原 著

IFIR-FASHION 法を用いた呼吸停止下腎動脈非造影 MRA： Wait Time が画質に及ぼす影響

渡辺靖志¹ 本吉光一¹ 竹井直行² 赤羽正章³ 今江禄一¹ 佐藤次郎³
桂 正樹³ 丁 世玉¹ 渡邊雄一¹ 更科岳郎¹ 矢野敬一¹ 大友 邦³

論文受付
2011 年 12 月 30 日

論文受理
2012 年 8 月 23 日

Code No. 862

¹ 東京大学医学部附属病院放射線部

² GE ヘルスケア・ジャパン株式会社

³ 東京大学医学部附属病院放射線科

緒 言

近年、非造影 magnetic resonance angiography (MRA) の新しい手法として time spatial labeling inversion pulse (T-SLIP) 法や inflow inversion recovery (IFIR) 法に代表される空間選択的 inversion recovery pulse (IR pulse) を利用した three dimensional-steady state free precession (3D-SSFP) 法による撮像法が開発され、肝動脈や腎動脈を中心に臨床に利用されつつある^{1~4)}。われわれは T-SLIP 法や IFIR 法を用いて腎動脈の MRA を施行し

てきたが、事前に十分な説明を行っても撮像中の被検者の呼吸周期や振幅の変動、すなわち、呼吸の再現性不良によって画像にブレが生じる motion artifact が発生する場合があります。二度、三度と撮像をやり直すことがあった。この呼吸の再現性不良の原因として、呼吸同期法によって撮像時間に数分を要することが考えられる。そこで、間欠呼吸停止法^{5, 6)}といった複数回の呼吸停止下による撮像を試みてきたが、呼吸による画質不良を解消するためには一回呼吸停止下での撮像が理想

Non-contrast Magnetic Resonance Angiography for Renal Arteries Using Breath Held Inflow Inversion Recovery-Fan Shaped Inward Outward View Ordering: Impact on Image Quality by Changing Wait Recovery Time after Data Acquisition

Yasushi Watanabe,^{1*} Koichi Motoyoshi,¹ Naoyuki Takei,² Masaaki Akahane,³ Toshikazu Imae,¹ Jiro Sato,³ Masaki Katsura,³ Seigyoku Tei,¹ Yuichi Watanabe,¹ Takero Sarashina,¹ Keiichi Yano,¹ and Kuni Ohtomo³

¹Department of Radiological Technology, Tokyo University Hospital

²GE Healthcare Japan

³Department of Radiology, Tokyo University Hospital

Received December 30, 2011; Revision accepted August 23, 2012

Code No. 862

Summary

Purpose: We assessed the wait time of non-contrast renal artery magnetic resonance (MR) angiography with a single breath hold using inflow inversion recovery-fan shaped inward outward view ordering technique in normal volunteers. **Methods:** The wait time (WT)-the duration between the data acquisition and the following inversion recovery pulse-was varied from 10 ms to 2000 ms, and the contrast ratio between the renal artery and the background structures for each WT was assessed quantitatively. A simulation was also performed. **Results:** The contrast ratio between the renal artery and each background structure with 2000 ms of WT was higher than that with 10 ms of WT. The contrast ratio between the renal artery and renal cortex with 1500 ms of WT was also higher than that with 10 ms of WT. In the simulation, when WT lengthened, the residual longitudinal magnetization of each background structure lowered. **Conclusion:** The WT affects contrast; adjustment of WT should be added to the assessment of the imaging parameter.

