

循環器 MRI の特徴：心拍同期と高速撮影

松田 哲也

京都大学大学院情報学研究所システム科学専攻医用工学分野

はじめに

MRI を用いて循環器領域の撮影を行う場合、他の領域と大きく異なるのは撮影対象が運動していることであろう。MRI が運動に対して高い感受性をもつことは、その特性が流速測定法や MR angiography に応用されていることから良く知られているが、運動に対する高い感受性はまたモーションアーチファクトを惹起する原因でもある。MRI におけるモーションアーチファクトは、撮影対象の運動が MR 信号の位相を変化させることによって生じるが、呼吸や拍動のようにある程度の周期性をもつ運動の場合、k 空間上の信号に周期的な変化が現れることになるため、これをフーリエ変換した MR 画像ではゴーストを生じる結果となる。

しかし、心臓の拍動は、心電図を用いることによって外部から容易に感知することができ、心電図信号と同期して撮影すれば運動の影響を軽減することが可能である^{1)~3)}。さらに、心臓の拍動やそれに伴う血管内の脈流は、循環器領域における重要な診断指標であり、これらの運動情報を積極的に検出するためにも心電図同期が用いられる。このように、心電図同期法は循環器領域の MRI に必須の技術であるが、近年では様々な高速撮影法の進歩とともに、得られる画像と心電図との関係も次第に複雑になり始めている。ここでは、循環器 MRI の基本ともいえる心電図同期法について、歴史的に振り返

りながら、臨床的な意味や技術的な進歩を解説する。

心電図信号と心電図同期

MRI における心電図同期とは、心周期におけるある特定の心時相で MR 信号の収集を繰り返すために、心電図から得られる時間的な情報を参照することである。心臓は収縮と拡張を繰り返しながらその形態が変化しているが、心電図同期では、異なる心拍でも特定の心時相においては一定の形状であることを前提としている。

心電図信号は心筋細胞の興奮を表す膜電位の変化を様々な部位の体表面から電位差として誘導したものであり、その時間的な変化が心電図として表されるが、特定の心時相を識別するためには、得られる電位信号を監視しながら電位あるいはその変化率（傾き）がある閾値を超えるか否かを判断する。通常的心電図モニターでは電位の変化率を監視するのが一般的で、心電図波形の傾きがある大きさ以上になったときにトリガー信号を発生する。心電図に現れる P 波、R 波（又は QRS complex）、T 波のうち、通常は最も急峻な R 波がトリガーとして検出されるが、心筋梗塞などで R 波の波高が小さくなった領域に電極を設定した場合や、脚ブロックなどで QRS 幅が広がった場合などでは R 波を正しく検出しないことがある。また、MRI に用いられるような静磁場の中では導電

キーワード cardiac MRI, technology, motion, ECG gating

体である血液の移動によって T 波が先鋭化することが知られているが⁴⁾、比較的先鋭な T 波を示す患者が静磁場中に入り T 波がさらに先鋭化した場合には、誤って T 波を検出してしまふことがある。このように R 波を正しく安定にトリガーできない場合には、十二誘導の心電図から T 波に比べて R 波の波高が大きく急峻な誘導を探し、電極を貼り付ける位置の参考にすると良い。

心電図でトリガーを検出する R 波は、心周期の中でも臨牀的に特別な意義をもつ心室の拡張終期にあたり、循環器疾患の一般的な診断に用いるためには好都合な信号源と言え、トリガーを検出して直ちにスキャンを開始すれば、ほぼ拡張終期と見なすことができる収縮早期の MR 画像が得られる。また、トリガーを検出した後に一定の遅延時間を設定してスキャンを行えば、任意の心時相を選択することができる。しかし、トリガーの直前にあたる心房収縮期については、R-R 間隔が生理的にも変動するため、確実に捕捉することは難しい。

心電図は心筋の収縮の原因である電気的興奮を表す信号であるが、収縮の結果として生じた血流の脈流性変化を反映する指尖脈波図 (plethysmogram : 容積変動曲線) も心周期と同期するための指標として利用することができる。指尖脈波図では脈流のピークである収縮終期から拡張早期にトリガー信号を発生し、心電図同期法とは異なる遅延時間を設定して目的の心時相を決定する必要があるが、末梢に局限した領域から収集された信号であり、MRI の RF パルスによる雑音を受け難く、比較的稳定な信号が得られるという長所もある。

