

撮影面投影像の線形相関係数を用いた 心臓シネ MRI の呼吸動アーチファクト抑制

谷口 陽¹, 越智久晃¹, 高橋哲彦², 梅村晋一郎¹

¹日立製作所中央研究所 ²日立メディコ技術研究所

はじめに

MRI (magnetic resonance imaging) は、磁気共鳴現象を利用した医用断層像撮影方法である。無侵襲で任意断面の撮影が可能であり、脳などの軟部組織の描出能に優れるため、近年急速に普及した。特長として、形態画像の撮影だけではなく、脳や心臓の機能計測も可能であるという点が挙げられる。最近、血液と心筋で高いコントラストを得られるコヒーレント型の SSFP (steady state free precession) 法¹⁾の登場と装置性能の向上により、高速かつ高画質の心臓撮影が可能になり、冠状動脈撮影を含む心臓撮影が臨床でも実施されるようになった。これに伴い、診断上非常に重要な心機能や心筋壁運動の評価に使用される心臓シネ撮影の高速化、高画質化に対する期待も高まっている。

心臓撮影においては、心臓の動きが撮影速度と比較して速いため、複数心拍にまたがって計測したデータを組み合わせて画像を再構成する必要があり、撮影中の呼吸による動きが問題となる。従来、この動きによるアーチファクトの発生を防止する方法としては、被検者が息止めをしている間に撮影するのが最も一般的である。また、冠状動脈撮影のように特定の心時相の撮影を行う場合に限れば、呼吸ナビゲーションを使用することによって自由呼吸下での撮影

が可能である^{2)~6)}。

呼吸ナビゲーションを用いる方法は、肝臓から肺にかけて棒状の領域を励起し、その1次元投影像から肝臓と肺の境界(横隔膜)を検出して呼吸の動きをモニタする手法である。呼吸をモニタしながら呼気状態に近い安定時にだけデータ計測を行うことにより、動きの影響を抑制する。冠状動脈撮影のように特定の心時相で撮影する場合には、その時相以外のあき時間に呼吸ナビゲーションを実施できるため非常に有効である。

これに対してシネ撮影では全時相の撮影が望まれることから、モニタのために撮影面と異なる領域を励起する呼吸ナビゲーションは適していない。そのため、通常は息止め撮影が利用されている。一回の息止め時間は通常20秒から30秒が限界であるため、より長時間の撮影には複数回の息止めが必要となる。これは息止め位置のずれにともない撮影面がずれてしまうという問題があるだけでなく^{7),8)}、被検者に対して大きな負担になる場合がある。

本論文では、撮影面の投影像を一定時間間隔で撮影して呼吸をモニタする手法を提案する。本手法は、呼吸モニタ用の励起領域が撮影面と同一であるため、シネ撮影中の磁化の定常状態を維持したままでのモニタが可能であるという特長がある。呼気状態の投影像を基準にするこ

とにより、投影像の線形相関係数を用いて安定したモニタ特性を得ることを示した。また、本手法によるモニタ波形を用いた画像再構成により、呼吸アーチファクトの抑制されたシネ画像を取得可能であることを確認した。

方 法

1. 撮影シーケンス

撮影シーケンスはコヒーレント型の SSFP シーケンスを用いた¹⁾。これを Fig. 1 に示す。心臓シネ撮影には、 k -空間分割型の retrospective gating を用いた^{9),10)}。その計測と心電図の関係を Fig. 2 に示す。一心拍内 (R-R 間) は一定時間の window に分割され、各 window 内では位相エンコードを変化させながら複数個 (図では 16 個) のエコーが計測される。Fig. 2 で $TR = 5$ ms とした場合、window の時間幅は 80 ms である。各 window の最初には位相エンコードをゼロにして投影像を撮影し、その window における呼吸位相を求めるために用い

る。同一心拍内の各 window では同一の計測が行われ、R 波のトリガーごとに位相エンコード量に一定のオフセットが加えられる。モニタ用投影像の励起領域が撮影面と同一であるため磁化の定常状態がくずれず、モニタ用投影像取得後に空打ちなしでエコー計測を続けることができる。