Key words: inflow inversion recovery (IFIR), non-contrast magnetic resonance (MR) angiography, renal artery, breath hold

*Proceeding author

Table Acquisition parameters

Method	Wait time (ms)	No of slices	Scan segment	Reduction factor	Scan time (s)
WT 10 ms	10	16	7	2.44	15
WT 500 ms	500	16	7	2.44	18
WT 1000 ms	1000	16	7	2.44	21
WT 1500 ms	1500	16	7	2.44	24
WT 2000 ms	2000	16	7	2.44	27

的である。

呼吸停止下にて IFIR 法の撮像を行う場合、撮像時間を大きく変化させるパラメータは、スライス数と inversion time(TI)、データ収集時間、さらにデータ収集後から次の IR pulse を印加するまでの待ち時間(wait time: WT)がある。TI を短縮すると IR pulse 印加領域外から対象動脈への血液の到達時間が短縮されるため、対象動脈そのものが高信号とならない。スライス数については、撮像範囲とスライス厚に依存するため、一定の空間分解能を維持することを前提とすると自由度は低い。WT は可能な限り短くすることで撮像時間を短縮できるパラメータであるが、背景組織の縦磁化の回復時間が変化するため、対象動脈と背景組織間のコントラストが変化する可能性があり、最適化が必要と思われる。

そこでわれわれは、一回呼吸停止下にて腎動脈の MRA を行うための撮像条件のうち、WT の変化がコントラストに及ぼす影響について検討したので報告する。

1. 方 法

1-1 対 象

対象は本学の倫理審査による承認を得て本研究に同意を得た健常ボランティア 7 名(男性 6 名、女性 1 名、年齢 27~48 歳、平均 34 歳)であった。

1-2 撮像方法

IFIR 法の撮像時間(scan time)は、IR pulse から次の IR pulse までの時間(repetition time of segment: TRseg)、scan 分割数(scan segment)、TI、データ収集時間(data acquisition window: AW)、WT から求めることができる。

$$\text{Scan time} = \text{TRseg} \times \text{scan segment} \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$\text{TRseg} = \text{TI} + \text{AW} + \text{WT} \quad \dots\dots\dots (2)$$

従来の呼吸同期法による撮像では、TRseg は呼吸周期となり、WT は任意に設定するパラメータではなかった。本研究では、呼吸停止下にて撮像を行うために新たに設

定する必要が生じる WT を 10 ms、500 ms、1000 ms、1500 ms、2000 ms の 5 種類設定し、撮像を行った(Table)。

本検討では、3D-SSFP を基本シーケンスとし撮像条件は、repetition time(TR): 4.1 ms、echo time(TE): 2.0 ms、TI: 1400 ms、flip angle(FA): 60°、field of view(FOV): 400×400 mm、マトリクス: 256×256(zero-fill interpolation: ZIP512)、スライス厚: 3 mm(ZIP2)、MR 装置は Signa HDxt 1.5 T(GE Healthcare 社製、Milwaukee)。受信コイルは体幹部用 12ch phased array coil を使用した。統計処理はエクセル統計 2008(社会情報サービス社)を使用した。

1-3 WT 以外の撮像条件の設定について

今回、呼吸停止下での撮像を行うため、WT 以外の各撮像パラメータおよび撮像対象は以下のように調整、固定し撮像時間の短縮を図った。

1-3-1 Scan segment

従来の IFIR 法では、scan segment はスライス数によって分割されていたが、今回は scan segment を直接スライス数に依存せずに、任意に設定できるように k-space の充填方法を改良した。Fig. 1 に今回改良した IFIR-fan shaped inward outward view ordering(IFIR-FASHION)法の k-space 充填方法の模式図を示す。

従来の IFIR 法の k-space 充填方法は、1 回のデータ収集で k-space の位相エンコード(ky)–スライスエンコード(kz)平面内を平行に 1 ラインずつ充填するため、scan segment はスライス数と同一になる。それに対して IFIR-FASHION 法では、k-space の ky – kz 平面内を扇状に任意の数で分割し、分割された一つの扇内を 1 回のデータ収集ですべて充填する。したがって、scan segment はスライス数や位相方向のマトリクス数に依存することなく任意に設定できる。すなわち、1 回の scan segment で収集するデータ数を増加させることによって、scan segment 自体を少なくすることが可能である。

今回は、1 回の scan segment で収集するデータ数を従来の IFIR 法の約 2 倍とし、scan segment の減少を

Fig. 1 The schema of k-space trajectory design using the IFIR-FASHION technique.

