臨床技術

心臓遅延造影 MRI における安静呼吸下 Three-dimensional Phase-sensitive Inversion Recovery (3D PSIR) 法の基礎検討

鈴木儀典¹⁾・寺岡邦彦²⁾・川出昌史²⁾
小泉 潔¹⁾・小森芳秋³⁾・Sven Zuehlsdorff⁴⁾論文受付
2010年1月21日
論文受理
2010年10月28日
Code No. 2611) 東京医科大学八王子医療センター放射線部
2) 東京医科大学八王子医療センター循環器内科
3) 京都大学大学院情報科学研究科システム科学専攻
4) シーメンスメディカルソリューションズ MR リサーチアンドディベロプメント

緒 言

心臓 late gadolinium enhancement 法 (以下 LGE 法) は、正常心筋と傷害心筋を高い画像コントラストとして描出でき傷害心筋の評価に有用な撮像法である¹⁾。Inversion recovery (IR) パルスを用いた LGE 法 (以下 IR 法) は、正常心筋の null-point に合わせた inversion time (TI) を設定することが重要である²⁾。また IR 法による three-dimensional (3D) 撮像は、複数回撮像による位置ズレがなく、小病変の検出に有効な撮像法で

ある³⁾。しかし安静呼吸下で安定した LGE 画像コントラストを得るうえで、撮像中の null-point の変動が問題となる。

近年では、MR 信号の位相情報を利用した phase-sensitive inversion recovery 法 (以下 PSIR 法) による LGE 法の有用性も報告され、IR 法との対比や撮像パラメータと信号強度の関係についても検証されている⁴⁻⁶⁾。新たに開発された安静呼吸下 3D PSIR 法では、臨床例での有用性も報告されている⁷⁾。今回われわれは、

Basic Examination for Three-dimensional Phase-sensitive Inversion Recovery (3D PSIR) Method by Late Gadolinium Enhancement of Non-breath-hold Cardiac Magnetic Resonance Image

Yoshinori Suzuki,¹⁾ Kunihiko Teraoka,²⁾ Masashi Kawade,²⁾ Kiyoshi Koizumi,¹⁾ Yoshiaki Komori,³⁾ and Sven Zuehlsdorff⁴⁾1) Department of Radiology, Tokyo Medical University Hachioji Medical Center
2) Department of Cardiology, Tokyo Medical University Hachioji Medical Center
3) System Scientific Specialty, Information Science Graduate Course, Kyoto University Graduate School
4) MR Research and Development, Siemens Medical Solutions

Received January 21, 2010; Revision accepted October 28, 2010; Code No. 261

Summary

Purpose: We studied imaging parameters for the three-dimensional phase-sensitive inversion recovery by a late gadolinium enhancement (3D PSIR) method. **Method:** In the 3D PSIR method using a 1.5 Tesla MRI system and a polyvinyl alcohol (PVA) gel phantom, we evaluated the relation of the signal intensity at multiple inversion times (TI), 100–500 ms; flip angles (FA), 15–35°; and segments, 20–45. In 30 patients with chronic myocardial infarction, we measured and compared the late gadolinium enhancement (LGE) image area of ratio for each of 3 sections on both 3D LGE images by a non-breath hold and two-dimensional inversion recovery (2D IR) method non-breath hold. **Result:** In the 3D PSIR method, we recognized the signal intensity to make the width of step, maximum, and we recognized that the TI range, to keep the effective signal intensity difference constant, was limited on each phantom. The more this TI range decreased the bigger the difference in the FA and signal intensity. The set-up range of TI for the segment number remained the same. In the clinical setting, we recognized a good correlation between the 3D PSIR method (TI 300 ms, FA 20°) and the IR method ($r=0.905$, $p<0.001$). The imaging parameter that can be used in the clinical setting with the 3D PSIR method is FA 20° TI 200–300 ms, with the segment number adjusted by the cardiac cycle.

