

磁気共鳴映像法による冠動脈病変の描出: Modified spin-echo 法を用いて

Magnetic resonance imaging of coronary artery lesions using modified spin-echo sequence

吉田 茂
上野 雄二
有田 幹雄
友瀨 佳明
山本 勝広
西尾 一郎
増山 善明
上村 茂*
守田瑠璃子**

Shigeru YOSHIDA
Yuhji UENO
Mikio ARITA
Yoshiaki TOMOBUCHI
Katsuhiko YAMAMOTO
Ichiro NISHIO
Yoshiaki MASUYAMA
Shigeru UEMURA*
Ruriko MORITA**

Summary

Magnetic resonance imaging of the cardiovascular system has been beset with difficulties in obtaining clear images due to prominent artifacts which course in the direction of the phase encoding axis. These artifacts are commonly believed to derive from blood flow. However, in the ECG-gated spin-echo (SE) sequence using two-dimensional Fourier transform reconstruction, variation in effective repetition time due to physiological changes in the R-R interval of ECG may also result in prominent artifacts.

To eliminate these artifacts, we developed a new method, the modified spin-echo (MSE) sequence, by adding a nonselective 90 degree radio-frequency pulse and an optional delay time (Td) prior to the conventional SE sequence. In the MSE sequence, artifacts derived from the cardiovascular system were markedly suppressed.

Using the MSE sequence, we attempted direct imaging of the coronary vessels, and obtained very clear images of the coronary arteries and veins. Organic lesions in the coronary arteries were also clearly imaged, including coronary stenosis, dilatation, coronary fistulae, and abnormality of the origin of the right coronary artery. The MSE sequence may offer a clinical advantage in obtaining coronary artery images, and may be used to evaluate coronary artery disease.

Key words

Gated magnetic resonance imaging

Coronary artery disease

Modified spin-echo sequence

和歌山県立医科大学 循環器内科

*同 小児科

和歌山市 7 番丁 27 (〒640)

**オリオノ和泉病院

大阪府和泉市伏屋町 348-1 (〒594)

Division of Cardiology, Departments of Medicine and

*Pediatrics, Wakayama Medical College, 7-bancho 27, Wakayama 640

**Oriono-Izumi Hospital, Fuseyacho 348-1, Izumi, Osaka 594

Received for publication July 8, 1989; accepted September 12, 1989 (Ref. No. 36-K18)

はじめに

冠動脈疾患の診断法のうち、心筋虚血を診断する方法として ECG, RI, SPECT, PET などが用いられているが、冠動脈自体の形態的变化を捉えるには冠動脈造影法がほぼ唯一の検査法とされている。一方、磁気共鳴映像法 (MRI) は、近年の急速な機器およびソフトウェアの発達により、人体の明瞭な断面像を非侵襲的に得ることを可能にした。MRI による心臓断面の撮影では、しばしば冠動脈の断面が不明瞭ながら認められる¹⁻⁴⁾が、臨床的に冠動脈疾患の検討に用いるには不十分であった。その1つの原因として、心血管系の MRI 撮影時には、強いアーチファクトが位相エンコード方向にみられ (Fig. 1)、心臓の微細な構造の解剖学的検討に適した像が得られないためである。

このアーチファクトの成因として、従来は血流

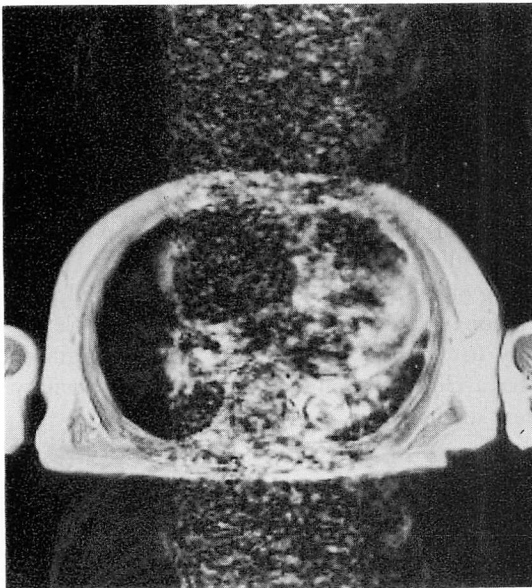


Fig. 1. Artifacts derived from the cardiovascular system.

The prominent artifacts are observed which course in the direction of the phase encoding axis and obscure the anatomical details.