MRI における心電図同期法

心電図同期法には、大きく分けて 1) 心電図信号をトリガーとしてスキャンを開始する方法、

2) 心電図とは無関係に一定の間隔 (TR) でスキャンを行うと同時に心電図信号を収集しておき、スキャンの終了後に心電図信号を参照して MR 信号を並べ換えるという二つの方法があり、前者が一般的な心電図同期法と考えて良い。後者はグラディエントエコー法を利用した cine MRI 法の実現に伴って用いられるようになった方法で retrospective ECG gating⁵⁾ と呼ぶが、それに対して前者を prospective ECG gating と呼ぶことがある。

励起、位相エンコードの進め方、収集した信号の処理など両者は技術的に異なる方法であり、これらの差異については次章以降で詳しく解説するが、臨牀的な観点から、それぞれの心電図同期法を用いて撮影した画像に現れる特徴として最も注意しておくべき差異は、心臓の拍動周期が変動する場合の影響であろう。心拍動の周期は一般に概ね規則正しいとは言え、呼吸性の生理的な変動をはじめとして完全に一定というわけではない。したがって、心電図信号をトリガーとしてスキャンを開始する心電図同期法では、心周期が変化すると励起の間隔にも変動が生じることになる。心周期の変動による影響の及ぼし方は、古典的な心電図同期スピニングエコー法や cine MRI、あるいは最近の高速撮影法など、それぞれの撮影法における励起と信号収集の時間、空間的な関係によって異なるため、以下では MRI における心電図同期法の歴史的な展開に沿って、個々の手法を解説する。

古典的スピニングエコー法における心電図同期法

MRI の最も基本的なパルスシーケンスであるスピニングエコー法を循環器領域に適用する際には、Fig. 1 に示すように心電図信号をトリガーとしてスキャンを開始する一般的な心電図同期法が用いられる。古典的な心電図同期スピニングエコー法では、1 回のスキャンで 1 スライス当た

2003 年 9 月 2 日受理

別刷請求先 〒606-8501 京都市左京区吉田本町 京都大学大学院情報学研究科システム科学専攻 松田哲也

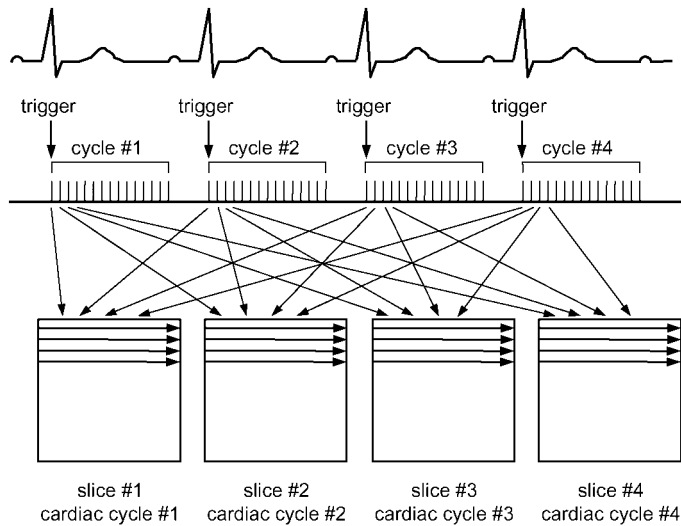


Fig. 1. ECG gating in conventional multiple-slice spin-echo imaging
Excitations for series of slices are initiated by ECG trigger signal. Each slice is obtained at different cardiac phase.

り1回の励起が行われるが、通常は心電図から検出されたトリガーごとに励起を行うため、TRは1心周期の長さに一致する。TRを長く設定した撮影を行う必要がある場合には、1心周期の整数倍の時間をTRとすることになる。これらを区別するため、1心拍に1回のスキャンを行うものを1:1の心電図同期と呼び、またn心拍に1回の場合にはn:1の心電図同期と表現することがある。このように、心電図同期スピネコー法では、1心周期の長さがTRの基本単位となり、心拍数の変化は直接的にTRの変動につながる。古典的なスピネコー法では通常はマルチスライス法で撮影するが、1回のトリガーで各スライスを順次励起して行くため、心拍数の変化によるTRの変動はすべてのスライスに対して一様に影響する。

また、このような心電図同期法を用いる場合、心電図から検出されたトリガー信号を受け入れるMR撮影装置側では、各スライスに対する一連の励起の後、次のトリガー信号に備えるための待ち時間を設ける必要がある。引き続

