述したように、最も汎用的であり、様々な撮影に適用できる脂肪抑制法は周波数選択 RF パルス法である。また、SAR が低く周波数特性が高い、そして、高周波磁場の不均一への耐性を有するという特徴を考慮すると周波数選択 RF パルスで構成された構成パルス法が適切である。

そこで、本研究では、周波数選択 RF パルスで構成された構成パルス法に焦点をあてる。次項以降では、周波数選択 RF パルスによる脂肪抑制の原理について数式を交えて詳しく説明する。また、周波数選択 RF パルス法の課題である、(1) 高周波磁場の不均一、脂肪抑制における一般的な課題の一つである、(2) 脂肪が複数の周波数成分で構成されるがゆえに生じる問題について説明する。

1.1.3 周波数選択 RF パルスを用いた脂肪抑制法の原理

本項では、周波数選択脂肪抑制 RF パルスの基本である (1) CHESS 法、(2) 反転型の脂肪抑制 RF パルスの原理を説明する。また、反転型の RF パルスにおいては、高周波磁場の不均一が存在しても均一に励起できる特殊な RF パルス、すなわち、断熱型 RF パルスの原理も説明する (先行技術)。

CHESS 法の数学的な記述

CHESS (Chemical shift selective)法は最も一般的な周波数選択の脂肪抑制 RF パルスである[4-5]。CHESS パルスは特定の周波数を選択的に励起する単一の RF パルスとそのすぐ後に印加される傾斜磁場パルスから構成される。傾斜磁場パルスは励起された磁化の横成分の位相を分散させ、正味として横磁化を消失させる役割を果たす。CHESS パルスの励起角度 α には 90° が用いられる (図 1.1.3.1a)。CHESS パルスを印加する直前の時間における脂肪の縦磁化を $M_{z,0}$ と定義すると、CHESS パルスで励起された後の時間 A における脂肪の縦磁化 $M_{z,1}$ は式(1.1.3.1)で表わすことができる。

$$M_{z,1} = 1 - \left(1 - M_{z,0} \cos(\beta \cdot \alpha)\right) e^{-\tau/T1}, \quad (1.1.3.1)$$

$$M_{z,0} = 1 - e^{-t/T1}, \quad (1.1.3.2)$$

$$\beta = B_{1_actual}/B_{1_expected}, \quad (1.1.3.3)$$

$$t = TR/MS, \quad (1.1.3.4)$$

ここで、 τ は CHESS パルスと本撮影の RF パルス間のインターバル時間である。 t は計測の繰り返し時間 (Repetition Time : TR) を計測するスライス数 (MS) で割った値である。

t は CHES 法パルスが印加される時間間隔に相当する。 $B_{1\text{ actual}}$ は、各位置での高周波磁場の実際の強度で、 $B_{1\text{ expected}}$ は高周波磁場の期待される強度と定義する。 T_1 は脂肪の縦緩和時間、 β ($=B_{1\text{ actual}} / B_{1\text{ expected}}$) は高周波磁場の不均一の割合である。 励起角度 α は 90° である。 高周波磁場の不均一（励起角度の誤差を $\pm\Delta\alpha$ と仮定）が存在するとき脂肪の縦磁化 $M_{z,1}$ は、図 1.1.3.1b に示すような変動 ΔM_z を有する。 その変動は最大で $|2 \cdot M_0 \cdot \sin(\Delta\alpha)|$ である。

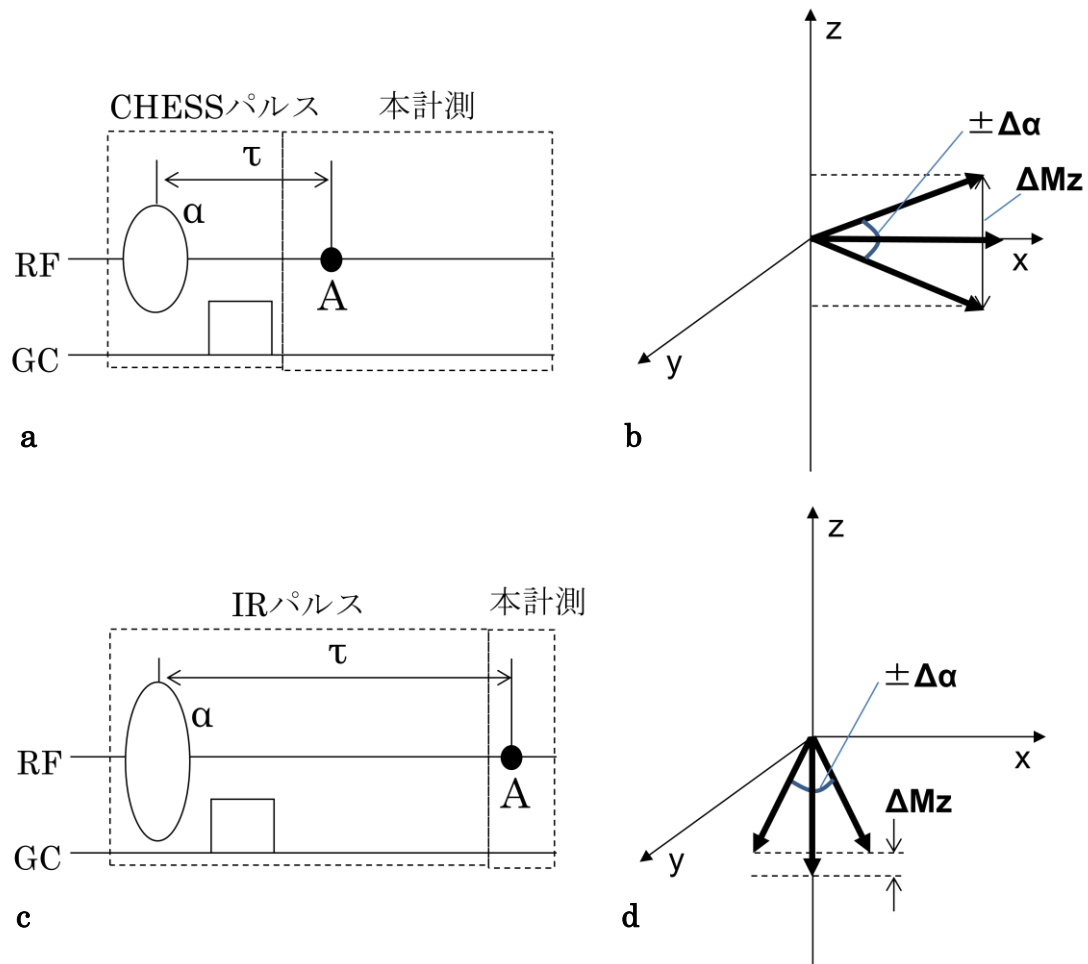


図 1.1.3.1 高周波磁場の不均一下で励起された縦磁化の変動

a : CHES 法のパルス系列を示している。 b : CHES 法において、高周波磁場の不均一による励起角度に $\pm\Delta\alpha$ の変動があるときの縦磁化の変動 ΔM_z を示している。 c : IR 法のパルス系列を示している。 d : IR 法において、 $\pm\Delta\alpha$ の高周波磁場の不均一による励起角度に $\pm\Delta\alpha$ の変動があるときの縦磁化の変動 ΔM_z を示している。

反転型の脂肪抑制 RF パルス法の数学的な記述

反転型の脂肪抑制 RF パルスは、 180° の励起角度を用いる。数学的な記述は、上述した CHESS 法と同様で、式 (1.1.3.1)から式 (1.1.3.4)で表現できる。高周波磁場の不均一による縦磁化への影響という観点でみると、高周波磁場の不均一(励起角度の誤差 $\pm\Delta\alpha$ と仮定)が存在するときに脂肪の縦磁化 $M_{z,1}$ は図 1.1.3.1d に示すような変動 ΔM_z を有する。その変動は最大で $|M_0 \cdot (1 - \cos(\Delta\alpha))|$ である。

CHESS 法における縦磁化の変動が最大で $|2 \cdot M_0 \cdot \sin(\Delta\alpha)|$ であるので、反転型の RF パルスの方が高周波磁場の不均一による影響が小さい。しかしながら、いずれにしても高周波磁場の不均一が存在すると、励起後に縦磁化の大きさに変動が生じる。

なお、反転型の RF パルスを用いた脂肪抑制では 1.1.2 項で説明したように、縦磁化を 180° 反転させたあとに、縦緩和作用により元の状態に戻る過程で縦磁化が 0 になる時間までの長い待ち時間が要求される (図 1.1.3.1c)。

断熱型 RF パルス法の数学的な記述

断熱型の RF パルスは、高周波磁場の不均一が存在しても磁化を均一に励起できる特殊な RF パルスである[14]. 非断熱型の RF パルスと異なり、断熱型の RF パルスは、磁化の励起角度 θ と高周波磁場の強度 $B_1(t)$ との間に成り立つ関係 (式 (1.1.3.5)) に従わない.

$$\theta = \gamma \int_0^T B_1(t) dt \quad (1.1.3.5)$$

ここで、 T は高周波磁場パルスの印加時間、 γ は核磁気回転数である.

断熱型 RF パルスにおける励起角度は高周波磁場パルスの強度や変調周波数をどのように変化させるかで決まる. そのため、変調関数を適切に選択することで異なる高周波磁場の強度を経験する磁化も同じ励起角度に倒すことができる. ただし、非断熱型の RF パルスと異なり、RF パルスの単純なスケールリングだけで励起角度を制御できない (任意の励起角度を生成することが難しい). 以下で、断熱型 RF パルスの原理を数学的に説明する.

高周波磁場パルスの強度を $A(t)$ 、搬送周波数を $\omega_{rf}(t)$ とすると、高周波磁場 $B_1(t)$ は、

$$B_1(t) = A(t)e^{-i\omega_{rf}(t)t} \quad (1.1.3.6)$$

と表わすことができる.

$\omega_{rf}(t)$ の回転座標系でみると、有効磁場は2つの直交成分に分解できる. つまり、高周波磁場 B_1 の初期時における印加方向を x 軸と仮定すると、

$$B_x(t) = A(t) \quad (1.1.3.7)$$

$$B_z(t) = \frac{1}{\gamma}[\omega - \omega_{\text{rf}}(t)] = B_0 - \frac{\omega_{\text{rf}}(t)}{\gamma} \quad (1.1.3.8)$$

と表わせる。ここで、 ω はラーモア周波数 ($\omega = \gamma B_0$) である。

このとき、有効磁場 $\mathbf{B}_{\text{eff}}(t)$ は、

$$\mathbf{B}_{\text{eff}}(t) = \mathbf{B}_x(t) + \mathbf{B}_z(t) = x\mathbf{B}_x(t) + z\mathbf{B}_z(t) \quad (1.1.3.9)$$

となる。ここで、 x, z は単位ベクトルである。

有効磁場の大きさとは方向は、

$$|\mathbf{B}_{\text{eff}}| = \sqrt{B_x^2(t) + B_z^2(t)} \quad (1.1.3.10)$$

$$\varphi = \arctan\left(\frac{B_x(t)}{B_z(t)}\right) \quad (1.1.3.11)$$

となる。通常、オンレゾナンス ($\omega_{\text{rf}} = \omega$) では有効磁場の向きは z 軸である。

断熱型 RF パルスは断熱条件下で制御される。つまり、磁化ベクトルは有効磁場の方向を向き、有効磁場を軸とした歳差運動の1周期の間に有効磁場の向きが大きく変化しないという条件に従う必要がある。これは数学的には、

$$\left|\frac{d\varphi}{dt}\right| \ll \gamma|\mathbf{B}_{\text{eff}}| \quad (1.1.3.12)$$

と記述できる。断熱条件を満たすとき、有効磁場 \mathbf{B}_{eff} と共線にある磁化は共線のままとなる、すなわち、磁化ベクトルの有効磁場方向の成分は不変とみなせる。

断熱条件の物理を説明する。断熱条件を説明するには2つの回転座標系を定義する必要がある。1つは周波数変調 $\Delta\omega$ で回転する回転座標系 (x', y', z') 、もう一つは、有効磁場 B_{eff} が回転する回転座標系 (x'', y'', z'') である。初期状態では2つの回転座標系は重なっている。RFパルスを印加している間、第2の回転座標系は第1の回転座標系で見ると、 $d\alpha/dt$ の速度で回転しており、 B_{eff} は z'' 方向の共線上にある。 y' 方向を軸とした B_{eff} の回転は、 y'' 方向に瞬間磁場 $(d\alpha/dt)/\gamma$ をもたらす。このとき、磁化 M は B_{eff} と $(d\alpha/dt)/\gamma$ の合成磁場である E の方向に歳差運動する。ここで、断熱条件の式 (1.1.3.13) が満たされるとき、 E は B_{eff} と同一とみなすことができる。つまり、磁化 M は常に B_{eff} 方向の共線上にあるといえる。断熱条件下で、 $|\Delta\omega(t)|$ は $B_1(t)$ に対し十分大きくなるので、 B_1 の大きさに対して磁化 M が依存しなくなる (図 1.1.3.2)。

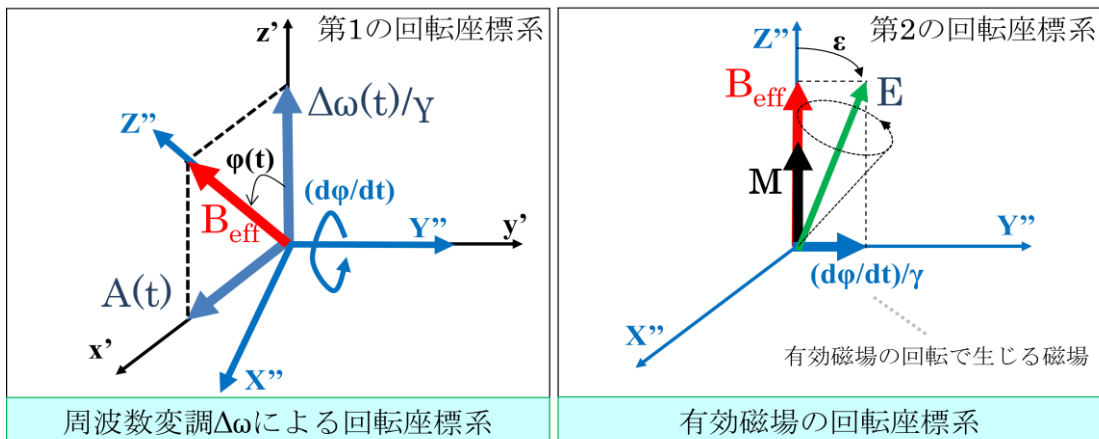


図 1.1.3.2 断熱条件を説明する2つの回転座標系

左図は周波数変調 $\Delta\omega$ による回転座標系を示している。右図は有効磁場が2つの変調関数により回転する回転座標系を示している。

次に、断熱型RFパルスの変調関数に関して説明する。断熱型RFパルスの変調関数には、主に、Hyperbolic secant 関数（式(1.1.3.13)）が用いられる。

$$B_1(t) = [A_0 \operatorname{sech}(\beta t)]^{1+iu} \quad (1.1.3.13)$$

ここで、 A_0 は高周波磁場 B_1 の最大値、 β は変調角周波数、 u は無次元のパラメータである。また、Hyperbolic sech は、

$$\operatorname{sech} x = 2/(e^x + e^{-x}) \quad (1.1.3.14)$$

で定義される。

よって、式（1.1.3.13）は強度変調 $A(t)$ と位相変調 $\varphi(t)$ を用いて、

$$B_1(t) = A(t)e^{-i\varphi(t)} \quad (1.1.3.15)$$

と書きかえることができる。

$b^z = e^{z \ln b}$ を用いて式（1.1.3.13）と式（1.1.3.15）を比較すると、強度変調関数 $A(t)$ と位相変調関数 $\varphi(t)$ は、

$$A(t) = A_0 \operatorname{sech}(\beta t) \quad (1.1.3.16)$$

$$\varphi(t) = u \ln[\operatorname{sech}(\beta t)] + u \ln A_0 \quad (1.1.3.17)$$

となる。

周波数変調関数 $\Delta\omega$ が以下のように微分で計算される時、定数 $u \ln A_0$ の項はなくなり、

$$\Delta\omega(t) = d\phi(t)/dt = -u\beta \tanh(\beta t) \quad (1.1.3.18)$$

となる (図 1.1.3.3). ここで, Hyperbolic tanh は,

$$\tanh x = (e^x - e^{-x})/(e^x + e^{-x}) \quad (1.1.3.19)$$

で定義される.

式(1.1.3.16), 式(1.1.3.18)から, Hyperbolic secant パルスは sech/\tanh 関数を使うことがわかる.

時間変数 t を $-\infty$ から $+\infty$ まで掃引すると, 強度変調関数は 0 から最大値に向かい, その後, 0 に戻る. 一方, 周波数変調関数は最大値から 0 に減少し, その後に, 極性を変えて 0 から最小値に向かう. これらの特性は前述した断熱条件の要件を満たす.

Hyperbolic secant をベースとした断熱型の RF パルスを設計するためには, 3つのパラメータ A_0 , β , u を断熱条件が満たされるように (実際には実用上の制約, すなわち, RF パルスの帯域や RF パワーなども考慮したうえで) 決定する必要がある.

ここで, $B_x = A_0$, $B_z = -u\beta/\gamma$ を使うと, 有効磁場 B_{eff} は

$$|B_{\text{eff}}| = \sqrt{(A_0 \text{sech} \beta t)^2 + \left(\frac{\mu\beta}{\gamma} \tanh \beta t\right)^2} \quad (1.1.3.20)$$

$$\phi = \arctan\left(-\frac{\gamma A_0 \text{sech} \beta t}{\mu\beta \tanh \beta t}\right) = \arctan\left(-\frac{\gamma A_0}{\mu\beta \sinh \beta t}\right) \quad (1.1.3.21)$$

となる.

式(1.1.3.18), 式(1.1.3.20), 式(1.1.3.21)から, このときの断熱条件は次のようになる.

$$A_0 \gg \frac{\sqrt{\mu\beta}}{\gamma} \quad (1.1.3.21)$$

式(1.1.3.16)と式(1.1.3.17)を Bloch 方程式から解析すると,

Hyperbolic secant パルスによる RF の帯域 Δf は,

$$\Delta f = \frac{\mu\beta}{\pi} \quad (1.1.3.22)$$

となる. 式(1.1.3.21)と式(1.1.3.22)より, 断熱条件は,

$$A_0 \gg \frac{\pi\Delta f}{\gamma\sqrt{\mu}} \quad (1.1.3.23)$$

となる.

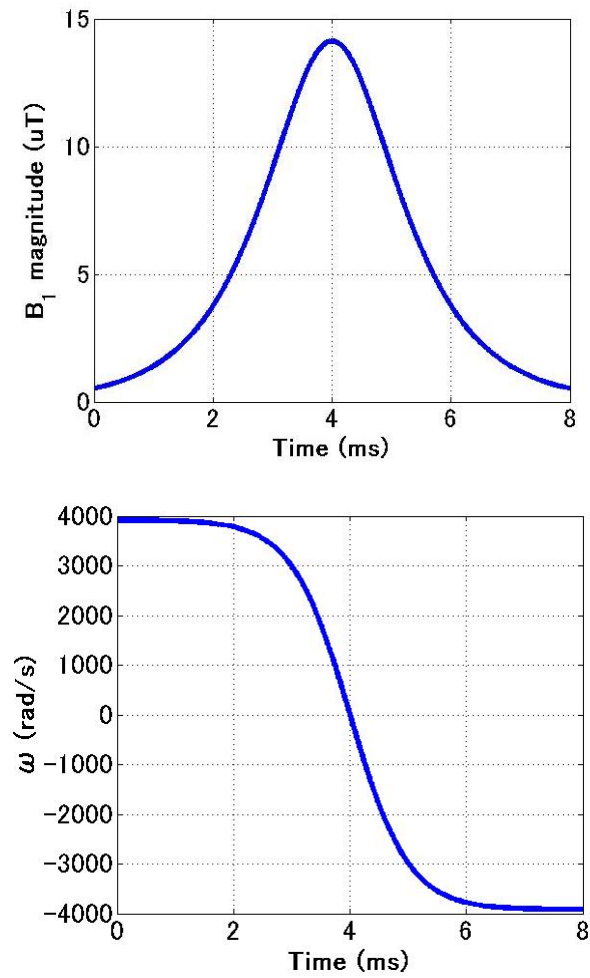


図 1.1.3.3 断熱型 RF パルスの変調関数

Hyperbolic secant 関数である．印加時間は 8 ms, $\text{TBW} = 10$, $\beta = 800 \text{ rad/s}$, $u = 4.9$, $A_0 = 14 \text{ uT}$ である．上段が振幅変調関数，下段が周波数変調関数である．

最後に、断熱型 RF パルスにおける磁化の振舞い(図 1.1.3.4a-e)および非断熱型 RF パルスにおける磁化の振舞い(図 1.1.3.4f)を説明する。RF パルスを印加した初期時点では、 φ は 0 であるため、有効磁場 B_{eff} は z 軸の方向を向いており、磁化ベクトル M も同じ方向となる。遅い変調周波数 β と大きな有効磁場の強度を用いることで断熱条件が満たされれば、図 1.1.3.4b-e に示すように磁化ベクトル M は有効磁場 B_{eff} の方向をたどる。一方、非断熱型 RF パルスでは、高周波磁場 B_1 の強度に依存して、磁化ベクトル M の向きが変わる。そのため、高周波磁場 B_1 の強度に変動があると磁化ベクトル M の向きに変動が生じることになる。

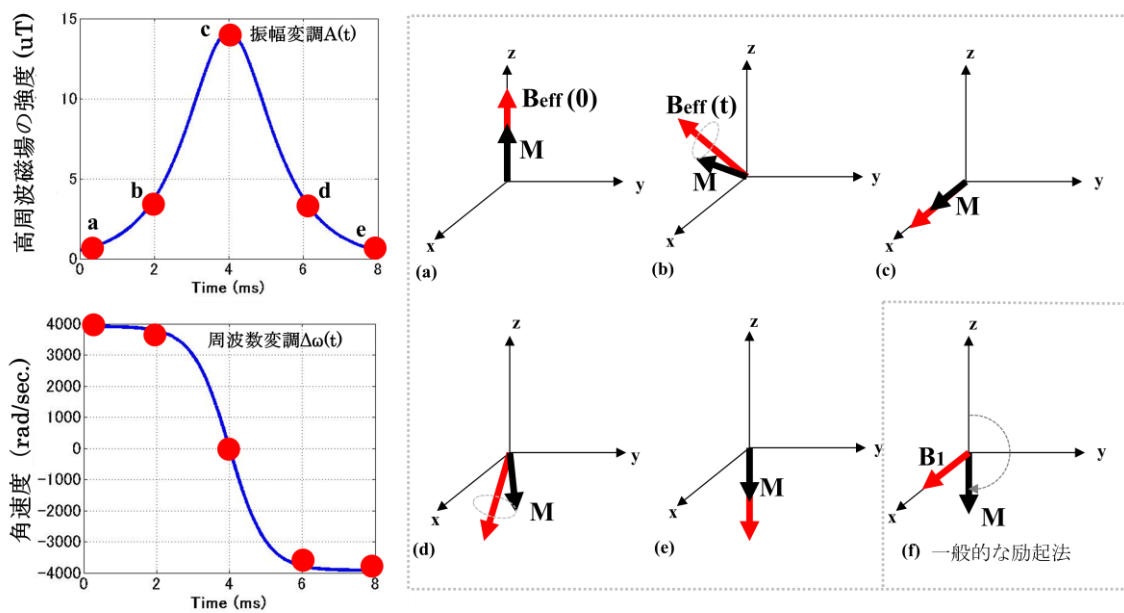


図 1.1.3.4 断熱型 RF パルスと非断熱型 RF パルスにおける磁化の反転プロセス

a-e : 断熱型 RF パルスにおける磁化の反転プロセス, f : 非断熱型 RF パルスにおける磁化の反転プロセス

1.1.4 周波数選択 RF パルスにおける課題 1：高周波磁場の不均一

背景

前項までに説明したように、周波数選択 RF パルスは高周波磁場の不均一に弱い。また、特定の周波数を選択的に励起するため、静磁場の不均一にも弱い。後者への対応としては、一般に B_0 シミングと呼ばれる方法を用いて被検体ごとに異なる静磁場の不均一を低減する[22]。また、周波数選択 RF パルスの周波数特性を高帯域に設計する方法も効果的である[23]。ここでは、前者の高周波磁場の不均一が脂肪抑制にもたらす問題について説明する。

高周波磁場の不均一

1.5 T 以上の MRI 装置では高周波磁場の不均一が顕著となり、均一な脂肪抑制を実現することが困難となる。主な原因は、静磁場強度の上昇にともない、共鳴周波数が高くなり、高周波磁場の波長が被検体の大きさにちかくなる、つまり、高周波磁場の空間的な振幅の差を無視できなくなることである（図 1.1.4.1）。以下で、詳細を説明する。

真空中での電磁波の波長 λ_0 は、

$$\lambda_0[\text{m}] = \frac{C_0[\text{Mm/s}]}{f[\text{MHz}]} = \frac{3.0[\text{Mm/s}]}{128[\text{MHz}]} \cong 2.34[\text{m}] \quad (1.1.4.1)$$

となる。ここで、 C_0 は真空中での電磁波の速度、 f は 3 T での共鳴周波数である。

マクスウェル方程式より，生体内の60%を占める水中での電磁波の速度 C_{H2O} は，

$$C_{H2O}/C_0 [\text{Mm/s}] = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_{\text{water}} \cdot \mu_{\text{water}}}} = \frac{1}{\sqrt{81 \cdot 1.0}} = \frac{1}{9} \quad (1.1.4.2)$$

$$C_{H2O} [\text{Mm/s}] = \frac{300 [\text{Mm/s}]}{9} \cong 33 [\text{mM/s}] \quad (1.1.4.3)$$

となる．ここで， ϵ_{water} は水の誘電率で， μ_{water} は水の透磁率である．

よって，水中での電磁波の波長 λ_{H2O} は，

$$\lambda_{H2O} [\text{m}] = \frac{C_{H2O} [\text{Mm/s}]}{f [\text{MHz}]} = \frac{33 [\text{Mm/s}]}{128 [\text{MHz}]} \cong 0.26 [\text{m}] \quad (1.1.4.4)$$

となる．

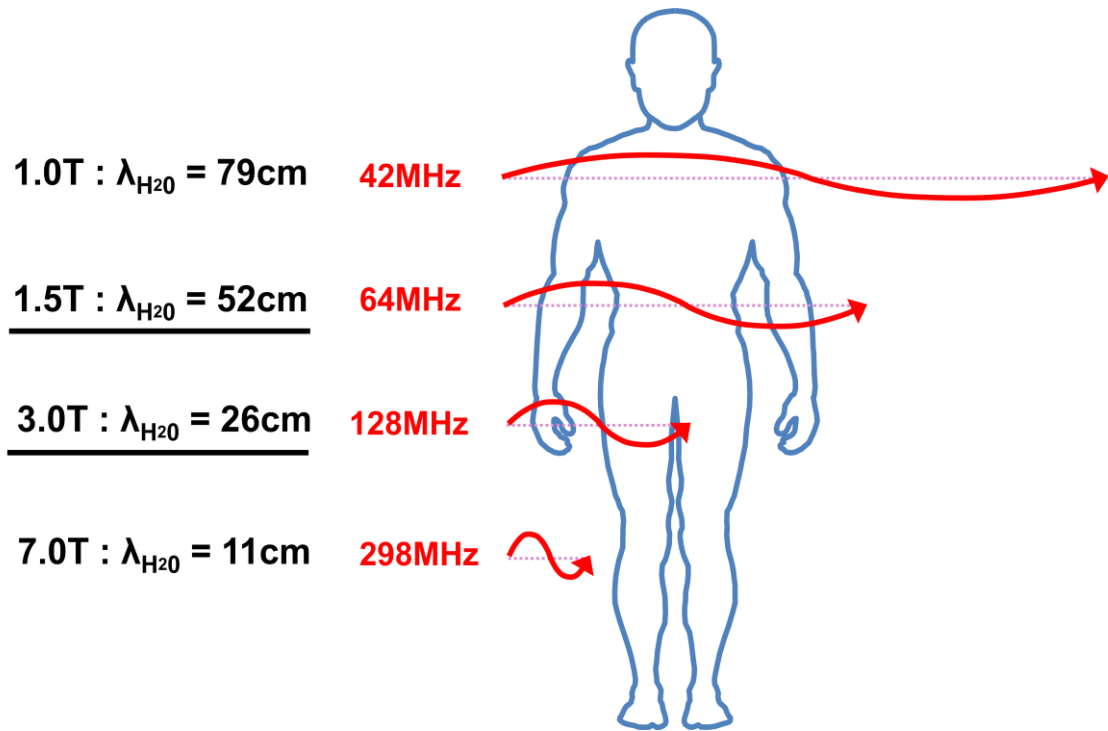


図 1.1.4.1 磁場強度による電磁波の波長の変化 [24]

磁場強度が高くなるにつれて電磁波の波長が被検体に対して短くなり、高周波磁場の空間的な強度の差を無視できなくなる。

また、電磁波の波長が被検体より短いと、被検体に入射した電磁波が反射しやすくなり、生体内で定在波が生じる（図 1.1.4.2）。

これにより、励起角度の空間的な変動が生じ、周波数選択 RF パルスによる脂肪抑制が不均一となる。

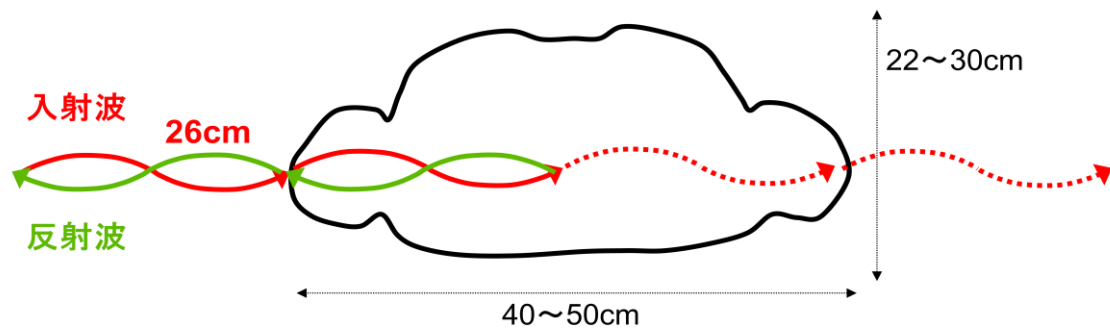


図 1.1.4.2 電磁波の入射波と反射波により生じる定在波

波長が被検体に対して短くなることで反射が生じやすくなり、生体内で定在波が生じる。

高周波磁場の不均一は、生体組織の誘電率や透磁率によっても変化する（誘電効果：Dielectric effect）。これは、電磁波の速度が、誘電率や透磁率によって変化するためである。マクスウェル方程式から、電磁波の速度 C は、

$$C \left[\frac{\text{Mm}}{\text{s}} \right] = \frac{1}{\sqrt{\epsilon\mu}} \quad (1.1.4.5)$$

と表わせる。ここで、 ϵ は誘電率、 μ は透磁率である。表 1.1.3 に静磁場強度が 1.5 T と 3 T における主な組織の誘電率と透磁率を示す。

表 1.1.3 各周波数における誘電率と透磁率 [25]

組織	1.5T(64 MHz)		3.0T(128 MHz)	
	ϵ	μ	ϵ	μ
CSF	97	2.07	84	2.14
Air	1	0	1	0
Muscle	72	0.71	64	0.74
Bone	17	0.06	15	0.07
Lens	77	0.49	62	0.54
Humor	50	0.29	43	0.31
Skin	69	1.50	69	1.51
Brain	83	0.40	63	0.46

また、誘電率や透磁率の異なる境界面では、高周波磁場が反射や屈折を起こしやすい。

特に生体表面で生じやすい。空気と生体表面での高周波磁場の屈折率 n は、

$$n = \sqrt{\frac{\epsilon\mu}{\epsilon_0\mu_0}} \quad (1.1.4.6)$$

と表わせる。ここで、 ϵ_0 は真空の誘電率、 μ_0 は真空の透磁率である (図 1.1.4.3)。屈折率は高周波磁場の生体への伝搬に影響を与えるため、屈折率も高周波磁場の不均一に関与する。

上述した高周波磁場の不均一は腹部や乳房で顕著で、高周波磁場の不均一が $\pm 30\%$ あるといわれている[26-27]。

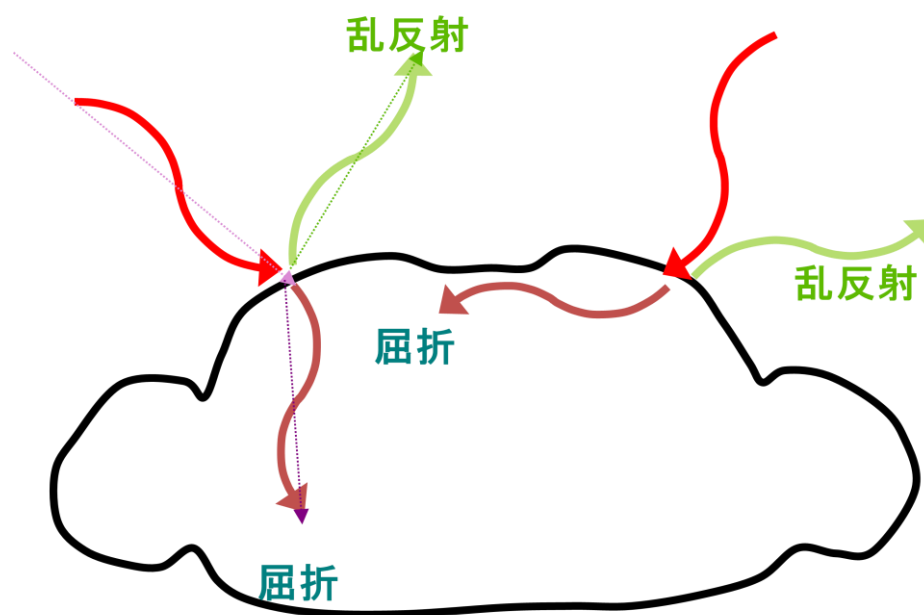


図 1.1.4.3 高周波磁場の生体表面での屈折および反射

高周波磁場は誘電率や透磁率の異なる境界面（例えば、生体表面など）で、反射や屈折を起こしやすい。

この課題を克服するために、先行技術として、前項で説明した断熱型の RF パルスが脂肪抑制 RF パルスに応用されている [10-13]。しかしながら、断熱型の RF パルスは磁化を 180° 反転させるため、反転された磁化が縦緩和作用により元の状態に戻る過程で縦磁化が 0 になるまでの長い待ち時間時間 (TI 時間) が要求される。これは撮影時間の延長をもたらす。また、断熱型の RF パルスは、CHESS パルスと比べて RF パルスの振幅が顕著に大きくなるため、高周波磁場の生体への比吸収率 (SAR) が大幅に増大するという問題もある (図 1.1.4.4)。安全規格による SAR の制限によって、撮影条件 (撮影スライス数、繰り返し時間など) が制約され、撮影効率の低下をもたらす。

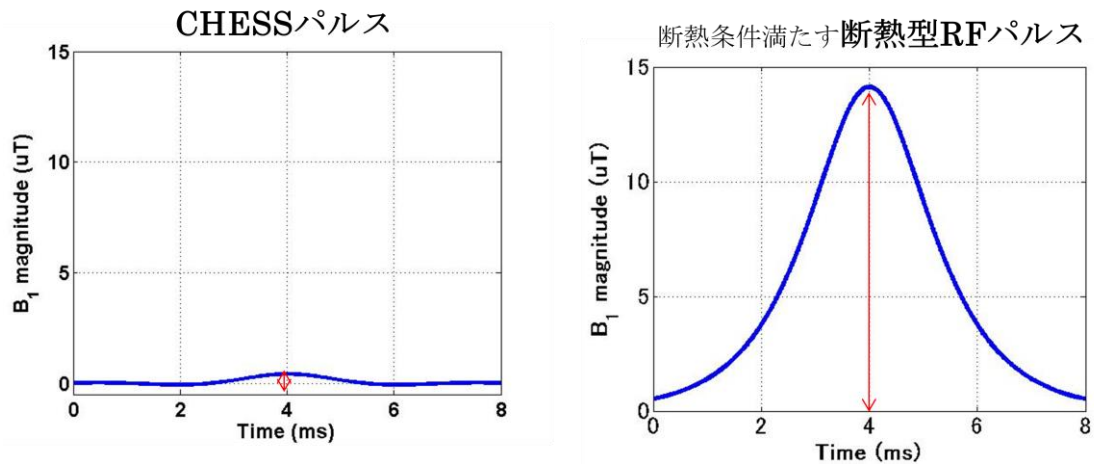


図 1.1.4.4 断熱型 RF パルスと CHESSE パルスの振幅変調関数

断熱状態を満たす断熱型 RF パルスの振幅は、CHESSE パルスと比べて顕著に大きくなる。これは SAR の増加をもたらす。

その他、高周波磁場の強度に非依存な RF パルスとして、BIR (adiabatic B1-independent rotation) パルスが報告されている。BIR パルスは 90°系の断熱型 RF パルスであるため、TI 時間は不要であるが、周波数選択性が乏しく Off resonance の影響も受けやすい、また、SAR が高いという欠点がある[28-31]。また、WET(Water suppression enhanced through T1 effect) パルスは、高周波磁場の不均一に依存しにくい非断熱型 RF パルスとして提案されているが[32]、WET パルスは高周波磁場への非依存性が±20%しかない[33]。そのため頭部領域に対しては WET パルスを適用できても、高周波磁場の不均一が大きい乳房や腹部には適用できない。また、WET パルスのトータル時間は 120 ms と長い。このような背景から、体幹部への適用が可能で、高周波磁場の不均一に頑強な高速脂肪抑制 RF パルスが求められていた。また、MRI が高磁場化するなかで、SAR の低減も重要な課題であった。

1.1.5 周波数選択 RF パルスにおける課題 2：複数の周波数成分の存在

MRI における脂肪抑制では、脂肪組織内の主成分である Aliphatic fat (CH₂ のグループ)、すなわち、水の共鳴周波数よりも 3.5 ppm 低い周波数の成分のみを選択的に抑制する。

ところが脂肪組織は複雑であり、複数の周波数成分が混在する [5-6]。主に 2 つの成分があり、一つは Aliphatic fat (CH₂ のグループ：図 1.1.5.1 で示されるスペクトル B) で含有量が最も多い。もう一つは Olefinic fat (2 重結合鎖の CH のグループ：図 1.1.5.1 で示されるスペクトル J) で、Aliphatic fat の含有量に対して 10% の割合で存在する (図 1.1.5.1)。

Aliphatic fat の共鳴周波数は、水の共鳴周波数から 3.5 ppm 離れているが、Olefinic fat の共鳴周波数は水の共鳴周波数に近接する。そのため、周波数選択 RF パルスは Aliphatic fat からの信号を抑制できるが、水に影響を与えずに、Olefinic fat からの信号を抑制することは物理的に難しかった。つまり、脂肪組織からの信号を全て消失させることは困難であった。近年、前項で紹介した水脂肪分離法 (Dixon 法) で複数の成分を考慮した方法が提案され、脂肪組織からの信号をほぼ全て消失させる方法が報告されたが、周波数選択 RF パルスではまだ実現されていなかった (図 1.1.5.2)。