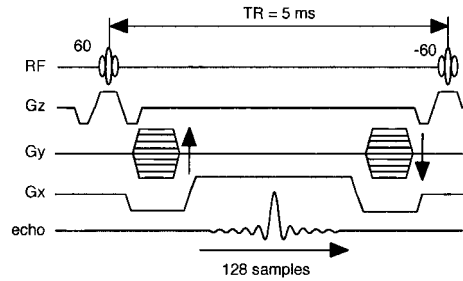


Fig. 1. Pulse sequence used in cine cardiac imaging. The basis for imaging is a steady-state free precession. The flip angles of the RF pulses are ± 60 degrees. TR and TE for the sequence are 5 ms and 2.5 ms, respectively.

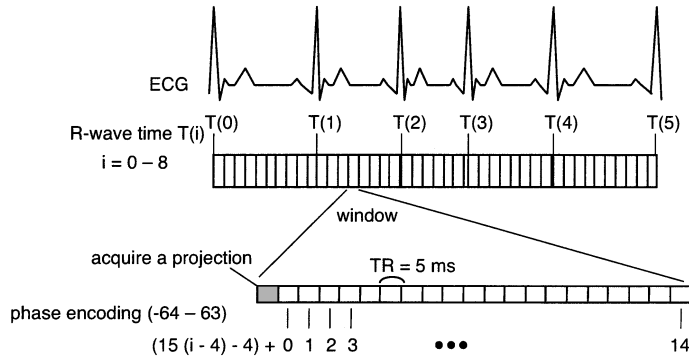


Fig. 2. Timing chart for echo acquisition synchronized by ECG output. Each period between R-waves is divided into windows. Sixteen echoes, each with a different phase encoding, are acquired in each window. Phase encoding of the first echo in each window is set to zero, and this echo provides a projection from which respiratory phase can be obtained. Images are reconstructed by using retrospective ECG gating.

2. 投影像の線形相関係数を用いた呼吸モニタ手法

呼吸モニタは、撮影断面の基準投影像とモニタ中に撮影される投影像との線形相関係数を計算することにより行われる。基準投影像の各点の値を x_i 、モニタ中に撮影される投影像の各点の値を y_i とすると、 $i=1, \dots, N$ について線形相関係数 r は次式で与えられる。

$$r = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_i (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_i (y_i - \bar{y})^2}}$$

ここで \bar{x}, \bar{y} はそれぞれ x_i, y_i の平均を表す。

呼吸による被検者の動きはほぼ周期的であるため、モニタ中の呼吸の位相が、基準投影像撮影時における位相に近くなれば線形相関は 1 に近づき、逆に基準投影像の呼吸位相から離れるほど 0 に近づく。

基準投影像の取得は、予備的な実験の結果から安定性の良い呼気時点に行うこととした。これは、通常、深い吸気の自由度が大きいのに対して呼気の自由度は小さいからであり、また、撮影中の安静時における吸気時の体の動きと、深い吸気時の動きにはかなりの違いがあるのに対して、安静時の呼気と息を吐ききった際の呼気との違いは小さいからである。

呼吸と撮影の時間関係を Fig. 3 に模式的に示す。まず、シーケンスを開始して磁化が定常

状態になった時点で被検者は呼気状態で一時的に息止めをする。その間に撮影面の 1 心拍分の投影像を取得し、心拍の影響を小さくするためにその加算平均を基準投影像とする。その後、定常状態を保ったまま被検者が自由に呼吸する中でシネ撮影を行う。シネ撮影中は、16 TR ごとに位相エンコードをゼロとして投影像 1 個を取得し、基準投影像との線形相関係数を計算して続く 15 TR の呼吸情報とする。