による影響が重視されていた⁵⁻⁷⁾が、我々は心電図同期 spin-echo (SE) 法に伴う実質的な繰返し時間 (Tr) の変動がアーチファクト発生の大きな要因の1つであると考え、実験的に検討を加え、血流および Tr の変動の影響を受けにくい新しいパルス系列である modified spin-echo (MSE) 法を開発した。臨床的には冠動脈疾患患者を対象に、MSE 法による冠動脈病変の描出能を検討した。

対象と方法

1. 装置

MR 装置は 1.5 Tesla 高磁場超伝導型装置 (MAGNETOM, シーメンス旭製) を用いた。パルス系列は、通常的心電図同期 SE 法 (Fig. 2) と、我々が開発した MSE 法 (Fig. 3) である。MSE 法は通常の SE 法の前に nonselective 90 度 presaturation pulse と遅延時間 (delay 2) を追加した方式をとっており、遅延時間はいずれも 0 msec 以上の任意の値に設定することが可能である。これにより MSE 法は、1) 実質的な Tr が delay 2 に相当し、心電図 R-R 間隔の変動に影響されない、2) 選択断面内および断面周囲からの流入血に対し、nonselective 90 度パルスによる presaturation 効果が得られるなど、通常の SE 法には見られない特徴がある。

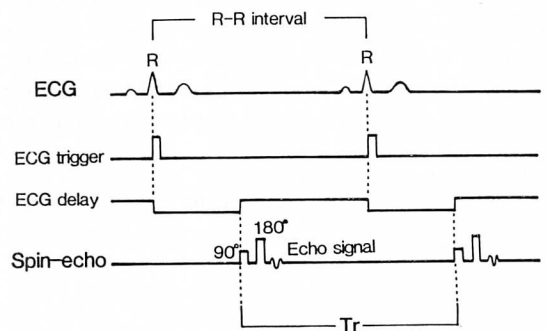


Fig. 2. The conventional spin-echo sequence.

Each effective repetition time is determined by the preceding R-R intervals on electrocardiogram.

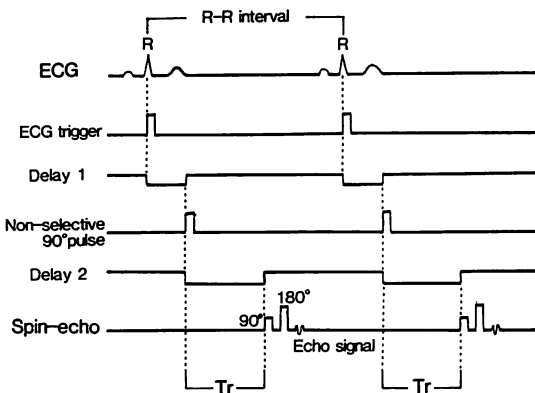


Fig. 3. The modified spin-echo sequence.

The nonselective 90-degree radio-frequency pulse has a presaturation effect, therefore, the effective repetition time corresponds to "delay 2" which is determined independently of R-R intervals.

2. ファントムの撮影

ファントムは静止した硫酸銅溶液を用い、流体の関与のない実質的な Tr の変動のみでの、アーチファクトの出現を検討した。心電図同期には心臓用電気刺激装置 (Cardiac stimulator type 3F51, NEC San-ei Instruments, Ltd.) を使用し、刺激間隔を 900, 1000, 1100, 1200 msec, および 600, 900, 1200, 1500 msec のそれぞれ 4 段階に一拍ずつ変化させ、トリガーした。撮影は通常的心電図同期 SE 法, および心電図同期 MSE 法を用いた。SE 法ではトリガー間隔を変化させた場合の Tr はトリガー間隔に一致して変化するのに対し, MSE 法ではトリガー間隔を 900~1200 msec に変化させた場合には実質的 Tr は 800 msec, トリガー間隔を 600~1500 msec に変化させた場合には実質的 Tr は 500 msec にそれぞれ delay 2 によって設定した。アーチファクトの信号強度の比較は, アーチファクトの最も強いポイントからバックグラウンドを引いたものを, ファントム本体の信号強度からバックグラウンドを引いたものの比として, % 表示にて行った。エコー時間 (Te) は 22 msec, スライス厚 10 mm, マトリックスは 128×128 , 平均化加算回数は 1 回に

て撮影した。

3. 冠動脈の撮影

対象は冠動脈造影および MSE 法による冠動脈撮影を施行した心筋梗塞 4 例, 狭心症 6 例, 川崎病 13 例, 冠動脈肺動脈瘻 1 例, 冠動脈起始異常 2 例で, 冠動脈狭窄性あるいは拡張性病変や冠動脈血栓, および異常血管をもつ臨床例について, MSE 法の有用性を心臓カテーテル所見や心エコー図と対比して検討した。断面は横断面, 冠状断面, 矢状断面, および傾斜断面を使用した。撮影条件は $Te = 10 \sim 22$ msec, スライス厚 5~8 mm, 平均化加算回数はおもに 2 回にて撮影した。画面上の分解能は, 成人例ではマトリックスを 256×256 , field of view (FOV) を 250 mm とし, 1 ピクセルサイズが 0.98 mm の分解能を用いた。小児では一部症例に頭部用コイルを使用し, 1 ピクセルサイズは 0.73 mm と高い分解能を使用した。冠動脈撮影時のスライスの設定は, 部分容量効果を避け, 冠動脈の心拍動に伴う動きに対応するため, できるだけ同じ心時相で, 撮影断面をオーバーラップさせて繰り返し撮影した。