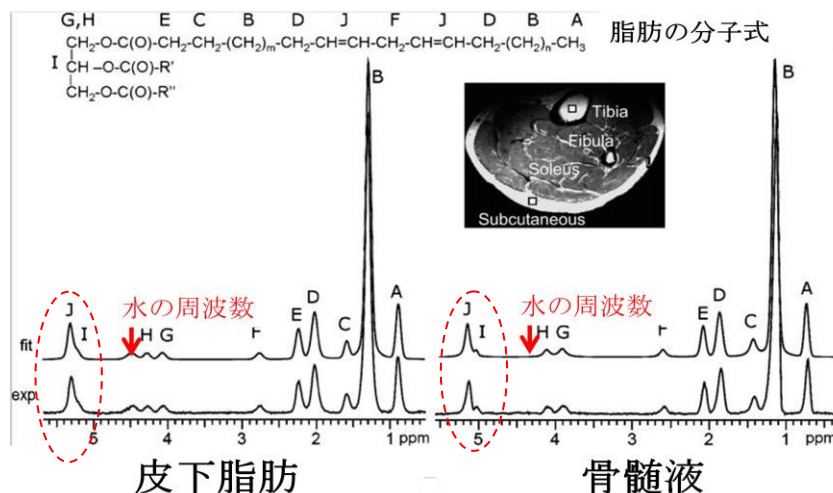
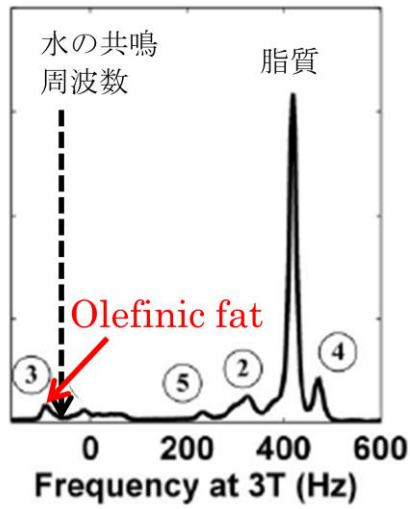
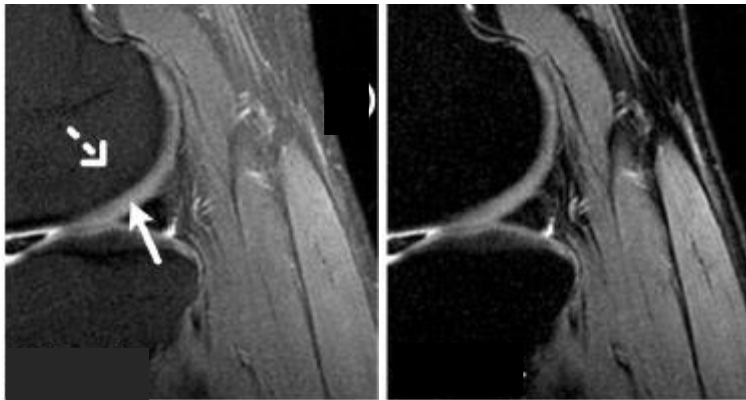


図 1.1.5.1 脂肪のスペクトル図 [6]

矢印は水の共鳴周波数の位置を示している。図中の J が Olefinic fat である (点線丸印)。

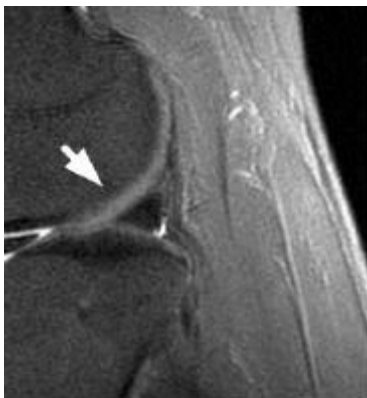


(a) 牛脂のスペクトル図 (3-T)



(b) 従来の Dixon 法

(c) Olefinic fat を考慮した Dixon 法



(d) 周波数選択 RF パルス法

図 1.1.5.2 Olefinic fat がもたらす脂肪抑制への影響 [34]

Olefinic fat を考慮した Dixon 法では脂肪からの信号がほぼ全て消失しているが、周波数選択 RF パルスでは脂肪からの信号が残っている。

1.2 本研究の目的と意義

本研究では、前節までに論じた課題の解決に取り組み、高周波磁場の不均一に頑強で、脂肪組織内の主要な 2 つの周波数成分を考慮した新しい脂肪抑制 RF パルスを開発することを目的とする。具体的には、主に以下の研究課題に取り組んだ。

- (1) 構成パルス法を基本とし、3 つの RF パルス系列を応用して高周波磁場の不均一に頑強で低 SAR な高速脂肪抑制 RF パルスを提案する。
- (2) 水の共鳴周波数に近接する Olefinic fat が脂肪抑制に影響を及ぼすことを確認したうえで、2 つの周波数成分を考慮した脂肪抑制法を提案する。

本研究で開発した脂肪抑制 RF パルスは先行技術の課題を克服した新しい脂肪抑制法で、MRI 検査における撮影時間の短縮や画質の改善に貢献する。

1.3 本論文の構成

本論文の構成は以下のとおりである。

- 第1章 序論
- 第2章 新しい脂肪抑制 RF パルス系列の提案
- 第3章 新しい脂肪抑制 RF パルス系列の一般化に関する検討
- 第4章 2つの周波数成分を考慮した脂肪抑制法の提案
- 第5章 本研究全体の考察
- 第6章 結論

第 1 章では、本研究の基盤となる磁気共鳴イメージングの基本原理を説明した。また、本研究の対象である脂肪抑制 RF パルスの技術に絞って、従来技術の原理や課題を説明した。最後に、本研究で取り組んだ研究課題と本研究の目的を論じた。

第 2 章では、高周波磁場の不均一に頑強で低 SAR な高速脂肪抑制 RF パルス系列を提案する。そして、その原理や設計方法を Bloch の方程式を用いて詳しく解説する。最後に、ファントム実験および被験者撮影において提案した RF パルス系列が高周波磁場の不均一に対して頑強であり、臨床適用可能な最大静磁場強度である 3 T までを考慮して体幹部で想定される高周波磁場の不均一 $\pm 30\%$ を十分に補うことができることを示す。

第 3 章では、第 2 章で提案した脂肪抑制 RF パルス系列を汎用的に使用できるかどうかを調査するために、縦緩和時間や RF パルスの印加時間によって、提案した RF パルス系列の特性が変わるかどうかを理論シミュレーションで検証した。本章の検討によって、第 2

章で提案した脂肪抑制 RF パルス系列が汎用的に使用できるものであることを示したうえで、この技術を一般化する。

第4章では、脂肪組織内に混在する複数の周波数成分を考慮した脂肪抑制法を提案する。また、水の共鳴周波数に近接する Olefinic fat が、脂肪抑制に影響を及ぼすことを明らかにする。そして、第2章で提案した脂肪抑制 RF パルス系列に、主要な2つの周波数成分を考慮した脂肪抑制法を適用し、高周波磁場の不均一が大きい腹部や乳房において、その効果を示す。

第5章では、前章までに論じた内容を総括し、本研究で成し遂げた成果を客観的に考察する。また、本研究で見出した主要な6つの知見について、先行技術と比較しながら、本研究で得られた成果の価値とその意義を客観的に論ずる。

第6章では、本論文のまとめと今後の課題および展望について論ずる。

第2章 新しい脂肪抑制 RF パルス系列の提案

2.1 はじめに

本章では, 先行技術での課題を解決する新しい脂肪抑制 RF パルスを提案する. 最初に, 新しい脂肪抑制 RF パルスの着想を得た経緯を論ずる. その後, 本手法の原理と設計手法を具体的に解説する. 最後に, ファントム実験および被験者撮影でその効果を示す.

2.2 新しい脂肪抑制 RF パルスの着想

本節では新しい脂肪抑制 RF パルスの着想を得た背景を説明する. 高磁場装置の立上げ時に, CHES 法を用いた脂肪抑制において, 脂肪が均一に抑制されないという問題に直面した. 最初に, B_0 シミングの不良による静磁場の不均一が原因であると考えた. そこで, シミングの結果を精査したところ, シミング後の静磁場は適切に平坦化されており, 脂肪抑制不良を説明できるものではないことがわかった. 静磁場不均一が原因であるという説は否定された.

次に, 渦電流による静磁場の動的な変動が原因であると考えた. そこで, Fast Spin Echo (FSE) シーケンスで傾斜磁場を短い時間間隔で印加したときと長い時間間隔で印加した時とで脂肪抑制の結果が変わるかどうか調査した. なお, 傾斜磁場を短い時間間隔で印加した時の方が渦電流による影響は大きくなる. 結果として, 両者で脂肪抑制の結果に差はなく, 渦電流を実測した結果も含めて, 静磁場の動的な変動が原因でないことがわかった.

最後の要因として高周波磁場の不均一の影響が考えられた. そこで高周波磁場の不均一を調査するために, 高周波磁場の分布を実測した. 結果として, 脂肪抑制が不良な箇所と

一致する位置に高周波磁場の不均一が認められた。この結果から、高周波磁場の不均一が脂肪抑制を不良とする主要因であることが明らかとなった。

高周波磁場の不均一への対応として、最初に、先行技術である断熱型 RF パルスを用いた脂肪抑制を検討した。断熱型 RF パルスを用いることによって、脂肪抑制の不良が改善した。しかしながら、断熱型 RF パルスを用いた脂肪抑制では縦緩和の待ち時間 (TI) が要求されるため、息止めを必要とするような短い撮影では撮影スライス数や空間分解能が制限された。

そこで、高周波磁場の不均一へ耐性のある構成パルス法を MR スペクトロスコピーではなく、体幹部に適用できるかどうかを検討した。まず、短い時間間隔で構成された2つの RF パルス系列を、連続的に印加する方法を検討した。励起角度が α_1 , α_2 である2つの RF パルスを連続的に印加したときに、2つの励起角度の組合せで脂肪の縦磁化がどうなるかを計算した。図 2.2.1 は計算した結果で、横軸を α_1 、縦軸を α_2 とした脂肪の縦磁化の分布である。2つの RF パルスを同一の励起角度で印加した場合、脂肪の縦磁化の軌跡は、原点をとる対角線上 (図中黒色点線上) になる。黒色点線をみると、どの励起角度の組合せでも脂肪の縦磁化が 15%以上の大きさで残ることがわかる。一方、異なる励起角度の組合せ (図中の赤色点線上) であれば高周波磁場の強度が変動しても脂肪の縦磁化が初期磁化に対して 5%以下 (ノイズレベル) になる領域 (図中赤色矢印) があることがわかった。しかしながら、脂肪の縦磁化が 5%以下となる領域 (図中赤色矢印) の範囲は励起角度の変動割合で考えると $\pm 20\%$ 程度であり、体幹部で想定される高周波磁場の不均一 $\pm 30\%$ を補うことができないことがわかった。そのため、3つの RF パルス系列を検討することにした。これが新しい脂肪抑制 RF パルス系列の着想を得た背景である。

次節で、異なる励起角度をもつ3つの RF パルス系列の設計方法やその特性を説明する。

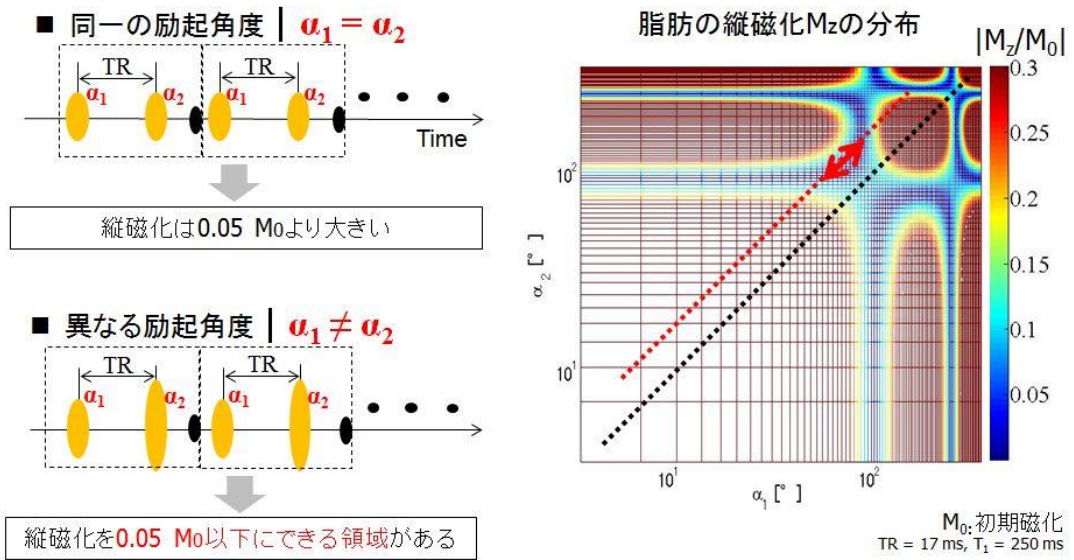


図 2.2.1 2つの RF パルス系列を連続的に印加したときの縦磁化の応答

同一の励起角度をもつ2つの RF パルスを連続的に印加したとき、縦磁化の応答は、図中の黒色点線上にある。図中の黒色点線上では、縦磁化が初期磁化に対して15%以上の大きさで残ることがわかる。一方で、異なる励起角度をもつ2つの RF パルスにすると、縦磁化の応答を、原点をとらない対角線に並行な線上（図中の赤色点線上）にすることができる。赤色点線上には、縦磁化が初期磁化に対して5%以下となるような領域（赤色矢印）が存在することがわかる。

2.3 新しい脂肪抑制 RF パルス系列の原理

2.3.1 理論

ここでは 1.5 T MRI 装置でのパルス系列の設計について述べる。1.5 T 以上の静磁場強度に対しては、3 章以降で検討する。

CHESS パルスは周波数選択的な RF パルスであり、1 つの周波数選択 RF パルスで構成される (図 2.3.1.1a) [7-8]。CHESS パルスを印加する直前での脂肪の縦磁化 $M_{z,0}$ を、熱平衡状態での脂肪の縦磁化 M_0 で正規化した値を $M_{z,1}$ と定義する。CHESS パルスで励起した後の時間 A での脂肪の縦磁化 $M_{z,1}$ は、式 (2.3.1.1) で表わせる。

$$M_{z,1} = 1 - \left(1 - M_{z,0} \cos(\beta \cdot \alpha)\right) e^{-\tau/T_1}, \quad (2.3.1.1)$$

$$M_{z,0} = 1 - e^{-t/T_1} + e^{-t/T_1} \cos(\beta \cdot \alpha), \quad (2.3.1.2)$$

$$\beta = B_{1,actual}/B_{1,expected}, \quad (2.3.1.3)$$

ここで、 τ は CHESS パルスと本撮影の RF パルスとの間のインターバル時間である。 t は、脂肪抑制 RF パルスが挿入される時間間隔で、シーケンスの繰り返し時間 (Time Repetition : TR) を計測するスライス数 (Multi Slices : MS) で割った値である。 $B_{1,actual}$ は実際の高周波磁場の強度 B_1 であり、空間的な位置に依存する。 $B_{1,expected}$ は期待する高周波磁場の強度である T_1 は対象の縦緩和時間である。ここでの対象は脂肪である。 β は高周波磁場 B_1 の不均一の割合である。なお、RF パルスを印加している間の縦緩和および横緩和は無視する。

提案する RF パルス系列は 3 つの sinc 形状の RF パルスで構成し、それぞれの RF パルスの励起角度は異なる (図 2.3.1.1b) [35-36]。実際の撮影を想定すると、提案する RF パルス

系列 (図 2.3.1.1b) の1つのブロック (Block (n)) が、時間間隔 $t (= TR / MS)$ で連続的に繰り返されるパルス系列となる (図 2.3.1.2). Block (n) で励起したあとの時間 D における脂肪の縦磁化 $M_{z,i(=D),Block(n)}$ は、ブロックが繰り返される時間間隔 t を考慮すると一つ前のブロック (Block (n - 1)) までの磁化の伝播を考える必要がある. なお、ここで、添え字の i は図 2.3.1.2 で示すシーケンス図で各 RF パルスを印加するときの時間であり、具体的には、A, B, C, D である. ブロック Block (n) で励起したあとの時間 D における脂肪の縦磁化 $M_{z,D,Block(n)}$ を算出するために、まず先に、ブロック Block (n - 1) で各 RF パルスを印加する時間 (A, B, C, D) における脂肪の縦磁化 $M_{z,i,Block(n)}$ を順に導出していく.

一つ前のブロック Block (n - 1) で各 RF パルスが印加される時間での脂肪の縦磁化 $M_{z,i,Block(n-1)}$ は以下のように算出できる.

$$M_{z,A,Block(n-1)} = 1 (= M_0), \quad (2.3.1.4)$$

$$M_{z,B,Block(n-1)} = (1 - e^{-t_1/T_1}) + M_{z,A,Block(n-1)} e^{-t_1/T_1} \cos(\beta \cdot \alpha_1), \quad (2.3.1.5)$$

$$M_{z,C,Block(n-1)} = (1 - e^{-\tau_2/T_1}) + M_{z,B,Block(n-1)} e^{-\tau_2/T_1} \cos(\beta \cdot \alpha_2), \quad (2.3.1.6)$$

$$M_{z,D,Block(n-1)} = (1 - e^{-\tau_3/T_1}) + M_{z,C,Block(n-1)} e^{-\tau_3/T_1} \cos(\beta \cdot \alpha_3), \quad (2.3.1.7)$$

次に、ブロック Block (n) で各 RF パルスが印加される時間での脂肪の縦磁化 $M_{z,i,Block(n)}$ は以下のように算出できる. ここで、一つ前のブロック Block (n - 1) で、正味として励起されたフリップ角 $FA (^\circ)$ は式 (2.3.1.8) と表すことができる.

$$FA = 90 \pm \alpha, \quad (2.3.1.8)$$

$$M_{z,A,Block(n)} = (1 - e^{-t_1/T_1}) + M_{z,D,Block(n-1)} e^{-t_1/T_1} \cos(FA), \quad (2.3.1.9)$$

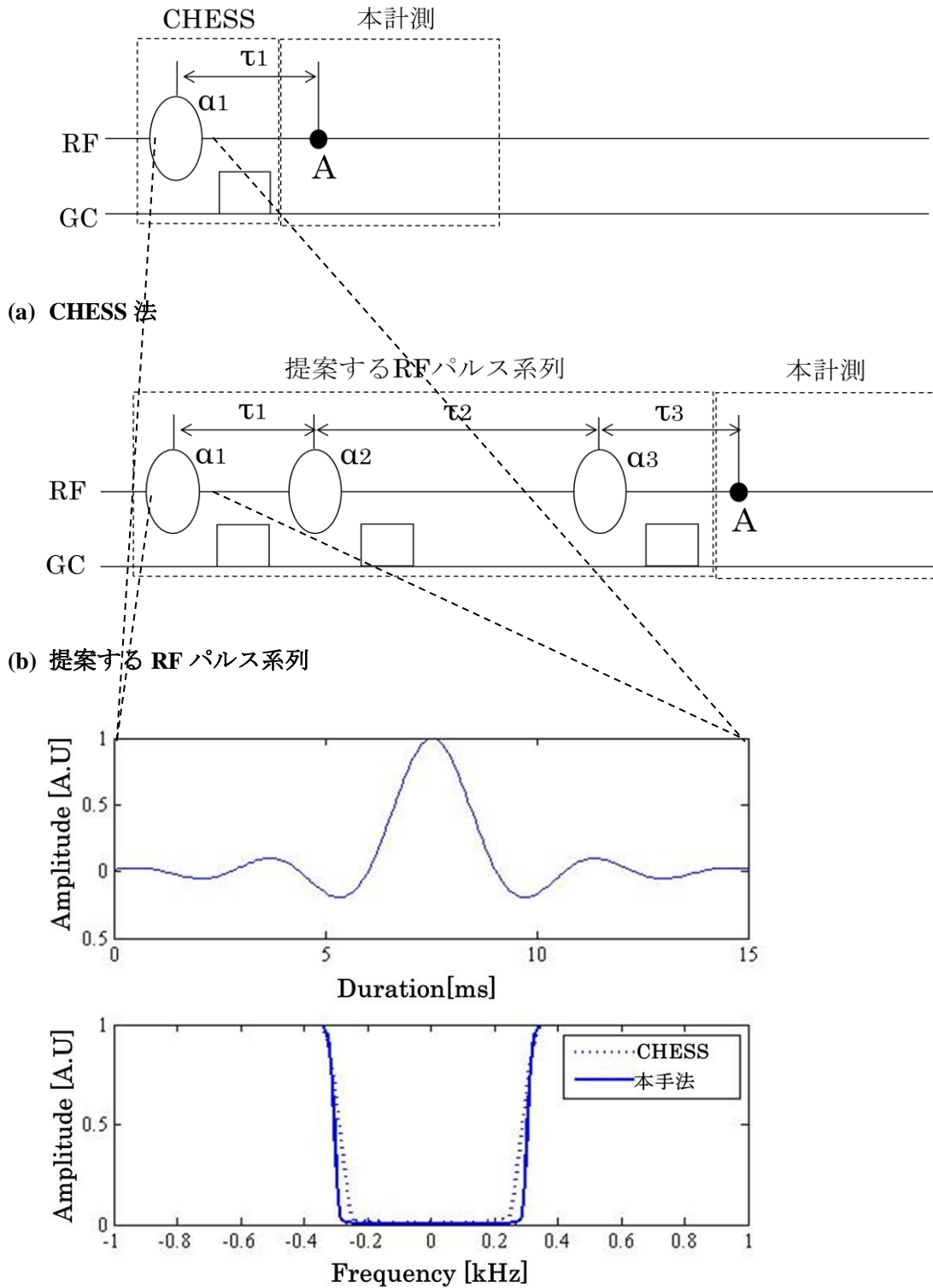
$$M_{z,B,Block(n)} = (1 - e^{-\tau_1/T_1}) + M_{z,A,Block(n)} e^{-\tau_1/T_1} \cos(\beta \cdot \alpha_1), \quad (2.3.1.10)$$

$$M_{z,C,Block(n)} = (1 - e^{-\tau_2/T_1}) + M_{z,B,Block(n)} e^{-\tau_2/T_1} \cos(\beta \cdot \alpha_2), \quad (2.3.1.11)$$

$$M_{z,D,Block(n)} = (1 - e^{-\tau_3/T_1}) + M_{z,C,Block(n)} e^{-\tau_3/T_1} \cos(\beta \cdot \alpha_3), \quad (2.3.1.12)$$

$$\tau_{i(i=1,2,3)} = T_{rf} + T_{int}, \quad (2.3.1.13)$$

ここで、 α は極めて小さい値と仮定すると、式 (2.3.1.9) の $\cos(\text{FA}) \approx 1$ とみなすことができる。また、 t_I は Block (n-1) と Block (n) との間のインターバル時間で、 τ_1 は第 1 の RF パルスと第 2 の RF パルスとの間のインターバル時間、 τ_2 は第 2 の RF パルスと第 3 の RF パルスとの間のインターバル時間、 τ_3 は第 3 の RF パルスと本撮影の励起パルスとの間のインターバル時間である。 T_{rf} は 1 つの RF パルスの印加時間で、 T_{int} は 1 つの RF パルスの印加終了から次の RF パルスの印加開始までの時間である。なお、 T_{int} は各 RF パルスの後に印加される傾斜磁場パルスの時間 (2 ms) を含む。



(c) RF 波形と各手法の周波数応答

図 2.3.1.1 従来の CHESS 法と本手法による脂肪抑制法 [35].

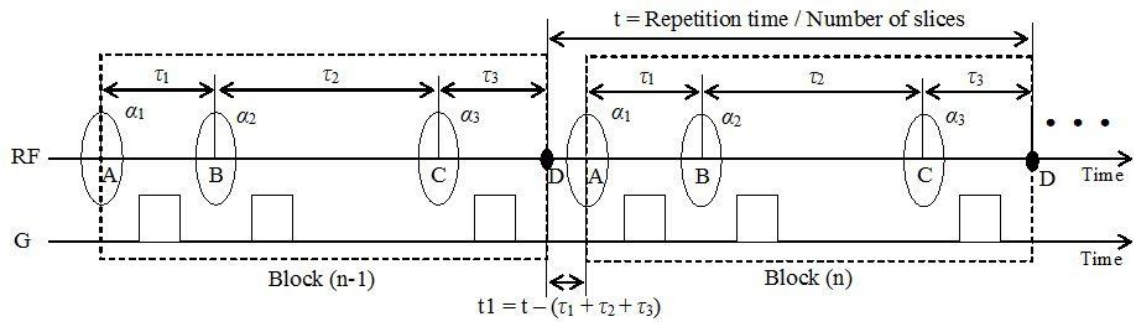


図 2.3.1.2 連続的に繰り返されることを想定したシーケンスモデル

実際の撮影を想定すると提案する RF パルス系列 (図 2.3.1.1b) のブロック (Block (n)) が, 時間間隔 t (= シーケンスの繰り返し時間/マルチスライス数) で繰り返されるパルス系列となる.

2.3.2 設計方法

適切な励起角度の組合せ

RF パルス系列を構成する RF パルスの波形は sinc 形状とした. Shinnar-Le Roux (SLR) アルゴリズムを用いて RF パルスの波形を設計した[37]. RF パルスの波形は, 周波数特性における通過域および遮断域のリップル強度が 1%未満となる仕様で最適化計算した[35]. 初期設計では Time-bandwidth (TBW) の値を 9, RF パルスの印加時間を 15 ms にした. また, RF パルス間のインターバル時間 τ_1, τ_2, τ_3 は, それぞれ, 17 ms, 17 ms, 13 ms (最短)とした. RF パルス間に挿入される傾斜磁場パルスの印加時間は 2 ms である. 脂肪の T1 値は 250 ms と仮定した.

上記の条件において, 高周波磁場の不均一により, RF パルスの励起角度が変動しても, 脂肪の縦磁化の変動軌跡が $0.05 M_0$ 以下となる領域に“広く”存在するような, 励起角度の組合せを探索した. 例えば, 最もシンプルなケースである連続する 2 つの RF パルス系列を例に説明する. RF パルスの励起角度が変動しても, 縦磁化の変動軌跡が $0.05M_0$ 以下となる領域に“広く”存在するところは, 図 2.3.2.1 に示す赤色矢印の領域である. 高周波磁場の不均一によって励起角度が変動すると, 縦磁化の軌跡は原点をとる対角線に並行な線上で変化する. その直線の切片を変え, 縦磁化の変動軌跡が $0.05 M_0$ 以下となる領域に“広く”存在するところを探すと, それは図 2.3.2.1 に示す赤色矢印の領域であると理解できる. 同様に連続する 3 つの RF パルス系列を考えると, 図 2.3.2.2 に示す 3 次元グラフにおける赤色矢印が該当する領域といえる.

ところで, 3 次元における直線の方程式は, 1 つの点 A (\mathbf{a}) をとおおり, 方向ベクトルを \mathbf{d} とすると,

$$P(\mathbf{p}) = A(\mathbf{a}) + \beta \cdot \mathbf{d} \quad (2.3.2.1)$$

と表わせる。ここで、 \mathbf{P} は直線上にある点で、 β は媒介係数である。

図 2.3.2.2 に示す赤色の直線を考えると、媒介係数は高周波磁場の不均一の割合となる。また、赤色の直線は対角線に並行な線であることから、その方向ベクトル \mathbf{d} は、

$$\mathbf{d} = (1, 1, 1) \quad (2.3.2.2)$$

である。よって、図 2.3.2.2 に示す赤色の直線は、

$$P(\mathbf{p}) = A(\mathbf{a}) + \beta \cdot (1, 1, 1) \quad (2.3.2.3)$$

と表わすことができる。

つまり、図 2.3.2.2 に示す赤色の直線上で、一つの座標点 $A(\mathbf{a})$ を見つければ、適切な励起角度の組合せが存在する直線を求めることができる。なお、実際の求め方は解析を簡易にするために、3次元のグラフを2次元に落とし込み、2次元グラフから1つの座標点 $A(\mathbf{a})$ を求めた。なお、3次元に示した赤色の直線を、2次元に投影した線は図 2.3.2.3 に示すとおりである。1つの座標点 $A(\mathbf{a})$ と適切な励起角度の組合せは、具体的には、以下の手順で求めた。

- (1) 第1のRFパルスの励起角度 α_1 を 9° 間隔で 0° から 180° まで変化させたとき、横軸を第2のRFパルスの励起角度 α_2 、縦軸を第3のRFパルスの励起角度 α_3 とした脂肪の縦磁化の分布を計算した。

- (2) α_2 と α_3 は 0° から 360° の範囲で変化させた.
- (3) 上記で計算した縦磁化の分布を用い, 高周波磁場の不均一により, 励起角度が変化したときに, 脂肪の縦磁化の軌跡が $0.05 M_0$ 以下となる領域に広く存在するような直線, すなわち, 縦磁化が $0.05 M_0$ となる等高線の接線をとおり, 対角線に並行な直線が $0.05 M_0$ の等高線と交わる点Aの座標をグラフから読み取った. なお, ここで求める座標の値は厳密な値でなくともよい (図 2.3.2.4).
- (4) 次に, 上記(3)で読み取った座標の値 α_i ($i = 1-3$)を式(2.3.1.5) に代入して, 横軸を高周波磁場の不均一 β , 縦軸を脂肪の縦磁化 $M_{z,3}$ としたグラフを作成した. $M_{z,3}$ が $0.05 M_0$ 以下である領域が $\beta = 1$ を中心にほぼ対称となるようにマニュアルで第1のRFパルスの励起角度 α_1 を微調整した. 調整精度は1整単位で十分である. この調整では, 第2のRFパルスの励起角度 α_2 と第3のRFパルスの励起角度 α_3 は用いなかった. その理由は, 式(2.3.1.5) から, α_2 や α_3 を変化させると正味の励起角度も変化するためである.
- (5) 最後に, 上記で決定した励起角度の組合せで, 高周波磁場の強度への非依存性 ($M_{z,3}$ が $0.05 M_0$ 以下となる β の範囲と定義) を計算し, それが $\pm 30\%$ 以上あることを確認した.

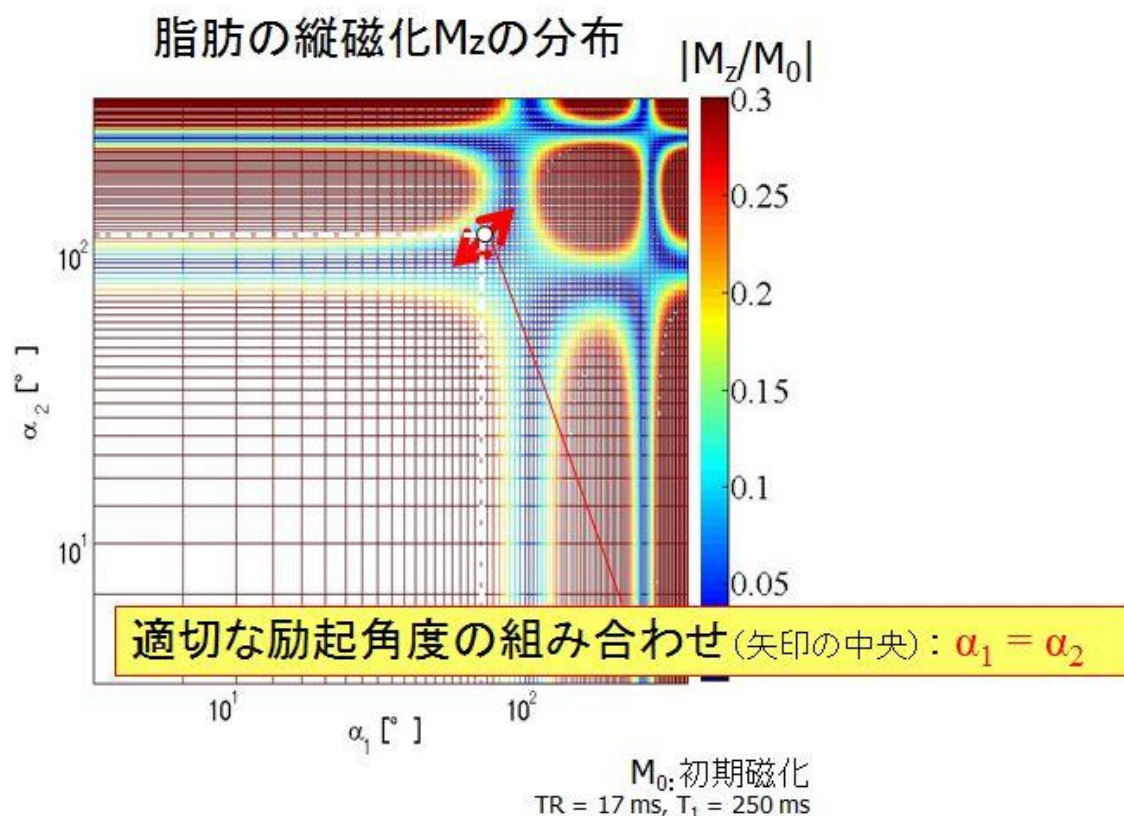


図 2.3.2.1 連続する 2 つの RF パルス系列の例

横軸を第 1 の RF パルスの励起角度 α_1 , 縦軸を第 2 の RF パルスの励起角度 α_2 とした, 脂肪の縦磁化の応答である. 励起角度に変動が生じたときの縦磁化の軌跡は, 対角線に並行な線上になる. 縦磁化の軌跡が, $0.05 M_0$ 以下となる領域に広く存在するところは赤色矢印のところである. 適切な励起角度の組み合わせは, 白色丸印 (赤色矢印の線のほぼ中央の位置) の座標 (α_1, α_2) である.

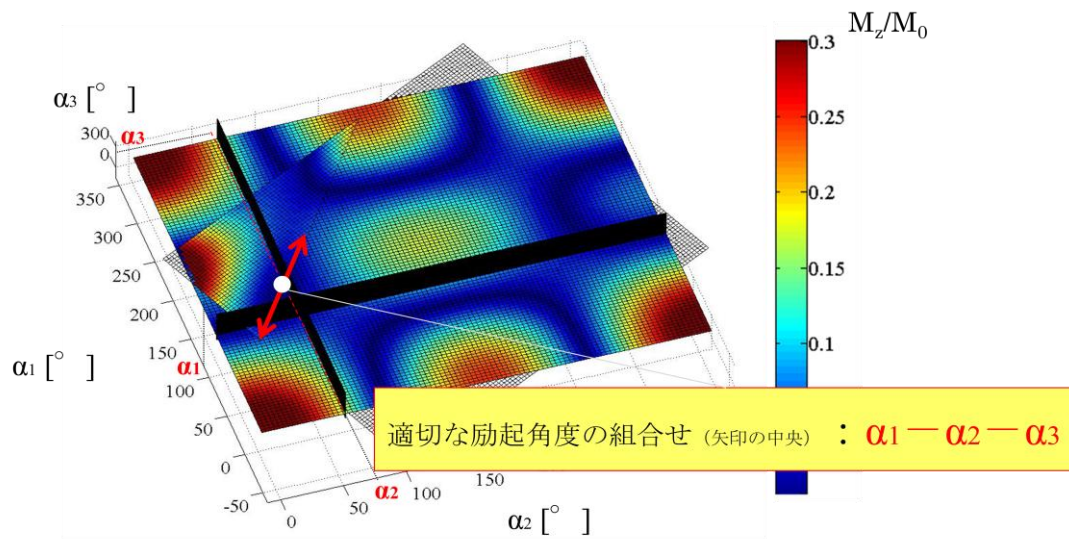


図 2.3.2.2 連続する 3 つの RF パルス系列で縦磁化が励起角度に非依存な領域

3 つの RF パルスの励起角度を 3 つの軸にしたときの縦磁化の応答である。3 次元でみて、縦磁化の軌跡が $0.05 M_0$ 以下となる領域に広く存在するところは赤色矢印のところである。図は赤色矢印がある方向ベクトル $\mathbf{d} = (1, 1, 1)$ の断面を表示している。このとき、適切な励起角度の組合せは、白色丸印 (赤色矢印の線のほぼ中央の位置) の座標 $(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3)$ である。

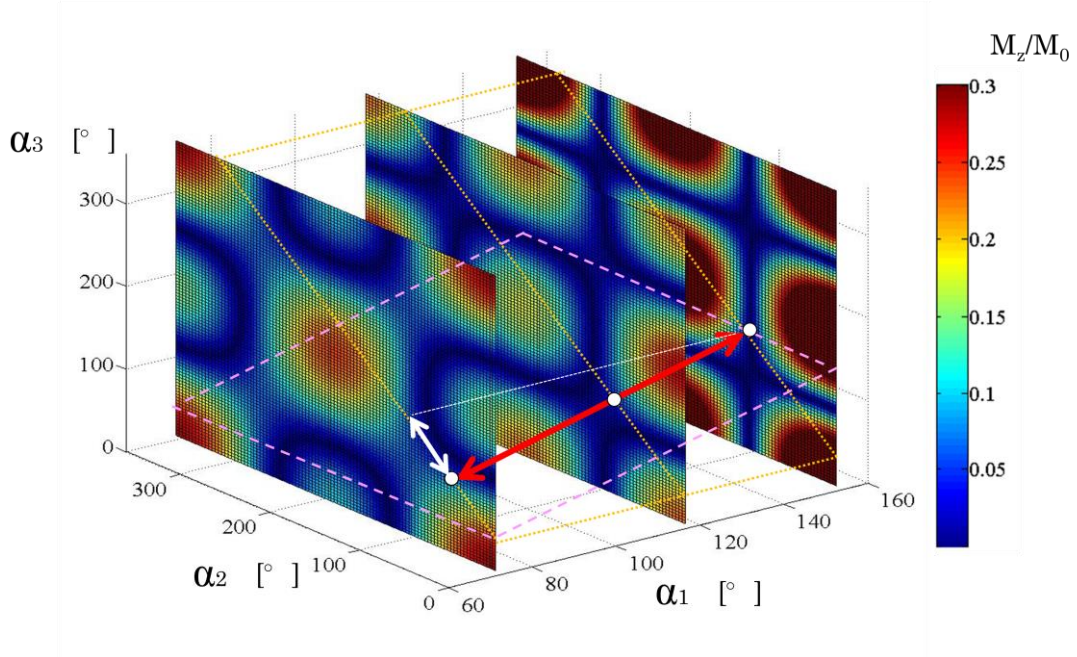
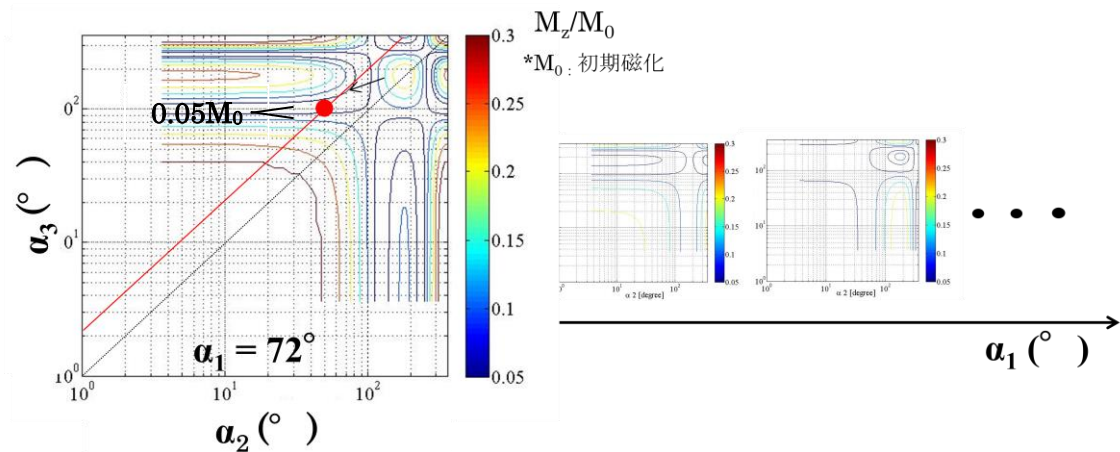
脂肪の縦磁化 M_z の分布

図 2.3.2.3 3次元グラフと2次元グラフの関係

3次元でみて、縦磁化の軌跡が $0.05 M_0$ 以下となる領域に広く存在するところは赤色矢印のところである。これを2次元上に投影したものが白色矢印である。



具体的には、

各 α_1 における、 α_2 - α_3 分布



$|M_z| \leq 0.05$ の接線をとおり、対角線に並行な線上の

1つの座標を求める

図 2.3.2.4 適切な励起角度の組合せの決め方

図に示す赤色の直線が $0.05 M_0$ の等高線と交わる点 (●) の座標をグラフから読む。

抑制帯域の設計

抑制帯域の設計方法を説明する。静磁場不均一への影響を低減できる脂肪抑制 RF パルスを実現するために、周波数プロファイルを図 2.3.2.5 に示すように設計した。図 2.3.2.5 に示す f はオフセット周波数で水の共鳴周波数との差は 3.5 ppm である。特に重要な点は、オフセット周波数 f から水の共鳴周波数側に約 1.5 ppm の幅で抑制領域を設置することである。これは、一般的な被験者撮影で確認された静磁場不均一に基づいて決めた値である。これを実現するためには水に影響を与えないように遷移域を先鋭にする必要がある。ここでは、遷移幅を 60 Hz 以下とした。

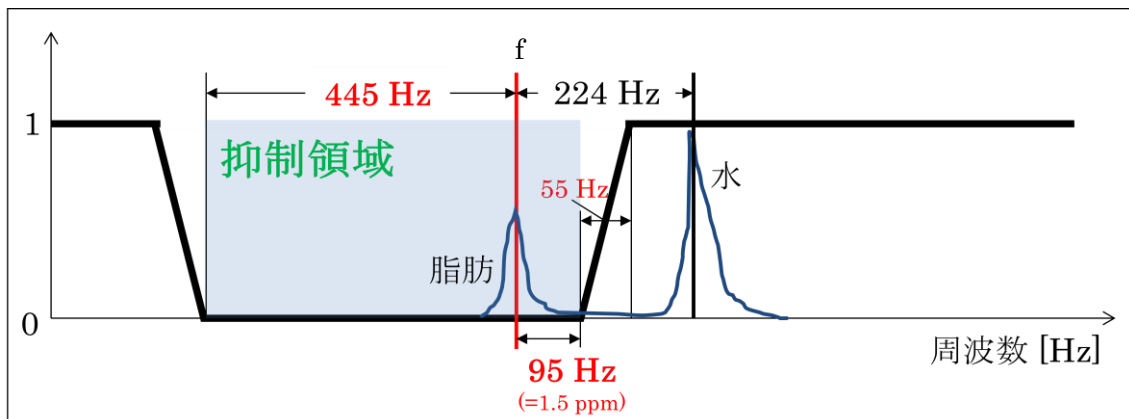


図 2.3.2.5 水および脂肪のスペクトル位置と周波数プロファイルとの位置関係

f が水の中心周波数からのオフセット周波数である。静磁場不均一の影響を考慮するために、RF パルスを高帯域 (550 Hz) の周波数特性に設計し、オフセット周波数 f を周波数帯域の中心からずらした位置にした。

周波数特性を図 2.3.2.5 のように設計した理由を説明する. 静磁場の不均一が存在すると, 水と脂肪のスペクトルがシフトする. スペクトルのシフトとしては, 次の 2 つのケースが考えられる. 1 つは低周波数側にシフトする場合で (図 2.3.2.6), もう一つは高周波数側にシフトする場合である.

