

心血管系の心電図同期MRI の検討

ECG-Gated MRI of Cardiovascular System

井上圭介 (東芝中央病院内科)
佐伯文彦 (同 上)
山川和夫 (同 上)
神保昌夫 (東芝那須工場応用技術部)
南條幸夫 (同 上)

キーワード
ECG-gated MRI, short T_e , cavitory flow, cardiac phase

要 旨

Gated magnetic resonance imaging of the heart and great vessels was studied with 0.15 Tesla resistive magnet. In order to minimize the effect of variable heart rate, we used spin-echo pulse sequence with short T_e (=24msec).

The contrast between left ventricular wall and its cavity was best demonstrated at midsystolic and rapid filling phase. But the contrast was poor at endosystolic and endodiastolic phase. MR signal of the cavity was low when the cavitory flow moved fast. This phenomenon was easily interpreted as the effect of velocity factor. But at endodiastolic and endosystolic phase, slowly moving fluid generates more signal than the same stationary fluid.

Selection of appropriate cardiac phase should be considered for clear demonstration of cardiac anatomy using ECG-gated MRI.

1 はじめに

MRI (magnetic resonance imaging) は、水素

原子核 (^1H) の緩和現象を利用した映像法であり、近年臨床応用が盛んになってきた。この方法は人体の対象部位を選ばない事、人体を障害し得る電離放射線などを用いない事、また水平断面の

他、矢状断面、冠状断面と3次元的な表示が可能な事など X 線 CT にはみられなかった多くの利点を有している。

しかし、心血管系に対する MRI の応用は開始されたばかりである。既に確立したシネアンギオグラフィー、心エコー図、X 線 CT、アイソトープを用いた心筋シンチなどの診断法に比較して、MRI の有用性があるかどうか現在問われている。MRI は、磁性体、ペースメーカー等の装置などの特殊な条件下でない限り、ガス、骨などに影響されずに広い視野の画像を得られる利点を持っている。一方、MRI には水素原子の緩和時間が比較的長いため、心臓のように比較的速く移動する対象物を描出し難いという短所もある。すなわち、MR 信号の T_1 値が生体組織で数百 msec から数 sec であり、 T_2 値も 100~300 msec 程度と比較的長いので情報収集に時間が必要となる。そこで心大血管系の MRI では心拍の周期性に着目して、目標とする心時相毎に画像情報を収集する技術が必要である。

今回、我々は心電図同期 MRI を用いて、正常例及び疾患例の検討を行ったので報告する。

2 対象および方法

本研究には、東芝中央病院内に設置された MRI 装置 (MRT-15 A 東芝製) を用いた。本装置は水平 4 段空芯コイルによって 0.15 Tesla の静磁場を発生する。今回の検討はこれに心電図テレメーター方式による心拍同期システムを付随させて行った。まず正常人 10 名について撮影を行い、心時相に応じた心運動の描出を試みた。次に東芝中央病院内科の循環器疾患症例について病変描出能を検討した。

我々の用いた心拍同期システムブロックダイアグラムを図 1 に示す。心電図は被検者からワイヤレス送信機を通して、シールドルーム内に設置したアンテナに受信され、制御室のハートモニター

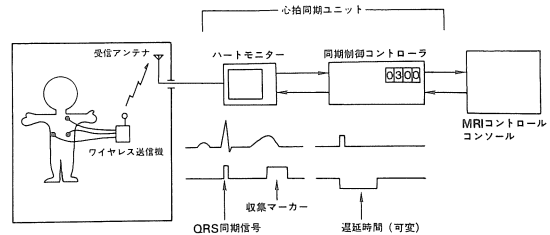


図 1 心拍同期システムブロックダイアグラム

上に表示される。

心電図の QRS 波をトリガーとする周期信号を作り、一方、同期制御コントローラーにより遅延時間を設定する。遅延時間は 1 msec より 2000 msec まで可変である。遅延時間は MRI コントロールコンソールへ伝えられ、励起パルス発生から、エコー信号収集までが制御される。このようにして任意の心時相について同期画像を得ることができる。この際エコー信号収集マーカーはハートモニター上に表示されるので、心時相の確認は容易である。