結 果

1. ファントム撮影による検討

Fig. 4 はトリガー間隔を人工的に変化させた場合の SE 法および MSE 法によるファントム像である。左に示す通常の SE 法では, 位相エンコード方向である上下方向に延びる強いアーチファクトが観察され, その信号強度は R-R 間隔を 600~1500 msec に変動させたとき, ファントム本体の最大 12.5% に達し, 静止水ファントムでも, 検査中の Tr の変動のみで強いアーチファクトが発生することが証明された。右に示す MSE 法では, アーチファクトは同条件の SE 法に比較して 74.7~99.1% の著明な減少を示し, これらアーチファクトの減弱には MSE 法が非常に有用であった。

2. 冠動脈の撮影

MSE 法による冠動脈の撮影は, 従来の SE

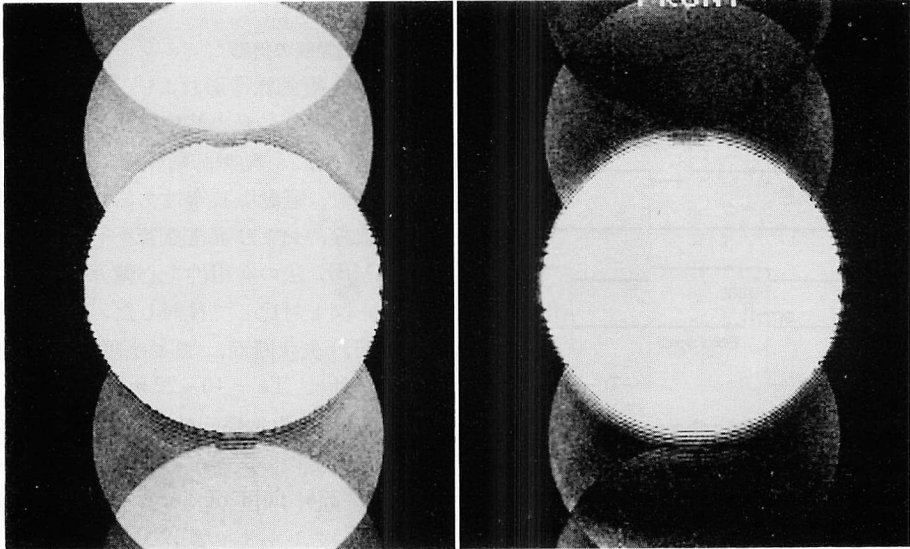


Fig. 4. Phantom images obtained by conventional SE sequence (left) and MSE sequence (right).

The round image at the center is the phantom itself, and artifacts are observed along the phase encoding axis (left). Compared with conventional SE sequence, MSE markedly reduces the artifacts.

法に比べはるかに鮮明な像を得ることができた。**Fig. 5** は正常の左冠動脈起始部である。左冠動脈主幹部 (LMT) から左前下行枝 (LAD) 近位部, 回旋枝 (LCx) 近位部にかけては横断面による描出が最も適しており, 特に LMT 中央部から LAD, LCx の分岐部にかけては冠動脈の走行に沿った断面として明瞭に観察された。LMT 起始部は, 特に高齢者の多くの例で, 横断面より冠状断面でより明瞭に観察された。LAD は近位部 (#6) から一部の対角枝にかけて, 横断面にてほぼ全例で明瞭に観察された。LAD の全体像を描出するには, 血管に沿った任意傾斜断面を設定する必要があったが, 多くの症例で血管の蛇行のため, スライス厚が大きくなる傾向があり, 冠動脈像としては明瞭な像が得られないことも多かった。LCx は横断面で近位部 (#11) から, 一部鈍縁枝 (#12) 中枢部まで描出されたが, LCx の立体構造を1つの断面で現わすことは困難であった。

Fig. 6 は右冠動脈 (RCA) 起始部を示す。RCA は横断面では近位部 (#1) が走行に沿った断面として, ほぼ全例において描出された。また症例により, 心臓横隔膜面に分布する RCA や左冠動脈末梢部の像も捉えられた。RCA 中部は体軸方向に走行するため, 撮影には横断面, 冠状断面, ないし RCA の走行に沿った傾斜断面も有用であった。

冠静脈は, 冠動脈同様, 太く明瞭に描出された (**Fig. 5**)。冠動脈との区別は主に解剖学的な走行によったが, 大心静脈の分布は LAD や LCx の本幹および分枝に重なることも多く, 冠動脈病変の評価に障害となる症例も見られた。

