

MRI 用 RF パルス関数の設計と
循環器領域の動態解析への応用に関する研究

2012 年 1 月

山口弘次郎

目次

第 1 章 序論

1.1	はじめに	1
1.2	核磁気共鳴現象	1
1.3	MRI の画像コントラストの現状と問題点	5
1.4	MRI 用脂肪抑制の現状と問題点	12
1.5	循環器領域での心臓局所壁運動解析の現状と問題点	15
1.6	循環器領域での下行大動脈血流動態評価の現状と問題点	21
1.7	本研究の目的と概要	23
	第 1 章の参考文献	28

第 2 章 MRI 用 Original 関数型 RF パルスの設計と 画質評価

2.1.	はじめに	31
2.2.	方法	32
2.2.1	Original 関数の提案	32
2.2.2	Original 関数の最適化	33
2.2.3	現象解析による評価	33
2.2.4	現状解析による評価結果	33
2.2.4.1	Original 関数と Original 関数の最適化結果	33
2.2.5	臨床実機での評価	36
2.3	評価結果	36
2.3.1	臨床実機での評価結果	36
2.3.2.1	物理評価結果	36
2.3.2.2	健常者頭部画像結果	37
2.4	まとめ	37
	第 2 章の参考文献	40

第3章 MRI用短時間印加型脂肪抑制RFパルスの設計と画質評価

3.1. はじめに	42
3.2. 脂肪抑制RFパルスの設計と評価方法	44
3.2.1 短時間印加型脂肪抑制RFパルスの試作	44
3.2.2 臨床実機での物理評価方法	45
3.2.3 臨床実機での画質評価方法	45
3.3. 短時間印加型脂肪抑制RFパルスの試作結果	46
3.3.1 試作RFパルスの設計結果	46
3.3.1.1 臨床実機脂肪抑制RFパルス計測結果	46
3.3.1.2 試作RFパルス最適化結果	46
3.3.2 臨床実機評価結果	47
3.3.2.1 物理評価結果	47
3.3.2.2 健常者頭部画像結果	47
3.4 考察およびまとめ	48
第3章の参考文献	53

第4章 MRI用 DANTE-tagging 型 RFパルスを併用した Cine MRIによる心室中隔断面の局所壁運動解析への応用

4.1 はじめに	55
4.2 心筋中隔壁運動解析の目的	62
4.3 心筋中隔壁運動解析の方法	64
4.3.1 対象	64
4.3.2 撮像方法	64
4.3.3 撮像断面	64
4.3.4 Tag交点検出	64
4.3.5 評価区域の設定	65
4.3.6 心動的解析	68
4.4 心筋中隔壁運動解析の結果	68
4.4.1 DANTE-tagging画像	68
4.4.2 心動的解析	68
4.4.2.1 正常例	68
4.4.2.2 疾患例	69

4.5	心筋中隔壁運動解析の考察	69
4.5.1	Tagging 法による局所壁運動解析	69
4.6	心筋中隔壁運動解析の問題点	71
4.7	心筋中隔壁運動解析の結語	74
	第 4 章の参考文献	75

第 5 章 MRI 用多時相 tagging 型 RF パルスを併用した Cine MRI による下行大動脈血流計測への応用

5.1	はじめに	76
5.2	流水ファントム実験	76
5.2.1	流水ファントム実験方法	76
5.2.2	流水ファントム実験結果	77
5.3	臨床研究	81
5.3.1	臨床研究方法	81
	(1) 撮像断面および tag 位置の設定	81
	(2) 血流計測法	81
	(3) 心疾患対象者	81
	(4) 撮像法および表示法	81
5.3.2	臨床研究結果	82
	5.3.2.1 正常例	82
	5.3.2.2 心疾患例	85
5.4	考察	89
	5.4.1 MPT 法とその他の非観血的血流計測法の対比	89
	5.4.2 ファントム実験	91
	5.4.3 臨床研究	91
5.5	結論	92
	第 5 章の参考文献	93

第 6 章 結論

6.1	本論文で得られた成果	95
6.2	今後の課題と今後の展望	97
6.2.1	今後の課題	97
6.2.2	今後の展望	100

本論文で用いた論文リスト	102
謝辞	103
本論文に関連した論文業績	104
研究業績	106

第1章 序論

1.1 はじめに

核磁気共鳴画像法(Magnetic Resonance Imaging : MRI)の基になっている核磁気共鳴(Nuclear Magnetic Resonance : NMR)現象は, 1946年に Bloch ら[1]と Purcell ら[2]によって発見された. 磁場の強さや方向が時系列的に変化しない特定の強度の均一静磁場内に試料を置いて静磁場強度に適した周波数のラジオ波(Radio Frequency : RF)をパルス状に印加することにより, プロトン(^1H)は RF 印加中に原子核レベルで共鳴現象を生じてエネルギーを吸収し, エネルギー状態が高い状態(準安定状態)に移行する. 次に RF パルスの印加が終了すると, プロトンはこのエネルギーを MR 信号として外部に放出し安定状態に戻る. この MR 信号を放出するに至るまでの過程が NMR であり, この現象を利用して人体の画像化を行う医療機器が MRI である[3].

本研究の背景として, 医療現場が医療画像処理技術により人体を非侵襲的に診断・治療を行うに適した断面画像を患者に苦痛を与えることなく得ることにある. また, 心臓・血管系の疾患を総称した循環器領域でも, 非侵襲的に大動脈血流動態の解析や心臓動態の解析として壁運動解析や力学的解析等ができることが要求されていた.

1.2 核磁気共鳴現象

Bloch らは磁場中の巨視的磁化の運動を現象論的な微分方程式(1-1)式により示した[1].

$$\frac{d\vec{P}}{dt} = \vec{\mu} \times \vec{B} \quad (1-1)$$

ここで \vec{P} は角運動モーメント, $\vec{\mu}$ は磁気モーメント, \vec{B} は磁場強度を示す.

$\bar{\mu}$ は磁気回転比 γ により

$$\bar{\mu} = \gamma \bar{P} \quad (1-2)$$

と表せることから(1-1)式は

$$\gamma \frac{d\bar{P}}{dt} = \frac{d\bar{\mu}}{dt} = \gamma \bar{\mu} \times \bar{B} \quad (1-3)$$

と表される．ここで， $\bar{\mu}$ は核スピンの集合した巨視的な磁化強度 M として考えると(1-3)式は

$$\frac{d\bar{M}}{dt} = \gamma \bar{M} \times \bar{B} \quad (1-4)$$

となる．さらに，一般的に磁界 \bar{B} は，Z方向の静磁場 \bar{B}_0 と，高周波磁界でのベクトル磁場 \bar{B}_1 (RFパルス)との和で表せる． \bar{B}_1 は角周波数 ω で時計方向に回転すると考える．ここで，励起された原子核磁気モーメントが平衡状態に戻る過程を緩和過程とすると磁化 \bar{M} の緩和は，そのz成分 M_z と x-y成分 M_{xy} に分けて考える必要がある(図1.1)．図1.1 Aは縦方向の M_z ，そして横断面で回転する $M_{xy=0}$ が平衡状での磁化 M は磁場 B_0 方向に並び，横磁化成分を持たない．一方，図1.1 Bは磁場 B_1 を加えると M_{xy} が増加することで磁化を検出することができる[4]．この M_z を縦磁化またはT1緩和， M_{xy} を横磁化またはT2緩和と呼ぶ．この緩和過程を考慮に入れた式を行列式で表現すれば(1-4)式は，(1-5)式となる．この式がBloch方程式と呼ばれ，MRIに関する信号強度の計算は全て(1-5)式の連立微分方程式を解くことにより求めることができる[5]．ここで，磁化 \bar{M} を90°倒すRFパルスを90°RFパルス，180°倒すRFパルスを180°RFパルスと呼ぶ．

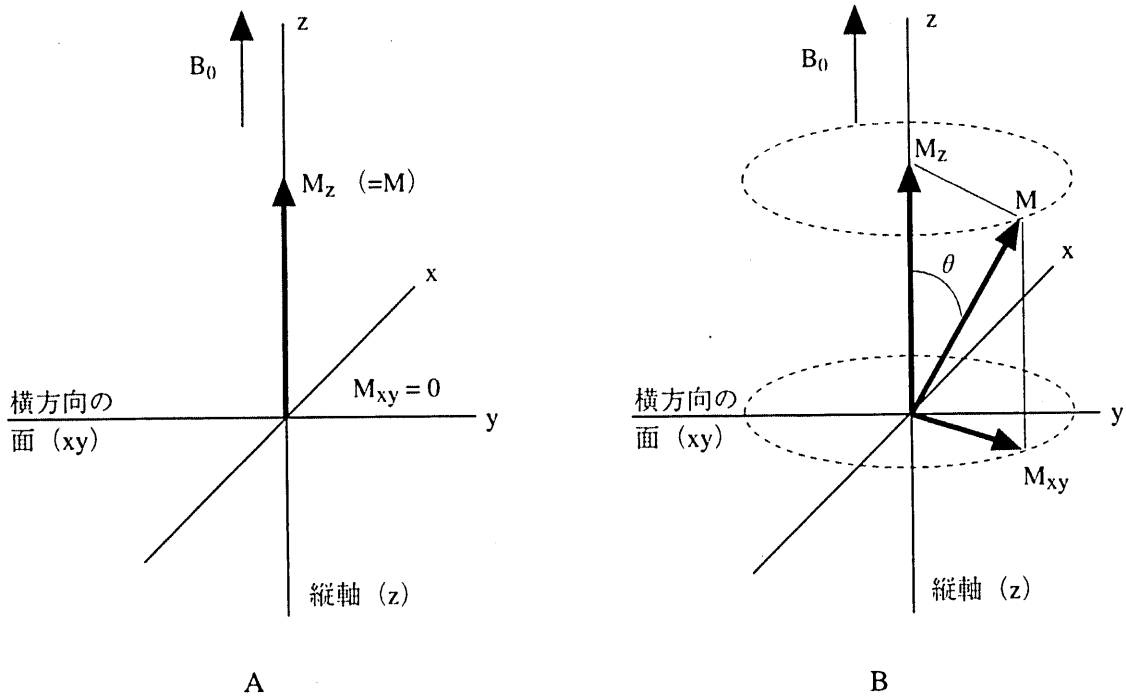


図 1.1 磁化のベクトル表示

Fig.1.1 Vector representation of the magnetization

$$\begin{bmatrix} \frac{dM_x}{dt} \\ \frac{dM_y}{dt} \\ \frac{dM_z}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{1}{T_2} & \gamma B_0 & \gamma B_1 \sin \omega t \\ -\gamma B_0 & -\frac{1}{T_2} & \gamma B_1 \cos \omega t \\ -\gamma B_1 \sin \omega t & -\gamma B_1 \cos \omega t & -\frac{1}{T_1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{M_0}{T_1} \end{bmatrix}$$

(1-5)

ここで、 M_x , M_y , M_z は X, Y, Z 軸方向のそれぞれの磁化強度， M_0 は平衡状態での磁化強度である。

Bloch 方程式は、MRI 装置の核磁化の振る舞いを記述する重要な方程式であり、これを解くことで MRI 装置で行われている RF パルスと傾斜磁場により発生する MR 信号を数値的に現象解析することができる。MRI 装置は、一般的にハードウェアとソフトウェアで構成されている。ハードウェアは大まかに静磁場磁石、傾斜磁場コイル、RF コイル、そのコントロール系より構成される(図 1.2)。図 1.3 に RF パルスの送信系と MR 信号受信系の構成図を示す。RF パルスを人体に照射する送信系と、MR 信号を受信しフーリエ変換用に MR 信号を実部・虚部チャンネルにする受信系に分けられる。各ハードウェアを制御する基本ソフトウェアは、三段階のソフトウェア階層をもち各ハードウェアを制御する基礎ソフトウェア、傾斜磁場、RF パルスおよび信号収集系等の動作順序を時系列に制御するシーケンスソフトウェアおよび MRI 装置のためのアプリケーションソフトウェアから構成されている。Bloch 方程式を数値的に現象解析するには、シーケンスコンバータを仲介として、共通のシーケンス情報を元に、実際の MRI 装置と同様の情報を解析することが必要である(図 1.4)。図 1.5 にシーケンスコンバータとして使用される MRI 用パルスシーケンス図を示す。このパルスシーケンス図には RF パルス、傾斜磁場、信号収集等の動作タイミングが時系列的に記述されている。

図 1.6 に RF パルスをフーリエ変換した周波数領域での形状と Bloch 方程式を現象解析として臨床実機 MRI で得られる傾斜磁場を印加した時のスライスプロファイルを示す。MRI で印加される RF パルスの周波数領域の帯域は、スライス傾斜磁場により実時間領域のスライスプロファイルに変換される。このスライスプロファイル幅がスライス厚となる。スライス厚は矩形が理想形状である。このためには、スライスプロファイルの形状が矩形になる必要がある。そこで、周波数領域の矩形性を維持するために、周波数領域で矩形性を示す RF パルスとして sinc 関数($= \frac{\sin \Delta\omega t}{\Delta\omega t}$)が一般的に使用されている [6]。

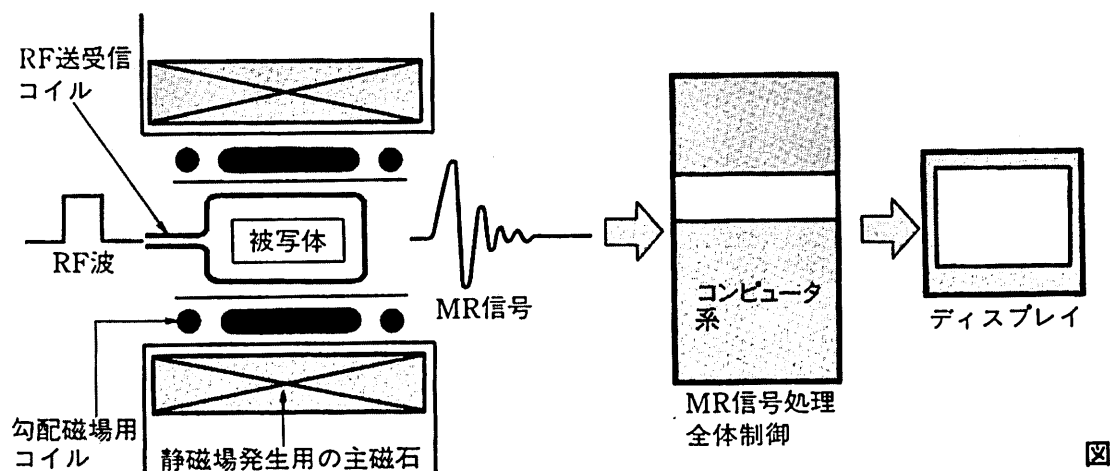


図 1.2 MRI のハードウェアシステム構成図[7]

Fig.1.2 Hardware system of the MRI

1.3 MRI の画像コントラストの現状と問題点

他の診断モダリティと比較して MRI は、組織コントラスト分解能が他の医療機器よりも非常に優れ、撮像時の撮像断面設定の制約が無く、疾患に即した断面を設定できるので高い撮像効率も特筆に値する。MRI で使用される撮像手法にスピンエコー(Spin Echo : SE)法がある。

この SE 法系列でのエコー信号強度 I は、静止組織では以下のよう示される[8]。

$$I = \rho [\exp(-TE/T2)] [1 - \exp(-TR/T1)] \quad (1-6)$$

ここで、 ρ は対象組織のプロトン密度、 TR (Time of Repetition) は繰り返し時間、 TE (Time of Echo) はエコー時間、 $T1$ は縦緩和 (M_z) および $T2$ は横緩和 (M_{xy}) である。

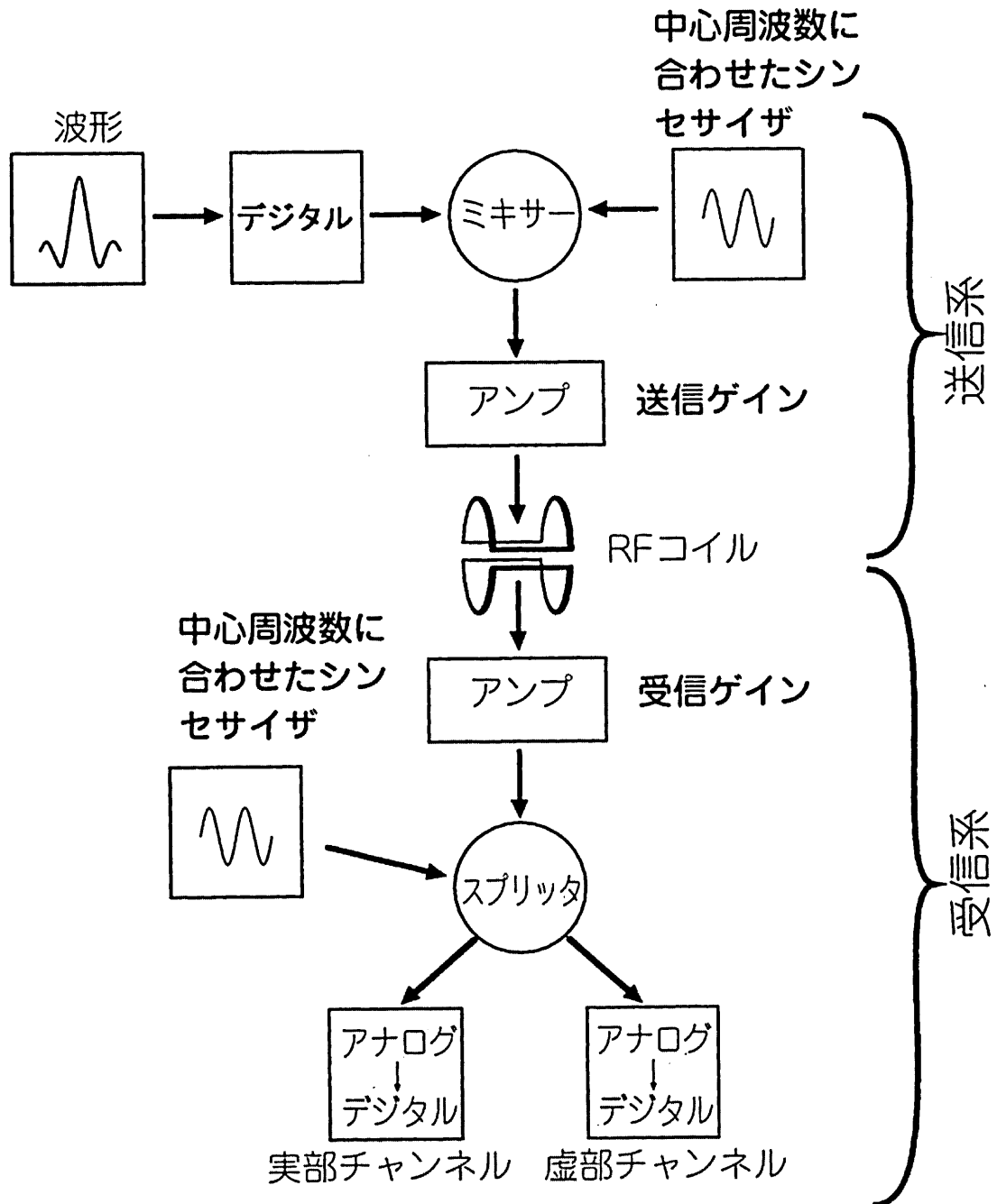


図 1.3 RF パルス送信系・MR 信号受信系構成図 [9]

Fig.1.3 The RF pulse transmission system and the MR signal receiver system

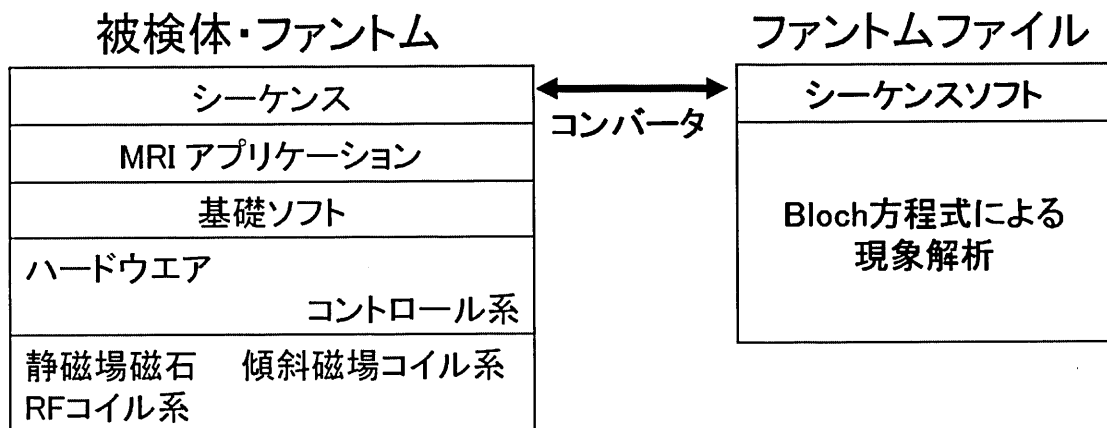


図 1.4 MRI のソフトウェア制御と Bloch 方程式の現象解析の関係図

Fig.1.4 Relation between MRI and Bloch equation.

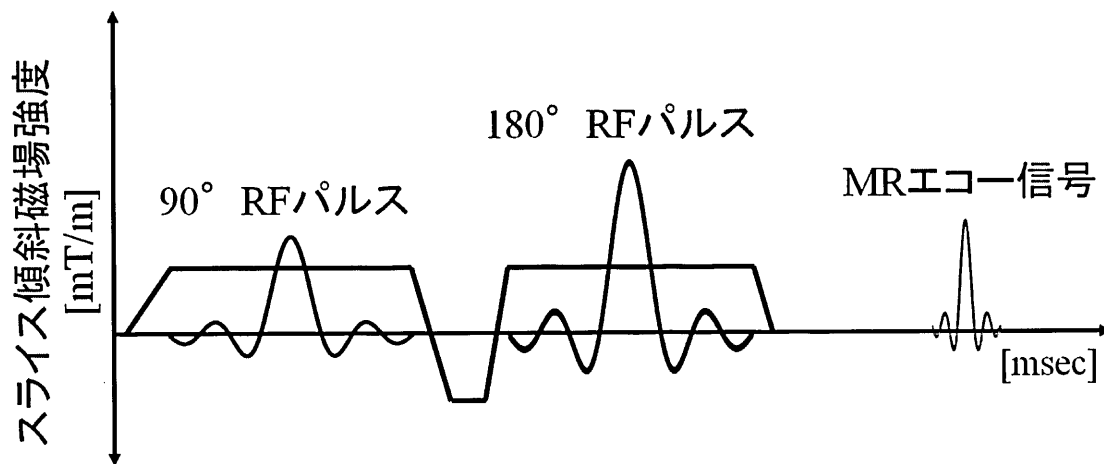


図 1.5 MRI のパルスシーケンス図

Fig.1.5 Pulse sequence chart of MRI

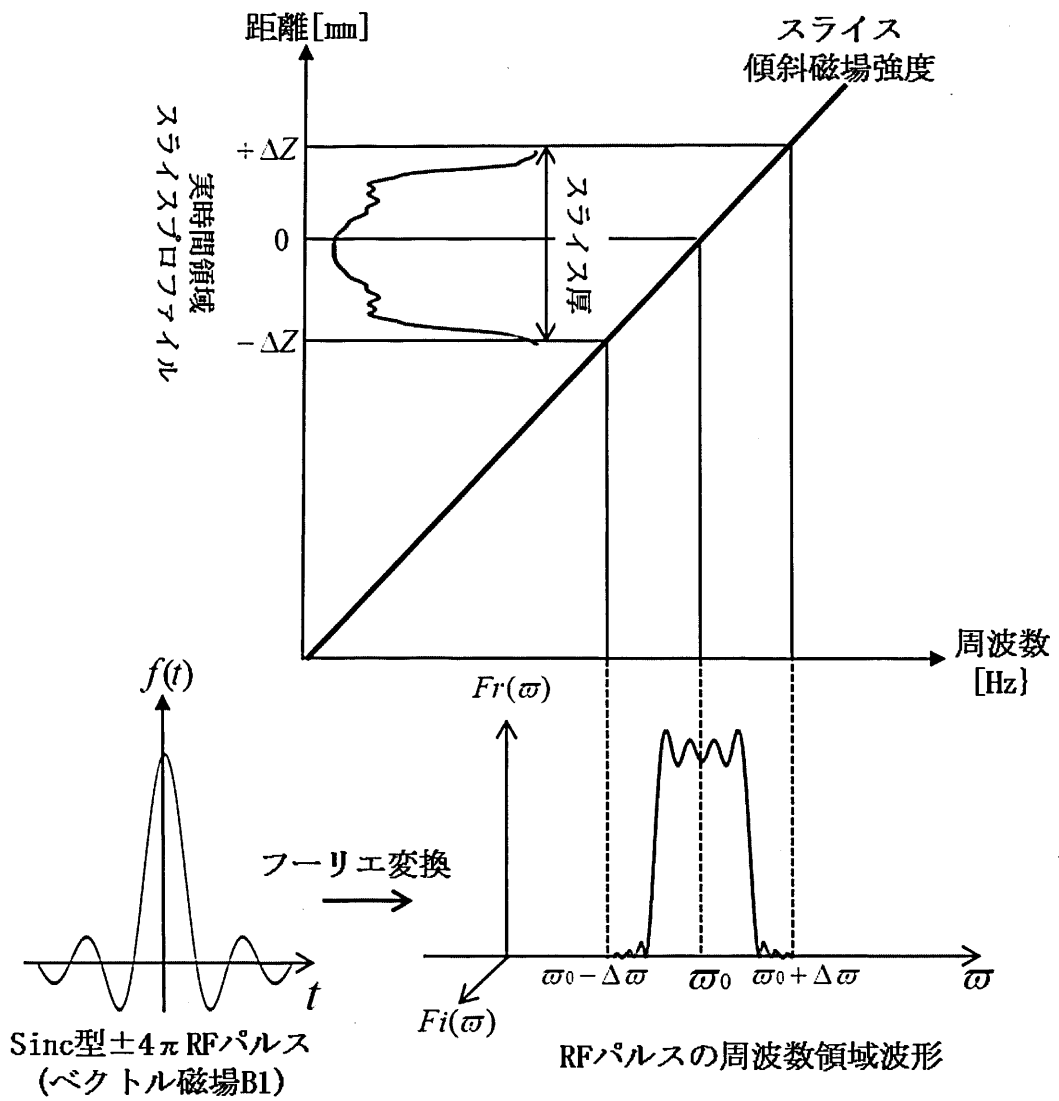


図 1.6 MRI の RF パルスとスライス傾斜磁場から得られるスライスプロファイル[10]

Fig.1.6 Slice profile obtained from RF pulse and slice gradient of MRI.

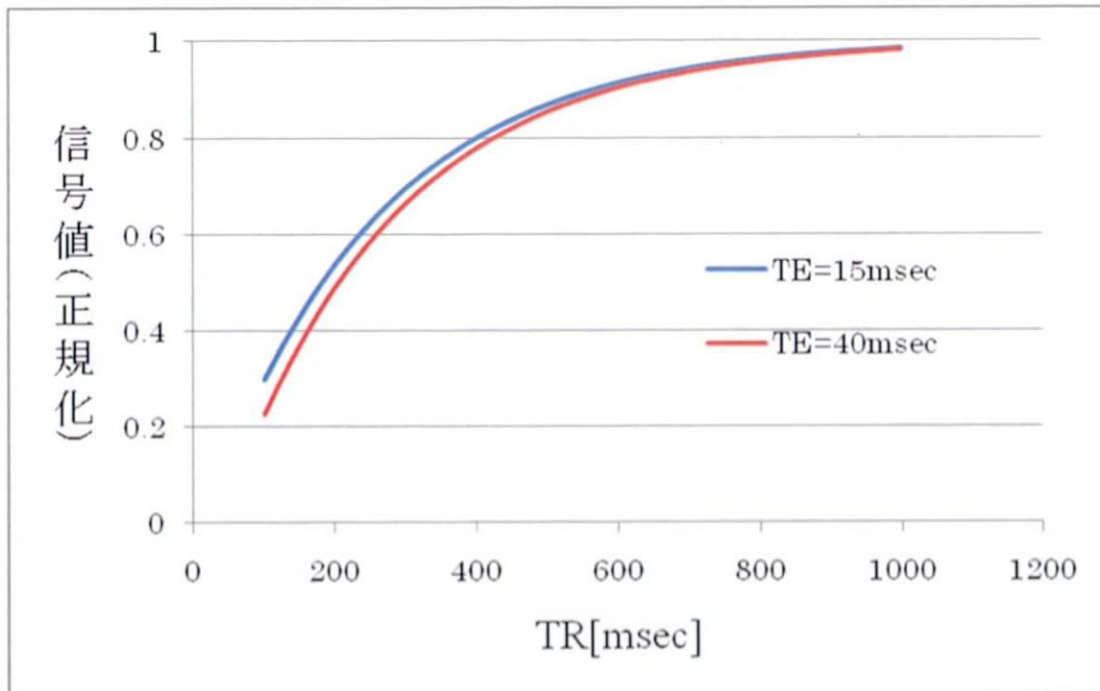


図 1.7 TE が異なる T1 緩和曲線

Fig.1.7 T1 Relaxation curve as TE differs.

頭部撮像手法の信号強度では、脳の構成組織としての灰白質、白質、脂肪および脳脊髄液に注目すると、対象組織が特定されているので、組織パラメータである T_1 、 T_2 、 ρ はある程度決まった値である。したがって、撮像条件であるスライス厚や画素サイズ等が同じであると脳の各組織の信号値は TR と TE にしたがって変化する。

これより SE 法の縦緩和強調画像(T1-Weighted image : T1W)撮像に求められる要求項目は、 TR と TE を短く設定し、広範囲を薄いスライス厚で疾患に即した断面をマルチスライス撮像することである。図 1.7 に TE が 15msec と 40msec での縦緩和曲線の違いを示す。 TE が短い方の信号値が高くなっている。これは、脂肪の縦緩和現象が短い TE の方が早く縦緩和回復することを示している。この縦緩和曲線は、他の臓器でも同様の曲線を示す。これから T1W では TR/TE を短くする方が良いことを示している。 TR/TE を短縮するには RF パルスの形状と印加時間の調整が必要となる。

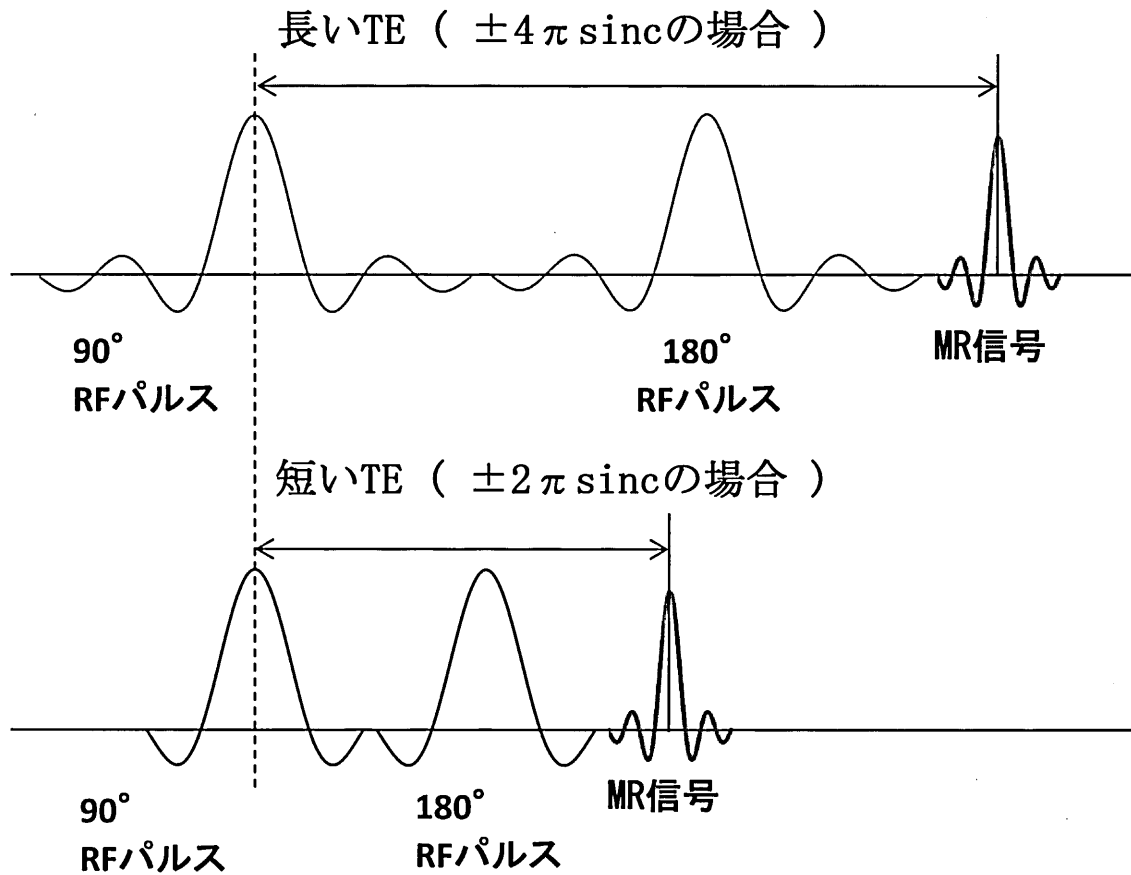


図 1.8 sinc 関数での $\pm\pi$ 数変化による TE 変化

Fig.1.8 The effect of π number of sinc type RF pulse on TE.

しかし、TE 短縮により RF パルス印加時間の制約から対称性 sinc 型関数のプローブ($\pm\pi$)数を低減することで周波数領域やスライスプロファイルの矩形性が劣化することになる(図 1.8), (図 1.9). そこで、RF パルスの π 数を短縮しても周波数領域の矩形性やスライスプロファイル形状の劣化をともなわない RF パルス関数が臨床現場から要求されている。

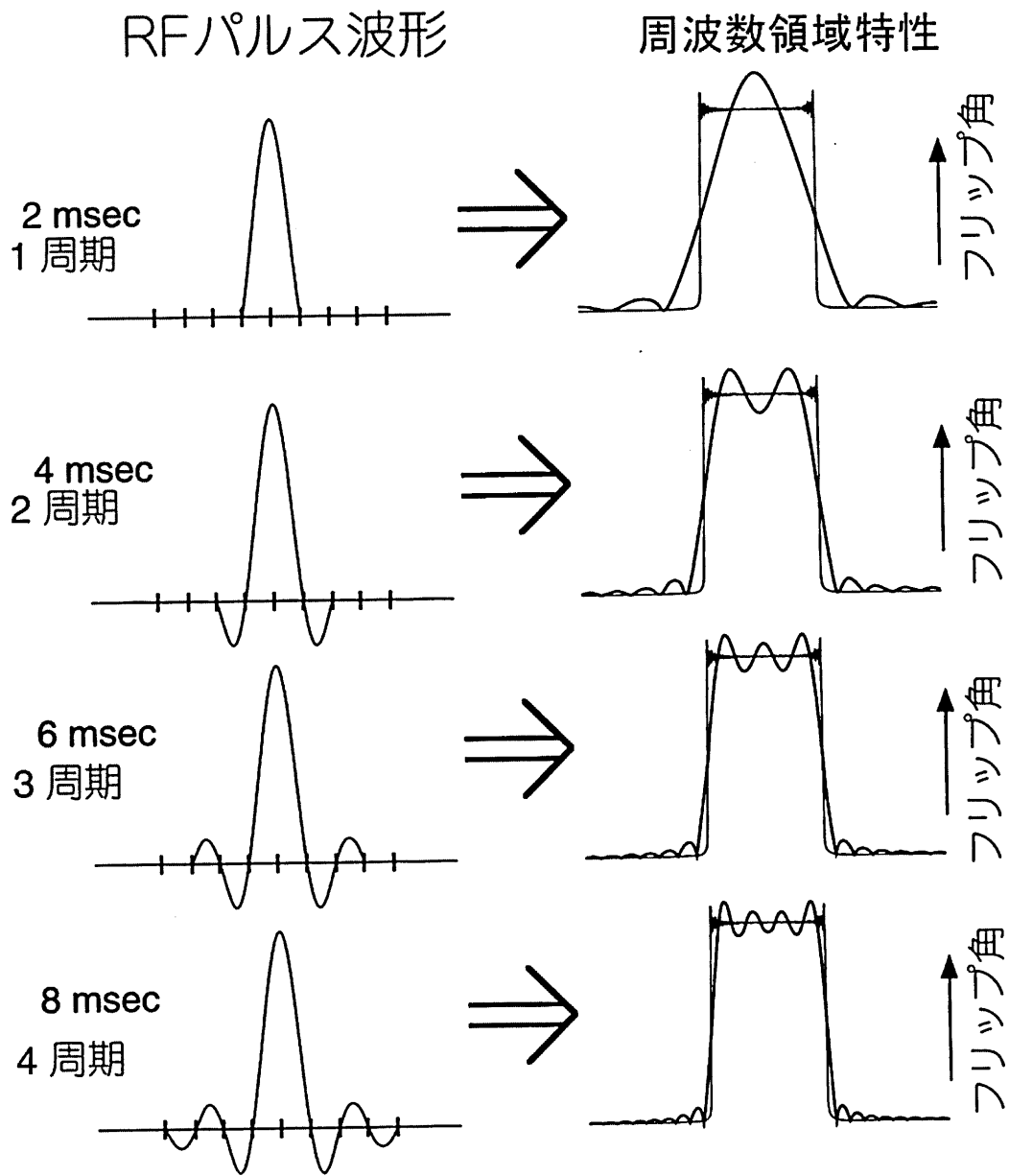


図 1.9 RFパルスの π 数と周波数領域特性 [11]

Fig.1.9 The number of π and the frequency domain characteristic of the RF pulse.