くトリガー信号が入力される間際までパルスシーケンスが継続すると、心周期が変動してわずかでも早期にトリガーが発生した場合、トリガー信号の受け入れの機会を逃してしまうことになる。したがって、生理的にも起こっている心拍数の変動に備え、通常は1心周期の80~90%程度までの時間をパルスシーケンスの実行にあてる。換言すれば、これはTRを1心周期に設定した場合、トリガー信号が発生する直前のP波付近の心時相では画像が得られないことを意味している。したがって、心房収縮期の画像を得るためには、前述の指尖脈波同期法を用いたり、心電図同期法でTRを2心周期以上に設定するなどの工夫が必要となる。また、煩雑ではあるが、食道に電極カテーテルを挿入して心房に近い食道壁からP波が強調された心電図信号を得ることができる食道誘導を用い、P波をトリガーすることによって心房収縮期の画像を撮影することも不可能ではない。

このように古典的な心電図同期スピネコー法を用いて得られたマルチスライス画像につい

て、その臨床的な意味を考えてみよう。心電図に同期したマルチスライス法では、トリガーが到達したのちに各スライスが順次励起されて行くため、得られる画像はスライスの位置のみならず心時相についても、それぞれ異なっている。各スライスの撮影順位は任意に設定することが可能で、あるスライスに対し特定の心時相を割り当てることはできるものの、重複して選択できないため、位置も時相も異なるという関係は変わらない。壁運動評価をはじめとした心機能評価は循環器領域における画像診断の大きな目的の一つであるが、心機能を評価するためには同一の部位における運動の様子をとらえる必要があり、このようにスライス位置とともに心時相も異なる画像では判定できない。また、様々な弁膜症や心機能の低下に伴う心拡大の程度を判断するための心内径や、心肥大の指標となる壁厚などを測定する際にも、拡張終期や収縮終期の計測値が重要であるが、このような撮影法では拡張終期を表す画像は1スライスに過ぎず、十分な評価対象にはなり得ない。したがって、古典的な心電図同期スピニングエコー法によるマルチスライス画像は、心周期を通じて形態が大きく変化することのない大動脈瘤をはじめとした血管系の診断や、先天性心疾患などに代表される顕著な解剖学的異常の有無、腫瘍や心のう水の存在診断、あるいは各腔の広がりや定性的に把握するなど、その臨床的意義は主として形態的診断に限られる。

次に、心拍数の変動が画像に与える影響について考察してみる。本稿の冒頭でモーションアーチファクトの原因について簡単に触れたが、病的な不整脈がなく、安定した心電図同期信号が得られているにもかかわらず、モーションアーチファクトと類似したゴースト像が現れることがある。このようなアーチファクトの原因の一つに、呼吸による規則正しい心拍数の変動が考えられる。モーションアーチファクトの原因は撮影対象の運動によるMR信号の位相変化であったが、心電図同期下で心拍数が変動

する場合には、TRが変化するためMR信号の強度が変化することになる。呼吸性の心拍数変化のように規則正しい変動であれば、信号強度が周期的に変化することになり、位相変化に周期性をもつモーションアーチファクトの場合と同様に、フーリエ変換後のMR画像におけるゴーストの出現につながる。しかし、MR信号の強度と位相がそれぞれ周期的に変化した場合、MR画像に現れるゴーストは結像する位置や個数に違いがある。実際の撮影では、呼吸は心拍数を変動させるのみならず、心臓をはじめとした撮影対象の位置も変化させるため、MR信号の強度と位相の両者によるゴーストが混合して現れ、両者を区別することは困難である。

シネ MRI における心電図同期法

シネ MRI では、前章で解説したような心電図信号をスキャン開始のトリガーとする心電図同期法はほかに、撮影終了後にMR信号の心時相に関する後処理を行って多時相の画像を作成するretrospective ECG gatingと呼ばれる方法を用いることができる⁵⁾。このretrospective ECG gating法に対して、古典的なスピニングエコー法と同様の心電図同期法をprospective ECG gating法と呼ぶことがある。Fig. 2にretrospective ECG gating法とprospective ECG gating法の例を示す。

Prospective ECG gating法では、心電図信号をトリガーとしてパルスシーケンスが実行され、シネMRIでもスピニングエコー法の場合と同様にスキャンが進行する。しかし、シネMRIではlow flip angleのグラディエントエコー法を用いて同一のスライスを連続的に励起するという点で、スピニングエコー法と異なっている。1心拍に1回のスキャンを行う1:1の心電図同期の場合を考えると、スピニングエコー法では1心拍に1スライス当たり1回の励起が行われるが、シネMRIでは1心拍の間に同一スライスが複数回の励起を受けることになる。した