シネ画像の再構成には、線形相関係数の呼吸情報と撮影に並行して記録した心電図を併用した retrospective gating を適用する。呼吸の retrospective gating ではあらかじめエコー利用率を定め、その値が小さいほど線形相関係数が 1 (呼気状態) に近いエコーのみを使用するものとする。

結 果

1. 呼吸モニタ波形

Fig. 4 に (a) アキシシャル面撮影像、(b) その投影像の時系列表示、(c) 線形相関係数 (呼吸モニタ波形) を示す。撮影条件は以下のとおりである。

1.5T, 視野 320 mm, スライス厚 10 mm, TR/TE 5/2.5 ms, マトリックスサイズ 128 × 128, 空打ち 100, 位相エンコード AP (腹-背)

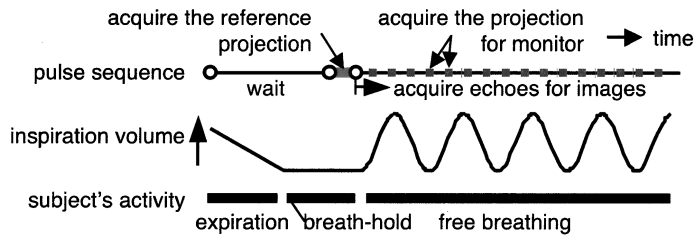


Fig. 3. Schematic sequence of the new method for monitoring respiratory motion. The subject first breathes out, then remains at the end of expiration for about 5 s. A reference projection is acquired by averaging the projections obtained during one heartbeat within this period. After that, the patient breathes freely, during which time the pulse sequence proceeds in the way shown in Fig. 2.

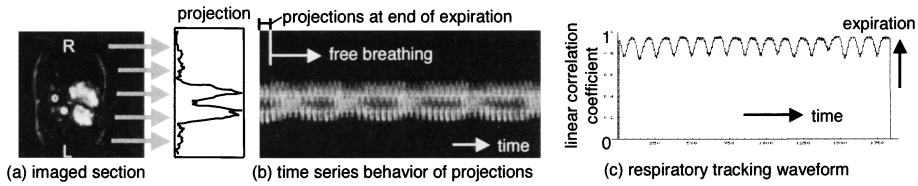


Fig. 4. Procedure and result of the monitoring of respiratory motion. The imaging slice (a) is a transaxial image with the direction of readout from left to right. A display of the projections of this slice over time is given as (b). The linear correlation coefficient (c) with the reference projection is calculated as a measure of motion in the projections.

方向

Fig. 4(b)の投影像は80 ms 間隔で30秒間取得した結果である。投影像の中心部分にある高輝度領域は、心臓内の血液である。呼吸による心臓の上下動のため、時間とともにそのRL(左右)方向の大きさが周期的に変化していることが分かる。この図では、およそ4.5周期分の呼吸動が観察されている。呼吸周期の間に見える投影像の黒い部分は心拍(心臓の収縮)を反映したものである。このように、80 ms 間隔で投影像を取得した場合には、撮影面内の心臓の大きさが変化するほどの動きが観察される。しかし、励起は5 ms 間隔で継続されており、その間の心臓の動きはわずかであるため、磁化の定常状態は維持されているものと考えられる。

この投影像と呼気状態の基準投影像の線形相関係数を計算することにより、Fig. 4(c)の呼吸モニタ波形が得られる。この図では、1850点(=148秒)の間に約16周期分の呼吸が観察されており、平均周期は約9秒である。なお、Fig. 4(c)では、心拍の影響によるノイズを抑制するため、15点、時間にして1200 ms(=80 ms×15)の移動平均をとった。この時間はおおよそ1心拍分に相当し、基準投影像を求める際の加算平均期間とほぼ同じである。呼吸モニタ波形における線形相関係数の変化は、基準投影像の撮影を呼気時点に行ったため、呼気時には係数が1に近付き、吸気時にはそれより小さくなっている。