- (a) Conventional
(b) IFIR-FASHION

a | b

図った。

1-3-2 データ収集時間(data acquisition window)

データ収集時間は、3D-SSFPのTRと1回のscan segmentで収集するデータ数の積となる。IFIR-FASHION法ではデータ収集時間を長くすることで、scan segmentを少なくすることができるが、データ収集時間の延長は、データ収集中の拍動の影響や T_2 decayによる画質低下を招く恐れがあり、注意を要する⁷⁾。今回は1回のscan segmentで収集するデータ数を従来のIFIR法の約2倍とした結果、約800 msとなった。

1-3-3 TI

TIは当院のルーチンで用いている1400 msとした。今回使用した装置では、TIを1000 msから1400 msの範囲で設定可能であるが、血流の遅い症例ほどTIは長くする必要があるため、設定可能な範囲で最長の値を選択した。

1-3-4 撮像対象

撮像対象は撮像時間の短縮のため片側のみとし、右腎動脈とした。撮像時間の短縮にはTRsegの短縮、またはscan segmentを少なくする必要がある。Scan segmentは1回で収集するデータ数を固定した場合、スライス数もしくはマトリクス数を減じることで少なくすることが可能である。今回は空間分解能を可能な限り保つために、撮像範囲を片側の腎動脈と狭くすることでスライス数を減らし、scan segmentの減少を図った。右腎動脈とした理由は、左腎動脈と異なり背景に下大静脈も含まれ、下大静脈とのコントラストも腎動脈の描出能に影響を及ぼすためである。よって、撮像断面は腹部大動脈と右腎動脈が入る斜位冠状断とし、IR pulseは上端が右腎上極となるように配置した。

1-4 画像評価

1-4-1 定量評価

得られた各画像から、腎動脈本幹(RA)および画像観察時に背景組織となる下大静脈(IVC)、腎髓質(Rm)、腎皮質(Rc)に50 pixel(30 mm²)の大きさのregion of interest(ROI)を設定し、平均信号強度を測定した。得られた平均信号強度から、腎動脈と各背景組織間のコントラストを次式によって求め比較を行った。統計処理にはフリードマン検定を用い、有意水準を1%として検定を行った。

$$C_{RA-IVC}=(RA-IVC)/RA \quad \cdots \cdots (3)$$

$$C_{RA-Rm}=(RA-Rm)/RA \quad \cdots \cdots (4)$$

$$C_{RA-Rc}=(RA-Rc)/RA \quad \cdots \cdots (5)$$

また、parallel imagingを用いた撮像では、信号強度そのものの測定は雑音値の位置依存性があるため、signal to noise ratio(SNR)やcontrast to noise ratio(CNR)の測定方法についていくつかの報告がある^{8~10)}。今回の実験では一連の呼吸停止による撮像を連続して行ったため、被験者とマグネットおよび受信コイルの位置関係に変動がないこと、reduction factorは一定であること、また、プリスキンの条件を固定して撮像を行うことで各撮像間の信号変化にparallel imagingによる影響はないと考え、平均信号強度からコントラストを求める方法を採用した。

1-4-2 シミュレーションによるWT変化時における背景組織の残存縦磁化の検討

3D-SSFP法によるradio frequency pulse(RF pulse)印加直前の縦磁化(M_{zTI})はIR pulse印加直前の縦磁化を

Fig. 2 The contrast ratio between renal artery and inferior vena cava for each WT.

* : Significantly better than WT 10 ms ($p < 0.01$).

Fig. 3 The contrast ratio between renal artery and renal medulla for each WT.

* : Significantly better than WT 10 ms ($p < 0.01$).