図 2.3.2.6 に示すケースでは, 脂肪のスペクトルが抑制帯域内に存在するので, 脂肪は抑制されるが, 水のスペクトルも周波数帯域内に入るため, 水も抑制されてしまう. 一方, 図 2.3.2.7 に示すケースでは脂肪のスペクトルは抑制帯域の外に出るので脂肪は抑制されなくなる. このように静磁場不均一は脂肪抑制の不良をもたらす. そのため, RF パルスの周波数特性としては, 水のスペクトルに影響を与えないように遷移域ができるだけ先鋭で静磁場不均一による周波数シフトを補うことができるように帯域は適度に広帯域であることが望ましい (図 2.3.2.8).

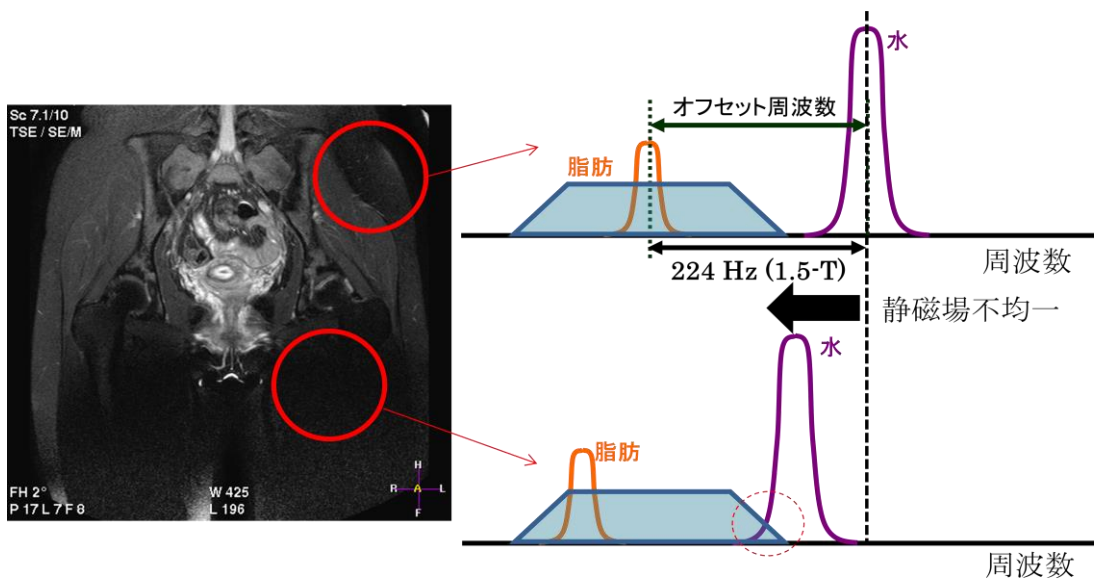


図 2.3.2.6 静磁場不均一により低周波数側にスペクトルがシフトした場合

水と脂肪のスペクトルの模式図である. 台形は抑制帯域である. 抑制帯域内にある成分は抑制される. 静磁場の不均一が存在すると, 被検体の位置によってスペクトルの周波数がシフトする.

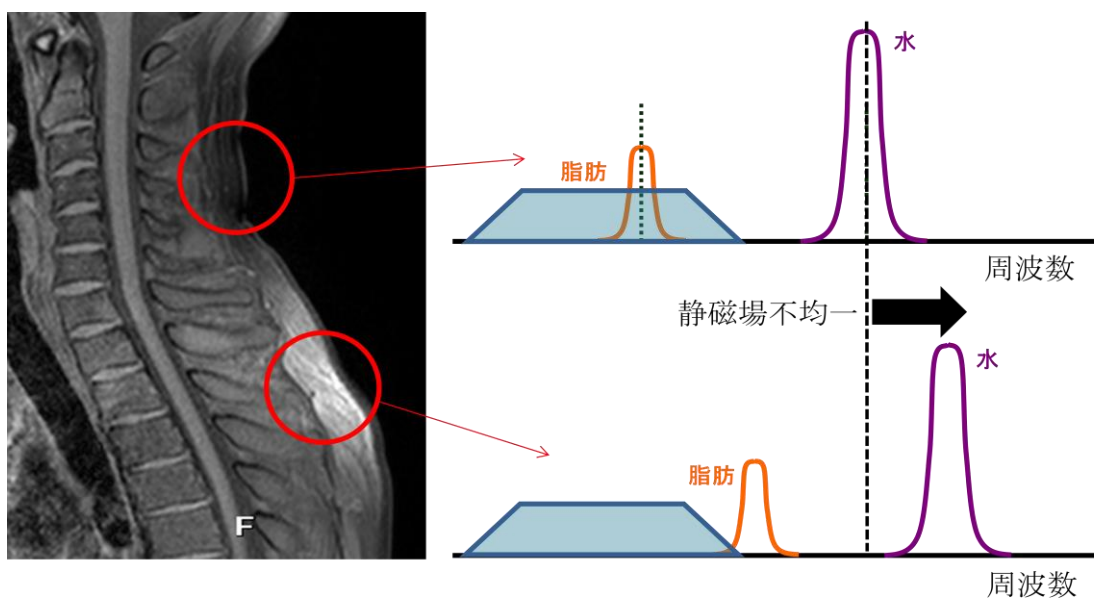


図 2.3.2.7 静磁場不均一により高周波数側にシフトした場合

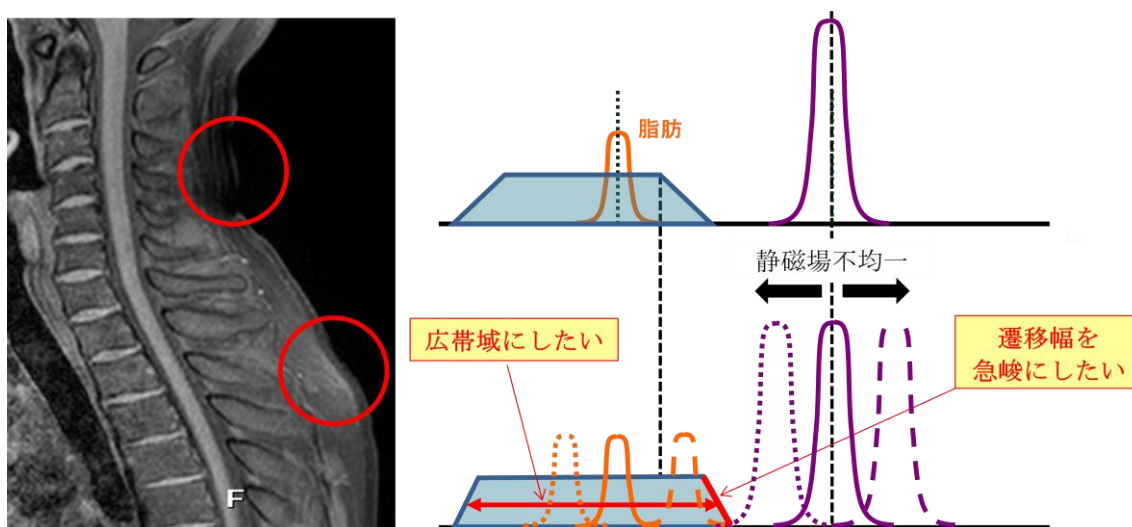


図 2.3.2.8 周波数特性として求められる仕様

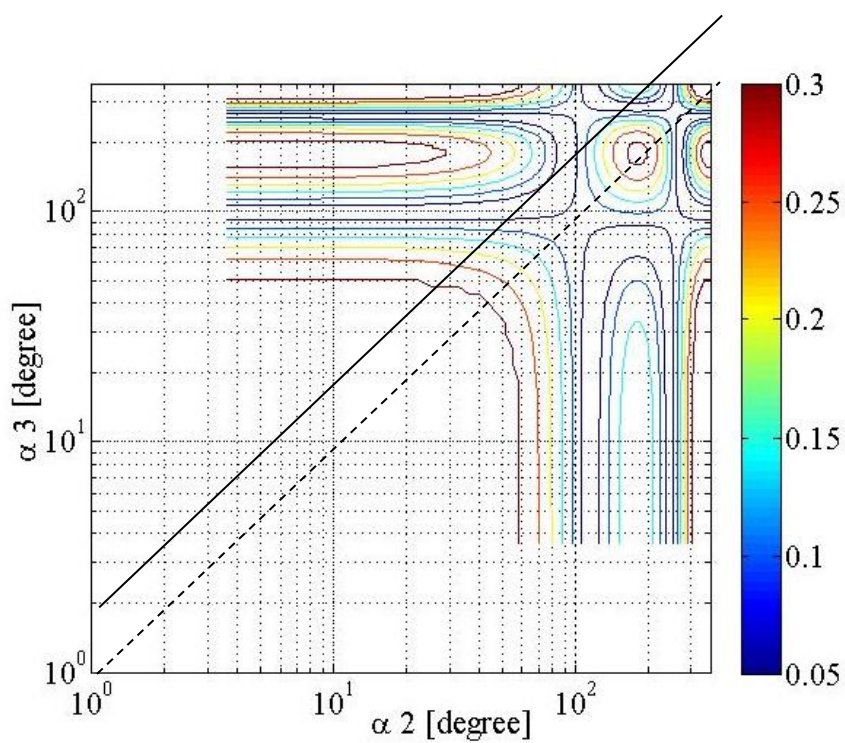
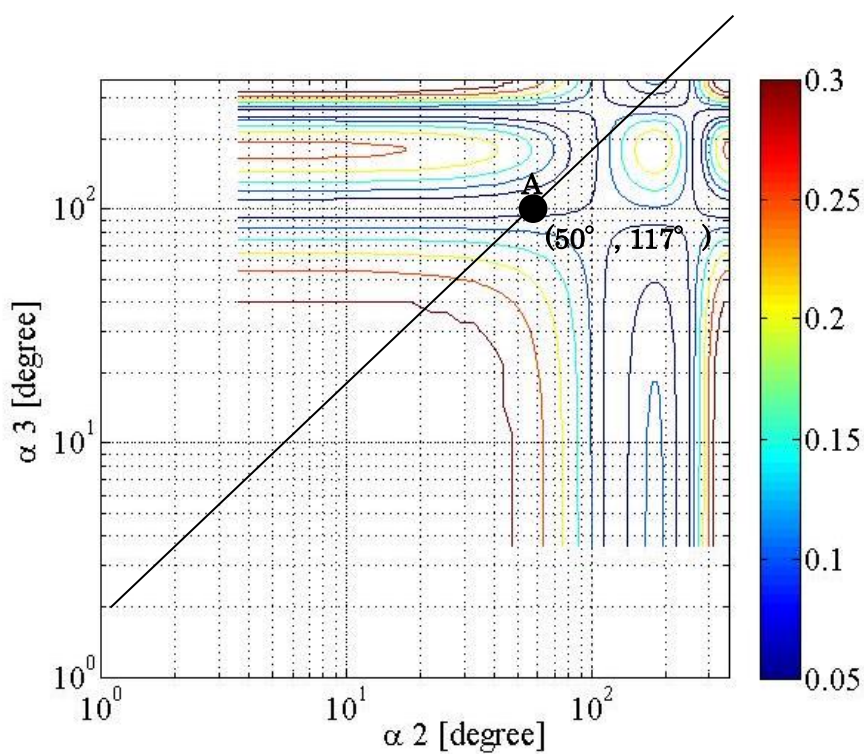
2.3.3 設計結果

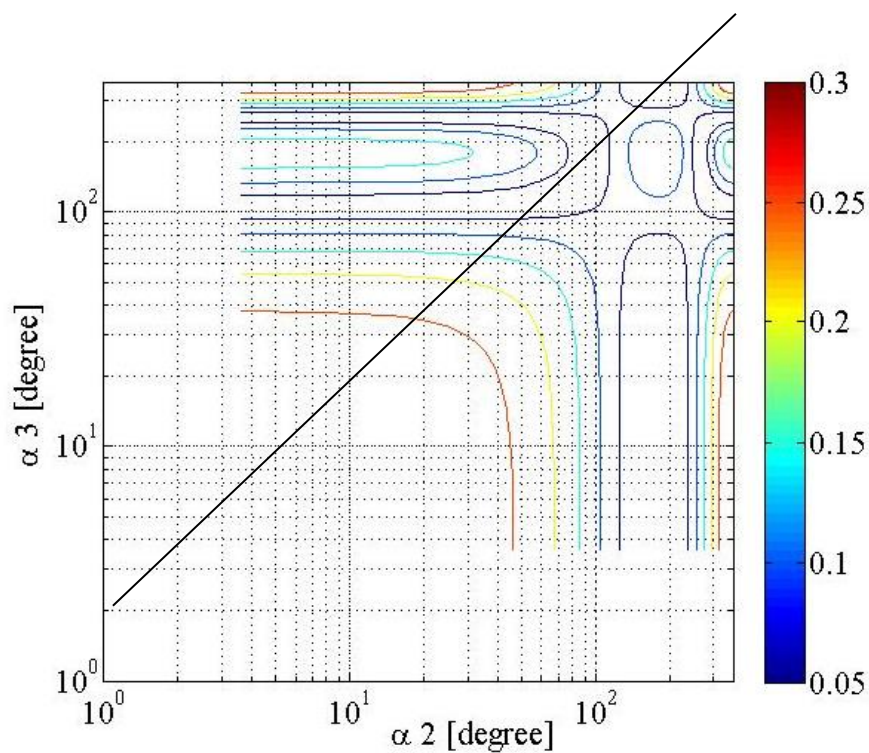
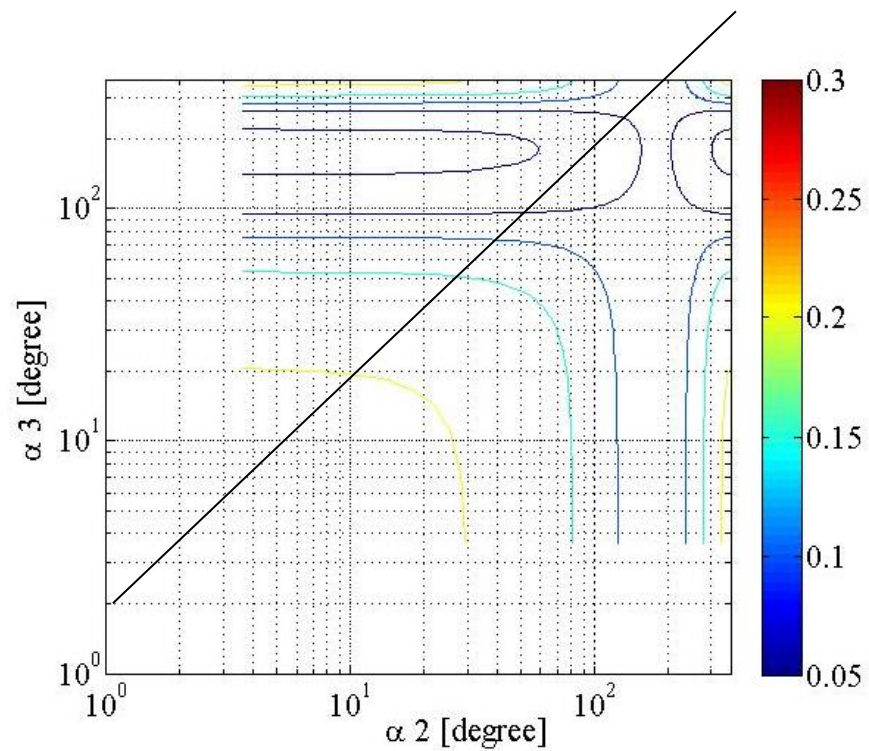
図 2.3.3.1 に、第 1 の RF パルスの励起角度 α_1 が、(a) 63°, (b) 72°, (c) 81°, (d) 90°, (e) 99°, (f) 108°, (g) 117°, (h) 126°, (i) 135°, (j) 144°, (k) 153°において、横軸を第 2 の RF パルスの励起角度 α_2 、縦軸を第 3 の RF パルスの励起角度 α_3 とした脂肪の縦磁化 $M_{z,3}$ の分布を示す。図 2.3.3.1 に示す斜め実線は、 β が変化したときの脂肪の縦磁化の軌跡である。なお、原点をとる対角線（点線）は 3 つの RF パルスの励起角度が同一であるときの 2 次元でみた縦磁化の軌跡である。図 2.3.3.1 より、第 1 の励起角度 α_1 が 72°のグラフ上に示す A 点の座標（図中黒色丸印）は、 $(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3) \simeq (72^\circ, 50^\circ, 117^\circ)$ であった。ここでは、第 1 の RF パルスの励起角度 α が 72 スのグラフ上で 1 つの座標点 A の値を読み取ったが 63°のグラフで読み取ってもよい（等高線の密度が高い方が読み取りやすい）。

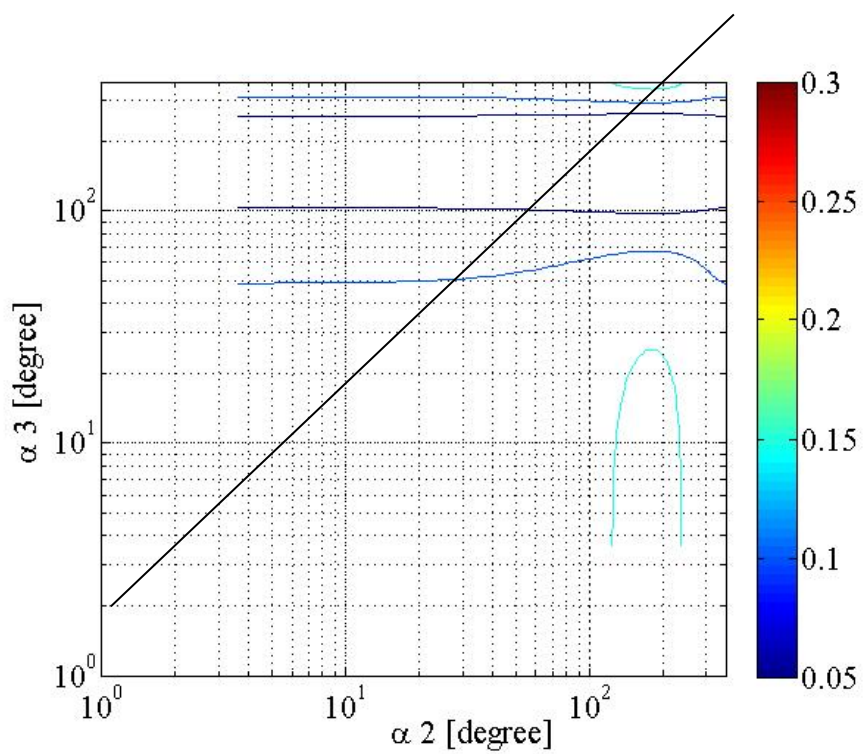
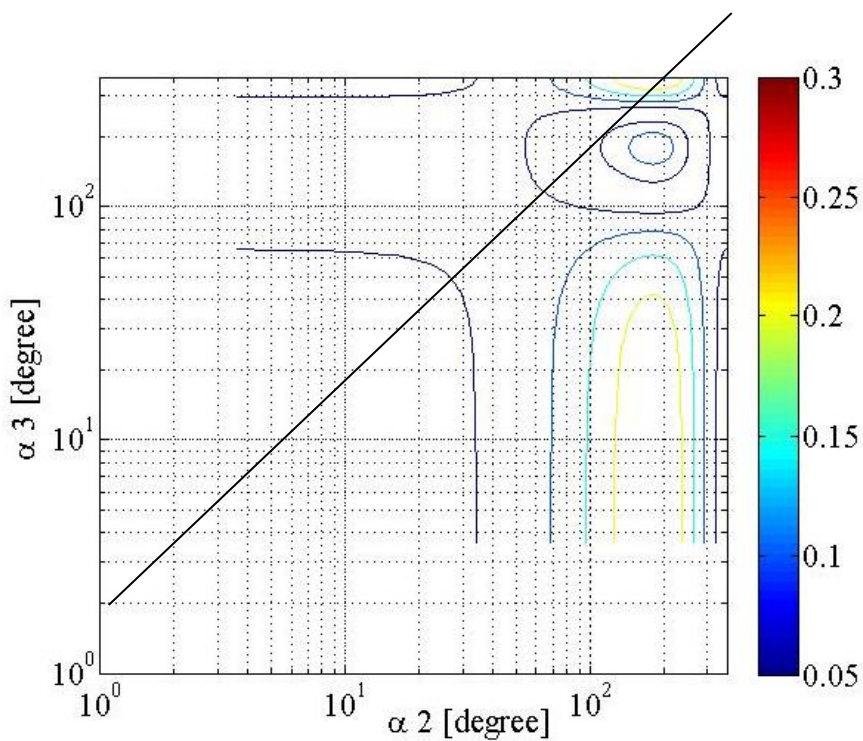
図 2.3.3.2 に、図 2.3.3.1 で決めた A 点の座標の値を用いて脂肪の縦磁化の応答を計算し、横軸を β (= 高周波磁場の不均一の割合)、縦軸を脂肪の縦磁化としたグラフを示す。

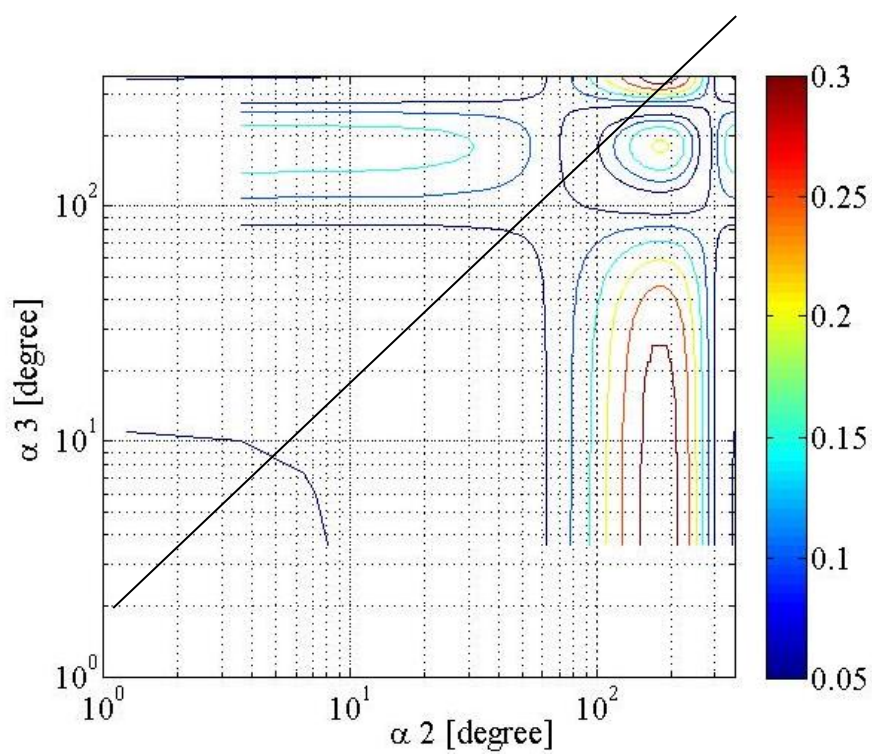
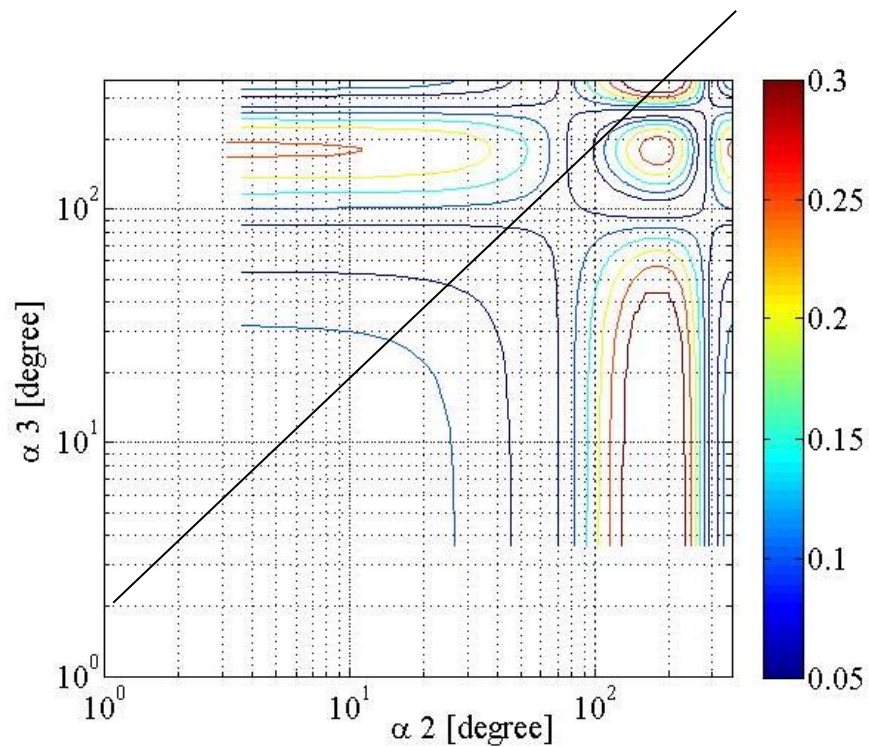
図 2.3.3.1b から読み取った A 点の座標の値では、脂肪の縦磁化の応答が $\beta = 1$ に対し非対称であった（図 2.3.2.2 の上段左上）。そこで、脂肪の縦磁化の応答が $\beta = 1$ に対し $0.05M_0$ の範囲が対象になるように、図 2.3.2.1b から読み取った座標の値を 1.54 倍し、脂肪の縦磁化の応答を横軸に沿ってシフトさせた。縦磁化の応答が $\beta = 1$ に対してほぼ対称になった（図 2.3.2.2 の上段中央）。しかしながら、リップルが $\beta = 1$ に対し非対称であった（図 2.3.2.2 の上段右図）。そこで、第 1 の励起角度 α_1 を微増させ、リップルがほぼ対称になるように調整した（図 2.3.2.2 に示す下段右図）。 β に対し対称にした理由は、高周波磁場の不均一の変動が上下で均等に補償するためである。

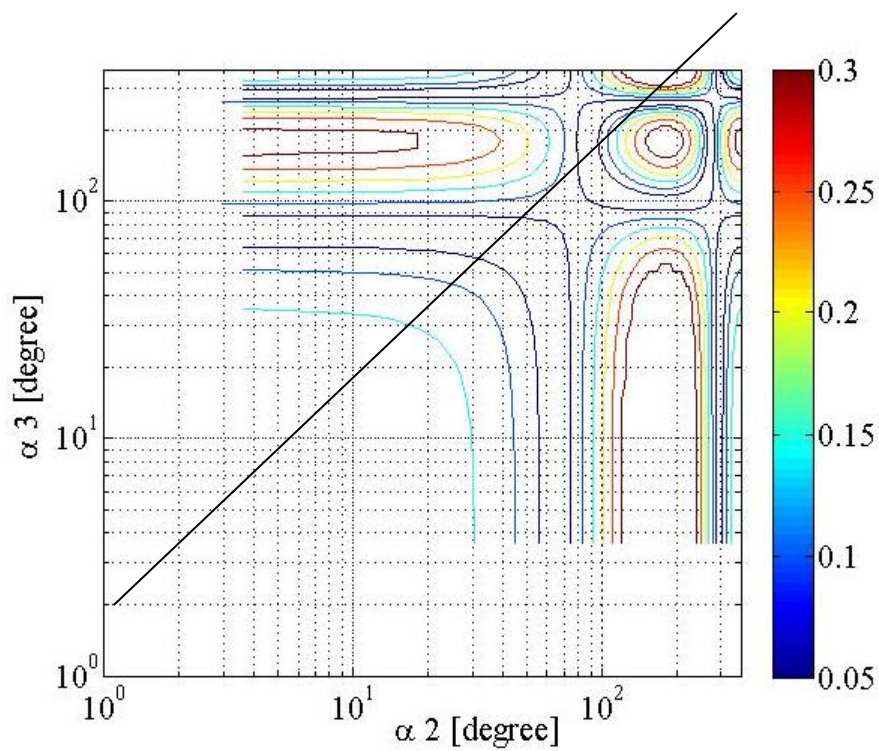
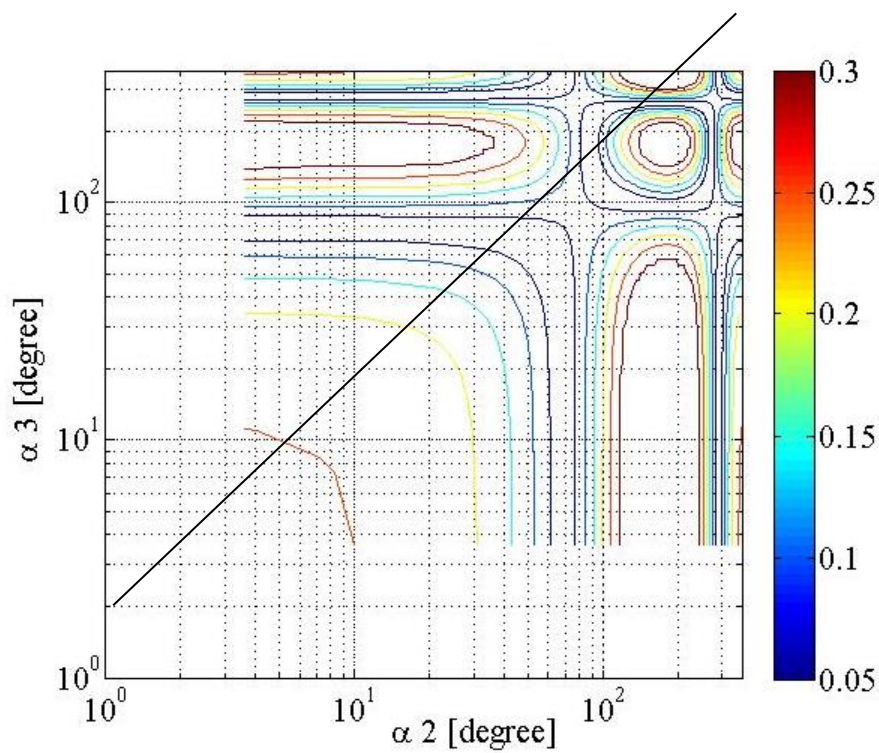
以上より、適切な励起角度の組合せは $(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3) = (117^\circ, 77^\circ, 180^\circ)$ であるとわかった。

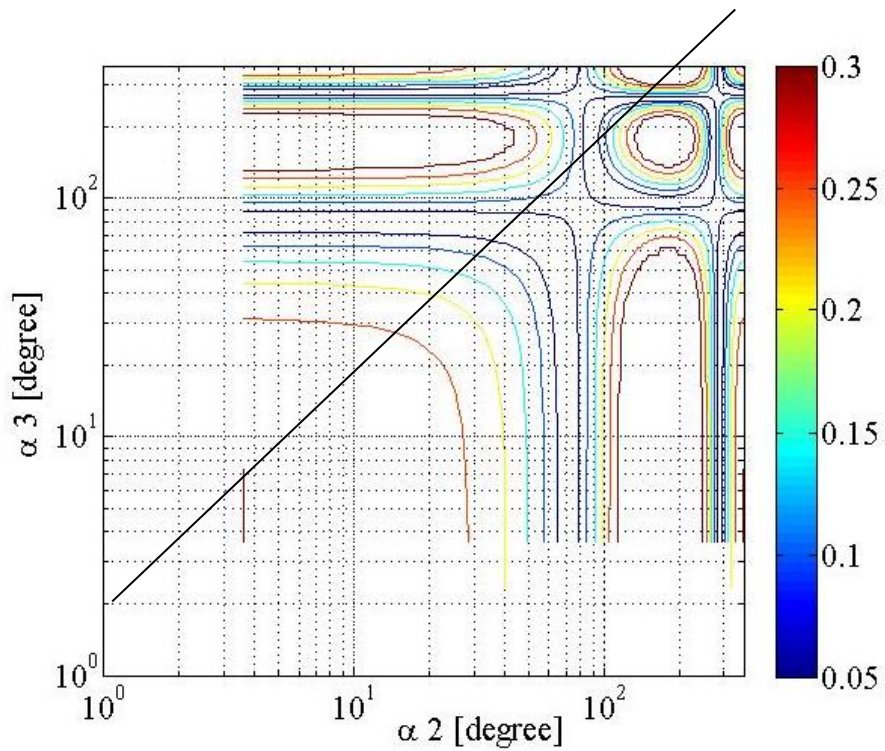
(a) $\alpha_1 = 63$ [degree](b) $\alpha_1 = 72$ [degree]

(c) $\alpha_1 = 81$ [degree](d) $\alpha_1 = 90$ [degree]

(e) $\alpha_1 = 99$ [degree](f) $\alpha_1 = 108$ [degree]

(g) $\alpha_1 = 117$ [degree](h) $\alpha_1 = 126$ [degree]

(i) $\alpha_1 = 135$ [degree](j) $\alpha_1 = 144$ [degree]



(k) $\alpha_1 = 153$ [degree]

図 2.3.3.1 励起角度の組合せによる縦磁化の応答

横軸は第2のRFパルスの励起角度, 縦軸は第3のRFパルスの励起角度を示す.

図 a-k は第1のRFパルスの励起角度を 9° 間隔で変化させたものである.