図 2 は心拍同期タイミングチャートを示す。1

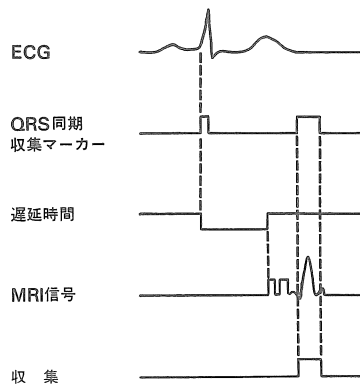


図 2 心拍同期タイミングチャート

段目に示した心電図の QRS 波に同期した信号を原点とし、3 段目に示すように遅延時間を設定する。この遅延時間をトリガーとして SE モードのパルス系列が開始される。すなわち、まず 90° パルスが、次いで τ 秒 ($\tau=1/2 T_e$) 後に 180° パ

ルスが印加され、さらに τ 秒後にエコー信号が収集される。信号収集マーカーは2段目と5段目に示す。90°パルスから信号収集までの時間、すなわち $T_e = 2\tau$ を短くすることで、設定した心時相からのずれが防止される。今回我々は、 T_e を 24 msec とする short SE 法を用いた。

3 結果

図3は正常者の異なる4つの心時相の同一心臓水平断面図である。左上は等容収縮期、右上は収縮中期、左下は収縮終期、右下は拡張中期に相当する。両心室が心時相に応じて拡張および収縮している様子が観察される。心室内腔に注目すると、等容収縮期および収縮終期では信号強度は高く、心室壁とのコントラストは弱い。一方、収縮中期および拡張中期では心内腔の信号強度は低下しており、心室壁との強いコントラストが得られている。等容収縮期および収縮終期では、心室内腔の血流が比較的緩徐であり、一方収縮中期および拡張中期では心内腔血流は速い。従って心拍同期MR画像では、血流の速さの増加と内腔の信号強度の低下に対応があり、心筋壁の描出には、心内

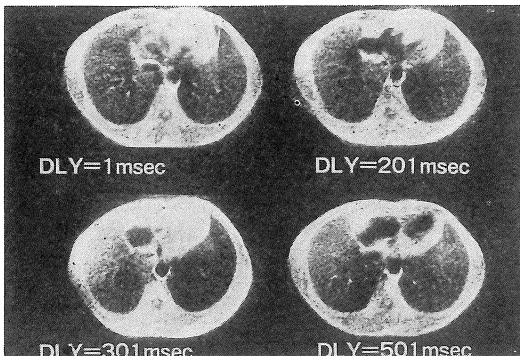


図3 正常者の心室レベルでの水平断面を示す。左上：等容収縮期，右上：収縮中期，左下：収縮終期，右下：拡張中期，にそれぞれ相当する。心室内信号強度は等容収縮期，収縮終期に高く，収縮中期および拡張中期に低下する。DLV：R波からの遅延時間を示す。

腔流速の高い心時相を選択するのがよいと思われた。

図4は正常者の肺動脈分岐レベルでの水平断面で拡張期を上段に、収縮期を下段に示す。拡張期では上行大動脈，肺動脈，下行大動脈のそれぞれの内腔の信号強度は高く，血管壁とのコントラストはほとんど得られていない。一方収縮期では上行大動脈，肺動脈，下行大動脈腔内の信号強度は低下し，血管壁との強いコントラストが得られている。

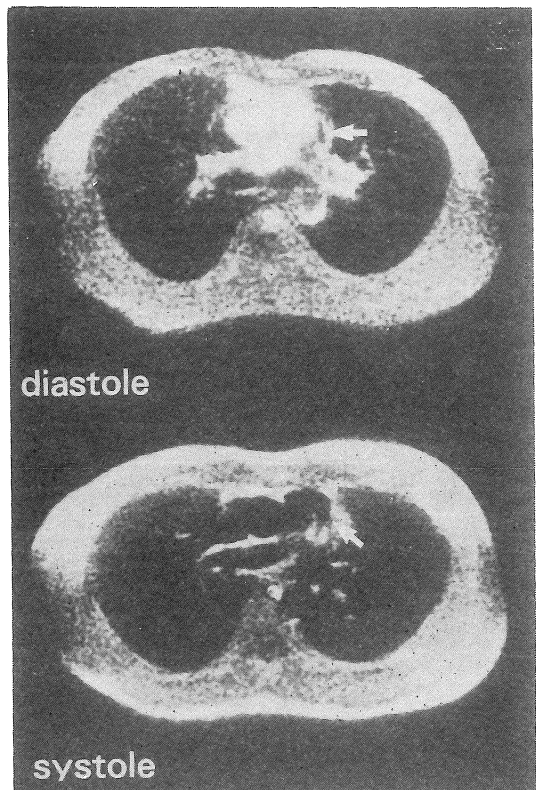


図4 正常者の肺動脈分岐レベルでの水平断面像。上段に拡張期，下段に収縮期の像を示す。矢印は共に肺動脈を示す。肺動脈，上行大動脈および下行大動脈内腔では信号強度は拡張期に高く，収縮期に低下する。