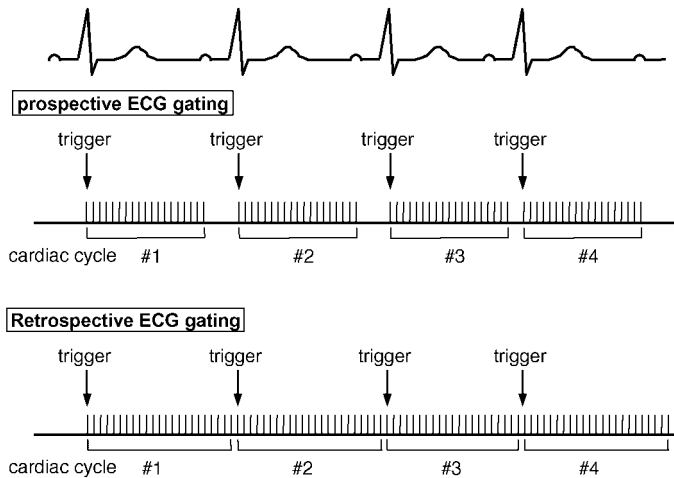


Fig. 2. Prospective and retrospective ECG gating used in cine MR imaging

Prospective ECG gating begin with ECG trigger, while excitations in retrospective ECG gating continue independently from ECG signal. The phase encoding step advances with the ECG trigger. The scheme shows a case where the third heart beat is slightly shorter than other beats.

がって、励起の繰り返し時間 TR は、前者では 1 心周期に一致するのに対し、後者では心周期の長さとは無関係に設定することができ、通常は数十ミリ秒の TR を用いる。そして、スライス位置は同一で、心時相が TR ずつ異なる複数の画像が得られる。被験者の心拍数によって異なる心周期の長さの個体差は、ある TR のもとで、得られる画像の枚数を決定することになる。シネ MRI では TR は基本的に一定であるが、一連の励起を終えて次のトリガーを受け入れるまでの間だけは励起の間隔が延長する。シネ MRI に用いられる low flip angle のグラディエントエコー法では最初の数回の励起で急速にスピンの縦磁化は一定の大きさに収束して行くが、トリガー直前の TR のみが他の TR に比べて長いので、一連のシネ画像のうち最初の数枚だけは信号強度がやや強い画像となる。撮影中に心拍数が変動するとトリガー直前の待ち時間が伸縮するが、その影響も同様に初期の数枚の画像のみにあられ、待ち時間の長さに

よって信号強度が不揃いになる。Prospective ECG gating 法を用いたシネ MRI でも、2~3 枚程度の複数のスライスを撮影することがあるが、このような場合には各スライスを交互に撮影して行くため、TR は長くなるものの、上に述べた性質は変わらない。

一方、retrospective ECG gating 法は、シネ MRI が実用化されるとともに考案された心電図同期法で、心電図とは無関係にすべての励起を一定の TR で連続的に実行し、prospective ECG gating 法におけるトリガーの待ち時間のように励起の間隔が大きくなる部分は皆無である。スキュンの実行中も連続的に心電図のトリガー信号を監視し、個々の MR 信号を収集する際には、直近のトリガーからの経過時間を同時に記録する。また、心電図のトリガー信号は、位相エンコードの大きさを順次進めていくために用られ、トリガー信号が到達すると直ちに位相エンコードが次のステップに切り替わる。したがって、retrospective ECG gating 法

では心電図とは無関係に励起が進みながらも、各心拍ごとに位相エンコード量だけは変化していくことになる。設定した位相エンコードのステップ数（位相エンコード方向の画像収集マトリックス数）にあたるすべての信号収集を終えると、各々の位相エンコードステップについて、1心周期の長さを TR で分割した数だけ MR 信号がそろろう。Retrospective ECG gating 法では、心電図とは無関係に励起が行われているため、位相エンコードステップ相互の間で完全に一致した心時相の MR 信号が得られているわけではないが、数十ミリ秒という短い TR を用いているため、どのような心時相でも、その直前あるいは直後に得られた信号が存在することになる。これらの MR 信号群は、直近のトリガーから各々が収集されるまでの時間が記録されており、任意の心時相を指定すると、位相エンコードの各ステップについて最も近い時相にあたる信号を選択し、位相エンコード順に並べ換えて画像再構成を行う。画像再構成を行う心時相は任意に指定することができるが、通常は撮影時に用いた TR ごとの心時相が選択される。本法では、励起の開始が心電図に完全に同期している prospective ECG gating 法に比べると、各画像の時間的な精度は低いといえるが、TR が短い実用的には全く問題にはならない程度の誤差と考えて良い。また、本法では画像再構成の手順が複雑で専用のソフトウェアが必要であるが、励起が定常的であるため、prospective ECG gating 法の場合とは異なり、トリガー直後の画像でも他の心時相と同等の信号強度を示す。さらに、心房細動に代表されるような心拍数が激しく変化する不整脈の場合でも、比較的アーチファクトの少ない画像が得られるという特徴がある。