また、電磁波である RF パルスの周波数領域の面積が高周波電力と比例関係なので RF パルスを人体に印加すると発熱を引き起こすことがある。これから、撮像条件を変えずに RF パルスによる単位質量当たりの発熱量である比吸収率(Specific Absorption Rate:SAR)を低減するには、周波数領域の面積が増大する RF パルスの形状を作製する必要がある[12].

また、T1W 撮像時のマルチスライスの画像コントラストがシングルスライスの画像コントラストと異なるコントラストになることがある。この原因は、マルチスライスにより RF パルスがスライス中心位置以外のスライス位置を連続的に励起することで軟部組織の信号値が低下するためである[13],[14].

したがって、以上の問題点を解決するには、周波数領域の面積を増大させて RF パワーを低減させるとともに、スライスプロファイル形状の劣化が生じないような RF パルスの形状を作製する必要がある。

1.4 MRI 用脂肪抑制の現状と問題点

Magnetic Resonance Imaging(MRI)の撮像核種はプロトン(^1H)が用いられている。これは、人体を構成する約 70%が水分でできていることに起因している。人体内のプロトンは多くが-OH 基あるいは-CH₂ 基の型で存在している。前者はいわゆる水を構成し、後者は脂肪を構成する。この脂肪が MRI で画像上での識別に問題を生じる。プロトンと脂肪に含まれるプロトンには構成の違いにより 3.5 ppm の共鳴周波数の「ズレ」が生じる。これを化学シフト現象と呼んでいる [15],[16]。MRI で脂肪抑制法を併用する撮像法は、T1W での脂肪抑制、MRI 造影剤使用時の造影効果と脂肪との識別、バックグラウンドの抑制及び脂肪の判別に用いられている。MRI での脂肪の信号を減少させる脂肪抑制の方法は、脂肪と実質臓器の縦緩和時間の違いを利用した T1 緩和時間差(Short T1 Inversion Recover : STIR)法、水と脂肪の共鳴周波数の位相差を利用した位相差(Dixon)法、および水と脂肪の共鳴周波数の周波数差を利用した周波数差(CHESS)法などがある[17].

$$\text{帯域幅} = \frac{1}{\text{周期}}$$

RF波形
(シンクパルス)
RFパルス中心
 $t=0$

周波数領域特性

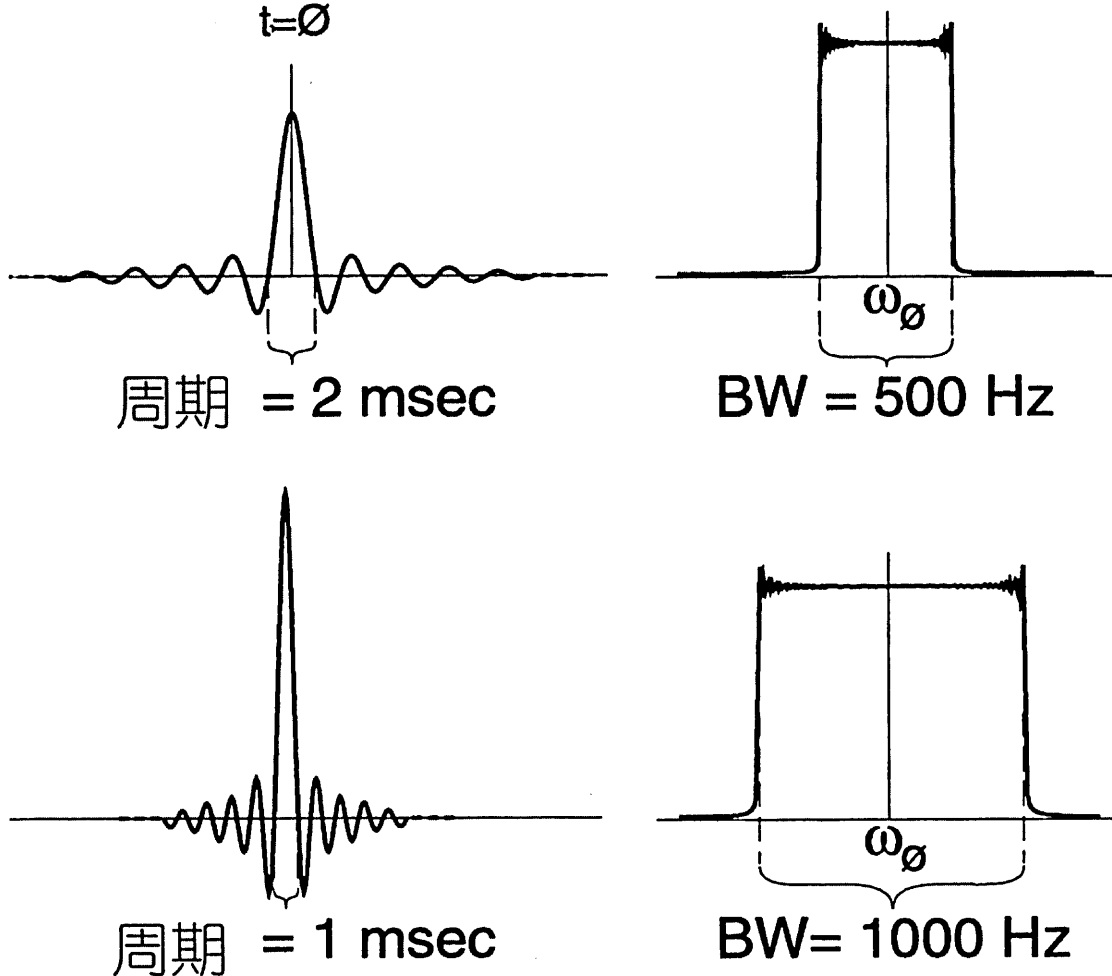


図 1.10 RF パルス帯域幅と周波数領域特性[11]

Fig.1.10 The RF pulse bandwidth and the frequency domain characteristic

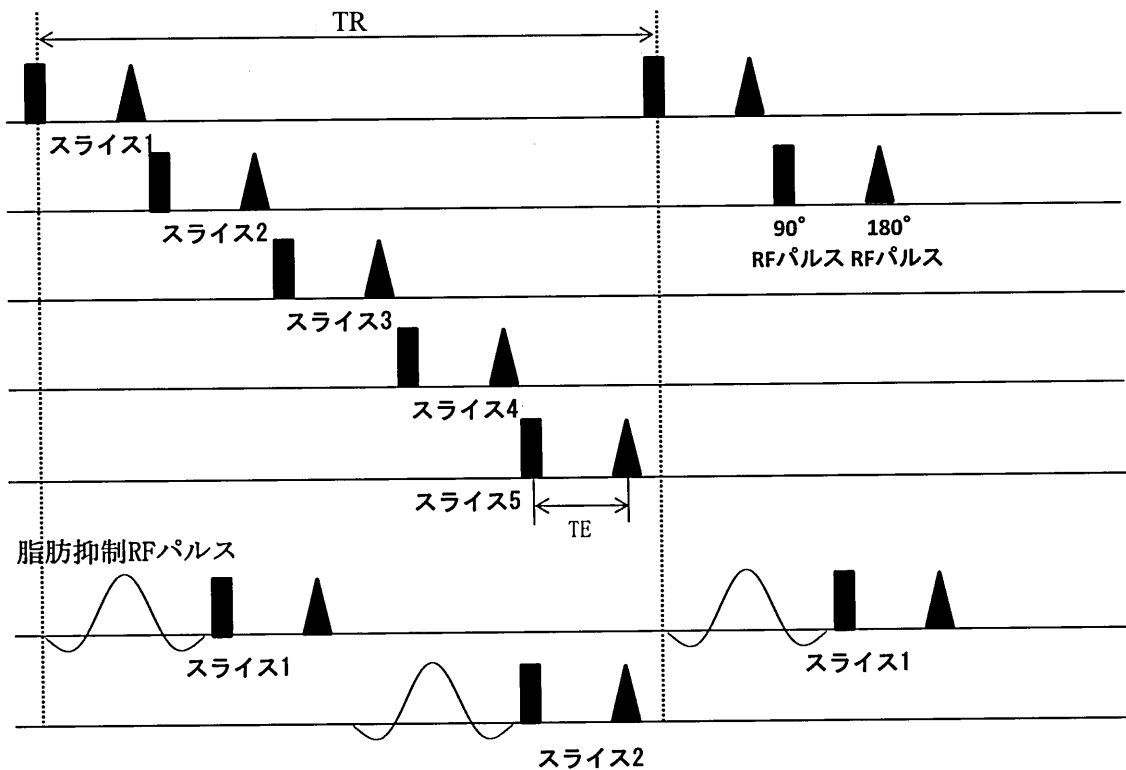


図 1.11 脂肪抑制 RF パルス併用によるスライス枚数減少の関係図

Fig.1.11 The decrease of the slice number by the fat suppression.

とくに周波数差法は，水と脂肪の共鳴周波数差が 3.5ppm(静磁場強度 1.5Tesla で 224Hz : 4.5msec)であることから，周波数選択励起用 RF パルスで脂肪信号の周波数ピークのみを抑制する方法である。この CHES 法は，水の信号を低下させることなく脂肪のみの信号を低下させる必要があるために周波数領域での狭帯域性が必要になる(図 1.10)。使用される RF パルスは，狭帯域性を実現するために非常に長い時間長が必要となるので，マルチスライス枚数が減少する問題が生じる(図 1.11)。

対策としては，脂肪抑制 RF パルス長時間を短くする必要があるが，一方で時間と周波数の関係は反比例関係にあるために，時間を短くすると周波数が広帯域となり脂肪抑制ができて水の水の信号も

抑制してしまう可能性がある。この相反する問題を同時に解決できる RF パルス形状を提案する必要がある。

1.5 循環器領域での心臓局所壁運動解析の現状と問題点。

循環器領域（心臓・大動脈血管）での MRI の有効性は、心臓の心筋を無侵襲・無障害で描出することができることである。とくに収縮期と拡張期で心臓は複雑に動いている。この動きを評価する断面として、左室の動きを評価する左室水平長軸断面方向及び心臓を長軸に対して直交する断面の短軸断面方向がある[18]。この短軸断面は、放射性同位元素使用した RI 検査での Bull's eye map として心筋の動きを評価する方法として使用されている[19]。MRI は撮像断面の制約が無いので心筋の動きを評価するに適した断面設定が可能である。この結果、左室水平長軸断面での収縮期から拡張期での心筋壁運動解析が可能になった[20]。しかし、心筋局所の動態解析をより正確に行うには心筋の動きの基準となる目印(tag)を印加する必要がある。この方法として局所心筋の一部の心筋の信号を低信号(信号が黒い帯)とするプレサチュレーション法を使用し心筋に tag を印加する心筋 tagging cine 法がある[21],[22]。心筋 tagging cine 法で撮像した左室水平長軸断面及び短軸断面を図 1.12 に示す。図 1.12 a では tagging cine 法のプレサチュレーション用 RF パルス(Tagging - RF パルス)を印加する時相は ECG 波形の QRS 波形に同期するタイミングで行い、続いて撮像用シーケンスで連続的に MR 信号を収集を行っている。これにより、心筋に印加された tag が時相とともに移動する画像を収集できる。図 1.12 b に左室水平長軸断面と左室短軸での画像を示す。しかし、心筋 tagging cine 法の問題点は短時間に心臓全体に tag が印加できないことである。これを改良する方法として Spatial modulation of magnetization (SPAMM) 法[23],[24]や Delay alternation with nutation for tailored excitation (DANTE)法[25],[26]がある。SPAMM 法と DANTE 法の tag 印加方法を図 1.13 に示す。SPAMM 法と DANTE 法の違いは RF パルスと傾斜磁場の印加方法であり、SPAMM 法では tagging 用 RF パルスの間に傾斜磁場を印加するが、DANTE 法では tagging 用 RF パルスに

傾斜磁場を印加する点が異なっている。DANTE-tagging 法で撮像した左室水平長軸断面を図 1.14 に示す。Tagging cine 法と同様に心筋に tag が均一間隔に印加していることが確認できる。SPAMM 法と DANTE 法は 2 方向に tag を印加することで心筋に tag をグリッド状に印加することが可能である(図 1.15)。この方法により短軸断面での心筋壁運動を一方向な動きの解析から 2 方向の動きを力学的にひずみとして解析できるようになった[27]。DANTE 用 RF パルスを傾斜磁場 X 軸方向と Y 軸方向の 2 方向に印加することで tag を縦横に印加することができる。心室心筋評価断面としては、心室長軸断面で左室心筋を長手方向に描出できるが、左室心筋の部分的収縮を評価することができない。左室を短軸断面で評価する方法があるが、スライス厚が 10mm 程度であるので短軸断面の一部しか解析できないため心筋全体の動きの解析ができない問題点があった。特に左室心室中隔を含む断面の心室動態解析の重要性は、心房中隔欠損症などの右室負荷疾患や完全左脚ブロック、肥大型心筋症、高血圧症、前壁中隔心筋梗塞で異常運動を呈することが知られているからである。設定断面を自由に設定できる MRI でしか左室心室中隔を得ることができないことから、壁運動解析を壁運動の方向性解析でなく 2 方向 DANTE-tagging 法を用いたひずみ解析を使用した局所壁運動解析を行うことでこれらの疾患診断に貢献できると考える。

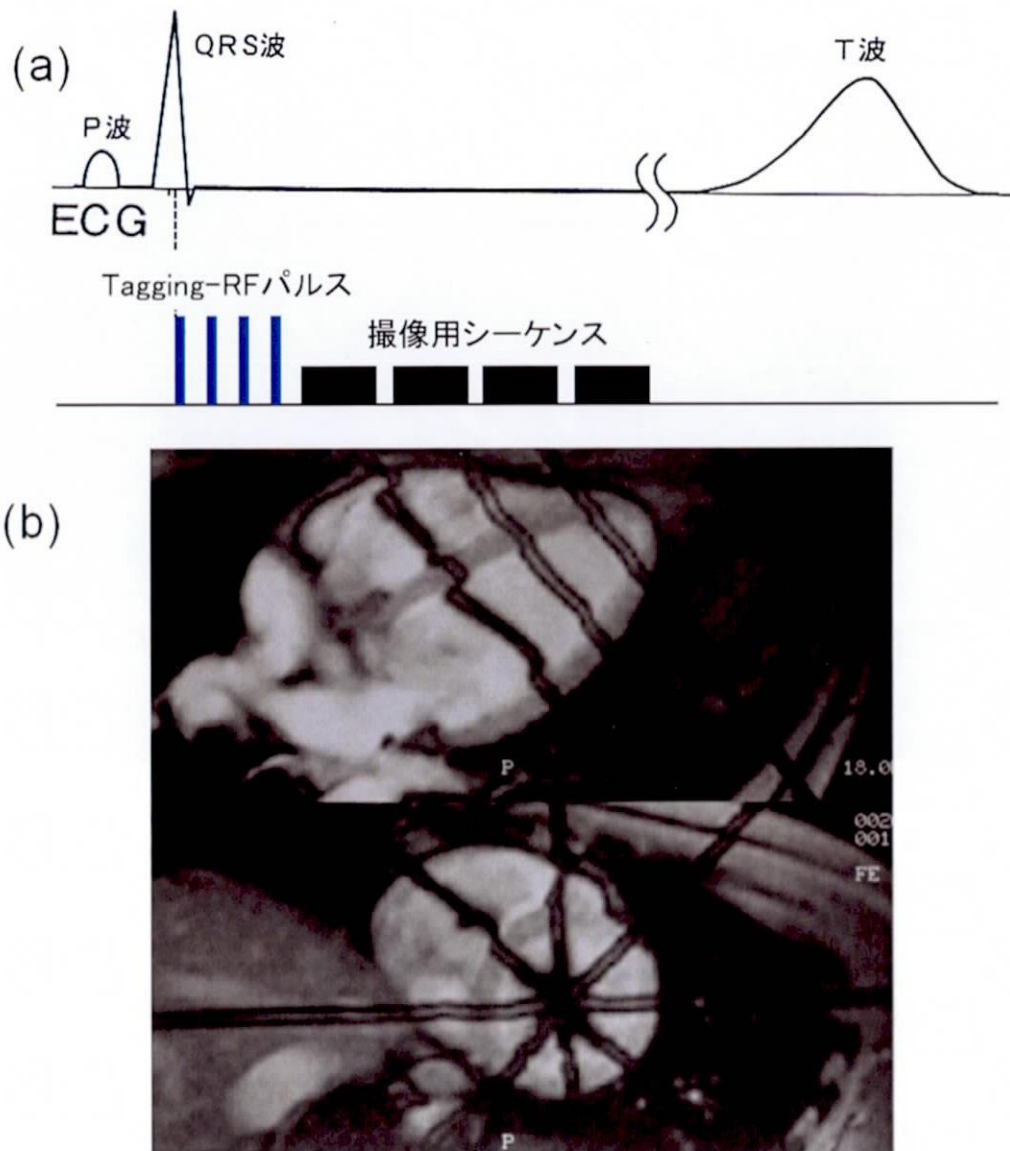
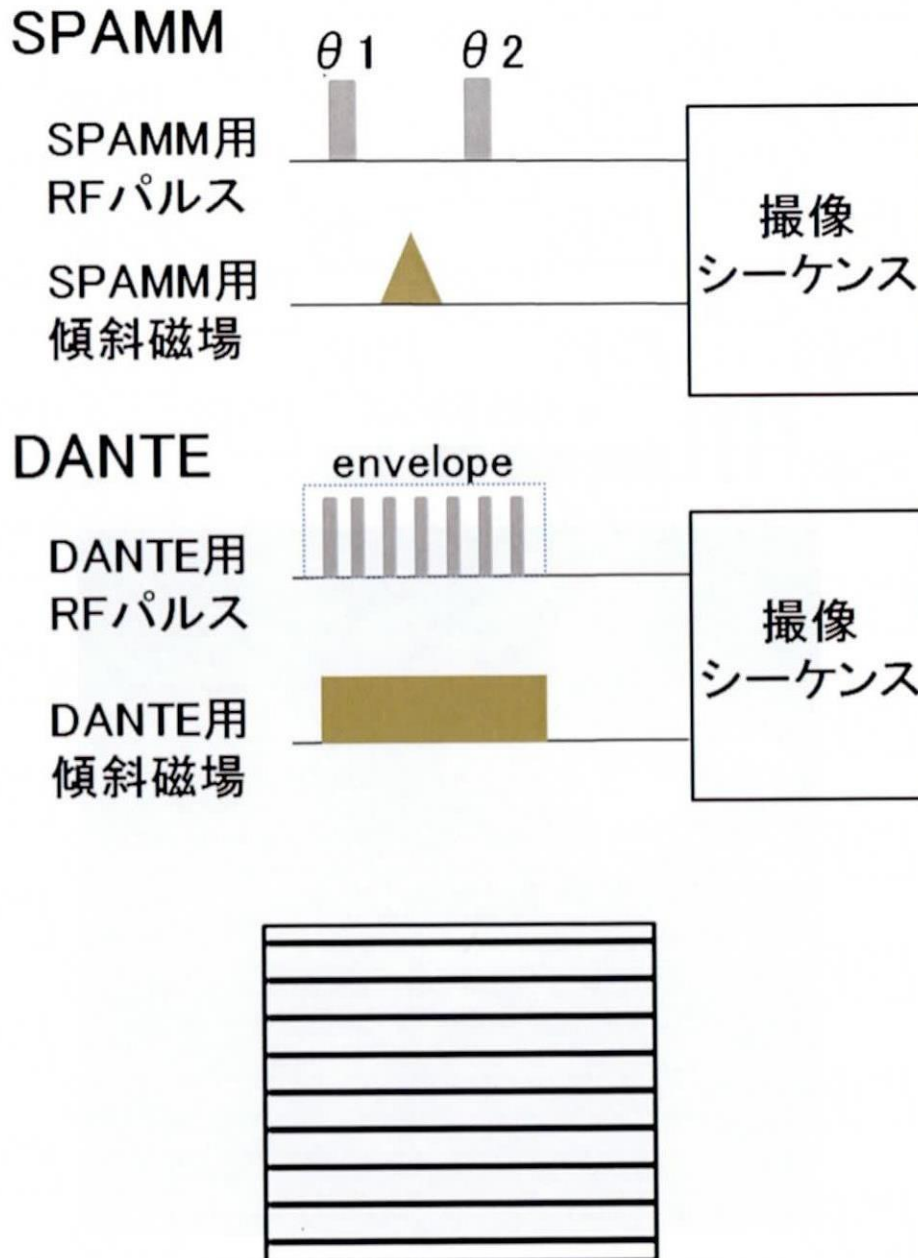


図 1.12 心筋 tagging cine 法のパルスシーケンスと左室水平長軸断面(a)及び短軸断面(b) [21].

Fig.1.12 a : Schematic explanation of the pulse sequence in the study.
 b : Tgging cine MR imaging in normal volunteeer.



MR 画像での一方向タグ印加画像

図 1.13 SPAMM-tag と DANTE-tag の tag 部分の
基本パルスシーケンス

Fig.1.13 SPAMM / DANTE imaging sequence.

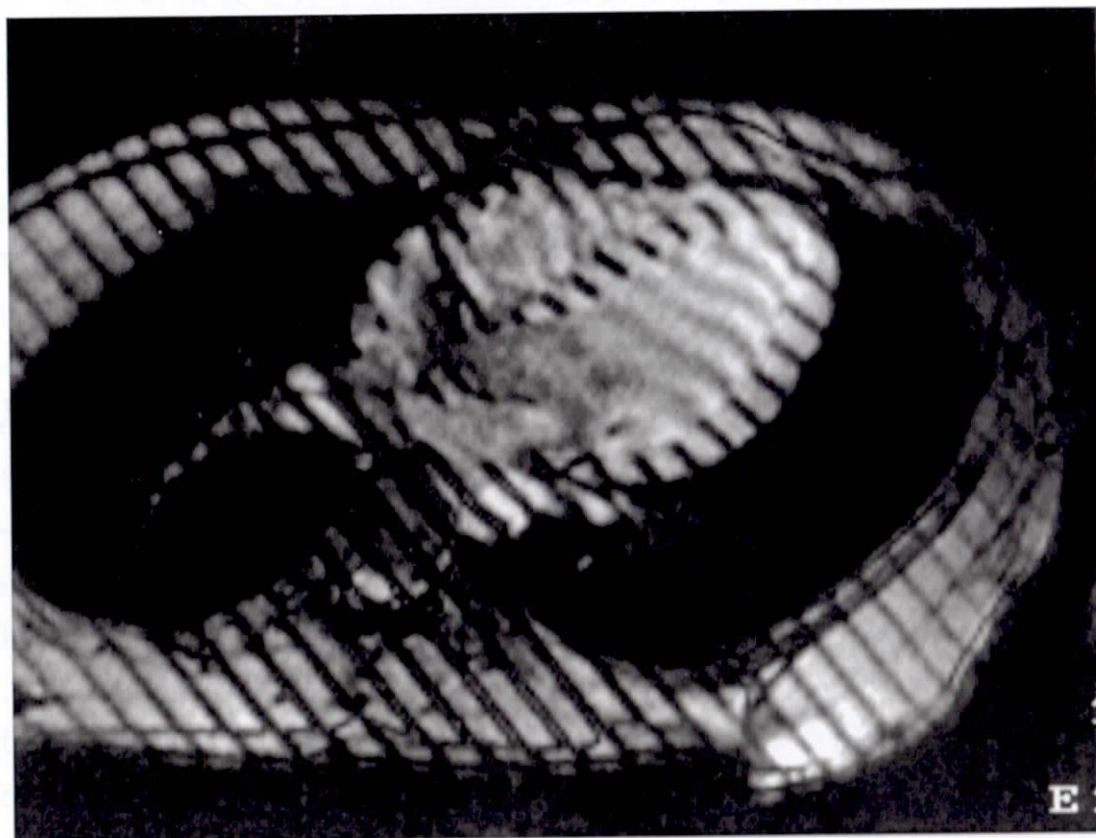
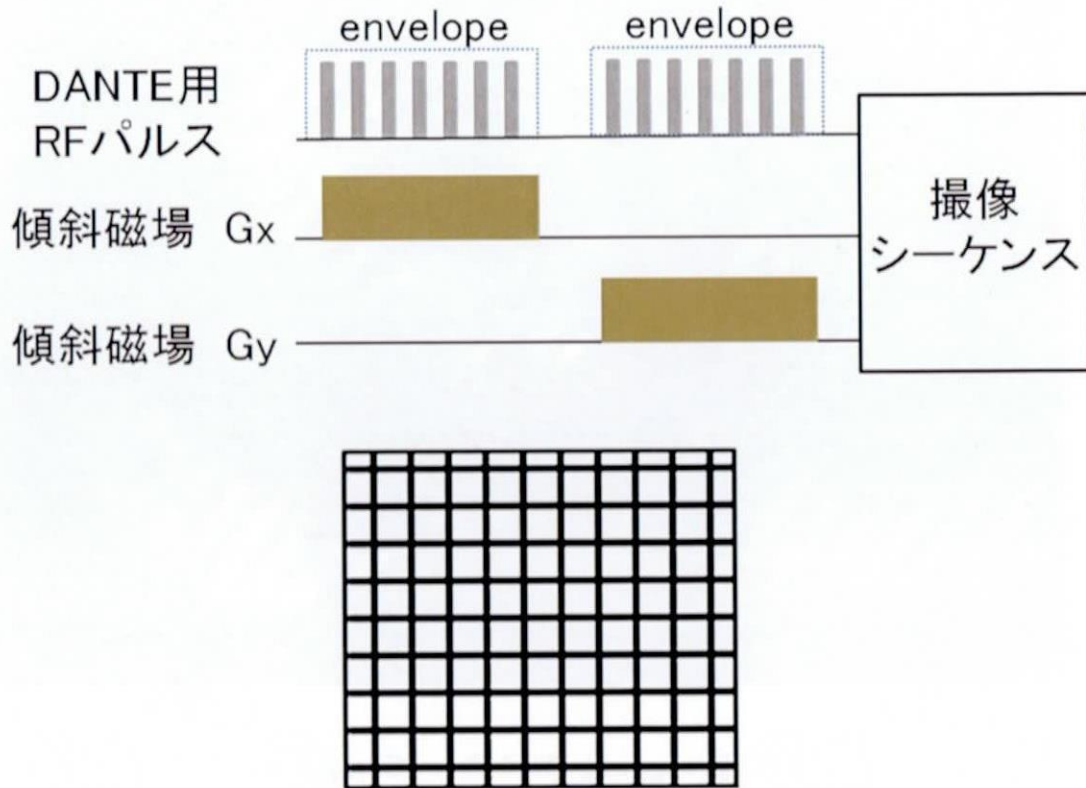


図 1.14 DANTE-tagging 法によって tag が印加された
左室水平長軸断面。

Fig.1.14 DANTE-tagging cine MR imagines.

二方向DANTE-tagging



MR 画像での二方向タグ印加画像

図 1.15 2 方向 SPAMM-tag と DANTE-tag の tag 部分の
基本パルスシーケンス

Fig.1.15 The two direction SPAMM / DANTE imaging sequence.

1.6 循環器領域での下行大動脈血流動態評価の現状と問題点

1.5 で述べた心臓 tagging 法を用いた心電図同期による左室水平長断面像の時相変化を図 1.16 で示す。時相表示は 1 から 9 へ心電図同 R 波から 50msec ごとの画像を示している。心筋に付いた tag(信号が黒い帯)は時相とともに心筋の動きに応じて移動していることが確認できる。しかし、左室内の血流に印加された tag は血流の動きと共に tag が拡散または下方に流されていることが確認できる。これより、tag の追跡が心筋ではできるが、血流などでは 100msec を超える長時間の tag の追跡ができないことがわかる[28]。

また、心血管系の大動脈疾患には、先天性異常、大動脈瘤や解離性大動脈瘤などがある。とくに解離性大動脈瘤は大動脈の内膜の一部が亀裂を起こし動脈壁が剥離したものであり、この剥離した部分に動脈血が流入して解離腔を形成する。この為、大動脈は本来の動脈血が流れる真腔と解離(偽)腔の 2 つの腔となる[29]。このとき、腔内の血流の評価、遅延血液による信号の増強効果が血栓との区別が撮像方法により難しい場合がある。吉岡らは、cine MRI 法で撮像を行う前に tagging を真腔・偽腔を印加し tag の動きから偽腔内の血流の動きを評価することで偽腔内の血液動態の把握を容易にでき血栓の有無や、血栓と遅延血流の鑑別に有効な手法を提案した。しかし、同時に cine tagging 法の問題点として真腔内の設定された tag が収縮期早期以外では tag が早期に拡散あるいは消失してしまい tag の追尾が困難であったとも報告している[30]。このように、tagging cine 法は心筋運動評価には適しているが血管系の血流動態評価には必ずしも適していない。すなわち大動脈解離のように無侵襲的に血流動態を評価できる方法が必要になっていた。そのため、血流に印加した tag が時間と共に血流によって流出しないようにするか消失しないように tag 印加の印加方法を検討する必要がある。そこで血流の速度に依存せずに血流動態を時相的に解析できる手法が望まれる。

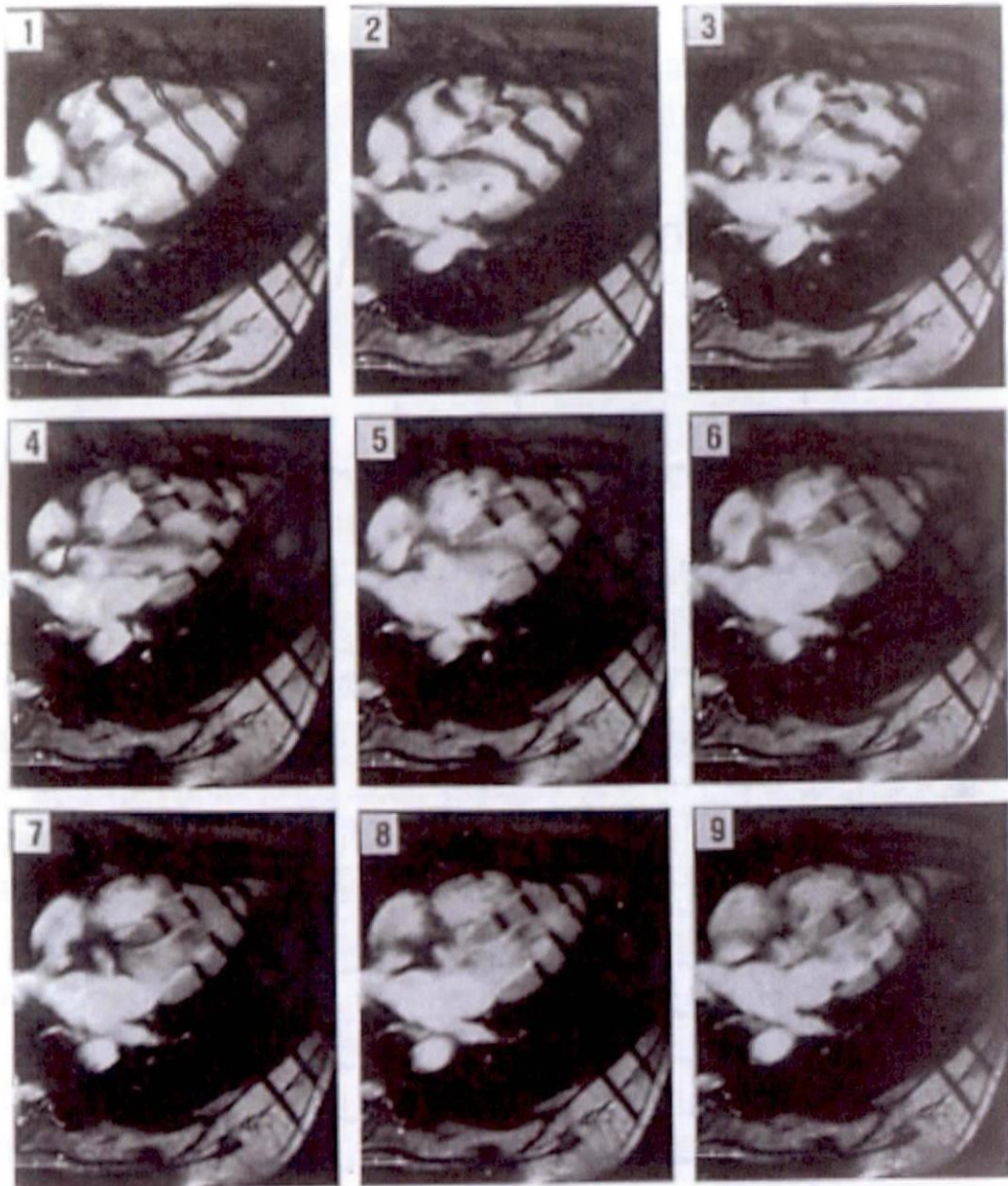


図 1.16 左室水平長軸断面での心筋 tagging cine 法の心筋と血流動態画像[28].

Fig.1.16 Image of the horizontal long axis view section by Tagging cine MRI

1.7 本研究の目的と概要

MRI の問題点の一つは，MRI が放射線を使用しない代わりに電磁波である RF パルスを使用することに起因する．MRI で使用される RF パルスは，プロトン原子（スピン）の倒れる方向を制御しスピンからの信号（エコー信号）を得るように設定されるため，例えばスライス厚形状に即するようにスピン制御などの正確さが求められる．しかし，MRI ではスピン制御の繰り返し時間(TR)やエコー時間(TE)を設定する撮像条件の制約により，RF パルスの印加時間を無限長時間に設定することができない問題点がある．

本研究の目的は，この問題点を解決する方法として RF パルスの形状を改善し，RF パルスの印加時間を短縮して撮像条件の制約を緩和させることにある．また，RF パルスを加える時間を生体信号である心電図と同期させることで大動脈の血行動態，心臓心筋動態の解析に応用して，力学的にひずみ解析ができるようにすることである．

本研究は本章を含め 6 章から構成されている．図 1.17 に全体の構成を示す．

第 2 章では，MRI で使用される SE 撮像法用 RF パルスとして周波数特性の改善を行った Original 関数型 RF パルスの設計と画質評価について述べる．

MRI で使用される RF パルス関数として sinc 型関数が基本形に使用される．SE 撮像法の sinc 関数型 RF パルスはプロトン(水素)スピンを 90° - 180° に位相制御に使用され，RF パルスの周波数領域の面積が RF パルスのパワーとして決まるので面積を大きくする必要がある．しかし，実時間領域でのスライス厚を決定するスライスプロフィールの矩形性が劣化することとなる．この問題を解決する方法として sinc-gaussian 型関数での周波数領域と実時間領域のトレードオフを考慮した Original 型関数を提案する．

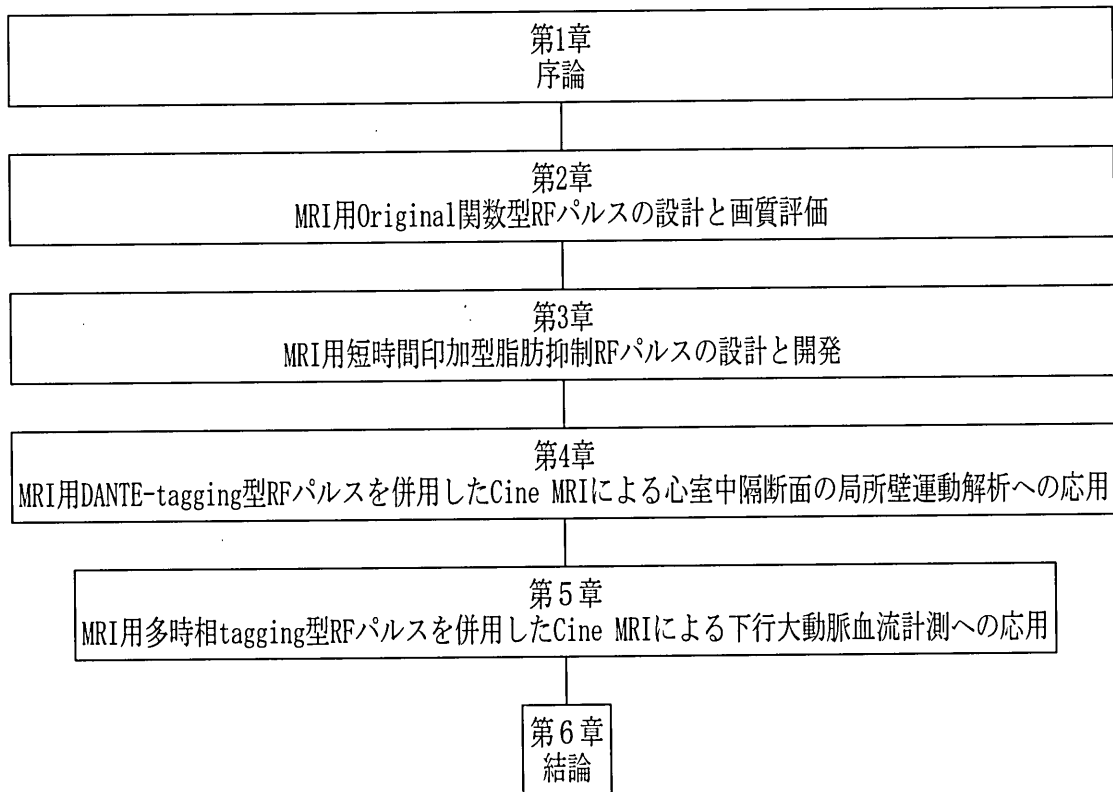


図 1.17 本論文の内容を示すフローチャート

Fig.1.17 Flowchart showing content of this thesis.