図5は正常者の大動脈弓部レベルでの水平断面で拡張期を上段に、収縮期を下段に示す。拡張期

では大動脈内腔の信号強度は高くなっており，一方収縮期では大動脈内腔の信号強度は低下している．拡張期では，大動脈弓部での血流の速さは緩徐であり，収縮期では血流は非常に速い．

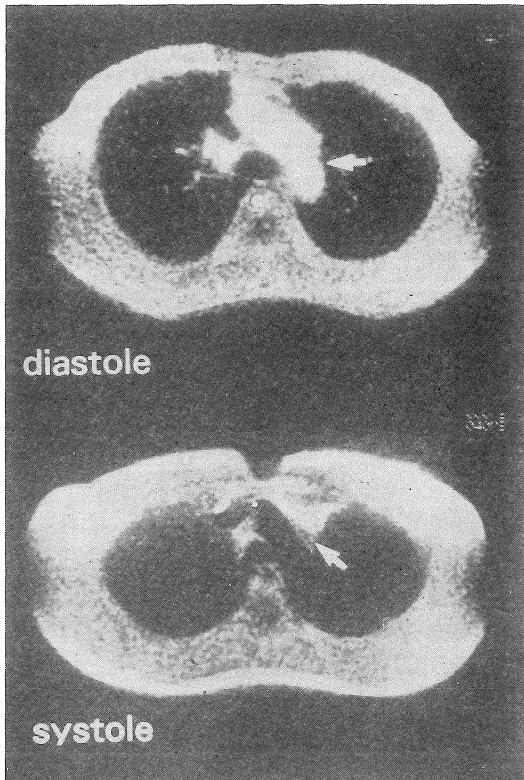


図 5 正常者の大動脈弓部レベルでの水平断面像
上段は拡張期，下段に収縮期の像を示す．矢印は共に大動脈弓を示す．大動脈弓内腔では信号強度は拡張期に高く，収縮期に低下する．

図 6 は正常人の心室レベルでの前額断面である．上段に拡張期を，下段に収縮期を示す．上行大動脈，肺動脈が認められる．これらの血管内腔の信号強度はともに拡張期で高く，一方収縮期では低下している．収縮期において血管内腔と血管壁との良好なコントラストを得ている．

図 7 は，70 歳男性で enhanced CT により，解離性大動脈瘤の診断を得た症例である．下行大動脈レベルの水平断面像のうち，上段に拡張期，

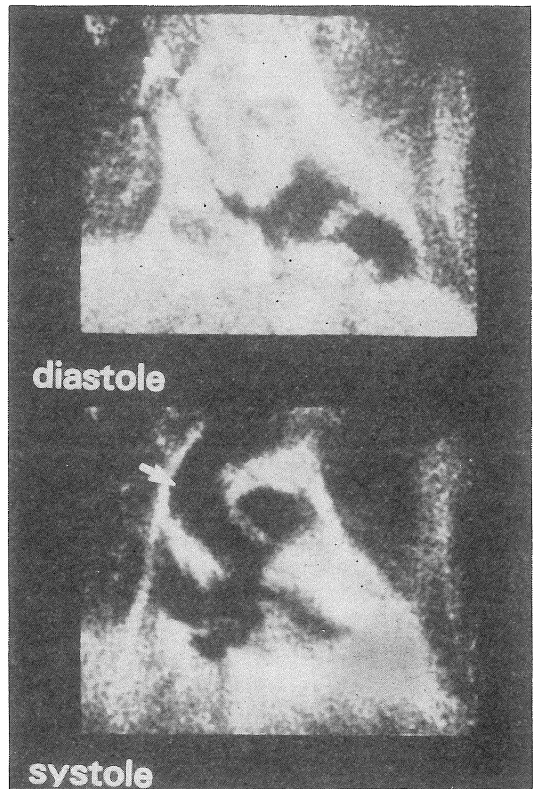


図 6 正常者の心室レベルでの前額断面像．上段は拡張期，下段に収縮期の像を示す．矢印は上行大動脈を示す．上行大動脈および肺動脈内腔での信号強度は拡張期に高く，収縮期に低下する．

下段に収縮期の画像を示す．下行大動脈内腔は拡張期像では信号強度が高い．一方，収縮期像では下行大動脈腔の正中寄りでは信号強度が著しく低下した半月状の領域が，明らかに認められる．しかし，下段の矢印で示した外側部分の信号強度は拡張期とほとんど同レベルにとどまっている．血流速と信号強度の対応から考えて，収縮期の低信号領域は血流が速く，矢印を付した高信号領域は壁在血栓あるいは血流の遅い偽腔と考えられる．