2. 呼吸アーチファクトの抑制

次に、アキシャルAP面(位相エンコード方向がAP)で呼吸モニタを利用して後処理で呼吸アーチファクトを抑制した結果を示す。前節と同様の撮影条件でwindowを80 ms(16エコー、うち1エコーは呼吸モニタ用投影像)とし、基準投影像を取得した後、90心拍分のエコーを計測した。再構成では脈波によるretrospective gatingを行い、呼吸モニタありの場合となしの場合のそれぞれについて10フレーム/心拍でエコーを並べ替えた。呼吸モニタありでは、全エコーのうち、線形相関係数の大きい1/4のエコーのみを使用した場合と、同じく1/3のエコーを使用した場合の2通りについて再構成した。

Fig. 5に(a)再構成画像、(b)各画像内の体動分布、(c)それぞれのモニタ波形を示す。Fig. 5cで、モニタ波形に重ねられた矩形は、その中のエコーのみが画像再構成に利用されたことを示す。Fig. 5aより、呼吸モニタを使用しない場合に発生しているぶれが1/3、1/4とエコーの利用率を小さくするにつれて抑制されていくのが分かる。特に、1/4にするとほぼ完全にぶれがなくなった。Fig. 5b,cからは、エコー利用率を小さくするほど呼気に近い(線形相関係数が1に近い)エコーだけが再構成に利用されていることが分かる。なお、Fig. 5bの1/4利用の場合で、線形相関係数が0となっているところは該当するエコーが計測されなかったことを示す。この部分はエコーの値を0として再構成した。

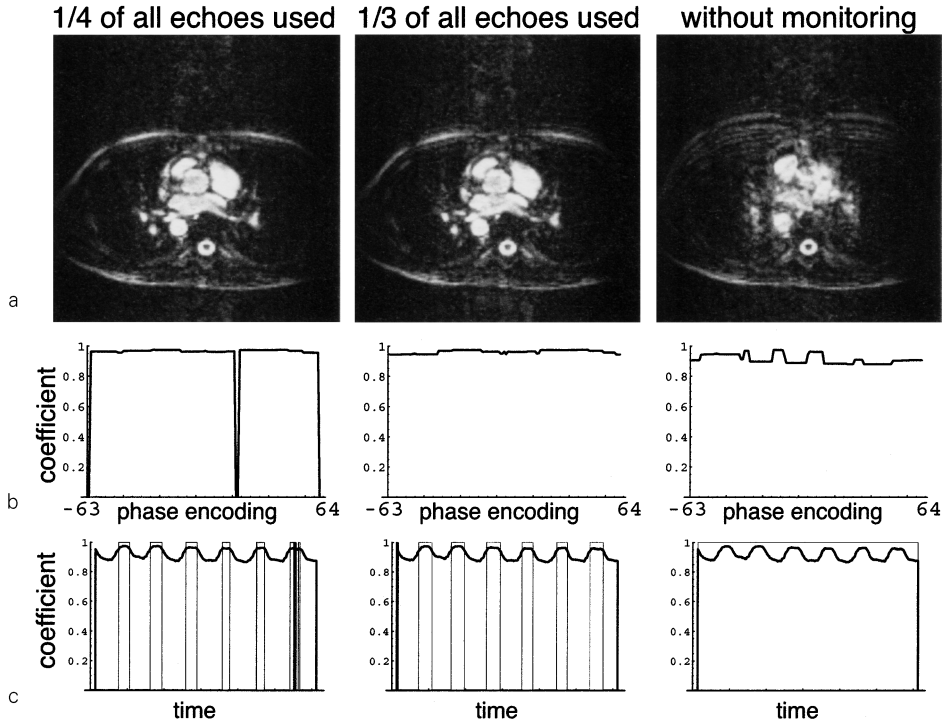


Fig. 5. Reconstructed images (a), respiratory phase distributions of the images (b) and echo usage (echoes within the rectangles are used in reconstruction) in the monitoring waveform (c), with and without suppression of artifacts by using the proposed technique for respiratory motion monitoring (the first frames of 10-frame transaxial AP images are shown). The reconstruction is done by a combination of retrospective respiratory and ECG gating. Respiration-induced artifacts are effectively suppressed by using the quarter of all echoes that have the largest linear correlation coefficients in (a). This is because the coefficients of the echoes in the images for which monitoring was used are more even than those where monitoring was not used, as we see in (b).