Original 型関数 RF パルスの設計目的は、周波数領域の面積を大きくし、かつ実時間領域での矩形性を向上させることにある。設計の有効性を確認するために実機撮像時のスライスプロファイル形状を Bloch 方程式で現象解析しスライスプロファイル形状を数値的に求め Original 関数型 RF パルスが周波数領域・実時間領域での改善を確認した。Original 関数型 RF パルスの形状ソフトウェアデータを臨床実機に入力(搭載)し撮像を可能にし画質評価を行った。臨床実機での撮像部位は健常者頭部撮像とし、撮像条件は臨床での撮像条件と同等のマルチスライス枚数で行った。Original 関数型 RF パルスの臨床実機での 90° - 180° 条件は、sinc 型 RF パルスと比較して周波数領域の増分面積比に対応して RF パルスのパワーを低減することで撮像時のマルチスライス枚数で必要になった

90°-180°RF パルスの総パワーを低減することが可能になった。これからマルチスライス撮像時の頭部コントラスト低下現象を抑制することが可能になった。

これより，Original 関数型 RF パルスは画像コントラストを低下させずに RF パルスのパワーを低減できる結論を得た。

第3章では，MRI で使用される脂肪抑制の印加時間を短縮した短時間印加型脂肪抑制 RF の設計と画質評価について述べる。

MRI での撮像では，脂肪が疾患部と同等の MR 信号を生じ疾患部か脂肪かの診断判断をするときの障害になる場合がある。従って，疾患と脂肪の判断方法として脂肪のみからの信号を低下させる脂肪抑制方法を併用する必要があるが，脂肪のみの信号を抑制するため周波数帯域の狭帯域化が必要となり，RF パルス長が長くなる問題が生じる。MRI では，疾患部をより薄いスライス厚で広範囲を撮像することが臨床現場から要求されているが，脂肪抑制を併用するとこの要求を満たすことができなくなる。この問題を改善する方法として，臨床実機に使用している脂肪抑制用 RF パルス長の印加時間を短時間にして周波数帯域を同等にする RF パルス関数設計が必要なる。この関数として sinc 関数，Laguerre 関数および指数関数を用いた短時間印加型脂肪抑制 RF パルスを提案する。短時間印加型脂肪抑制 RF パルスの設計目標は，RF パルス印加時間長を臨床実機で使用されている脂肪抑制 RF パルス長を 50% に短縮しても周波数領域帯域を同等にすることとした。RF パルス形状の設計評価は，周波数領域形状の差分値が最少になるように関数の最適化を行い求めた。設計した短時間印加型脂肪抑制 RF パルスの形状ソフトウェアデータを臨床実機に入力し撮像を可能にし画質評価を行った。臨床実機での撮像部位は健常者頭部撮像とし，撮像条件は臨床での撮像条件と同等のマルチスライス枚数で行った。臨床実機撮像を行うにともない脂肪抑制 RF パルスの周波数帯域特性が脂肪のみを抑制できているかをファントムを使用し評価を行い，脂肪のみを抑制していることを確認してから撮像を行った。臨床実機での健常者頭部撮像から，短時間印加型脂肪抑制 RF パルスが臨床実機抑制 RF パルスと同等の脂肪抑制効果と脂肪以外の信号の低下が無い

ことを確認した。これより、短時間印加型脂肪抑制 RF パルスは臨床実機脂肪抑制 RF パルスよりも印加時間を短縮しても周波数領域特性が同等であることの結論を得た。

第4章では、心室中隔断面の壁運動解析を DANTE-tagging 型 RF パルスを併用した cine MRI で中隔断面のひずみ解析への応用について述べる。

従来放射線を使用した心臓の心筋評価では心筋局所的運動解析を行うことができなかった。この理由は、心室心筋の動きが複雑であるのと心時相の変化で心筋の動きを追跡できないことにある。とくに、心室中隔断面を長手方向に描出するのは心室中隔断面の形状から画像化が非常に難しく心室中隔の画像化ができるのが MRI だけであり、心室中隔断面の壁運動解析を行うことができなかった。この問題を解決する方法として心筋に無信号の tag を格子状に印加する DANTE-tagging 型 RF パルスを使用した心筋局所壁運動解析方法を用いて心筋での動きが複雑な断面として心室中隔断面でのひずみ解析方法を提案する。DANTE-tagging 型 RF パルスを使用することで心室中隔断面に対して一心周期 (R-R 間隔) に一回の格子状の tag を印加することが可能である。この後、cine MRI を使用して格子点の移動方向を心周期毎に計測し tag のひずみを垂直・せん断ひずみと短縮率して評価を行った。臨床実機での心疾患患者への評価を行うことで心室中隔断面の心筋壁収縮動態の詳細を解析できることの結論を得た。

第5章では、下行大動脈の血行動態計測を非侵襲的に行える多時相 tagging 型 RF パルスを用いた cine MRI での応用について述べる。

血流動態評価は画像診断において最も難しい分野のひとつである。理由として放射線を利用した医用機器では血流を直接可視化することはできないためである。放射線を使用しない医用機器として超音波診断装置が血流診断を行うことができるが、診断可能血流部位に制約がある問題点がある。MRI で血流動態を可視化し時相での移動距離・方向を計測できる方法を提案する。MRI の tagging では時相と共に tag が消失・流出することが起こるので血流の流速の

早さに影響を受けることなく tag の移動状況を追跡できる一心周期に一回の tag を印加するのではなく心時相毎に多時相毎に tag を印加する多時相 tagging cine MRI 法を提案する。本提案は、MRI 装置に対して特別なハードウェアの改良を必要とせずに RF パルス・傾斜磁場を時系列に制御するパルスシーケンスソフトウェアのみを変更することで使用できる。さらに、多時相 tagging cine MRI 法を用いた下行大動脈血流計測方法を提案する。

第6章：本研究により得られた成果のまとめと今後の課題および今後の展望についてのべる。

第1章の参考文献

- [1] Bloch, F., Hansen, W.W., and Packard, M. : Nuclear induction, Phys Rev 69 : pp.127, 1946.
- [2] Purcell, E.M., Torrey, H.C. and Pound, R.V. : Resonance absorption by nuclear magnetic moments in solid, Phys Rev, 69 : pp.37-38, 1946.
- [3] 真野勇 : 図説 MRI, (株)秀潤社, 東京, pp.9-19, 1989.
- [4] ピータ・ルイテル, カレン・ヤンセン : MRI の原理と応用-基礎から EPI まで-, 石川徹(監), (株)通産産業研究社, 東京, pp.11-23, 1996.
- [5] ファラー・ベッカー : パルスおよびフーリエ変換 NMR-理論および方法への入門-, 吉岡書店, 京都府, pp.1-23, 1986.
- [6] Runge, V.M., Wood, M.,L, Kaufman, D.M. and Sliver, M.S. : MR imaging section profile optimization: Improved contrast and detection of lesions, Radiology, 167 : pp.831-834, 1988.
- [7] 真野勇 : 図説 MRI, (株)秀潤社, 東京, pp.151-162, 1989.
- [8] Crooks, L., Hoenninger, J., Arakawa, M., et al : Tomography of hydrogen with nuclear magnetic resonance, Radiology, 136 : pp.701-706, 1980.
- [9] Moriel, N.A. : 図解 原理からわかる MRI, 押尾晃一, 百瀬裕貴(訳), (株)医学書院, 東京, MRI のハードウェア 3-8, 1998.
- [10] 田中仁, 山田勝彦, 小山敬寿, 西山篤, 阿部慎次 : 新・医用放射線技術実験 臨床編 第2版, (株)共立出版, 東京, pp.260-262, 2010.
- [11] Moriel, N.A. : 図解 原理からわかる MRI, 押尾晃一, 百瀬裕貴(訳), (株)医学書院, 東京, 空間位置情報 4-3, 1998.
- [12] 杉本博 : MRI 安全性の考え方, 日本磁気共鳴医学会 安全性能評価委員会(監), (株)学研メディカル秀潤社, 東京, pp.108-136, 2010.
- [13] Dixon, W.T., Engels, H., Castillo, M. and Sardashti, M. : Incidental Magnetization Transfer contrast in standard multislice imaging, Journal of Magnetic Resonance Imaging, 8 : pp.417-422, 1990.

- [14] Ge, Y., Grossman, R.I., Udupa, J.K., Babb, J.S., Mannon, L.J. and McGowan, J.C. : Magnetization transfer ratio histogram analysis of normal-appearing gray matter and normal-appearing white matter in multiple sclerosis, *Journal of Computer Assisted Tomography*, 26 : pp.62-68, 2002.
- [15] 真野勇 : 図説 MRI, (株)秀潤社, 東京, pp.31, 1991.
- [16] 岩井喜典, 齋藤雄督, 今里悠一 : 医用画像診断装置-CT, MRI を中心として-, (株)コロナ社, 東京, pp.170-175, 1988.
- [17] アレン・D・エルスター, 荒木力 (監訳) : MRI「超」講義 -Q&A で学ぶ原理と臨床応用, (株)医学書院エムワイダブリュー, 東京, pp.186-194, 1996.
- [18] 下條文武, 齋藤康 : ダイナミックメディシン, 西村書店, (5) : pp. 124-161, 2003.
- [19] 大西英雄, 松本政典, 増田一考 : 放射線技術学シリーズ 核医学検査技術学, オーム社, pp.251-271, 2009.
- [20] 安野直子, 岡村正博, 坂倉一義, 黒川洋, 古田敏也, 近藤武, 菱田仁, 渡辺佳彦, 水野康, 杉石宗隆 : 心臓シネ MRI による心動態の評価, *The Res*, 11 : pp.3439-3440, 1990.
- [21] 安野直子, 安野泰史, 近藤武, 坂倉一義, 片田和廣, 黒川洋, 菱田仁, 渡辺佳彦, 水野康, 木造大夏, 古賀佑彦, 山田和弘, 杉石宗隆, 山口弘次郎, 五老健彦 : 心筋 tagging 法を用いたシネ MRI による心臓動態の検討, *日本磁気共鳴医学会*, 11(3) : pp.159-165, 1991.
- [22] 山口弘次郎, 安野泰史, 近藤武, 瓜谷富三, 古賀佑彦, 安野直子, 渡辺佳彦, 菱田仁 : [画像診断 2]心臓領域における最新 MRI 診断, *全国シネ撮影技術研究会誌*, (7) : pp.32-37, 1995.
- [23] Axel, L. and Dougherty, L. :MR imaging of motion with spatial modulation of magnetization, *Radiology*, 171(3) : pp.841-845, 1989.
- [24] Axel, L. and Dougherty, L. : Heart wall motion: improved method of spatial modulation of magnetization for MR imaging, *Radiology*, 172(2) : pp.349-350, 1989.

- [25] Mosher, T.J. and Smith, M.B. : Magnetic susceptibility measurement using a double-DANTE tagging (DDT) sequence, *Magn Reson Med.*, 18(1) : pp.251-255, 1991.
- [26] Mosher, T.J. and Smith, M.B. : DANTE tagging sequence for the evaluation of translational sample motion, *Magn Reson Med.*, 15(2) : pp.334-339, 1991.
- [27] 紀ノ定保臣 : 心筋の動きの描出, *Innervision*, 7(5) : pp.50-53, 1992.
- [28] 坂倉一義, 安野直子, 近藤武, 黒川洋, 菱田仁, 渡辺佳彦, 水野康, 安野泰史, 片田和廣, 山口弘次郎, 木造大夏, 古賀佑彦, 杉石宗隆 : 心臓 tagging 法を用いた cine MRI による健常者による左室内血流動態の検討, *日本磁気共鳴医学会*, 12(1) : pp.71-75, 1992.
- [29] 高橋睦正 : 必修 放射線医学 改訂第2版, 南江堂, pp.391-396, 1989.
- [30] 吉岡邦浩, 高橋恒男, 鎌田弘之, 菊地憲一, 山口弘次郎 : シネ MRI-Tagging 法の大動脈解離への応用, *日本磁気共鳴医学会*, 12(5) : pp.301-305, 1992.

第2章 MRI用 Original 関数型 RF パルスの設計と画質評価

2.1. はじめに

近年、放射線を使用しない magnetic resonance imaging (MRI) は、画像診断分野で急速に普及した医用機器である。MRI は、他の診断モダリティと比較して撮像断面設定の制約が無く、高い軟部組織コントラストが得られる装置でもある。これにより、MRI のスピンエコー (SE) 法の縦緩和強調画像 (T1W) 撮像法に求められる要求項目は、(1) 繰り返し時間 (Repetition time : TR) とエコー時間 (Echo time : TE) を短縮し、(2) 薄いスライス厚で広範囲をマルチスライス (Multi-Slice : MS) 撮像ができることである。この撮像に対する要求項目が MRI 特有な問題を引き起こすことになる。

(1) 電磁波による発熱

比吸収率 (Specific Absorption Rate : SAR) の上昇である [1]。MRI で使用するラジオ波帯域 (radio frequency : RF) パルスが、MS 撮像で多用され生体に対して熱的影響を与える可能性がある。SAR (Watt/kg) の換算式を (2-1) 式に示す [2]。

$$SAR = \frac{P_{LIM}}{Mass} \quad (2-1)$$

ただし、 $Mass$ は体重 (kg)、 P_{LIM} は時間平均の最大許容パワー (Watt) を示す。さらに、 P_{LIM} は (2-2) 式に書き換えられる。

$$P_{LIM} = \frac{R}{TR} (RSH \times RT \times aRP) \quad (2-2)$$

R は繰り返し数、 TR は繰り返し時間 (msec)、 RSH は RF パルスの形状関数、 RT は RF パルスの印加時間 (msec)、 RP は RF パルスの平均パワー (Watt)、 a は RSH と RT で示される周波数領域の面積係数を示す。

(2) 軟部組織コントラストの低下

MS 撮像の軟部組織コントラストがシングルスライス (Single-Slice : SS) 撮像に対して低下する現象である。この現象は、Dixon らにより Magnetization transfer contrast (MTC) 効果が影響していると報告されている [3]。これは、撮像範囲以外のオフセット周波数を MS 撮像の RF パルスが励起することが起因している。臨床現場からは、MS 撮像時に多少の SN が低下しても画質のコントラストが向上し、SAR が低減できる撮像法の開発が要望されていた [4]。

本章では、(1)と(2)の問題を解決する方法として P_{LIM} を低減させる RF パルス形状の開発を行った。あわせて臨床実機で同 RF パルス形状を使用した T1 撮像の物理評価と画質評価を行い、その有効性を検証する。

2.2. 方法

2.2.1 Original 関数の提案

基準 RSH を対称型 $\pm 2\pi \text{sinc}$ 型関数 (Sinc Type Function : STF) とした [5]。対称 RF パルスを基準とした理由として、SE 法では 90° 、 180° RF パルスが必要である。 90° RF パルスには TE 短縮のため非対称 RF パルスが使用される場合があるが、 180° RF パルスでは必ず対称 RF パルスが使用されるからである。RT は、臨床で使用している T1W の TE を考慮して TE=12msec 程度で撮像ができるような印加時間とした [6]。なお、この時の a を基準として 1.0 とする。

STF の周波数領域の形状改善として、STF に gaussian 関数を掛け合わせた sinc-gaussian 関数 (SGF) がある [7],[8]。しかし、SGF は、STF よりも周波数領域の形状は改善するが矩形性が劣化する問題がある。これは、MS 撮像時のクロストーク現象を起し画質劣化の要因となる [9]。そこで、STF の周波数領域の形状と SGF と同様にし、かつ周波数領域において STF と同等の矩形性を保証することのできる RSH を求める必要がある。以上を踏まえ、本論文では RSH に SGF をフーリエ余弦変換で展開した関数を Original 関数

(OF)として与え、要求を満たすようにパラメータを最適化する手法を提案する。Original 関数の展開式を(2-3)式に示す。

original-function=

$$a \times \cos\left(\frac{\omega t}{4}\right) + b \times \cos\left(\frac{3\omega t}{4}\right) + c \times \cos\left(\frac{5\omega t}{4}\right) + d \times \cos\left(\frac{7\omega t}{4}\right) \quad (2-3)$$

2.2.2 Original 関数の最適化

最適化のため、(2-2)式で P_{LIM} が最少となるように以下の項目を指標として定めた。OF の指標は(1)周波数領域の面積が STF よりも大きく、(2)周波数形状で f_0 値の低下が STF よりも少なく、(3)周波数の矩形性を示す帯域幅の 10%と 90%の比が 1.0 に近く、(4) a を基準である STF の 1.0 よりも小さくすることである。

2.2.3 現象解析による評価

現象解析は MRI の基礎方程式である Bloch 方程式を用いて RF パルス形状のスライスプロファイルとスライス範囲の全信号値の評価も行った[10]。これから、スライスプロファイルおよび理論スライス厚(半値幅: FWHM(full width at maximum))を求めた。現状解析条件は、SE 法で Flip 角は 90° - 180° 、現状解析範囲/間隔は 5.0mm-12mm/0.1mm、スライス厚 5.0mm、 $T1/T2=809/101$ msec (灰白質) [11]とした。解析ソフトは Fedora core 6.0, Mathematic 4.0 及び 6.0 を使用した。

2.2.4 現状解析による評価結果

2.2.4.1 Original 関数と Original 関数の最適化結果.

(1) 周波数領域評価結果

OF で各項を最適化した波形と基準 RF パルス波形を図 2.1 に示す。STF と OF では、大きな変化は無かった。周波数領域の 10.0%と 90%の帯域幅比は、STF と OF で各 54.5%, 46.8%となり約 7.7% STF が良かった。しかし、周波数領域の形状は OF の方が優れてい

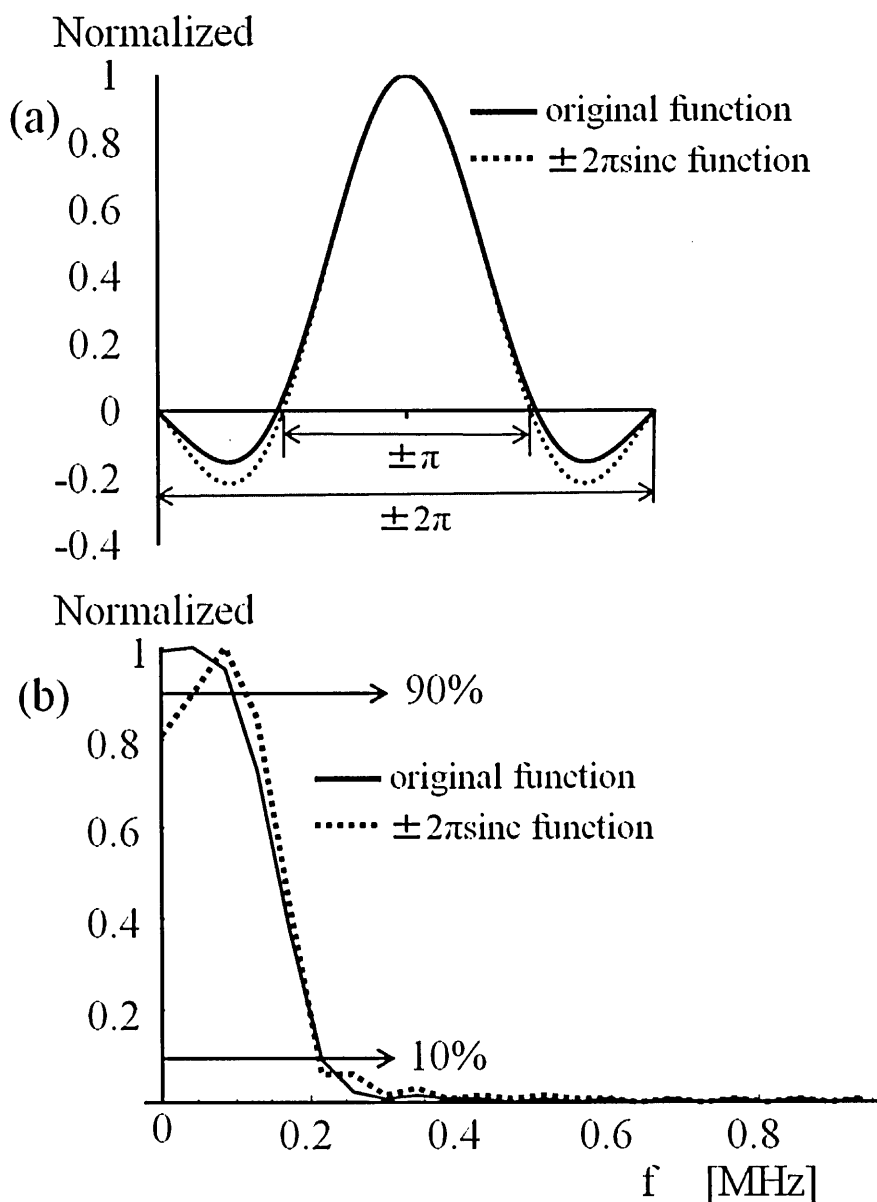


図 2.1 各 RF パルスの RF 波形形状(a)と周波数特性(b)

Fig.2.1. RF corrugated shape (a) and frequency characteristic (b) of each RF pulse.

た．周波数領域の面積は OF が STF よりも 5.9%大きくなった．これらから，式(2)から OF の周波数領域の面積を 5.9%大きくできたので， a を 5.9%小さくできると考えられた．

(2) スライスプロファイル評価結果

Bloch方程式をシミュレーションして得られたスライスプロファイル結果を図 2.2 に示す. スライスプロファイルの数値シミュレーション結果からスライスプロファイルの形状は, OFの方が優れていることがわかる. 10%と90%の帯域幅比は, STFとOFで69.3%, 63.1%となりOFが6.2%劣化した.

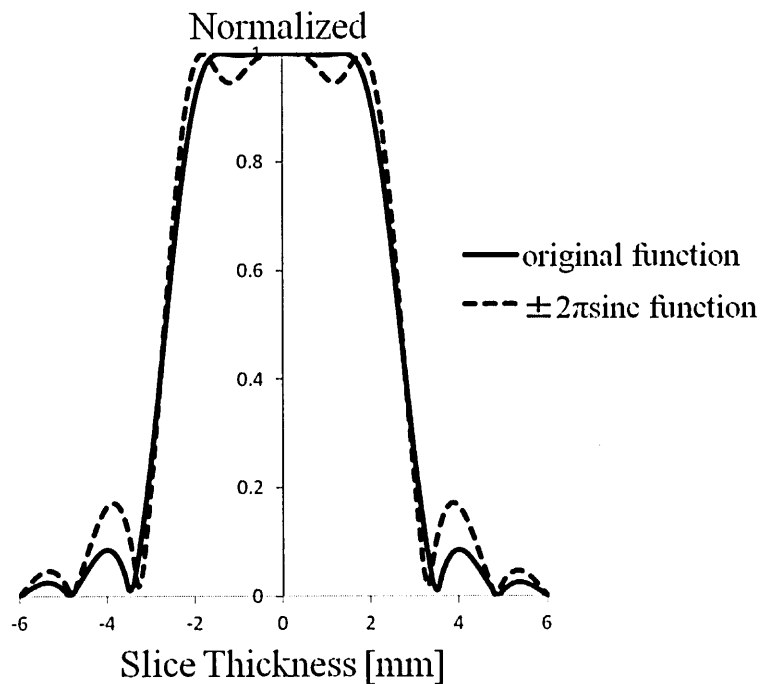


図 2.2 Bloch 方程式をシミュレーションした各 RF パルスのスライスプロファイル

Fig.2.2 The slice profile of each RF pulse that simulated Bloch equation. However, the FWHM, which is the index of slice thickness ($\pm 2.5\text{mm}$), is 5.4mm for STF and 5.3mm for OF, which are almost the same. From this, it was thought that the total signal value in the slice obtained from the Bloch equation would decrease, but the total signal value of STF and OF is 894.9 and 893.3, respectively, which are almost the same.

2.2.5 臨床実機での評価

臨床実機評価は、従来法である STF と最適化された OF に対して行った。NEMA ファントムを使用した物理評価では、SNR 測定とスライス厚測定を行った[12]。頭部画像評価では MS 撮像時での白質と灰白質のコントラスト比(CNR)の評価を行った[13]。評価方法は、STF の SS 撮像し、その後に STF と OF の MS 撮像し CNR の低下率を求めた。

撮像条件は TR/TE = 400/12ms, スライス厚=5mm, 撮像領域 = 230x230mm², ピクセル数=256x256, 2回加算, スライス枚数=1枚・15枚, インターリーブ撮像である。白質と灰白質の信号値は、得られた画像データから 5x5mm² の関心領域(ROI)を設定し信号強度を 5回計測し平均値を算出した。使用装置は東芝メディカルシステムズ(株)製 1T-MRI である。

なお、臨床実機評価では撮像前にボランティアに対しインフォームドコンセントを行い、同意を得た後に撮像を行った。

2.3 評価結果

2.3.1 臨床実機での評価結果

OF を臨床実機に移植し撮像を行った結果を示す。なお、実機移植時に周波数領域の面積が STF よりも 5.9% 向上していることを受けて OF の **aRP** は 5.9% の低減を行って撮像を行った。

2.3.2.1 物理評価結果

物理ファントム評価として NEMA ファントムで SNR とスライス厚計測を行った。これより算出した SNR とスライス厚結果を表 2.1 に示す。OF の SNR は STF と比較して 4.1% の低下をした。この低下は、**aRP** を 5.9% 低下させたことによると考えられた。スライス厚は共に 5.1mm となり、スライス厚が適切であることが証明された。

2.3.2.2 健常者頭部画像結果

頭部撮像は STF の SS 撮像と STF と OF の MS 撮像を行った。健常者頭部画像を図 2.3 に示す。画像の白質と灰白質のコントラスト比(CNR)は、STF の SS 撮像で CNR が 8.8(100%)と高い値を示した。一方、MS 撮像では STF の CNR が 6.2(65.8%)、OF は 7.2(82.0%)となった。OF は STF に対して MS でのコントラスト比の低下を 16.2%抑制することができた。白質・灰白質等の描出能の変化は、OF と STF でとくに変化はない。これから、OF を使用することで特異的に描出能が変化することがないことが確認できた。

表 2.1 SNR とスライス厚計測結果

Table 2.1 SNR and a slice thickness measurement result.

Function	SNR(dB)	Slice Thickness [mm]
Sinc	25.4	5.1
Original	24.4(-4.1%)	5.1

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\text{Signal}^2}{\text{Noises}_{SD}^2} \right) \text{dB}$$

2.4 まとめ

臨床画像の評価は、空間分解能とコントラスト分解能に大別分類される。空間分解能は、MSCT の出現により CT の優位性が確たるものになっている。MRI は物質の T1・T2 値により画像コントラストを変化できる点が CT よりも優位にある。この点を考えると MRI のコントラスト分解能が非常に重要な項目であることが推測できる。

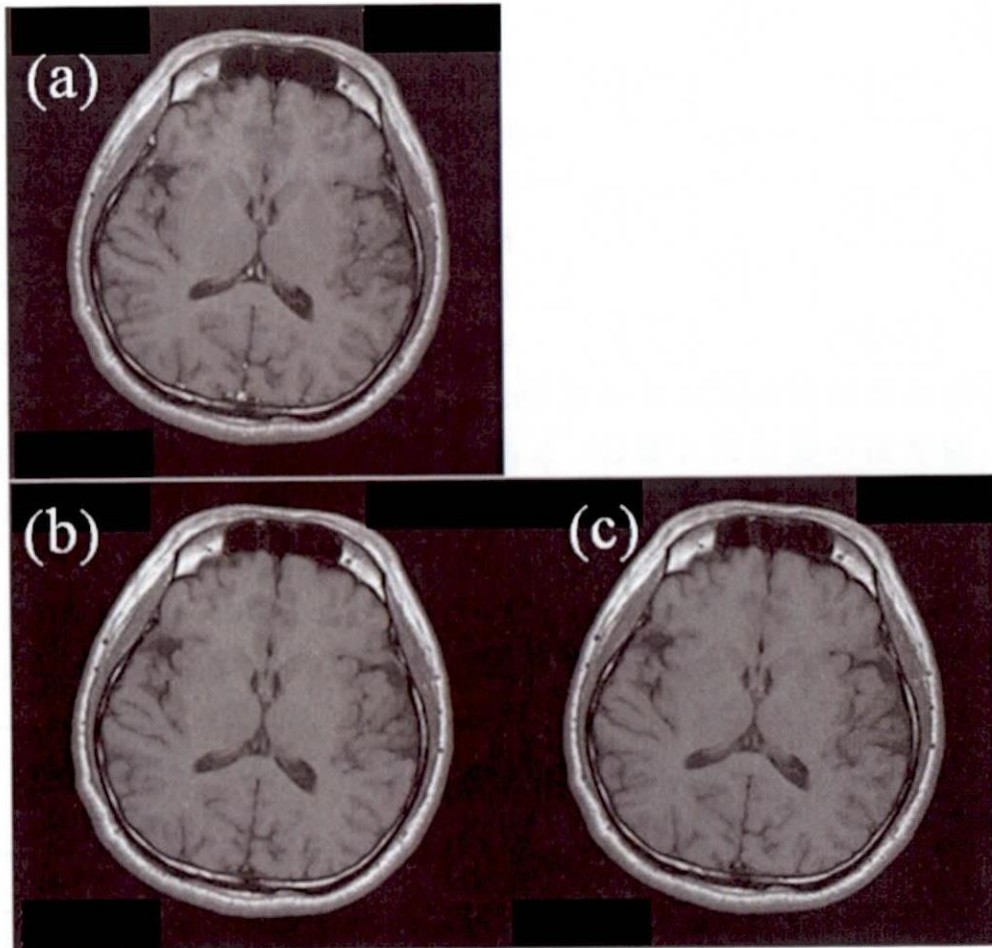


図 2.3 T1W 頭部画像

(a)sinc 関数のシングルスライス,
(b)sinc 関数のマルチスライス, (c)Original 関数のマルチスライス

Fig.2.3 T1-Weighted brain image.

(a) Single slice of the sinc function.(b) Multi slice of the sinc function.
(c) Multi slice of the Original function.

しかし、SE法 T1W-MS 撮像時の軟部組織のコントラスト分解能の低下原因がわかっているにもかかわらず回避できないのが現状であった。また、広範囲で撮像することで SAR 制限を受けるため、臨床現場では SAR 制限の緩和を行っている。これが、コントラスト分解能の低下を引き起こす MTC 効果の増加原因となっている。

本論文では、これらの問題を解決する方法として sinc-gaussian 関数をフーリエ余弦変換で展開した Original 関数を提案した。この Original 関数の各係数項を最適化するため、周波数領域形状の矩形化、矩形性の改善を行った。Bloch 方程式を用いて臨床実機で撮像する状況を現象解析により臨床実機による物理評価で SNR が 4.1% 低下したが、頭部画像での臨床撮像条件では CNR を 16.2% 向上させることができた。これは、臨床側が要求する CNR の改善がはかられたと考えられる。今後はさらに臨床画像評価を進めることで Original 関数の有効性を確認する必要がある。

第2章の参考文献

- [1] 杉本博：IEC6061-2-33に基づく安全性評価．MRI安全性の考え方：日本磁気共鳴医学会 安全性能評価委員会(監)，(株)学研メディカル秀潤社，東京，pp.108-136，2010．
- [2] Cassidy, P.J., Clarke, K. and Edwards, D.J. : Patient Safety and Design of Safe Arbitrary MR Pulse Sequences, Proc of MRI Hardware in Cleveland 2001, Conf Proc., The International Society for Magnetic Resonance in Medicine, California, pp.36, 2001.
- [3] Dixon, W.T., Engels, H., Castillo, M. and Sardashti, M. : Incidental Magnetization Transfer contrast in standard multislice imaging, Journal of Magnetic Resonance Imaging, 8 : pp.417-422, 1990.
- [4] 土井司：臨床画像の評価方法．日本放射線技術学会監修，放射線技術学シリーズ，MR撮像技術学，オーム社，東京，pp.272-273，2001．
- [5] Runge, V.M., Wood, M.L., Kaufman, D.M. and Silver, M.S. : MR imaging section profile optimization : Improved contrast and detection of lesions, Radiology, 167 : pp.831-834, 1988.
- [6] Sakai, T., Yamaguchi, K., Umezawa, E., Muto, K., Muramatu, Y., Takahashi, Y., Ueoku, S., Suzuki, S. and Katada, K. : Simulation Analysis of Multislice Profiles in MRI Based on Bloch Equation, Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences, 23(3) : pp.100-104, 2006.
- [7] Caprihan, A. : Effect of Amplitude Modulation on Selective Excitation in NMR Imaging, IEEE Trans. Med. Imaging, vol.MI-2, pp.169-175, 1983.
- [8] Vaquero, J.J., Santos, A. and Pozo, F. : MRI slice selection with scaling functions, 8th Annual International Conference of the IEEE., Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam, pp.710-711, 1996.
- [9] ピータ・ルイテル，カレン・ヤンセン：MRIの原理と応用-基礎からEPIまで-，石川徹(監)，(株)通産産業研究社，東京，pp.36-38，1996．

- [10] Hinshaw, W.S. and Lent, A.H. : An Introduction to NMR Imaging : From the Bloch Equation to the Imaging Equation, Proceedings of IEEE., 71(3): pp.338-350, 1983.
- [11] Partain, C.L. and Price RR : Magnetic Resonance Imaging, W.B., Saunders, Philadelphia, pp.1082, 1988.
- [12] 笠井俊文, 土井司 : 放射線技術学シリーズ MR 撮像技術学. 日本放射線技術学会(監), (株)オーム社, 東京, pp.266-272, 2001.
- [13] Wehrli, F.W., MacFall, J.R., Shutts D, Breger, R. and Herfkens, R.J. : Mechanisms of Contrast in NMR Imaging. Journal of Computer Assisted Tomography, 8(3) : pp.369-380, 1984.

第3章 MRI用短時間印加型脂肪抑制RFパルスの設計と画質評価

3.1. はじめに

MRIでの撮像核種は水素原子核 (^1H) が用いられている。これは、人体を構成する約70%が水分でできていることに起因している。人体内の ^1H は多くが-OH基あるいは- CH_2 基の型で存在している。前者はいわゆる水を構成する ^1H であり、後者は脂肪を構成する ^1H である。この構成の違いにより同じ ^1H ありながら共鳴周波数の「ズレ」である3.5ppm(静磁場強度1.5 Teslaで224Hz:4.5msec)の化学シフト現象が生じる[1],[2]。

MRIでは縦緩和時間強調撮像法(T1W)での脂肪抑制、MRI造影剤使用時の造影効果と脂肪との識別、バックグラウンドの抑制及び脂肪であることを判別する方法など脂肪抑制法が使用される。MRIでの脂肪の信号を減少させる脂肪抑制の方法は、脂肪と実質臓器の縦緩和時間の違いを利用したT1緩和時間差(Short TI Inversion Recover: STIR)法、水と脂肪の共鳴周波数の位相差を利用した位相差(Dixon)法および水と脂肪の共鳴周波数の周波数差を利用した周波数差(CHESS)法などがある[3]。とくに周波数差法は、水と脂肪の共鳴周波数差が224Hzであることから周波数選択励起用Radio Frequency pulse (RFパルス)で脂肪信号の周波数ピークのみを抑制する方法である。脂肪抑制の概念図を図3.1に示す。図より脂肪抑制には脂肪ピークより $\pm 112\text{Hz}$ 以内を励起できるRFパルス帯域が必要となる。

脂肪抑制のためRFパルス関数として、Gaussian関数、sinc関数及びbinominal関数等が使用される[4]。徳永らは、 90°RF パルスの τ 長を長く設定して周波数励起範囲を狭帯域化し水のみを励起する脂肪抑制法を提案した[5]。しかし、この方法では、 90°RF パルス長を長くすることから脂肪抑制を行わない場合と比較して同一TR内でスライス枚数が減少したり、繰り返し時間(TR)が延長するなどの撮像条件の制約が生じることとなる。脂肪抑制撮像法では、撮像条件の制約が生じても脂肪抑制効果を重視する傾向にあるが、

臨床現場では脂肪抑制効果が劣化することなく短時間印加型脂肪抑制 RF パルスの開発が要望されている。

本論文では、この問題を解決するため sinc 関数、Laguerre (ラグール) 関数[6],[7]および指数関数を用いた短時間印加型脂肪抑制 RF パルスを試作して脂肪抑制 RF パルスの印加時間の短縮を行った(試作 RF パルス)。一般的に脂肪抑制 RF パルスは励起周波数帯域を狭帯域化するので RF パルス長が長くなる傾向になるので脂肪抑制 RF パルス短縮目標として、T1W 撮影用で使用される RF パルス長(3.0ms)と同等になるように検討した[8],[9]。あわせて臨床実機に試作 RF パルスを臨床実機に搭載し脂肪抑制効果の物理評価と画質評価を行い、その有効性の検証を行った。

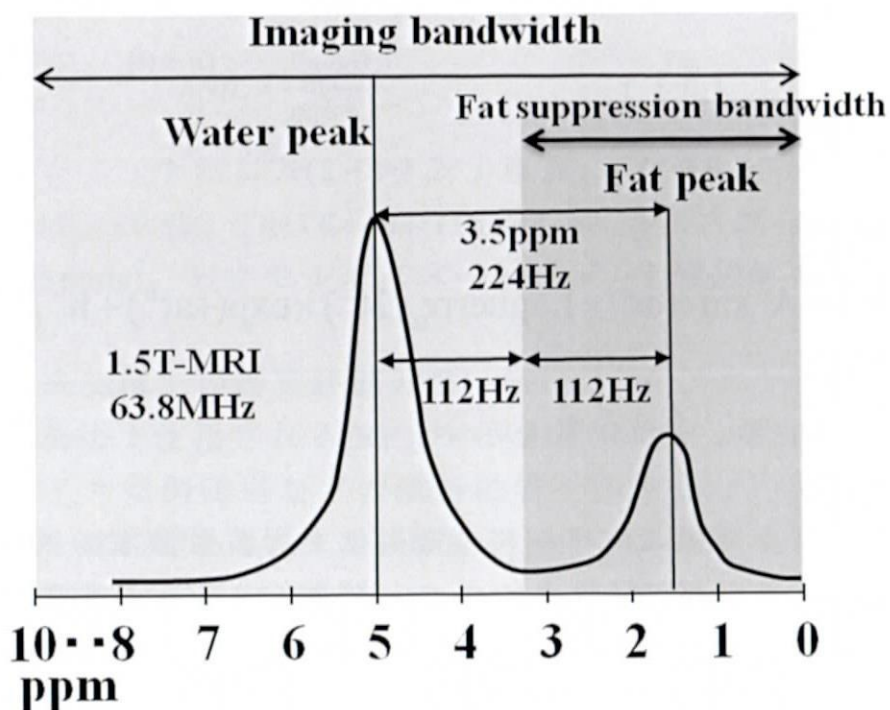


図 3.1 水と脂肪の共鳴周波数の違い[3].