シネ MRI は、それまでスピンエコー法による形態的診断が中心であった MRI に対して、新たに機能評価という循環器領域では特に重要な診断指標の取得を実現させ、MRI の臨床的意義を大きく向上させた画期的な方法であっ

た。心機能評価を目的とする画像診断の中で臨床的に最も一般的な方法は心エコー法であるが、症例によっては良質の画像が得られない場合があり、また心尖部などをはじめとした評価し難い領域が存在するという制限もあるため、シネ MRI は新しい心機能評価法として注目され、また実際に成果もあげた。さらに、シネ MRI ではグラディエントエコー法を用いているため血流信号を得ることができ、血流評価も可能であるという特長も付加されて弁膜症などの診断にも適応が広がった。しかし、このようなシネ MRI におけるいずれの心電図同期法もスピンエコー法と同じく、呼吸停止下で完了できるような短時間の撮影はできず、冠動脈のように心拍動のみならず呼吸性にも運動する微細な対象を撮影することは困難であった。そこで、高速パルスシーケンスの進歩とともに、より短時間で撮影を終えることができる次章で述べるような高速の心電図同期法の開発へと発展していった。

高速撮影法と心電図同期

心電図同期スピンエコー法やシネ MRI における prospective あるいは retrospective ECG gating 法は、それぞれの方法で得られる個々の画像の k 空間データに注目すると、1心周期当たり一つの位相エンコードステップを表す MR 信号しか収集できない。したがって、いずれの方法でも撮影を完了するためには位相エンコード方向の画像収集マトリックス数に等しい数の心拍が必要で、最短の撮影時間でも数分に及ぶことになる。心拍と呼吸の両者の影響を回避する必要がある冠動脈の撮影を実現するために考案された k-space segmentation 法は、1心拍の間に複数の位相エンコードステップにあたる MR 信号を収集することによって撮影時間を 20 心拍程度までに短縮し、呼吸停止下における心電図同期画像の撮影を可能にした^{6)~8)}。このような心電図同期法の実現は、高

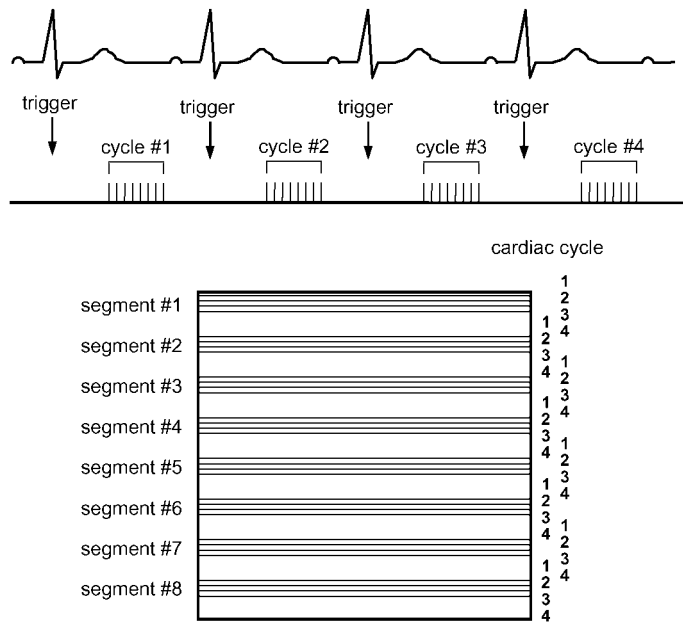


Fig. 3. High speed ECG gating by the use of k-space segmentation
 By acquiring several phase-encoding steps during one cardiac cycle, the total acquisition time is reduced to a short period that breath-holding is capable. The k-space is separated into several segments and a line in each segment is filled during a cardiac cycle. An example that the signals are acquired during diastolic phase when the cardiac motion is the smallest is shown.