本手法による全時相の画像の一例として、エコー利用率 1/4 のアキシャル画像を Fig. 6 に示す。全 10 フレームの各フレームにおいて、呼吸の体動によるアーチファクトがほとんどない画像が得られていることが確認できる。

3. 基本 3 断面とマルチスライスのモニタ特性

本論文の線形相関係数を用いた呼吸モニタ手法では、撮影面の投影像を用いるため、撮影面によってモニタ特性が変化する可能性がある。そこで、アキシャル、サジタル、コロナルの基本的な 3 断面の特性をモニタして評価した。各断面で投影方向をそれぞれ 2 通りとし、マ

ルチスライス 3 枚の計 18 断面について呼吸モニタを実施し、モニタあり/なしで再構成を行った。マルチスライスの位置決めの際には、各スライスに心臓が含まれるようにし、その間隔はアキシャルとサジタルで 25 mm コロナルで 15 mm とした。モニタありの再構成では、前節の結果からエコー利用率を 1/4 とした。撮影条件は前節と同じである。この結果を Fig. 7 に示す。図には 3 枚のマルチスライスのうちの 2 枚を示した。

呼吸モニタ波形は、サジタル HF (head-to-foot : 位相エンコードが頭-足方向, Fig. 7g,

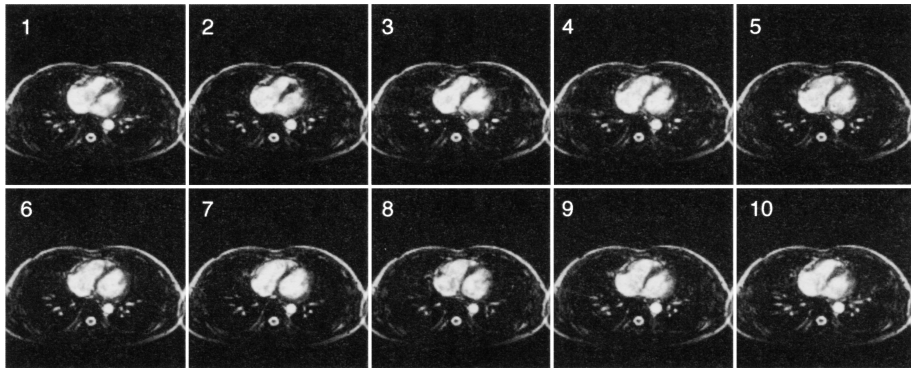


Fig. 6. Transaxial cine images with 10 frames per heartbeat. These images are reconstructed by using the quarter of the total echoes that have the largest linear correlation coefficients. Respiration-induced artifacts are suppressed in all of the images.

7h) と coronal HF (Fig. 7k, 7l) 以外ではスライス位置にかかわらず良好に取得できており、呼吸モニタありの再構成によりアーチファクトが抑制されることが分かる。一方、サジタル HF と coronal HF でも、波形の周期性が乱れてはいるが、呼吸モニタありの再構成によって画像のぶれがかなり抑制されていることが確認できる。

考 察

以上の結果から、基本 3 断面の異なるスライス位置において、本手法によって呼吸アーチファクトの抑制された全時相のシネ画像を再構成可能であることが確認できた。本手法を用いることにより、基準投影像の取得に必要な短時間の一時的な息止めだけで心臓シネ撮影が可能となるため、被検者負担の軽減が期待できる。

基準投影像取得時に必要な息止めの時間は数秒程度である。最近では、同程度の呼吸停止でも SSFP 法によるシネ撮影が可能である。しかし、画質や空間分解能、フレームレートに対する制約が大きく、また、要求される装置性能も高くなる。これに対して本方法では、トータルの撮影時間は延長するが、安静な呼吸下でより空間分解能が高くかつ高フレームレートのシ