Fig.3.1 Resonance frequency difference between water and fat.

3.2. 脂肪抑制RFパルスの設計と評価方法

3.2.1 短時間印加型脂肪抑制RFパルスの試作

試作する脂肪抑制RFパルスは、その印加時間を臨床実機で使用されているT1W用RFパルス長と同等に短縮することを目標としている。そこで、自作サーチャコイルを用いて臨床実機で使用されている脂肪抑制RFパルスをデジタルオシロスコープ(LeCroy製-LT374L)で実測計測を行った。得られたRFパルスの包絡線をグラフ認識ソフト(Digital Curve Tracer)でデジタル化して関数化(臨床RFパルス)し、周波数特性を推察した。

試作RFパルスで使用したラゲール多項式を(3-1)式に示す。

$$\begin{aligned} \text{Laguerre}_n(t) &= \frac{e^n}{n!} \left(\frac{d}{dt} \right)^n (t^n e^{-t}) && (n \geq 1) \\ &= 1 && (n = 0) \end{aligned} \quad (3-1)$$

試作RFパルス(RF(t))の最適化式を(3-2)式に示す。

$$\text{RF}(t) = A \cdot \text{sinc}(\omega t) \times \text{Laguerre}_n(2t^2) \times \exp(+at^2) + h \quad (3-2)$$

A, ω , a, h は定数, n は次数を示す。

試作RFパルスはRFパルスの矩形化・周波数領域の狭帯域化を実現するために sinc 関数, Laguerre 関数および指数関数を用いて検討を行った。試作RFパルス(RF(t))の最適化目標は、(3-2)式のRF(t)から求めた周波数領域形状が臨床RFパルスの周波数領域形状との面積差分値を最少にすることとした。RF(t)の作成および周波数領域評価へのシミュレーションソフトは Mathematica 4.0 を使用した。

3.2.2 臨床実機での物理評価方法

試作RFパルスを臨床実機に搭載し、ファントムによる画像評価を行った。RFパルスの周波数のずれを0ppmから4.5ppmまで0.5ppmずつ変化させてファントム撮像を行った。ファントムはオイルファントム(Signal_A)、水ファントム(Signal_B)および硫酸銅[CuSO₄]ファントム(Signal_C)を用いた[10]。オイルファントムと水ファントムに関心領域(ROI: region of interest)を設定し、コントラストノイズ比(CNR: contrast to noise ratio)[11]を求めた。CNRは(3-3)式を用いて算出した。併せて硫酸銅ファントム内にもROIを設定し、SN比を、(3-4)式を用いて求めた。これより物理評価ではSNRが低下せずにCNRが最小になるppmを求めた。CNRとSN比から脂肪抑制RFパルスの周波数励起特性を評価することが可能になる。

$$CNR = \frac{(Signal_A - Signal_B)}{noise_{SD}} \quad (3-3)$$

$$SN比 = \frac{Signal_C}{noise_{SD}} \quad (3-4)$$

撮像条件は、SE法、TR/TE=400/15msec、スライス厚=6mm、撮像領域=256x256mm²、ピクセルサイズ=1x1mm²、1回加算である。

3.2.3 臨床実機での画質評価方法

脂肪抑制法で使用されるRFパルスは、スライス方向に位置を決めるスライス傾斜磁場などの傾斜磁場を印加しない非選択励起されるのが一般的である。また、撮像シーケンスの改良によりスライス枚数が増加する傾向にある。このため、脂肪抑制時に励起間隔が短くなりプロトンの回復が不完全となることから脂肪抑制パルスの高周波成分が脂肪以外の信号を顕著に低下させることがある。試作RFパルスでもこの現象が生じる可能性があるため、撮像時のTR/TEを短くしスライス枚数を最多とした。この撮像で脂肪抑制RFパルスの周波数特性が脂肪以外の信号が顕著に低下しないかについて評価を行った。

撮像条件はSE法、TR/TE=400/12msec、スライス厚/gap=5mm/1mm、

撮像領域=256x256mm², ピクセルサイズ=1x1mm², スライス枚数=15枚, 2回加算である. 1スライス枚数の最小繰り返し時間は26msとなった. また, 撮像時には, 比較基準用として水と油のピンファントムを装着した. 使用装置は東芝製 1.5T EXCELART/XGS である.

臨床実機評価では, 健常者ボランティア1名(48歳 男性)の頭部撮像を行った. 頭部撮像を行うに際し本研究の目的と方法を説明し, 口頭でインフォームドコンセントを実施し同意を得た後に撮像を行った.

3.3. 短時間印加型脂肪抑制 RF パルスの試作結果

3.3.1 試作 RF パルスの設計結果

3.3.1.1 臨床実機脂肪抑制 RF パルス計測結果

臨床実機 RF パルスのオシロスコープ測定結果および周波数特性を推察した結果を図 3.2 (a, b) に示す. これから, 試作 RF パルスの目標は, (1)印加時間は, 7.4ms から T1W 用 RF パルス長の 3.0ms 程度に短縮する. (2)周波数特性は, 臨床実機 RF パルスと同等にするとした.

3.3.1.2 試作 RF パルス最適化結果

関数を最適化した試作 RF パルス波形と周波数特性比較結果を図 3.3 (a, b) に示す. 試作 RF パルスの印加時間は 3.5msec であり, 目標 RF パルス長(3.0ms)目標条件の 116.7% となり 16.7%印加時間が長くなった. しかし, 臨床実機よりも 52.7%印加時間を短縮することができた. 周波数ピークに対して 224Hz(±112Hz)内側と外側での周波数領域面積は, 臨床実機 RF パルス・試作 RF パルスでそれぞれ 1:1.30 および 1:1.23 となった. ±112Hz 内側の周波数領域の面積は, RF パワーに影響するので値が大きい方が RF パワーを低減することができる. しかし, ±112Hz 外側面積は, マルチスライス撮像時スライス枚数が多くなると脂肪以外の信号を励起する可能性が生じると考えられた.

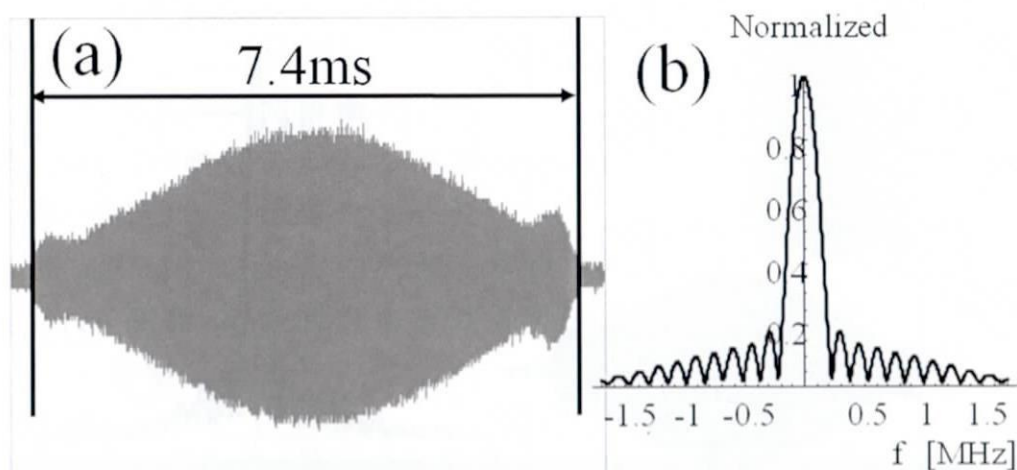


図 3.2 臨床実機の脂肪抑制 RF パルス(a)と周波数特性(b)

Fig.3.2 Fat suppression RF pulse of clinical equipment (a) and Frequency characteristics (b).

3.3.2 臨床実機評価結果

3.3.2.1 物理評価結果

試作 RF パルスを脂肪抑制 RF パルスとして使用した場合，共鳴周波数変化が画像に与える影響の結果を図 3.4 に示す．脂肪抑制 RF パルスを使用しない撮像と試作脂肪抑制 RF パルスを使用した撮像との CNR は，3.5ppm で 20.7(100%)と 3.1(15%)となり水と脂肪の CNR を 85%の大幅に低下できたができた．この時の SNR はそれぞれ各 24.0(100%)と 22.3 (93%) とり SNR が 7%低下した．

3.3.2.2 健常者頭部画像結果

健常者頭部画像を図 3.5 に示す．脂肪抑制 RF パルスをしない場合と比較して試作 RF パルスの脂肪抑制画像は，画像上で脂肪抑制 RF パルスなしと試作 RF パルスとで視認性での差異を認められなかった．

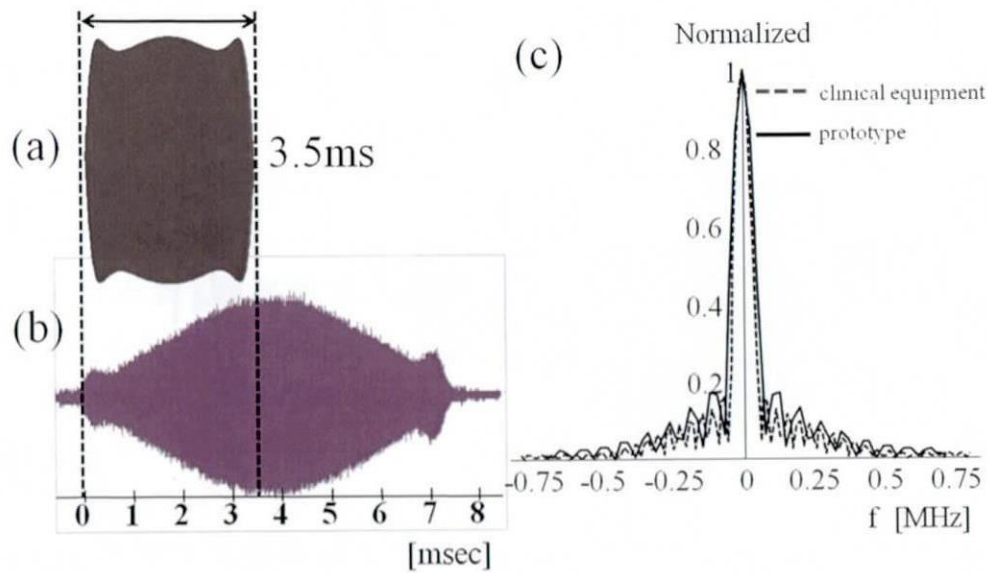


図 3.3 試作 RF パルスと臨床 RF パルスの形状比較 ((a) 試作 RF パルス, (b) 臨床実機脂肪抑制 RF パルス) と周波数比較(c)

Fig.3.3 Prototype RF pulse and Clinical equipment RF pulse of and shape and frequency comparison. (a) prototype RF pulse. (b) Clinical equipment RF pulse.

また、白質や灰白質の脳構造の描出も異常構造画像を示さなかった。これより、試作 RF パルスを用いることで画像に影響を与えることなく脂肪を抑制していることが示された。

表 3.1 に眼窩脂肪と皮下脂肪の低下率を示す。眼窩内の脂肪信号抑制効果は長い印加時間を必要とする臨床実機の脂肪抑制パルスとほぼ同一レベルとなった。比較基準用として使用した水・油のピンファントムの信号値も製品と試作 RF パルスで差は無かった。

3.4 考察およびまとめ

MRI 検査では、脂肪抑制を必要とする撮像が多いが脂肪抑制を併用するとスライス枚数の減少などの撮像条件に制約が生じる。脂

脂肪抑制は、脂肪信号のみを選択的に励起するためにRFパルスの励起特性に狭帯域特性が要求されるのでRFパルス長が長くなることから脂肪抑制の時間短縮が非常に難しい問題であった。臨床現場からは、脂肪抑制を併用しても撮像条件の制約が少ない脂肪抑制RFパルスの検討が要望されていた。

本論文では、これらの問題を解決する方法として sinc 関数・Laguerre 関数・指数関数を掛け合わせた短時間印加型脂肪抑制RFパルスを提案した。

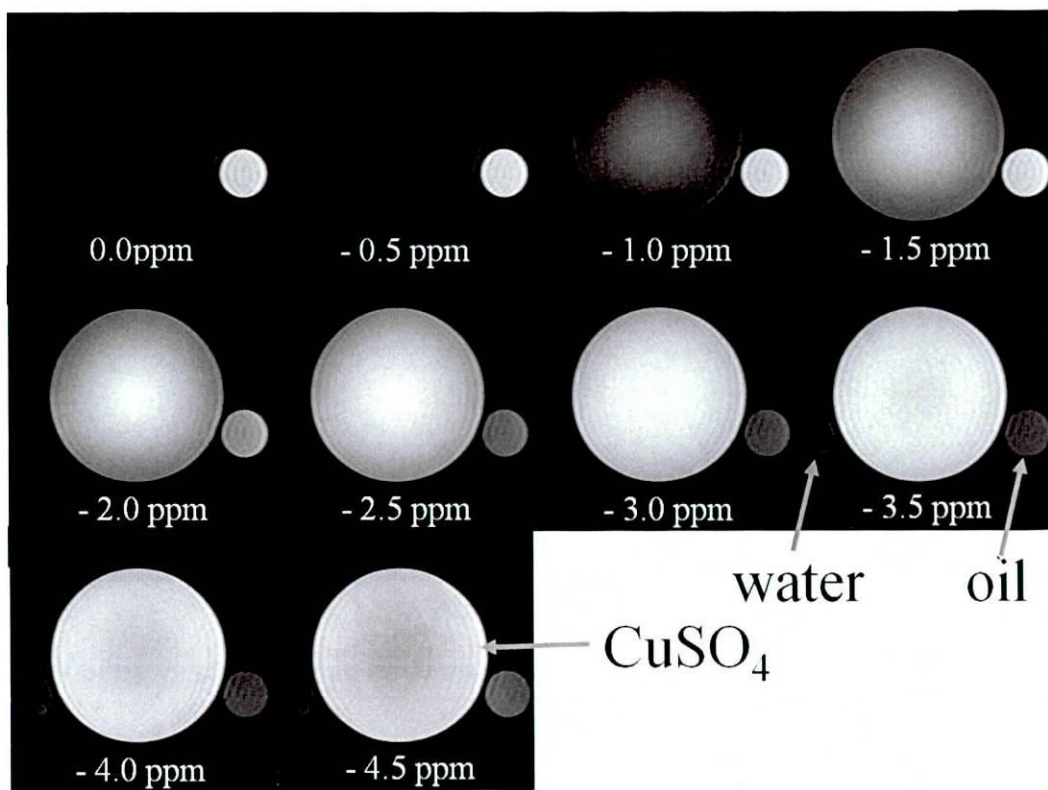


図 3.4 共鳴周波数変化が画像に与える影響。

Fig.3.4 The effect of the resonance frequency change on the image.

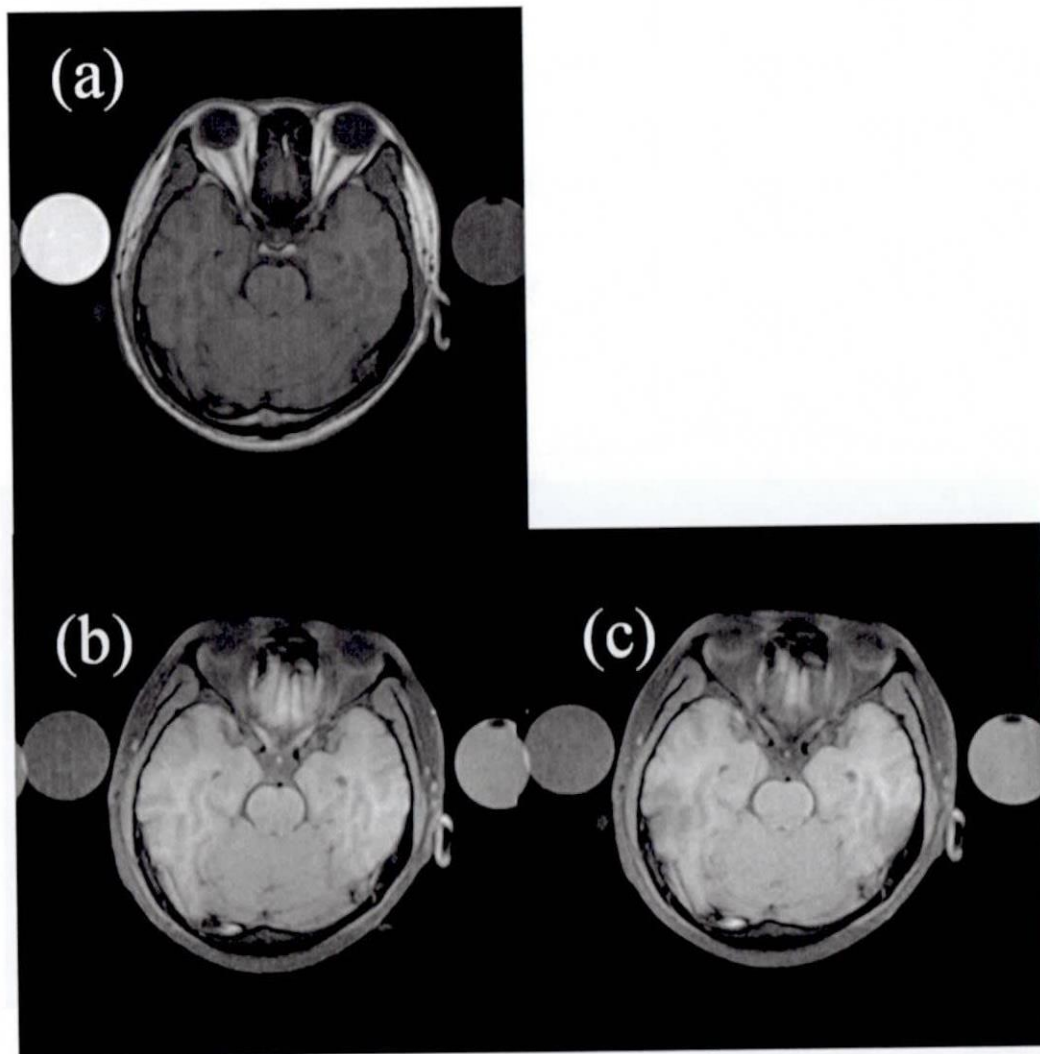


図 3.5 健常者頭部画質評価結果.
(a) 脂肪抑制無し (b) 臨床実機脂肪抑制
(c) 試作 RF パルスによる脂肪抑制.

Fig.3.5 The volunteer head image analysis result.
No Fat suppression (a). The fat suppression image of the product (b),
prototype RF pulse (c).

表1 各部位での脂肪抑制効果.

Table.1 Fat suppression effect in each organ.

Fat suppression effect in each organ		
Evaluation points	fat suppression pulse	decreasing rate[%]
Orbital fat	no fat suppression	100
	product	15.9
	prototype	16.1
Scalp fat	no fat suppression	100
	product	20.9
	prototype	21.2
Oil phantom	no fat suppression	100
	product	17.3
	prototype	18.2
Water phantom	no fat suppression	100
	product	98.4
	prototype	107.9

このRFパルスは、各関数の係数項を最適化することで周波数領域の狭帯域化、高周波成分の低減および臨床実機搭載可能RFパルス形状を実現した。これによりRFパルス印加時間を3.5msで最適化できた。この値は、臨床実機の脂肪抑制RFパルスの実測長の47.3%まで短縮できた。脂肪抑制RFパルス使用時のマルチスライス枚数撮像で脂肪以外の信号を低下させる問題は、脂肪RFパルスのパワーを低減したことと、サイドローブ形状を臨床実機脂肪抑制RFパルスと近似させることで対応できた。

第3章 MRI用短時間印加型脂肪抑制RFパルスの設計と画質評価

臨床実機に搭載した短時間印加型脂肪抑制RFパルスの水・油ファントム撮像評価結果では、水の信号を低下させることなく油の信号を抑制することを検証できた。頭部画像評価では、眼窩脂肪信号を16.1%まで低減できた。この値は、臨床実機の脂肪抑制では15.9%と同等になった。皮下脂肪でも21.2%、20.9%と同等となった。

また、画質評価で脂肪抑制RFパルスの脂肪信号以外の励起による画質低下を認めることができなかった。これから、短時間印加型脂肪抑制RFパルスは脂肪抑制RFパルスの印加時間を短縮でき、かつ画質劣化を生じないことが証明できた。

第3章の参考文献

- [1] 真野勇 : 図説 MRI, (株)秀潤社, 東京, pp.31, 1991.
- [2] 岩井喜典, 齋藤雄督, 今里悠一 : 医用画像診断装置-CT, MRIを中心として-, (株)コロナ社, 東京, pp.170-175, 1988.
- [3] アレン・D・エルスター, 荒木力(監訳) : MRI「超」講義 -Q&Aで学ぶ原理と臨床応用, (株)医学書院エムワイダブリュー, 東京, pp.186-194, 1996.
- [4] Schik, F., Forster, J., Machann, J., Huppert, P. and Claussen, C.D. : Highly selective water and fat imaging applying multislice sequences without sensitivity to B1 field in-homogeneities, *Magn.Reson.Med.*, 38 : pp.269-274, 1997.
- [5] 徳永裕, 宮崎美津恵, 町田好男, 高井博司, 児島富美敏 : プリサチュレーションパルスを用いない新しいMR脂肪抑制法の検討, *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY*, 16(2) : pp.139-145, 1998.
- [6] 大鹿譲, 金野正 : 共立物理講座 14 巻, 量子力学, 共立出版(株), 東京, pp.75-79, 1984.
- [7] Gopakumar, R., Minwalla, S., and Strominger, A. : Non-commutative solitons,
<<http://iopscience.iop.org/1126-6708/2000/05/020.pdf>> [accessed September 17,2010].
- [8] Yamaguchi, K., Yasuda, N., Umezawa, E., Muto, K., Ohara, K. and Katada, K. : The develop of the SAR reduction for the patient safety, The First Asian and Oceanic Congress for Radiation Protection (AOCRP-1), International Radiation Protection Association, Korea, pp.141, 2002.
- [9] Yamaguchi, K., Umezawa, E., Mochiduki, Y., Abe, S. and Katada, K. : A basic study of Sinc type RF pulse and optimum gradient magnetic field, Proc of The 1st Korea-Japan Joint Conference for Radiological Technologists, Radiological Technologists Association, Korea, pp.31, 2004.

第3章 MRI用短時間印加型脂肪抑制RFパルスの設計と画質評価

- [10] Johnson, C.C. and Guy, A.W. : Nonionizing electromagnetic wave effects in biological materials and systems, Proc. IEEE., 60, pp.692-718, 1972.
- [11] Wehrli, F.W., MacFall, J.R., Shutts, D., Breger, R. and Herfkens, R.J. : Mechanisms of Contrast in NMR Imaging, Journal of Computer Assisted Tomography, 8(3), pp. 369-380, 1984

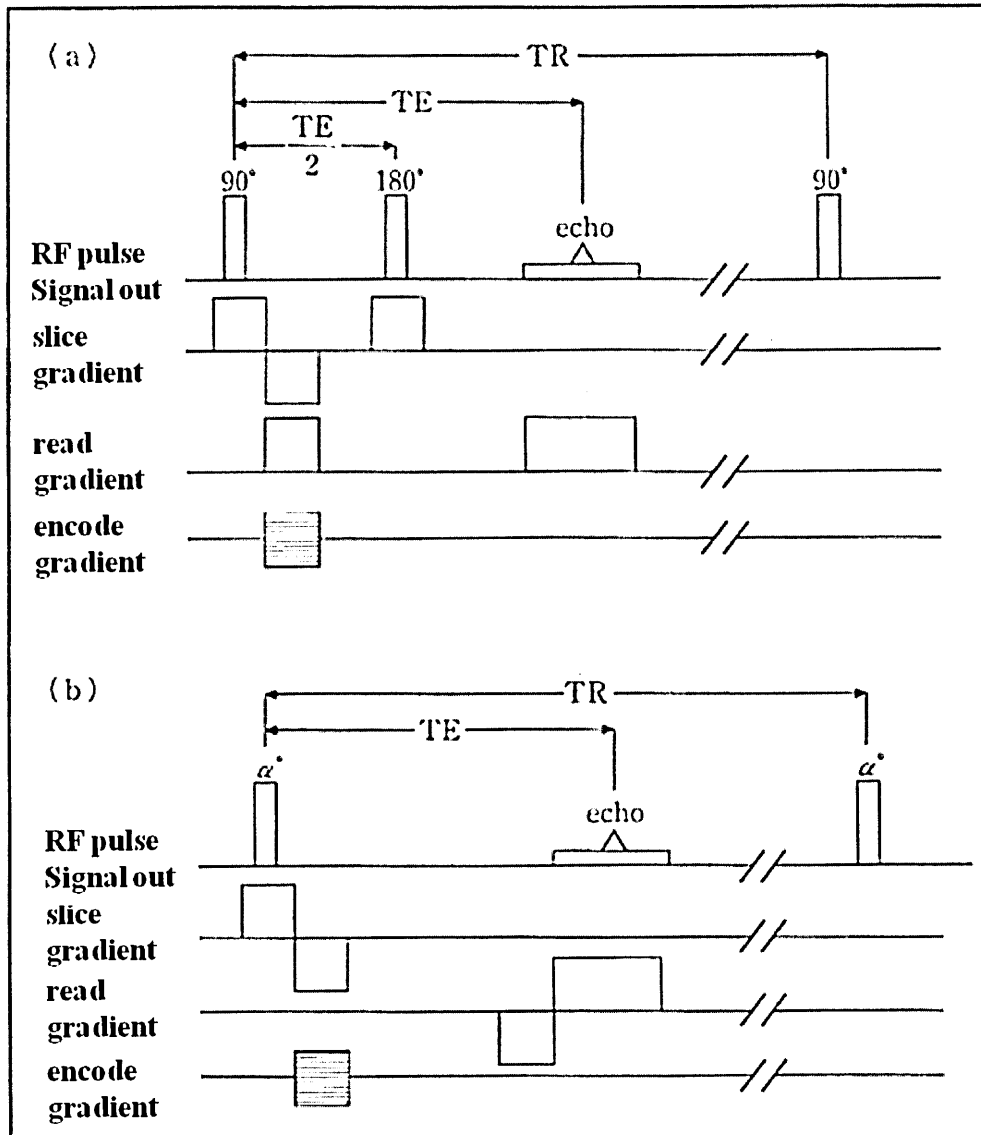
第4章 MRI用 DANTE-tagging 型 RF パルスを併用した cine MRI による心室中隔断面の局所壁運動解析への応用

4.1 はじめに

MRI(magnetic resonance imaging)を心臓領域・血管領域を総称した循環器領域での心疾患の診断に利用する場合、心臓は拍動しているので心臓の動きを電氣的信号に変換する心電図計を撮像タイミングのトリガーとして撮像する心電図同期撮像法を併用する必要がある。この方法を用いれば心臓撮像での心筋壁運動や血流動態の診断を行える高速スキャンシネ MRI 撮像法(以下 cine MRI)が使用可能となる。

第2章で使用した撮像は SE 法のマルチスライス撮像法が主に使用されていたが cine MRI では SE 法で用いられている 90° および 180° RF パルスのうち 180° RF パルスを使用しない low flip angle field echo(FE)法が利用されている。しかし、心電図同期撮像法を併用しても TE 時間内の血流の動きによるスピンの位相差を補正することはできない。この対策として、スピンの位相を合わせる flow compensation gradient を用いて血流アーティファクトを低減させる手法がある。各 SE 法, FE 法及び flow compensation 対応 FE 法のシーケンス図を図 4.1a,b,c に示す[1]。FE 法は SE 法と異なり、スピンを励起する RF パルスに 90° より小さい励起角度(α)の RF パルスを使用する(図 4.2)。 α を小さくすることにより、エコー信号に係数する M_y は $M_0 \cdot \sin\alpha$ となり、 α が小さくても十分エコー信号を得ることができる。一方、T1 回復に影響を与える M_z は $M_0 \cdot \cos\alpha$ となり、短時間で T1 回復が終了するので、TR を通常の SE 法よりも短縮することができる。FE 法の特徴として、RF パルスの励起角を変化させることにより SE 法とは異なった画像を得ることができる。励起角を小さくすると T2*強調画像となり、励起角を大きくすると T1W を得ることができる。また、FE 法では 180° RF パルスを使用していないため、SE 法よりも TE を短縮することができるが、TE の値によっては、水と脂肪の同位相(in-phase)または逆位相(out of phase)となるので、TE の設定には注意が必要である。

第4章 MRI用 DANTE-tagging 型 RF パルスを併用した Cine MRI
による心室中隔断面の局所壁運動解析への応用



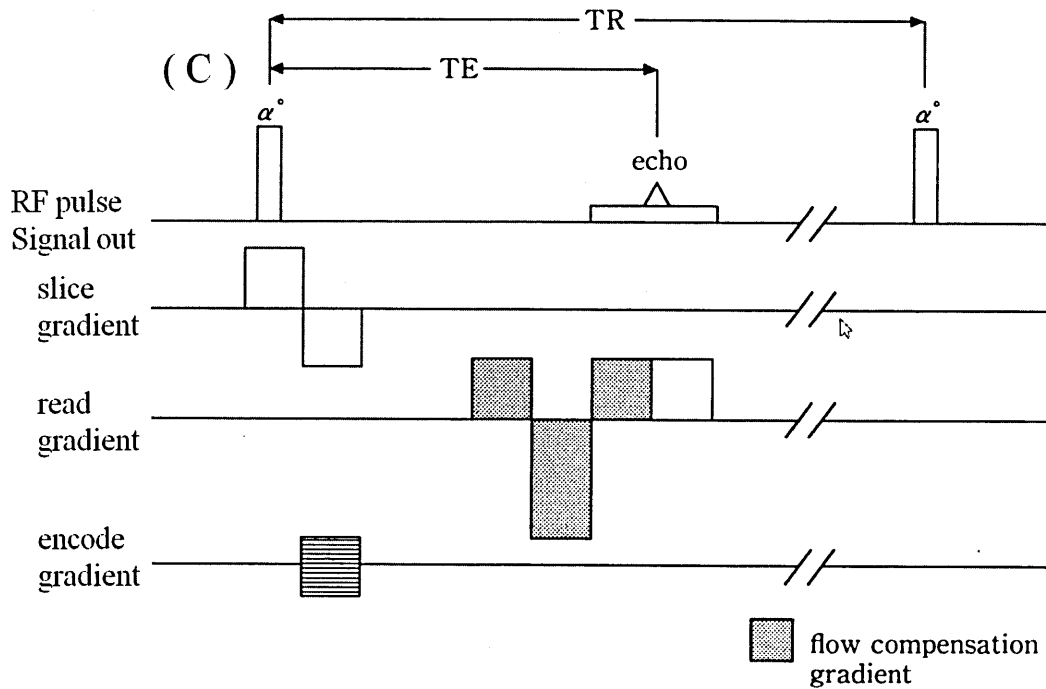


図 4.1 SE 法シーケンス(a), FE 法撮像シーケンス(b)および FE 法での flow compensation 対応撮像シーケンス

Fig.4.1 Schematic explanation of the pulse sequence.

a : SE method pulse sequence. b : FE method pulse sequence. c : Flow compensation of FE method pulse sequence.

循環器領域に FE 法を使用する場合には, flow compensation を用いて血流アーティファクトを対策を行い, さらに水と脂肪が逆位相になる TE を用いて脂肪信号抑制を行っている。

循環器領域で使用される撮像法である cine MRI と心電図同期タイミングの関係を図 4.3 に示す。心電図 R 波が発生すると, 撮像シーケンスが画像収集を開始する。撮像での TR は R-R interval ではなく励起から次の励起までの間である。画像収集では通常 1R-R 内に 1 エンコード分だけが収集される。したがって 128 エンコード収集の場合には 128 心拍が必要である。

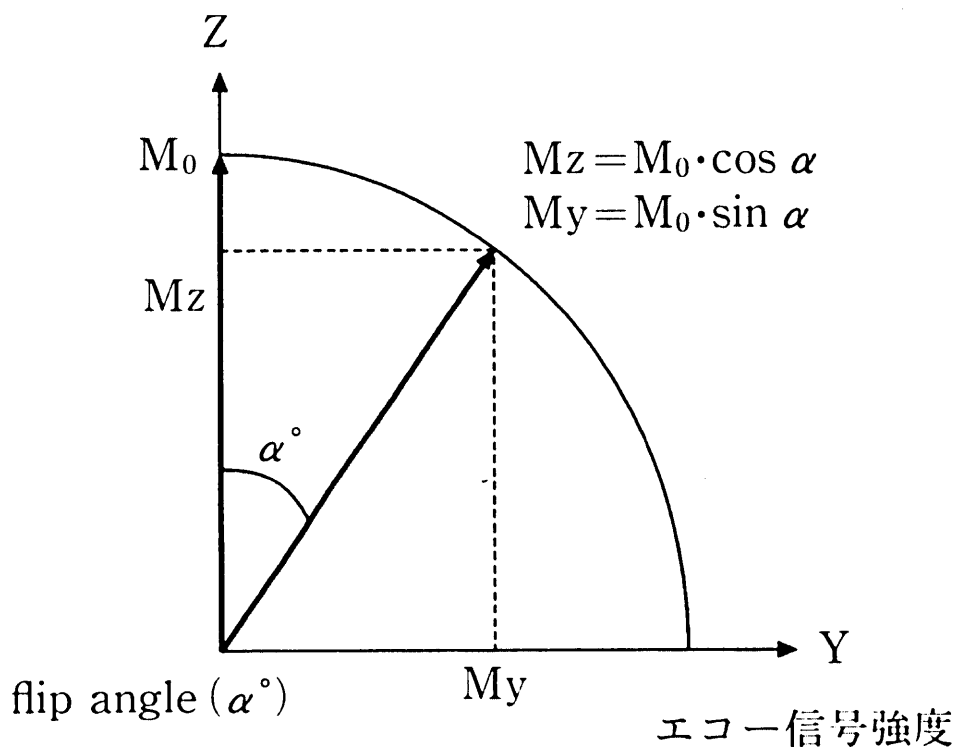


図 4.2 FE 法でのスピン励起角 (flip angle)

Fig.4.2 Principle of low flip angle RF excitation.

RF パルスの励起角度は 30 度を用い, 1 R-R 内で 10~16 フレーム撮像できるように $TR=50\text{msec}$ を使用し, 良好な cine MRI を得ている. 励起角度を 30 度に設定しているのは, この角度が弁逆流, 短絡などの血流動態と心筋壁の両方を観察するのに最も適していると考えているからである. 現在のところ, MRI は撮像に長時間(約 10 分)を要するため, 1 回の検査を 1 時間以内に行うためには, 断面設定時間も加味すれば, 2~3 断面の 9 シネ撮像が精一杯である.

第4章 MRI 用 DANTE-tagging 型 RF パルスを併用した Cine MRI
による心室中隔断面の局所壁運動解析への応用

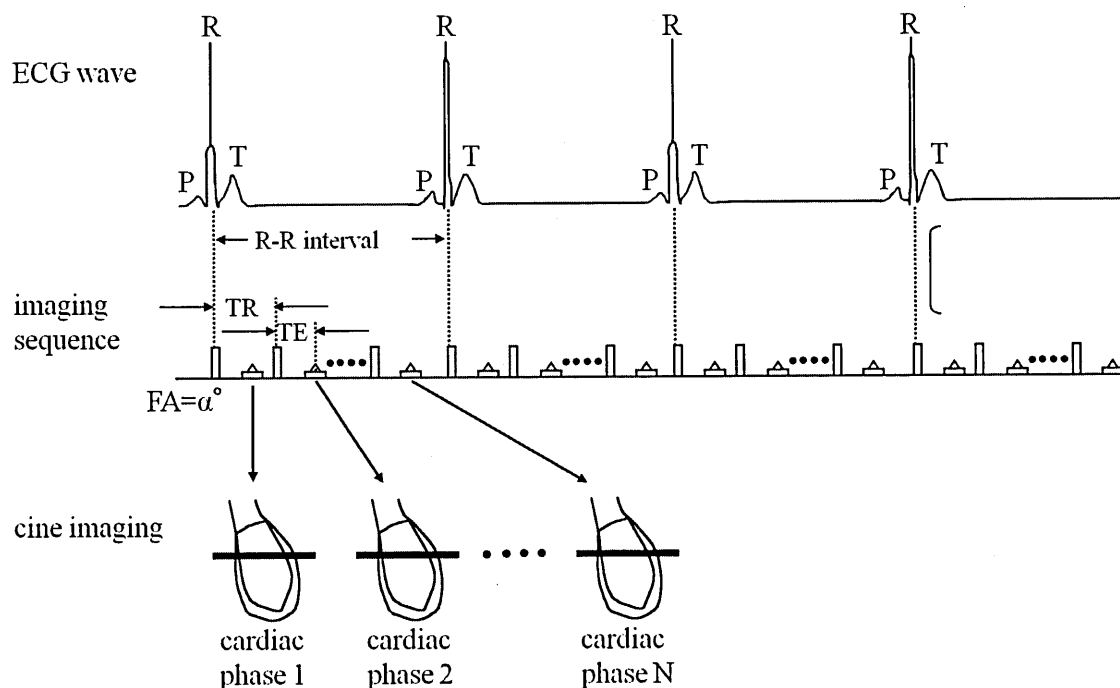


図 4.3 心電図同期 cine MRI 撮像法 [1]

Fig.4.3 In ECG-gated cine MRI method.

