

超短 TE 撮像のためのロバストな補正法の開発

瀧澤 将宏^{1,2}, 岡 邦治¹, 花田 光¹, 常木 隆史¹,
磯部 正幸¹, 望月 博幸¹, 高橋 哲彦¹, 山本 悦治²

¹株式会社日立メディコ MRI システム本部

²千葉大学大学院工学研究科人工システム科学専攻メディカルシステムコース

はじめに

現在 MRI で臨床的に用いられている主な撮像シーケンスでは、エコー信号を取得する時間（以下、TE）は数 ms 以上である。このため、靭帯やアキレス腱等の整形領域の主要な組織は、その TE に比して短い T_2 値を有するため、従来シーケンスでは十分なコントラストが得られなかった。例えば、関節軟骨の深層、膝半月版、靭帯、アキレス腱、皮質骨の典型的な T_2 値は、それぞれ 5~10, 5~8, 4~10, 0.7, 0.4~0.5 ms である。したがって、TE を数百 μ s に短縮できれば、軟部組織だけでなく軟骨や石灰化組織からも信号が得られる¹⁾。

このような撮像方法は超短 TE (Ultra short TE) シーケンスと呼ばれ、近年各所で検討が進んでいる^{2),3)}。超短 TE シーケンスの実現には、ラディアルサンプリング法⁴⁾や非対称計測、励起 RF パルスの短縮が必要である。我々の予備検討では、超短 TE を安定に実現するにはハードウェア由来の誤差の影響を少なくすることが必要と分かった。しかし、従来の超短 TE シーケンスの研究では、最短 TE こそ 8~100 μ s と短いものの^{5)~7)}、ハードウェア由来の誤差と画質改善に関する報告はほとんどなかった。今回我々は臨床での使用を想定し、オ

ブリークやオフセンターにおいても、数十秒程度のプリスキャンで安定に画像を取得できる、ロバストな超短 TE シーケンスを開発し、アキレス腱や軟骨 ($T_2=0.3\sim 0.7$ ms 程度) の描出に適用し、その効果を確認した。本報告では、最初に超短 TE シーケンスの概要およびハードウェア誤差と画質の関係について述べる。次に、ハードウェア誤差を低減するために採用したプリスキャンおよび画像再構成フローと補正方法について述べた後、ファントムの実験結果およびボランティア撮像への適用例を示す。

方 法

1.1 超短 TE シーケンス

Fig. 1 は XY 断面の撮像における超短 TE シーケンスダイアグラムの例を示す。超短 TE シーケンスは TE を短縮するため、グラジエントエコーを基盤とするラディアルサンプリング法に対して、(1)励起 RF パルスの片側半分のみ使用する half pulse⁸⁾、(2)エコー信号の片側半分を取得する非対称計測を行う。以下、これら二つの方法について、ハードウェア誤差と画質との関係を述べるが、その前にハードウェア誤差の発生機序について説明する。

超短 TE シーケンスを安定に実施するには厳

キーワード ultrashort echo time, gradient hardware, correction method

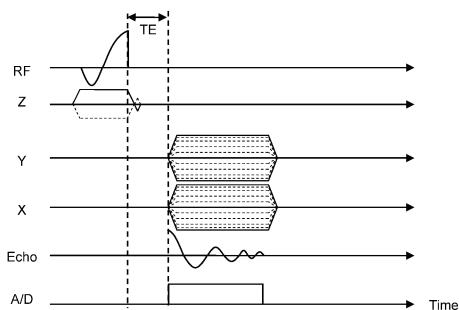


Fig. 1. Pulse sequence diagram for UTE based on GrE sequence. A half RF pulse, a half echo radial sampling, and a nonlinear sampling were used to shorten the TE.