ネ画像を取得することが可能である。ただし、呼気位置での安定した息止めが難しい被検者に対して本手法を適用することは困難である。

呼吸モニタ波形は、サジタル HF と coronal HF 以外ではスライス位置にかかわらず良好に取得できることが分かった。しかし、サジタル HF と coronal HF では、波形の周期性が乱れており、あまり安定してモニタ波形が取得できているとは言い難い。ただし、呼吸モニタありの再構成により画像のぶれは抑制されることが確認できた。

この点に関しては、呼吸モニタ用投影像のリードアウト方向を画像のリードアウトと違う方向にする（位相エンコード方向にする）ことにより呼吸モニタ波形を安定して取得することが可能である。すなわち、サジタル HF と coronal HF について、呼吸モニタ用投影像取得の際のリードアウト方向を HF にとる。この場合、投影像の投影方向がサジタル AP あるいは coronal RL（位相エンコードが右-左方向）と同じ方向になるため、同様の安定した呼吸モニタ波形の取得が期待できる。また、リードアウト方向を変えてもモニタ用の励起領域は撮影面と同一であるため、磁化の定常状態がくずれることはない。

本手法では、呼吸モニタ用の投影像が心臓を

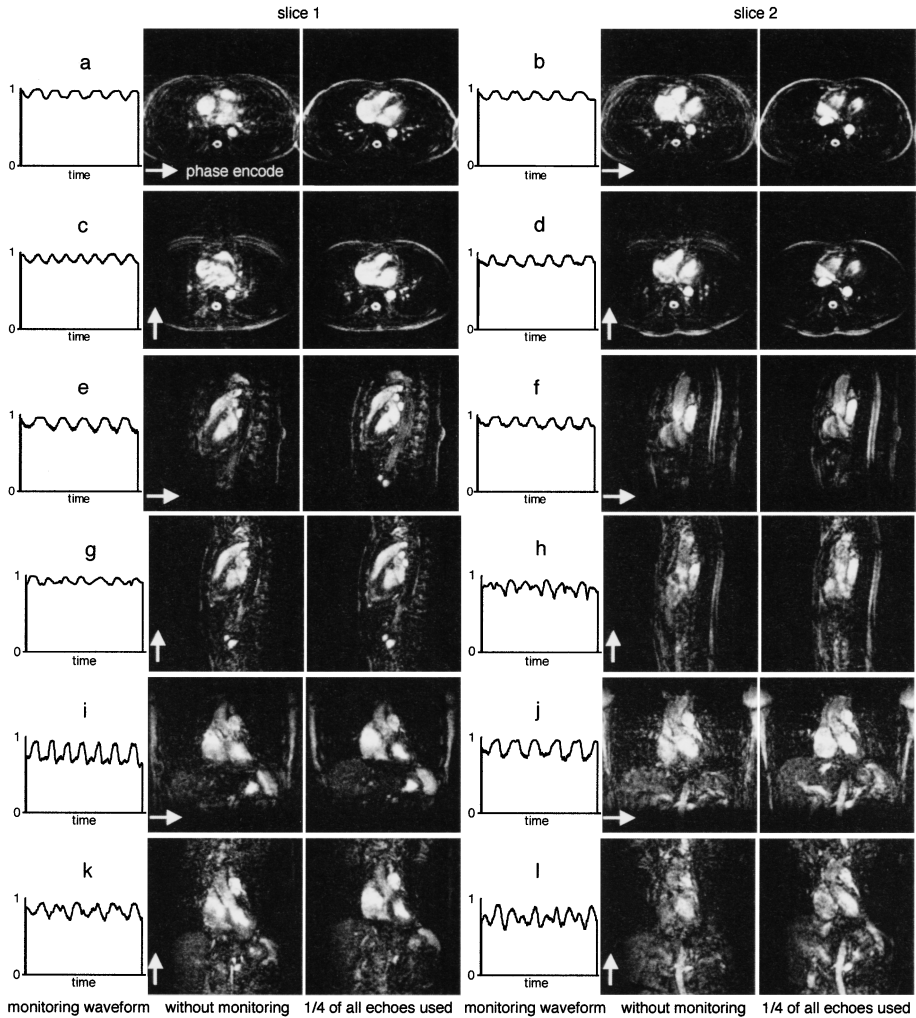


Fig. 7. Transaxial (a, b, c, d), sagittal (e, f, g, h) and coronal (i, j, k, l) cine images from 10-frame sequences (first frame shown). Respiration-induced artefacts are effectively suppressed in all of the images, even though the respiratory waveforms during the sagittal and coronal slices with head-to-foot phase-encoding direction (g, h, k, l) are not stable. For these slices, the readout direction of the projections (here, anterior-posterior and right-to-left) can be changed to head-to-foot for better waveforms.