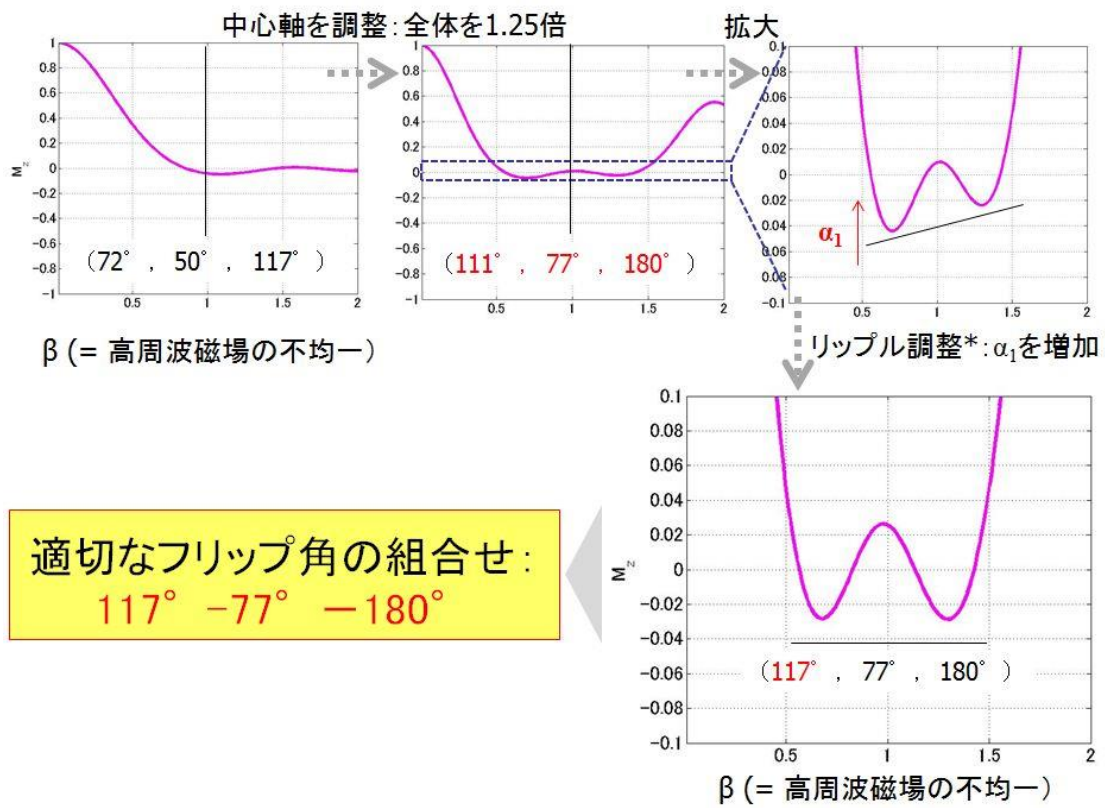


図 2.3.3.2 適切な励起角度の組合せの決め方

適切な励起角度の組合せの決め方に関するプロセスを示した図である。

図 2.3.3.3 に β を変化させたときにおける脂肪の縦磁化の応答を示す。図 2.3.3.3 より、 $\pm 35\%$ の割合で高周波磁場の強度が変動したとしても脂肪の縦磁化を $0.05 M_0$ 以下に維持できることが確認できる。

図 2.3.3.4 に、各 RF パルスを印加するタイミングにおける脂肪の縦磁化の応答を示す。図 2.3.3.4 は、高周波磁場の強度が 65% （高周波磁場の強度が期待より 35% 低い場合）、 100% （高周波磁場の強度が期待どおりの場合）、 135% （高周波磁場の強度が期待より $+35\%$ 高い場合）における脂肪の縦磁化の振舞いを示している。図 2.3.3.4 より、第 1 の RF パルスを照射した時点では、高周波磁場の強度の変動に依存して、励起後の縦磁化に大きな差異が生じるが、第 2 の RF パルス、第 3 の RF パルスを印加していくにつれその差異が劇的に減少することがわかる。最終的に、本撮影の RF パルスを印加する時点では、縦磁化の変動は 5% 以下になることがわかる。

図 2.3.3.5 に、同一の RF 波形を用いて計算した CHESSE 法と提案した RF パルス系列の周波数応答を示す。図 2.3.3.5 から、提案した RF パルス系列は、CHESSE と比べ、遷移域が先鋭になった(図 2.3.3.5b)。それぞれの半値幅と遷移幅は表 2.3.3.1 に示すとおりである。提案する RF パルス系列で遷移幅が先鋭になった理由は、周波数応答の遷移域は高周波磁場の強度が変化している領域、すなわち、高周波磁場の不均一と等価な状態と捉えることができる。提案した RF パルス系列は、高周波磁場の不均一を補償できるため、遷移幅が狭くなったと言える。

表 2.3.3.2 に CHESSE、先行技術である断熱型 RF パルス、提案した RF パルス系列の特性（トータル時間、高周波磁場への非依存性、相対 SAR）を纏めた。相対 SAR は、式 (1.1.1.12) から計算した SAR を 1 ms の矩形 180° RF パルスにおける SAR で正規化した値である。

表 2.5.1.2 より，提案した RF パルス系列のトータル時間は，先行技術の断熱型 RF パルスと比べて 1/2 以下に短縮された．また，相対 SAR は，先行技術の断熱型 RF パルスと比べて 1/500 以下に低減された．

表 2.3.3.1 周波数特性

	CHES	提案した RF パルス系列
半値幅 [Hz]	510	550
遷移幅 [Hz]	95	55

表 2.3.3.2 各 RF パルスの特性の比較

	CHES 法 (従来法)	断熱型 RF パルス (先行技術) **	提案した RF パルス系列
トータル時間 (TI 時間を含む)	17 ms	186 ms	47 ms
高周波磁場への 非依存性	± 5% 以下	± 35%~ (設計に依存)	± 35%
相対 SAR*	5.77×10^3	5.48×10^6 ** (1 と仮定)	1.13×10^4 (1/500)

*1 ms の矩形 180°RF パルスの SAR で正規化した値である．

**図 1.1.3.3 に示した典型的な断熱型 RF パルスから計算した値である．

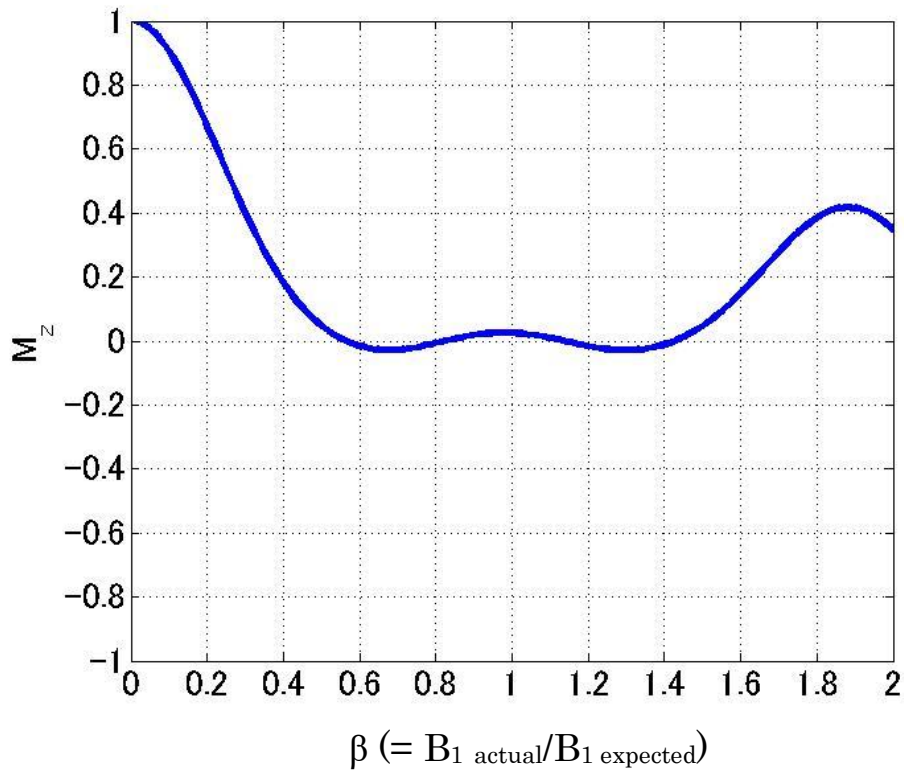


図 2.3.3.3 高周波磁場の強度を変化させたときにおける脂肪の縦磁化の応答 [35]

赤色矢印の領域は、高周波磁場の強度変動 β が変化しても縦磁化 M_z が $\pm 0.05 M_0$ となるを示す。

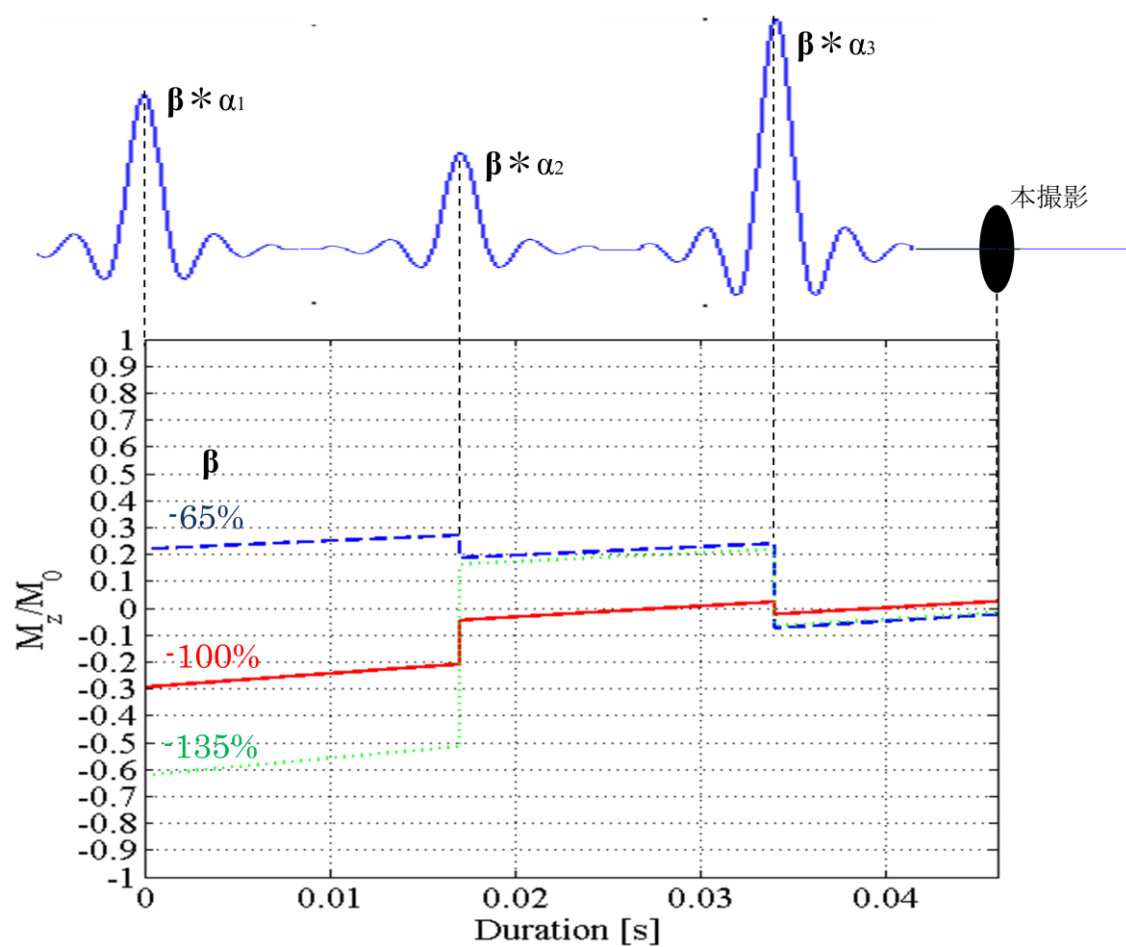
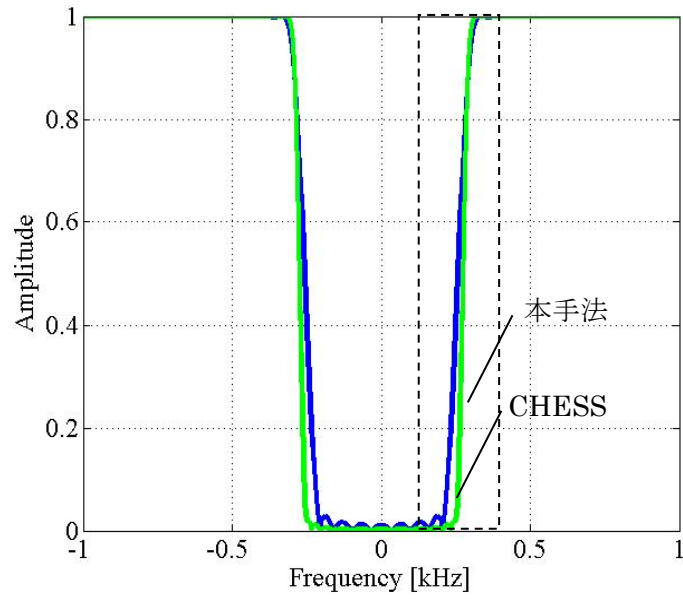
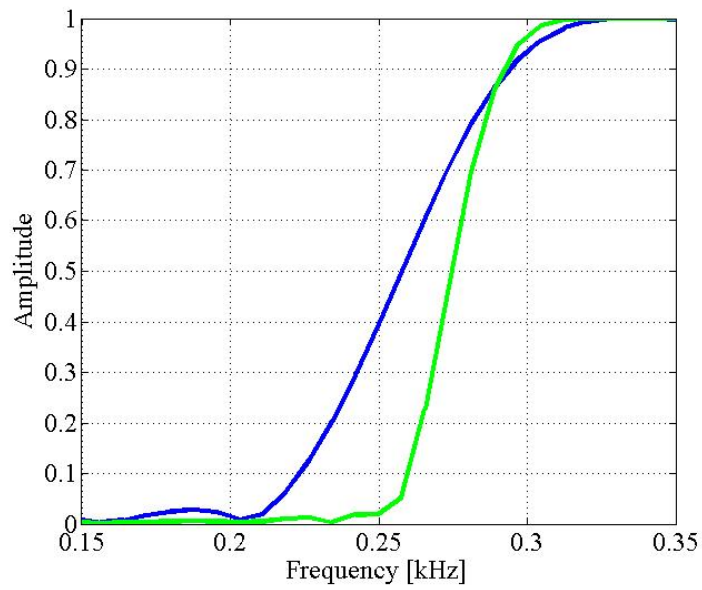


図 2.3.3.4 各 RF パルスを印加するタイミングにおける脂肪の縦磁化の応答

RF パルスを印加するにつれて、高周波磁場の不均一 β による縦磁化の変動が低下している。本撮影の RF パルスを印加するタイミングでは、縦磁化の変動は ± 0.05 以下となっている。



(a) 全体



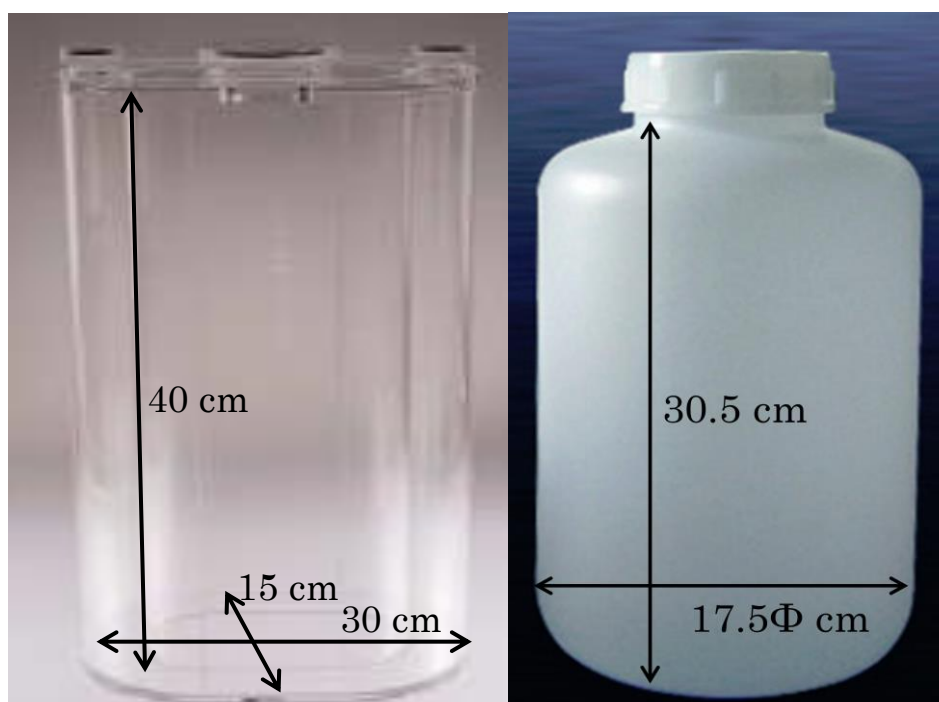
(b) 遷移域

図 2.3.3.5 周波数応答

2.4 実機での評価方法

2.4.1 ファントムでの評価

使用装置は 1.5 T MRI 装置 (Echelon, 日立メディコ社製), 使用した受信コイルは 8ch のボディーコイルである. 実験には 2 つのファントムを用いた. 一つは大きさや形が体幹部にちかい高周波磁場の分布を測定するためのファントム (図 2.4.1.1a), もう一つは縦磁化の応答を測定するためのファントムである (図 2.4.1.1b). 脂肪の T1 値と同等の塩化ニッケル水溶液 (T1 : 250 ms) を作成し, 充填した. 受信コイルの表面における感度のムラを低減するためにファントムと受信コイルとの間に 1.5 cm の厚さの低反発マットを挿入した. 受信コイルと自作ファントムをマジックテープで固定し, ファントムと受信コイルを MRI 装置の磁場中心に設置した.



(a) 高周波磁場の分布の測定用

(b) 縦磁化の応答の測定用

図 2.4.1.1 ファントムの構成

ファントムは実験に応じて 2 種類の形状を用いた. 充填液は塩化ニッケル水溶液である. 充填液の T1 値は 250 ms である (出典: 京都科学ホームページ).

高周波磁場の不均一が存在しても磁化を均一に励起できるかどうかを調査するために、以下の2つの実験を行った。

励起の均一性

1つ目の実験では、実際の高周波磁場の分布を用いて CHES 法および本手法で励起したときの縦磁化の分布を計算した。そして、計算した分布から、励起後の縦磁化の均一度を評価した。具体的には、まず、ファントム (図 2.4.1.1a) を用いて高周波磁場の分布を実測した。高周波磁場を測定する方法には Double Angle Method (DAM) 法を用いた[38]。表 2.4.2.1 に主な撮影条件を示す。実測した高周波磁場の分布を用い、CHES 法および本手法で励起したときの縦磁化の分布を式 (2.3.1.1) と式 (2.3.1.5) から計算した。計算された縦磁化の分布において、面内の平均値と変動を測定し、両手法における縦磁化の分布の均一度を評価した[35]。

高周波磁場の強度への非依存性

2つ目の実験では、本手法において、高周波磁場の強度が変化しても励起後の磁化の応答が変化しないことを検証するために、高周波磁場の強度を変化させたときの磁化の応答を以下の手順で測定した。表 2.4.2.2 に主な撮影条件を示す。

- (1) 撮影するスライス面内において横または縦方向に既知の傾斜磁場を印加しながら脂肪抑制 RF パルスを印加し、その後、2D SE シーケンスで撮影した (図 2.4.1.1a)。なお、ここでは 6.4 Hz/mm の強度の傾斜磁場を用いた。

- (2) 計測の繰り返し時間 (TR) はファントムに充填した塩化ニッケル水溶液の T1 値よりも十分に長い値 (2 秒) にした. これにより, 励起された磁化が, 次の励起前までにほぼ完全に緩和されるという仮定を満たす. この仮定が満たされるとき, 信号値は励起角度の正弦関数に比例する.
- (3) 撮影した画像には, 脂肪抑制 RF パルスによって低信号の帯が生じる (図 2.4.1.2b). 高周波磁場の強度を $\pm 50\%$ の範囲で変化させて同様の撮影を繰り返した.
- (4) リファレンスとして脂肪抑制なしで撮影をし, (3) で得られた画像を脂肪抑制なしの画像で割ることで受信コイルによる感度の差を除去した.
- (5) 低信号の帯のラインプロファイルから, 高周波磁場の強度に対する磁化の応答を測定した (図 2.4.1.2c).

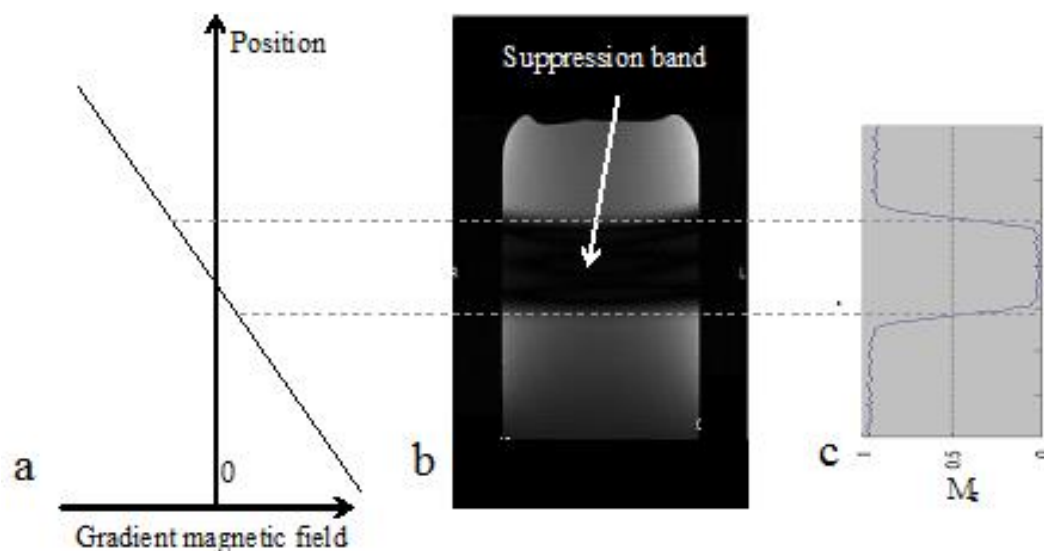


図 2.4.1.2 ファントムを用いた縦磁化の応答の測定方法 [35]

a: 傾斜磁場の模式図, b: 傾斜磁場を印加した状態で脂肪抑制 RF パルスを印加したときに得られる画像の例, c: b で示した画像のラインプロファイルである.

表 2.4.1.1 DAM 法における主な撮影条件

撮影パラメータ	値
Sequence	2D GrE
FOV [mm]	256
TR [ms]	2000
TE [ms]	3
FA [degree]	30, 60
Slices	1
Matrix	128 x 64
Scan Time[s]	128

表 2.4.1.2 縦磁化の応答の測定における主な撮影条件

撮影パラメータ	値
Sequence	2D SE
FOV [mm]	350
TR [ms]	2000
TE [ms]	10
FA [degree]	90
Slices	1
Matrix	256 x 128
Fat suppression	CHESS, 本手法
Scan Time[s]	256

2.4.2 被験者撮影での評価

評価対象は健常被験者で、撮影部位は高周波磁場の不均一が大きい腹部である。被験者での評価撮影は日立メディコ内の IRB (Internal Review Board) にて承認され、被験者は IRB に基づき本人の同意を得た人である。使用装置は 1.5 T MRI 装置 (Echelon, 日立メディコ社製) で、受信コイルは 8ch ボディーコイルである。提案する脂肪抑制 RF パルス系列を 3D Gradient Echo (3D GrE) に実装した。表 2.4.2 に主な撮影条件を示す。CHESS 法および本手法を用い脂肪抑制撮影を行い、得られた画像から脂肪抑制の均一性を視覚的に評価した。

表 2.4.2 被験者評価における主な撮影条件

撮影パラメータ	値
Sequence	3D GrE
FOV [mm]	370
TR [ms]	4.7
TE [ms]	1.7
FA [degree]	12
Thickness [mm]	5
Matrix	224 x 224 x 32
BW [kHz]	62.5
SENSE factor	1.8
Fat suppression	CHESS, 本手法
Scan time [s]	19

2.5 実機での評価結果

2.5.1 ファントムでの評価結果

励起の均一性

図 2.5.1.1a に実測した高周波磁場の分布（磁場中心のスライス）を示す。図 2.5.1.1b-d に実測した高周波磁場の分布から計算した励起後の縦磁化の分布を示す。図 2.5.1.1 より、CHESS 法では、高周波磁場の分布に依存して励起後の縦磁化の分布が不均一になることがわかる（図 2.5.1.1b）。また、IR 法では、CHESS 法に比べ励起後の縦磁化の不均一が改善するが十分ではなかった（図 2.5.1.1c）。本手法では、励起後の縦磁化の分布が均一になることがわかった（図 2.5.1.1d）。表 2.5.1.1 に励起後の縦磁化の平均値と標準偏差を纏めた。

高周波磁場の強度への非依存性

図 2.5.1.2 に、高周波磁場の強度 β を変化させたときの CHESS 法（図 2.5.1.2a）と本手法（図 2.5.1.2b）における信号のプロファイル（絶対値）を示す。図 2.5.1.2 より、CHESS 法では、高周波磁場の強度 β を変化させるにつれて信号強度が変化した。一方、本手法では、高周波磁場の強度 β を 0.65 から 1.35 に変化させても信号強度がほとんど変化しなかった。本手法では、高周波磁場の強度への非依存性が $\pm 35\%$ あった。

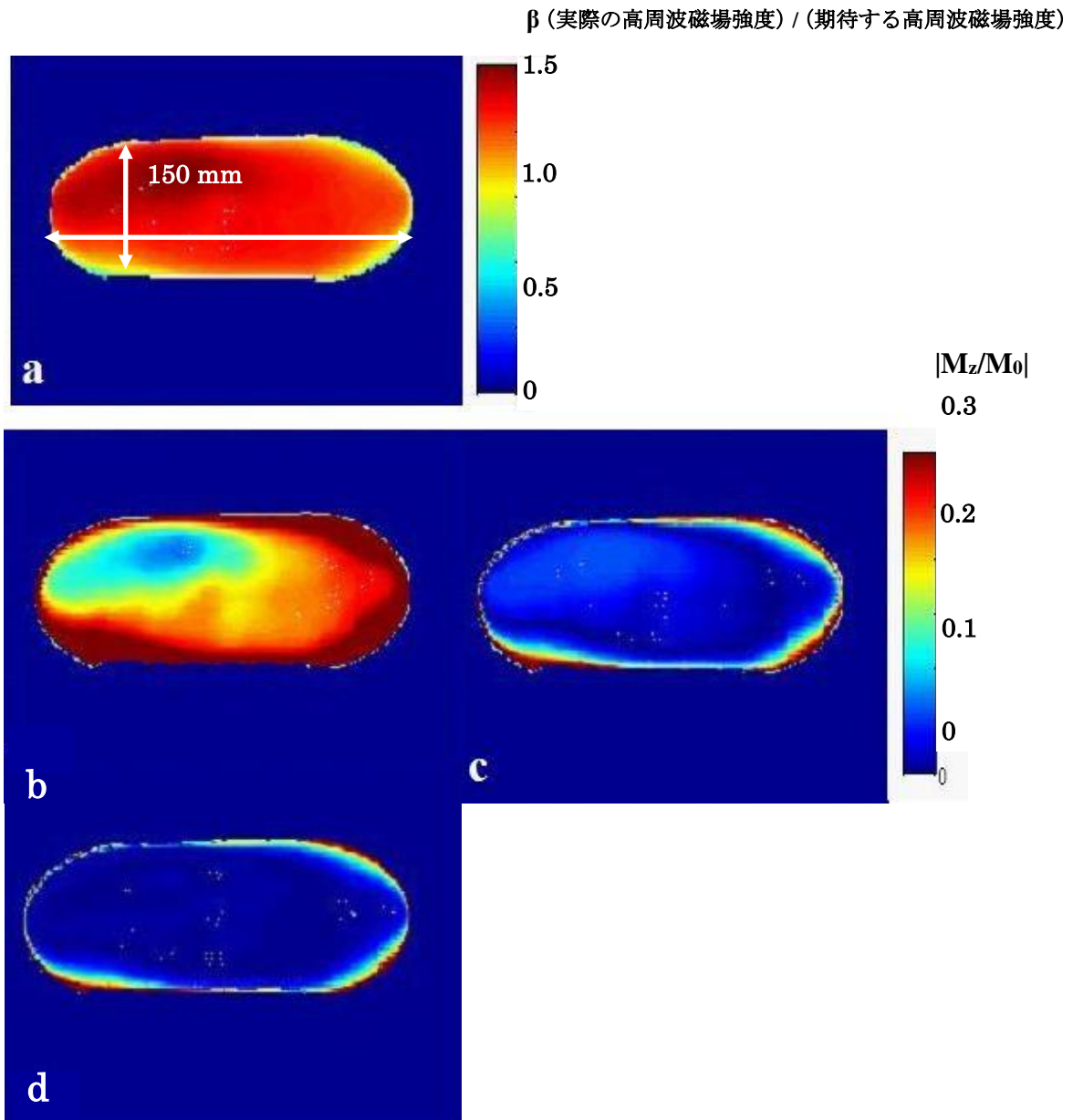


図 2.5.1.1 実測した高周波磁場の分布を用いて計算した縦磁化の応答 [39]

a : 実測した高周波磁場の分布, b : CHESSE 法, c : IR 法, d : 本手法

表 2.5.1.1 励起後の縦磁化の平均値と標準偏差

	CHESSE 法	IR 法	本手法
縦磁化の面内の平均値と標準偏差	0.22 ± 0.09	0.09 ± 0.07	0.009 ± 0.028

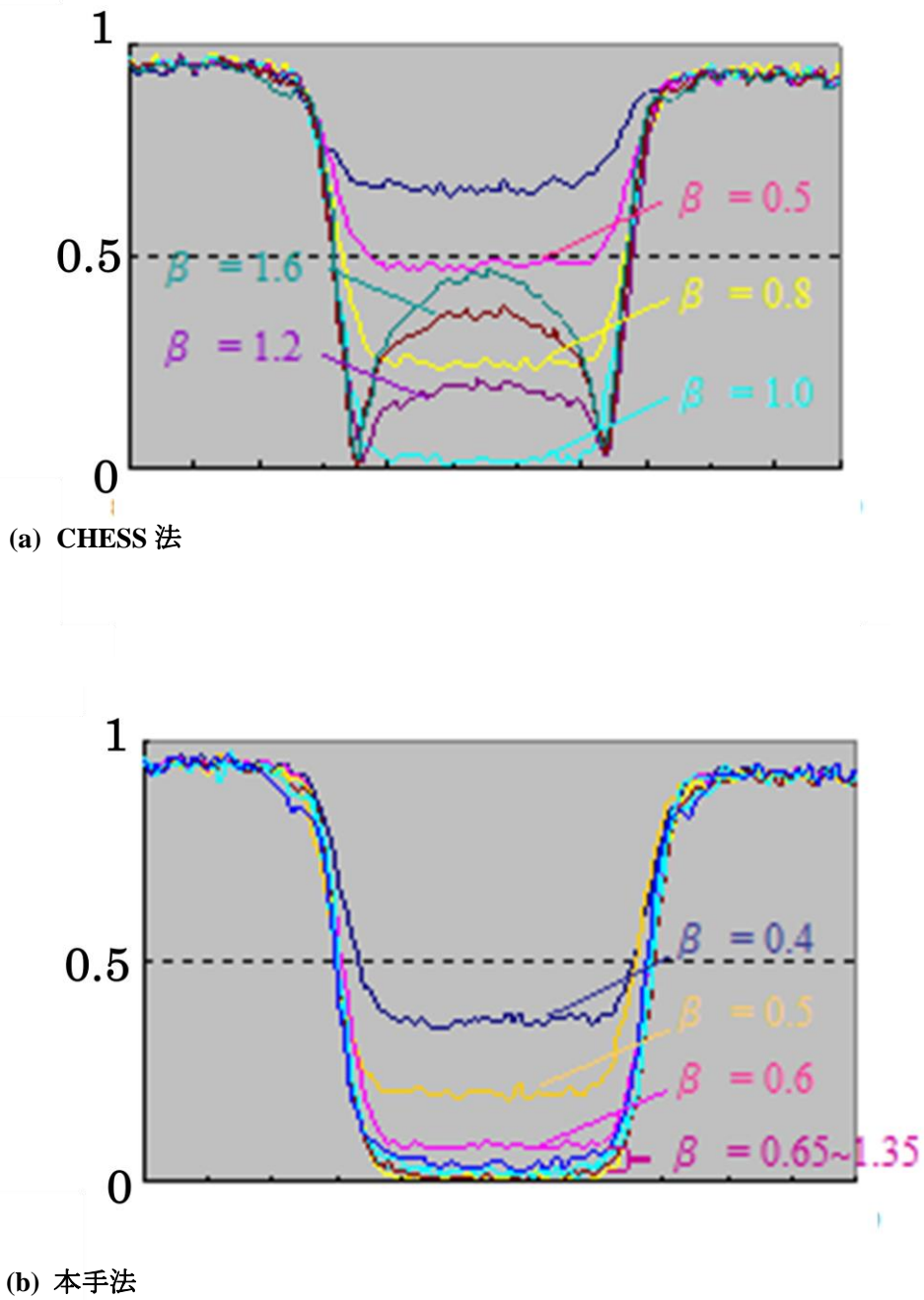


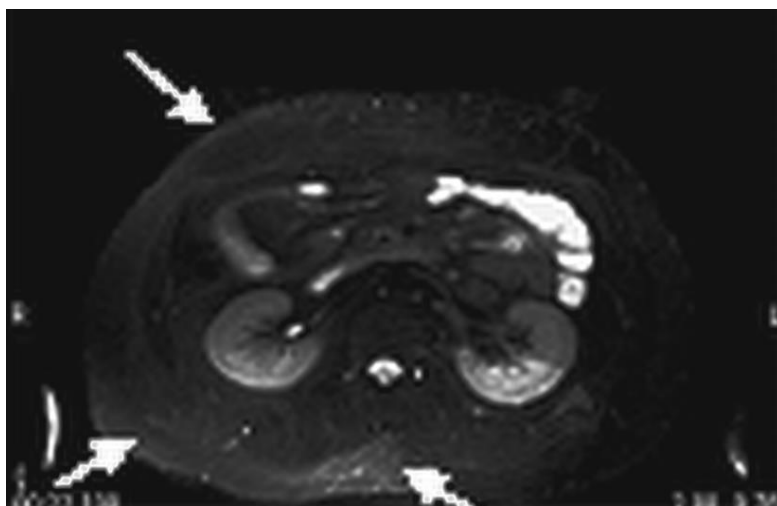
図 2.5.1.2 高周波磁場の強度 β を変化させたときの縦磁化の応答 [35]

a: CHESS 法において高周波磁場の強度を変化させたときの縦磁化の応答.

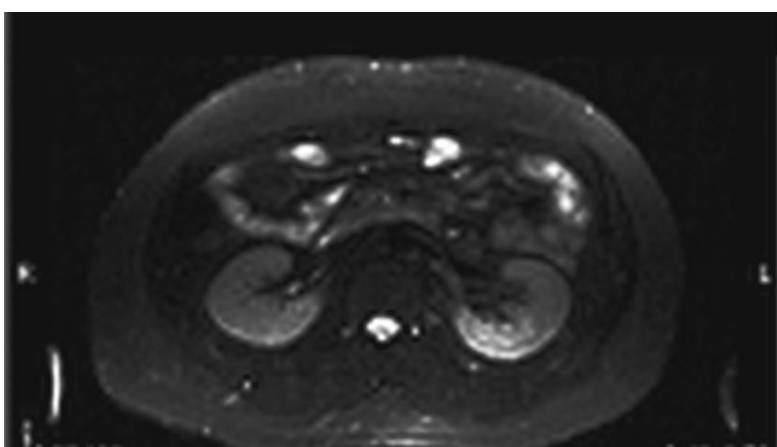
b: 本手法において高周波磁場の強度を変化させたときの縦磁化の応答.