しかし近年, MRI のハードウェアおよび k-space 充填方法の改良により撮像時間は短縮され, リアルタイムでの撮像が可能になった。

循環器領域での心臓撮像では心臓心筋の機能評価を行い心筋の評価を行っている [1]. 心機能評価で最も頻繁に行われるのは心室容積計測である. この心室容積計測で最も信頼できる方法は Simpson 法であるが, 計算を行うためには多断面の cine 撮像が必要なことから撮像時間が長くなる傾向にある. また, 得られたすべての画像の心臓心筋と心腔内を分離させるために輪郭抽出を行うトレース作業が必要となり実用的とは思えない. MRI では任意の斜断面を撮像できるので心収縮末期(ES)臓で心内腔をトレースし, single-plane もしくは bi-plane の modified Simpson 法により左室拡張末期容積, 収縮末期容積, 1 回拍出量, 心拍出量などを算出している (図 4.4).

第4章 MRI用 DANTE-tagging 型 RF パルスを用いた Cine MRI
による心室中隔断面の局所壁運動解析への応用

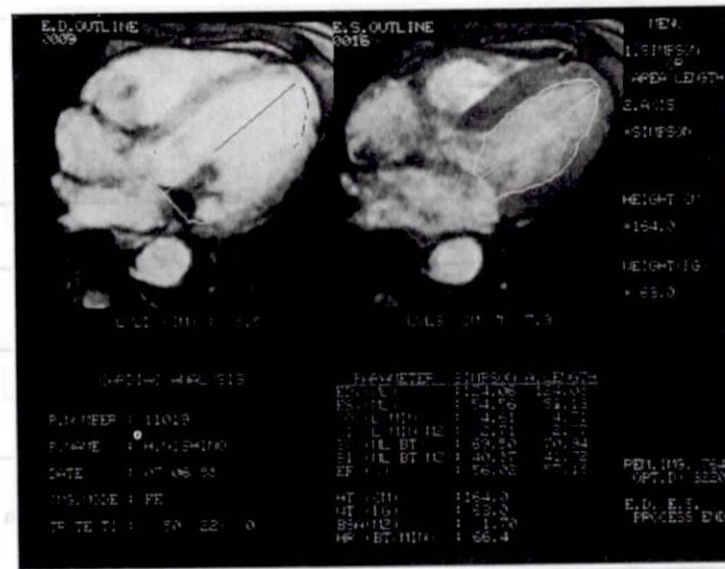


図 4.4 Single plane modified Simpson 法による左室拡張末期容積，収縮末期容積，1 回拍出量，心拍出量などの算出

Fig.4.4 Cardiac Analysis of Single plane modified Simpson method.

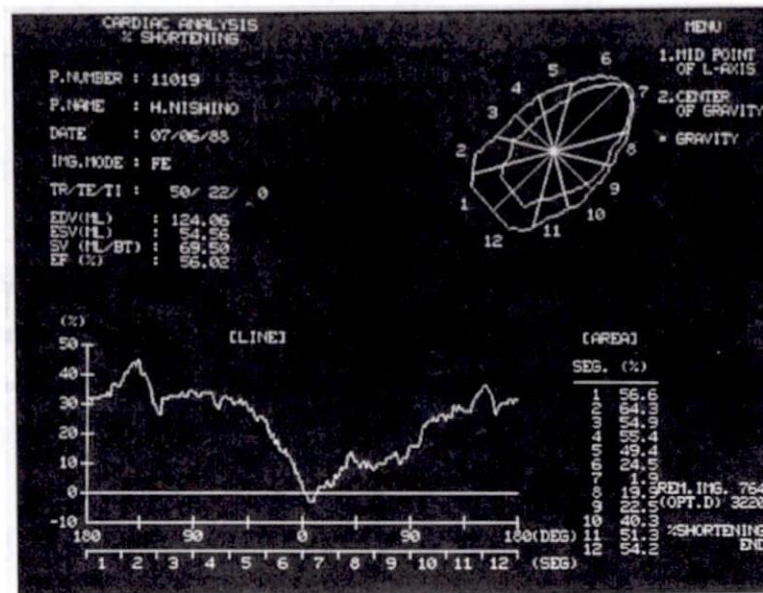


図 4.5 ED と ES のトレースの重ね合わせによる局所壁運動評価

Fig.4.5 Cardiac Analysis of % Shortening.

第4章 MRI用 DANTE-tagging 型 RF パルスを併用した Cine MRI
による心室中隔断面の局所壁運動解析への応用

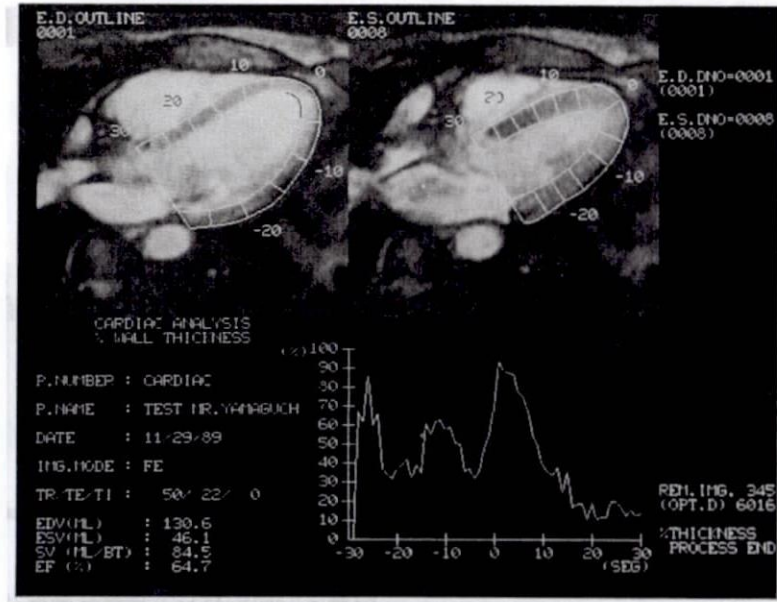


図 4.6 左室壁厚変化率の計測

Fig.4.6 Cardiac Analysis of % Wall Thickness.

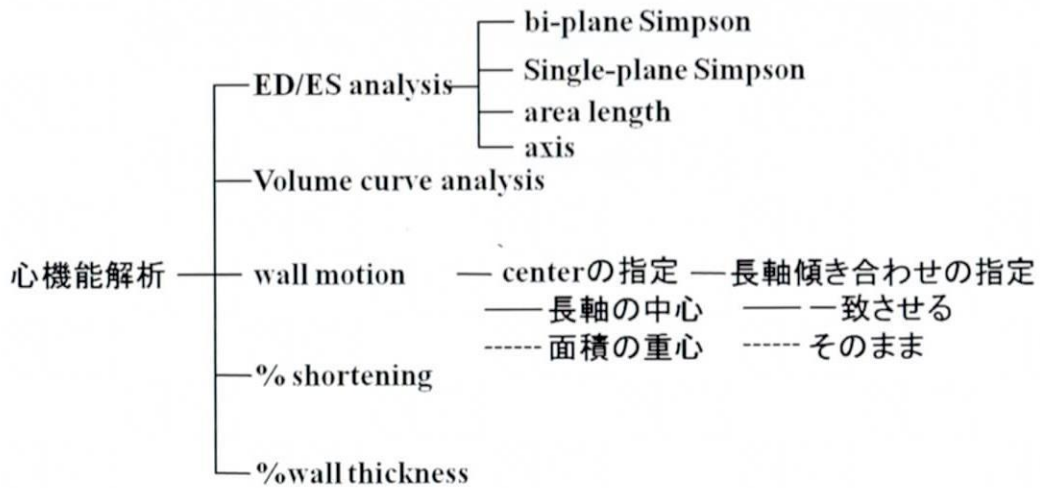


図 4.7 心機能解析プログラム[1]

Fig.4.7 Cardiac Analysis of MRI system

また、このトレースを利用して、ED とルーチンに行っている(図 4.5)。MRI では左室造影後と違って、心筋の描出も明瞭なため、左室壁厚変化率の計測も可能である(図 4.6), (4.7)。

4.2 心筋中隔壁運動解析の目的

MRI は心筋のような軟部組織の描出能が高く、心電図同期法を用いれば cine 撮像が可能なることから心機能解析に適した検査法である。さらに、近年、tagging 法の導入により、心筋局所壁運動の詳細な解析が盛んにおこなわれるようになってきた。従来、局所壁運動解析には左室造影、心エコー図、心プールシンチなどが用いられてきたが、どこの心筋がどこへ移動したかは明確ではなく詳細な検討ができなかった。tagging 法の導入により心筋に tag をつけることが可能になり局所心筋そのものの短縮やひずみをも計測可能となったが、これまで一般に tagging 法を用いた局所壁運動解析は左室垂直長軸断面、四腔断面および左室短軸断面でなされてきた。しかし、これらの断面はいずれも左室壁に対して直交する断面であるため、断面上に左室壁は約 1cm の帯として観察されるのみである。この帯の上に tag を印加しても、その交点の数は限られ、詳細な壁運動解析はできなかった。この tagging 法とは磁場空間でのスピンを修飾することにより心筋に tag を印加する方法で、とくに循環器領域で注目されている[2-4]。しかし、これらの断面では見える心筋が少なく、約 1cm の壁厚上に印された tag を観察することになる。そこで、左室長軸に平行で心筋壁そのものを切断するような断面、ことに右心室と左心室を分けている心室中隔そのものを切断する断面上に tag を印加して、動的解析手法を用いて局所壁運動解析を行った(図 4.8)。心室中隔断面を選んだ理由は、心室中隔が他の左室壁より比較的平坦であること、従来から心室中隔が心房欠損症などの右室負荷疾患や完全左脚ブロック、肥大型心筋症、高血圧症、前壁中隔心筋梗塞で異常運動を呈することが知られており、最も興味深い部位であるからである。

本研究は、動態的解析方法による心室中隔断面の局所壁運動の評価法を確立する目的で心室中隔断面全体に tag を均等の格子状に印加できる DANTE(delays alternating with nutations for tailored excitation) - tagging cine MRI[5],[6]を用いて行った。

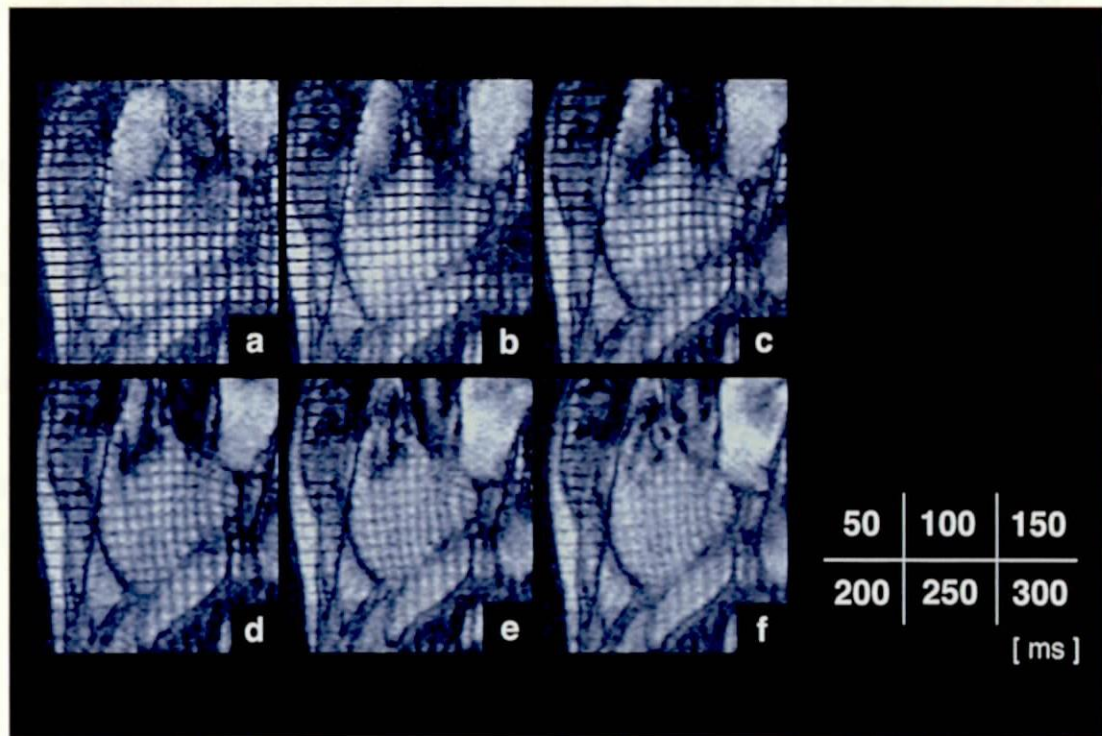


Fig 4.8 心室中隔断面での DANTE-tagging cine 画像。
心電図同期(QRS 波)から 50ms, 100ms, 150ms, 200ms, 250ms, 300ms.

Fig.4.8 Image of the interventricular septal section by DANTE - tagging cine. MRI Delay time from ECG R waves was 50ms(a), 100ms(b), 150ms(c), 200ms(d), and 300ms(e).

4.3 心筋中隔壁運動解析の方法

4.3.1 対象

対象は、正常者 4 例(男 4 例, 平均年齢 35 ± 3 歳), 心疾患 4 例(男 3 例, 女 1 例, 平均年齢 62 ± 11 歳)で、前壁中隔心筋梗塞(Anterior MI=AMI): 3 例, 拡張型心筋症(DCM): 1 例である。

なお、正常者には事前にインフォームドコンセントを得てある。

4.3.2 撮像方法

使用装置は東芝製超電導 MRI 装置(0.5T)で、腹部用受信コイルを用いた。

撮像条件は折り返し防止ソフト併用心電図同期 cine 撮像, cine 撮像繰り返し時間(cine TR) = 50ms, TE = 22ms), 256×160 マトリックス, 2 回加算, スライス厚=10mm, 撮像領域 35cm である。cine 撮像枚数は、通常 R 波-R 波間隔(トリガー間隔)と cine TR (R 波-R 波間隔を分割する時間)との関係で決まるが、今回は収縮動態を観察することが目的としたので 9 枚に固定した。Tag-tag 間隔は約 8.0mm である。

4.3.3 撮像断面

検討した中隔断面の位置決めは、位置決め撮像を複数回撮像して四腔断面を描出し、得られた断面上で中隔壁に添うようにスライス断面を設定して行った(図 4.9)。スライス厚は中隔壁厚をほぼカバーできる 10mm とした。

4.3.4 Tag 交点検出

Tag 画像収集は MRI 装置から VTR で各時相毎の tag 画像を録画した。録画した画像をオフラインでビデオキャプチャーボード (Power vision, カノープス製) を通してパーソナルコンピュータ (以下 PC) に転送した。Tag 交点抽出は PC 上で tag 位置を決定し, tag 座標, tag 交点移動距離および動的解析ができる tag 交点半自動抽出支援ソフトウェア(開発 OS: Windows 3.1, 開発言語: Visual Basic 2.0)を独自に開発して行った。このソフトウェアで拡張末期から収縮末期までの 9 画像上で心筋上の全ての tag 交点を検出した。

4.3.5 評価区域の設定

中隔断面を図 4.10 に示すように, tag 交点を作る最小の四角形を最小単位とし, この隣り合う 4 つの最小単位を併せて一つの関心領域(ROI)とし, 前壁心基部側(P1), 後壁心基部側(P2), 前壁心尖部側(P3)および後壁心尖部側(P4)に, それぞれ ROI を設定した.

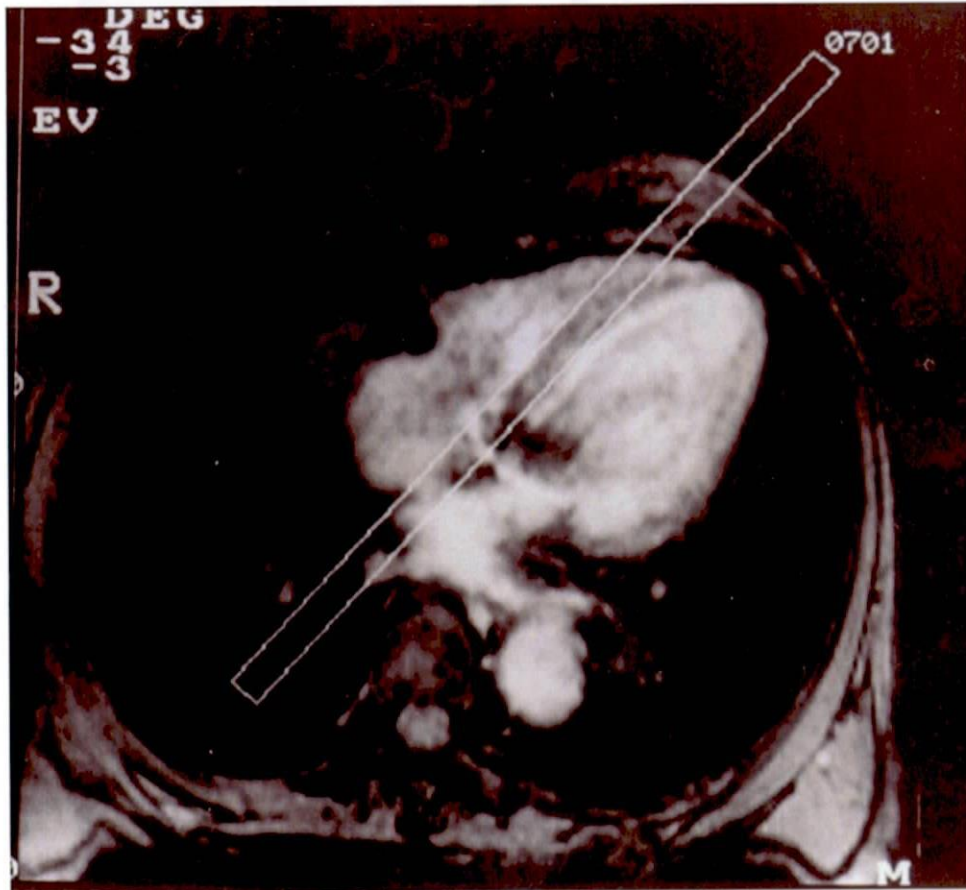


Fig 4.9 DANTE-tagging 撮像断面設定.

最初に 4 腔断面撮像を行い矩形 ROI にて心室中隔断面を設定する.

Fig.4.9 Schema of DANTE –gagging cine MRI positioning
At first, 4 – chamber view image was acquired as the scout image.
The rectangular ROI was set up to obtain the interventricular septal
section.

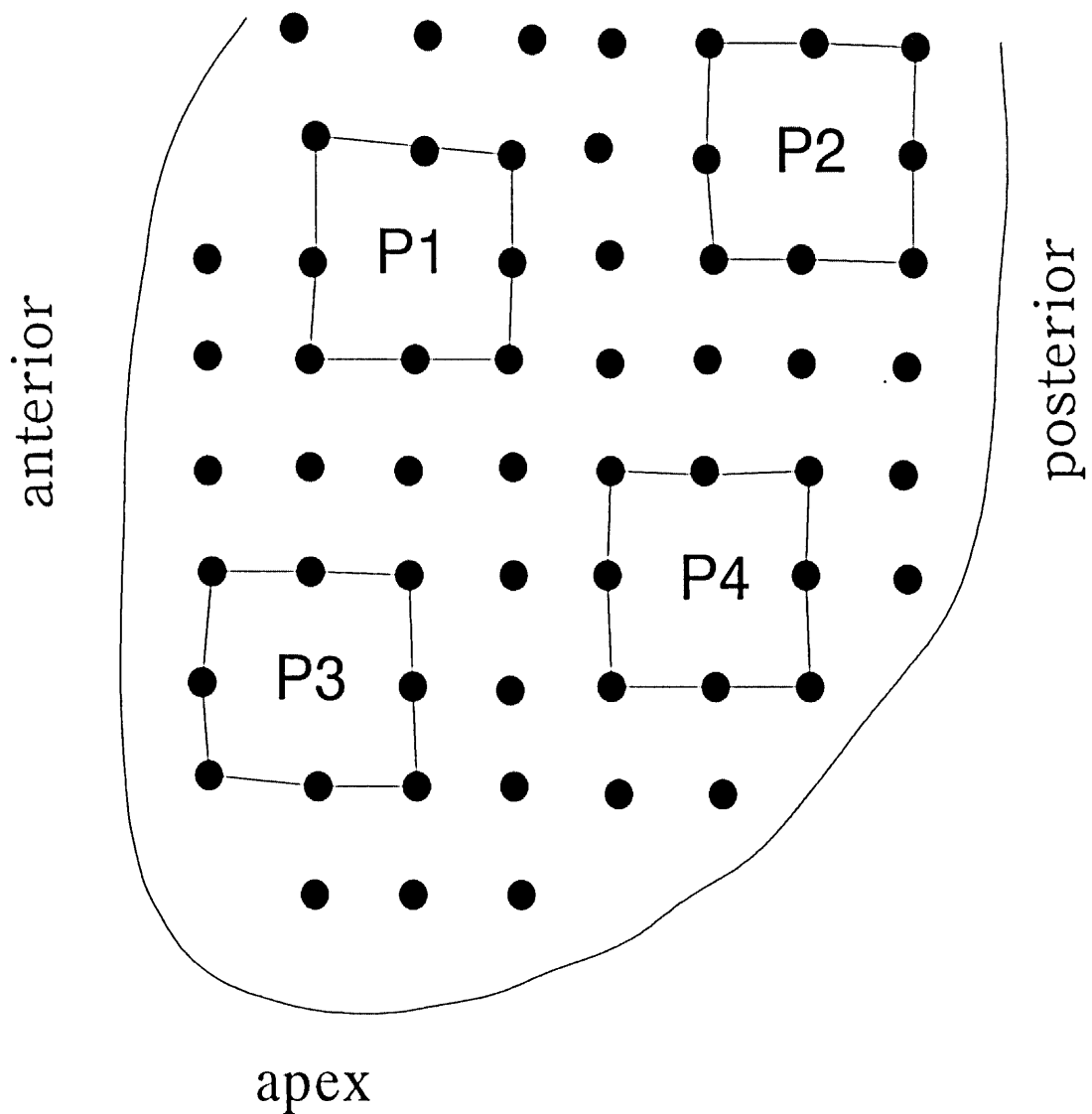


Fig 4.10 心室中隔断面での解析位置表示.

Fig.4.10 ROI setting on interventricular septal section

P1 : anterobasal region, P2 : posterobasal region

P3 : anteroapical region, P4 : posteroapical regio

第4章 MRI用 DANTE-tagging 型 RF パルスを併用した Cine MRI
による心室中隔断面の局所壁運動解析への応用

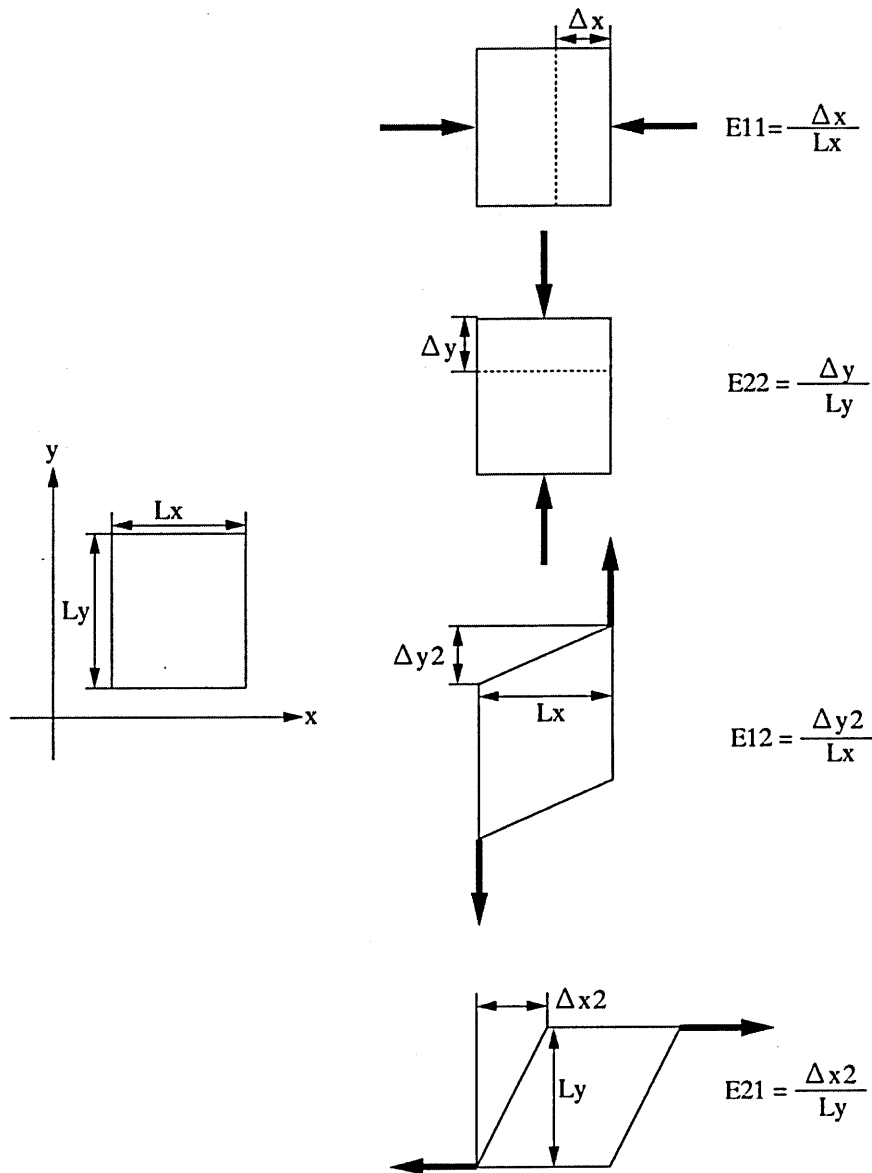


Fig 4.11 応力ひずみ解析方法

Fig.4.11 Formulas for mechanical strain analysis

E11: percent shortening in the direction of X – axis (X-axis %shortening)

E22: percent shortening in the direction of Y – axis (Y-axis %shortening)

E12: percent strain in the direction of X – axis (X-axis %shortening)

E21: percent strain in the direction of Y – axis (Y-axis %shortening)

The values of L_x and L_y were the length of the ROI at the indicated time.

4.3.6 心動態的解析

拡張末期から収縮末期までの9画像上で設定した4つのROIがどのように変形し、移動するか動態的解析方法を用いて検討した[7],[8]. まず、各ROIの面積が収縮に伴ってどの程度変化するかについて計測した. さらに図4.11に示すように変形とひずみをX軸方向垂直ひずみ(X-axis %shortening : E11), Y軸方向垂直ひずみ(Y-axis %shortening : E22), Y軸方向せん断ひずみ(XY - axis %strain : E12)およびX方向せん断ひずみ(YX- axis %strain : E21)に分けて計測した.

4.4 心筋中隔壁運動解析の結果

4.4.1 DANTE-tagging 画像

DANTE-tagging 法で得られた中隔断面の画像上に tag を印加することによる画像上へのアーチファクトは認められなかった. それぞれの tag 交点は心臓の収縮とともに移動した. Tag 交点の移動は個々の tag で一様でなく心時相の変化とともにそれぞれ独自に変化した. 拡張末期から約5時相目(約250ms)から6時相目(約300ms)で tag は心臓の動きのためにスライス断面からはずれるか, または心筋の T1 回復により tag を明瞭に認識できなくなった. したがって以下の解析は第1時相目(約50ms後)から第6時相目(約300ms後)までとした.

4.4.2 心動態的解析

第1時相目(約50ms)の tagging 画像を基準として各時相における心筋 ROI の面積がどの程度変化したかを計算し経時的にプロットした. また, 垂直・せん断ひずみについても同様に検討した.

4.4.2.1 正常例

(1)ROI 面積収縮率

正常者それぞれにおいて第1時相目(約50ms)に対する各時相の変化率を算出し, 各時相ごとの平均 $\pm 2SD$ を求めてこれを正常範囲

としシェードで表示した(図 4.12)

正常者の各 ROI の面積は心室収縮につれて小さくなり、収縮末期には拡張末期の約 $72.7 \pm 2.8\%$ (平均 \pm SD)に収縮した。

(2) 垂直・せん断ひずみ

同様の方法で各時相の垂直・せん断ひずみを算出しシェードで正常範囲を示した。

E11 (図 4.13)および E21 (図 4.16)の P1, P2 では山型, P3 では平坦, P4 では二峰性を呈した。E22(図 4.14)および E12(図 4.15)は、どの ROI でも二峰性を呈した。以上のように正常者であっても複雑な形態を示した。

4.4.2.2 疾患例

(1)ROI 面積収縮率

疾患例では、総じて収縮率の低下が認められた。中でも AMI-3 では、心基部側 P1 で収縮中間面積が最大 120%に拡大しており、*dyskinesis* を呈した。

(2)垂直・せん断ひずみ

個々の症例の垂直・せん断ひずみの変化は複雑な形態を呈し、一定の傾向は見られなかったが、E11 と E21 において同一症例では同一パターンを示した。また、E22 と E12 において同一症例では同一パターンを示した。

4.5 心筋中隔壁運動解析の考察

4.5.1 Tagging 法による局所壁運動解析

今回用いた中隔そのものを切断する中隔断面で解析を行うことにより、広い範囲の心筋壁の垂直・せん断ひずみを解析することができた。

ROI 面積収縮率の解析では、正常者のすべての ROI で収縮に伴って面積は小さくなった。一方、疾患群ではその収縮率は総じて小さく、時には *dyskinesis* を呈する症例もあった。

垂直・せん断ひずみ解析では、上述のように健常者においては面積収縮率は収縮に伴って小さくなり妥当と思われたが、正常者でも

複雑な形態を呈した。これは、左室全体で見ればスムーズな収縮を呈しているにもかかわらず各々の局所心筋は複雑な収縮を行っていることが示された。

また、各々の症例で注意深く垂直・せん断ひずみの変化を観察すると E11 と E21 は同一パターンを示した。同様に、E22 と E12 においても同一パターンを示した。すなわちこれは、局所心筋が E11 にひずむと同時に E21 が発生し、E22 にひずむと同時に E12 が発生することを意味しており興味深い。このような現象は、心筋層の配列によると考えられる。

以上のように他の方法では検討できない心筋局所動態を tagging cine MRI により観察できた。

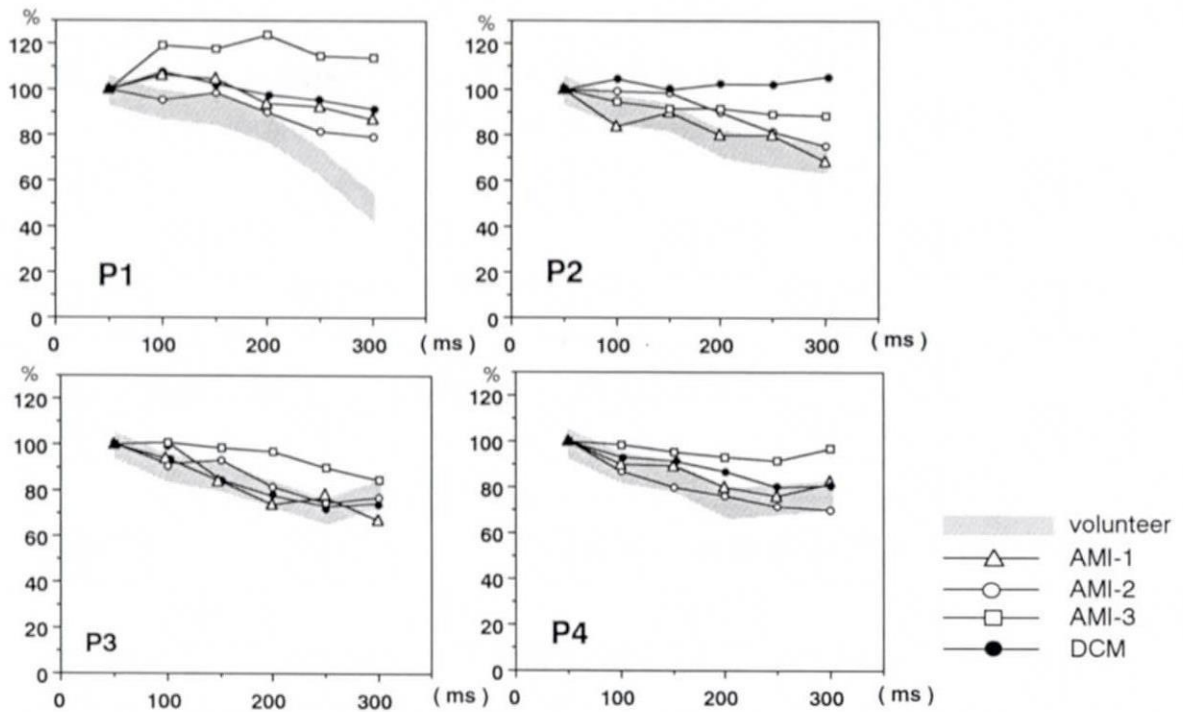


Fig 4.12 ROI 面積収縮率

Fig.4.12 %contraction of ROI

The shade represents mean \pm 2SD of normal volunteers.

SD=standard deviation,

X - axis: Time(ms). Y - axis: %contraction of ROI

4.6 心筋中隔壁運動解析の問題点

中隔断面設では、心室中隔は多少湾曲しているため、心室中隔全体を全例でカバーすることはできなかった。とくに曲がりの強い心尖部をカバーできなかったが、心基部と中部の壁運動解析は可能であった。

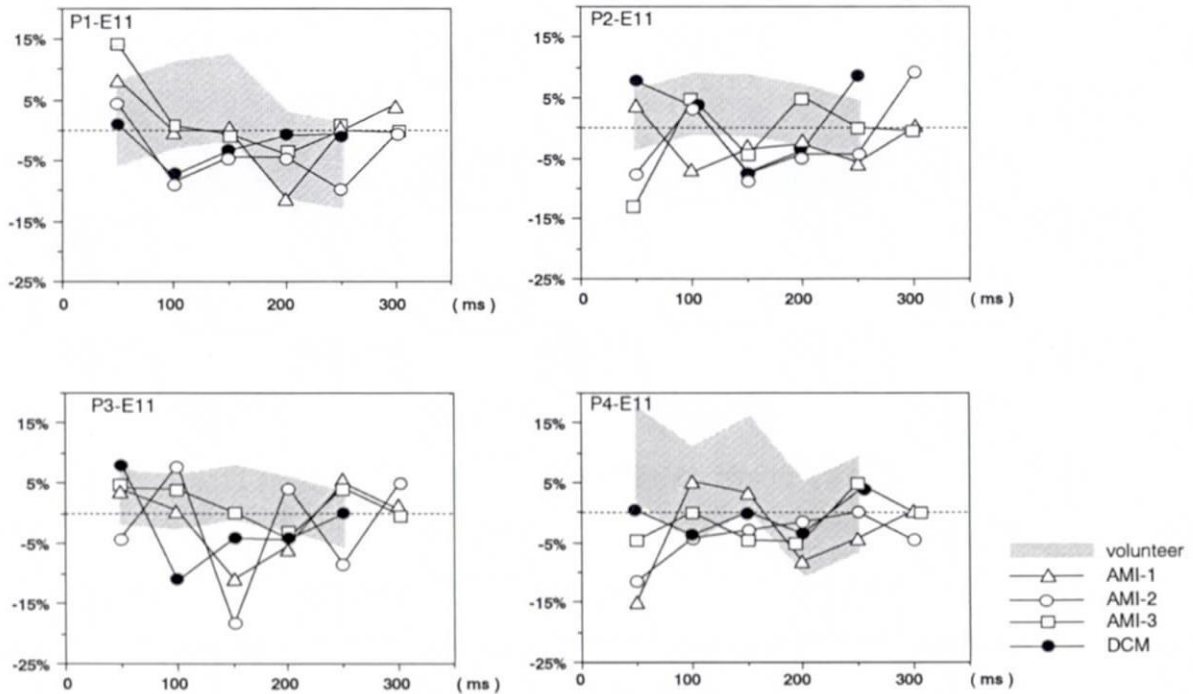


Fig 4.13 X 軸方向垂直ひずみ(E11)

Fig.4.13 %shortening in the direction of X – axis.

The shade represents mean ± 2SD of normal volunteers.

SD=standard deviation

X – axis: Time(ms). Y – axis: %shortening in the direction of X – axis:

第4章 MRI用 DANTE-tagging 型 RF パルスを用いた Cine MRI
による心室中隔断面の局所壁運動解析への応用

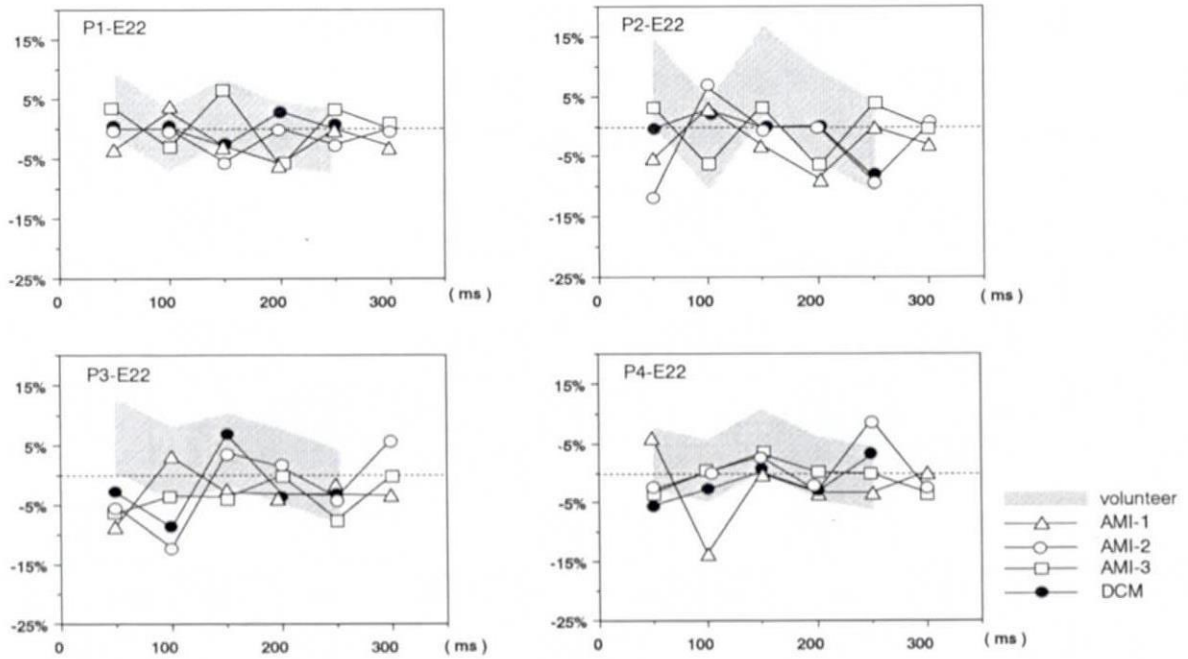


Fig 4.14 Y 軸方向垂直ひずみ(E22)

Fig.4.14 %shortening in the direction of Y – axis.