Key words: MRI, cardiac MRI, late gadolinium enhancement, phase-sensitive reconstruction別刷資料請求先: 〒193-0998 東京都八王子市館町 1163
東京医科大学八王子医療センター放射線部 鈴木儀典 宛

Fig. 1 Outline of the 3D PSIR method sequence.

3D PSIR 法の撮像パラメータと信号強度の関係について検討し報告する。

1. 方法

1-1 3D PSIR 法の原理

3D PSIR 法のパルスシーケンスには、3D inversion recovery segmented fast low angle shot(3D IR segmented FLASH)が用いられている。Fig. 1 に示すように、正常心筋と造影された心筋では T_1 緩和時間が異なり T_1 回復曲線上で差が生じる。

3D IR segmented FLASH は、2 心拍の実効 repetition time(TR)で撮像される。

1 心拍目では、IR パルスによる flip angle(FA)20°を用いた T_1 weighted image(T_1 WI)の IR 画像データが収集され magnitude 画像が作成される。Magnitude 画像は、直角位相感受性検波により得られた実信号画像(real 画像)と虚信号画像(imaginary 画像)から作成された画像である⁸⁾。また 2 心拍目では FA 5°を用いた proton density weighted image(PDWI)の reference 画像データが収集され、1 心拍目の real 画像と reference 画像データの位相情報、および表面コイルの感度情報を用いて PSIR 法と同様の画像再構成法を行うことで IR 画像データの極性情報を保持した 3D PSIR 画像が作成される⁴⁾。また安静呼吸下での使用を目的として、横隔膜同期用のナビゲータエコーシーケンスが併用されており、90°パルスと 180°パルスをクロスさせることでナビゲータエコーの収集を行う prospective acquisition and correction(PACE)法が用いられ、1 心拍目の IR 画像データ収集の直前でナビゲータエコー

が収集される。この横隔膜の位置情報が、あらかじめ設定された gating window 内に存在する場合は、その位置でデータ収集された IR 画像と reference 画像データは画像再構成に使用され、gating window 内に存在しない場合は、その位置でデータ収集された IR 画像と reference 画像データは画像再構成には使用されない。

このようにして、心電図同期と呼吸同期を併用した 3D 画像データを収集している。

なお 3D PSIR 法の PSIR 画像では、4096 階調の digital imaging and communication in medicine(DICOM)画像フォーマットに信号をマッピングする際に、リスキューリング処理が内部で施されている。3D PSIR 法では、2D PSIR 法より大きいリスキューリング係数が設定されており、常用が想定される T_1 値領域において画素値のダイナミックレンジが広くなるように制御されている。

1-2 使用機器とファントム

使用装置は Siemens 社製 MRI 装置(MAGNETOM Avanto 1.5 T)、受信コイルには 6 チャンネル body array コイル、6 チャンネル spine array コイルを併用した。ファントムには日興ファインズ社製 Polyvinyl alcohol (PVA)ゲル封入 MRI ファントム(90-401 型)を使用した。使用したファントムの詳細を Fig. 2 に示す。

A 領域は PVA ゲル含水率 82% + ガドリニウムイオン(Gd^{3+})0.3 mmol/l

(T_1 値≒251 ms), B 領域は PVA ゲル含水率 82% + Gd^{3+} 0.2 mmol/l

(T_1 値≒306 ms), C 領域は PVA ゲル含水率 82% + Gd^{3+} 0.1 mmol/l

Fig. 2 Component and T₁ of each area of the phantom.