密な傾斜磁場パルス出力を必要とするが、一般的には傾斜磁場パルス出力にはある程度の不完全性があるため、その出力誤差により画質が劣化する。Fig. 2 に傾斜磁場パルスの出力誤差を模式的に示す。Fig. 2a はシーケンスで計算した理想的な傾斜磁場パルス形状を示し、Fig. 2b は傾斜磁場パルスの時間的なずれやパルス形状の歪が生じた場合を示す。このような時間的なずれや形状歪は、傾斜磁場コイルに流れる渦電流などの影響により生じる。Fig. 2 に示す傾斜磁場パルスの時間的なずれやパルス形状歪がある場合、その巨視的な影響は主として傾斜磁場パルスの実効的なタイミングずれ（以下、timing error）として現れる。超短 TE シーケンスでは、RF パルスおよびデータサンプリングと傾斜磁場パルス印加の間にこのような timing error があると、画質が著しく劣化する。この timing error を Fig. 2c に示すように補正することで、時間的な傾斜磁場パルスの面積誤差が大きく改善するため、画質は大幅に向上する。残った傾斜磁場パルス形状歪については、システムの応答関数で歪を算出する手法^{9)~11)}や、歪を指数関数で近似する手法¹²⁾を用いて補正できる。次に、主たる画質劣化要因

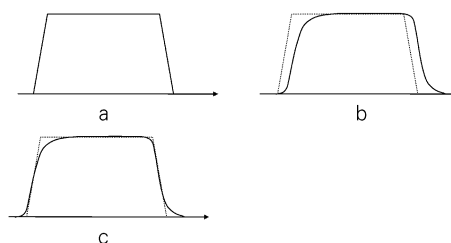


Fig. 2. Error of gradient magnetic field pulse. a : ideal case. b : case of timing error and distortion of gradient magnetic field pulse. c : case of remaining distortion by correcting timing error of b.

である timing error が half pulse および非対称計測ラディアルサンプリングに与える影響について述べる。

1.2 Half pulse に対する影響

Fig. 3 は half pulse の原理を模式的に示す。Half pulse では、RF パルスを途中（RF パルスの約半分）で打ち切っているため、励起されるスライスプロファイルはブロードになる。しかし、スライス選択傾斜磁場パルスの極性を反転して取得したエコー信号を加算すると、励起 RF パルスにより与えられる k 空間が補われるため、正しいスライスプロファイルとなる (Fig. 3a)¹³⁾。この時、RF パルスの照射とスライス選択傾斜磁場パルスの印加タイミングがずれると、励起 RF パルスにより与えられる k 空間で位置ずれが生じる。そのため、スライス傾斜磁場パルスの極性が互いに異なる 2 回の計測で取得したエコー信号を加算したとしても、スライスプロファイルが歪み正しい画像にならない (Fig. 3b)。