2.5.2 被験者撮影での評価結果

図 2.5.2.1 に、CHESS 法と本手法における腹部の脂肪抑制画像を示す。図 2.5.2.1 より、CHESS 法では、脂肪からの信号が不均一に残っていることがわかる(図中矢印)。一方で、本手法では、脂肪からの信号が均一に抑制された。しかしながら、脂肪からの信号が全体的にわずかに残った。序章の図 1.1.5.2c で示したように臨床での要求を満たす画像が得られなかった。



(a) CHESS 法による脂肪抑制画像



(b) 本手法による脂肪抑制画像

図 2.5.2.1 従来法と本手法における脂肪抑制の効果の比較 [35]

2.6 本章の考察

本章での焦点は、高周波磁場の不均一に頑強で低 SAR な高速脂肪抑制 RF パルスを開発することであった。提案した脂肪抑制 RF パルス系列は 90° 系の励起パルスであるため TI 時間が不要であり、 180° 系に比べて撮影効率を大幅に改善できる。また、高周波磁場の強度への非依存性は $\pm 35\%$ であるため、腹部や乳房などで想定される高周波磁場の不均一 $\pm 30\%$ を十分に補うことができる。以下で提案した脂肪抑制 RF パルス系列に関する主な 3 つの知見を論ずる。

第 1 に、2.2 節で示した適切な励起角度の組合せを用いれば、高周波磁場の強度が $\pm 35\%$ 変動しても磁化を均一に励起できることがわかった。高周波磁場強度の変動に耐性をもつ他の非断熱型 RF パルス (e.g., composite pulse 等) の論文の結果[40–41]と比較しても、提案した RF パルスは高周波磁場の強度への非依存性を 2 倍以上改善できる。これにより、体幹部への適用における有効性が確かめられた。

提案した RF パルス系列は 3 つの RF パルスで構成した。もちろん、2 つの RF パルスで構成することもできるが、高周波磁場の強度に対する非依存性は $\pm 20\%$ 程度であるため、適用は頭部や四肢のような高周波磁場の不均一が小さい領域に限定される。部位に応じて、構成する RF パルスの数を可変する仕組みにすると効率的であろう。

なお、今回示した適切な励起角度の組合せは、脂肪の縦緩和時間を 250 ms、個々の RF パルスの印加時間を 15 ms として算出した値である。しかしながら、脂肪の縦緩和時間は静磁場強度に依存して変化する。また、2.2 節で示したように、励起後の縦磁化の応答は、対象の縦緩和時間や RF パルス間のインターバル時間（個々の RF パルスの印加時間を含む）によって変化する。つまり、提案した RF パルス系列を一般化するためには、縦緩和時間や RF パルスの印加時間が変化しても今回示した適切な励起角度を使用できるかどうか

かを脂肪の縦緩和時間以外で検証する必要がある。これは本章での残課題である（第3章で検証する）。

また、励起角度組み合わせの最適化手続きは、簡便性のためにグラフ読み取りに基づく手法によって行われ非自動であった。将来的には評価関数を定義して、計算機による自動最適化を行うことで、より厳密な最適解を求めることが可能であろう。評価関数や最適化手法に関する検証も重要な課題である。

第2に、ファントム実験によって、本手法は、高周波磁場の不均一が±35%存在しても縦磁化を均一に励起できるということが実証された。これは2.2節で示した理論値とよく一致した。この結果は、体幹部で想定される高周波磁場の不均一（±30%）を十分に補償できることを示す。

また、提案した RF パルス系列は先行技術と比べ SAR も低減できる。これは、先行技術の断熱型 RF パルスに対して提案した RF パルス系列では非断熱型 RF パルスで設計した所以である。これにより、患者に対する RF による発熱のリスクを低減でき、また、SAR による撮影条件の制約も緩和できる。つまり、患者の安全性を担保して、撮影効率も改善できるということを意味する。

第3に、被験者撮影においては、脂肪組織内に存在する他の周波数成分も考慮する必要があることが明らかとなった。ファントム実験では1つの成分を対象としたため、励起後の縦磁化は初期磁化に対して5%以下（信号消失レベル）になった。しかしながら、被験者撮影では脂肪は均一に抑制されたものの脂肪からの信号がわずかに残った。脂肪は複数の周波数成分で構成されることが報告されており[6]、今回、脂肪からの信号が、わずかに残った原因は、これを考慮しなかったためと推測する。特に、水の共鳴周波数に近接する成分（Olefinic fat）は水に影響を与えずに抑制することが物理的に難しい。これは本章で

の残課題である（第4章でこの課題を解決する方法を提案する）。

制約事項としては、周波数選択の RF パルスを用いた技術であるため、本論文では詳細に説明しなかったが、静磁場不均一による共鳴周波数シフトを十分に考慮する必要がある。本研究ではこの問題を軽減するために周波数選択 RF パルスの周波数特性を広帯域に設計し、脂肪のスペクトル周波数変化にも耐性をもつように配慮した。

2.7 おわりに

本章では、高周波磁場の不均一に依存しない、新しい脂肪抑制 RF パルス系列を提案し、その理論と設計手法を詳細に説明した。また、適切な励起角度の組合せを用いることで、±35%の割合で高周波磁場の不均一があっても均一に励起できることを示した。提案した脂肪抑制 RF パルス系列は、先行技術の断熱型 RF パルスに対して、SAR を 1/500 以下に、脂肪抑制にかかる時間を 1/2 以下に低減でき、効果的である。本章では脂肪組織における複数の周波数成分を考慮しなかったため脂肪からの信号がわずかに残ったが、この課題を解決する方法は第4章にて述べる。

第3章 新しい脂肪抑制 RF パルス系列の一般化に関する検討

3.1 はじめに

第2章では高周波磁場の不均一に頑強で低 SAR な高速脂肪抑制 RF パルス系列を提案し、適切な励起角度の組合せを示した。第2章で示した適切な励起角度の組合せは脂肪の縦緩和時間を 250 ms (1.5 T MRI 装置)、RF パルスの印加時間を 15 ms として検討した結果である。しかしながら、縦磁化の応答は縦緩和時間によって変化する。また、周波数特性は RF パルスの印加時間によって変化する。つまり、第2章で示した適切な励起角度の組合せを用いた RF パルス系列の特性は、縦緩和時間や RF パルスの印加時間によって変わる。もし、縦緩和時間や RF パルスの印加時間によって特性が大きく変わるならば、静磁場強度や RF パルス印加時間の変化に応じたパルス設計が求められる。

そこで、本章では、第2章で提案した RF パルス系列を、汎用的に使用できるかどうかを調査するために第2章で示した適切な励起角度の組合せにおいて RF パルス系列の特性が縦緩和時間や RF パルスの印加時間によって変化するかどうかを調査した。また、3 T MRI 装置への適用性も検討した。

最後に、他の脂肪抑制 RF パルスも含めて高周波磁場の強度への非依存性を数値化して、それぞれの適用範囲や位置づけを明確化した。

3.2 方法

3.2.1 縦緩和時間と RF パルスの印加時間への依存性

第2章で示したように、提案した RF パルス系列において、励起した直後での縦磁化 $M_{z,D,Block(n)}$ は式 (2.3.1.12) で表わされる。

$$\begin{aligned}
M_{z,D,Block(n)} &= (1 - e^{-\tau_3/T1}) + M_{z,C,Block(n)} e^{-\tau_3/T1} \cos(\beta \cdot \alpha_3) \\
&= 1 + (\cos(\beta \cdot \alpha_3) - 1) e^{-\tau_3/T1} + [\cos(\beta \cdot \alpha_2) \cos(\beta \cdot \alpha_3) - \cos(\beta \cdot \alpha_3) \\
&\quad - \cos(\beta \cdot \alpha_2) \cos(\beta \cdot \alpha_3) e^{-\tau_1/T1}] e^{-(\tau_2 + \tau_3)/T1} \\
&\quad + [\cos(\beta \cdot \alpha_1) \cos(\beta \cdot \alpha_2) (\cos(\beta \cdot \alpha_3))^2 e^{-(t + \tau_1)/T1} \\
&\quad - \cos(\beta \cdot \alpha_1) \cos(\beta \cdot \alpha_2) \cos(\beta \cdot \alpha_3) e^{-(t + \tau_1)/T1}] e^{-(\tau_2 + 2\tau_3)/T1} \\
&\quad + [(\cos(\beta \cdot \alpha_1))^2 (\cos(\beta \cdot \alpha_2))^2 (\cos(\beta \cdot \alpha_3))^2 e^{-(t + 2\tau_1)/T1} \\
&\quad - \cos(\beta \cdot \alpha_1) (\cos(\beta \cdot \alpha_2))^2 (\cos(\beta \cdot \alpha_3))^2 e^{-(t + \tau_1)/T1} \\
&\quad - \cos(\beta \cdot \alpha_1) (\cos(\beta \cdot \alpha_2))^2 (\cos(\beta \cdot \alpha_3))^2 e^{-(t + 2\tau_1)/T1}] e^{-(2\tau_2 + 2\tau_3)/T1}
\end{aligned} \tag{3.2.1}$$

ここで、 $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ は 3 つの RF パルスの励起角度で、 τ_1 は第 1 の RF パルスと第 2 の RF パルスとの間のインターバル時間、 τ_2 は第 2 の RF パルスと第 3 の RF パルスとの間のインターバル時間で、 τ_3 は第 3 の RF パルスと本撮影の励起パルスとの間のインターバル時間である。なお、 $(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3) = (117^\circ, 77^\circ, 180^\circ)$ である。

式 (3.2.1) から、 $\tau_i (i=2, 3)$ が T1 値よりも十分に小さい場合 ($T1 \gg \tau_i$)、2 つの指数関数は 1 となり、 $M_{z,D,Block(n)}$ の T1 値への依存性は無視できる。しかしながら、式 (3.2.1) からだけでは確証はない。

そこで縦緩和時間や RF パルスの印加時間が変化したときに提案した RF パルス系列の特性（高周波磁場の強度への非依存性，周波数応答）が変化するかどうか調査した．なお，縦緩和時間は生体内で想定される範囲に限定した．

具体的には，以下の2つの条件下で提案した RF パルス系列の特性，すなわち，高周波磁場の強度への非依存性を比較した．そして，CHESS パルスの周波数応答と提案した RF パルス系列での周波数応答を計算し，遷移域の先鋭度（= 遷移幅/半値幅と定義）を定量的に比較した．

評価した2つの条件：

- (1) 縦緩和時間は，200 ms（脂肪など）から 1000 ms（血液など）の範囲とした．
- (2) RF パルスの印加時間を 5 ms から 15 ms の範囲で変化させた．RF パルス間に挿入される傾斜磁場パルスの時間は 2 ms（一般的な値）に固定し，RF パルスの Time-bandwidth (TBW) は 3 とした（一般的な RF パルスで用いられる値）．なお，TBW とは RF 印加時間と周波数帯域の積で表されるパラメータである [37]．

3.2.2 各種 RF パルスにおける高周波磁場の強度への非依存性

従来 RF パルス（CHESS パルス，IR パルス）と提案した RF パルス系列において高周波磁場の不均一の割合 β を変化させたときの脂肪の縦磁化の応答を計算した．脂肪の縦磁化の絶対値が $0.05 M_0$ 以下を維持する β の範囲を高周波磁場の強度への非依存性と定義し，各種 RF パルスにおける高周波磁場の強度への非依存性を定量的に比較した [39]．

3.3 結果

3.3.1 縦緩和時間と RF パルスの印加時間への依存性

高周波磁場の強度への非依存性 | 縦緩和時間による特性の変化

図 3.3.1.1 に、縦緩和時間を変化させたときの高周波磁場の強度への依存性を示す。

図 3.3.1.1 より、縦緩和時間が変化しても高周波磁場の強度への非依存性 ($|M_z| < 0.05M_0$) は、 $\pm 35\%$ 以上を維持することがわかる。また、縦緩和時間が長くなると、非依存領域は増加し、高周波磁場強度変化への耐性が増加することが示唆された。

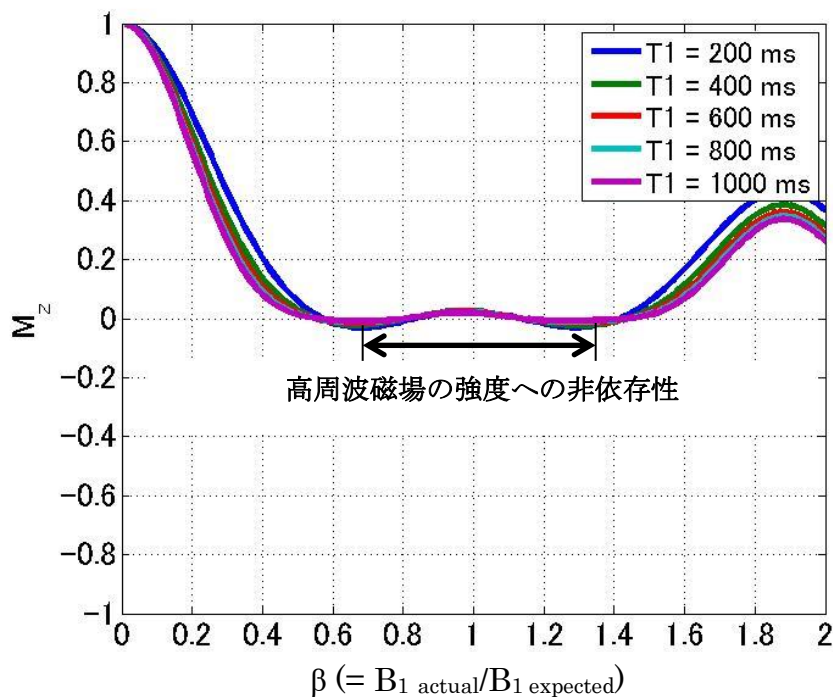


図 3.3.1.1 縦緩和時間による特性の変化

高周波磁場の強度への非依存性 | RF パルスの印加時間による特性の変化

図 3.3.1.2 に、RF パルスの印加時間を、5 ms から 15 ms まで変化させたときの β に対する縦磁化 $M_{z,3}$ の応答を示す。縦緩和時間は 200 ms (図 3.3.1.2a) と 1000 ms (図 3.3.1.2b) である。縦緩和時間が 200 ms では、RF パルスの印加時間を短くするにつれてリップル強度が $0.05 M_0$ 以下の範囲で大きくなったが、高周波磁場の強度への非依存性は RF パルスの印加時間によらず変わらないことがわかった。高周波磁場の強度への非依存性は $\pm 35\%$ であった。縦緩和時間が 1000 ms では RF パルスの印加時間によって縦磁化の応答がほぼ変化しなかった。高周波磁場の強度への非依存性は最大で $\pm 65\%$ であった。

以上の結果から、提案する RF パルス系列において、高周波磁場の強度への非依存性は、縦緩和時間や提案する RF パルス系列を構成する RF パルスの印加時間によらず、ほぼ維持されることがわかった。また、縦緩和時間が長くなると高周波磁場の強度への非依存性が大きくなることがわかった。

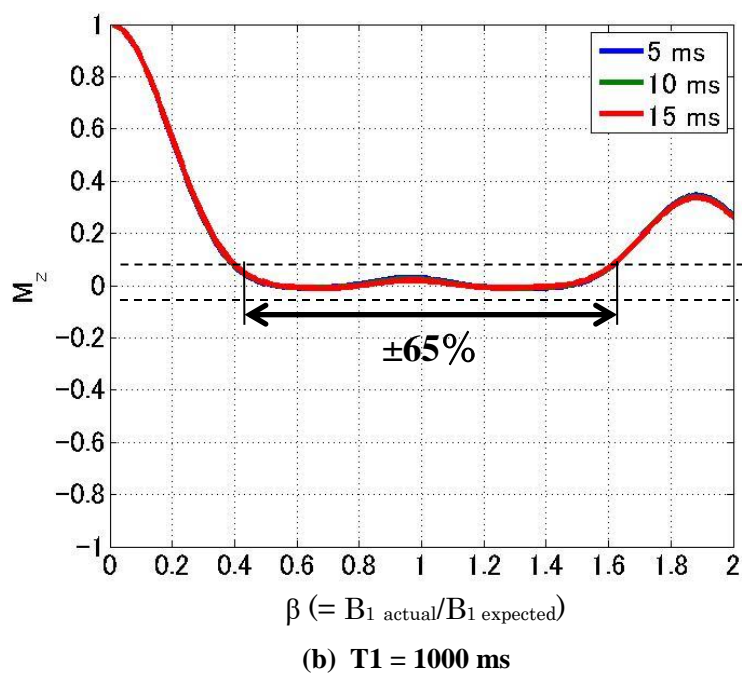
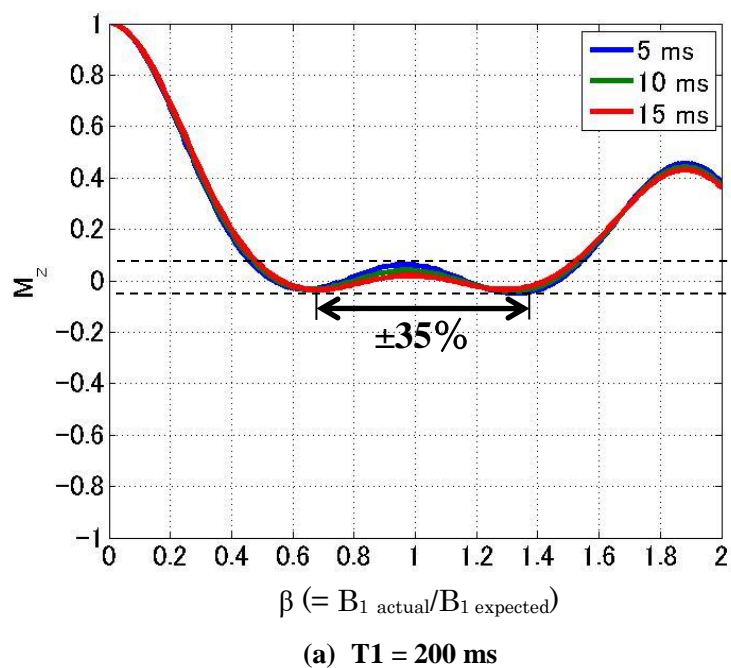


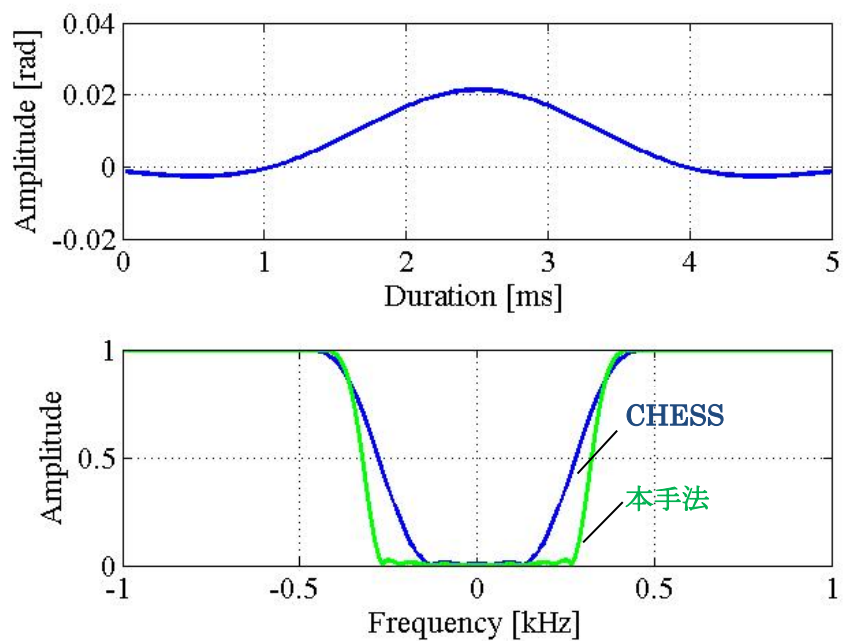
図 3.3.1.2 RF パルスの印加時間を変化させたときの縦磁化の応答 [39]

周波数特性

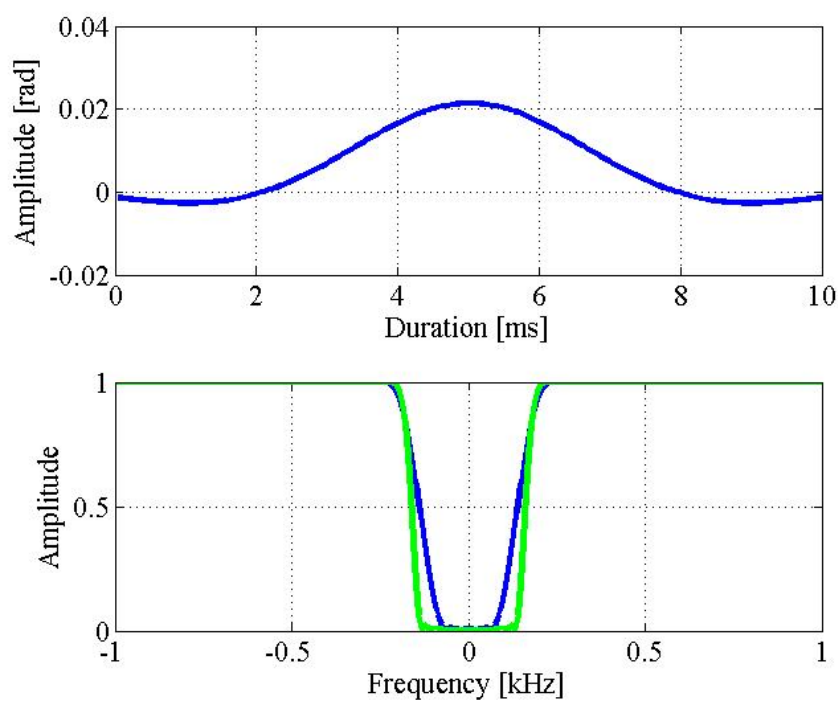
図 3.3.1.3 に、RF パルスの印加時間が 5 ms (a), 10 ms (b), 15 ms (c)における CHESS と本手法の周波数応答を示す。図 3.3.1.3 から、RF パルスの印加時間を短くすると、遷移幅および半値幅が広くなることがわかる。また、CHESS と比べ、提案した RF パルス系列の遷移域は先鋭であることがわかる (図 3.3.1.3 緑線)。

表 3.3.1 に RF パルスの周波数特性 (半値幅, 遷移幅, 先鋭度) を纏め、RF パルスの印加時間による周波数特性の変化をグラフにした (図 3.3.1.4)。図 3.3.1.4 をみると提案した RF パルス系列の遷移幅および先鋭度 (= 半値幅/遷移幅と定義) は、CHESS に比べて、2 倍程度改善することがわかった。また、先鋭度は、RF パルスの印加時間によって、ほとんど変化しなかった (表 3.3.2)。

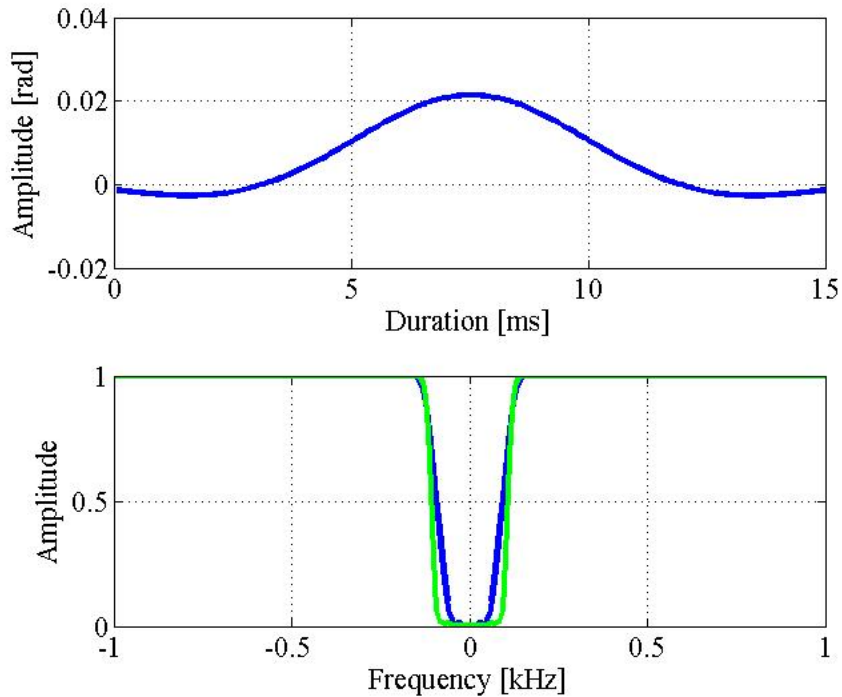
図 3.3.1.5 に、第2章で設計した RF パルス系列 (TBW = 9, RF パルスの印加時間 = 15 ms) における遷移域の周波数特性と本章で検討した RF パルス系列 (TBW = 3, RF パルスの印加時間 = 5 ms) における遷移域の周波数特性を示す。図 3.3.1.5 から、TBW = 3, RF パルスの印加時間 = 5 ms で設計した RF パルス系列の遷移幅は 110 Hz で、第2章で設計した RF パルス系列の遷移幅 (55 Hz) の 2 倍になった。静磁場強度が 3 T になるとケミカルシフトは 2 倍になるため 3 T での遷移幅は第2章で設計した遷移幅の 2 倍を適用できる。つまり、3 T では、5 ms の RF パルスを用いて第2章で示した仕様と等価な特性が得られることがわかった。



(a) Duration = 5 ms



(b) Duration = 10 ms



(c) Duration = 15 ms

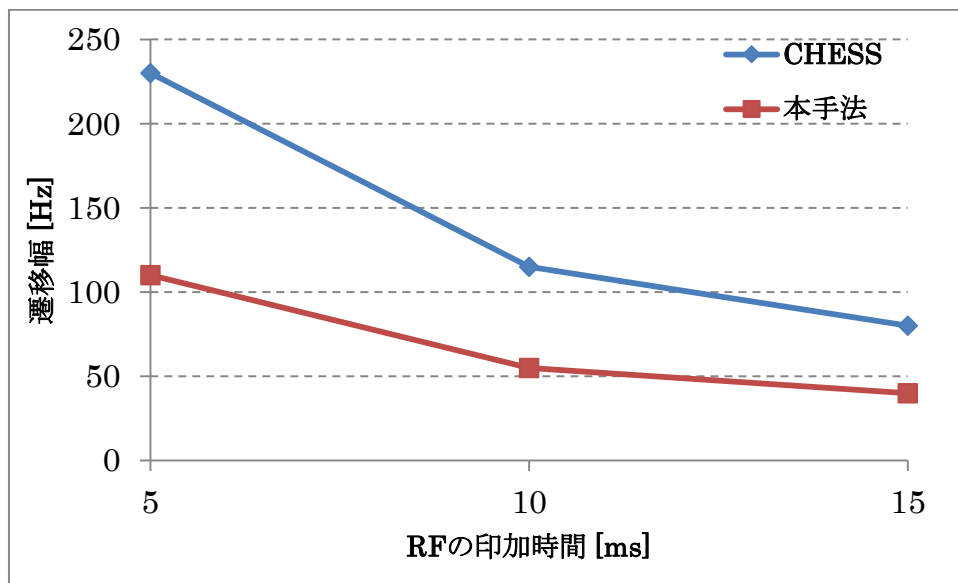
図 3.3.1.3 RF パルスの印加時間を変化させたときの周波数応答 [39]

単一の RF パルスでの周波数応答（青線），本手法での周波数応答（緑線）を示している．RF パルスの印加時間が短くなると，周波数特性において遷移域の周波数幅が広がるが（青線），本手法では，RF パルスの印加時間が短くなっても遷移域の周波数幅を狭く維持できることがわかる．TBW はすべて 3 である．

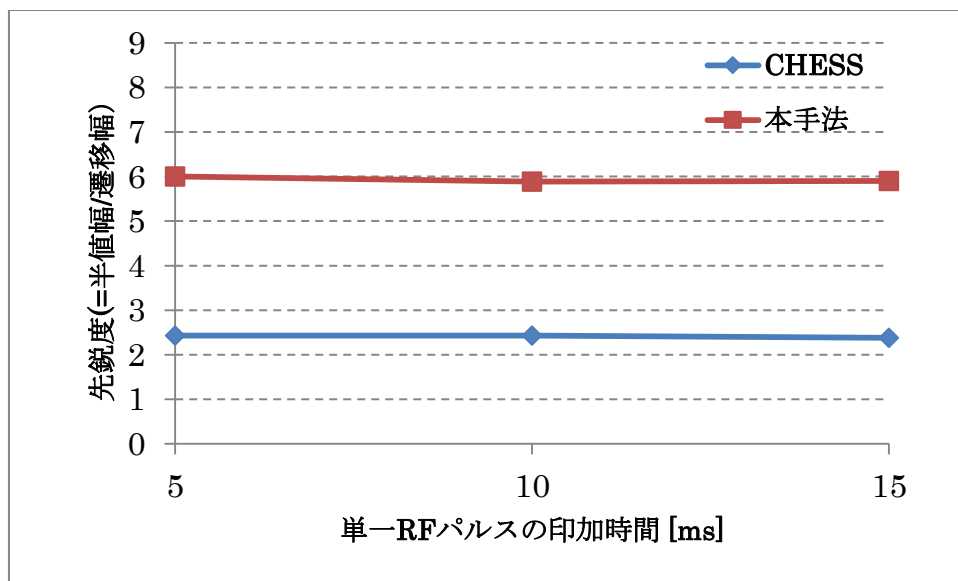
表 3.3.1 RF パルスの周波数特性 [39]

	5 ms		10 ms		15 ms	
	CHES	本手法	CHES	本手法	CHES	本手法
半値幅 [Hz]: (1)	560	660	280	324	190	235 (650)*
遷移幅 [Hz]: (2)	230	110	115	55	80	40 (55)*
先鋭度 = (1)/(2)	2.4	6.0	2.4	5.9	2.4	5.9 (5.5)*

*第2章で設計した RF パルス系列の特性（TBW = 9, RF の印加時間 = 15 ms）．



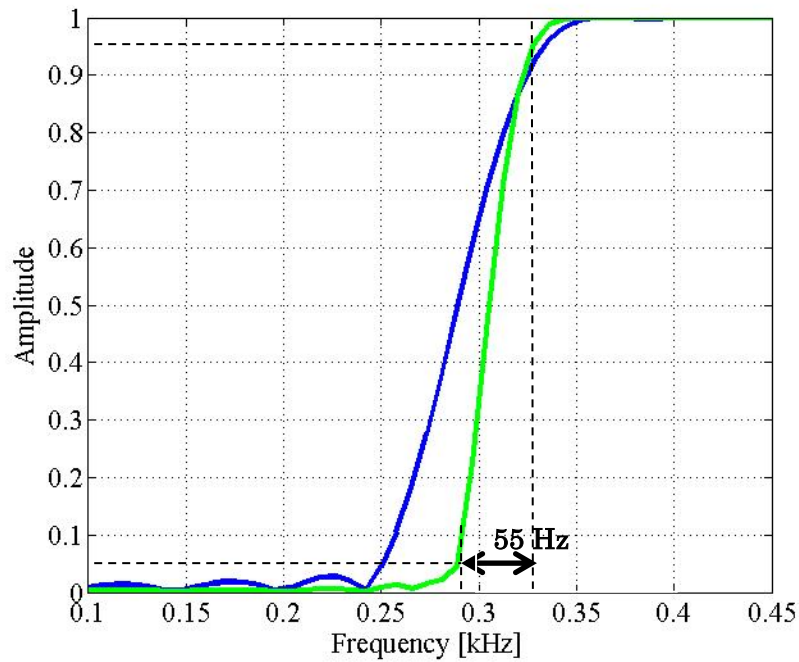
(a) 遷移幅



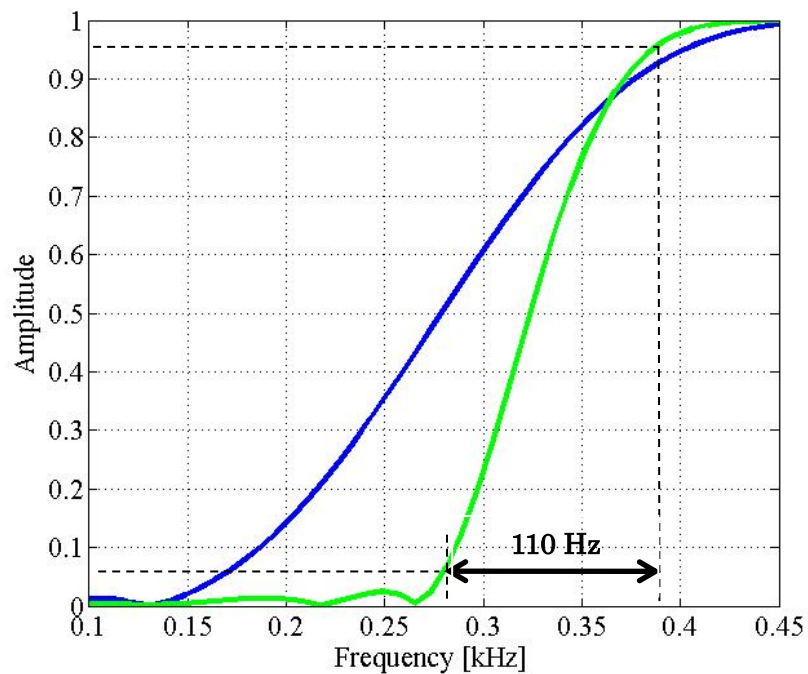
(b) 先鋭度

図 3.3.1.4 RF パルスの印加時間による周波数特性の変化

本手法の遷移幅は CHESS の遷移幅の半分程度に狭いことがわかる。



(a) $TBW = 9$, RF の印加時間 = 15 ms (第2章で設計した RF パルス)



(b) $TBW = 3$, RF の印加時間 = 5 ms

図 3.3.1.5 遷移域の周波数特性の比較

遷移域は強度が 0.05~0.95 の範囲 (図中点線) と定義した.

3.3.2 各種 RF パルスにおける高周波磁場の強度への非依存性

図 3.3.2.1 に、CHESS 法において、高周波磁場の強度が変動したときの脂肪の縦磁化の応答を示す。図 3.3.2.1 より、CHESS 法は高周波磁場の強度が変化すると脂肪の縦磁化が大きく変化することがわかる。高周波磁場の強度への非依存性は±5%と小さかった。

図 3.3.2.2a に IR 法において、IR パルスと本撮影の RF パルスとの間のインターバル時間 τ_1 によって高周波磁場の強度への非依存性がどうなるかを計算した結果を示す。図 3.3.2.2b は脂肪の縦磁化の大きさが $0.05 M_0$ 以下となる領域のみを表示したものである。図 3.3.2.2b より、IR 法では、 τ_1 の設定によって高周波磁場の強度への非依存性を大きくできることがわかった。つまり、 τ_1 として 100 ms を用いることで、高周波磁場の強度への非依存性を最大で±20%まで大きくできることがわかった（図 3.3.2.3）。

図 3.3.2.4 に、提案した RF パルス系列において高周波磁場の強度が変動したときの脂肪の縦磁化の応答を示す。図 3.3.2.4 より、高周波磁場の強度への非依存性は±35%であった。表 3.3.3 に各種 RF パルスにおける高周波磁場の強度への非依存性を纏めた。

表 3.3.3 各種 RF パルスにおける高周波磁場の強度への非依存性

	CHESS 法	IR 法	提案した RF パルス系列
高周波磁場の強度への非依存性	±5%	±20%	±35%

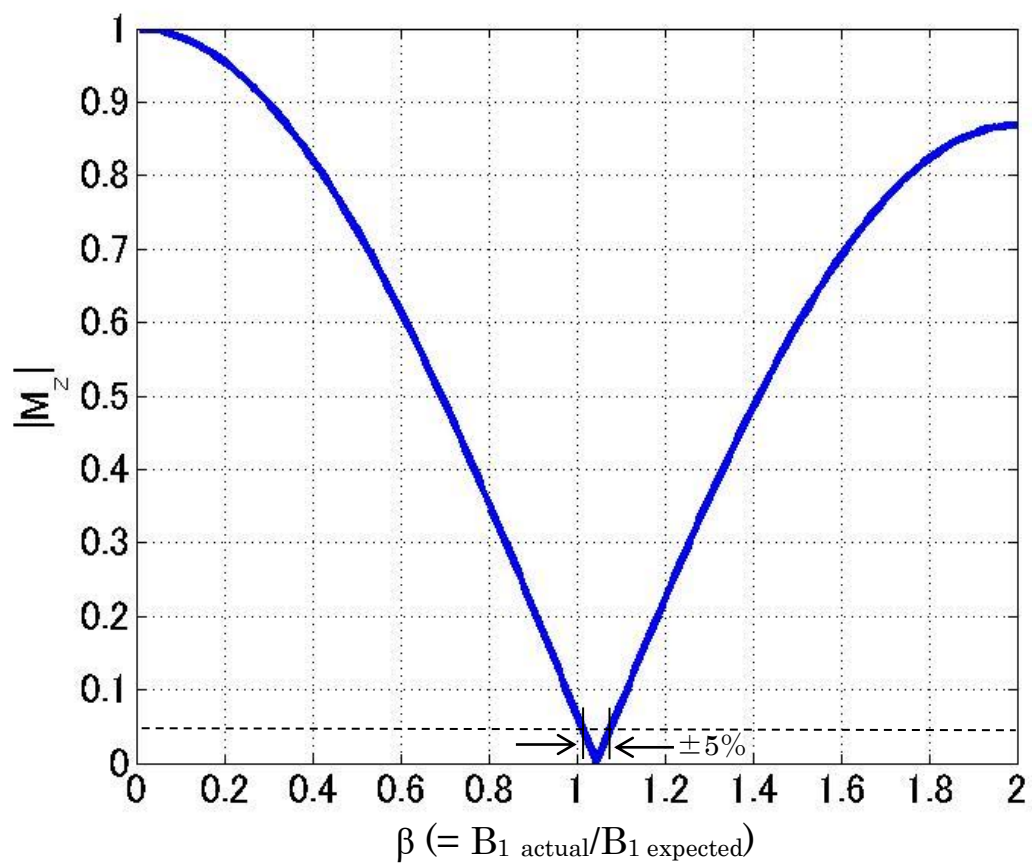


図 3.3.2.1 CHES 法で高周波磁場の強度を変化させたときの縦磁化の応答
横軸は $\beta (= B_{1 \text{ actual}} / B_{1 \text{ expected}})$ で、縦軸は縦磁化の絶対値である。

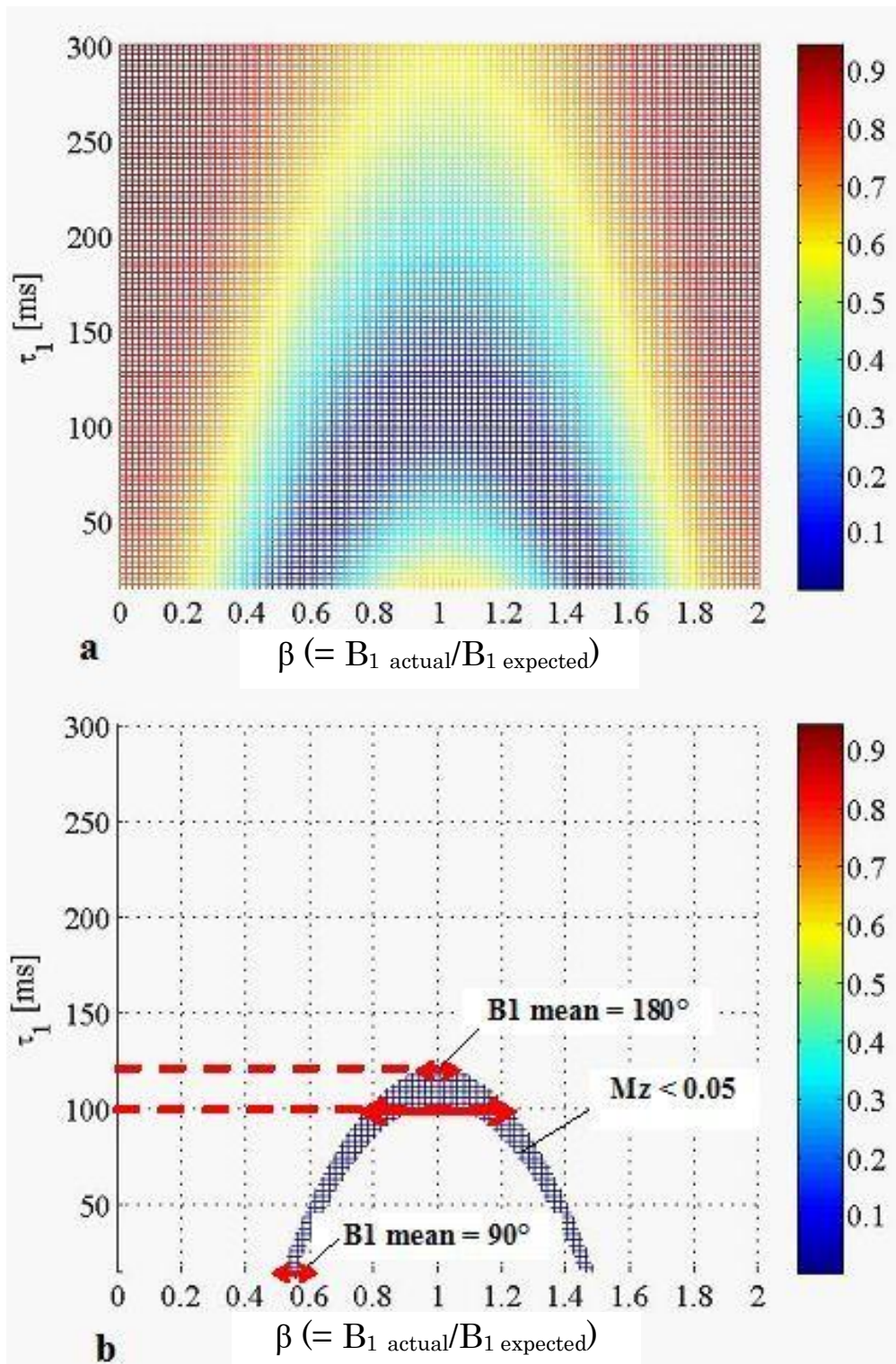


図 3.3.2.2 IR 法で高周波磁場の強度と τ_1 の組合せによる縦磁化の応答 [39]

b の図は、a の図において、脂肪の縦磁化が $0.05 M_0$ 以下である領域のみを抽出したものである。横軸は $\beta (= B_1 \text{ actual}/B_1 \text{ expected})$ で、縦軸は TI 時間 τ_1 である。