(T₁ 値≒388 ms), D 領域は PVA ゲル含水率 75% (T₁ 値≒460 ms) の内容物で構成されている。

1-3 臨床評価

2009 年 1～9 月の期間に、当センターで心臓 magnetic resonance imaging (MRI) 検査が施行された陳旧性心筋梗塞患者 30 例(男性 26 例, 女性 4 例, 平均年齢 64±10 歳)を臨床評価に用いた。なお本研究は、院内倫理委員会の承認に基づいて施行した。

1-4 撮像条件

ファントム実験および臨床評価で使用した 2D PSIR 法と 3D PSIR 法の撮像パラメータを Table 1 に示す。ファントム実験の心電図同期には、MRI 装置のテストシグナル(R-R 1000 ms)を使用した。

1-5 検討項目

1-5-1 TI の検討

3D PSIR 法(segment 数 30, FA 20°)と 2D PSIR 法(segment 数 18, FA 20°)を用いて、TI(100～500 ms, 間隔 50 ms)で得られた各ファントム(A, B, C, D)の信号強度を magnitude 画像と PSIR 画像に region of interest (ROI) を設定し測定を行った。

1-5-2 FA の検討

3D PSIR 法(segment 数 30)を用いて、FA(15, 20, 25, 35°)と TI(100～500 ms, 間隔 50 ms)で得られた各ファントム(A, B, C, D)の信号強度を magnitude 画像と PSIR 画像に ROI を設定し測定を行った。

1-5-3 segment 数の検討

3D PSIR 法(FA 20°)を用いて、segment 数(20, 30, 45)と TI(100～500 ms, 間隔 50 ms)で得られた各ファントム(A, B, C, D)の信号強度を magnitude 画像と PSIR 画像に ROI を設定し測定を行った。

1-5-4 臨床例の検討

陳旧性心筋梗塞 30 例に対し、呼吸停止下の IR 法と安静呼吸下の 3D PSIR 法で撮像を行った。両撮像法は、ガドリニウム造影剤(meglumine gadopentetate)0.1 mmol/kg 投与 10 分後から一方の撮像を行い、終了後直ちにもう一方の撮像を行った。撮像順序は 15 例で入れ替えを行った。なお本検討の IR 法とは、撮像ごとに正常心筋の null-point に TI の設定を行った 2D PSIR 法 magnitude 画像を使用しており、左室心筋短軸断面の乳頭筋レベルを中心とした上下 3 断面を用いた。

3D PSIR 法は体軸の軸位断面で、右肝上横隔膜にナビゲータエコー収集位置を設定し gating window 2 mm, TI 300 ms, FA 20°を用いた。Segment 数は 17～35 を使用し、あらかじめ撮像を行った高時間分解能シネ MRI で左室心筋が拡張期で静止する時間(等容弛緩期)に合わせ調整を行った。

3D PSIR 法で得られた画像データは、IR 法と同一位置に multi planar recon-structions (MPR) 処理を施し 3 断面を評価に用いた。

臨床例で得られた 3D PSIR 法 magnitude 画像と PSIR 画像を用いて、LGE 画像コントラストの相違について視覚的な比較を行った。また PSIR 画像では、左室心筋領域で最も高信号および低信号と視認された場所へ ROI を設定し信号強度の測定を行った。

IR 法と 3D PSIR 法 PSIR 画像では、3 断面を用いて左室心筋内膜側と外膜側および傷害心筋の各境界を手動でトレースし傷害心筋面積と左室心筋面積から平均面積比を求め Pearson の積率相関係数(PASW Statistics version 17.0, SPSS Ins.)による比較を行った。

(算出方法) 左室心筋面積(mm²)=
外膜側面積(mm²)– 内膜側面積(mm²)
傷害心筋正常心筋面積比=
傷害心筋面積(mm²)/ 左室心筋面積(mm²)

Table 1 Imaging parameters of the 2D PSIR method and 3D PSIR method

Purpose	Phantom imaging		Clinical imaging	
	2D IR segmented FLASH	3D IR segmented FLASH	2D IR segmented FLASH	3D IR segmented FLASH
Pulse sequence	2D IR segmented FLASH	3D IR segmented FLASH	2D IR segmented FLASH	3D IR segmented FLASH
Test signal of ECG	1000 ms	1000 ms	—	—
Repetition time	800 ms	800 ms	situation setting	situation setting
Echo time	2.49 ms	1.69 ms	2.49 ms	1.69 ms
Inversion time	100–500 ms	100–500 ms	100–500 ms	300 ms
Flip angle	20°	15–35°	20°	20°
Averages	1	1	1	1
Segments	18	20–45	situation setting	situation setting
Bandwidth	201 Hz/px	362 Hz/px	201 Hz/px	362 Hz/px
Field of view	300 mm	300 mm	340 mm	340 mm
Slice thickness	8 mm	2.2 mm	8 mm	2.2 mm
Slice per slab		60		60
Base resolution	256	192	256	192
Phase resolution	75%	85%	75%	85%
Slice resolution		63%		63%
Reordering	sequential	centric	sequential	centric
Parallel imaging	—	—	+	+