冠動脈狭窄性病変では, 心筋梗塞例の冠動脈造影上 99% 狭窄の部位に, MRI では冠動脈の軽度狭窄性所見と, 同部の血管内高信号が認められた (**Fig. 7**)。冠動脈造影ではこの部位に冠動脈内血栓が疑われ, MRI での血管内高信号は, 血栓自体を示していると推察された。また冠動脈造影

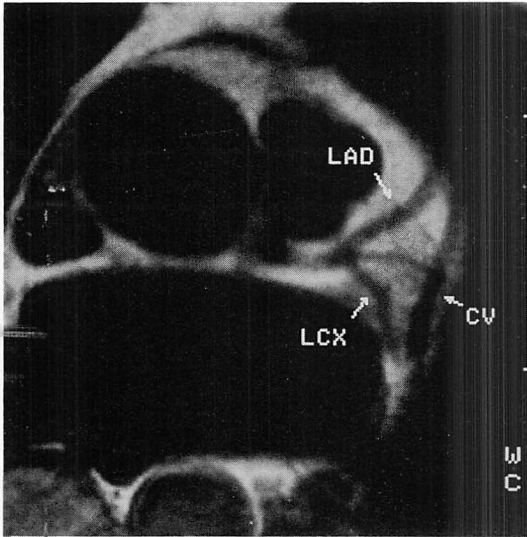


Fig. 5. MR image of normal left coronary artery.

The left main coronary artery, proximal portions of the left anterior descending artery (LAD) and circumflex artery (LCx) with some branches, and the great cardiac vein are clearly imaged with few artifacts.

CV=coronary vein.

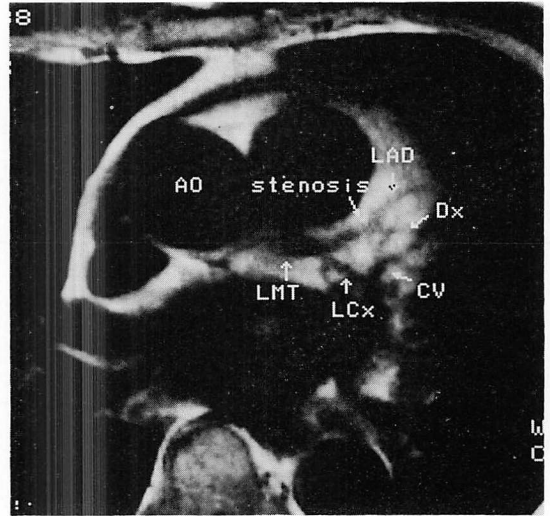


Fig. 7. MR image of myocardial infarction (60-year-old man).

The MR image shows high signal intensity (stenosis) in the left anterior descending artery (LAD) where 99% stenosis was observed by coronary angiography. Note the high signal intensity also observed in a distal portion of the LAD, where contrast medium presented markedly delayed filling on coronary angiogram.

AO=aorta; LMT=left main coronary artery; Dx=diagonal branch.

For other abbreviations: see Fig. 5.

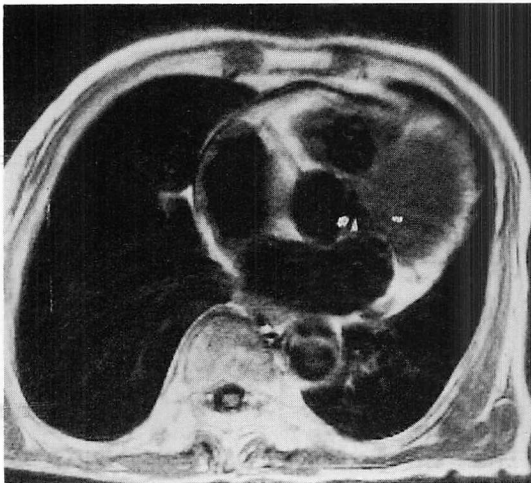


Fig. 6. MR image of normal right coronary artery.

The proximal horizontal portion of the right coronary artery is observed.