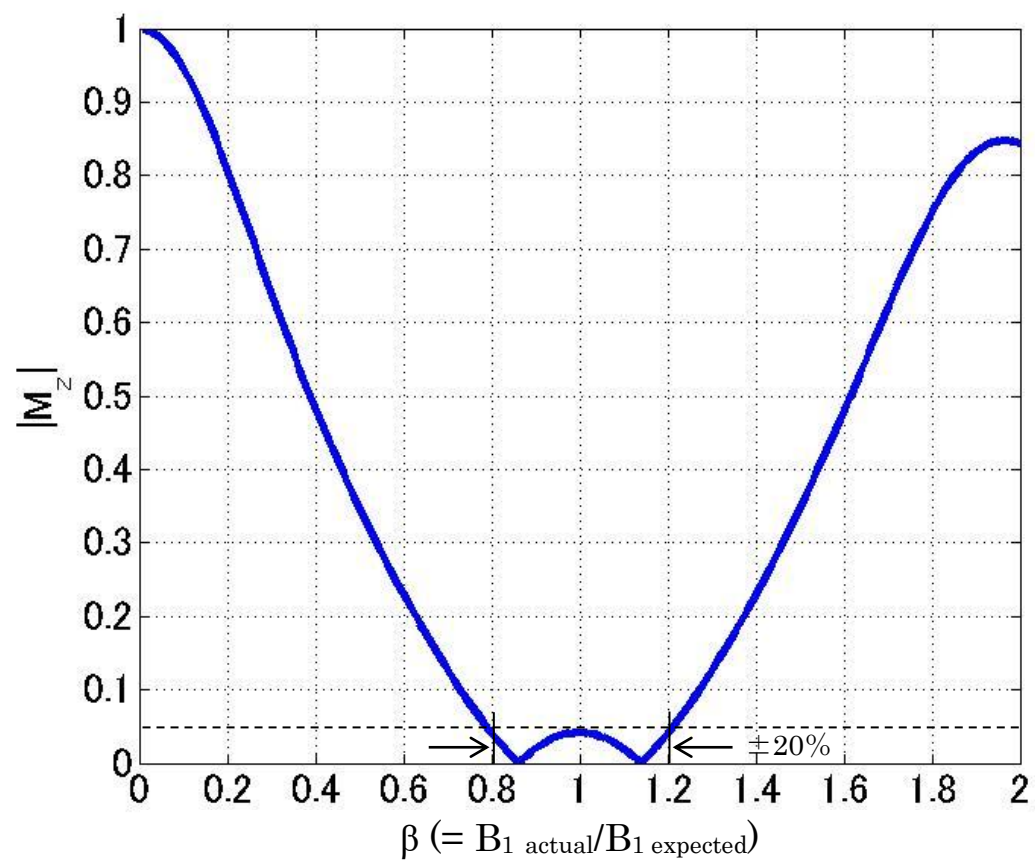


図 3.3.2.3 IR 法で高周波磁場の強度を変化させたときの縦磁化の応答

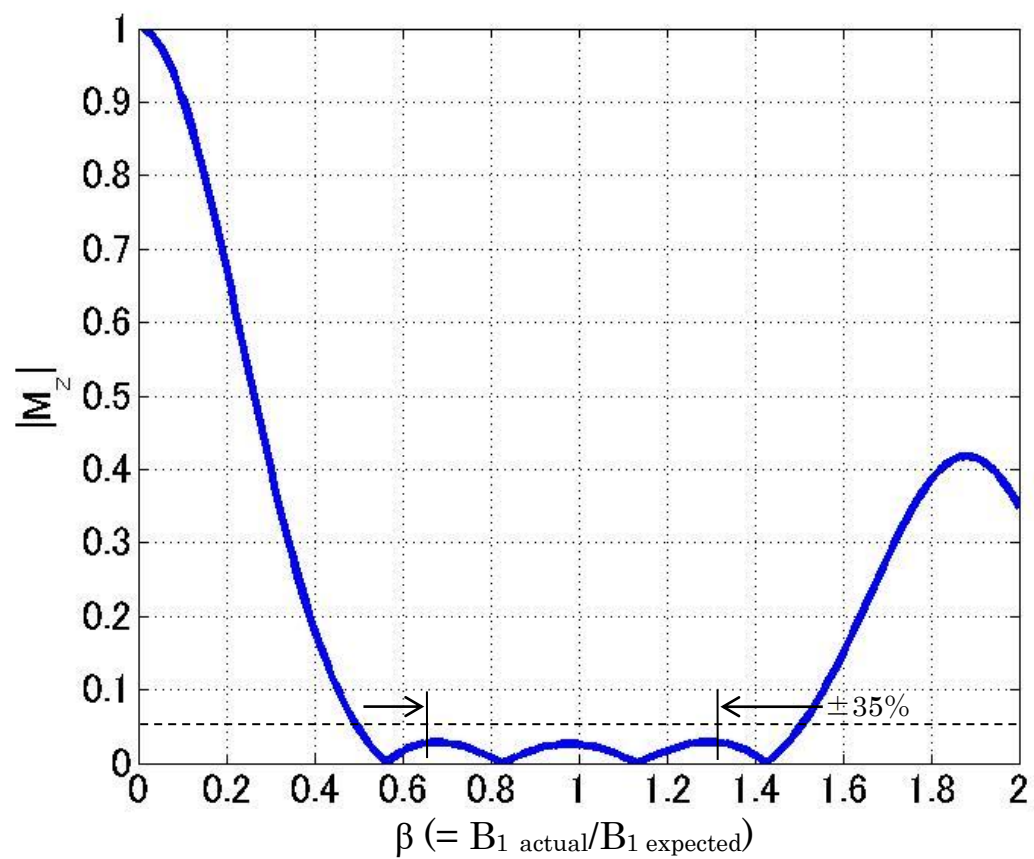


図 3.3.2.4 本手法で高周波磁場の強度を変化させたときの脂肪の縦磁化の応答

3.4 本章の考察

本章の焦点は第2章で示した適切な励起角度の組合せによる RF パルス系列を汎用的に使用できるかどうかを検証することであった。もし第2章で示した RF パルス系列の特性が、縦緩和時間や RF パルスの印加時間に依存して変わるならば、装置や条件によって、適切な励起角度の組合せを再設計しなければならない。しかしながら、本章での検討により、縦緩和時間や RF パルスの印加時間が変わっても第2章で示した適切な励起角度の組合せをそのまま使用できることが明らかとなった。これは実用化において重要な知見である。以下で、本章で得た主な3つの知見を論ずる。

第1に、提案した RF パルス系列の適切な励起角度の組合せは、縦緩和時間や RF パルスの印加時間が変わっても第2章で示した値をそのまま使用できる。これは提案した脂肪抑制 RF パルス系列を実用化するうえで重要な結果である。静磁場強度が変わると縦緩和時間は変化する。そのため、通常、静磁場強度が変わると、再設計が必要となりうるが、提案した RF パルス系列ではその必要がないことが明らかとなった。つまり対象（縦緩和時間）や RF パルスの印加時間、そして、静磁場強度が変わっても、第2章で示した適切な励起角度の組合せを汎用的に使用できると言える。また、高周波磁場の強度への非依存性は±35%以上を維持できる。

第2に、提案する RF パルス系列では周波数特性の遷移幅を狭くできる。長い印加時間の RF パルスは周波数特性の遷移幅を狭くすることができるため、一般的な脂肪抑制 RF パルスでは15 ms 前後の長い印加時間を用いる。しかしながら長い印加時間の RF パルスは、撮影時間の延長をもたらす。一方で、提案した RF パルス系列はこの問題も解決することができる。つまり、RF パルスの印加時間を短くしても、提案した RF パルス系列の

周波数特性でみると遷移幅が狭いため撮影時間の大幅な延長を伴わずに遷移域の狭い脂肪抑制 RF パルスを提供できる。

第3に各種脂肪抑制 RF パルスにおいて高周波磁場の強度への非依存性が定量化された。これは撮影部位に応じてどの脂肪抑制 RF パルスを用いるのが適切であるかを定めるための指標となりうる。例えば高周波磁場の不均一が小さい頭部や四肢では2つの RF パルス系列を適用することもできると言える。

最後に、本章での検証では、RF パルスの形状まで検討しなかった。RF パルスの形状は様々あり、短い印加時間や小さい TBW でも遷移幅を狭くできるものもある [37]。これを適用すれば、さらなる時間の短縮や特性の改善も可能であると考えられる。

3.5 おわりに

本章では、第2章で提案した脂肪抑制 RF パルス系列の汎用性を検討した。結果として、縦緩和時間や RF パルスの印加時間が変わっても、パルス特性は大きく変化することなく、第2章で示した適切な励起角度の組合せが変わらず有効であることが示された。これは、本手法を実用化する際に重要な結果である。また各種脂肪抑制 RF パルスにおいて高周波磁場の強度への非依存性を数値化した。これにより、各種脂肪抑制 RF パルスの適用範囲が明確になった。

第4章 2つの周波数成分を考慮した脂肪抑制 RF パルス法の提案

4.1 はじめに

第2章では、高周波磁場の不均一に頑強で、低 SAR な高速脂肪抑制 RF パルス系列を提案した。これにより、 $\pm 35\%$ の割合で高周波磁場の不均一が存在しても均一に励起できることを示した。また、SAR は先行技術である断熱型 RF パルスに対して $1/500$ 以下に脂肪抑制に必要とされる時間は $1/2$ 以下に低減した。しかしながら、被験者撮影では脂肪抑制は均一になったものの、脂肪からの信号がわずかに残存するという周波数選択 RF パルスを基本とした脂肪抑制法に共通の課題が残った。この原因は、脂肪組織に混在する複数の周波数成分による影響であると推測した。脂肪を構成する複数の周波数成分の中で、特に、水の共鳴周波数に近接する共鳴周波数を有する成分 (Olefinic fat) を水に影響をあたえずに抑制することは物理的に困難であった。新しい Dixon 法では抑制できるが、周波数選択 RF パルスによる抑制方法では実現されていなかった[34]。

そこで、本章では、この課題を解決するために2つの周波数成分を考慮した脂肪抑制法を提案する。また、これを第2章で提案した脂肪抑制 RF パルス系列に適用し、その効果を検証する。検証にあたって第2章で課題として残った脂肪の残存信号が水の共鳴周波数に近接する共鳴周波数を有する成分であることを明らかにする。

4.2 2つの周波数成分を考慮した脂肪抑制法の原理

周波数選択RFパルスを用いた脂肪抑制法では脂肪の主成分である Aliphatic fat を周波数選択的に励起して、その縦磁化を 0 にすることで脂肪の主成分からの信号を抑制している (図 4.2.1 左図)。そのため、水の共鳴周波数に近接する共鳴周波数を有する第 2 の脂肪の成分 (Olefinic fat) は残存した。そこで、今回、Olefinic fat の存在割合 (10%) [6] だけ Aliphatic fat の縦磁化を部分的に反転させて、Olefinic fat の縦磁化と、10%反転された Aliphatic fat の縦磁化とを同一画素内でキャンセルさせる方法を新しく提案する (図 4.2.1 右図)。

この方法を第 2 章で提案した脂肪抑制 RF パルス系列に適用するには高周波磁場の強度への非依存性を崩さずに、励起後の縦磁化を 10%反転させる必要がある。

以下で、第 2 章で提案した脂肪抑制 RF パルス系列において励起後の縦磁化を 10%反転させる方法を説明する。

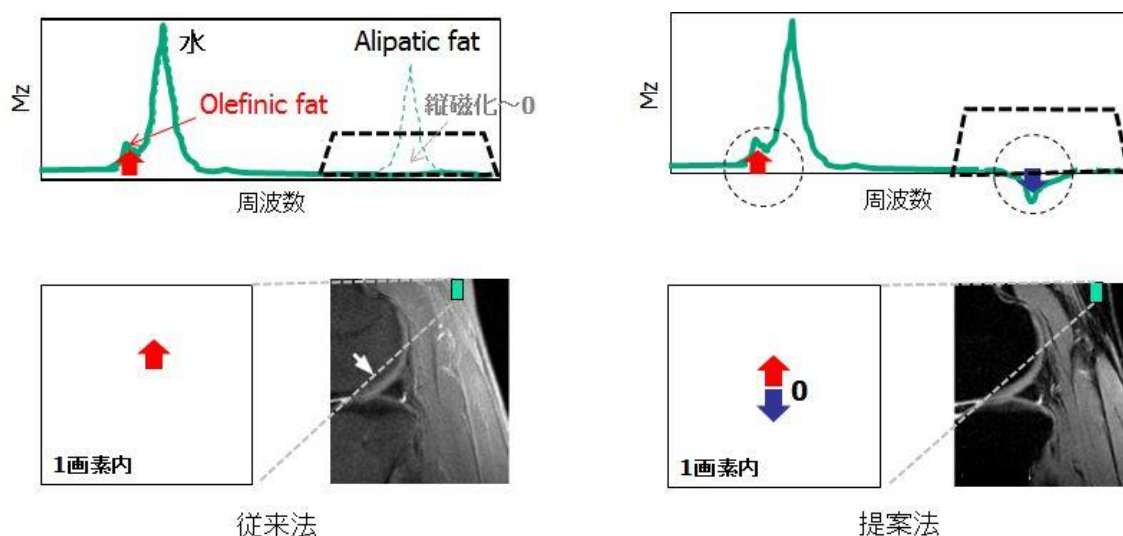


図 4.2.1 脂肪組織内に存在する 2つの成分の抑制方法

上段は水および脂肪 (Aliphatic fat, Olefinic fat) の周波数スペクトルの模式図で、下段は 1画素内でみた Aliphatic fat と Olefinic fat の正味の縦磁化の状態を示した模式図である。

第2章で説明したように提案した脂肪抑制RFパルス系列で励起した後の時間における脂肪の縦磁化 $M_{z,D,Block(n)}$ は式 (2.3.1.12) で表わすことができる. 式 (2.3.1.12) を整理すると式 (4.2.1) のように纏めることができる. 式 (4.2.1) から, 高周波磁場の強度に非依存という特性を崩さずに励起後の縦磁化の大きさ (正味の励起角度) を τ_2 , τ_3 で可変できることがわかる. 具体的には, τ_2 を増加させると正味の励起角度を 90° よりも大きくできる. また, τ_3 を増加させると正味の励起角度を 90° よりも小さくできる (図 4.2.2).

$$\begin{aligned}
 M_{z,D,Block(n)} &= (1 - e^{-\tau_3/T1}) + M_{z,C,Block(n)} e^{-\tau_3/T1} \cos(\beta \cdot \alpha_3) \\
 &\equiv 1 + C_1(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \tau_1, t1) e^{-(\tau_2 + \tau_3)/T1} + C_2(\alpha_3) e^{-\tau_3/T1}, \quad (4.2.1)
 \end{aligned}$$

ここで, α_1 , α_2 , α_3 は3つのRFパルスの励起角度である.

具体的には第2章で設計した値 $(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3) = (117^\circ, 77^\circ, 180^\circ)$ である. τ_1 は第1のRFパルスと第2のRFパルスとの間のインターバル時間, τ_2 は第2のRFパルスと第3のRFパルスとの間のインターバル時間で, τ_3 は第3のRFパルスと本撮影の励起パルスとの間のインターバル時間である.

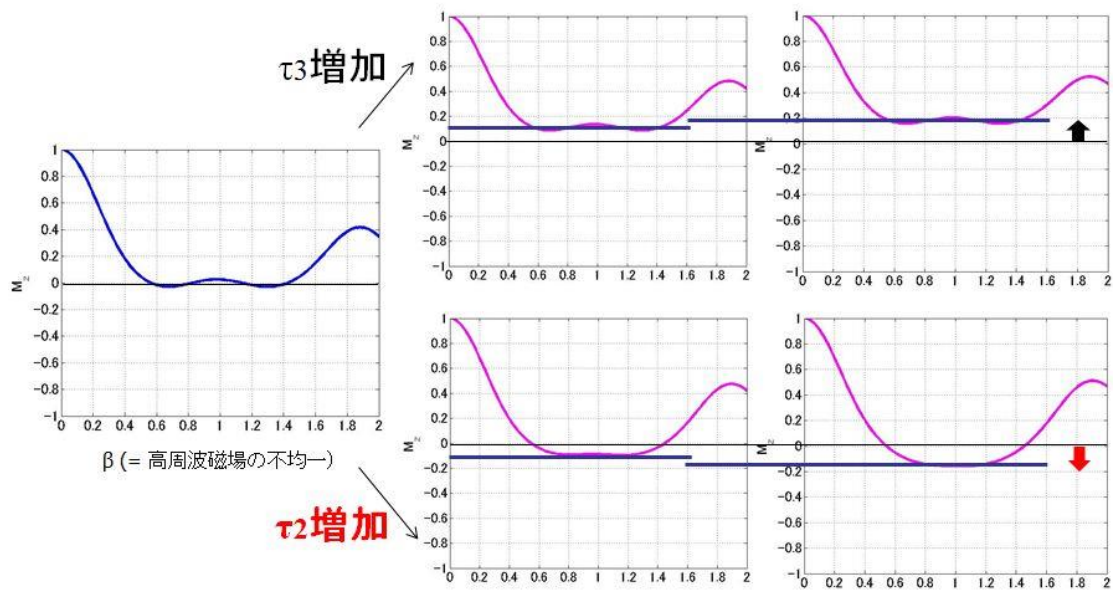
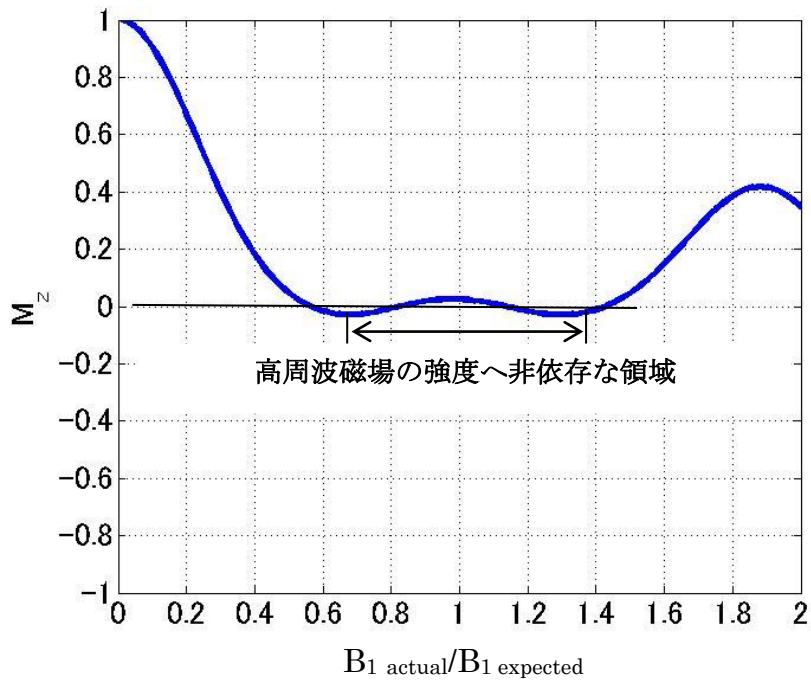
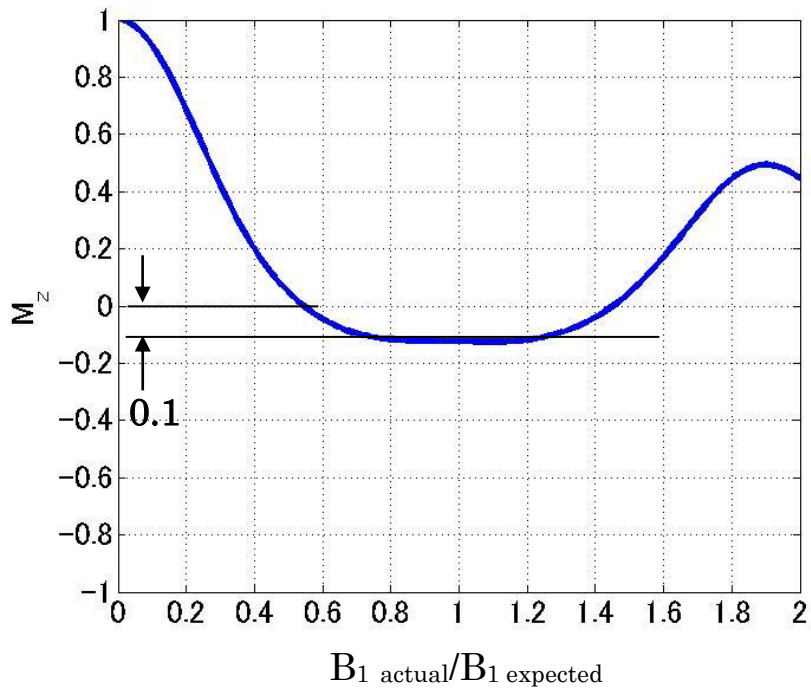


図 4.2.2 τ による作用

横軸は β (高周波磁場の不均一の割合), 縦軸は励起後の縦磁化である. τ_2 を増加させると正味の励起角度を 90° よりも大きくできる. また, τ_3 を増加させると正味の励起角度を 90° よりも小さくできる. なお, 高周波磁場の強度への非依存性は維持される.

図 4.2.3 に, τ_2 が 17 ms (a), 47 ms (b), 67 ms (c) において, 横軸を β (高周波磁場の不均一の割合), 縦軸を励起後の縦磁化としたグラフを示す. 図 4.2.3 から, 高周波磁場の強度に対して縦磁化が非依存な特性を崩さずに励起後の縦磁化の大きさ(正味の励起角度)が変化することがわかる.

そこで, τ_2 を用いて, 脂肪の縦磁化を 10% 反転させることにした. 具体的には, 脂肪の縦磁化が 10% 反転される, τ_2 47 ms を用いた (図 4.2.4). このときの正味の励起角度は 95° に相当する.

(a) $\tau_2 = 17 \text{ ms}$ (励起角度 90° 相当)(b) $\tau_2 = 47 \text{ ms}$ (励起角度 95° 相当)

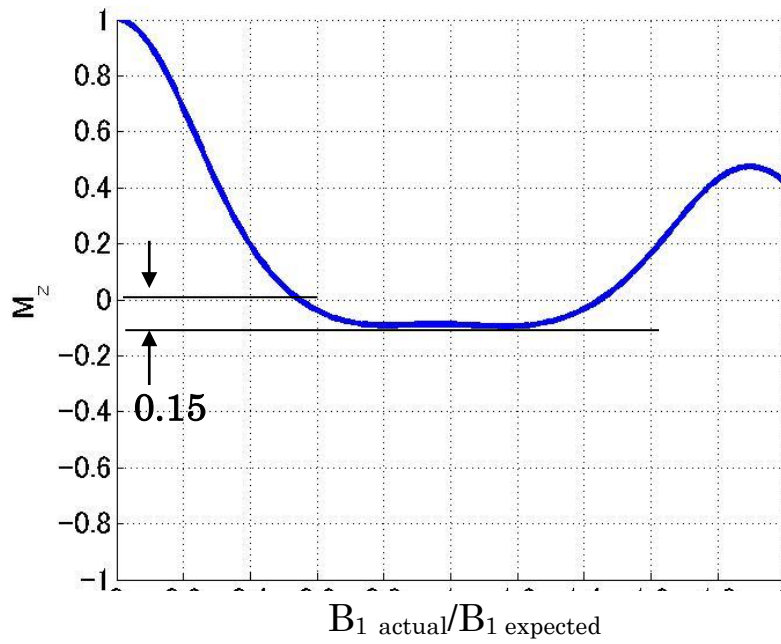
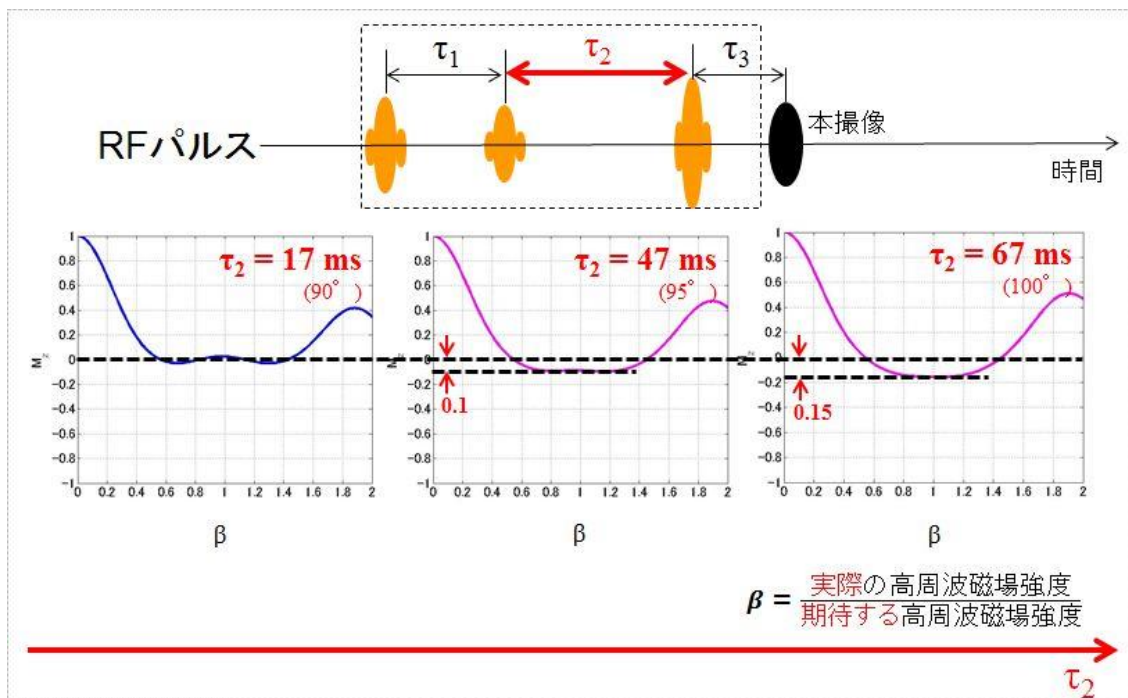
(c) $\tau_2 = 67 \text{ ms}$ (励起角度 100° 相当)図 4.2.3 τ_2 による縦磁化の変化 [35]

図 4.2.4 正味の励起角度を変化させる方法 [35]

4.3 方法

4.3.1 脂肪組織内に存在する2つの成分の調査

脂肪組織内には、脂肪の主成分である Aliphatic fat のほかに、水の共鳴周波数に近接する共鳴周波数をもつ Olefinic fat が存在することがわかっている。ここでは、Olefinic fat が脂肪抑制へもたらす影響を明らかにするために、以下の実験を行った。なお全ての実験で、静磁場不均一による影響を低減するために実験前に B_0 シミングを実行し、同一の条件下で撮影した [42]。

- (1) 提案した脂肪抑制 RF パルス系列を用い、オフセット周波数 f を -240 Hz から $+400$ Hz の範囲において 50 Hz 間隔で変化させて撮影した。
- (2) リファレンスとして、脂肪抑制なしの撮影も行った。
- (3) オフセット周波数を変え撮影した画像と脂肪抑制なしで撮影した画像において、図 4.3.1 上段に示すように 5 つの脂肪組織に ROI (Region of Interest) を設定し、ROI 内における SNR (Signal Noise Ratio) を測定した。
- (4) (3) で測定した SNR 値を (2) で測定した SNR 値で正規化した。この理由は、受信コイルによる感度の差を除去するためである。横軸をオフセット周波数とし、縦軸を正規化した SNR 値としたグラフを作成した。
- (5) 縦軸が 0.05 以下となるオフセット周波数をグラフから測定し、図 4.3.1 に示す周波数特性を考慮したうえで脂肪組織の実際の周波数を特定した。

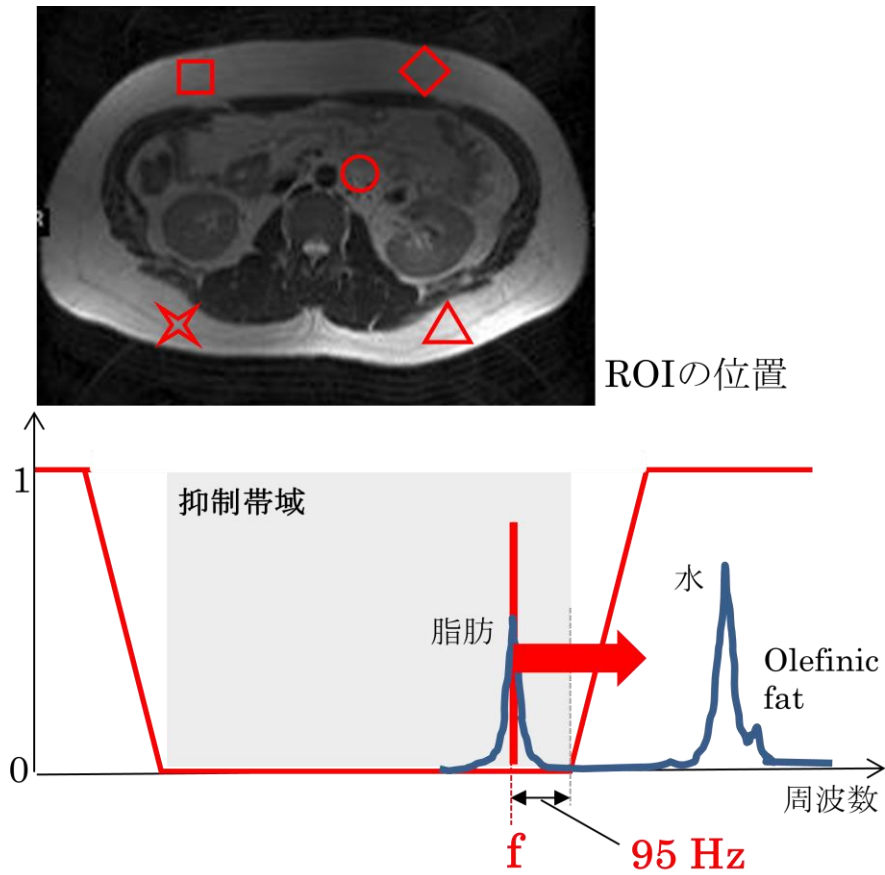


図 4.3.1 ROI の位置および周波数特性とオフセット周波数の関係

評価に使用した ROI は、図に示す 5 カ所である。空間的に異なる位置に設置した。なお、ノイズを測定する ROI は画像の 4 隅でアーチファクトのない領域に設置した。オフセット周波数 f に対して、高周波数側に抑制帯域が 95 Hz 存在する。

4.3.2 脂肪組織内に存在する主要な2つの成分の抑制

評価対象は健常被験者で、撮影部位は高周波磁場の不均一が大きい腹部と乳房である。被験者での撮影は、日立メディコ内の IRB (Internal Review Board) にて承認され、被験者は IRB に基づき本人の同意を得た人である。使用装置は 1.5 T MRI 装置 (Echelon, 日立メディコ社製) で、受信コイルは 8ch ボディーコイルと 7ch ブレストコイルである。提案した脂肪抑制 RF パルス系列を 3D gradient echo (3D GrE) と 2D Fast Spin Echo (2D FSE) に実装した。表 4.3.2 に主な撮影条件を示す。

τ_2 によって脂肪からの信号が変化することを確認するために τ_2 を 17 ms から 67 ms まで変化させて撮影し、脂肪からの信号応答を視覚的に評価した。そして、 τ_2 が 47 ms (正味の励起角度は 95° 相当) で脂肪からの信号がほぼ全て消失することを確認したうえで腹部及び乳房領域において脂肪抑制画像の画質を評価した。

表 4.3.2 被験者評価における主な撮影条件

スキャンパラメータ	3D GrE	2D FSE
FOV [mm]	370	370
TR [ms]	4.7	5500
TE [ms]	1.7	93
FA [degree]	12	90
Thickness [mm]	6	8
Matrix	224 x 224	256 x 192
SENSE factor	1.8	2
Scan time [s]	19	23

4.4 結果

4.4.1 脂肪組織内に存在する2つの成分の調査

図 4.4.1a(a)に、脂肪抑制 RF パルスのオフセット周波数を変化させたときの腹部の画像を示す。また図 4.4.1a(b)に、オフセット周波数に対する脂肪からの信号値のグラフを示す。図 4.4.1a から、オフセット周波数が -224 Hz のとき、脂肪抑制なしの画像と比較すると、脂肪からの信号は低下していることがわかる。しかしながら、脂肪抑制なしの画像の信号を 100%として、脂肪からの信号が 15%残った(図 4.4.1b)。オフセット周波数が -100 Hz のとき、脂肪からの信号は 10%残り、腎臓や肝臓(水成分の組織)からの信号は消失した。オフセット周波数が -60 Hz のとき、脂肪からの信号は 5%以下となり、ほぼ全て消失した。なお、背中側の皮下脂肪領域における高輝度(画像下部)は受信コイルの感度に依存したものである。背中側にも低反発マットを挿入しているが、被験者の重さにより、マットの厚さが薄くなり、被験者と受信コイルとの距離が狭くなったためである。

オフセット周波数が -224 Hz のときと -60 Hz のときの脂肪からの信号の差は、約 10%であった。また、5つの位置に設定した ROI での信号値はどの位置もほぼ同等であることがわかる(図 4.4.1b)。これは脂肪抑制が空間的に均一であることを示している。

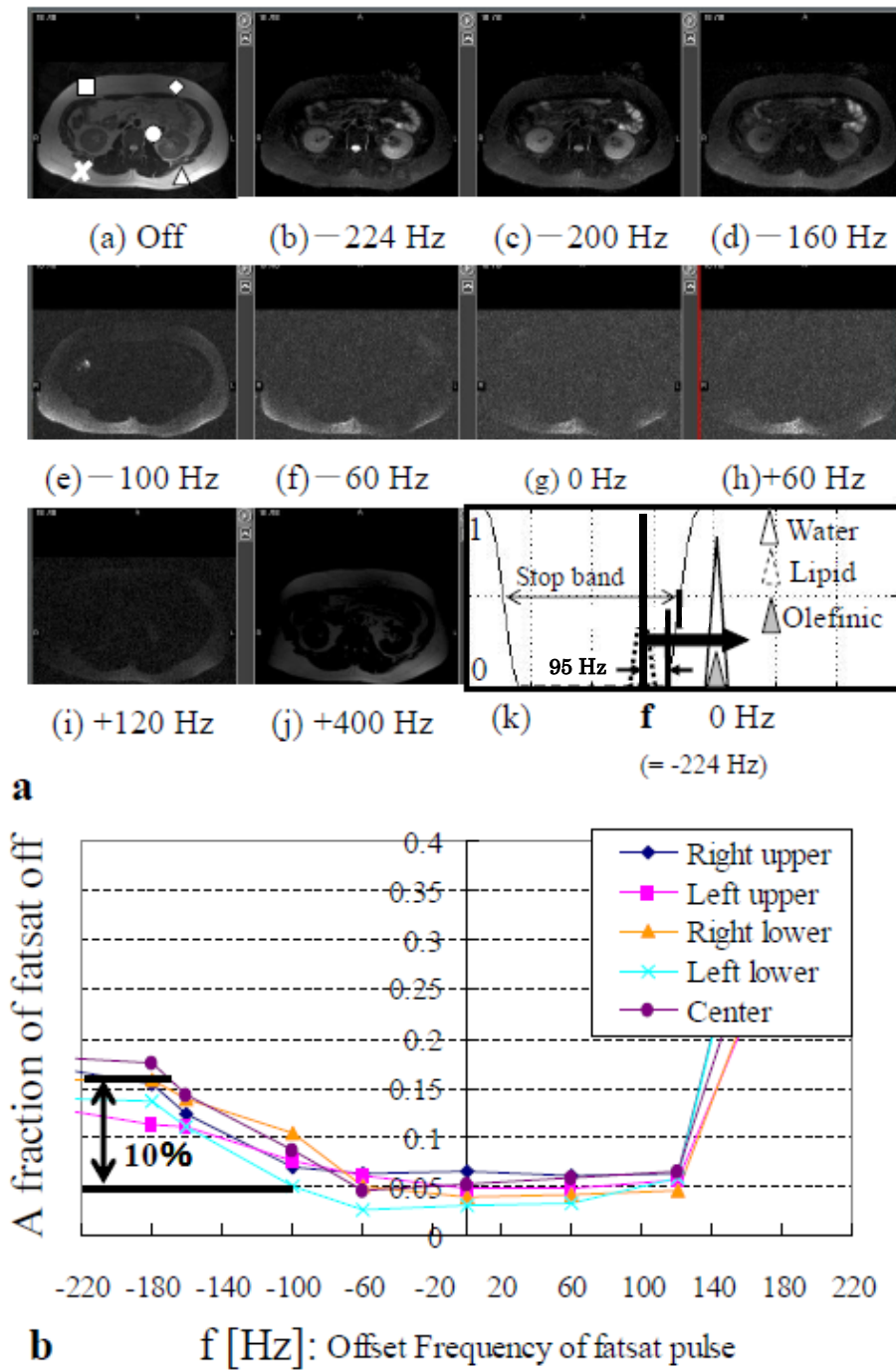


図 4.4.1 オフセット周波数を変化させたときの脂肪組織からの信号 [42]

a (a) : 非脂肪抑制の画像, (b—j) : オフセット周波数を変化させたときの脂肪抑制の画像,

(f) : 本手法の周波数特性の模式図とオフセット周波数および各スペクトルとの関係図.

b : オフセット周波数における残留する脂肪信号の割合.

水側の抑制される周波数帯は, f から $f + 95$ (Hz)の範囲である.