2. 結果

2-1 TI の検討

3D PSIR 法と 2D PSIR 法の magnitude 画像による TI と各ファントムの信号強度の関係を Fig. 3a, b に示す. 各ファントムの null-point となる TI は 3D PSIR 法 ($A \div 150$, $B \div 200$, $C \div 300$, $D \div 350$ ms), 2D PSIR 法 ($A \div 200$, $B \div 250$, $C \div 350$, $D \div 400$ ms) で, 3D PSIR 法は 50 ms 程度の短縮が認められた. 両撮像法の PSIR 画像による TI と各ファントムの信号強度の関係を Fig. 3c, d に示す. 2D PSIR 法は, すべての TI で各信号強度の差を保持した信号強度変化を示した. 3D PSIR 法は, TI 200 ms 以下 300 ms 以上で階調幅の最大値となる信号強度が認められ, 各信号強度の差を保持した TI は 200~300 ms の範囲に限定された. また 3D PSIR 法の TI 200~300 ms では各信号強度差と信号強度変化の傾きは, 2D PSIR 法より大きくなる結果が示された.

2-2 FA の検討

3D PSIR 法 magnitude 画像での TI と FA の信号強度の関係を Fig. 4 に示す.

FA が大きいほど信号強度と信号強度変化の傾きが大きくなった. FA による null-point の変動はみられなかった. 3D PSIR 法 PSIR 画像での TI と各ファントムの信号強度の関係を Fig. 5 に示す. 各信号強度の差が保持された TI (FA 15° 150~400 ms, FA 20° 200~

300 ms, FA 25° 250~300 ms, FA 35° 250 ms) は, FA が小さいほど範囲が広くなり各信号強度の差が小さくなった. この TI の範囲外では, 階調幅の最大値となる信号強度が認められ, FA 35° では急激な信号強度の変動もみられた.

2-3 segment 数の検討

3D PSIR 法 magnitude 画像での TI と segment 数の信号強度の関係を Fig. 6 に示す. すべての segment 数で信号強度変化や null-point に違いがみられなかった. 3D PSIR 法 PSIR 画像での TI と各ファントムの信号強度の関係を Fig. 7 に示す. すべての segment 数で同様の結果となり, 各信号強度の差を保持した TI は 200~300 ms となった. この TI の範囲外では, 階調幅の最大値となる信号強度が認められた.

2-4 臨床例の検討

陳旧性心筋梗塞 30 例による 3D PSIR 法の撮像時間は, 平均 8.5 ± 2.2 min であった. 3D PSIR 法 magnitude 画像と PSIR 画像の一例を Fig. 8a, b に示す. 両画像ともに LGE 画像コントラストが得られており, 心室中隔から心尖部に造影効果を示した傷害心筋が認められた. 両画像の正常心筋と傷害心筋領域は視覚的に同等に描出されているが, PSIR 画像では心臓周辺や背景信号の高信号領域がより強調され描出された. 3D PSIR 法による同一症例の magnitude 画像と PSIR

Fig. 3 Relation between signal intensity and TI with each of the phantoms.

- (a) 3D PSIR method magnitude image.
 (b) 2D PSIR method magnitude image.
 (c) 3D PSIR method PSIR image.
 (d) 2D PSIR method PSIR image.

a	b
c	d

Fig. 4 Relation between signal intensity and TI for various FA with the 3D PSIR method magnitude image.