含むため、呼吸モニタ波形には心拍に同期した線形相関係数の変化がノイズとして観測される。そのため、本手法では移動平均を用いてこのノイズを除去している。今回の撮影条件では、移動平均点数として15点(1200ms)程度が最適であり、これより小さいと心拍ノイズ

が目立つようになった。この時間はおよそ1心拍分に相当し、基準投影像を求める際の加算平均期間とほぼ一致している。

呼吸モニタ波形を用いて後処理でアーチファクトを抑制する際には、エコー利用率を小さくするにつれて呼吸による体動の影響は抑制され

るが、逆にエコーが欠落する率が高くなった。これは、撮影時間を一定としたままでエコー利用率を減らしたことが原因である。エコー欠落率を小さくするためには、撮影時間をより長くする必要はある。また、エコー欠落率を一定にするためには、撮影時間をエコー利用率に反比例させる必要がある。本論文で使用した撮影条件ではエコーの欠落がわずかであったため、画像再構成時にはエコー欠落部分をゼロとして対応した。しかし、欠落が多い場合や k -空間中心付近が欠落した場合には、アーチファクトが発生する可能性が高い。アーチファクトが発生する場合には、撮影時間を延長するか、あるいはその画像だけエコー利用率を大きくして再構成するなどの対応が必要になる。

本手法は、撮影面の投影像を用いて呼吸をモニタする。そのため、モニタ特性は撮影面の形状とその呼吸による変化に依存する。本論文では、基本3断面の複数のスライスにおいて効果が得られることを確認した。これにより、スライス方向に対する依存性はほぼ問題にならないといえる。ただし、臨床での有効性を厳密に示すには左室の短軸像や長軸像での検証が今後必要である。スライス方向以外の検討項目としては、被検者に対する依存性がある。健常者については、被検者が異なっても同様の効果が確認されている。しかし、健常者以外については今後より詳細な検証が必要である。

ま と め

心臓シネ撮影において、撮影面の投影像と撮影前に取得した基準投影像との線形相関係数を用いた呼吸モニタにより、後処理で呼吸動のアーチファクトを抑制する方法を提案し、ボランティア実験でその効果を検証した。本方法では、撮影面と同一の面の投影像を用いるため、モニタ時にも撮影シーケンスを中断することなくモニタ用信号取得が可能である。基準投影像は、安静呼吸時と息止め時の差異が小さい呼吸

状態での投影像とした。それにより、安定したモニタ特性を実現した。本手法を用いることにより、1心拍分のエコー計測に必要な息止めだけで心臓シネ撮影が可能となるため、被検者負担の軽減が期待できる。健常者以外を対象にした効果検証が今後の課題である。