において 99% 狭窄による造影遅延がみられた血管では、MRI 上は血管内の高信号が認められた。

冠動脈の瘤状変化も成人、小児例とも明瞭に描出された。Fig. 8 は成人例の LAD の冠動脈瘤を示すが、冠動脈造影所見に一致して、MRI 上明瞭な冠動脈瘤を認めた。Fig. 9 は小児川崎病患者で、LMT の冠動脈瘤が明瞭である。Fig. 10 に冠動脈肺動脈瘻の症例を示す。冠動脈造影上、LAD から分岐した細い冠動脈肺動脈瘻が屈曲蛇行の後肺動脈に達していた。MRI では LAD から分岐する異常血管が確認されるが、肺動脈への開口部は確認できなかった。また冠動脈起始異常の症例では、右冠動脈が左冠動脈起始部より分岐し、大動脈と肺動脈の間を走行する様子が観察された (Fig. 11)。

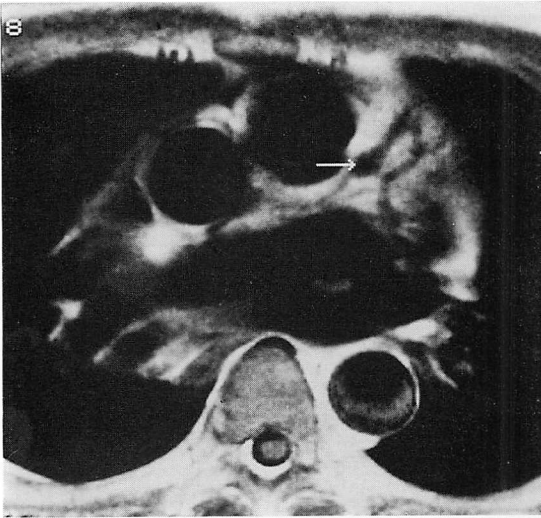


Fig. 8. MR image of an aneurysm of the left anterior descending artery (52-year-old man).

A clear image of the aneurysm is detected in the LAD (arrow).

Abbreviation : see Fig. 5.

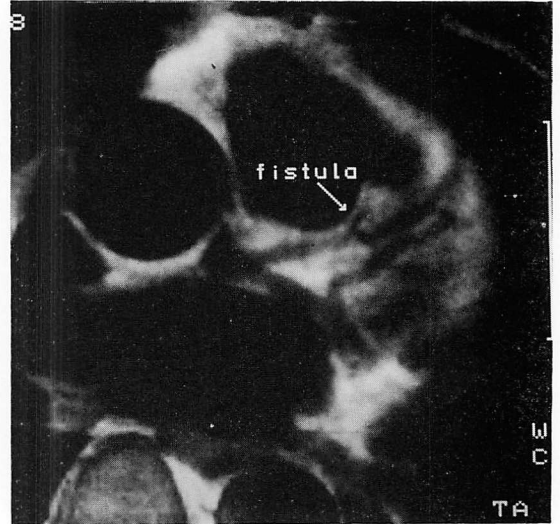


Fig. 10. MR image of a coronary-pulmonary artery fistula (55-year-old man).

A small abnormal vessel (fistula) is observed coursing away from the left anterior descending artery.

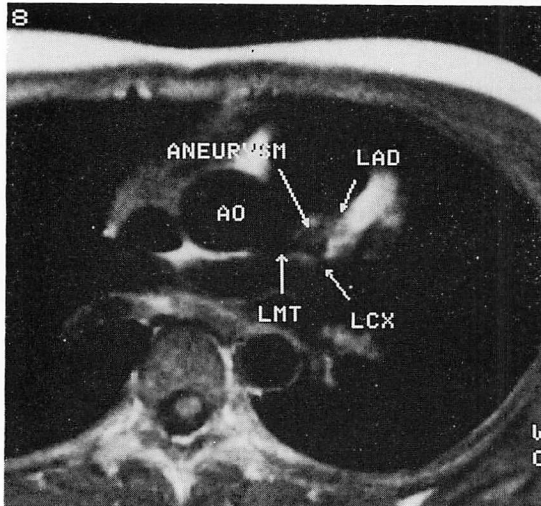


Fig. 9. MR image of the coronary artery in a patient of Kawasaki disease (10-year-old girl).

A large aneurysm (ANEURYSM) of the left main coronary artery (LMT) is observed.

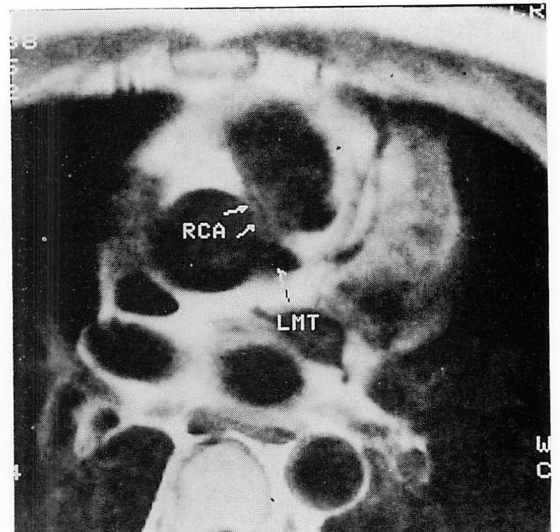


Fig. 11. MR image of an abnormal origin of the right coronary artery (45-year-old man).