速撮影法の進歩に負うところが大きく、グラディエントエコー法の TR が 10 ミリ秒程度あるいはそれ以下まで短縮されたことが重要な役割を果たしている。

Fig. 3 に k-space segmentation 法における心電図と信号収集の時間的關係と、k 空間におけるデータ収集の順序を示すが、例えば 1 心拍に位相エンコードの 8 ステップにあたる MR 信号を収集したとしても、TR が 10 ミリ秒であれば最初と最後の信号の時間差は 80 ミリ秒に過ぎず、ほぼ同じ心時相にあたると考えて良い。この場合、撮影時間は従来の心電図同期の 8 分の 1 に短縮されることになり、位相エンコード方向の画像収集マトリックスが 128 であれば、16 心拍という呼吸停止が可能な撮影時間になる。この一連の信号収集を行う時間

幅を acquisition window と呼ぶが、これは得られた画像の時間的精度を表す指標であり、通常はおおむね 100 ミリ秒程度を超えないように設定することが多い。この時間幅の間にも心臓は拍動しているため acquisition window は短い方が望ましいが、壁運動の速度は心時相によって異なり、例えば左心室壁では拡張早期や収縮早期に運動速度が速いものの、拡張中期以降は心房が収縮を開始するまで運動速度が非常に遅くなるため、このような時相では比較的長い acquisition window でも許容できる。また、画像の空間分解能によっても acquisition window の長さが画像に与える影響は変化し、低い空間分解能の撮影で各ピクセルのサイズが大きい場合には、撮影対象の移動量がピクセルサイズに対して相対的に小さくなるため、やや長い

acquisition window でも問題にはならない。このように撮影対象の運動速度や空間分解能によって acquisition window の長さの影響が異なるため、撮影の目的に応じて適切な時間幅を用いるべきである。また、1 心周期の中で任意の心時相を選択できる場合は、壁運動速度が遅い拡張期の後半に設定すると良い。

k-space segmentation 法における k 空間データの収集順序は、信号収集の時間的経過に沿って単純に k 空間の隣接位置へ位相エンコードを進めるのではなく、Fig. 3 に示したように 1 心拍中の連続する信号収集においては k 空間データの間隔を空けながら進め、次の心拍でその隣りへ進むような順序とする。つまり、k 空間を幾つかの帯状の領域 (segment) に分割し、各々の帯状領域の中で 1 心拍ごとに位相エンコードの位置が進んでいくことになるが、このようにすると、k 空間における信号の周期性を分散することができ、アーチファクトの軽減につながる。これは高速スピンエコー法における位相エンコードの進め方と同様であり、高速スピンエコー法に心電図同期を併用する場合もそのまま適用される⁹⁾。

また、k-space segmentation 法における acquisition window を心周期の中で繰り返し、様々な心時相について信号収集すれば、シネ MRI 画像を高速に得ることができる¹⁰⁾。その場合、得られる心時相の間隔は acquisition window の時間幅になるが、従来のシネ MRI に比べてやや大きな間隔であるため、一般にはエコーシェアリング (echo sharing) という方法を用いてより多くの心時相を再構成する^{11),12)}。Fig. 4 の上に最も単純なエコーシェアリングの例を示す。k-space segmentation では、acquisition window における一連の信号が k 空間におけるすべての帯状の segment を網羅するように収集されればよいが、図に示したような例では、任意の位置から八つの信号を選べばすべての segment を網羅しているため、個々の信号の間隔で画像を再構成できることに

なる。その場合、各信号は八つの画像の再構成を分担していることになり、一つのエコー信号を幾つかの画像に共用するという意味からエコーシェアリングと呼ばれるが、k-space segmentation を用いた高速シネ MRI のように 1 心拍の間に複数の位相エンコードステップが繰り返して収集されるときに適用できる方法である。しかし、k 空間の中央部に近い低周波成分の信号の影響が再構成画像に強く現れるという k 空間の性質から、このエコーシェアリング法の例では画像 E のように低周波成分の信号が一つの acquisition window の両端に分散する場合、離れた心時相で収集された低周波成分の信号が含まれることになるため、二つの心時相が重なったような画像となってしまう。したがって、より一般的には、Fig. 4 の下に示すように、高周波成分の信号に比べて低周波成分の収集頻度を高め、低周波成分の更新頻度にあわせて画像再構成を行うようなエコーシェアリングを用いることが多い。さらに、より複雑なデータ収集順位となるが、低周波成分から高周波成分への更新頻度の減少を滑らかに傾斜配分する BRISK 法などの変法も報告されている¹³⁾。