文 献

- 1) Oppelt A, Graumann R, Barfuss H, Fischer H, Hartl W, Shajor W : FISP—a new fast MRI sequence. *Electromedica* 1986 ; 54 : 15–18
- 2) Sachs TS, Meyer CH, Hu BS, Kohli J, Nishimura DG : Real-time motion detection in spiral MRI using navigators. *Magn Reson Med* 1994 ; 32 : 639–645
- 3) Wang Y, Rossman PJ, Grimm RC, Riederer SJ, Ehman RL : Navigator-echo-based real-time respiratory gating and triggering for reduction of respiration effects in three-dimensional coronary MR angiography. *Radiology* 1996 ; 198 : 55–60
- 4) Nagel E, Bornstedt A, Schnackenburg B, Hug J, Oswald H, Fleck E : Optimization of real-time adaptive navigator correction for 3D magnetic resonance coronary angiography. *Magn Reson Med* 1999 ; 42 : 408–411
- 5) Weber OM, Martin AJ, Higgins CB : Whole-heart steady-state free precession coronary artery magnetic resonance angiography. *Magn Reson Med* 2003 ; 50 : 1223–1228
- 6) Spuntrup E, Katoh M, Buecker A, Manning WJ, Schaeffter T, Kuhl HP, Stuber M, Botnar RM, Gunther RW : Free-breathing 3D steady-state free precession coronary MR angiography with radial k-space sampling : comparison with cartesian k-space sampling and cartesian gradient-echo coronary MR angiography—pilot study. *Radiology* 2004 ; 231 : 581–586
- 7) Liu YL, Riederer SJ, Rossman PJ, Grimm RC, Debbins JP, Ehman RL : A monitoring, feedback, and triggering system for reproducible breath-hold MR imaging. *Magn Reson Med* 1993 ; 30 : 507–511
- 8) Wang Y, Christy PS, Korosec FR, Alley MT, Grist TM, Polzin JA, Mistretta CA : Coronary

- MRI with a respiratory feedback monitor : the 2D imaging case. *Magn Reson Med* 1995 ; 33 : 116-121
- 9) Lenz GW, Haacke EM, White RD : Retrospective cardiac gating : a review of technical aspects and future directions. *Magn Reson Imaging* 1989 ; 7 : 445-455
- 10) Bohning DE : PC-based system for retrospective cardiac and respiratory gating of NMR data. *Magn Reson Med* 1990 ; 16 : 303-316

Suppression of Respiratory Motion Artifacts in Cine Cardiac-MR Imaging during Free Breathing

Yo TANIGUCHI¹, Hisaaki OCHI¹, Tetsuhiko TAKAHASHI²,
Shin-ichiro UMEMURA¹

¹*Central Research Laboratory, Hitachi, Ltd.*

1-280 Higashi-koigakubo, Kokubunji, Tokyo 185-8601

²*Research and Development Center, Hitachi Medical Corporation*

Respiratory motion leads to artifacts such as blurring and ghosts in cardiac magnetic resonance (MR) images. In imaging coronary arteries, these artifacts are suppressed by respiratory gating using navigator echoes. In cine MR imaging, however, scanning time is prolonged if pulses for navigation occur during imaging, causing spins in the slice to change to an unsteady state.

To address these issues, we have developed a new method to monitor respiratory motion using linear correlation coefficients between a reference projection and time-series projections of the imaging slice. In the proposed method, the subject first breathes out and stays at end-expiration for a short time, during which time the reference projection is acquired. The patient then breathes freely, during which time the pulse sequence for imaging is performed and phase encoding of the sequence is set to zero every 80 ms to acquire projections for monitoring respiratory motion. Information from the imaging slice is used to detect the phase of respiratory motion, and spins in the slice are maintained in a steady state.

Experiments were performed on a 1.5T whole-body scanner. Because the stability of the method may depend on the orientation of the imaging slice, the proposed method was evaluated for three typical slice directions (transaxial, sagittal, and coronal). Retrospective cardiac-gated cine images were obtained for all slices, with the proposed method providing the timing for retrospective respiratory gating. Echoes were obtained over 90 heart beats while the subject was freely breathing, and cine images with 10 frames per heart beat were reconstructed from the quarter of all echoes that had the largest linear correlation coefficients with the reference projection. As a result, cine images that were free of respiratory-induced artifacts were obtained for all slices.