A small right coronary artery (RCA) originates from the orifice of the left main coronary artery (LMT), and courses between the ascending aorta and the pulmonary artery.

考 按

心血管系の MRI は近年めざましい発達を遂げ、種々の心疾患の診断や定量的評価に用いられている⁸⁻¹⁶⁾。心血管系の MRI 画像を二次元フーリエ変換法にて再構成すると、位相エンコード方向に延びるアーチファクトが心拍動や呼吸により出現する^{5,17)}。このため心電図同期法¹⁸⁾や呼吸同期法^{19,20)}が開発され、臨床応用されている。しかし、これらの同期下においても、心血管系の撮影では位相エンコード方向の強いアーチファクトがみられ、画質を著明に劣化させることが多い。このアーチファクトは従来は血流に由来するとされてきた。確かに血流はこのアーチファクトの大きな原因ではあるが、我々は心電図同期法と二次元フーリエ変換法を併用すると、心電図 R-R 間隔の変動により実質的な Tr が検査中に変動し、これが位相エンコード方向のアーチファクトの一因となると考えた。静止水ファントムを用い、心電図同期下に実質的な Tr を変動させて撮影すると、位相エンコード方向に強いアーチファクトがみられ、実質的な Tr の変動によりアーチファクトが発生することが証明された。そこでこのアーチファクトを減弱するためには、心電図 R-R 間隔の変動に影響されずに Tr を設定できる、新しいパルス系列が必要であると考えられた。

血流によるアーチファクトに対し、さまざまな軽減方法が試みられている。代表的なものとして、平均化加算回数を増やす方法、rephasing²¹⁾、spatial presaturation⁶⁾ などがあるが、平均化加算回数を増やすと検査時間も延長し、また rephasing はおもに心臓の高速撮影など、血液信号を強く描出する場合に用いられ、スピエコー法など、血液を低信号で描出する場合には、心筋と心内腔のコントラストが低下するため、あまり有用ではない。Spatial presaturation は撮影面内に流入する血液を、撮影断面の周囲であらかじめパルスを掛け、信号を出にくくする方法であるが、撮影面内の血液には presaturation 効果がなく、

presaturation をかける部位や大きさの設定も難しい。さらに、いずれの方法も心電図 R-R 間隔の変化には対応していないことなどから、通常的心血管系の撮影には十分な効果をあげていない。

これらの問題点を解決するため、我々は通常の SE 法の前に nonselective 90 度パルスを追加した MSE 法を開発した。この方法は撮影断面を含めた周囲組織全体に nonselective に 90 度パルスをかけるため、流入血および撮影断面内血液に対して presaturation 効果があり、かつ nonselective 90 度パルスから selective 90 度パルスまでの時間 (delay 2) が実質的な Tr となるため、心電図 R-R 間隔の変動を受けにくいことが特徴である。そのほか、MSE 法の特徴を Table 1 にまとめて示した。これらの特徴から、MSE 法は心臓大血管系の撮影に有用なパルス系列であると考えられる。さらに構造が単純なため、rephasing, dephasing, spatial presaturation 法などを MSE 法と併用することも可能であり、これらの特徴を生かしたパルス系列の開発も考えられる。

MSE 法の短所としては、構造上心電図 R 波に一致した拡張終期像を撮影できないこと、一度に多数のマルチスライス撮影することが難しいことがある。しかし、前者は拡張期像で代用することにより臨床的には対応可能で、また後者については、通常成人で 3~4 枚のマルチスライスが撮影可能であるため、臨床例ではまず多数のマルチスライスを通常の SE 法を用いて撮影し、特

Table 1. Characteristics of the modified spin-echo sequence

1. Strong artifacts derived from changes in the effective repetition time can be significantly reduced
2. Flow artifacts are reduced due to the presaturation effect by nonselective 90 degree radio-frequency
3. T₁-weighted images can be obtained easily
4. The repetition time can be maintained constant in a follow-up study

に詳細な検討を要する断面を選択し, MSE にて撮影する方法が実際的である. さらに三次元フーリエ変換法を用いれば, 8枚や16枚などの多数の断面が同一心時相で撮影できるため, MSE との併用により, アーチファクトの少ない薄いスライスが撮影可能となると考えられる.