The shade represents mean \pm 2SD of normal volunteers.

SD=standard deviation

X – axis: Time(ms). Y – axis: %shortening in the direction of Y – axis.

DANTE-tagging 法での tag 生存期間は, Tag 交点の生存期間は心筋や心筋内に存在する血液などの T1 値や T2 値により変化すると思われる. また, tag 交点于心筋の収縮によりスライス断面からずれることにより消失する可能性もある. DANTE-tagging 法では tag 印加直後から約 300ms 後まで tag 交点を追尾することができた. しかし, 心基部側の一部の tag 交点のスライス断面から外れて消失する場合もあった.

第4章 MRI用 DANTE-tagging 型 RF パルスを併用した Cine MRI
による心室中隔断面の局所壁運動解析への応用

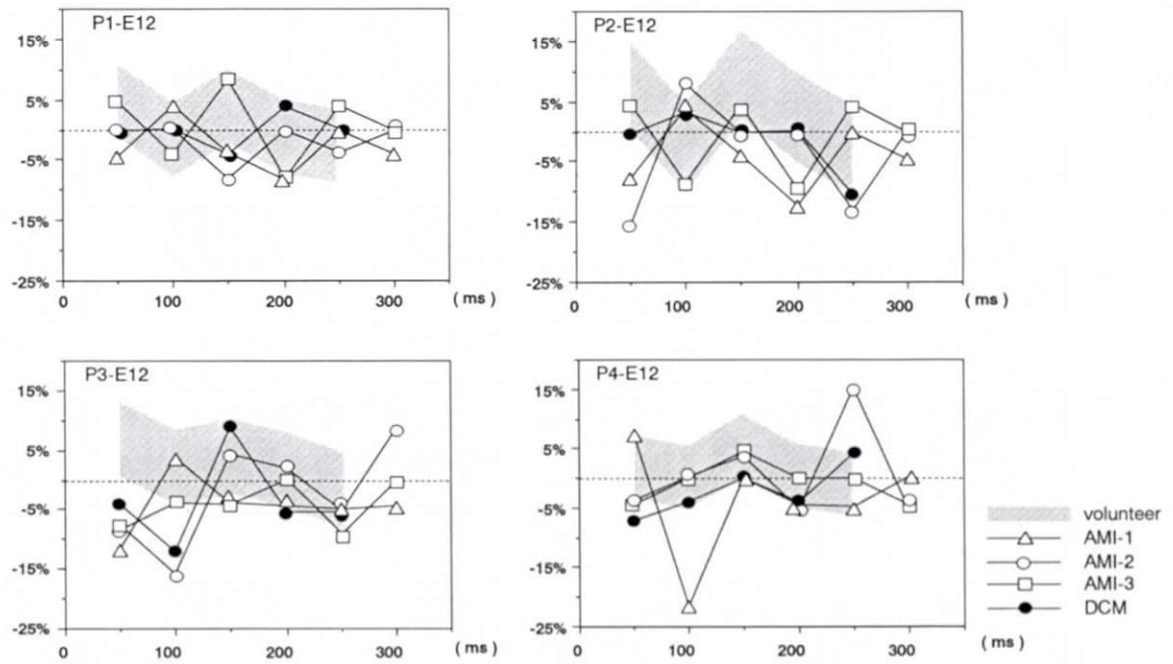


Fig 4.15 Y 軸方向せん断ひずみ (E12)

Fig.4.15 percent distortion in the direction of X – axis.
The shade represents mean \pm 2SD of normal volunteers.
SD=standard deviation

X – axis: Time(ms). Y – axis: percent distortion in the direction of
X – axis.

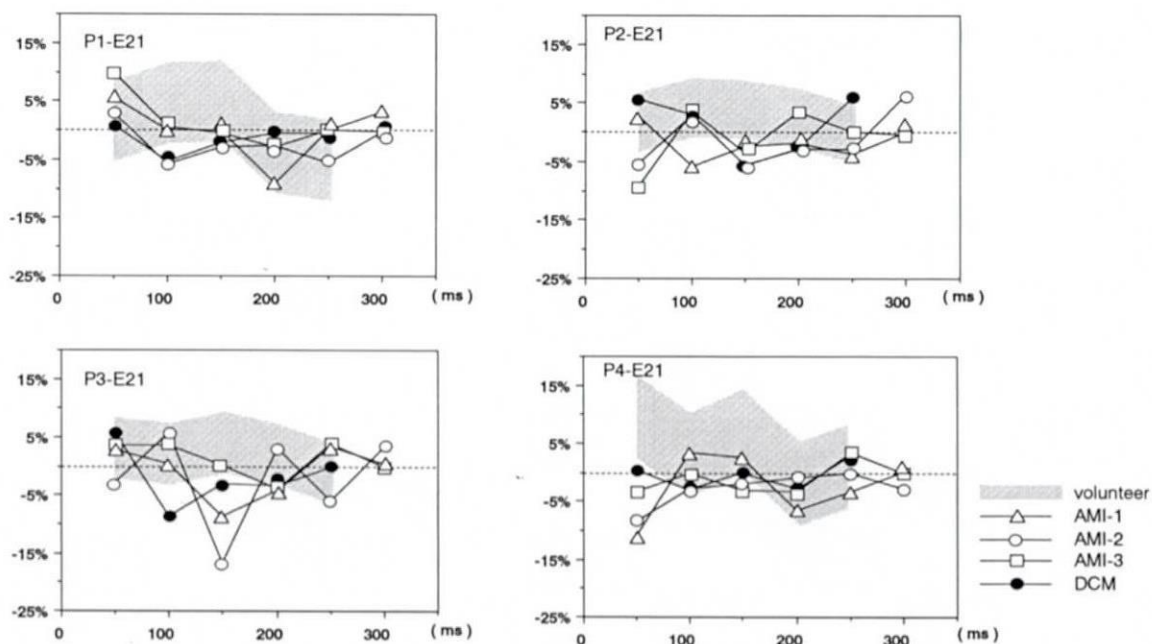


Fig 4.16 X 軸方向せん断ひずみ(E21)

Fig.4.16 percent distortion in the direction of Y – axis.
The shade represents mean \pm 2SD of normal volunteers.
SD=standard deviation

X – axis: Time(ms). Y – axis: percent distortion in the direction of
Y – axis.

4.7 心筋中隔壁運動解析の結語

DANTE-tagging 法を用いて心室中隔断面を撮像し、動態的解析手法により局所心筋壁収縮動態を検討した。

正常例では、ROI 面積収縮率は収縮に伴ってスムーズに減少した。しかし、垂直・せん断ひずみは複雑な様相を呈した。疾患群の ROI 面積収縮率は総じて低く、dyskinesia を呈する症例もあった。また、疾患群の垂直・せん断ひずみは複雑な様相を呈した。

以上のように DANTE-tagging 法は局所心筋壁収縮動態を詳細に検討できる有用な方法と考えられる。今後、心疾患患者の症例数を多くし解析を行いたい。

第4章 文献

- 1) 山口弘次郎, 近藤武, 立木秀一, 徳田衛 : 高速スキャン cine MRI の基礎理論と心機能解析法, 冠動脈の臨床-新しい診断・治療体系-, 日本臨床, 東京, pp.481-487, 1994.
- 2) Axel, L. and Dougherty, L. : MR imaging of motion with spatial modulation of magnetization, Radiology, 171 : pp.841-845, 1989.
- 3) Axel, L. and Dougherty, L. : Heart wall motion : Improved method of spatial modulation of magnetization for MR imaging, Radiology, 172 : pp.346-350, 1989.
- 4) 安野直子, 近藤武, 板倉一義, 安野泰史, 徳田衛, 黒川洋, 木造大夏, 立木秀一, 渡辺佳彦, 菱田仁, 片田和廣, 杉石宗隆, 山口弘次郎 : タギング法を用いた cine MRI による左室壁運動変化率の検討, 日磁医, 13(6) : pp.335-339, 1993.
- 5) Mosher, T.J. and Smith, M.B. : A DANTE tagging sequence for the evaluation of translational sample motion, Magn Reson Med., 15(2) : pp.334-339, 1991.
- 6) Mosher, T.J. and Smith, M.B. : Magnetic susceptibility measurement using a double-DANTE tagging (DDT) sequence, Magn Reson Med., 18(1) : pp.251-255, 1991.
- 7) 紀ノ定保臣 : MRI の基礎, 臨床画像, 9 : pp.30-40, 1993.
- 8) Kinoshita, Y., Okuda, Y., Tagami, T., Takeda, K. and Nakagawa, T. : On Analysis of heart wall motion from a mechanical point of view, Proceeding of 11 th Annual Meeting, SMRM., pp.4228, 1992.

第5章 MRI用多時相 tagging 型 RF パルスを併用した cine MRI による下行大動脈血流計測への応用

5.1 はじめに

Cine MRI は非観血的検査法であり、撮像断面が任意に設定できるので循環器領域で盛んに利用され、ことに心機能評価、弁逆流の評価に臨床応用されている[1]。また、近年、tagging 法が開発され心臓および血流動態の評価に応用されている[2-6]。しかし、1心周期に一度だけプレサチュレーションパルスで tag を行う従来の tagging 法(single tagging single-slice multiphasic cine imaging, 以後, single phasic tagging 法=SPT と略す)では時間経過とともに緩和と拡散が進行し tag 部が不明瞭になること、血流速度が速い場合タグが撮影視野から流出してしまうことなどの問題点があり、高速の流れや収縮期から拡散期にわたる長時間の観察には適さなかった[4]。そこで、このような問題点を克服するために、各フレーム(phase)の先頭で tagging を行う多時相 tagging cine 撮影法(multi-tagging single-slice multiphasic cine imaging, 以後, multiphasic tagging=MPT と略す)を開発し、血流計測における有用性について流水ファントム実験および、若干の臨床応用を行った。

5.2 流水ファントム実験

5.2.1 流水ファントム実験方法

直径 13.0mm, 長さ 1m の塩化ビニール管に電動ポンプにより蒸留水を 0cm/sec, 39.2cm/sec, 61.4cm/sec, 91.4cm/sec, 116.4cm/sec の定常流で流した。それぞれの流速条件で、塩化ビニール管の長軸方向に直交するように一本の tag を設定した。撮像は SPT 法および MPT 法で cine MRI を撮像した。tag に直交、すなわち流れの方向の tag のプロファイル・カーブを作成し、分解能の逆数(Intensity / FWHM 比)を算出して、これを tag の尖鋭度の指標(sharpness index)

とした。そして、SPT と MPT 法における tag の尖鋭度の時間的推移を比較した。また、MPT 法により流速測定を行い、実測値と比較した。また、(5-1)式にて流水プロファイル形状を現象解析にて比較した。

$$V = \frac{\Delta p}{4l\eta}(a^2 - r^2) \quad (5-1)$$

V は流速， Δp は圧力差， l は長さ， η はレイノルズ数， $\frac{\Delta p}{l\eta}$ は流体の体積， r は管壁中心軸からの距離， a は管の半径を示す。

5.2.2 流水ファントム実験結果

図 5.1 に流体ファントムで得られた tag の画像を示す。図 5.1A は SPT 法の画像で、図 5.1B は MPT 法の画像である。図 5.1A の画像では第 1 時相で tag 部は高信号域として示されたが、第 2 時相では tagging パルスは tag 幅 5mm，FA=180°とした。図 5.1C に流速プロファイルとの比較した図を示す。流速プロファイルは良く似た形状を示した。

イメージング・パルスは single-slice multiphase で、TR=50ms，TE=22ms(リフュージング入り)，FA=30°，スライス厚 10mm，マトリックス=256×160，折り返し防止ソフト使用，NEX=2-4 回，FOV=30cm で、心電図同期グラディエント・フィールド・エコー(FE)法を用いて、1 心電同期あたり 9-16 時相の cine MRI 画像を得た。画像表示は信号値を絶対値で表示した。第 1 時相でタグ部は高信号域として示されたが、第 2 時相ではより低信号域となり、第 3 時相以後では tag 部の境界が徐々に不明瞭になった。流速が早い場合には 5 フレーム目以降で tag は撮像視野の外へ流れ去った。図 5.1B の画像では基線の tag のすぐ上の tag は高信号域として示され、どの時相においても tag の境界は鮮明に描出された。

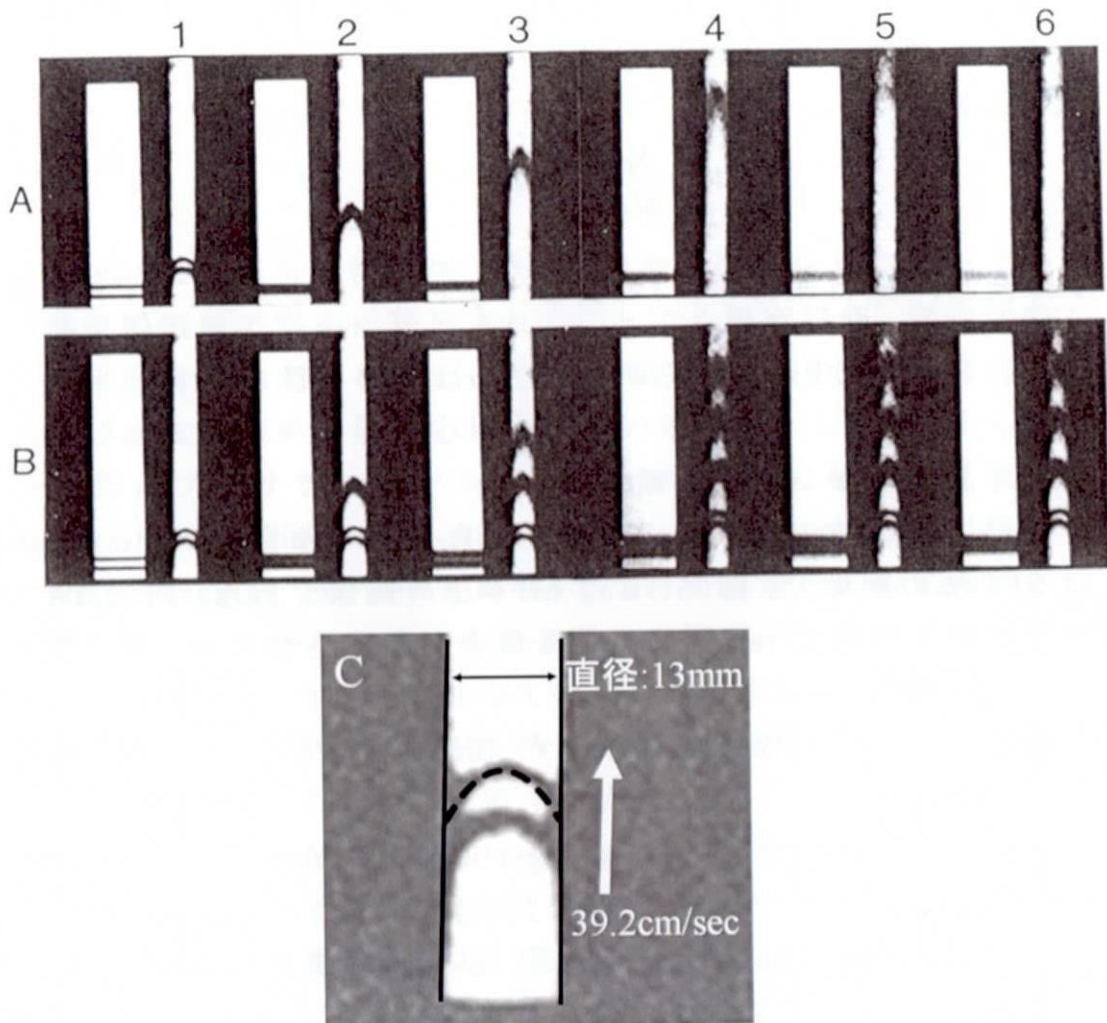


図.5.1 流水ファントム実験結果
A:SPT法の画像, B:MPT法画像. 流量は 39.2cm/sec
C:流速プロファイルとの比較図(B:1時相目)

Fig.5.1. Flow Phantom experiment.

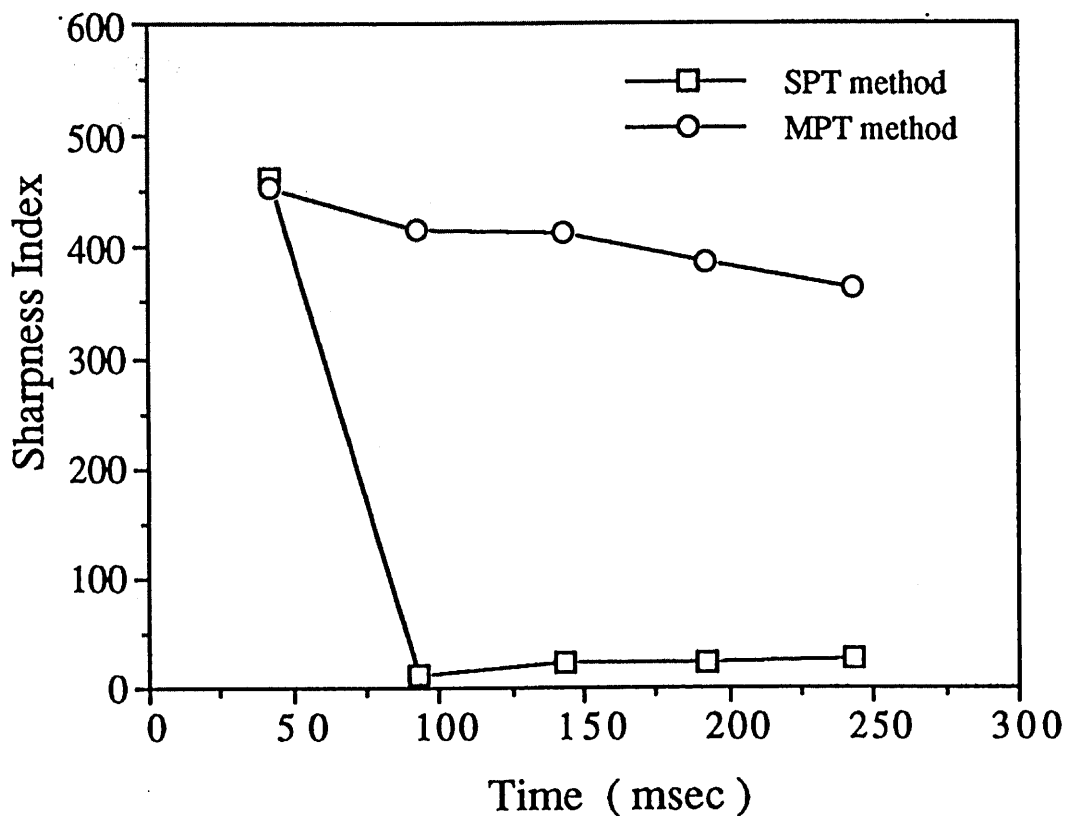


図.5.2 MPT 法と SPT 法における tag の尖鋭度(intensity/FWHM 比)の時間的推移図.

Fig.5.2. Comparison between the sharpness index of tag by the multiphasic tagging (MPT) method and by conventional single phasic tagging (SPT) method.

FWHM = full width at half maximum

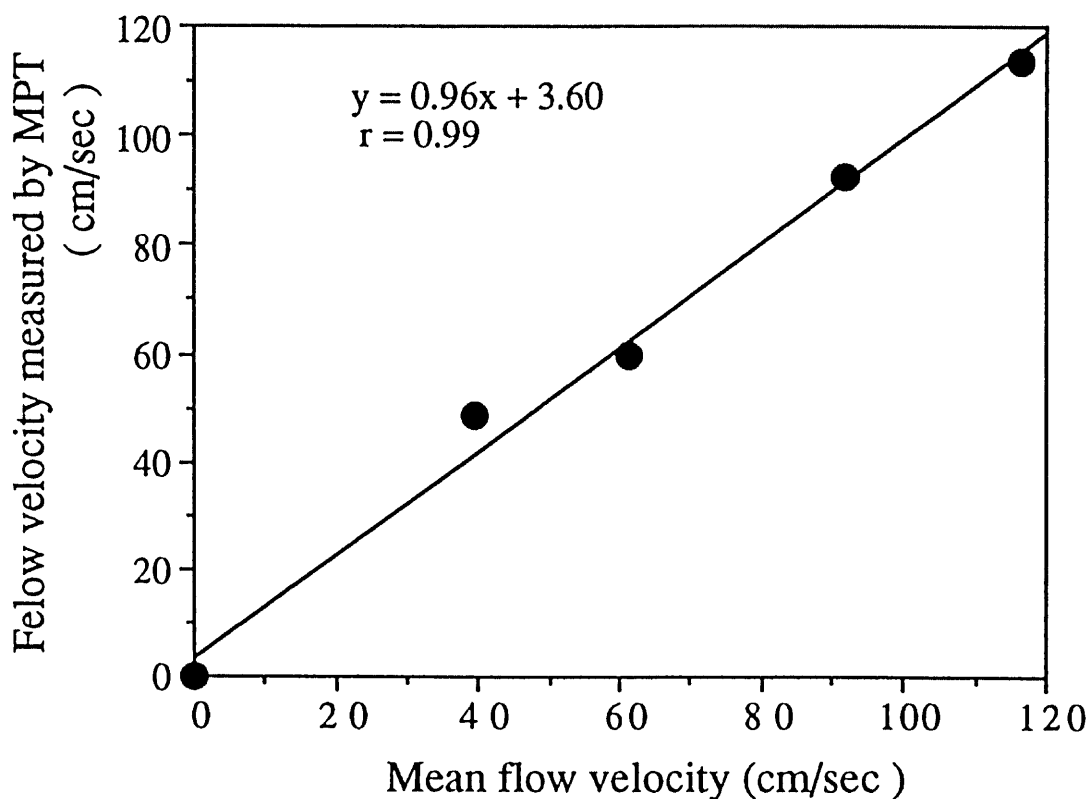


図.5.3 MTP 法で求めた流速と実測比

Fig.5.3. Relationship between flow velocity manually measured by measuring cylinder and by the multiphasic tagging (MPT) cine MRI in flow phantom experiment.

図 5.2 は MPT 法と SPT 法における tag の尖鋭度(intensity / FWHM 比)の時間的推移をグラフにしたものである。MPT 法では intensity / FWHM 比はほぼ一定値であったが、SPT 法では第 2 時相以後急激に低下した。

図 5.3 は MPT 法で求めた流速と実測値を比較したものである。MPT 法から計算した平均流速は実測値と有意($P < 0.001$)な正相関($r = 0.993$, $y = 0.96X + 3.60$)を示した。なお、このときの水温は 20.5° で、各流速に対応するレイノルズ数は $15074(116.4\text{cm/sec})$ から $5076(39.2\text{cm/sec})$ であった。

5.3 臨床研究

5.3.1 臨床研究方法

(1) 撮像断面および tag 位置の設定

撮像断面は軸位 2 横断面から double oblique 法を用いて心電図非同期 FE 法で大動脈長軸像を得、胸部下行大動脈に大動脈長軸に直交する 1 本の tag を設定した。

(2) 血流計測法

血管外に残された tag の中心線を基準として、tag の移動距離を計測して、50msec ごとの平均血流速度を算出した。tag が斜状または弧状を呈した場合は最大移動距離と最小移動距離の中間点を採用した。同画像上で大動脈直径を計測し、大動脈断面が正円であると仮定して血管断面積を計算し、50msec ごとの血流量を算出した。

このデータから下流方向への血流を加算することにより下行大動脈の一周期あたりの総血流量を計算し、左室水平長軸断面積から算出した左室一回拍出量と比較した。

(3) 心疾患対象者

臨床研究における対象は健常ボランティア 5 例(男 5 例, 年齢 22-59 歳, 平均 36.8 歳)と各種心疾患 12 例(男 8 例, 女 4 例, 年齢 54-88 歳, 平均 72.6 歳)である。心疾患の内訳は大動脈弁閉鎖不全 (AR) : 2 例, 大動脈弁閉鎖不全兼僧帽弁閉鎖不全 (MR) : 4 例, 大動脈弁狭窄 (AS) 兼閉鎖不全兼僧帽弁閉鎖不全 : 1 例, 大動脈弁狭窄兼僧帽弁閉鎖不全 : 1 例, 僧帽弁閉鎖不全 : 1 例, 僧帽弁狭窄 (MS) 兼閉鎖不全 : 1 例, 肥大型閉塞性心筋症 (HOCM) : 1 例, 肥大型閉塞性心筋症兼僧帽弁閉塞不全 : 1 例である。

(4) 撮像法および表示法

MRI の撮像は装置として 0.5T 超電導型磁気共鳴イメージング装置(東芝製 MRT-50A)を使用した。撮像は心電同期法で行ったが、流水ファントム実験では模擬心電波形発生装置を用いた。図 5.4 に MPT 撮像法のパルス・シーケンスを示す。

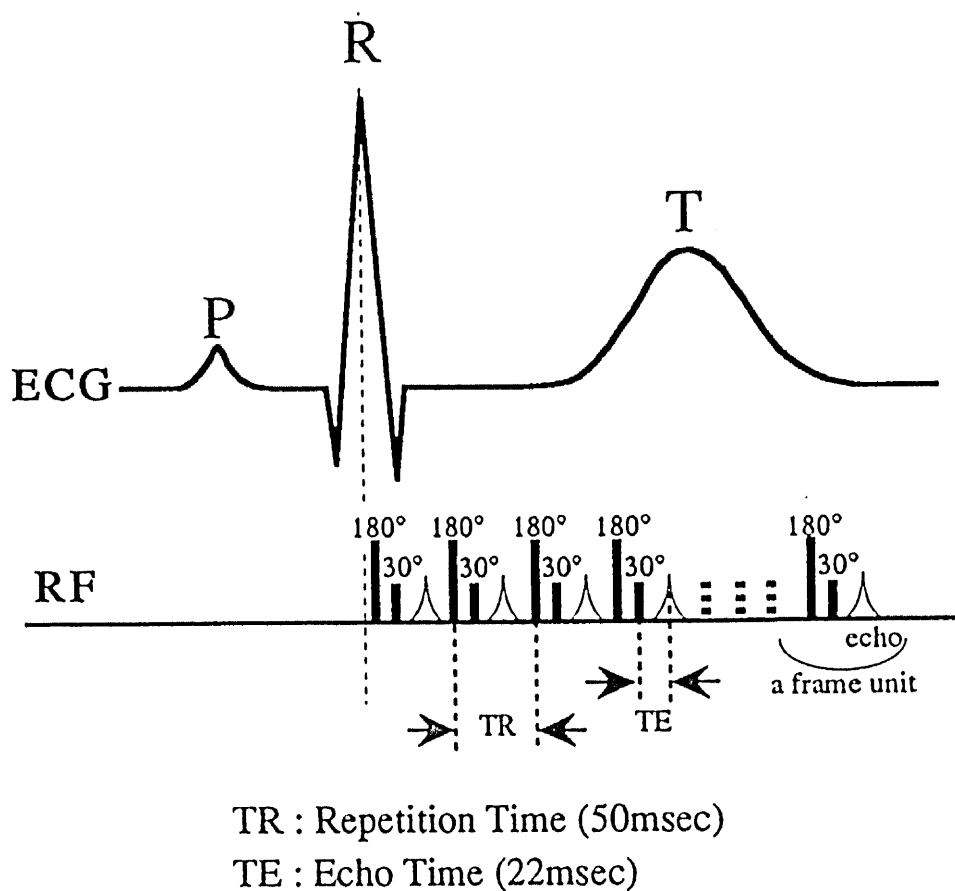


図.5.4 多時相 tagging cine MRI 撮像法のパルスシーケンス図

Fig.5.4. Schematic explanation of the multiphasic tagging (MPT) pulse sequence.

5.3.2 臨床研究結果

5.3.2.1 正常例

胸部下行大動脈を MPT 撮像法で撮像した画像を図 5.5 に示す。

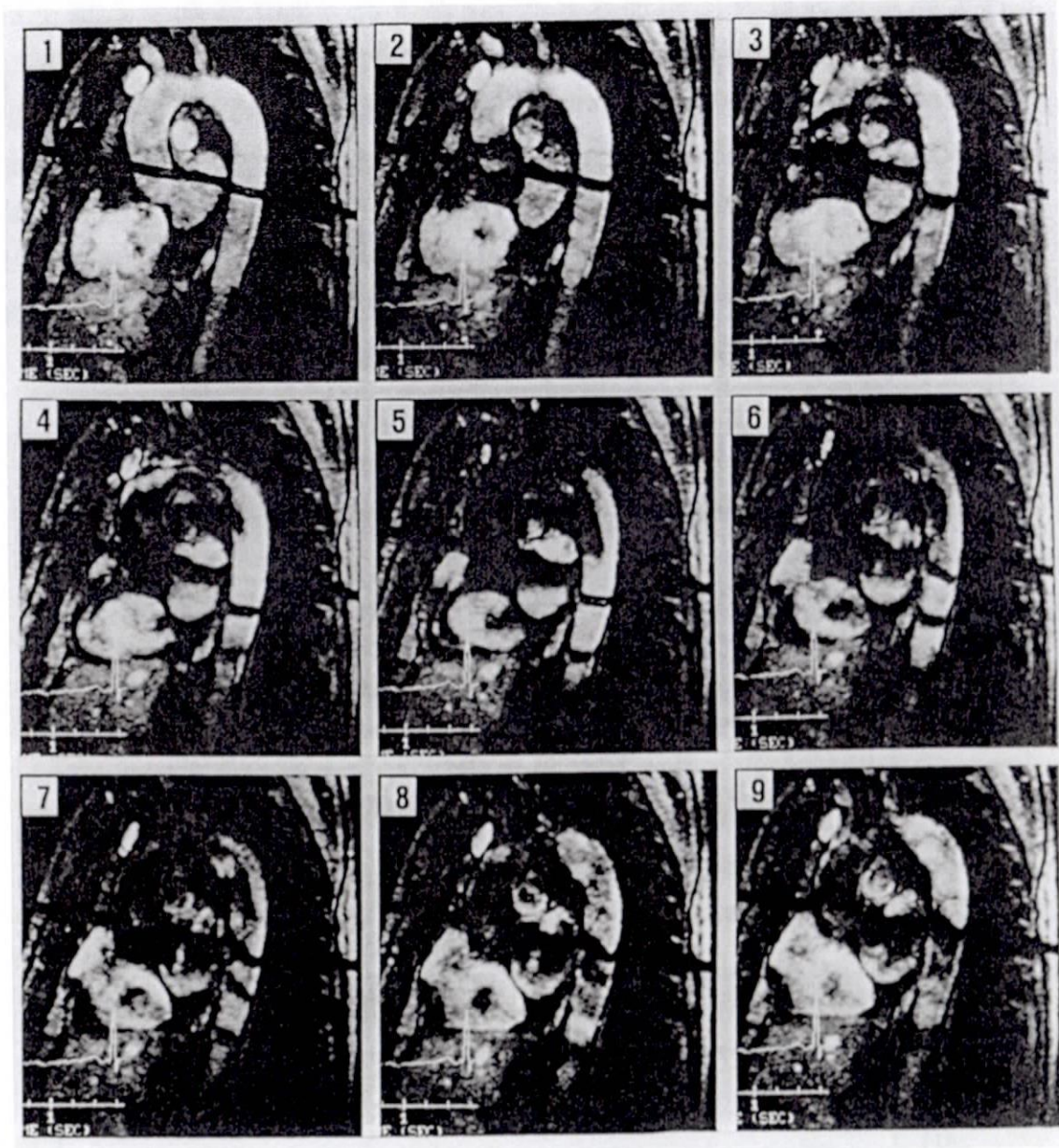


図.5.5 MPT 撮像法で撮像した胸部下行大動脈画像

Fig.5. The multiphasic tagging (MPT) cine MR images of the descending aorta in a normal volunteer.

下行大動脈内の血液に印加された tag が下流方向に移動する様子が観察された。基線 tag の直下の tag 境界面はどの時相でもはっきりしているが、一つ前のフェーズで印加された tag(より下流の tag) は境界が不明瞭であった。この tag は血管内で弧状あるいは斜状となることもあった。健常者では血流速度の立ち上がりは早期に開始し、ピーク値は $70.2 \pm 11.7 \text{ cm/sec}$ と高く、最大立ち上がり加速度は $939 \pm 150.0 \text{ cm/sec}^2$ と傾きが急峻であった(図 5.6)。拡張早期に上流に向かう血流(逆流)が認められる症例もあった(図 5.5)。

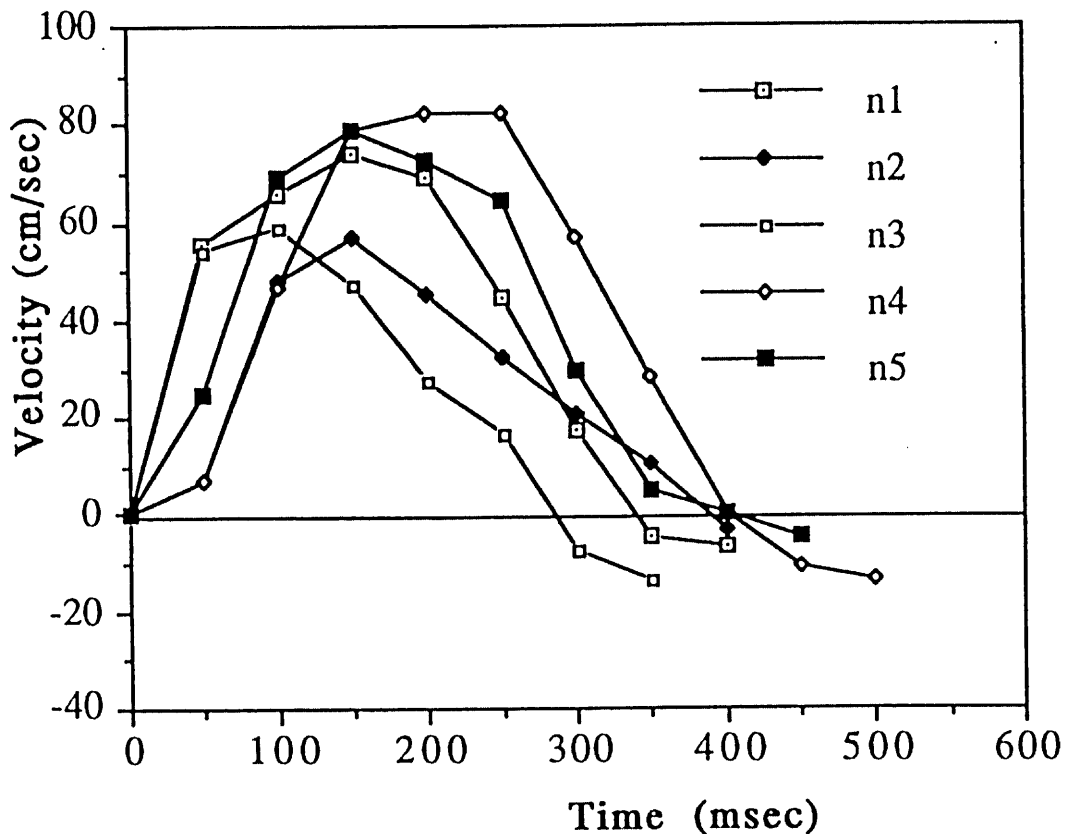


図.5.6 健常者ボランティアによる下行大動脈血流速度測定結果.