4.4.2 脂肪組織内に存在する主要な2つの成分の抑制

図 4.4.2.1 に、提案した RF パルス系列で τ_2 を用いて正味の励起角度を変化させたときの腹部の画像を示す。 τ_2 を変化させると皮下脂肪や内臓脂肪からの信号が期待どおりに変化した。具体的には脂肪からの信号が低下した。この結果は図 4.2.1 で示した理論値とも一致した。

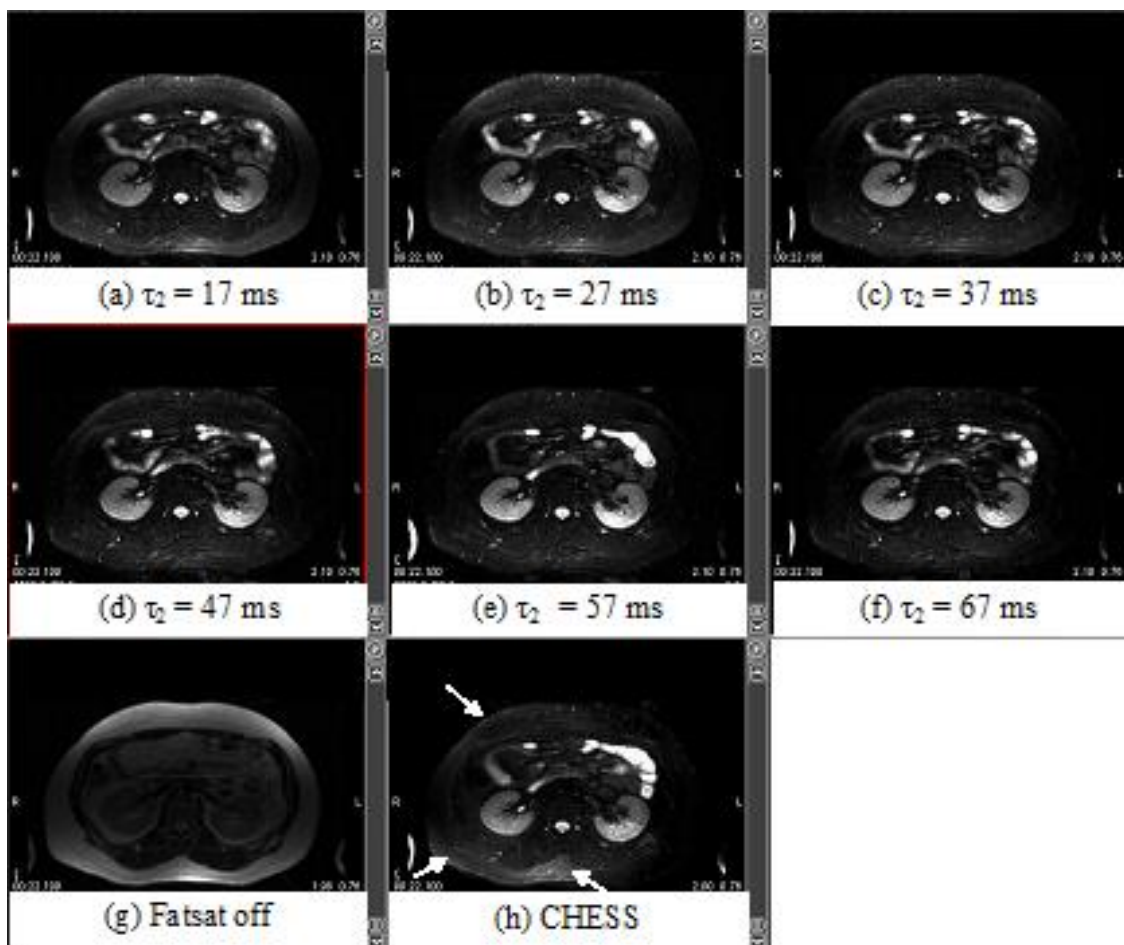


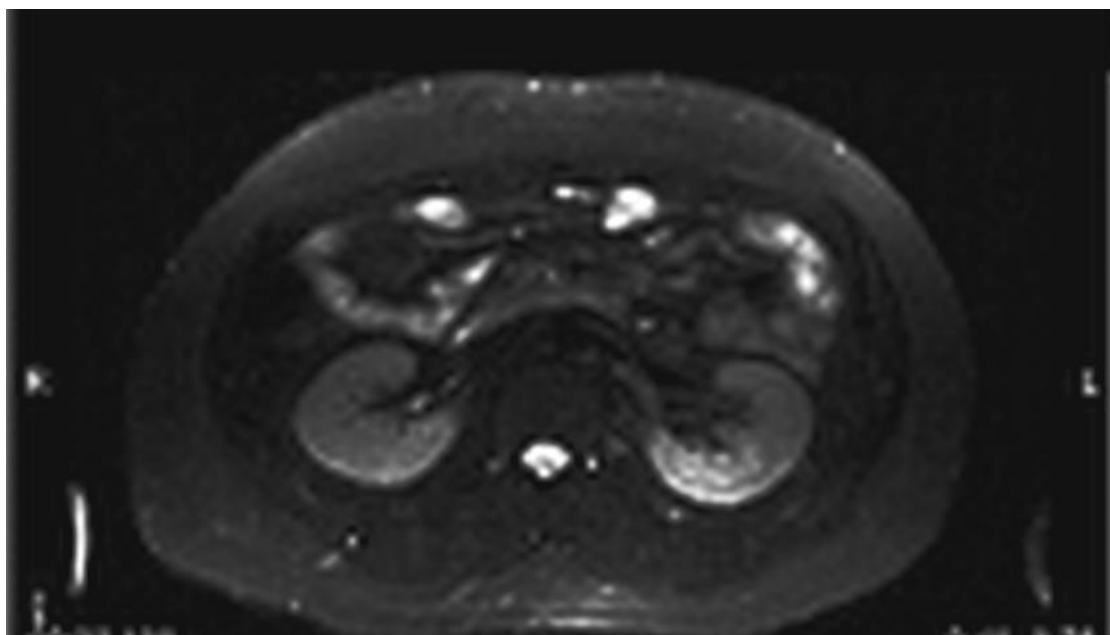
図 4.4.2.1 τ_2 を変化させたときの脂肪組織の信号変化 [35]

τ_2 によって本手法の正味の励起角度を変化させたときの脂肪抑制画像である。本手法による脂肪抑制画像(a-f)，脂肪抑制なしの画像(g)，従来法である CHESS 法を用いた脂肪抑制画像(h)。

図 4.4.2.2 に、本章で提案した 2 つの周波数成分を考慮した脂肪抑制 RF パルスにおいて、励起角度が 90° 相当 ($\tau_2 = 17 \text{ ms}$, 2 つの周波数成分を考慮していない脂肪抑制) と励起角度が 95° 相当 ($\tau_2 = 47 \text{ ms}$, 主要な 2 つの周波数成分を考慮した脂肪抑制) で撮影した腹部の脂肪抑制画像を示す。図 4.4.2.2 より、励起角度が 90° 相当では脂肪からの信号が全体的に残っているが、励起角度 95° 相当では、序章で示した新 Dixon 法での膝の画像と同様に、脂肪からの信号がほぼ全て消失した。これは Olefinic fat からの信号も消失した結果である。

図 4.4.2.3 に提案した脂肪抑制 RF パルス法 ($\tau_2 = 47 \text{ ms}$, 励起角度は 95° 相当) を用いて撮影した乳房の脂肪抑制画像を示す。乳房においても、脂肪からの信号が均一に消失していることがわかる。この結果は全スライスにわたって同様であった。

図 4.4.2.4 に提案した脂肪抑制 RF パルス法 ($\tau_2 = 47 \text{ ms}$, 励起角度は 95° 相当) を用いて撮影した腹部のマルチスライス画像を示す。どのスライス位置においても脂肪からの信号がほぼ全て消失されていることが確認できる。



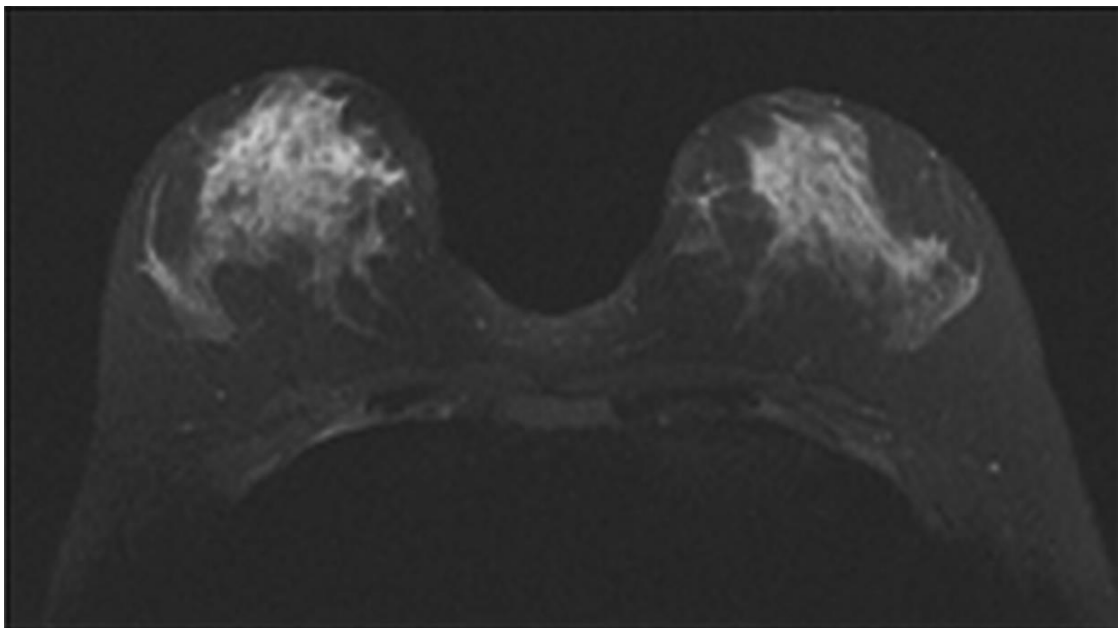
(a) $\tau_2 = 17 \text{ ms}$ (励起角度 90° 相当) : Alipatic fat のみの脂肪抑制した画像



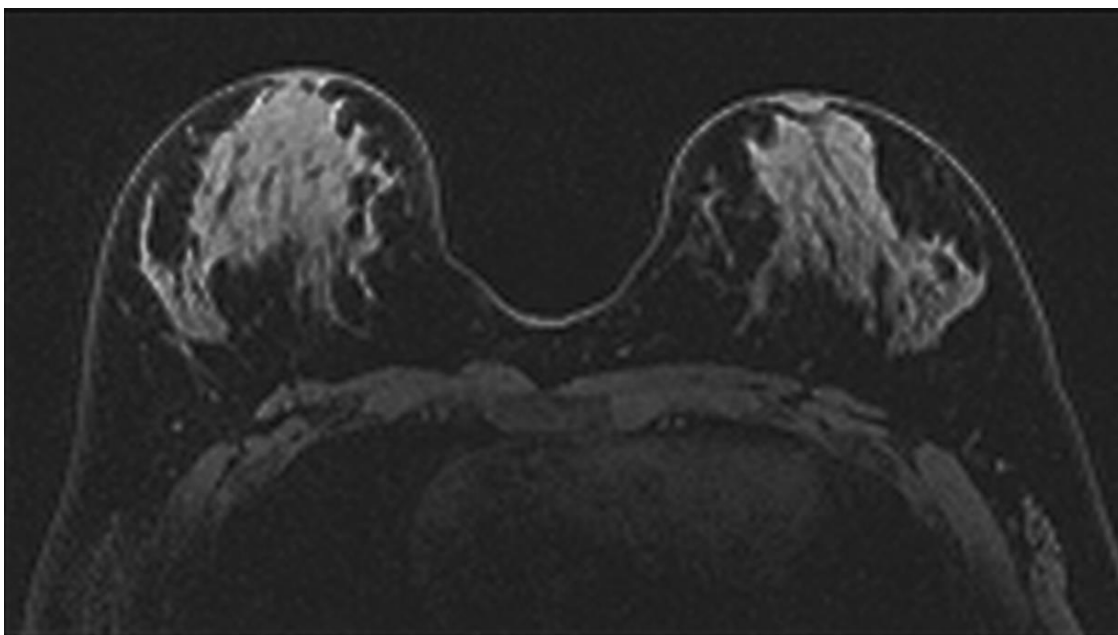
(b) $\tau_2 = 47 \text{ ms}$ (励起角度 95° 相当) : Alipatic fat と Olefinic fat の両方を抑制した画像

図 4.4.2.2 脂肪組織内の2つの成分を考慮した脂肪抑制画像 [42]

(a)は励起角度が 90° 相当 ($\tau_2 = 17 \text{ ms}$) で脂質成分のみが抑制されるため Olefinic fat の成分が残存している (皮下脂肪内). (b) は励起角度が 95° 相当 ($\tau_2 = 47 \text{ ms}$) で脂質と Olefinic fat の両方が抑制され、皮下脂肪からの信号がほぼ全て消失した.



(a) T2 強調撮影における本手法を用いた脂肪抑制画像



(b) T1 強調撮影における本手法を用いた脂肪抑制画像

図 4.4.2.3 本手法を用いて撮影した乳房の脂肪抑制画像 [35]

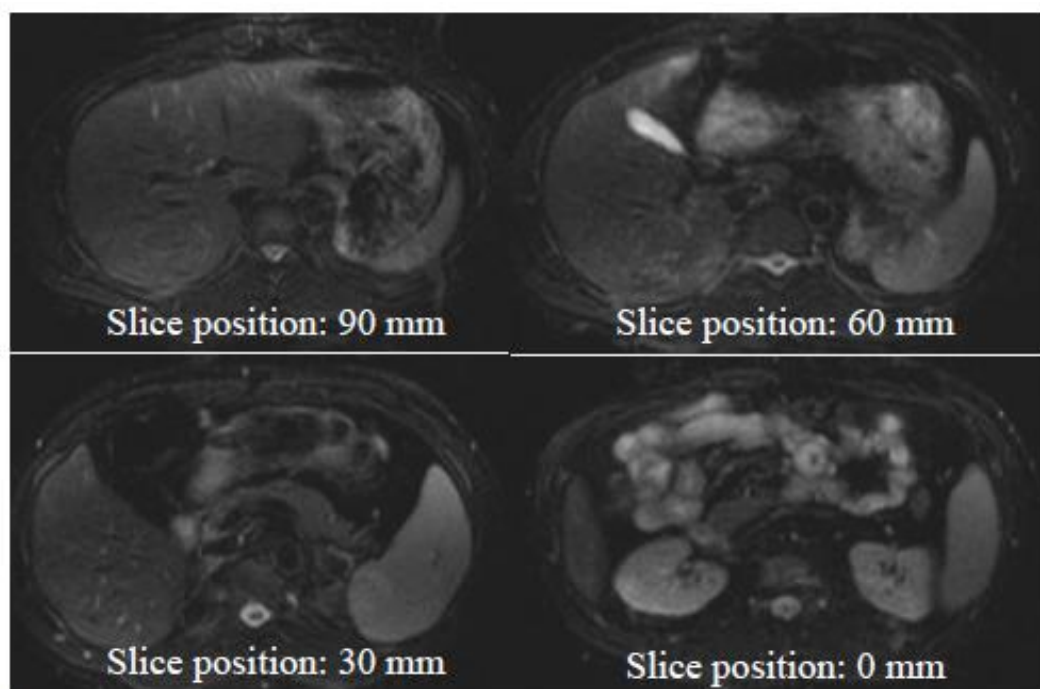


図 4.4.2.4 本手法を用いて撮影した腹部の脂肪抑制画像 [42]

T2 強調の脂肪抑制画像の例である.

4.5 本章の考察

本章の焦点は、第2章で課題として残った脂肪組織からの残留信号を消失させる方法を見出すことであった。脂肪は複数の周波数成分を有することが知られているが[6]、周波数選択 RF パルス法は、その主成分である Aliphatic fat のみを抑制する方法であった。また、水の共鳴周波数に近接する共鳴周波数をもつ Olefinic fat を抑制することは物理的に困難であった。

本章では、これらの課題に取り組み、Olefinic fat の存在割合 (10%) だけ Aliphatic fat の縦磁化を部分的に反転させ Olefinic fat の縦磁化と 10%反転された Aliphatic fat の縦磁化とを同一画素内でキャンセルさせる方法を提案した。これにより、実用的な脂肪抑制 RF パルス系列が実現された。以下で、本章で得た主な3つの知見を論ずる。

第1に、提案した RF パルス系列は高周波磁場の強度への非依存性を崩すことなく、 90° 以外の任意の励起角度も容易に生成できる。これはこの技術分野ではじめての成果である。高周波磁場の強度に非依存な他の RF パルスとして断熱型 RF パルスがあるがこれは励起角度が 180° である。 180° 以外の 90° でも報告があるが、いずれも、高周波磁場不均一への耐性や周波数特性を劣化させずに、任意の励起角度を生成することはできない[14]。一方、提案した RF パルス系列は第2の RF パルスと第3の RF パルス間のインターバル時間 τ_2 を調整するだけで任意の励起角度を生成できる。これにより、2つの周波数成分を考慮した脂肪抑制法が実現された。

第2に、第2章で課題として残った脂肪の残留信号の原因が水の共鳴周波数に近接する共鳴周波数を有する脂肪の成分 (Olefinic fat) が脂肪組織内に存在するためであることを確認した。Olefinic fat、正確には水の共鳴周波数に近い成分が脂肪組織内に約 10%存在

することがわかった。この結果は、過去の報告とも一致する[4-6]。本論文では1例の結果のみを示したが他の被験者でも同様であった。従来の周波数選択脂肪抑制 RF パルスでは、水の共鳴周波数に対して -3.5 ppm 低いところにある Aliphatic fat の共鳴周波数を選択的に励起し、Aliphatic fat からの信号を抑制する。一方、水の共鳴周波数に近接する Olefinic fat の磁化はそのまま残っているため、脂肪組織からの信号がわずかに残るという問題が生じていた。これは、従来の脂肪抑制 RF パルスが複数の周波数成分を考慮できなかったことに起因する。つまり、周波数選択 RF パルスによる脂肪抑制においても、Olefinic fat の存在を考慮しないと脂肪からの信号をほぼすべて消失させることができないということを示した。

第3に脂肪組織からの信号をほぼ全て消失させる方法として Aliphatic fat の磁化を部分的に反転させる、具体的には、Olefinic fat の存在割合 10% だけ、Aliphatic fat の縦磁化を反転させることで、10%反転された Aliphatic fat の縦磁化と Olefinic fat の縦磁化とを、同一画素内でキャンセルさせて脂肪からの信号をほぼすべて消失させる方法を見出した。この実現には提案した RF パルス系列が、高周波磁場の強度への非依存性を維持したまま正味の励起角度を任意に生成できるという機能が大きく貢献した。これまで高周波磁場の強度への非依存性を維持したまま、任意の励起角度を生成することは困難とされてきたため、提案する RF パルス系列は RF パルスの研究分野において大きく貢献したと言える。

制限としては Olefinic fat の含有率が個体間で多少変化する可能性がある。これは今後の研究で多くの人種に適用検討して Olefinic fat の含有率の範囲を調査する予定である。

提案した RF パルス系列は体幹部で想定される高周波磁場の不均一に影響されない一定の励起を実現できるためその適用範囲は広い。また、脂肪抑制を必要とする多くのシーケ

ンスにも適用可能である。

4.6 おわりに

脂肪組織内に少なくとも2つの周波数成分が存在し、特に、水の共鳴周波数に近接する共鳴周波数を有する成分が脂肪抑制に影響を及ぼすことを確認した。そして、これまでの周波数選択RFパルスでは打ち消されなかった脂肪周波数成分による残存信号を打ち消すためにパルス系列による励起角を調整し、これにより脂肪からの信号をほぼ完全に消去できることを示した。最後に、高周波磁場の不均一が大きい腹部および乳房領域において、提案したRFパルス系列を用いて良好な脂肪抑制画像が得られることを示した。

第5章 本研究全体の考察

本研究目的は、高周波磁場の不均一に頑強で、低 SAR な高速脂肪抑制 RF パルスを開発することであった。これを実現するために連続する複数の RF パルス系列を検討し新しい脂肪抑制 RF パルスを開発した。高周波磁場の強度への非依存性は、体幹部で想定される高周波磁場の不均一 $\pm 30\%$ を十分に補える $\pm 35\%$ を実現した。

また、脂肪組織内に複数の周波数成分が存在し、その中で2つの主要な成分を考慮することが脂肪からの信号を消失させるために重要であることを確認して、その2つの成分を抑制する手法を提案した。この実現には、提案した RF パルス系列が、高周波磁場の強度への非依存性を崩さずに任意の励起角度を生成できる機能が大きく貢献した。

本研究で開発した脂肪抑制 RF パルスは縦緩和時間や RF パルスの印加時間に依存せず本論文で示した設計値（適切な励起角度の組合せ）を使えるため、実用化が容易である。

今回焦点をあてた脂肪抑制 RF パルスの技術は MRI での一つのアプリケーションにすぎないが、臨床では汎用的に用いられる技術で極めて重要である。

本研究では脂肪抑制に焦点をあて取り組んだが、本研究で提案した RF パルス系列は、類似のアプリケーションにも応用が可能であり、潜在的な価値が高い。本研究成果は、MRI における画質改善に貢献したのみならず、製品実用化までを達成したという点で産業への貢献度も高い。以下に、本研究の主な5つの知見を、再度、議論する。

第1として、連続した3つの RF パルス系列において、3つの RF パルスの励起角度を適切な組合せにするとことで、高周波磁場の不均一が $\pm 35\%$ 存在しても磁化を均一に励起できることがわかった（詳細は第2章を参照）。複数の RF パルスを用いた励起手法として、

Composite pulse [40-41]と呼ばれる技術があるが、これらと比較して、高周波磁場の強度への非依存性を 2 倍以上改善できる。また、従来技術では、高周波磁場の不均一が小さい頭部に適用が制限されていたが[33]、本研究により体幹部への適用が可能となった。

第 2 として、第 2 章で示した適切な励起角度の組合せは縦緩和時間や RF パルスの印加時間が変わってもそのまま使用できる。これは提案した RF パルス系列を実用化するうえで重要な知見である。縦緩和時間や RF パルスの印加時間によって RF パルス系列の特性が変わるならば、適切な励起角度の組合せを、条件によって再設計しなければならないが、提案した RF パルス系列はその必要がなく、汎用的に使用できる。

第 3 として、提案した RF パルス系列は、体幹部への適用を目的とすると、3 つの RF パルスでの構成が最も効果的である。つまり、必要最小限の時間延長だけで体幹部で想定される高周波磁場の不均一 $\pm 30\%$ 以上を補うことができる。本研究で示したように、15 ms の印加時間の RF パルスで構成したならば、脂肪抑制にかかる時間は 77 ms であり、先行技術の断熱型 RF パルスで必要とされる時間 186 ms (TI 時間を含む) と比べ、半分以下に時間を短縮できる。また、第 3 章で論じたように、さらに短い印加時間の RF パルスでも構成できる。

第 4 として、提案した RF パルス系列は、先行技術の断熱型 RF パルスと比べて SAR を大幅に低減できる。第 3 章で示したように Time-Bandwidth が小さい RF パルスで構成しても提案した RF パルス系列の周波数特性は劣化しないため Time-Bandwidth の小さい RF パルスで構成すれば SAR をさらに低減することも可能である。近年、高磁場化が進む中で SAR の低減は重要な課題である。本研究成果はそれに対峙する要素技術の一つとなり得る。本研究では sinc 形状をベースとした RF パルスを用いたが、RF パルスのピーク

強度を低減できる他の RF パルスを用いることもできる[37]. これにより, さらに SAR を低減することが可能である.

第 5 として, 提案した RF パルス系列は高周波磁場の強度への非依存性を劣化させることなく, RF パルス間のインターバル時間 t_2 を調整するだけで, 任意の励起角度を容易に生成できる. これは脂肪組織に混在する Olefinic fat からの信号を消失させる目的において重要な役割を果たした. 断熱型 RF パルスは, 90° または 180° の励起角度しか生成できない. なお, 90° の励起角度はオフレゾナンスの影響を受けやすいため, 実用されていない. つまり, これまでは, 高周波磁場の強度へ非依存な RF パルスで任意の励起角度を生成できる実用的な RF パルスは存在しなかった. 本研究はその課題をも克服した点で, MRI における RF パルスの技術分野に大きく貢献したと言える.

第 6 として, 脂肪組織に複数の周波数成分が存在し, 特に, 水の共鳴周波数に近接する共鳴周波数を有する成分 (Olefinic fat) が脂肪抑制に影響を及ぼすことを周波数選択 RF パルスでの脂肪抑制で確認した. そして, 脂肪組織内に存在する主要な 2 つの成分 (Aliphatic fat と Olefinic fat) に対して Aliphatic fat の縦磁化を Olefinic fat の存在割合 (10%) だけ反転させることで脂肪組織からの信号を同一画素内でキャンセルさせて消失させる脂肪抑制法を実現した.

脂肪が複数の周波数成分から構成されていることは, 周知の事実である [4-6]. 本研究では 2 つの成分を対象とした. Olefinic fat は水と近接する共鳴周波数を有するため, 水に影響を与えずに Olefinic fat の共鳴周波数を直接励起し抑制することは困難である. そのため, 従来の脂肪抑制 RF パルスでは Aliphatic fat の成分のみを抑制するものであった. つまり脂肪組織内に混在する Olefinic fat の成分は残存し, 脂肪組織からの信号がわずかではあるが残る結果となっていた.

提案した RF パルス系列は高周波磁場の不均一が大きい腹部撮影や乳房撮影で特に有効である。また、高周波磁場の不均一の影響を受けやすい T2 強調撮影でも効果的である。

制約としては本手法は周波数選択の RF パルスを応用した技術であるため静磁場不均一への配慮が必要である。この問題を低減するために 550 Hz と高帯域な RF パルスを設計し、遷移幅も従来と比べて狭くした。これにより、静磁場不均一への影響も低減された。また、標準機能として搭載されている B_0 シミングも効果的である。

本研究は 1.5 T MRI 装置で検討したが、ほぼ同じパルス設計が 3 T やそれ以上の静磁場強度の MRI 装置でも効果的に利用できることを示した。

本研究で開発した RF パルス系列は、脂肪抑制以外にも適用可能であり、その応用先の一つとして、Chemical Exchange Saturation Transfer 効果を利用した撮影シーケンスで用いるプリパルスへの応用を考えている [43]。これは分子イメージングの基礎となり得る技術の一つになると考えている。そのため、この応用は開発した RF パルス系列の価値をさらに高めると考えている。

第6章 結論

6.1 本研究のまとめ

本研究では周波数選択 RF パルスを用いた脂肪抑制法の技術課題を明確化し、その改善に取り組んだ。成果として、高周波磁場の不均一に頑強で低 SAR な新しい脂肪抑制 RF パルス系列を開発した。本研究で新たに開発した技術は、日立メディコ社製 MRI 装置 (1.2-T OASIS, 1.5-T ECHELON Series, 3-T TRILLIUM Oval) において、“H-sinc” という商品名で製品化されている。

表 6.1 に本研究の取り組みで得られた成果を纏める。なお、ここで報告した内容の一部は自身が発表した査読付きの4つの国際論文でも報告しており、本論文はそれらをベースに本技術の全てを纏めたものである [35, 36, 42, 44]。また、本技術に関する特許として、米国特許3件を登録した [44–46]。

表 6.1 本研究の取り組みで得られた成果のまとめ

No.	取り組んだ 技術課題	本研究で開発した内容 (独創性・進展した技術など)	得られた成果 (主要な知見・特許など)
1	高周波磁場の不均一	3つの RF パルスの励起角度を適切な組合せにすることで高周波磁場の不均一が存在しても磁化を均一に励起できることを発見した	<ul style="list-style-type: none"> 新規 RF パルス系列を開発し、製品として実用化した (米国特許3件を取得) 高周波磁場の強度への非依存性 $\pm 35\%$ を実現した (体幹部に適用可能)。

2	撮影時間の延長 (TIによる時間延長)	3つのRFパルス間の時間を調整することで高周波磁場の不均一への非依存性の特性を崩さず、任意の励起角度を出力する方法を見出し、励起角度が90°系のRFパルスを実現した	<ul style="list-style-type: none"> • TI時間を不要とした. - 先行技術の断熱型RFパルスに対して、撮影時間を1/2以下に短縮した. • 高周波磁場の強度に非依存な状態を保持しつつ、任意の励起角度を生成できる (RFパルスの研究分野ではじめて実現した成果). - 励起角度は95°がベスト. • 構成するRFパルスの印加時間を短くすれば、従来のCHES法と同等の時間まで短縮可能である.
3	高SAR	SARが低い非断熱系RFパルス (振幅変調のみのRFパルス) で設計した	<ul style="list-style-type: none"> • 先行技術の断熱型RFパルスに対し、SARを1/500以下にできる.
4	静磁場の不均一	RFパルスの周波数特性を広帯域にし、脂肪のスペクトルに対して非対称に設置する方法を取り入れた	<ul style="list-style-type: none"> • 550 Hzの高帯域で、55 Hzの遷移幅の周波数特性を実現した. (水の共鳴周波数に対して、 - 128 Hz ~ -679 Hz に存在する周波数成分を消失できる)

5	2つの脂肪成分	Aliphatic fat の縦磁化を Olefinic fat の存在割合 (10%) だけ反転させ、反転された Aliphatic fat の磁化と Olefinic fat の磁化とを同一の画素内で、キャンセルして消失させる方法を考案した	・脂肪組織内に存在する2つの成分が脂肪抑制にもたらし影響を確認したうえで、それらを抑制する手法を実現した (米国特許1件, 国内特許1件を取得)
---	---------	--	---

6.2 今後の課題と展望

本研究で新規に開発した脂肪抑制法は、先行技術での課題を克服した安定な脂肪抑制法であり、MRI 検査における検査時間の効率化や画質の改善に貢献する。実装方法が簡便で、装置や対象に依存して設計しなおす必要がないため実用化しやすい。ここでは、脂肪抑制に焦点をあてたが、他の成分や不要な領域を抑制するための RF パルスとしても応用可能である。

本研究では、1.5 T での検証に留めたが、近年増加している 3 T での検証も重要であり、これは今後の課題である。理論シミュレーションから、3 T でも有効であると信じている。なお、本論文では、被験者での評価までとして、臨床での評価を含めなかったが、本手法は既に製品として実用化されており、臨床でその効果が示されてきている。3 T へも適用されており、ユーザーからも高く評価されている。

今後の展望としては、本手法を他のアプリケーション、例えば、抑制パルスとしてではなく、特定の高分子蛋白と水とのカップリングを利用して、特定の高分子蛋白の存在有無を検出する、Chemical Exchange Saturation Transfer (CEST) を利用したイメージングで用いるプリパルスや血流をラベリングするためのプリパルスに応用することを検討する予定である。最後に、今回は先行技術に対し時間を半分以下に低減したが CHES パルスと比較するとまだ長い。理論的な考察から 3 T MRI 装置においても有効性が損なわれないことを示した。今後、それを実機で検証する予定である。

謝辞

本論文を学位論文として提出するにあたり、終始あたたかいご指導をいただきました、国立研究開発法人理化学研究所 脳科学総合研究センター 機能的磁気共鳴画像測定支援ユニット 支援ユニットリーダー 程 康 博士(埼玉大学理工学研究科連携教員を兼任)に謝意を表します。

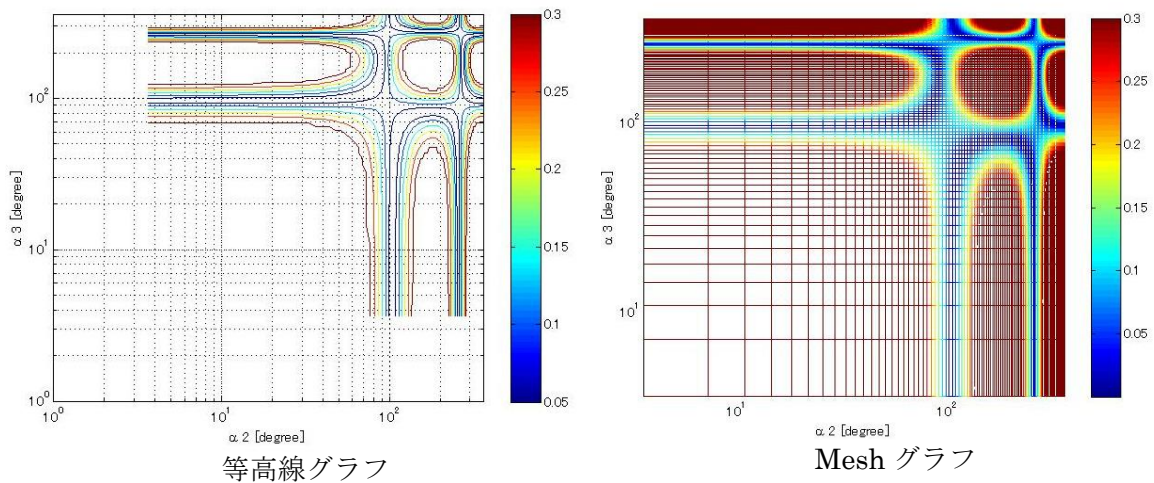
本論文をまとめるにあたり、種々のご指導及びご助言を頂きました、国立研究開発法人理化学研究所 脳科学総合研究センター 機能的磁気共鳴画像測定支援ユニット 専門的研究員 上野 賢一 博士,同センター 認知機能表現研究チーム 専門的研究員 Allen Waggoner 博士に謝意を表します。

埼玉大学大学院理工学研究科 綿貫 啓一 教授, 岩倉 正道 准教授, 国立研究開発法人理化学研究所 視床発生研究チーム チームリーダー 下郡 知美 博士には適切にご助言を頂きました。深く感謝致します。

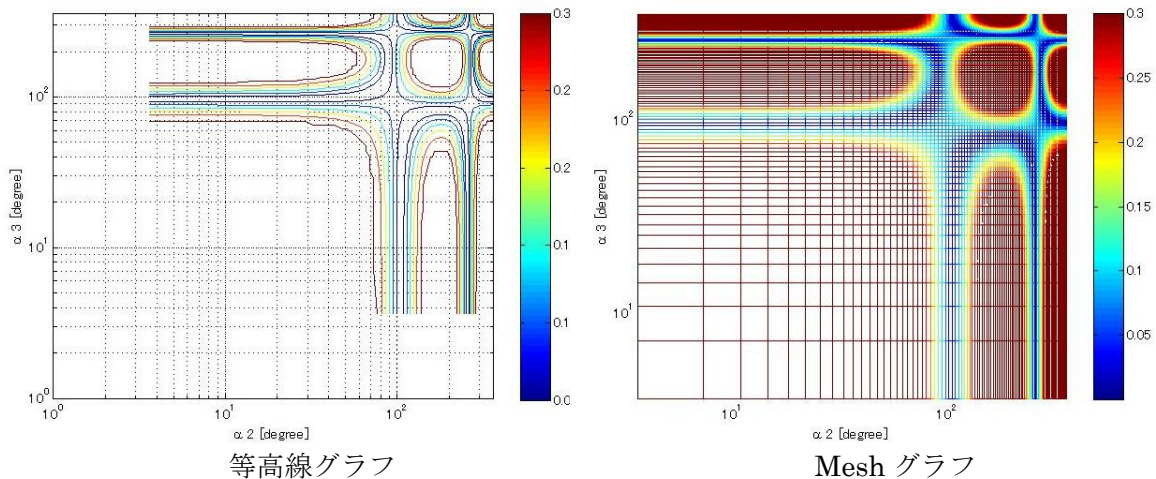
最後に、本研究開発の機会を与えられ、製品搭載に至るまであたたかく見守っていただいた、株式会社日立メディコ関係者の皆様に深く御礼申し上げます。

付録 A 励起角度の組合せによる縦磁化

参考として、励起角度の組合せによる脂肪の縦磁化の分布を示す。図は第 1 の RF パルスの励起角度を 9° ごとに変化させたときにおいて、横軸を第 2 の RF パルス、縦軸を第 3 の RF パルスとした脂肪の縦磁化を示したものである。等高線グラフと Mesh グラフを示す。等高線のグラフは目盛りを確認する目的、Mesh グラフは z 軸の値を視覚的に確認する目的で作成したものである。

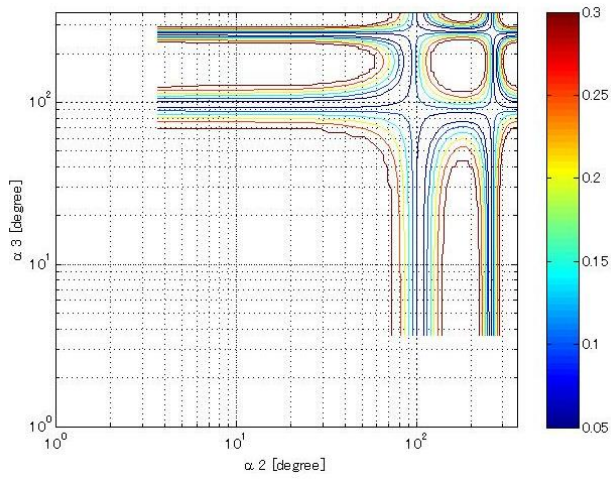


(a) 第 1 パルス 1° (対数スケール 10^0)

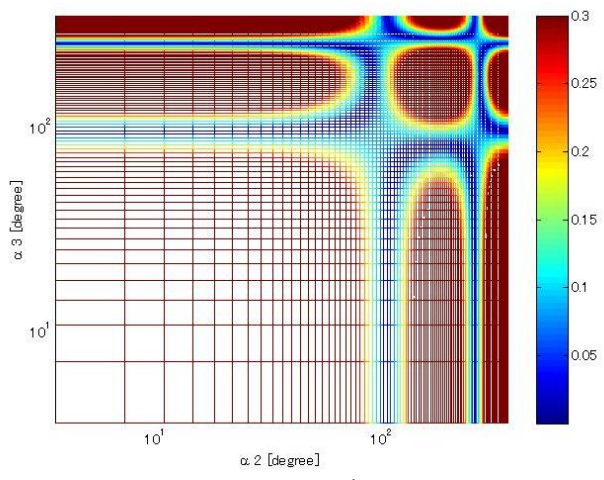


(b) 第 1 パルス 10° (対数スケール 10^1)

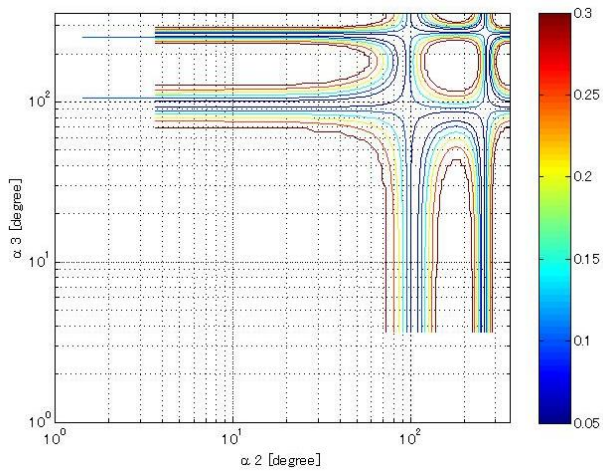
(注記) グラフのシグナルは上限 0.3 となっているため、0.3 以上は 0.3 に丸められた表示になっている。



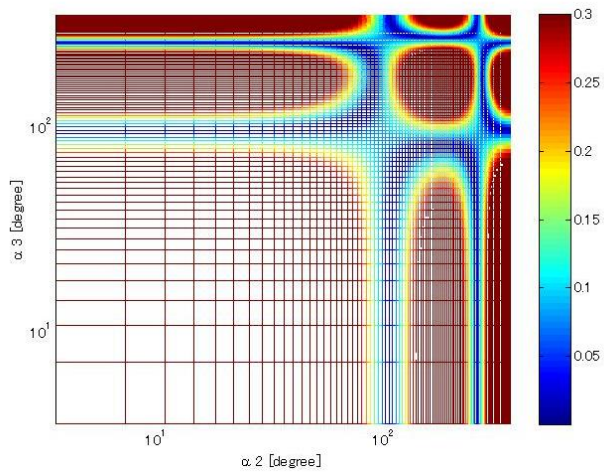
等高線グラフ



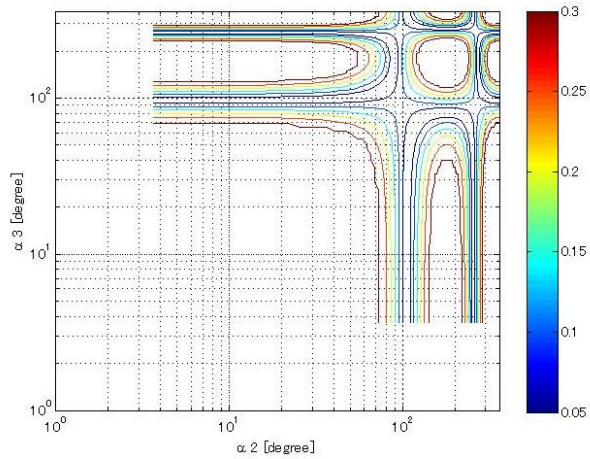
Mesh グラフ

(c) 第 1 パルス 13° (対数スケール $10^{1.1}$)

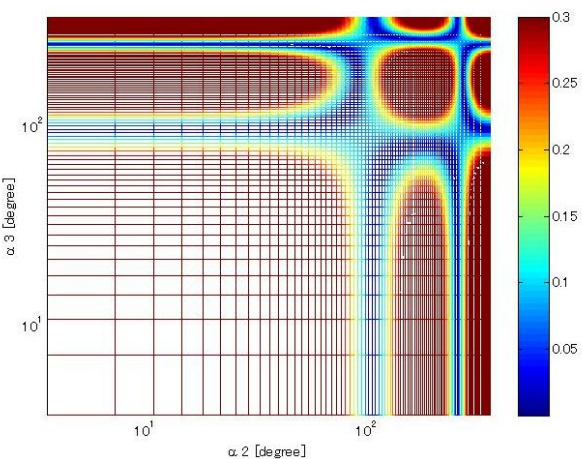
等高線グラフ



Mesh グラフ

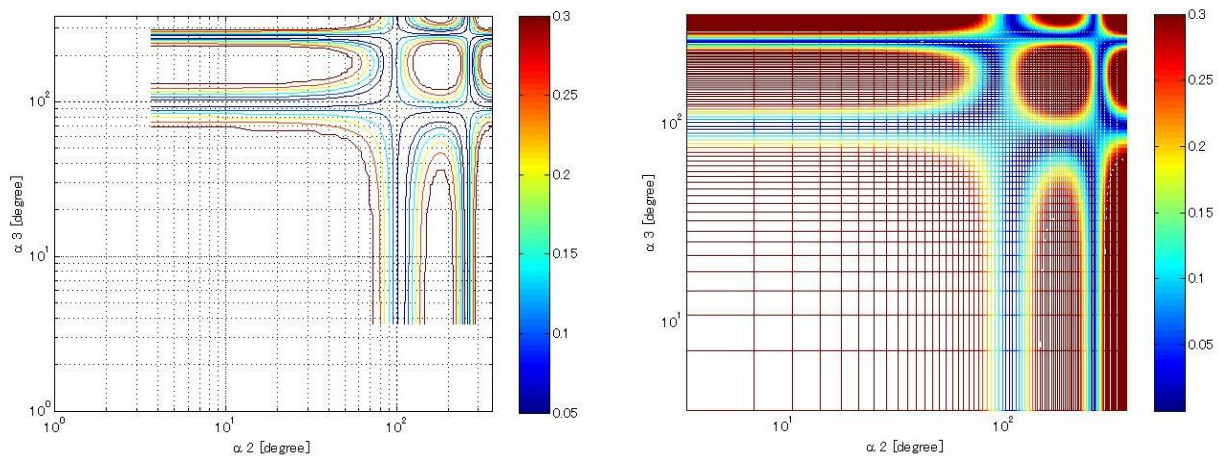
(d) 第 1 パルス 16° (対数スケール $10^{1.2}$)