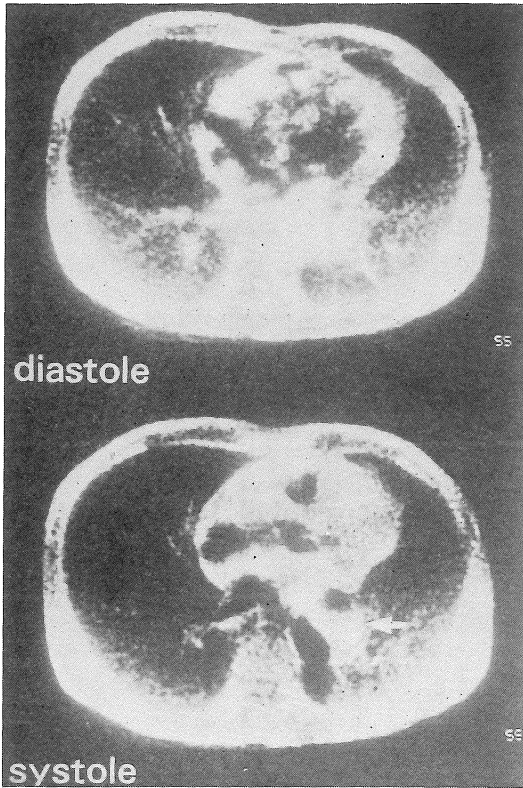


図 7 解離性大動脈瘤の症例の水平断面。上段は拡張期。下段に収縮期を示す。下行大動脈内腔は拡張期では信号強度は高いが、収縮期ではその正中側の信号強度は低下し、矢印で示した外側部分の信号強度は高い。正中側では血流が速く、矢印の部位は血流の遅い偽腔あるいは血栓の存在が考えられる。

4 考 案

心拍同期 MRI の臨床応用が進展したのは比較的最近である。1982 年に Alfidi ら¹⁾ が正常心の心筋壁、心内腔、弁、中隔、乳頭筋などを描出したことを報告している。また、Fletcher ら²⁾ は静止画像の解剖学的描出能を先天性心疾患に適用して、三尖弁閉鎖症、心房中隔欠損症、心室中隔欠損症などの病変を MRI で描出している。Lieberman ら³⁾ は、正常人 2 名、心疾患患者 21 名に

ついて心拍同期に加えて呼吸同期を行い、30%の症例に冠状動脈を描出し得たと報告している。しかし冠状動脈の動脈硬化については 1 例も検出できず、この時点での心拍同期 MRI の限界を示している。

同期トリガーについては Lanzer ら⁴⁾ が検討している。彼らは、心電図、指尖脈波、レーザードップラー法による毛細血管血流の測定の 3 者を同期トリガーとして比較検討した。彼らは、心電図ゲート法が同期設定の確実さの点でも特定心時相への容易な対応の点でも最も優れているとした。事実、現在では、多くの装置メーカーがテレメーター方式を用いた心電図ゲート法を採用しているようである。

我々は今回パルス系列として short SE 法を採用した。本法は、(1) IR 法に比較して T_r が短いため 1 心拍内に 1 回の情報収集が可能である。(2) S/N が IR 法に比べて良好である。(3) R-R 間隔は正常人でも一定でないが、R 波を基点とした 1 心拍内での同期設定を行うため、確実な心時相が指定できる。(4) 心房細動などの不整脈についても IR 法に比較して、R 波から短時間内の心時相の決定がより容易である、などの利点があると考えられた。

本法で得られた画像の検討では、心内腔の信号強度が心時相により変化し、心筋壁と内腔の識別が困難となる時相が認められた。この結果を血行動態と対比したところ、心内腔の信号強度は、流れが速い時相ほど低下する傾向にあることが明らかとなった。大血管内腔の信号強度も、上行大動脈、大動脈弓部、下行大動脈、肺動脈のいずれの領域についても内腔の血流が速いほど低下していた。血管壁は、各心周期を通して信号強度の変化が少ないため、内腔の血流が速いほど両者の間に強いコントラストが得られた。

SE モードの信号強度の式

$$I = f(v) \cdot \rho \cdot \exp(-a/T_2) [1 - \exp(-b/T_1)]$$

より考えて、血流流速による信号強度の変化は、

$f(v)$ の項に由来する効果と考えられる。一般的には、励起面中の ^1H が完全に移動すれば、その緩和信号は観察し得ないので $f(v)=0$ となるはずである。