MRI による冠動脈疾患の検討は, 特に心筋梗塞の部位診断や血栓像の描出など²²⁻²⁵⁾, あるいは AC バイパスグラフトの開存の検討など^{26,27)}に用いられているが, 冠動脈像は従来, MRI で明瞭に検出することは難しいとされていた. それは, 冠動脈自体が細い血管であり, かつ心臓表面に沿い, 三次元的に分布すること, 心拍動に伴い位置, 形状が変化すること, 呼吸性移動, 呼吸によるアーチファクトがあること, 同一断面内に脂肪, 心筋, 心外膜などを含むこと, 種々のアーチファクトにより画質が低下することなどが原因と考えられる. Paulin ら¹⁾は通常の SE 法を用いて冠動脈の描出を試みているが, 検出率は高くなく, また冠動脈起始部より数センチのみ描出されると報告している. しかし, 今回の MSE 法を用いた検討では, アーチファクトの少ない明瞭な冠動脈像が, 体動の強い例などを除き高率に検出され, LMT, LAD, LCx, RCA の本幹だけでなく, 対角枝や鈍縁枝などの細い血管も描出可能であった. 冠動脈病変の撮影でも, 冠動脈瘤や冠動脈内血栓, 造影遅延を伴った血管の血管内高信号などが描出され, さらに冠動脈奇形や冠動脈肺動脈瘻など, 異常血管の検出も可能であり, MRI は冠動脈像の非侵襲的描出法の一つとなり得ると考えられる.

結 論

MSE 法は従来の SE 法の持つ欠点を, 臨床的な立場から検討して生まれた新しいパルス系列であるが, その画像は通常の SE 法によるものと同じ基準で検討することができる. 通常のパルス系列では症例により画質の差が大きく, アーチファクトの多い画像がしばしば読影に影響するが,

MSE 法は症例による画質の差が少なく, 明瞭な画像を得ることができ, 冠動脈の描出も可能となり, 心血管系の非侵襲的撮影法として臨床的に有用なパルス系列であると考えられた.

要 約

心血管系の MRI による撮影では, 心臓大血管に一致して位相エンコード方向のアーチファクトが出現し, 画質が著明に劣化する. この原因として, 従来は血流による影響が重視されていたが, 我々は心電図同期スピネコー法の実質的な繰り返し時間 (Tr) が検査中に変動することも, アーチファクトの一因であると考え, ファントムを用いその証明を行った. さらに血流および Tr の変動によるアーチファクトを抑制する新しいパルス系列である modified spin-echo (MSE) 法を開発し, 冠動脈疾患の臨床例における冠動脈像の直接描出によって, MRI による冠動脈器質的病変の描出能を検討した. MSE 法は通常の SE 法の前に nonselective 90 度パルスと delay 時間を置いた方法であり, これによって心血管系のアーチファクトは著明に抑制され, 冠動脈像が明瞭に描出された. 冠動脈の器質的病変も, 狭窄性病変や冠動脈血栓, 拡張性病変, 冠動脈肺動脈瘻, 右冠動脈起始異常などが明瞭に描出され, また冠動脈造影上, 造影遅延のある部位では, MRI 上血管内に高信号が認められた. MSE 法による MRI は冠動脈の非観血的検査法の一つとして有用と考えられた.

文 献

- 1) Paulin S, Schulthess GK, Fossel E, Krayenbuehl HP: MR imaging of the aortic root and proximal coronary arteries. *Am J Roentgenol* **148**: 665-670, 1987
- 2) Miller SW, Brady TJ, Dinsmore RE, Edelman RR, Johnston DL, Okada RD, Rosen BR, Stark DD, Stratemeier EJ, Thompson R, Wedeen VJ, Wismer GL: Cardiac magnetic resonance imaging: The Massachusetts General Hospital experience. *Radiol Clin N America* **23**: 745-764, 1985
- 3) Lieberman JM, Alfidi RJ, Nelson AD, Botti RE,