1.3 非対称計測ラディアルサンプリングに対する影響

超短 TE シーケンスは非直交系サンプリング

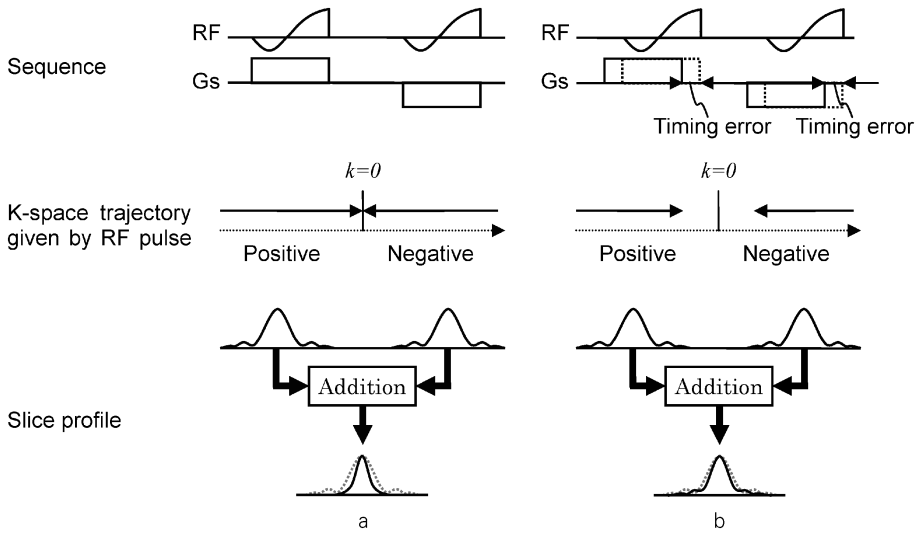


Fig. 3. Outline of half RF pulse. a : ideal case and b : case of timing error. A pair of echo signals acquired by using positive/negative slice select gradient pulse is added each other to make complete slice profile.

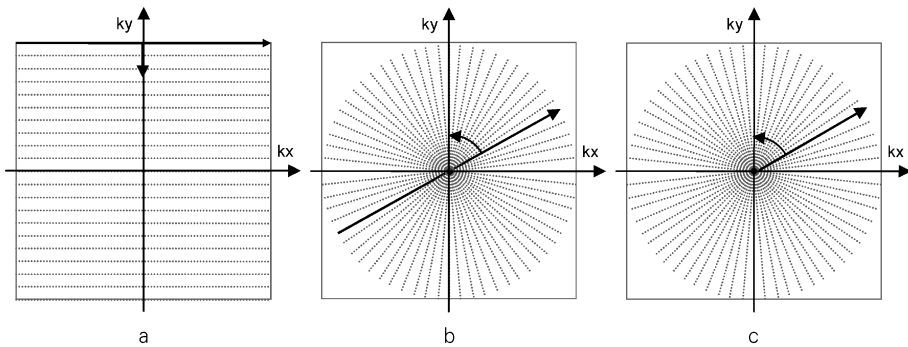


Fig. 4. k-space trajectories on three different sampling (a : cartesian sampling and b, c : radial sampling). In this case, the arrow indicates a direction of sampling and k-space consists on kx-ky axis. c : UTE samples echo signal from the center part of k-space to outer part of k-space.

法であるラディアルサンプリング法を基盤とするが、ラディアルサンプリング法ではエコー信号毎に k 空間の走査方向が変わるため、k 空間の中心付近でエラーが大きければ画質の劣化が目立つ^{13)~19)}。Fig. 4 は三つの異なるサンプリング法に対する k 空間のサンプリング軌跡を示す。ここで、矢印はエコーのサンプリング方

向を表す。カーテシアンサンプリング (Fig. 4a) では、kx 軸に平行にエコーを取得するが、ラディアルサンプリング (Fig. 4b) では、kx-ky 軸の原点を中心に回転してエコーを取得する。さらに超短 TE (Fig. 4c) では、非対称計測を用いるので、kx-ky 軸の原点から外側に回転してエコーを取得する。この場合、0~360°

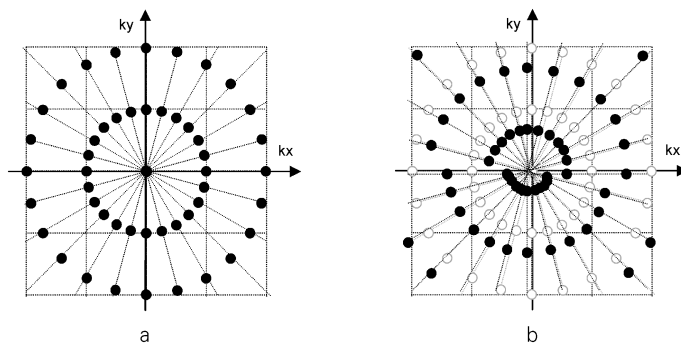


Fig. 5. Center part of k-space trajectory for radial sampling. a : ideal case. b : case of timing error. White circle is original sampling point. Black circle is distorted sampling point.