Fig.5.6. Velocity curve of descending aorta in normal volunteers

5.3.2.2 心疾患例

大動脈弁閉鎖不全例では血流速度の立ち上がりは早期に開始したが、流速のピーク値が $42.5 \pm 6.3 \text{ cm/sec}$ と低く、最大立ち上がり加速度は $573.8 \pm 157.7 \text{ cm/sec}^2$ と傾きが緩徐であった(図 5.7)。重症例の中には拡張器に著明に上流に向かう血流が認められる症例もあった(図 5.8)。

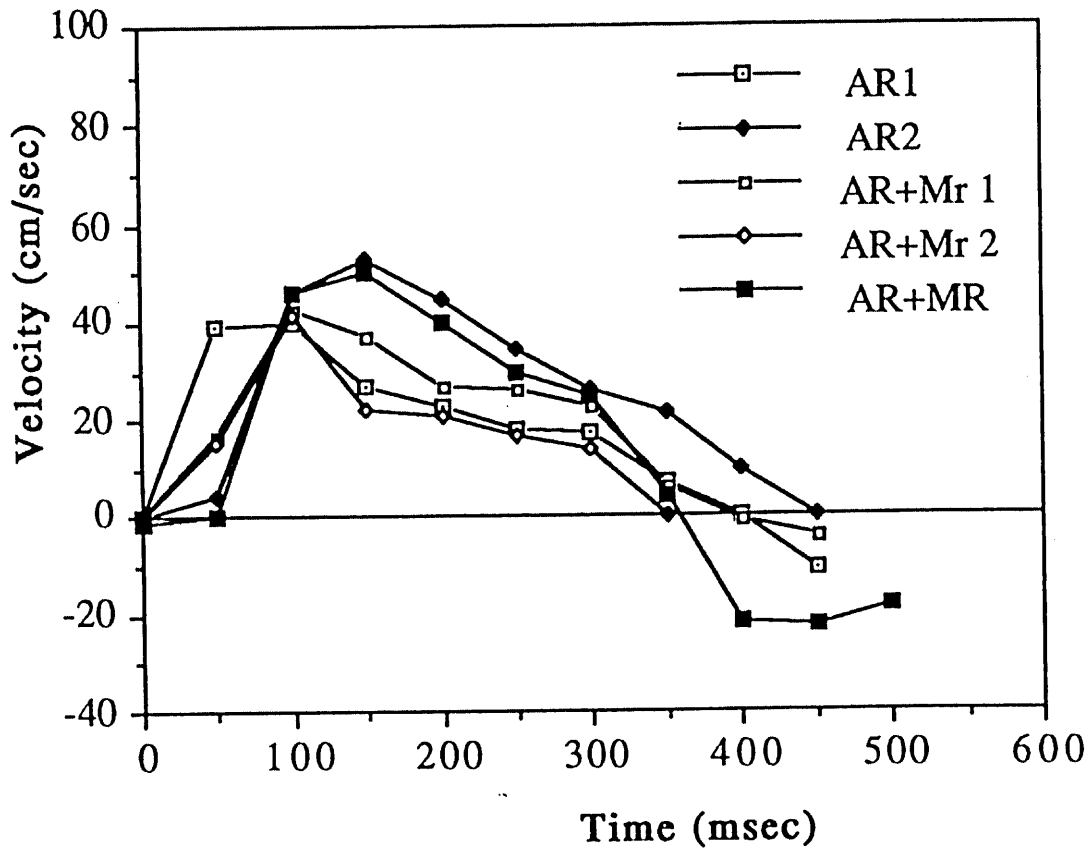


図.5.7 大動脈弁閉鎖不全症での血流速度測定結果

Fig.5.7. Velocity curve of descending aorta in patients with aortic re-gurgitation.

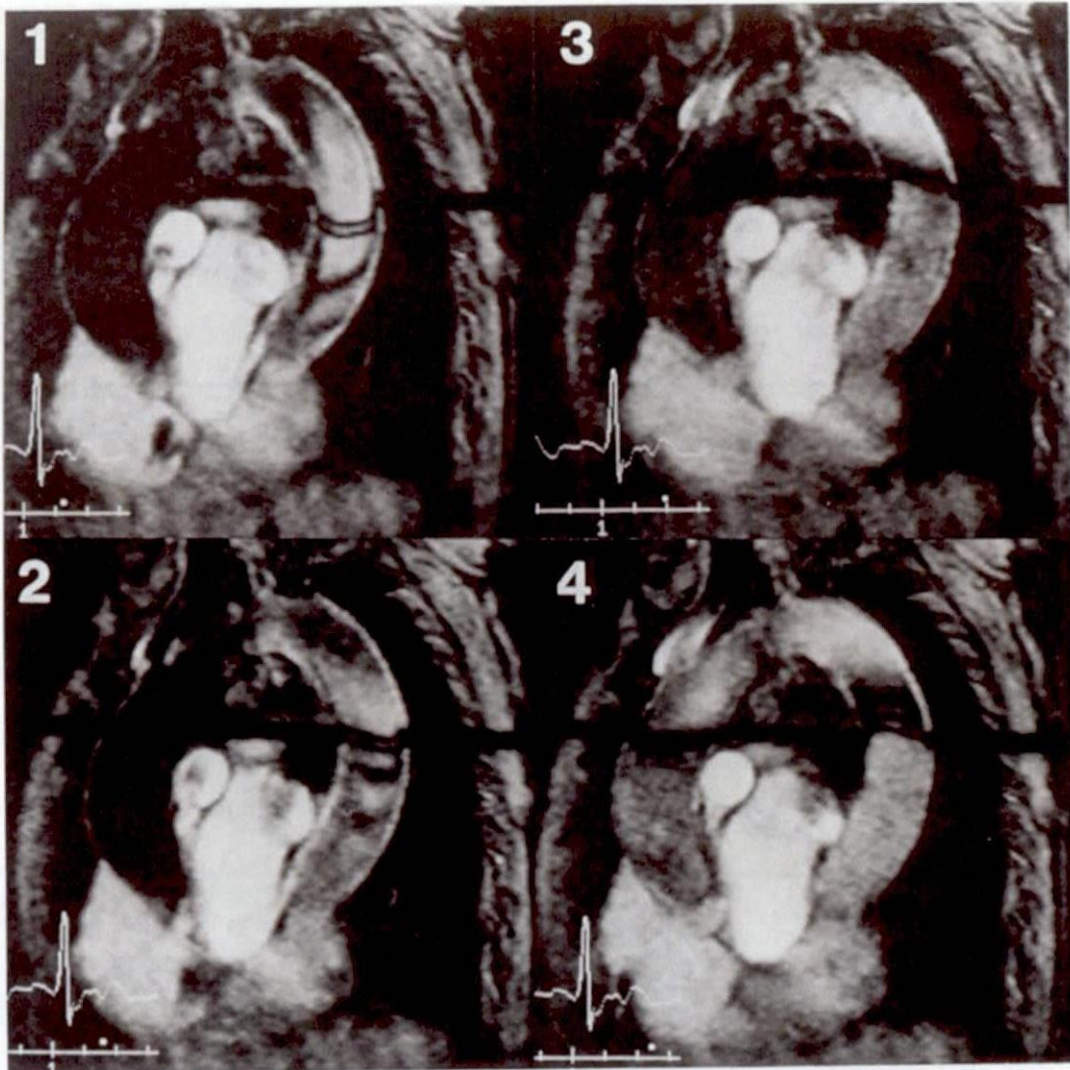


図.5.8 大動脈弁閉鎖不全例の MPT 画像例

Fig.5.8. The multiphasic tagging (MPT) cine MR images of the descending aorta in patient with severe aortic regurgitation.

大動脈弁狭窄症例では、流速波形の立ち上がりは遅く、ピーク値も平均 28.8cm/sec と低く、流速波形は台形を示した(図 5.9).

僧帽弁閉鎖不全症では血流速度の立ち上がりが遅かった(図 5.10).

肥大型閉塞性心筋症では、流速波形は大動脈弁狭窄と異なり山形を呈したが、立ち上がり、下降とも緩徐で、ピーク値は平均 40.0cm/sec と低かった(図 5.11).

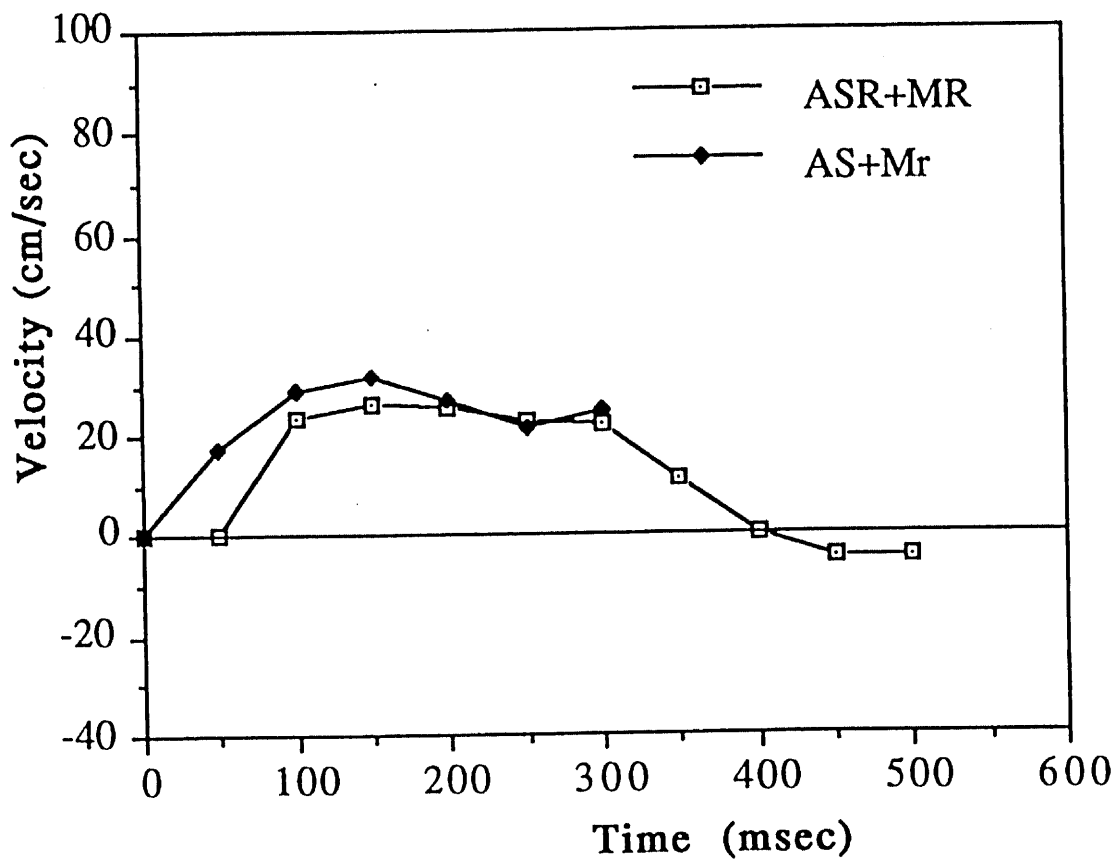


図.5.9 大動脈弁狭窄症症例での血流速測定結果.

Fig.5.9. Velocity curve of descending aorta in patients with aortic stenosis.

下行大動脈の一心周期あたりの順行性総血流量(Y)と左室一回拍出量(X)との間には，回帰直線 $Y=25.435+0.346X$ ，相関係数 $r=0.927$ の有意($P<0.001$)な相関が認められた(図 5.12). この際，左房への逆流量が多く左室一回拍出量に比し大動脈への駆出量が低い重症僧帽弁閉鎖不全 2 例(●)と，大動脈狭窄症で下行大動脈まで flow void が到達するため収縮末期まで tag を追跡できなかった 1 例を除いて検討した.

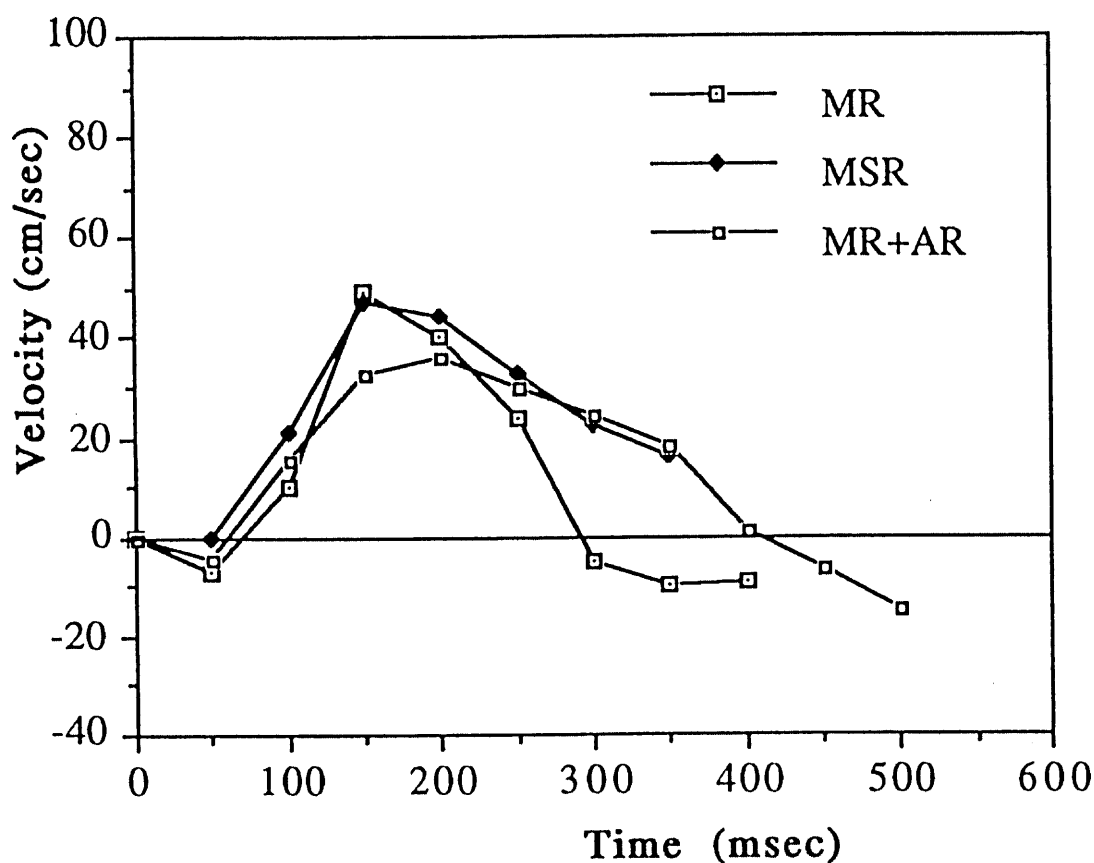


図.5.10 僧帽弁閉鎖不全症での血流速測定結果

Fig.5.10. Velocity curve of descending aorta in patients with mitral regurgitation.

5.4 考察

5.4.1 MPT 法とその他の非観血的血流計測法の対比

非観血的に血流量を臨床的に計測する方法として、指示薬希釈法 [7]、超音波パルスドプラ法 [8]、局所電気インピーダンス変化を計測する方法 [9] などがあるが、現在臨床的に最も利用されているのは超音波パルスドプラ法である。この超音波パルスドプラ法はすぐれた方法であるが、つねに入射角度の補正が問題となる。

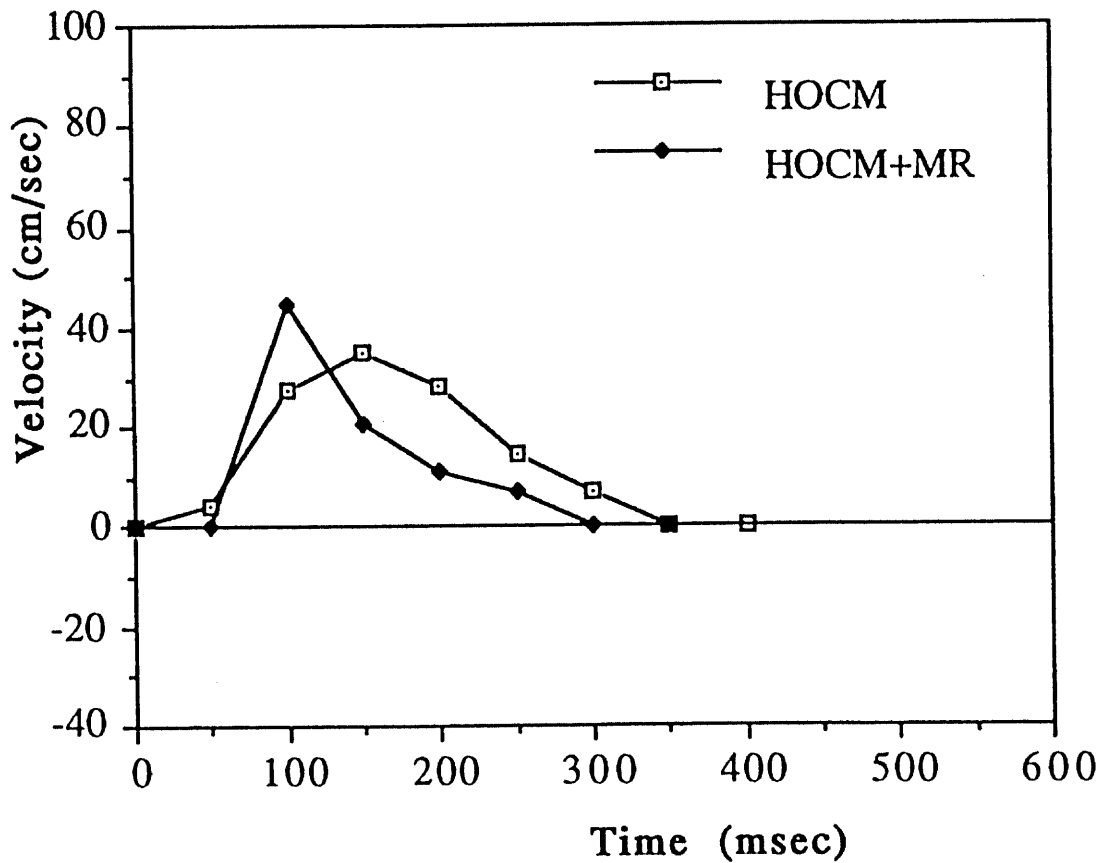


図.5.11 肥大性閉塞性心筋症の血流速測定結果

Fig.5.11. Velocity curve of descending aorta in patients with hypertrophic obstructive cardiomyopathy (HOCM).

また、上記の他の方法もそれぞれ種々の問題を有し、充分満足できる検査法ではない。一方、MRIによる血流計測には選択的に励起された血管内の血液の移動量を計測する bolus tracking 法[10]や、血流により生じる phase shift を計測する velocity mapping 法[11]などがあいついで報告され、非観血的血流計測法としても MRI は期待されている。しかし、これらの方法は通常 of 撮像に加えて、血流計測のためにさらに撮像を追加しなければならないという欠点がある。

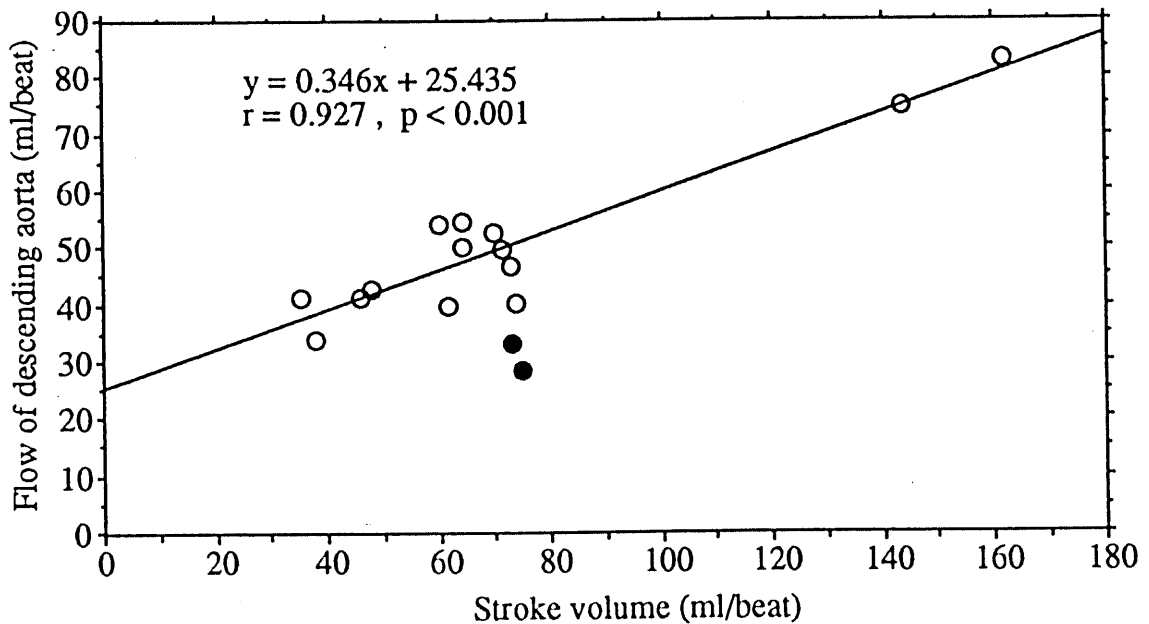


図.5.12 下行大動脈の一心周期あたりの順行性総血流量(Y)と左室一回拍出量(X)との相関図

Fig.5.12. Relationship between the left ventricular stroke volume and descending aortic flow volume.

松沢ら[12]は類似した方法をもちいて脊髄液動態(脊髄液の流速は最大流量 10cm/sec 程度)の定量的解析を行っている。彼らの論文中には撮像シーケンスとプレサチュレーションパルスの関係がしめされていないので、明確ではないが、我々のシングルスライス・シングル tagging の変形と思われ、もしそうなら、高速の流れの計測には適していないはずである。我々の研究では大動脈の流速を対象としたので、その流速は 100cm/sec 以上であり、このような高速の流れに対しては、tagging パルスと撮像シーケンスと時間間隔を短縮することが必要である。この点を主眼に撮像直前にプレサチュレーション法で血液に目印をつける MPT 法を独自に開発した。また、MPT 法はルーチンの cine MRI 撮像と同時に実施可能で、他の臓器が描出された画像上で流れそのものを見ることができる点がすぐれている。

5.4.2 ファントム実験

SPT 法では tagging 用 RF パルスを一回しか印加していないので tag は時間経過とともに流水の混和と緩和により境界が不明瞭になったと考えられた。また、流速が速い場合には tag は撮像視野の外へ流れ去り、SPT 法は長時間血流計測や流速が速い血流計測には不向きであると思われた。一方、MPT 法では観察すべき tag を常に鮮明に描出することができた。したがって、MPT 法は収縮期から拡張期にわたる血流計測や流速が速い心・大血管系で血流計測に適した方法である。

5.4.3 臨床研究

これまでの検討では正常者の大動脈血流速度は約 100cm/sec[13]とする方法が多いが、今回の検討では健常者の平均流速のピークはそれに比べやや低かった。これは本研究の流速が 50ms ごとの平均値であるため最大流速を捉えられなかったためかもしれない。

重症の大動脈弁閉鎖不全症の典型例(図 5.8)では tag が拡張早期に上流に大きく逆流した。しかし、中等症以下の大動脈弁閉鎖不全症では tag の逆流を確認できない例もあり、逆に健常者でも tag が拡張早期にわずかに上流へ逆流する例があり、この拡張早期の下行

大動脈の tag の逆流から大動脈閉鎖不全症の重症度評価が可能か否かについてはさらに症例を重ねて検討する必要がある。

上行大動脈で MPT 法を適用できれば、临床上さらに有益な情報が得られると思われるが、一部の症例では血液が大動脈弁部を通過する際、乱流が発生し flow void が生じるため、上行大動脈に tag を印加しても tag を追跡できなかつたので、今回の検討では下行大動脈で検討した。

5.5 結論

流水ファントム実験において、SPT 法では tag は急速に不鮮明となり、尖鋭度は急激に低下したが、MPT 法では tag は高値を保ち鮮明であった。

流水ファントム実験において、MPT 法による流速の測定値は実測値と有意な高い正相関を示した。

臨床研究において、MPT 法では下行大動脈に印加した tag は鮮明に描出され、その移動距離の計測から下行大動脈の流速波形が得られ、これらの流速波形はそれぞれの病態に即した形態を示した。

重症僧帽弁不全症および大動脈狭窄症を除いた場合、下行大動脈の一心周期あたりの順行性総血流量と左室一回拍出量は有意の正相関を示した。

MPT 法は流速の速い下行大動脈の血流状態を収縮期から拡張期にわたり観察できる有用な方法である。

第5章 参考文献

- 1) Sechtem, U., Pflugfelder, P. and Higgins, C.B. : Quantification of cardiac function by conventional and cinemagnetic resonance imaging, *Cardiovasc Intervent Radiol*, 10 : pp.365-373, 1987.
- 2) Kondo, T., Kurokawa, H., Anno, H., et al. : Evaluation of cardiac motion and function by cine magnetic resonance imaging, *Jap Circ J.*, 56 : pp.632-638, 1992.
- 3) 安野直子, 安野泰史, 近藤武, 坂倉一義, 片田和廣, 黒川洋, 菱田仁, 渡辺佳彦, 水野康, 木造大夏, 古賀佑彦, 山田和弘, 杉石宗隆, 山口弘次郎, 五老健彦 : 心筋 tagging 法を用いたシネ MRI による心臓動態の検討, *日本磁気共鳴医学会雑誌*, 11, pp.159-165, 1991.
- 4) 坂倉一義, 安野直子, 近藤武, 黒川洋, 菱田仁, 水野康, 安野泰史, 片田和廣, 山口弘次郎, 木造大夏, 古賀佑彦, 杉石宗隆 : 心臓 tagging 法を用いた cine MRI による健常者における左室内血流動態の検討, *日本磁気共鳴医学会雑誌*, 12(1), pp.71-75, 1992.
- 5) Zerhouni, E.A., Parish, D.M., Rogers, W.J., et al. : Human Heart : Tagging with MR Imaging – a method for noninvasive assessment of Myocardial motion. *Radiology*, 169 : pp.59-63, 1988.
- 6) Buchalter, M.B., Weiss, J.L., Rogers, W.J., et al. : Nonivasive quantification of left ventricular rotational deformation in normal humans using magnetic resonance imaging myocardial tagging. *Circulation*, 81 : pp.1236-1244, 1990.
- 7) 香取瞭 : 循環機能検査法. 最新内科学大系, 29. 中山書店, 東京, pp.237-243, 1990.
- 8) 古幡博 : 無侵襲的血液量測定法, *日本 ME 学誌*, 1 : pp.263-268, 1987.
- 9) 奥田宣明, 大橋信昭, 山田眞己 : 局所電気インピーダンス変化による大動脈流速測定について, *J Cardiography.*, 16 : pp.727-733, 1986.

- 10) Shimizu, K., Matsuda, T., Sakurai, T., et al. : Visualization of moving fluid : Quantitative analysis of blood flow velocity using MR imaging, *Radiology*, 159: pp.195-199, 1986.
- 11) Bogren, H.G., Klipstein, R.H., Firmin, D.N., et al. : Quantitation of antegrade and retrograde blood flow in the human aorta by magnetic resonance velocity mapping, *Am Heart J.*, 177 : pp.1214-1222, 1989.
- 12) 松沢等, 飛驒一利, 宝金清博, 他 : pre-saturation を用いた cine MRI による 脊髄空洞症の 脊髄動態の 定量的解析について, *脳神経*, 44 : pp.24-29, 1992.
- 13) 菅原基晃, 松尾祐英, 梶谷文彦, 他 : 大動脈内の血液流れ, 血液, 講談社, 東京, pp.1-9, 1985.

第6章 結論

本論文では、筆者がこれまで行ってきた MRI の RF パルスと傾斜磁場制御をおこなうパルスシーケンスに関する研究とこのパルスシーケンスを使用した臨床画像評価に関する一連の研究をまとめたものである。

これらの研究は、「MRI 画像の最適化」を探求する上で、もっとも基本となる RF パルスの形状特性および臨床現場が疾患診断に要求する医用画像を正確に提供する画像診断評価法の確立を目指したものである。

以下に、本研究で得られた成果と残された課題および今後の展望を述べ本論文の結論とする。

6.1 本論文で得られた成果.

第2章では、SE法のT1W撮像でのRFパルス形状としてOriginal関数型RFパルスを提案した。この方法は、MRIのSE法で求められる要求項目としてスライス厚形状の矩形性向上がある。これを実現するために、SE法に使用されるRFパルスの周波数領域形状をできるだけ矩形にする必要がある。すなわち、RFパルスの π 数を無限 π 数・無限時間長を取れば、周波数領域およびスライス厚の矩形性を実現できるが、臨床実機としての実用的 π 数・印加時間がかけ離れた値となる。とくにSE法では 90° - 180° RFパルスが必要であり、 90° RFパルスに非対称RFパルスを用いて周波数領域の矩形性向上を行うことができるが、 180° RFパルスにはSE法の特徴から対象RFパルスが必要不可欠で印加時間の制約が生じる。また、周波数領域矩形性を向上させることでT1W撮像時の軟部組織コントラスト低下を抑制することができると考えられた。

得られた結果は以下の通りである。

- (1) RFパルス形状にsinc-gaussian関数をフーリエ余弦変換で展開したOriginal関数を提案した。このOriginal関数の各項を最適化することで周波数領域形状の矩形化、矩形性の改善ができる。

- (2) MRI の RF パルスと傾斜磁場特性を理論的数値現象解析ができる Bloch 方程式を使用することで、臨床実機で撮像する状況と同じ状態での Original 関数の最適化が可能となる。
- (3) 臨床実機を使用した物理評価としての SNR が 4.1% 低下したが、臨床側が要求する頭部画像で CNR 低下を 16.2% 向上させることが可能となる。

第3章では、脂肪抑制法に使用される RF パルス関数として、従来臨床実機で使用されている脂肪抑制 RF パルス長時間を大幅に短時間にした sinc 関数・Laguerre 関数・指数関数を掛け合わせた短時間印加型脂肪抑制 RF パルスを提案した。

得られた結果は以下の通りである。

- (1) MRI では、脂肪抑制が必要な撮像条件が多い臨床実機と同様の脂肪抑制周波数帯域を有する短時間脂肪抑制 RF パルスが実現できる。
- (2) 臨床実機による物理評価で脂肪抑制効果が臨床実機の脂肪抑制 RF パルスと同等の脂肪抑制効果が実現できる。
- (3) 臨床実機を使用した頭部画像による画質評価では短時間脂肪抑制 RF パルスの脂肪抑制効果が臨床実機脂肪抑制 RF パルスと同等であり画質向上が実現できる。

第4章では、心筋壁運動解析を行える磁気標識撮像として、RF パルスと傾斜磁場の最適化を行った DANTE-tagging 型 RF パルス法を試作し、cine MRI を使用した臨床評価で心室中隔壁運動の垂直・せん断ひずみ解析法を提案した。

得られた結果は以下の通りである。

- (1) DANTE-tagging 型 RF パルスを併用した cine MRI による局所壁運動解析が可能となる。
- (2) 心室中隔壁運動解析を使用して壁運動を ROI 面積収縮率解析が可能となる。

(3) 心室中隔壁運動を垂直・せん断ひずみを垂直ひずみ(E11, E22), せん断ひずみ(E21, E12)としての解析が可能になる。

第5章では, 心臓 cine MRI は非観血的検査法として心機能解析, 弁逆流の評価に最適化を行った多時相 tagging cine 型 RF パルスを併用した cine MRI 撮像法を試作し, 臨床評価として血流計測法を提案した。

得られた結果は以下の通りである。

- (1) cine 撮影法(multi-tagging single-slice multiphasic cine imaging:MPT)を開発し下行大動脈の血流速測定が可能になる。
- (2) MPT 法は心臓収縮期から拡張期にわたる血流計測や流速が速い心・大血管での血流計測が可能にある。
- (3) 心臓弁膜症疾患患者の血行動態解析が可能になり弁疾患状態評価の指標が可能なる。

6.2 今後の課題と今後の展望

6.2.1 今後の課題

(1) SE 法の T1W 撮像での RF パルス形状として Original 関数型 RF パルスの最適化。

MRI の撮像シーケンスは, RF パルスと傾斜磁場の組み合わせで構成されている。とくに RF パルス特性は, 非常に重要であり周波数領域形状をより矩形形状にすることが必要である。また, 臨床現場からの SE 法 T1W 撮像に対する要求は, 疾患を薄いスライス厚で広範囲を撮像することが要望されているのが現状である。この為, この条件を満たすと MTC 効果により頭部の白質・灰白質の軟部組織コントラストが低下する問題が生じる。このように, 軟部組織コントラストを重視する疾患は非常に多く存在する。本研究では, MTC 効果を低減させる Original 関数の技術開発を行い軟部組織コントラスト比が改善できる Original 関数を提案した。

同提案は、RF パルスの π 数を $\pm 2\pi$ を使用して周波数領域の形状をより矩形にし周波数領域の面積を向上させることで MTC 効果を低減させている。

今後の課題は、Original 関数型 RF パルスのような MTC 効果を低減し軟部組織コントラスト比が向上する RF パルス関数が広く普及することが必要になる。

(2) 脂肪抑制法に使用される短時間印加型脂肪抑制 RF パルスの最適化。

MRI で使用される RF パルスは傾斜磁場を印加して使用する選択的励起が一般的である。しかし、水と脂肪の周波数差を利用する脂肪抑制 RF パルスには RF パルスに傾斜磁場を印加しないで使用する非選択的励起が使用される。このため、脂肪抑制 RF パルス周波数特性が非常に重要でありマルチスライス撮像を行うと脂肪抑制 RF パルスが連続的に多数印加することで脂肪抑制 RF パルスの高周波成分がスライス面内の周波数を励起することになり脂肪以外の信号を低下させる現象が発生することになる。この問題を解決するには脂肪抑制 RF パルスの周波数特性の矩形化が必要になり脂肪抑制 RF パルス印加時間がさらに長くなることになる。このため、脂肪抑制 RF パルスの印加時間と非選択的励起による問題の両方を解決する必要があった。

今後の課題は、今回開発した脂肪抑制 RF パルス関数は時間短縮を実現したが非選択励起への改善は未完のままである。さらに非選択励起問題を改善できる脂肪抑制 RF パルス関数の設計開発が必要となる。

(3) DANTE 法を用いた垂直・せん断ひずみ測定の最適化。

本研究では、0.5T-MRI を使用したので tag 生存時間が 300ms 程度まで追尾することができた。しかし、臨床現場からは心臓動態解析として心電図周期での QRS 波形から次の QRS 波形までの全周期にわたる tag 解析が必要である。tag 部生存時間を決める主要因は心筋部の T1 値（縦緩和時間）が影響する。したがって、物質の T1

値は静磁場強度により延長するので T1 値が延長する 1.5T-MRI や 3.0T-MRI を使用した解析を行うことで tag 生存時間を延長させることが可能となる。高磁場になれば撮像時間により心臓の拍動や血流動きにより偽像が発生し易くなる。また、心臓 MRI 撮像の難しさは心臓形態が心疾患患者により複雑な形態を示し tag 解析用撮像断面用の位置決めを短時間で行うことが難しい場合がある。位置決め時間が長くなると検査時間が長くなり患者への身体的・精神的負担が大きくなる。

今後課題としては、心臓撮像を行う時に高磁場でも偽像が出現しないような心臓同期システムの開発や撮像時間の短縮手法の開発を行い血流動態の影響を最小限にして簡易的に心臓壁運動解析断面を自動的に設定できる心臓撮像断面設定システムソフトウェアの開発が必要になる。

(4) MPT 法を用いた血流速の測定の最適化。

心機能評価や大動脈弁逆流評価などの循環器領域で MRI が盛んに使用されている。これは、MRI が撮像断面を任意に設定できることから目的疾患での臨床評価をしやすい断面を非侵襲的に提供することにある。とくに、心臓および血流動態評価に心筋や血流に tag を印加するタギング法が動態評価法として使用されているのが現状である。しかし、一度印加した tag が心臓の動きにより撮像断面から「ズレ」ることにより tag が消失する場合もある。また血流に印加した tag も血流の動きにより tag の境界が不鮮明になったり消失する等の問題がある。本研究では、とくに血流に印加した tag が消失する問題を解決する方法として多時相 tagging cine 撮像法 (multi-tagging single-slice mutiphasse cine imaging : MPT) 法と臨床評価方法を提案した。MPT を使用することで心疾患とくに大動脈弁逆流疾患の下行大動脈の血流状態を画像化できる。これにより、大動脈弁逆流疾患の血流動態の臨床的評価が可能になり血流速が早い下行大動脈の血流状態を収縮期から拡張期にわたり観察ができる。

今後の課題としては、大動脈弁から上行大動脈での弁逆流による血流状態を血流の乱流により評価ができなかった。乱流の影響は、

MRIでパルスシーケンスにより制御するハードウェアの性能に限界があり、とくに傾斜磁場電源の性能と渦電流を除去する対策に限界があった。ハードウェアの性能が向上すれば乱流の影響を受けにくいパルスシーケンスの技術開発も可能であり、よりMPTが活用されることで心疾患患者への的確な治療方針に役立つ画像を提供できることが可能となる。

6.2.2 今後の展望

(1)MRI用RFパルスの最適化

臨床現場がMRIの画質に求める要求は、軟部組織コントラストの向上と任意撮像断面ができることである。とくに軟部組織コントラストは非常に重要でCT(Computed Tomography)が組織の放射線吸収係数を用いて画像コントラストを決定しているが、頭部の白質・灰白質コントラストを正確に表現することは非常に難しいのが現状である。また、脳底部の小脳テント下の診断にもMRIは、骨からのアーチファクトが発生せず画像診断で有効な装置であることがわかる。この他にMRIに求められる項目としては、高SN比で画像が得られることや、撮像条件で制約が無いこと等が臨床現場から求められている。これらの条件を満たすには撮像条件を決定しているTR/TEが画質のコントラストを制御しているが、この他に画質に影響を与えるのがパルスシーケンスである。このパルスシーケンスは、RFパルスと傾斜磁場の制御を行うものでMRIの画質形成を決定している。この中でRFパルスは非常に重要であり、RFパルス形状が画質に影響を与えることが知られている。本研究では、画質を劣化しないようにRFパルス形状の設計と開発を行った。RFパルス形状の開発は、RFパルスの周波数領域特性やBloch方程式に代表されるRFパルスと傾斜磁場の関係を把握することで可能である。今後は、さらなる画質向上を目的としたRFパルスの開発が必要である。これは、MRI診断を必要とする医師や患者に有意義なことであり産学協同体制で望むことが必要がある。

(2)循環器領域での MRI の最適化

循環器領域を構成する心・血管系の画像描出が非常に難しい領域である。この為、心臓検査では心筋に栄養供給している冠動脈から病変部を探す方法(冠動脈造影)と心筋の梗塞部位を心筋の運動評価から探す方法(核医学検査：SPECT))がある。近年、開発が進んだ CT の検出器が 320 列 Area Detector CT (ADCT)を使用した心臓の冠動脈検査が行われている。同装置は 0.5mm で心臓全体の範囲(160mm)を 0.35sec で撮像することができ圧倒的な空間分解能を有する医療機器である。しかし、同装置を使用しても造影剤を使用しないと冠動脈を描出することができないのが現状である。その他に、MRI の造影剤を使用した心筋パーヒュージョン(灌流画像：かんりゅうがぞう)がある。同法は MRI 用造影剤である Gd 造影剤を急速静注し、その直後から T1 強調像を連続的に撮像し、造影剤によって心筋が濃染する様子を画像化する方法である。造影剤等の薬物負荷を心筋に加えることで、虚血部位も描出可能となる。このような検査は放射性同位元素を用いた SPECT で評価するのが一般的であったが、MRI は SPECT よりも空間分解能が高いためよりすぐれた虚血部位の描出能が向上できる。本研究で提案した心筋壁運動解析や心臓弁膜症の下行動脈血流速測定は非侵襲的心臓領域の診断指針を与えることができることが可能である。今後は、より心筋動態をより正確に心筋パーヒュージョン評価用パルスシーケンス開発や心筋パーヒュージョンと組み合わせた局所心筋壁運動解析を行うことが必要と考える。

本論文で用いた論文リスト

本学位論文は以下の各論文をまとめたものであり、ここに一覧を示す。

5

第2章

山口弘次郎：画質改善を目的とした MRI 用 RF パルスの開発，生体医工学学会，Vol.49，No.1，pp.241-244，2011.