等高線グラフ



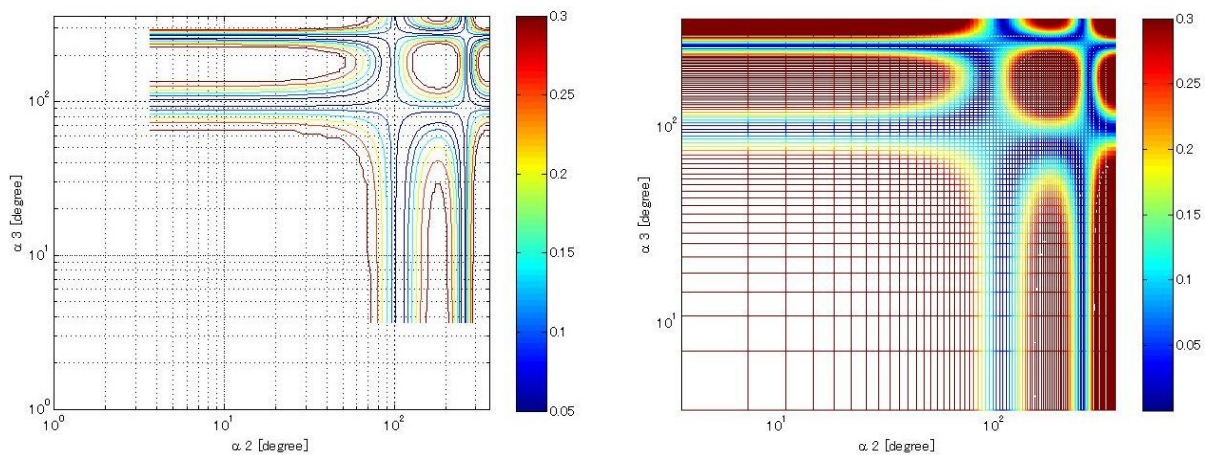
Mesh グラフ

(e) 第 1 パルス 20° (対数スケール $10^{1.3}$)



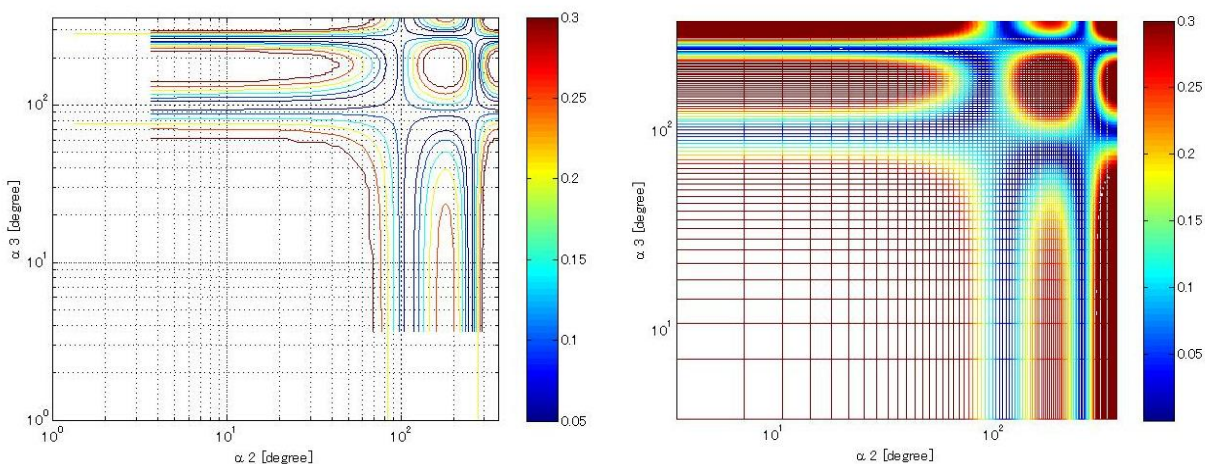
等高線グラフ

Mesh グラフ

(f) 第 1 パルス 25° (対数スケール $10^{1.4}$)

等高線グラフ

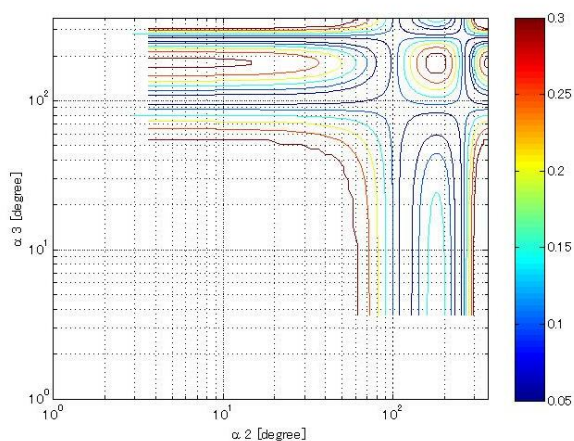
Mesh グラフ

(g) 第 1 パルス 32° (対数スケール $10^{1.5}$)

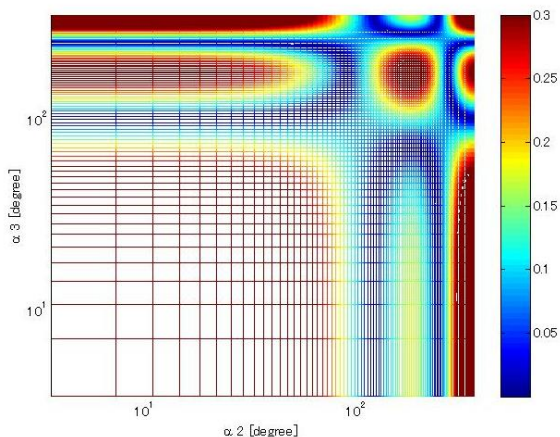
等高線グラフ

Mesh グラフ

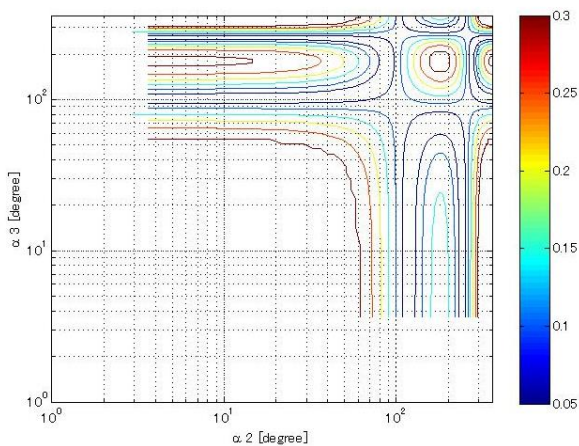
(h) 第 1 パルス 40° (対数スケール $10^{1.6}$)



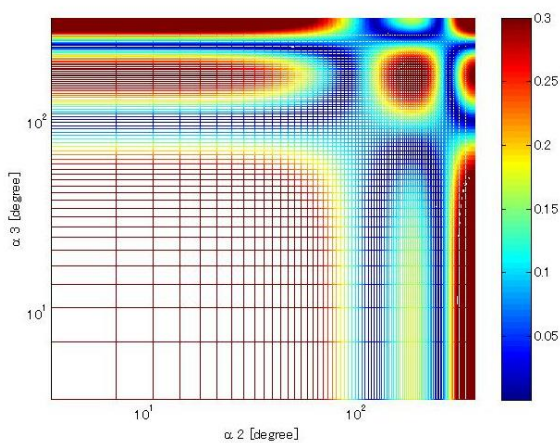
等高線グラフ

(i) 第1パルス 50° (対数スケール $10^{1.7}$)

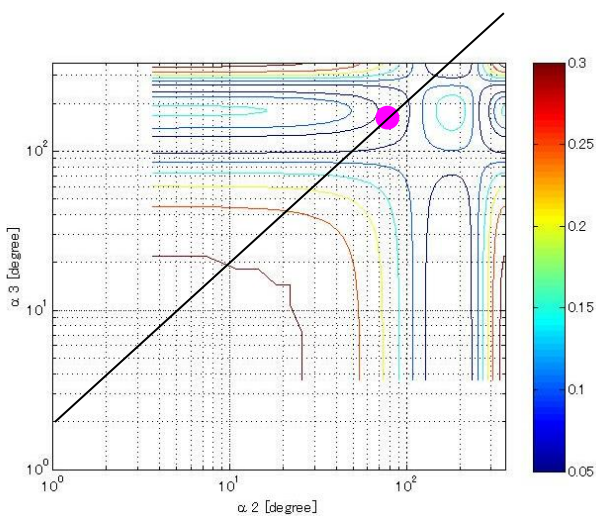
Mesh グラフ



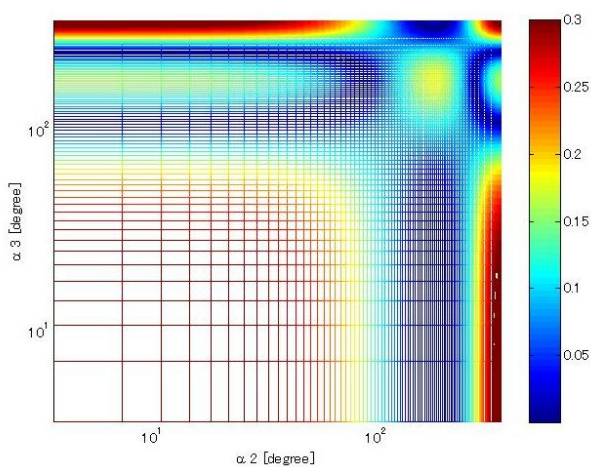
等高線グラフ

(j) 第1パルス 63° (対数スケール $10^{1.8}$)

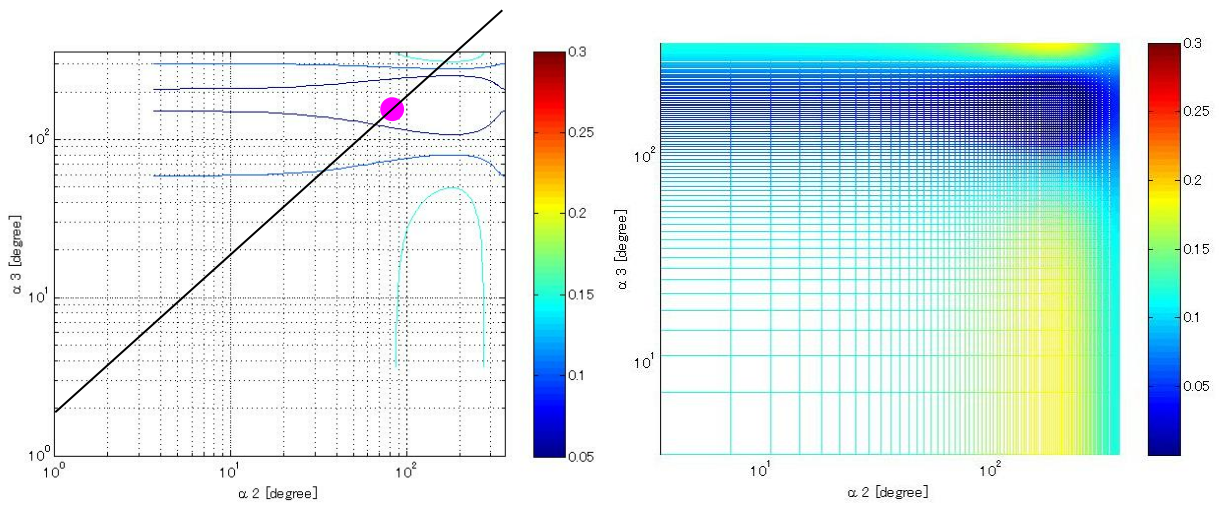
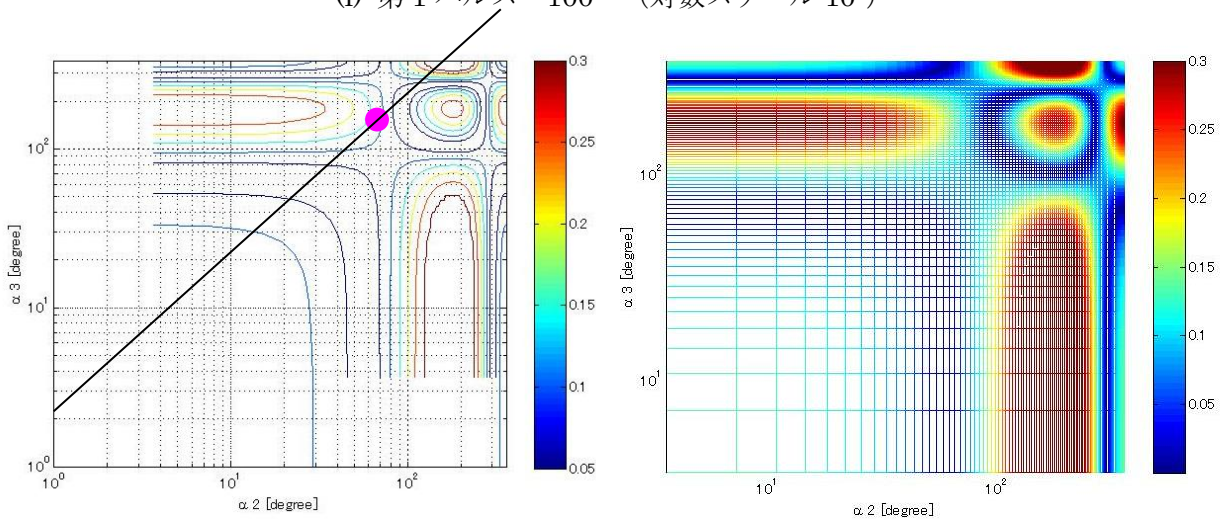
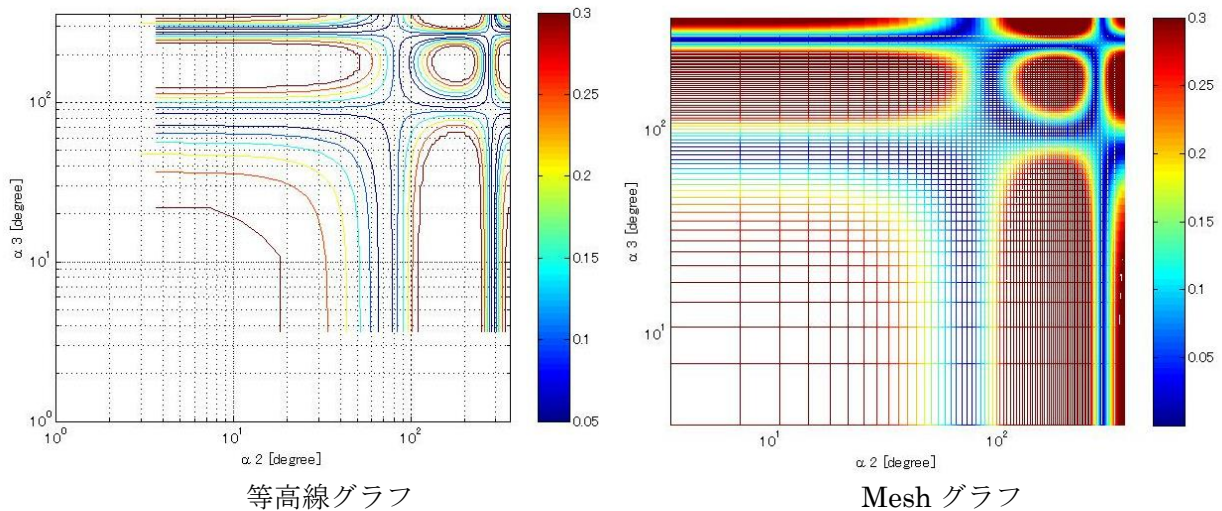
Mesh グラフ



等高線グラフ

(k) 第1パルス 79° (対数スケール $10^{1.9}$)

Mesh グラフ

(l) 第1パルス 100° (対数スケール 10^2)(m) 第1パルス 126° (対数スケール $10^{2.1}$)(n) 第1パルス 158° (対数スケール $10^{2.2}$)

A.1 最適なフリップ角のシミュレーション

本論文に関連する発表論文と公開特許

原著論文（査読付き）

1. Abe T. (2012). Fast fat suppression RF pulse train with insensitivity to B1 inhomogeneity for Body imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 67(2), 464-469.

（本論文の主論文：

本手法の RF パルス系列の提案とその効果をファントムおよび被験者評価で示した論文。第 2 章で引用）

2. Abe T. (2013). Frequency-Selective Fat Suppression Radiofrequency Pulse Train to Remove Olefinic Fats. *Applied Magnetic Resonance*, 44, 1213-1221.

（本論文の副論文：

脂肪組織内に水の共鳴周波数に近接する成分 (Olefinic fat) が存在することを調査し、Olefinic fat が脂肪抑制にもたらす影響を明らかにしたうえで、それらを考慮した脂肪抑制法を提案した論文。第 4 章で引用)

3. Abe T. (2014). Generalized RF Pulse Train with insensitivity to B₁ inhomogeneity. *Applied Magnetic Resonance*, 45, 1405-1416.

（本論文の副論文：

提案する RF パルス系列の設計において、縦緩和時間や個々の RF パルスの印加時間などが適切な励起角度の組合せの決定に影響を及ぼすかどうかを検証したうえで、提案する RF パルス系列を一般化した論文。第 3 章で引用)

4. Abe T. (2015). Quantitative assessment of B_1 insensitivity in non-adiabatic frequency selective fat suppression RF pulse techniques. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 25, 86-91.

(本論文の副論文 :

提案する RF パルス系列を含めて非断熱型脂肪抑制 RF パルス法において, 高周波磁場の強度への非依存性を数値化した論文. 第 3 章で引用)

国際発表（査読付き）

5. Abe T. (2008). Fast fat suppression RF pulse with insensitivity to B1 inhomogeneity: H-Sinc.
In Proceedings of the 16th Annual Meeting of ISMRM, Toronto, Canada, 1321.

国内発表（査読付き）

6. 阿部貴之, B1 insensitive な脂肪抑制効果を目的とした Multiple Fatsat パルスの開発,
第 63 回日本放射線技術学会, 2007 年 4 月.

米国公開特許（筆頭）

7. Abe T. US8040134. Magnetic resonance imaging device configured to suppress signals from fat by excluding effect of non-uniformity of irradiated magnetic field. 2007.
8. Abe T. US8174263, Magnetic resonance imaging with unnecessary material suppression using multiple RF pulses, 2011.
9. Abe T. US8384380, Magnetic resonance imaging apparatus and magnetic resonance imaging method, 2008.

国内公開特許（筆頭）

10. 阿部貴之, 特開 2012236103, 磁気共鳴イメージング装置, 2012 年.

11. 阿部貴之, 特開 2013031709, 磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージング方法, 2013 年.

本論文に関連する以外の発表論文と公開特許

原著論文（査読付き）

12. Abe T. (2015). B1 Homogeneity of Breast MR Imaging using RF Shimming with Individual Specific Values in Volunteers Simulating Patients after Mastectomy. *Acta Radiologica*, DOI: 10.1177/0284185115585616.
13. Abe T. (2015). Improved Correction of Residual Intensity Nonuniformity in 2D FLAIR MR images of Brain at 3 Tesla MRI scanner. *Applied Magnetic Resonance*, 46(8), 941-951.
14. Abe T. (2013). Half Radiofrequency Pulse Excitation with a Dedicated prescan for Eddy current compensation. *Medical Physics*, 40(3), 032304.
15. Abe T., Watanabe S. (2001). Optimization of k-space Ordering in Three-Dimensional Contrast-Enhanced MR Angiography. *JSMRM*, 21(7), 316-325.
16. Ida M., Wakayama T., Nielsen M., Abe T., Grodzki D.M. (2014). Quiet T1-weighted imaging using PETRA: initial clinical evaluation in intracranial tumor patients. DOI: 10.1002/jmri.24575.

-
17. 瀧澤将宏, 大塚武裕, 阿部貴之, 高橋哲彦. (2010). Correction of Echo Shift in Reconstruction Processing for Ultra-Short TE Pulse Sequence. *Medical Imaging Technology*, 28(5).
 18. Hatsukade Y., Tsunaki S., Yamamoto M., Abe T., Hatta J. and Tanaka S. (2013). Feasibility study of contaminant detection for food with ULF-NMR / MRI system using HTS-SQUID. *Physica C*, 494, 199-202.
 19. Masumoto T., Hayashi N., Mori H., Aoki S., Abe O., Ohtomo K., Abe T. (2003). Development of Intraarterial Contrast-enhanced 2D MRDSA with a 0.3 Tesla Open MRI System. *MRMS*, 2, 97-103.
 20. 増本智彦, 林直人, 森壘, 桐生茂, 青木茂樹, 大友邦, 高橋哲彦, 阿部貴之, 新井一秀. (2002). オープン MRI の臨床応用. *Radiology Frontier*, 5(1), 15-20.
 21. 林直人, 増本智彦, 森壘, 桐生茂, 古賀久雄, 吉川健啓, 阿部修, 青木茂樹, 南学, 大友邦, 阿部貴之, 新井一秀, 高橋哲彦. (2001). MRI のクリニカルテクニック 診断のノウハウ アンギオ・インターベンショナル MRI システムによる画像診断 MRI during arteriography (解説) . *Innervision*, 16(9), 2-5.
 22. 五味達也, 村上省吾, 長基雅同, 桑島章, 平松慶博, 原田桐靖, 阿部貴之, 渡部滋. (2003). 0.3 T MRI 装置における下肢造影 three-dimensional MR angiography. 日本画像医学会誌 19(3), 142-146.

-
23. 阿部貴之, 後藤智宏, 立花美紀. (2008). オープン MRI の新機能開発. 映像情報 : ルーチンクリニカル MRI, 2008.
 24. 板垣博幸, 阿部貴之. (2008). MRI-1.5T MRI における体幹部撮像技術の進展. *Innervation* 4月号.
 25. 中村敏明, 寺田一志, 阿部貴之, 角田和代, 原田桐靖, 渡部滋, 平松慶博. (2002). 0.3T オープン型 MRI 装置における頭部 MR-DSA. *Innervation* 17 (付録), 2-6.
 26. 阿部貴之, 渡部滋, 寺田一志, 五味達也, 中村敏明, 平松慶博. (2002). 0.3T オープン型 MRI 装置における 3D Time-resolved MRA. 日本磁気共鳴医学会.
 27. 阿部貴之, 渡部滋. (2001). 頸部造影 MRA 用 k 空間 ordering 法の実用化に関する検討. 日本放射線技術学会総会学術大会.
 28. 阿部貴之, 渡部滋. (2000). 三次元造影 MRA における k 空間計測順序の改良. 日本磁気共鳴医学会.
 29. 阿部貴之, 渡部滋, 柴田公望, 安藤一哉, 松浦博満, 平川栄滋, 松田直子. (2000). 0.3T MRI 装置における下肢造影 MRA. 日本放射線技術学会総会学術大会.
 30. 島崎晋平, 菅幹生, 阿部貴之, 岸本理和, 伊藤浩, 小島隆之. (2013). MR elastography 用空気圧式加振装置の凹面型振動子の開発. 日本磁気共鳴医学会.

-
31. 久野勝之, 阿部貴之, 石田睦, 加藤和之, 増田智徳. (2009) 広範囲撮像時における H-sinc 型脂肪抑制法の有用性検討. 山形県放射線技師会.
 32. 中村敏明, 五味達也, 阿部貴之, 寺田一志, 原田桐靖. (2004). 0.3T オープン MRI 装置におけるボーラス静注 SPIO 造影 MRA. 第 4 回 TCEL MR meeting.
 33. 五味達哉, 長基雅司, 寺田一志, 甲田英一, 中村敏明, 原田桐靖, 阿部貴之. (2003). 0.3T MRI における SPIO 造影剤の T1 短縮効果の検討. 日本磁気共鳴医学会.
 34. 中村敏明, 五味達也, 阿部貴之, 寺田一志, 原田桐靖, 長基雅司. (2003). 0.3T オープン型 MRI 装置におけるボーラス静注 SPIO 造影 MRA. 日本磁気共鳴医学会.
 35. 中村敏明, 寺田一志, 阿部貴之, 角田和代, 原田桐靖, 渡部滋, 平松慶博. (2002). 0.3T オープン型 MRI 装置における頭部 MR-DSA. 日本磁気共鳴医学会.
 36. 中村敏明, 寺田一志, 阿部貴之, 角田和代, 原田桐靖, 渡部滋, 平松慶博. (2002). 0.3T オープン型 MRI 装置における頭部 MR-DSA. 日本 MR angiography 研究会.
 37. 寺田一志, 五味達也, 中畠倫子, 國弘敏之, 平松慶博, 中村敏明, 原田桐靖, 角田和代, 阿部貴之. (2002). 0.3T オープン型 MRI 装置における頭部の臨床 MR-DSA. 第 6 回臨床解剖研究会.
 38. 綱木辰悟, 阿部貴之, 廿日出好. (2012). HTS-SQUID を用いた超低磁場 NMR/MRI 装置

の異物検査への応用. 応用物理学会学術講演会.

公開特許(筆頭)

39. Abe T., US6611144, Magnetic resonance imaging device, 2001.
40. Abe T., Watanabe S., Takeshima H., US7167740, Measuring method in magnetic resonance imaging device and magnetic resonance imaging device, 2001.
41. Abe T., US7660618, Magnetic resonance imaging device, 2003.
42. Abe T., Takahashi T., US7450982, Magnetic resonance imaging system and method, 2004.
43. Abe T., Takahashi T., US7467006, Magnetic resonance imaging system and contrast-enhanced angiography, 2004.
44. Abe T., Takahashi T., US7450982, Magnetic resonance imaging system and method, 2004.
45. Abe T., US7944209, Magnetic resonance imaging apparatus and method, 2007.
46. Abe T., Takahashi T., US7450982, Magnetic resonance imaging device configured to suppress signals from fat by excluding effect of non-uniformity of irradiated magnetic field, 2011.
47. Abe T., Hiroyuki T., Takahashi T., US8174263, Magnetic resonance imaging with unnecessary material suppression using multiple RF pulses, 2012.

-
48. Abe T., Takahashi T., US8483466, Magnetic resonance imaging apparatus and blood vessel image acquiring method, 2013.
 49. Abe T., US7660618, Magnetic resonance imaging device, 2013.
 50. Abe T., Watanabe S., JP2000316831, Magnetic resonance imaging device, 2000.
 51. Abe T., Watanabe S., JP2004008516, Magnetic resonance imaging apparatus, 2004.
 52. Abe T., Takahashi T., JP2004333412, Magnetic resonance imaging device, 2004.
 53. Abe T., Takahashi T., JP2006130116, Magnetic resonance imaging equipmentT2006.
 54. Abe T., Takahashi T., JP2006325736, Magnetic resonance imaging apparatus, 2006.
 55. Abe T., Takahashi T., JP2007167283, Magnetic resonance imaging apparatus, 2007.
 56. 阿部貴之, 渡部滋, 特開 2000316831, 磁気共鳴イメージング装置, 2000 年.
 57. 阿部貴之, 渡部滋, 特開 2001212108, 磁気共鳴イメージング装置, 2001 年.
 58. 阿部貴之, 渡部滋, 特開 2002306447, 磁気共鳴イメージング装置, 2002 年.
 59. 阿部貴之, 渡部滋, 特開 2002165776, 磁気共鳴イメージング装置における計測方法及び磁気共鳴イメージング方法, 2002 年.

60. 阿部貴之, 高橋哲彦, 特開 2004333412, 磁気共鳴イメージング装置, 2004 年
61. 阿部貴之, 高橋哲彦, 特開 2006325736, 磁気共鳴イメージング装置, 2006 年.
62. 阿部貴之, 高橋哲彦, 特開 2006130116, 磁気共鳴イメージング装置, 2006 年.
63. 阿部貴之, 高橋哲彦, 特開 2006000265, 磁気共鳴イメージング装置, 2006 年.
64. 阿部貴之, 高橋哲彦, 特開 2008194210, 磁気共鳴イメージング装置, 2008 年.
65. 阿部貴之, 高橋哲彦, 特開 2012236103, 磁気共鳴イメージング装置, 2012 年.
66. 阿部貴之, 高橋哲彦, 特開 2013031709, 磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージング法, 2013 年.

公開特許（共著）

67. Nagao H., Abe T., Takahashi T., Takizawa M., US7486076, Magnetic resonance imaging apparatus and method with adjustment in positioning within imaging space to correct deviation from desired position, 2005.
68. Nagao H., Abe T., Takahashi T., Takizawa M., US7768263, Magnetic resonance imaging apparatus and method, 2006.
69. Takahashi T., Abe T., Nagao H., US7847549, Magnetic resonance imaging apparatus, 2006.
70. Nagao H., Abe T., US7944207, Magnetic resonance imaging apparatus and method, 2006.
71. Ito K., Abe T., Dohata M., US8531184, Magnetic resonance imaging apparatus, 2009.
72. Takizawa M., Takahashi T., Goto T., Abe T., US8855392, Magnetic resonance imaging apparatus and synchronous measurement method, 2010.
73. 高橋哲彦, 阿部貴之, 特開 2005211187, 磁気共鳴イメージング装置, 2005 年.
74. 永尾尚子, 高橋哲彦, 阿部貴之, 特開 2007181659, 画像処理装置, 磁気共鳴イメージング装置及び画像処理方法, 2007 年.
75. 永尾尚子, 阿部貴之, 特開 2007267774, 磁気共鳴イメージング装置, 2007 年.
76. 永尾尚子, 阿部貴之, 高橋哲彦, 特開 2008272524, 磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージング装置における被検体移動方法, 2008 年.
77. 永尾尚子, 阿部貴之, 特開 2008302096, 磁気共鳴イメージング装置, 2008 年.
78. 永尾尚子, 阿部貴之, 特開 2009039565, 磁気共鳴イメージング装置, 2009 年.
79. 永尾尚子, 阿部貴之, 特開 2009101205, 画像表示装置, 磁気共鳴イメージング装置, 及び画像表示方法, 2009 年.

80. 黒川慎次, 阿部貴之, 特開 2010142462, 磁気共鳴イメージング装置, 及び画像処理装置, 2010 年.
81. 堀尾秀行, 阿部貴之, 特開 2010213994, 磁気共鳴イメージング装置, 2010 年.
82. 瀧澤将宏, 高橋哲彦, 阿部貴之, 特開 2011036455, 磁気共鳴イメージング装置, 2011 年.

参考文献

1. Bloch F. (1946). Nuclear induction. *Physical Review*, 70, 460–473.
2. Purcell E.M., Torrey H.C., and Pound R.V. (1989). Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. *Physics Review*, 69, 37–56.
3. Lauterbur P.C. (1973). Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*, 242, 190–191.
4. Ren J., Dimitrov I., Sherry A.D., Malloy C.R. (2008). Composition of adipose tissue and marrow fat in humans by ^1H NMR at 7 Tesla. *Journal of Lipid Research*, 49, 2055–2062.
5. Delfaut E.M., Beltran J., Johnson G., Rousseau J., Marchandise X., Cotton A. (1999). Fat suppression in MR imaging: techniques and pitfalls. *Radiographics*, 19, 373–382.
6. Guiu B., Petit J.M., Loffroy R., Salem D., Aho S., Masson D., Hillon P., Krause D., Cercueil J.P. (2009). Quantification of liver fat content: comparison of triple-echo chemical shift gradient-echo imaging and in vivo proton MR spectroscopy. *Radiology*, 250, 95–102.
7. Haase A., Frahm J., Hanicke W., Matthaei D. (1985). ^1H NMR chemical shift selective (CHESS) imaging. *Physics Medicine in Biology*, 30, 341–344.
8. Frahm J., Haase A., Hanicke W., Matthaei D., Bomsdorf H., Helzel T. (1985). Chemical shift selective MR imaging. *Radiology*, 156, 441–444.

-
9. Kangarlu A., Baertlein B.A., Lee R., Lbrahim T., Yang L., Abdulialil A.M., Robitaille P.M. (1999)., Dielectric resonance phenomena in ultra high field MRI. *Journal of Comput Assisted Tomography*, 23, 821–831.
 10. Udayasankar U.K., Martin D., Lauenstein T., Rutherford R., Galloway J., Tudorascu D., Sitaraman S. (2008). Role of spectral presaturation attenuated inversion-recovery fat-suppressed T2-weighted MR imaging in active inflammatory bowel disease. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 28, 1133–1140.
 11. Lauenstein T.C., Sharma P., Hughes T., Heberlein K., Tudorascu D., Martin D.R. (2008). Evaluation of optimized inversion-recovery fat-suppression techniques for T2-weighted abdominal MR imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27, 1448–1454.
 12. Quaia E., Ulcigrai V., Coss M., Paoli L., Ukmar M., Zanconati F., Manzini N., Cova M.A. (2011). Spectral presaturation inversion recovery MR imaging sequence after gadolinium injection to differentiate fibrotic scar tissue and neoplastic strands in the mesorectal fat in patients undergoing restaging of rectal carcinoma after neoadjuvant chemo- and radiation therapy. *Academic Radiology*, 18(11), 1365–1375.
 13. Rosenfeld S.L., Zur Y. (1997). Design of adiabatic pulses for fat-suppression using analytic solutions of the bloch equation. *Magnetic Resonance in Medicine*, 37, 793–801.
 14. Tannus A., Garwood M. (1997). Adiabatic Pulses, *NMR in Biomedicine*, 10, 423–434.
 15. Abragam A. (1961). *The Principles of Nuclear Magnetism*, Oxford University Press, London, England.

-
16. Farrar T.C., Becker E.D. (1971). Pulse and Fourier Transform NMR: Introduction to Theory and Methods. Academic Press, Inc., New York, NY.
 17. Godlman M. (1988). Quantum Description of High-Resolution NMR in Liquids. Oxford University Press, New York, NY.
 18. Slichter C.P. (1980). Principles of Magnetic Resonance, Springer-Verlag, Berlin.
 19. Gadian D.G. (1982). Nuclear Magnetic Resonance and Its Applications to Living Systems. Oxford University Press, New York, NY.
 20. IEC60601-1, Edition 3rd, 2005.
 21. Baert A.L., Knauth M. (2009). Diagnostic Imaging, Springer-Verlag, Berlin.
 22. Achneider E., Glover G. (1999). Rapid in vivo proton Shimming, *Magnetic Resonance in Medicine*, 18, 335–347.
 23. Mao J., Gao J.H., Yan H., Ballinger J.R. (1995). Susceptibility artifact reduction in fat suppression. *Magnetic Resonance in Medicine*, 33, 582–587.
 24. Schick F. (2005). Whole-body MRI at high field: technical limits and clinical potential. *European Radiology*, 15, 946–959.
 25. Jin J. (1998). Electromagnetic Analysis and Design in Magnetic Resonance Imaging. CRC Press, Boca Raton, Florida.

-
26. Azlan C.A., Giovanni P., Ahearn T.S., Semple A.K., Gilbert F.J., Redpath T.W. (2010). B_1 transmission-field inhomogeneity and enhancement ratio errors in dynamic contrast-enhanced MRI (DCE-MRI) of the breast at 3T. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 31, 234–239.
 27. Kuhl C.K., Kooijman H., Gieseke J., Schild H.H. (2007). Effect of B_1 inhomogeneity on breast MR imaging at 3.0 T. *Radiology*, 224, 929–930.
 28. Staewen R.S., Johnson A.J., Ross B.D., Parrish T., Merkle H., Garwood M. (1990). 3-D FLASH imaging using a single surface coil and a new adiabatic pulse, BIR-4. *Investigation Radiology*, 25, 559–567.
 29. Ugurbil K., Garwood M., Bendall R. (1987). Amplitude- and frequency-modulated pulses to achieve 90° plane rotation with inhomogeneous B_1 fields. *Journal of Magnetic Resonance*, 72, 177–185.
 30. Ugurbil K., Garwood M., Rath A.R. (1988). Optimization of modulation functions to improve insensitivity of adiabatic pulses to variations in B_1 magnitude. *Journal of Magnetic Resonance*, 80, 448–469.
 31. Benddal M.R., Pegg D.T. (1986). Uniform sample excitation with surface coils for in vivo spectroscopy by adiabatic rapid half passage. *Journal of Magnetic Resonance*, 67, 376–381.
 32. Ogg R.J., Kingsley P.B., Taylor J.S. (1994). WET, a T1- and B_1 -insensitive water suppression method for in vivo localized ^1H NMR spectroscopy. *Journal of Magnetic Resonance B*, 104, 1–10.

-
33. Gu M., Spielman D.M. (2009). B_1 and T1 insensitive water and lipid suppression using optimized multiple frequency-selective preparation pulses for whole-brain ^1H spectroscopic imaging at 3T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 61, 462–466.
 34. Yu H., Shimakawa A., McKenzie C.A., Brodsky E., Brittain J.H., Reeder S.B. (2008). Multiecho water-fat separation and simultaneous $R2^*$ estimation with multifrequency fat spectrum modeling. *Magnetic Resonance in Medicine*, 60, 1122–1134.
 35. Abe T. (2012). Fat Suppression RF Pulse Train with Insensitivity with B_1 inhomogeneity for Body Imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 62, 362–367.
 36. Abe T. (2014). Generalized RF Pulse Train with insensitivity to B_1 inhomogeneity. *Applied Magnetic Resonance*, 45, 1405-1416.
 37. Pauly J., Roux P., Nishimura D., Macovski A. (1991). Parameter relations for the Shinnar Le Roux selective excitation pulse design algorithm. *IEEE Transaction Medical Imaging*, 10, 53–65.
 38. Insko E.K., Bolinger L. (1993). Mapping of the Radiofrequency Field. *Journal of Magnetic Resonance, Series A*, 103(1),82–85.
 39. Abe T. (2015). Quantitative assessment of B_1 insensitivity in non-adiabatic radiofrequency selective fat suppression RF pulse techniques. *International Journal of imaging and system technology*, 25, 86–89.

-
40. Levitt M.H., Emst R.R. (1983). Composite pulses. *Journal of Magnetic Resonance*, 55(2), 247-254.
 41. Larson P.E., Nishimura D.G. (2004). Robust long-T2 suppression pulses, In Proceedings of the 12th Annual Meeting of ISMRM, Kyoto, Japan, 2653.
 42. Abe T. (2013). Frequency-Selective Fat Suppression Radiofrequency Pulse Train to Remove Olefinic Fats. *Applied Magnetic Resonance*, 44, 1213–1221.
 43. Van Zijl P.C.M., Yadav N. (2011). Chemical exchange saturation transfer (CEST): What is in a name and what isn't? *Magnetic Resonance in Medicine*, 65, 927–948.
 44. Abe T., Magnetic resonance imaging device configured to suppress signals from fat by excluding effect of non-uniformity of irradiated magnetic field, US8040134, 2007.
 45. Abe T., Magnetic resonance imaging with unnecessary material suppression using multiple RF pulses, US8174263, 2012.
 46. Abe T., "Magnetic resonance imaging apparatus and magnetic resonance imaging method, US8384380, 2008.