M_{z0} , 初期の縦磁化を M_0 , 反転時間を TI , データ収集後の回復時間を WT とすると次式によって求めることができる¹¹⁾.

$$M_{zTI} = M_{z0} [1 - 2\exp(-TI/T_1)] \quad \dots\dots\dots (6)$$

$$M_{z0} = M_0 [1 - \exp(-WT/T_1)] \quad \dots\dots\dots (7)$$

そこで TI : 1000 ms, 1200 ms, 1400 ms の3種において, 各 WT での4回目の scan segment 時の下大静脈, 腎髓質, 腎皮質の M_{zTI} を求め, 1-4-1の結果と対比した. 背景組織それぞれの T_1 値は腎皮質を 960 ms, 腎髓質および下大静脈は 1400 ms とした^{12, 13)}.

2. 結果

全例で評価不可能となるような撮像の失敗はなかった.

2-1 定量評価

腎動脈と各背景組織(下大静脈, 腎髓質, 腎皮質)間のコントラストの結果を Fig. 2~4 に, 得られた画像を Fig. 5 に示す. すべての背景組織において, WT の延長に伴ってコントラストが高くなる傾向を示した. 各背景組織のコントラストを比較すると腎皮質で低く, 腎髓質で高かった. また, すべての背景組織で WT: 10 ms に対して 2000 ms で有意にコントラストは高くなり ($p < 0.01$), 腎皮質では WT: 10 ms に対して 1500 ms においても有意差があった ($p < 0.01$).

2-2 シミュレーションによる WT 変化時における背景組織の残存縦磁化の検討

結果を Fig. 6, 7 に示す. 下大静脈と腎髓質のシミュレーションの結果は T_1 値を同じ 1400 ms としたため同一である. いずれの背景組織においても WT の延長に

Fig. 4 The contrast ratio between renal artery and renal cortex for each WT.

* : Significantly better than WT 10 ms ($p < 0.01$).

伴い M_{zTI} は低下した. また, 下大静脈と腎髓質に比べて腎皮質の方が M_{zTI} は高くなった. また, すべての TI で同様の傾向を示し, TI が短いほど, M_{zTI} は低い値となった.

3. 考察

3-1 WT とコントラストについて

腎動脈と各背景組織間のコントラストはいずれの WT においても腎髓質で最も高く, 次に下大静脈, 腎皮質という結果となった. 背景組織の T_1 値および T_2 値は, 腎皮質(966 ms, 87 ms), 腎髓質(1412 ms, 85 ms), 下大静脈(血液 1441 ms, 290 ms)である^{12, 13)}. データ収集時の背景組織の信号強度は, WT および IR pulse によって変化する残存縦磁化と 3D-SSFP による read out 時の信号特性の二つによって決まる.

WT の延長に伴ってコントラストは高くなったが, シミュレーションで示したとおり, WT の延長に伴って各背景組織の残存縦磁化が低下したことが主な要因であ

a	b	
c	d	e

Fig. 5 The maximum intensity projection of renal arteries for each WT.

- (a) WT: 10 ms
(b) WT: 500 ms
(c) WT: 1000 ms
(d) WT: 1500 ms
(e) WT: 2000 ms

Fig. 6 The residual longitudinal magnetization during the acquisition of each background structure (inferior vena cava: IVC, renal medulla: Rm) for each WT.

Fig. 7 The residual longitudinal magnetization during the acquisition of each background structure (renal cortex: Rc) for each WT.

と思われる。ほかにも腎動脈の信号変化によってコントラストは変化するが、今回の検討では腎動脈の信号とWTの間に明らかな関連性はみられなかった。

下大静脈と腎髄質に比べ腎皮質でコントラストが低くなったが、 T_1 値が短いために縦磁化の回復が速く、 M_{zTI} が相対的に高くなったためと思われる。また、腎髄質と下大静脈では T_1 値がほぼ同等であるため、IR pulse および WT による残存縦磁化は同等であると考えられるが、SSFP による信号強度は T_2/T_1 となるため、より T_2 値の短い腎髄質で信号強度が低下し、結果的にコントラストは腎髄質で最も高く、次いで下大静脈、腎皮質の順となったと思われる。