最後に、k-space segmentation 法を用いた高速の心電図同期法の臨床的な意義をまとめてみる。本法は冠動脈の MR Angiography を目的に開発された方法であるが、呼吸を停止している間に心拍に同期した画像を得ることができるようになったため、冠動脈の MR Angiography のみならず心血管系を対象とした他の撮影にも幅広く利用されるようになり、循環器領域の MR 撮影を大きく変えた。呼吸運動の影響を排除できたことは、冠動脈だけでなく心臓の様々な領域の輪郭を鮮明にし、その結果、壁厚などを測定する場合の精度を向上させ、また左室容量を計測するための心内膜面の輪郭抽出も容易にした。呼吸停止の間に撮影を終了できるようになったことは、循環器領域における MR 検査の全体的な流れにも影響を与えた。心臓では各腔が体軸に対して傾斜しているため傾斜断

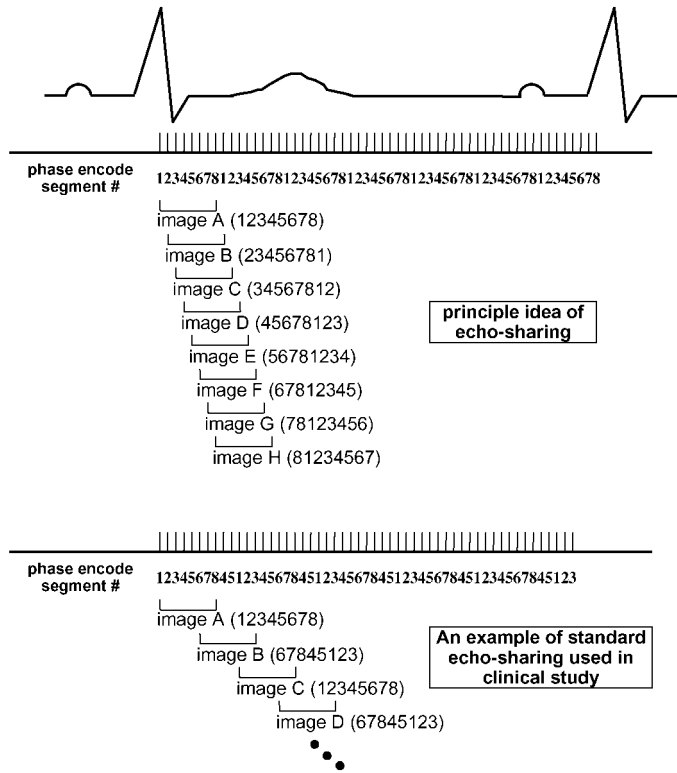


Fig. 4. Principle idea of echo-sharing and a standard example used in clinical study
 One of the simplest variations giving general idea of echo-sharing is shown above. An echo signal is shared to generate eight different images from image A to image H in this case. Low frequency components in image E, i.e. segments 4 and 5 are sampled at the beginning and the end of an acquisition window to form artifacts in the resulting image. The example shown in the bottom is a typical variation of echo-sharing used in clinical study in which low frequency components are updated frequently.

面を撮影することが多いが、従来は1回のスキャンが数分単位であったため、得られた画像上で傾斜面の設定を繰り返しながら目的のスライス位置に到達するまでにはかなりの時間を要し、また設定した断面も数分間の撮影終了後に初めて確認でき、検査が長時間に及ぶことが多かった。しかし、k-space segmentation法を用いた高速の心電図同期法では、1回のスキャンが数十秒単位に短縮され、しかもスライス位置を決定しやすい鮮明な画像が得られるため、傾斜断面を設定する際の煩雑さが大きく改善された。現在では、形態情報の診断には高速スピン

エコー法を用い、また動的な機能情報に関しては高速シネMRIを用いるのが一般的になっており、k-space segmentation法は今や循環器領域のMRIにおける標準的な心電図同期法であるといっても過言ではない。

ま と め

循環器領域におけるMRIの大きな特徴の一つである心電図同期法について、心周期の変動や様々な心時相における壁運動の緩急をはじめとした心拍動の特徴を考慮するとともに、その

進歩を歴史的に振り返りながら解説してきた。特に近年における高速撮影法の発展は心電図同期撮影も高速化し、循環器領域の MRI 検査も従来に比べるとかなり短縮され、その適応も広がりつつある。今後、超高速撮影法によるリアルタイム撮影^{14),15)}が一般化されるようになれば、心電図同期の意味も変化し、あるいは薄れていく可能性があるが、そのような場合でも、画像が撮影された心時相を明確に表す必要性が薄れることはない。心臓の拍動に同期するという心電図同期法の本来の目的を認識するとともに、画像が撮影された心時相の意味に注意しながら循環器領域の MRI 検査を進めてほしい。