10

第3章

山口弘次郎，鶴飼裕之：Short During Fat Suppression パルスの開発，生体医工学学会，Vol.48，No.6，pp.554-558，2010.

第4章

15

山口弘次郎，近藤武，立木秀一，徳田衛：冠動脈の臨床－新しい診断・治療体系－（上巻）高速スキャン cine MRI の基礎理論と心機能解析，日本臨床，第52巻，pp.481-487，1994.

20

山口弘次郎，武藤晃一，徳田衛，近藤武，元山貞子，松葉玲，王建华，江本豊，渡辺佳彦，片田和廣，瓜谷富三，古賀祐彦，杉石宗隆：DANTE-tagging Cine MRI を用いた心室中隔断面の局所壁運動解析－心動態的解析方法による評価－，医用画像情報学会，Vol.15，No.1，pp.44-52，1998.

25

第5章

山口弘次郎，近藤武，安野直子，坂倉一義，安野泰史，木造大夏，徳田衛，立木秀一，中村元俊，渡辺佳彦，杉石宗隆，五老健彦，片田和廣，古賀祐彦：多時相タギング・cine 撮像法の開発とその下行大動脈血流計測法への応用，日本磁気共鳴医学会，Vol.13，No.3，

30

pp.151-159，1993.

謝辞

本学位論文の作成に当たり、終始熱心なる御指導をと御鞭撻を賜りました名古屋工業大学大学院工学研究科創成シミュレーション工学専攻鵜飼裕之教授に心から御礼申し上げます。

本論文の御校閲を賜りました名古屋工業大学大学院創成シミュレーション工学専攻岩田彰教授、名古屋工業大学大学院機能工学専攻松本健郎教授、名古屋工業大学情報工学専攻本谷秀堅教授、藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科加藤秀起教授に謹んで深謝いたします。

長年にわたり親身な御指導・御助言を頂きました藤田保健衛生大学医学部放射線医学教室片田和弘教授、医療科学部放射線学科安野泰史教授、高瀬クリニック循環器科近藤武先生、藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科基礎教育梅沢栄三准教授に深く御礼申し上げます。

本研究の遂行において御協力を賜りました東芝メディカルシステムズ株式会社MRI事業部の関係各位様ほか、多くの関係諸氏に深謝いたします。

最後に、本論文の作成にあたり常に陰から支え励ましてくれた家族に心から感謝致します。

本論文に関連した論文業績

第 1 章

1. 山口弘次郎, 安野泰史, 近藤武, 瓜谷富三, 古賀佑彦, 安野直子, 渡辺佳彦, 菱田仁 : 心臓領域における最新 MRI 診断, 全国シネ撮影技術研究会誌, 7, pp.32-37, 1995.
2. 吉岡邦浩, 高橋恒男, 鎌田弘之, 菊池憲一, 山口弘次郎 : シネ MRI-tagging 法の大動脈解離への応用, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 12(5), pp.301-305, 1992.
3. 坂倉一義, 安野直子, 近藤武, 黒川洋, 菱田仁, 水野康, 安野泰史, 片田和廣, 山口弘次郎, 木造大夏, 古賀佑彦, 杉石宗隆 : 心臓 tagging 法を用いた cine MRI による健常者における左室内血流動態の検討, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 12(1), pp.71-75, 1992.
4. 安野直子, 安野泰史, 近藤武, 坂倉一義, 片田和廣, 黒川洋, 菱田仁, 渡辺佳彦, 水野康, 木造大夏, 古賀佑彦, 山田和弘, 杉石宗隆, 山口弘次郎, 五老健彦 : 心筋 tagging 法を用いたシネ MRI による心臓動態の検討, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 11, pp.159-165, 1991.

第 2 章

1. Takashi Sakai, Kojiro Yamaguchi, Eizo Umezawa, Koichi Muto, Yuya Muramatsu, Yoshiyuki Takahashi, Sachiko Ueoku, Shouichi Suzuki, and Kazuhiro Katada : Simulation Analysis of Multislice Profiles in MRI Based on Bloch Equation, Medical Imaging and information Sciences, 23(3), pp.100-104, 2006.

第 3 章

1. K. Yamaguchi, E. Umezawa, Y. Mochizuki, S. Abe and K. Katada : A basic study of Sinc type RF pulse and the optimum gradient magnetic field, Proceedings of The 1st Korea-Japan joint Conference for Radiological Technologists, pp.31, 2004.

2. K. Yamaguchi, N. Yasuda, E. Umezawa, K. Muto, K. Ohara and K. Katada : The development of RF-pulse shape of the SAR reduction for the patient Safety, Proceedings of The First Asian and Oceanic Congress for Radiation Protection, pp.141 , 2002.

第 4 章

1. 山口弘次郎, 近藤武, 立木秀一, 徳田衛 : 冠動脈の臨床－新しい診断・治療体型－高速スキャン cine MRI の基礎理論と心機能解析法, 日本臨床, 52, pp.481-487, 1994.

2. 安野直子, 近藤武, 坂倉一義, 安野泰史, 徳田衛, 黒川洋, 木造大夏, 立木秀一, 渡辺佳彦, 菱田仁, 片田和廣, 杉石宗隆, 山口弘次郎 : タギング法を用いたシネ MRI による左室壁厚変化率の検討, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 13(6), pp.335-339, 1993.

第 5 章

1. 坂倉一義, 安野泰史, 近藤武, 木造大夏, 徳田衛, 安野直子, 立木秀一, 山口弘次郎, 菱田仁, 渡辺佳彦, 水野康, 片田和廣, 古賀佑彦, 山田和宏, 杉石宗隆 : 心房細動例に対する心臓シネ MRI の有用性, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 13(3), pp.143-150, 1993.

2. 安野直子, 安野泰史, 近藤武, 坂倉一義, 片田和廣, 黒川洋, 菱田仁, 渡辺佳彦, 水野康, 木造大夏, 古賀佑彦, 山田和弘, 杉石宗隆, 山口弘次郎, 五老健彦 : 心筋 tagging 法を用いたシネ MRI による心臓動態の検討, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 11, pp.159-165, 1991.

研究業績

[1] 著書・解説(和文)

1. 新・医用放射線技術実験 臨床編 第2版, 共著, 平成21年2月, 共立出版, 山口弘次郎, pp260-262
2. 2010年版 診療放射線技師 国家試験 完全マスター, 共著, 平成21年6月, オーム社, 山口弘次郎, 小原健, 梅沢栄三, pp310-349
3. 2010年版 診療放射線技師 国家試験 完全マスター, 共著, 平成21年6月, オーム社, 山口弘次郎, 安野泰史, 辻岡勝美, 藤井茂久, 浅田恭生, pp64-81
4. 2010年版 診療放射線技師 国家試験 完全マスター, 共著, 平成21年6月, オーム社, 山口弘次郎, 辻岡勝美, pp24-63
5. クラーク X線撮影技術学, 共著, 平成20年11月 西村出版 山口弘次郎, 酒井崇, 村松佑哉, 木元愛, pp79-106
6. 2009年版 診療放射線技師 国家試験 完全マスター, 共著, 平成20年6月, オーム社, 山口弘次郎, 辻岡勝美, pp24-63
7. 2009年版 診療放射線技師 国家試験 完全マスター, 共著, 平成20年6月, オーム社, 山口弘次郎, 安野泰史, 辻岡勝美, 藤井茂久, 浅田恭生, pp64-81
8. 2009年版 診療放射線技師 国家試験 完全マスター, 共著, 平成20年6月, オーム社, 山口弘次郎, 小原健, 梅沢栄三, pp318-357
9. 2008年版 診療放射線技師 国家試験 完全マスター, 共著, 平成19年6月, オーム社, 山口弘次郎, 辻岡勝美, pp24-61

10. 2008年版 診療放射線技師 国家試験 完全マスター，共著，平成19年6月，オーム社，山口弘次郎，安野泰史，辻岡勝美，藤井茂久，浅田恭生，pp62-79
11. 2008年版 診療放射線技師 国家試験 完全マスター，共著，平成19年6月，オーム社，山口弘次郎，小原健，梅沢栄三，pp308-345
12. 診療放射線技師 国家試験 完全マスター，共著，平成18年6月，オーム社，山口弘次郎，辻岡勝美，pp19-52
13. 診療放射線技師 国家試験 完全マスター，共著，平成18年6月，オーム社，山口弘次郎，安野泰史，辻岡勝美，藤井茂久，浅田恭生，pp53-68
14. 診療放射線技師 国家試験 完全マスター，共著，平成18年6月，オーム社，山口弘次郎，小原健，梅沢栄三，pp277-312
15. 医学領域における診療放射線技術学入門 2005年版，共著，平成17年9月，藤田学園出版部，
16. 医用放射線科学講座 12 医用工学，共著，平成10年5月，医歯薬出版，山口弘次郎，武藤晃一，pp.125-127
17. 生涯教育テキスト・2 診療画像学Ⅱ－検査法と画像機器－，共著，平成3年10月，日本放射線技師会

[2] 学会誌掲載論文：英文の第1著者としての共著

1. **Kojiro Yamaguchi**, Ryuukou Igarashi, Hiroshi Takai, Hiroshi Sugimoto, and Takehiko Goro : Fast MR Imaging Using a Multiple Spin-Echo Sequence, Medical Review, 43, pp.21-27, 1993.

[3] 学会誌掲載論文：英文の第1著者でない共著

1. Eizou Umezawa, Mayo Yoshikawa, Kana Ohno, Emi Yoshikawa, and **Kojiro Yamaguchi** : Multi-shelled q-ball Imaging: Moment-based Orientation Distribution Function, Magn Reson Med Sci., 9(3), pp.119-129, 2010.

2. Eizou Umezawa, Mayo Yoshikawa, **Kojiro Yamaguchi**, Sachiko Ueoku, and Eiji Tanaka : q-Space Imaging Using Small Magnetic Field Gradient, Magn Reson Med Sci., Vol.5, No.4, pp.179-189, 2006.

3. Toshiaki Nitatori, Junichi Hachiya, Tateo Korenaga, Takao Fujikawa, Tsuneaki Seki, Minoru Okada, Shintaro Dono, Yoshiyuki Mizutani, Yoshiro Furuya, Kokai Nishikawa, Masato Gotoh, Tadahiro Takeda, Yoshio Machida and **Koujiro Yamaguchi** : MR Angiography of the Lower Extremities, Medical Review, 38, pp.31-38, 1991.

4. Takeshi Kondo Masahiro Okamura, Hirofumi Anno, kazuyoshi Sakakura, Tomizo Uritani, Naoko Anno, Hiroshi Kurokawa, Hitoshi Hishida, Yoshihiko Watanabe, Yasushi Mizuno, Akira Takeuchi, Sukehiko Koga, Munetaka Sugiishi and **Koujiro Yamaguchi** : Evaluation of Valvular Regurgitation and shunt flow using cardiac cine MRI, Medical Review, 36, pp.5-15, 1991.

5. Takeshi Kondo, Masahiro Okamura, Naoko Anno, **Koujiro Yamaguchi.**, et al. : Clinical usefulness of cine MRI for the evaluation of left ventricular wall motion and volume using the modified Simpson's method, Medical Review, 34, pp.1-9, 1990.

[4] 学会誌掲載論文：和文の第1著者としての共著

1. 山口弘次郎, 鵜飼裕之：Short During Fat Suppression パルスの開発, 生体医工学, 48(6), pp.554-558, 2010.

2. 山口弘次郎, 武藤晃一, 梅沢栄三, 桑山喜文, 近藤武：冠動脈の臨床（上）高速スキャン cine MRI の基礎臨床, 日本臨床, 61(4), pp.287-293, 2003.

3. 山口弘次郎, 武藤晃一, 徳田衛, 近藤武, 元山貞子, 松葉玲, 王建華, 片田和廣, 瓜谷富三, 古賀佑彦, 杉石宗隆：DANTE-tagging cine MRI を用いた心室中隔断面の局所壁運動解析－心動態的解析方法による評価－, 医用画像情報学会雑誌, 15(1), pp.43-52, 1998.

4. 山口弘次郎, 武藤晃一, 片田和広, 瓜谷富三, 江本豊, 島西聡, 古賀佑彦, 繁村直, 島西聡：DICOM CTN サーバー・クライアントを用いた医用画像データベースシステム評価－実用的医用画像データ構築のために－, 放射線医学物理誌, 17(4), pp.229-235, 1997.

5. 山口弘次郎, 近藤武, 安野直子, 坂倉一義, 安野泰史, 木造大夏, 徳田衛, 立木秀一, 中村元俊, 渡辺佳彦, 杉石宗隆, 五老健彦, 片田和廣, 古賀佑彦：多時相タギング・シネ撮像法の開発とその下行大動脈血流計測への応用, 日本医学磁気共鳴医学会誌, 13(3), pp.151-159, 1993.

短報

1. 山口弘次郎 : 画質改善を目的とした MRI 用 RF パルスの開発, 生体医工学, 49(1), pp.241-244, 2011.

[5] 学会誌掲載論文 : 和文の第 1 著者でない共著

1. 望月安雄, 阿部慎司, 門間正彦, 山口弘次郎, 安達登志樹 : 肺腺癌ファントムを用いたソフトコピー(LCD)とハードコピー(Film)の病変検出能の比較, 日本放射線技術学会, 67(4), pp.328-335, 2011.

2. 木元愛, 山口弘次郎, 杉本豪視, 田中栄治, 鈴木昇一 : デジタル温度計を用いた高速 SE 法使用時の体表面温度測定, 医用画像情報学会, 28(2), pp.41-45, 2011.

3. 望月安雄, 阿部慎司, 山口弘次郎 : Image quality figure の閾値による Computed Radiography での適正線量の推定, 日本放射線技術学会, 65(4), pp.430-437, 2009.

4. 望月安雄, 阿部慎司, 山口弘次郎 : 矩形波チャートを用いたコントラスト法でのプリサンプリング MTF の簡易測定, 日本放射線技術学会, 61(9), pp.1355-1357, 2005.

5. 望月安雄, 阿部慎司, 山口弘次郎, 竹田一考, 門間正彦, 梅津幹夫, 依田一重 : 医用 X 線画像のスペクトル形状に関する研究, 北里医学, 33, pp.207-211, 2003.

6. 武藤晃一, 中村嘉男, 山口弘次郎, 片田和廣, 近藤武, 皿井正義, 元山貞子, 大島慶太, 古賀佑彦, 児玉行弘, 永井伸枝, 福光隆幸, 木村徳典 : DANTE-tagging cine MRI から得られた面積収縮率による心室中隔の機能解析, 医用画像情報学会誌, 16(3), pp.165-172, 2000.

7. 湯浅真由美, 渡辺睦, 西浦正英, 山口弘次郎, 近藤武, 安野泰史, 武藤晃一 : 動的輪郭モデルによる MR 画像における左室内腔自動輪郭抽出法の開発とその評価－輪郭形状の主成分分析を利用した初期値設定－, 電子情報通信学会論文誌 J82-D－II .NO.12, pp.2345-2354, 1999.

8. 武藤晃一, 安野泰史, 山口弘次郎, 近藤武, 古賀佑彦, 高山聡, 久米祐一郎, 津田元久 : ヘリカル CT を用いた大動脈壁石灰化定量評価法の開発, 医用画像情報学会誌, 15(2), pp.107－116, 1999.

9. 島西聡, 泉実教, 相沢光広, 繁村直, 山口弘次郎, 瓜谷富三, 古賀佑彦 : DICOM 規格に基づいた PC ソフトの開発, 医用画像情報学会誌, 13(3), pp.124-131, 1996.

10. 木造大夏, 徳永裕, 安野泰史, 近藤武, 山口弘次郎, 安野直子, 坂倉一義, 山田和弘, 杉石宗隆, 片田和廣, 古賀佑彦 : 心筋 tagging cine MRI 法における tagging pulse の flip angle の検討, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 13(5), pp.290-298, 1993.

11. 岡村正博, 安野泰史, 近藤武, 坂倉一義, 瓜谷富三, 山口弘次郎, 安野直子, 黒川洋, 菱田仁, 渡辺佳彦, 水野康, 片田和廣, 古賀佑彦, 杉石宗隆 : 心臓シネ MRI に出現する flow void の大きさから弁逆流量および短絡血流量を定量的に推量できるか?－流水ファントムによる検討－, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 11(3), pp.203－207, 1991.

12. 大橋昭南, 藤井由美, 山口弘次郎, 緒方計 : MRI 画像の表示ウインドウの自動設定(第 2 報), MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY.8(3), pp.303-304, 1990.

13. 大橋昭南, 山田真一, 立川文夫, 藤井由美, 山口弘次郎, 緒方計 : AI 技術を応用した MRI の表示ウインドウの自動設定, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, 8(1), pp.8-31, 1990.

14. 近藤武, 安野泰史, 瓜谷富三, 竹内昭, 黒川洋, 岡村正博, 安野直子, 古田敏也, 下方辰幸, 桜井充, 渡辺佳彦, 水野康, 古賀佑彦, 杉石正司, 山口弘次郎 : Cine MRI による左室容積の算出と各種心疾患への応用, 心臓, 22(1), pp.63-72, 1990.

速報

1. 安田成臣, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 武藤晃一, 小原健 : MRI の SAR 低減を目的とした RF パルスシミュレーション解析, 医用画像情報学会誌, Vol.19(1), pp.18-21, 2002.

[6] 国際会議発表論文(査読有り) : 英文の第 1 著者としての共著

1. **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa, Sachiko Ueoku and Kazuhiro Katada : The development of the RF-pulse for the low level SAR used by the MRI, Proceeding of IRPA12 International Congress of the International Radiation Protection Association, pp.1-5, 2008.

[7] 国際会議発表論文(査読なし) : 英文の第 1 著者としての共著

1. **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa and Eiji Tanaka : The examination of prostate scanning using the Dual-Flip Angle SE Method of the MRI, Proceeding of 2011 KIMES & Seoul Radiological Technologists Association Annual Conference, pp.122, 2011.

2. **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa and Eiji Tanaka : The research on examination and SAR reduction of Prostate MRI, Proceeding of 18th Asia Australasia Conference of Radiological technologists, pp.152, 2011.

3. **Kojiro Yamaguchi**, Eiji Tanaka and Eizo Umezawa : Development and Image evaluation of RF pulse which prevents the CNR lowering by the T1W-SE method, Proceeding of 26th Singapore-Malaysia Radiographers' Conference, 2011.
4. **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa Shinji Abe, Yasuo Mochiduki and Kazuhiro Katada : The examination of optimum TR condition of the SE method T1W imaging by TE, Proceeding of 13th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.83-84, 2009.
5. **Kojiro Yamaguchi**, Tadashi kuba, eizo Umezawa and Kazuhiro Katada : The develop of the RF pulse for the MRI for the purpose of the image quality improvement, Proceeding of 2009 KIMES & Seoul Radiological Technologists Association annual Coference, pp.122-123, 2009.
6. **Kojiro Yamaguchi**, Kimoto Megumi, Eizo Umezawa, Ryosuke Suzuki, Naruomi Yasuda, Shinji Abe, Yasuo Mochiduki and Eiji Tanaka : The examination on the optimum angle of Hahn echo Type SE method, Proceeding of 10th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.93-94, 2008.
7. **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa, Shinji Abe and Yasuo Mochiduki : The evaluation of effect of slice Gap on the phase angle dispersion, Proceedings of 7th The International Joint Conference of KTJ Radiological Technologists, pp.99-100, 2007.
8. **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa and Yasuo Mochiduki : On the effect of the window function for sinc functional type RF pulse on image quality of the MRI -180 degrees magnetic field gradient and Mx-My phase angle evaluation-, Proceedings of 4th The International Joint Conference of KTJ Radiological Technologists, pp.81-82, 2006.

9. **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa, Koichi Muto, Junko Nanaumi, Nobushige Sato, Yoshifumi Kuwayama and Kazuhiro Katada : A Study on Saturation Pulses in MRI, Proceedings of The 1st Korea Rep. of China Japan International Joint Conference of Radiological Technologists. pp.53, 2005.

10. **K.Yamaguchi**, E.Umezawa, Y.Mochiduki, S.Abe and K.Katada : A basic study of Sinc type RF pulse and the optimum gradient magnetic field, Proceedings of The 1st Korea-Japan joint Conference for Radiological Technologists, pp.31, 2004.

11. **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa, Kouichi Muto, Ken Ohara et al. : The development of the Quality Control method for Diffusion Weighted Image, Proceedings of 14th Asian Conference of Radiographers and Radiological Technologists, pp.147, 2003.

[8] 国際会議発表論文(査読なし) : 英文の第1著者でない共著

1. Megumi Kimoto, **Kojiro Yamaguchi**, Takesi Sugimoto, Eiji Tanaka and Shoichi Suzuki : Measurement of the temperature at body surface in MRI examination, Proceeding of 16th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.60, 2010.

2. Riemi Hata, Megumi Kimoto and **Kojiro Yamaguchi** : Influence of change in T1 value on slice profile - Evaluation of simulation analysis in FAT - , Proceeding of 16th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.61, 2010,

3. Yasuhiro Nagata, Megumi Kimoto and **Kojiro Yamaguchi** : Influence of change in T1 value on slice profile - Evaluation of simulation analysis in CFS - , Proceeding of 16th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.62, 2010.

4. Sho Yamashita, Megumi Kimoto and **Kojiro Yamaguchi** : Influence of change in T1/T2 value on contrast rate - Evaluation of optimal TR with contrast ratio of FAT/CSF - , Proceeding of 16th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.63, 2010.
5. Ayaka Kobayashi, Megumi Kimoto and **Kojiro Yamaguchi** : The examination of the most suitable imaging condition by the T1W imaging method in SE method - Examination of most suitable TR time in the numerical value simulation -, Proceeding of 13th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.85-86, 2009.
6. Tsuyoshi Ozaki, Megumi Kimoto and **Kojiro Yamaguchi** : The examination of the most suitable TR condition by TE of the SE method T1W imaging method - Mainly on signal value evaluation in the aspect by the numerical value simulation -, Proceeding of 13th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.87-88, 2009.
7. Megumi Kimoto, **Kojiro Yamaguchi**, Takeshi Sugimoto, Eiji Tanaka and Shoichi Suzuki : About a increased temperature of the henna tattoo by the examination of MRI, Proceeding of 13th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.88/1-88/2, 2009.
8. Megumi Kimoto, **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa, ryosuke Suzuki, Takesi Sugimoto and Eiji Tanaka : The influence on the image quality in variable Flop on angle FSE Examination in FAT and CSF-, Proceeding of 10th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.86-87, 2008.
9. Ryosuke Suzuki, **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa, Takeshi Sugimoto and Eiji Tanaka : The influence on the image quality in variable Flop on angle FSE Examination in GM and WM-, Proceeding of 10th The East Asia Conference of Radiological Technologists, pp.89-90, 2008.

10. Daiki Ishihara, **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa, Yuya Muramatu, Takashi Sakai and Shoichi Suzuki : The basic study of the τ modulation-type SE method of the MRI The theoretical examination of slice profile shape-, Proceedings of 7th The International Joint Conference of KTJ Radiological Technologists, pp.93-94, 2007.

11. Dai Yamasaki, **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa, Yuya Muramatu, Takashi Sakai and Shoichi Suzuki : The basic study of the τ modulation-type SE method of the MRI ?The theoretical examination of the phase angle dispersion-, Proceedings of 7th The International Joint Conference of KTJ Radiological Technologists, pp.97-98, 2007.

12. Yuki Nagao, **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa, Yuya Muramatu, Takashi Sakai and Shoichi Suzuki : On the effect of frequency characteristics of sinc type RF pulse on the slice profile, Proceedings of 7th The International Joint Conference of KTJ Radiological Technologists, pp.95-97, 2007.

13. Hiroki Yonekura, **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa and Shoichi Suzuki : On the effect of the window function for sinc functional type RF pulse on image quality of the MRI - Slice profile evaluation by the simulation analysis-, Proceedings of 4th The International Joint Conference of KTJ Radiological Technologists, pp.75-76, 2006.

14. Ryo Terabayshi, **Kojiro Yamaguchi**, Eizou Umezawa, and Shoichi Suzuki : On the effect of the window function for sinc functional type RF pulse on image quality of the MRI - Mx-My phase angle evaluation by the simulation analysis -, Proceedings of 4th The International Joint Conference of KTJ Radiological Technologists, pp.77-78, 2006.

15. Chihiro Naito, **Kojiro Yamaguchi**, Eizou Umezawa and Shoichi Suzuki : On the effect of the window function for sinc functional type RF pulse on image quality of the MRI - 180 degrees magnetic field gradient and slice profile evaluation -, Proceedings of 4th The International Joint Conference of KTJ Radiological Technologists, pp.79-80, 2006.
16. Yuya Muramatu, **Kojiro Yamaguchi**, Eizo Umezawa, Takashi Sakai, Yoshiyuki Takahashi and Shoichi Suzuki : The analysis of a sinc type asymmetry RF pulse deterioration factor, Proceedings of 4th The International Joint Conference of KTJ Radiological Technologists, pp.83-84, 2006.
17. Takashi Sakai, **Kojiro Yamaguchi**, Shouichi Suzuki and Eiji Tanaka : Production of the MIP educational support program, Proceedings of 4th The International Joint Conference of KTJ Radiological Technologists, pp.85-86, 2006.
18. Yoshiyuki Takahashi, **Koujiro Yamaguchi**, Eizou Umezawa, Koichi Muto, Kaori Yamamoto and Kazuhiro Katada : A Study on Cross Talk Phenomenon in MRI ? Asymmetric SINC Pulses(-x/+ π)-, Proceedings of The 1st Korea Rep. of China Japan International Joint Conference of Radiological Technologists, pp.54-55, 2005.
19. Takashi Sakai, **Koujiro Yamaguchi**, Eizou Umezawa, Kouichi Muto, Kaori Yamamoto and Kazuhiro Katada : A Study on Cross Talk Phenomena in MRI, Proceedings of The 1st Korea Rep. of China Japan International Joint Conference of Radiological Technologists, pp.56-57, 2005.

20. Yuya Muramatu, Koujiro Yamaguchi, Eizou Umezawa, Kouichi Muto, Kaori Yamamoto and Kazuhiro Katada : A Study on Cross Talk Phenomena in MRI ? Asymmetric SINC Pulses(-x/+2 π)-, Proceedings of The 1st Korea Rep. of China Japan International Joint Conference of Radiological Technologists, pp.58-59, 2005.

21. K. Sasaki, K. Yamaguchi, E. Umezawa, E. Tanaka and K. Katada : Effect of Flip-Flop angle in the SE method on image quality, Proceedings of The 1st Korea-Japan joint Conference for Radiological Technologists, pp.32, 2004.

[9] 国内発表口頭発表

1. 近藤友香, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 武藤晃一 : 数値シミュレーション解析による FAT・CSF の T2 緩和曲線解析, 第 160 回医用画像情報学会, 岐阜, 平成 23 年 5 月.

2. 宇佐美加織, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 武藤晃一 : 数値シミュレーション解析による GM・WM の T2 緩和曲線解析, 第 160 回医用画像情報学会, 岐阜, 平成 23 年 5 月.

3. 緒方隼人, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 武藤晃一 : 数値シミュレーション解析による T2 緩和曲線の最適 CNR 解析, 第 160 回医用画像情報学会, 岐阜, 平成 23 年 5 月.

4. 木元愛, 山口弘次郎, 杉本豪視, 田中栄治, 鈴木昇一 : 高速 SE 法使用時の体表面温度変化について, 第 157 回医用画像情報学会, 名古屋, 平成 22 年 6 月.

5. 山下翔, 山口弘次郎, 木元愛, 梅沢栄三 : T1 値・T2 値変化が CNR に与える影響-FAT・CSF の最適 TR に関する評価-, 第 157 回医用画像情報学会, 名古屋, 平成 22 年 6 月.

6. 永田泰大, 山口弘次郎, 木元愛, 梅沢栄三: T1 値・T2 値変化が CNR に与える影響-FAT・CSF の最適 TR に関する評価-, 第 157 回医用画像情報学会, 名古屋, 平成 22 年 6 月.
7. 旗理英美, 山口弘次郎, 木元愛, 梅沢栄三: T1 値の変化がスライスプロファイルに与える影響-FAT の数値シミュレーション解析を用いた評価-, 第 157 回医用画像情報学会, 名古屋, 平成 22 年 6 月.
8. 鈴木亮祐, 山口弘次郎, 木元愛, 梅沢栄三(他 1 名): 高速 SE 法の Flop 可変がスライスプロファイルに与える影響について, 第 151 回医用画像情報学会, 岐阜, 平成 20 年 5 月.
9. 木元愛, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 鈴木亮祐(他 1 名): Hahn echo 型 SE 法の CNR 評価, 第 151 回医用画像情報学会, 岐阜, 平成 20 年 5 月.
10. 山口弘次郎, 山崎大, 梅沢栄三, 田中栄治: 前立腺 MR 撮像法の検討と SAR 低減に関する研究, 第 151 回医用画像情報学会, 岐阜, 平成 20 年 5 月.
11. 長尾友貴, 山口弘次郎, 村松佑哉, 酒井崇(他 1 名): MRI 用 RF パルスの τ 長がスライスプロファイルに与える影響について, 第 148 回医用画像情報学会, 名古屋, 平成 19 年 6 月.
12. 石原太基, 山口弘次郎, 村松佑哉, 酒井崇(他 1 名): MRI の τ 変調型 SE 法の基礎的検討—90 度-180 度傾斜磁場強度の最適化について—, 第 148 回医用画像情報学会, 名古屋, 平成 19 年 6 月.
13. 山崎大, 山口弘次郎, 村松佑哉, 酒井崇(他 1 名): MRI の τ 変調型 SE 法の基礎的検討—面内分散角への影響について—, 第 148 回医用画像情報学会, 名古屋, 平成 19 年 6 月.

14. 山口弘次郎, 梅沢栄三, 武藤晃一, 田中栄治(他 2 名): Flip-Flop 可変型 SE 法の開発, 第 141 回医用画像情報学会, 大阪, 平成 17 年 1 月.

15. 阿部慎司, 今田了, 寺内貴志, 山口弘次郎(他 6 名): 乳房撮影用増感氏ーフィルム系におけるアルミステップを用いたブートストラップセンシトメトリ, 第 89 回日本医学物理学会大会, 横浜, 平成 17 年 4 月.

16. 山口弘次郎, 梅沢栄三, 大野輝久, 佐々木慶: Sinc-gaussian 型 RF パルスの基礎的検討, 第 89 回日本医学物理学会大会, 横浜, 平成 17 年 4 月.

17. 酒井崇, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 高橋良幸(他 3 名): sinc 型対称 RF パルス画像劣化要因の解析, 第 142 回医用画像情報学会, 岐阜, 平成 17 年 6 月.

18. 高橋良幸, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 酒井崇(他 3 名): sinc 型非対称 RF パルス画像劣化要因の解析 第一報, 第 142 回医用画像情報学会, 岐阜, 平成 17 年 6 月.

19. 村松佑哉, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 酒井 崇(他 3 名): sinc 型非対称 RF パルス画像劣化要因の解析 第二報, 第 142 回医用画像情報学会, 岐阜, 平成 17 年 6 月.

20. 山口弘次郎, 梅沢栄三, 武藤晃一, 山田和広(他 4 名): SAR 低減型 RF パルスの開発, 第 85 回日本医学物理学会大会, 横浜, 平成 15 年 4 月.

21. 中村憲造, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 横山健一(他 2 名): sinc 型 RF パルスの π 数と傾斜磁場強度特性の評価, 第 85 回日本医学物理学会大会, 横浜, 平成 15 年 4 月.

22. 佐藤信成, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 武藤晃一(他 3 名): MRI の SAR 計測法の基礎的検討, 第 85 回日本医学物理学会大会, 横浜, 平成 15 年 4 月.
23. 梅沢栄三, 宿利美沙, 寺田佳子, 山口弘次郎: 非ガウス型拡散のスピネコー信号への影響, 第 86 回日本医学物理学会大会, 金沢, 平成 15 年 4 月.
24. 中村憲造, 山口弘次郎, 横山健一, 梅沢栄三(他 1 名): 特殊関数型 RF パルスシーケンスの開発-脂肪抑制への応用-, 第 86 回日本医学物理学会大会, 金沢, 平成 15 年 4 月.
25. 山口弘次郎, 七海順子, 梅沢栄三, 武藤晃一(他 2 名): Dynamic Variable Flip Angle SE 法の基礎的検討, 第 86 回日本医学物理学会大会, 金沢, 平成 15 年 9 月.
26. 山口弘次郎, 安田成臣, 梅沢栄三, 武藤晃一(他 2 名): T1W 画質改善用 RF パルスの検討, 第 83 回日本医学物理学会, 神戸, 平成 14 年 4 月.
27. 山口弘次郎, 梅沢栄三, 久場匡, 安田成臣(他 1 名): Improved of slice characteristics in conventional RF pulse, 第 82 回日本医学物理学会大会, 大阪, 平成 13 年 9 月.
28. 山口弘次郎, 武藤晃一, 梅沢栄三, 小原健: MRI の磁気標識特性の評価に関する研究, 第 131 回医用画像情報学会, 松山, 平成 13 年 10 月.
29. 久場匡, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 小原健: MRI における RF パルス特性改善を目的とした RF パルスに関する研究, 第 131 回医用画像情報学会, 松山, 平成 13 年 10 月.

30. 安田成臣, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 小原健: MRIにおける SAR 低減を目的とした RF パルスに関する研究, 第 131 回医用画像情報学会, 松山, 平成 13 年 10 月.

32. 伊藤栄里子, 山口弘次郎, 梅沢栄三, 小原健: MRI における スライス厚と信号強度特性比較, 第 131 回医用画像情報学会, 松山, 平成 13 年 10 月.

33. 山口弘次郎, 武藤晃一, 小原健, 片田和広(他 7 名): MRI の 磁場内傾斜磁場特性評価, 第 28 回日本磁気共鳴医学会, 京都, 平成 12 年 10 月.

[10] 特許

特願平 5 - 3 9 9 9 0 (1993 年 3 月 1 日)

流速が速い場合でも, 正確に流状対象物の流速を測定することができるMRI装置及び方法を提供すること。

特願平 5 - 2 2 9 3 1 7

人体内の水分のプロトン磁化を90°倒すためのRFパワーを正確に求めることのできるMRI装置の調整方法を提供することを目的とする。

特願平 5 - 2 2 9 2 4 7

180°選択パルスを印加する際に発生するFIDを低減することを目的とする。

特願平 5 - 1 4 9 9 7 6

血流速度の測定精度を向上させることのできる磁気共鳴イメージング方法を提供することを目的とする。

特願平 4 - 2 5 7 0 4 2

本発明はリングングの発生しないマルチエコー法の磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。

特願平 4 - 2 5 7 0 4 1

本発明は各エコーがK空間上で正しく連続するマルチエコー法の磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。

[11] 受賞

1. 日本磁気共鳴医学会優秀論文賞(平成 23 年 9 月 29 日), 2011.
Umezawa E, Yoshikawa M, Ohno K, Yoshikawa E, Yamaguchi K. :
Multi-Shelled Q-Ball Imaging: Moment-Based Orientation Distribution
Function, Magn Reson Med Sci., Vol.9, No.3, pp.119-129, 2010.

2. バイエル学術奨励賞国際飛躍賞 (平成 20 年度日本磁気共鳴
医学会学会賞), 2008.

Umezawa E, Yoshikawa M, Ohno K, Yoshikawa E, Yamaguchi K. :
Multi-Shelled Q-Ball Imaging: Moment-Based Orientation Distribution
Function.

3. 第 35 回日本磁気共鳴医学会学術奨励賞 (大会長賞), 2007.
梅沢栄三, 吉川真代, 大野香菜, 吉川エミ, 山口弘次郎: Multi-shelled
q-ball imaging: 高次モーメントを利用した方向分布関数による神
経路走行方向の検出.

4. 医用画像情報学会 内田論文賞, 1999.

武藤晃一, 安野泰史, 山口弘次郎, 近藤 武, 古賀佑彦, 高山 聡,
久米祐一郎, 津田元久: ヘリカル CT を用いた大動脈壁石灰化定量
評価法の開発, 15(2), pp.107-116, 1999.

[12] 特別講演

The 45th Anniversary of the SRTA founding Conference and International Symposium for Korea-Taiwan-Japan, 平成 22 年 3 月 韓国, ソウル

MRI の電磁波被曝の現状と考え方について述べた.

第 16 回東アジア学術交流大会 インターナショナルシンポジウム ” How to build a cooperative system in East Asia “ 平成 22 年 10 月 韓国, ソウル

日本での放射線技師教育について述べた.