- (a) Phantom A.
 (b) Phantom B.
 (c) Phantom C.
 (d) Phantom D.

a	b
c	d

Fig. 5 Relation between signal intensity and TI for various phantoms with the 3D PSIR method PSIR image.

(a) FA 15°.

(b) FA 20°.

(c) FA 25°.

(d) FA 35°.

a

b

c

d

Fig. 6 Relation between signal intensity and TI for various segments with the 3D PSIR method magnitude image.

(a) Phantom A.

(b) Phantom B.

(c) Phantom C.

(d) Phantom D.

a

b

c

d

Fig. 7 Relation between signal intensity and TI for various phantoms with the 3D PSIR method PSIR image.

- (a) segments 20.
(b) segments 30.
(c) segments 45.

a | b
c

Fig. 8 Comparison of images of the clinical examination.

- (a) 3D PSIR method PSIR image.
(b) 3D PSIR method magnitude image.

a | b

画像において、LGE 画像コントラストの相違が認められた一例を Fig. 9a, b に示す。PSIR 画像は全例一様な LGE 画像コントラストが得られたのに対して、magnitude 画像では 30 例中 6 例に LGE 画像コントラストの反転が認められた。3D PSIR 法 PSIR 画像と IR 法の比較に用いた一例を Fig. 10a, b に示す。両撮像法で設定された TI (3D PSIR 法 300 ms, IR 法 270 ms) は異なるが、両画像ともに LGE 画像コントラスト

が得られており、左前壁から心室中隔に造影効果を示した傷害心筋が認められる。

視覚的に PSIR 画像は、IR 法に比べ空間分解能に劣っているが、正常心筋と傷害心筋の境界は認識することができた。両撮像法の左室心筋領域において、各境界のトレースに障害となる症例はなかった。また PSIR 画像では、全症例の左室心筋領域において階調幅の最大値に達した信号強度は認められなかった(症

Fig. 9 Comparison images of the clinical examination (The case that image contrast differed).

(a) 3D PSIR method magnitude image.

(b) 3D PSIR method PSIR image.

a

b

Fig. 10 Comparison images of the clinical examination.

(a) 3D PSIR method magnitude image.

(b) IR method.

a

b

例間の最大信号強度 3876.8 ± 181.9 症例間の最小信号強度 1105.6 ± 120.1). IR 法と 3D PSIR 法 PSIR 画像の傷害心筋と左室心筋の 3 断面平均面積比による比較を Fig. 11 に示す. 両撮像法には, 有意な相関関係 ($r=0.905$, $p<0.001$) が認められた.

3. 考 察

ファントム実験の magnitude 画像では, 3D PSIR 法の FA や segment 数による null-point の変動は認められなかったが, 3D PSIR 法と 2D PSIR 法で得られた null-point の TI に相違がみられた. PSIR 画像では, 3D PSIR 法に信号強度のカットオフが認められ, 2D PSIR 法とは各組織の信号強度差を保持した TI の範囲に相違

がみられた.

また 3D PSIR 法と 2D PSIR 法では, 各信号強度差の大きさにも相違がみられた.

この結果から, 3D PSIR 法と 2D PSIR 法では特徴に違いがあることが考えられた.

両撮像法の null-point に差を生じた要因には, k-space の充填方法の違いが考えられる. 3D PSIR 法は, データ収集開始直後に k-space 中心に充填される centric order 法が用いられ, 2D PSIR 法は k-space の端から充填される sequential order 法が用いられている. そのため両撮像法は, データ収集開始後から k-space 中心に充填されるまでの時間に差が生じている. 両撮像法の TI とは, IR パルス印加後からデータ収集開始まで