文 献

- 1) Lanzer P, Botvinick EH, Schiller NB, et al : Cardiac imaging using gated magnetic resonance. *Radiology* 1984 ; 150 : 121-127
- 2) Stark DD, Higgins CB, Lanzer P, Lipton MJ, Schiller N, Crooks LE, Botvinick EB, Kaufman L : Magnetic resonance imaging of the pericardium : normal and pathologic findings. *Radiology* 1984 ; 150 : 469-474
- 3) Lowell DG, Turner DA, Smith SM, Bucheleres GH, Santucci BA, Gresick RJ Jr, Monson DO : The detection of atrial and ventricular septal defects with electrocardiographically synchronized magnetic resonance imaging. *Circulation* 1986 ; 73 : 89-94
- 4) Gaffey CT, Tenforde TS : Alterations in the rat electrocardiogram induced by stationary magnetic fields. *Bioelectromagnetics* 1981 ; 2 : 357-370
- 5) Lenz GW, Haacke EM, White RD : Retrospective cardiac gating : a review of technical aspects and future directions. *Magn Reson Imaging* 1989 ; 7 : 445-455
- 6) Edelman RR, Manning WJ, Burstein D, Paulin S : Coronary arteries : breath-hold MR angiography. *Radiology* 1991 ; 181 : 641-643
- 7) Manning WJ, Li W, Boyle NG, Edelman RR : Fat-suppressed breath-hold magnetic resonance coronary angiography. *Circulation* 1993 ; 87 : 94-104
- 8) Manning WJ, Li W, Edelman RR : A preliminary report comparing magnetic resonance coronary angiography with conventional angiography. *N Engl J Med* 1993 ; 328 : 828-832
- 9) Seelos K, von-Smekal A, Vahlensieck M, Gieseke J, Reiser M : Cardiac abnormalities : assessment with T₂-weighted turbo spin-echo MR imaging with electrocardiogram gating at 0.5T. *Radiology* 1993 ; 189 : 517-522
- 10) Atkinson DJ, Edelman RR : Cineangiography of the heart in a single breath hold with a segmented turboFLASH sequence. *Radiology* 1991 ; 178 : 357-360
- 11) Foo TK, Bernstein MA, Aisen AM, Hernandez RJ, Collick BD, Bernstein T : Improved ejection fraction and flow velocity estimates with use of view sharing and uniform repetition time excitation with fast cardiac techniques. *Radiology* 1995 ; 195 : 471-478
- 12) Sakuma H, Blake LM, Amidon TM, O'Sullivan M, Szolar DH, Furber AP, Bernstein MA, Foo TK, Higgins CB : Coronary flow reserve : noninvasive measurement in humans with breath-hold velocity-encoded cine MR imaging. *Radiology* 1996 ; 198 : 745-750
- 13) Doyle M, Walsh EG, Blackwell GG, Pohost GM : Block regional interpolation scheme for k-space (BRISK) : a rapid cardiac imaging technique. *Magn Reson Med* 1995 ; 33 : 163-170
- 14) Sachs T, Meyer C, Hu B, Kohli J, Nishimura D, Macovski A : Real-time motion detection in spiral MRI using navigators. *Magn Reson Med* 1994 ; 32 : 639-645
- 15) Debbins J, Riederer S, Rossman P, Grimm R, Felmlee J, Breen J, Ehman R : Cardiac magnetic resonance fluoroscopy. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 588-595

ECG Gating in Cardiac MRI

Tetsuya MATSUDA

*Department of System Science, Graduate School of Informatics, Kyoto University
Yoshida-Honmachi, Sakyo-ku, Kyoto 606-8501*

ECG gating is an essential technique in cardiovascular MRI. ECG gating technique has advanced along with improvements in MR imaging methods from conventional spin echo imaging and cine MRI to high speed MR imaging. Consideration of periodic changes of motion during a cardiac cycle is important to the understanding of ECG gating. ECG gating not only freezes cardiac motion, but also reveals its dynamic change. By discriminating each cardiac phase, ECG gated MR images can be used for the functional assessment of cardiac motion and can be a primary method used in the clinical management of patients with cardiovascular disease. Recent improvement in high speed MR imaging has allowed for the acquisition of cardiac gated images within a breath-holding period. Breath-hold ECG gating is rapidly becoming a standard method for cardiovascular MR imaging and is expanding the clinical role of MRI in cardiovascular disease. The historical development of cardiovascular MR imaging methods is reviewed in relation to ECG gating and their clinical impact is summarized.