- Moir TW, Haaga JR, Kopiwoda S, Miraldi FD, Cohen AM, Butler HE, Nara A, Hellerstein HK: Gated magnetic resonance imaging of the normal and diseased heart. *Radiology* **152**: 465-470, 1984
- 4) Shultz CL, Alfidi RJ, Nelson AD, Kopiwoda SY, Clampitt ME: The effect of motion on two-dimensional Fourier transformation magnetic resonance images. *Radiology* **152**: 117-121, 1984
 - 5) Perman WH, Moran PR, Moran RA, Bernstein MA: Artifacts from pulsatile flow in MR imaging. *J Comput Assist Tomogr* **10**: 473-483, 1986
 - 6) Felmlee JP, Ehman RL: Spatial presaturation: A method for suppressing flow artifacts and improving depiction of vascular anatomy in MR imaging. *Radiology* **164**: 559-564, 1987
 - 7) Bellon EM, Haacke EM, Coleman PE, Sacco DC, Steiger DA, Gangarosa RE: MR artifacts: A review. *Am J Roentgenol* **147**: 1271-1281, 1986
 - 8) Herfkens RJ, Higgins CB, Hricak H, Lipton MJ, Crooks LE, Lanzer P, Botvinick E, Brundage B, Sheldon PE, Kaufman L: Nuclear magnetic resonance imaging of the cardiovascular system: Normal and pathologic findings. *Radiology* **147**: 749-759, 1983
 - 9) Schulthess GK, Higashino SM, Higgins SS, Didier D, Fisher MR, Higgins CB: Coarctation of the aorta: MR imaging. *Radiology* **158**: 469-474, 1986
 - 10) Kaufman L, Crooks LE, Sheldon PE, Rowan W, Miller T: Evaluation of NMR imaging for detection and quantification of obstructions in vessels. *Invest Radiol* **17**: 554-560, 1982
 - 11) Yoshida S, Ueno Y, Nishio I, Masuyama Y, Maeda C, Mishima T, Yamada R, Morita R, Hori K: Usefulness of oblique projections in ECG-gated cardiac MRI. *J NMR Med* **5**: 64-72, 1985
 - 12) Yoshida S, Ueno Y, Fujiwara S, Arita M, Hamada M, Nishio I, Masuyama Y: ECG-gated magnetic resonance imaging of the left ventricle: Visualization of anatomical characteristics and quantification of wall thickness and ventricular volume in left ventricular hypertrophy. *J Cardiol* **17**: 21-34, 1987 (in Japanese)
 - 13) Stratemeier EJ, Thompson R, Brady TJ, Miller SW, Saini S, Wismer GL, Okada RD, Dinsmore RE: Ejection fraction determination by MR imaging: Comparison with left ventricular angiography. *Radiology* **158**: 775-777, 1986
 - 14) Been M, Kean D, Smith MA, Douglas RHB, Best JJK, Muir AL: Nuclear magnetic resonance in hypertrophic cardiomyopathy. *Br Heart J* **54**: 48-52, 1985
 - 15) Higgins CB, Byrd BF II, Stark D, McNamara M, Lanzer P, Lipton MJ, Schiller NB, Botvinick E, Chatterjee K: Magnetic resonance imaging in hypertrophic cardiomyopathy. *Am J Cardiol* **55**: 1121-1126, 1985
 - 16) McMurdo MKK, Geer G, Webb WR, Gamsu G: Normal and occluded mediastinal veins: MR imaging. *Radiology* **158**: 33-38, 1986
 - 17) Axel L, Sommers RM, Kressel HY, Charles C: Respiratory effects in two dimensional Fourier transform MR imaging. *Radiology* **160**: 795-801, 1986
 - 18) Lanzer P, Botvinick EH, Schiller NB, Crooks LE, Arakawa M, Kaufman L, Davis PL, Herfkens R, Lipton MJ, Higgins CB: Cardiac imaging using gated magnetic resonance. *Radiology* **150**: 121-127, 1984
 - 19) Ehman RL, McNamara MT, Pallack M, Hricak H, Higgins CB: Magnetic resonance imaging with respiratory gating: Techniques and advantages. *Am J Roentgenol* **143**: 1175-1182, 1984
 - 20) Bailes DR, Gilderdale DJ, Bydder GM, Collins AG, Firmin DN: Respiratory ordered phase encoding (ROPE): A method for reducing respiratory motion artifacts in MR imaging. *J Comput Assist Tomogr* **9**: 835-838, 1985
 - 21) Haacke EM, Lenz GW: Improving MR image quality in the presence of motion by using rephasing gradients. *Am J Roentgenol* **148**: 1251-1258, 1987
 - 22) Higgins CB, Byrd II BF, McNamara MT, Lanzer P, Lipton MJ, Botvinick E, Schiller NB, Crooks LE, Kaufman L: Magnetic resonance imaging of the heart: A review of the experience in 172 subjects. *Radiology* **155**: 671-679, 1985
 - 23) de Roos A, Doombos J, Wall EE, Voorthuisen AE: MR imaging of acute myocardial infarction: Value of Gd-DTPA. *Am J Roentgenol* **150**: 531-534, 1988
 - 24) McNamara MT, Tscholakoff D, Revel D, Soulen R, Schechtmann N, Botvinick E, Higgins CB: Differentiation of reversible and irreversible myocardial injury by MR imaging with and without Gadolinium-DTPA. *Radiology* **158**: 765-769, 1986
 - 25) Wesbey G, Higgins CB, Lanzer P, Botvinick E, Lipton MJ: Imaging and characterization of acute myocardial infarction in vivo by gated nuclear magnetic resonance. *Circulation* **69**: 125-130, 1984
 - 26) Underwood SR, Firmin DN, Klipstein RH, Rees SO, Longmore DB: Toward MR flow measurement in the coronary arteries and coronary bypass

吉田, 上野, 有田, ほか

grafts. Radiology **151**(P): 224, 1986

27) Frija G, Schouman-Claeys E, Tenoudji-Cohen M,
Brenot P, Lacombe P, Ollivier J, Dubourg O,

Grandjbakhch I: Study of coronary grafts by MR
imaging. Radiology **151**(p): 225, 1986