の時間として表されているため、データ収集時間内における縦磁化成分の変化の影響が両画像に反映したことが原因と考えられる。

PSIR 画像でみられた 3D PSIR 法と 2D PSIR 法の傾向の違いについては、両撮像法のダイナミックレンジによる影響が考えられる。3D PSIR 法では、限られた T_1 値領域において 2D PSIR 法より T_1 値の差を大きく表現することができるが、それにともない想定外の T_1 値や TI において信号強度のカットオフや急激な変動が発生したものと考えられる。よって臨床に用いるうえでは、3D PSIR 法のダイナミックレンジを考慮した撮像パラメータの設定が重要と推察することができる。ファントム実験を基にした 3D PSIR 法の撮像条件として、FA は大きいほど各組織の差を大きくできるが、信号強度のカットオフなども発生しやすくなるため FA 20° あたりが妥当と考えられる。TI については FA で設定範囲が制限されるため、FA 20° の場合では TI 200~300 ms の設定となる。

Segment 数は 20~45 の範囲において信号強度変化に違いがみられなかったが、データ収集時間や撮像時間は変動してしまう。よって臨床では、心周期や呼吸によるモーションアーチファクトの低減を目的に、左室心筋の等容弛緩期に応じ segment 数を調整することが妥当と考えられる。

臨床例で得られた 3D PSIR 法 PSIR 画像は、IR 法に比べ空間分解能が劣るものの、傷害心筋領域を視認することは可能であった。また PSIR 画像では、全症例の左室心筋領域において信号強度のカットオフも認めなかったことから、3D PSIR 法のダイナミックレンジに合わせた撮像が可能であったと考えられる。

3D PSIR 法と IR 法の 3 断面による傷害心筋と左室心筋領域の平均面積比では、有意な相関関係 ($r=0.905$, $p<0.001$) を得ることができた。

この結果から 3D PSIR 法は、ほぼ等方形のボクセルサイズによって任意断面での観察が可能であり、視覚的にも IR 法と同等に傷害心筋の評価を行えることが考えられる。3D PSIR 法の TI を 300 ms に固定し撮像したことで、magnitude 画像では 30 症例中 6 例に LGE 画像コントラストの反転が認められたが、PSIR 画像では全症例一様な LGE 画像コントラストを得ることができた。この結果から 3D PSIR 法は、null-point の変動に影響されることなく安静呼吸下撮像が行え、呼吸停止が困難な症例や心筋のボリュームデータを得る手法として有効な撮像法と考えられる。今後、3D PSIR 法の空間分解能の向上が望まれるが、現状の撮像時間(約 8 分)との両立は困難が予想されるため受信コイル性能の向上などによる改善に期待したい。

本検討の限界として、ファントム実験を基に 3D PSIR

Fig. 11 The average of the 3 section area ratios of myocardial scar and the left ventricle myocardium in 3D PSIR method PSIR image and the IR method. A significant correlation was identified between 3D PSIR method PSIR image and IR method ($r=0.90$, $p<0.001$).

法の最適な撮像パラメータ (FA, TI, segment 数) を作成し臨床評価を行った。使用される測定物質の T_1 値や、テストシグナルの波長が大きく異なる場合には本検討で得られた撮像パラメータと相違する可能性も考えられる。また臨床評価には、撮像パラメータの基礎検討を目的に不整脈のない陳旧性心筋梗塞例を対象としたことが結果へ有意に働いた可能性も否定できない。よって今後多症例による検討も必要と考えられる。なお横隔膜同期に用いる gating window の評価については、臨床評価において同一症例であっても同じ呼吸状態や造影効果で比較することは困難であるため行わなかった。また横隔膜同期が画像に与える影響についても、本検討方法で詳細に評価することは困難であるため今後の課題とさせていただきたい。

4. 結 語

3D PSIR 法は最適な撮像パラメータを用いることで TI に依存することなく正常心筋と傷害心筋のコントラストを保持した 3D LGE 画像を得ることができる。また 3D PSIR 法は、安静呼吸下撮像で懸念される null-point の問題を解決し、3D 撮像の利点を活かすことができる有効な撮像法と考えられた。