背景組織の残存縦磁化はシミュレーションで示したとおり WT が 10 ms から 1500 ms 程度までの範囲で変化量が多い。通常、呼吸同期法の場合、呼吸周期が 4000 ms から 5000 ms であれば WT は 2000 ms 以上となるため、WT の差によるコントラストの変化はあまり注目されないが、呼吸停止下での撮像においては、WT は重要な撮像パラメータの一つとなることが今回の検討によって示唆された。

また、WT の延長による背景組織の信号低下の効果は背景組織の T_1 値に依存するため、本法を他の部位に適応する場合も、事前に各 WT における背景組織の残存縦磁化をシミュレーションすることで、撮像条件の最適化を効率よく行えることが期待される。

3-2 呼吸停止下撮像法の最適な撮像条件について

今回の結果から、WT を延長することで腎動脈と背景組織間のコントラストは高くなる傾向を示すことが確認できた。呼吸停止下で撮像するための最適な撮像条件を決定するためには、呼吸停止が行える撮像時間という制約の中で、血管コントラストと空間分解能のバランスを考慮し、各撮像パラメータの最適化を図る必要がある。血管コントラストに影響を与える因子として、今回検討した WT のほかに FA がある。IFIR 法や T-SLIP 法の撮像条件を検討する場合、血管の信号を向上させるために FA を大きくする傾向がある^{14, 15)}。しかし、SSFP では TR が延長すると banding artifact が生じやすくなることや、流速が速い場合には血流信号が低下するとの報告もある¹⁶⁾。また、今回使用した装置で

は、FA の増大によって specific absorption ratio (SAR) が装置規定の上限値を超えると、SSFP の TR を自動的に延長し SAR を制限値内に収めるよう設計されている¹⁷⁾。

今回われわれは、撮像時間短縮を図るため、TR を短縮させても SAR が上限値を超えないように、FA をこれまでの呼吸同期法による報告よりも低い 60° とした。したがって、使用する装置によっては FA をさらに高く設定しても、TR を延長することなく撮像時間を短縮できる可能性もあり、最適な FA は使用する装置ごとに異なることも考えられる。

本研究の限界を述べる。本研究は、腎動脈の非造影 MRA を呼吸停止下で行うための撮像条件すべての最適化を検討したものではなく、WT が撮像条件の最適化に必要な撮像パラメータか否かを検討したものである。したがって、WT 以外の撮像パラメータの最適化については、さらに検討の余地がある。呼吸停止可能な撮像時間についても、健常ボランティアでは、患者に比べ呼吸停止可能な時間が長いことが予想される。われわれの施設では、臨床の検査でも呼吸停止時間が 27 s に及ぶ撮像もあり、呼吸停止可能な患者もいれば不可能な患者もいる。不可能な患者に対しては、マトリクス数を減じるなどしてその都度撮像時間を調節している。今回の検討では WT: 2000 ms、撮像時間 27 s で最もコントラストは高くなったが、患者の呼吸停止可能時間を考慮して、WT の調節をする必要があると思われる。

4. 結 語

今回われわれは、腎動脈の非造影 MRA を IFIR-FASHION 法を用いて、一回呼吸停止下にて行うための撮像条件のうち、WT の変化がコントラストに及ぼす影響について検討した。WT を延長することで腎動脈と背景組織間のコントラストは高くなる傾向を示した。したがって、呼吸停止下での撮像条件を検討する場合には、検討する撮像パラメータに WT の調整を加えるべきである。