MRI に与える流速の効果については実験、臨床を含め既に複数の報告が行われている。Kaufman ら⁵⁾ は、血液を用いた定常流の実験モデルで流速と MR 信号強度について検討を行っている。彼らによれば、血管内の MR 信号は流れのない状態よりも少し流速がある状態の方が増強するという。この現象は、paradoxical enhancement と名づけられている。しかし、より速い流速下では血管内腔の信号強度は流速が増加するほど単調減少することも確認されている。

また Craig ら⁶⁾ も Mn^{2+} を含む溶解液および血液を用いて定常流、拍動流の流速が及ぼす MR 信号強度への影響を報告している。たとえば Mn^{2+} を含む溶解液の場合で SE モードを用いた時に、MR 信号は静水時より流速が増加するにつれて一旦増加し、平均流速が 11.7 cm/sec 以上となると逆にその管内腔の中心部分の信号強度が低下してくることを観察している。流速がさらに増加すると信号は減少し、41 cm/sec で信号は完全に消失すると報告している。血液でもほぼ同様の傾向を示している。拍動流下では信号強度は、さらに複雑な変化を示す。彼らはこの拍動流モデルと下行大動脈の描出結果との対比も行っている。

臨床的には Herfkens ら⁷⁾ による解離性大動脈瘤症例の検討が報告されている。彼らは解離した false lumen の信号強度が true lumen 内腔に比べ高く描出されていることを観察しており、その理由として流れの遅い false lumen 内での paradoxical enhancement も考慮している。

今回我々が得た画像において、正常人の大動脈、肺動脈の血管内腔の MR 信号強度について、流速の少ない拡張期では信号強度は高く、一方収縮期には paradoxical enhancement をおこす流速をかなり超す流速があるため、信号強度は極め

て低下すると推測された。

一般的に流れのある対象の MR 信号強度には、流速をはじめとして、乱流の有無、流体自体の物理的性質、励起面の厚さ、情報収集面の厚さ、それらの面に対する流れの方向、パルス系列（たとえば SE モードにおける T_e 値）などの様々な要素が影響を与えうる。従って流れと MR 信号強度については、さらに研究が必要と思われる。

現在 MRI の対象は ^1H であるが、実験的には ^{23}Na を対象として心拍同期法を用いてラットの心臓の描出に成功しており⁸⁾、また、 ^{31}P について同様に心拍同期法を用いた心筋の一心拍内におけるエネルギー代謝についての研究⁹⁾ なども行われており、今後の研究が期待される。

文 献

- 1) R. J. Alfidi, J. R. Haaga, S. J. El Yousf, et al.: Preliminary experimental results in humans and animals with a superconducting, whole-body, nuclear magnetic resonance scanner, *Radiology*, **143**: 175-181, 1982.
- 2) B. D. Fletcher, M. D. Jacobstein, A. D. Nelson, et al.: Gated magnetic resonance imaging of congenital cardiac malformations, *Radiology*, **150**: 137-140, 1984.
- 3) J. M. Lieberman, R. J. Alfidi, A. D. Nelson, et al.: Gated magnetic resonance imaging of the normal and diseased heart, *Radiology*, **152**: 465-470, 1984.
- 4) P. Lanzer, E. H. Botvinick, N. B. Schiller, et al.: Cardiac imaging using gated magnetic resonance, *Radiology*, **150**: 121-127, 1984.
- 5) L. Kaufman, L. Crooks, P. Sheldon, et al.: The potential impact of nuclear magnetic resonance imaging on cardiovascular diagnosis, *Circulation*, **67**: 251-257, 1983.
- 6) C. R. George, G. Jacobs, W. J. MacIntyre, et al.: Magnetic resonance signal intensity patterns obtained from continuous and pulsatile flow models, *Radiology*, **151**: 421-428, 1984.

7) R. J. Herfkens, C. B. Higgins, H. Hricak, et al.: Nuclear magnetic resonance imaging of the cardiovascular system: normal and pathologic findings, *Radiology*, 147: 749-759, 1983.

8) J. L. DeLayre, J. S. Ingwall, C. Malloy, et al.: Gated sodium-23 nuclear magnetic resonance images of an isolated perfused working rat heart, *Science*, 212: 935-936, 1981.

9) E. T. Fossel, H. E. Morgan, J. S. Ingwall: Measurement of changes in high-energy phosphates in the cardiac cycle by using gated P-31 nuclear magnetic resonance, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 77: 3654-3658, 1980.