謝 辞

稿を終えるにあたり、データ収集や助言など東京医科大学八王子医療センター放射線部技師室諸氏の協力に深く感謝致します。

本研究の要旨は、日本放射線技術学会第 65 回総会学術大会(2009 年 4 月、横浜)にて発表を行った。

参考文献

- 1) Kim RJ, Fieno DS, Parrish TB, et al. Relationship of MRI delayed contrast enhancement to irreversible injury, infarct age, and contractile function. *Circulation* 1999; 100 (19): 1992-2002.
- 2) 佐久間肇. 心臓領域における MRI 造影剤の実際の使用方法. *日本医放会誌* 2002; 62(12): 682-689.
- 3) Peukert D, Laule M, Taupitz M, et al. 3D and 2D delayed-enhancement magnetic resonance imaging for detection of myocardial infarction: preclinical and clinical results. *Acad Radiol* 2007; 14: 788-794.
- 4) Kellman P, Arai AE, McVeigh ER, et al. Phase-sensitive inversion recovery for detecting myocardial infarction using gadolinium-delayed hyperenhancement. *Magn Reson Med* 2002; 47(2): 372-383.
- 5) Setser RM, Chung YC, Weaver JA, et al. Effect of inversion time on delayed-enhancement magnetic resonance imaging with and without phase-sensitive reconstruction. *J Magn Reson Imaging* 2005; 21(5): 650-655.
- 6) 杉森博行, 坂本 央, 名取俊介, 他. 心筋遅延造影 MRI における Phase-sensitive inversion recovery 法の有用性. *日放技学誌* 2007; 6(6): 661-666.
- 7) Kino A, Zuehlsdorff S, Sheehan JJ, et al. Three-dimensional phase-sensitive inversion-recovery turbo FLASH sequence for the evaluation of left ventricular myocardial scar. *AJR AmJ Roentgenol* 2009; 195(5): W381-W388.
- 8) 荒木 力. 決定版 MRI 完全解説. 秀潤社, 東京, 2008: 172-173.

図表の説明

- Fig. 1 3D PSIR 法シーケンスの概略
- Fig. 2 ファントム各領域の構成物質と T_1 値
- Fig. 3 各ファントムにおける信号強度と TI の関係
- (a) 3D PSIR 法 magnitude 画像
 - (b) 2D PSIR 法 magnitude 画像
 - (c) 3D PSIR 法 PSIR 画像
 - (d) 2D PSIR 法 PSIR 画像
- Fig. 4 3D PSIR 法 magnitude 画像の各 FA における信号強度と TI の関係
- (a) ファントム A
 - (b) ファントム B
 - (c) ファントム C
 - (d) ファントム D
- Fig. 5 3D PSIR 法 PSIR 画像の各ファントムにおける信号強度と TI の関係
- (a) FA 15°
 - (b) FA 20°
 - (c) FA 25°
 - (d) FA 35°
- Fig. 6 3D PSIR 法 magnitude 画像の各 segment 数における信号強度と TI の関係
- (a) ファントム A
 - (b) ファントム B
 - (c) ファントム C
 - (d) ファントム D
- Fig. 7 3D PSIR 法 PSIR 画像の各ファントムにおける信号強度と TI の関係
- (a) segment 数 20
 - (b) segment 数 30
 - (c) segment 数 45
- Fig. 8 臨床画像での比較
- (a) 3D PSIR 法 magnitude 画像
 - (b) 3D PSIR 法 PSIR 画像
- Fig. 9 臨床画像での比較(画像コントラストが相違した症例)
- (a) 3D PSIR 法 magnitude 画像
 - (b) 3D PSIR 法 PSIR 画像
- Fig. 10 臨床画像での比較
- (a) 3D PSIR 法 PSIR 画像
 - (b) IR 法
- Fig. 11 3D PSIR 法 PSIR 画像と IR 法における傷害心筋と左室心筋の 3 断面面積比
3D PSIR 法 PSIR 画像と IR 法の間で有意な相関関係($r=0.905$, $p<0.001$)が確認された.

Table 1 2D PSIR 法と 3D PSIR 法の撮像パラメータ