なお、本論文の要旨は、第 38 回日本磁気共鳴医学会大会(2010 年 10 月、茨城)にて発表した。

参考文献

- 1) Glockner JF, Takahashi N, Kawashima A, et al. Non-contrast renal artery MRA using an inflow inversion recovery steady state free precession technique (Inhance): comparison with 3D contrast-enhanced MRA. J Magn Reson Imaging 2010; 31(6): 1411-1418.
- 2) Utsunomiya D, Miyazaki M, Nomitsu Y, et al. Clinical role of non-contrast magnetic resonance angiography for evaluation of renal artery stenosis. Circ J 2008; 72(10): 1627-1630.
- 3) Miyazaki M, Lee VS. Nonenhanced MR angiography. Radiology 2008; 248(1): 20-43.
- 4) Spuentrup E, Manning WJ, Börner P, et al. Renal arteries: navigator-gated balanced fast field-echo projection MR angiography with aortic spin labeling: initial experience. Radiology 2002; 225(2): 589-596.
- 5) 渡辺靖志, 本吉光一, 佐竹芳朗, 他. Time-SLIP 法における間欠呼吸停止法の提案. 日放技学誌予稿集 2009; 65: 295.
- 6) 本吉光一, 渡辺靖志, 佐竹芳朗, 他. Time-SLIP 法における間欠呼吸停止法の有用性の検討. 日放技学誌予稿集 2009; 65: 294-295.
- 7) 丁 世玉, 渡辺靖志, 本吉光一, 他. 1.5T による IFIR-FASHION 法の検討. 日放技学東京部会誌 2011; 118(1): 4.
- 8) 宮地利明, 今井 宏, 小倉明夫, 他. Parallel MRI における画像 SNR 評価法の問題点. 日放技学誌 2006; 62(1): 145-148.
- 9) 小倉明夫, 宮地利明, 小林正人, 他. 臨床 MR 画像における SNR 測定法に関する考察. 日放技学誌 2007; 63(9): 1099-1104.
- 10) 小倉明夫, 宮地利明, 前田富美恵, 他. パラレル MRI における CNR 測定法の提案: RMS-CNR 法. 日磁医誌 2009; 29(3): 97-103.
- 11) 荒木 力. MRI 完全解説. 秀潤社, 東京, 2008: 262-266.
- 12) de Bazelaire CM, Duhamel GD, Rofsky NM, et al. MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured in vivo at 3.0 T: preliminary results. Radiology 2004; 230(3): 652-659.
- 13) Stanisz GJ, Odobina EE, Pun J, et al. T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. Magn Reson Med 2005; 54(3): 507-512.
- 14) Shimada K, Isoda H, Okada T, et al. Non-contrast-enhanced hepatic MR angiography with true steady-state free-precession and time spatial labeling inversion pulse: optimization of the technique and preliminary results. Eur J Radiol 2009; 70(1): 111-117.
- 15) 松井聡美, 氏田浩一, 尾崎大輔, 他. IFIR FIESTA 法を用いた腎動脈描出の最適パラメータの検討. 日放技学誌予稿集 2008; 64(9): 1112.
- 16) 打越将人, 植田隆史, 錦 成郎, 他. TrueFISP における流速と信号強度に関する基礎的検討. 日放技学誌 2003; 59(12): 1529-1534.
- 17) 渡辺雄一, 渡辺靖志, 本吉光一, 他. 3T MRI を用いた IFIR 法における呼吸周期の影響. 日放技学東京部会誌 2011; 118(1): 5-6.

図表の説明

Fig. 1 IFIR-FASHION 法の k-space 充填方法の模式図

(a) 従来法

(b) IFIR-FASHION 法

Fig. 2 各 WT における腎動脈-下大静脈間コントラスト

*: WT 10 ms に対してコントラストが高かった ($p < 0.01$).

Fig. 3 各 WT における腎動脈-腎髄質間コントラスト

*: WT 10 ms に対してコントラストが高かった ($p < 0.01$).

Fig. 4 各 WT における腎動脈-腎皮質間コントラスト

*: WT 10 ms に対してコントラストが高かった ($p < 0.01$).

Fig. 5 各 WT の画像 (MIP 表示)

(a) WT: 10 ms

(b) WT: 500 ms

(c) WT: 1000 ms

(d) WT: 1500 ms

(e) WT: 2000 ms

Fig. 6 各背景組織 (下大静脈: IVC, 腎髄質: Rm) と各 WT におけるデータ収集時の残存縦磁化との関係

Fig. 7 各背景組織 (腎皮質: Rc) と各 WT におけるデータ収集時の残存縦磁化との関係

Table 撮像条件

問合先

〒113-8655 文京区本郷 7-3-1

東京大学医学部附属病院放射線部 渡辺靖志