の k 空間の回転角度の範囲でエコー信号を取得する。

Fig. 5 は Fig. 4c に示すラディアルサンプリングの k 空間の中心部を拡大表示した図である。黒点は k 空間を構成するデータサンプリング点である。Fig. 5a は timing error が無い場合であり、データは原点（図の中央）を中心として規則正しく配置される。しかし timing error がある場合には、読み出し傾斜磁場パルスの極性に依りて k 空間への影響が異なるため、Fig. 5b に示すように各エコーの原点のサンプリング点が k 空間上で異なることになる。この場合、エコー信号間のずれを補正しないと画質が劣化する。

2. ロバストな超短 TE シーケンスの実現方法

前節までで説明したように、安定に超短 TE シーケンスを実現するには、half pulse と非対称計測のラディアルサンプリングのそれぞれについて timing error を最適に調整する必要がある。しかし、臨床においては撮像視野やバンド幅等の撮像条件やオペレータに依存して読み出し傾斜磁場パルス強度が頻繁に変更される。そのため、撮像条件の自由度を高くするには、傾斜磁場パルス強度と timing error との依存関係を考慮した補正が必要である。

この timing error は、読み出し傾斜磁場パルス軸に対しては取得したエコー信号のピーク位置ずれとして観測される。本開発では、エコー信号のピーク位置のずれは、エコー信号を 1 次元フーリエ変換した空間においては線形な位相変化に対応するという数学的性質を利用して、エコー信号のピーク位置を検出する。しかし、MRI で取得したエコー信号のピーク位置は、timing error 以外にも静磁場不均一や傾斜磁場パルス出力のオフセットなどにも影響されるため、これらの影響を除外する必要がある。そこで、読み出し傾斜磁場パルスの極性を互いに反転した 2 回の計測で取得したエコー信号を、読み出し傾斜磁場方向に 1 次元フーリエ変換した複素データ $S(x)$ を用いて、位相差分により位相差 $\varphi(x)$ を算出する。

$$\varphi(x) = \frac{S_+(x) \cdot S_-^*(x)}{|S_-(x)|} \dots\dots\dots (1)$$

ここで、複素データ $S(x)$ の添え字 \pm は、それぞれエコー信号を取得した際に用いた読み出し傾斜磁場パルスの極性を表す。読み出し傾斜磁場パルスの極性を反転して取得したデータは、k 空間の軌跡が左右反転しているため、位相差分を行う前にデータの左右を反転する。静磁場不均一や傾斜磁場パルス出力のオフセットは、

読み出し傾斜磁場パルスの極性によらず一定の影響となるので式(1)の位相差分で除外され、timing error の影響が抽出できる。このとき、実際の timing error の2倍の値が算出されることになる。次に、この位相差 $\varphi(x)$ から、1次の線形な位相の傾き $\Delta\varphi$ を最小2乗近似で算出し、

$$\text{timing error} = \frac{\Delta\varphi}{4\pi X} \alpha \dots\dots\dots (2)$$

により timing error を算出する。ここで、X は複素データ S(x) の点数、 α はサンプリングデータを k 空間座標に換算する係数を表す。この処理を、傾斜磁場パルスの物理軸 (X/Y/Z) についてそれぞれ行い、各軸の timing error を算出する。すなわち、1軸当たり2回の計測を3軸に対して行う。

実際のハードウェアでは、X/Y/Z のそれぞれの軸ごとに、傾斜磁場パルス出力に応じてエコー信号のピーク位置が十数 μs 程度変化することが分かっている²⁰⁾。実際に使用する撮像パラメータでは、スライス選択傾斜磁場パルスの強度と、読み出し傾斜磁場パルスの強度が同じになることはまれであり、half pulse と非対称計測のラディアルサンプリングで算出される timing error は異なる値になることが多い。この timing error は傾斜磁場の物理的な軸 (X/Y/Z) に依存するので、各軸の傾斜磁場パルス出力が合成されるオプリーク撮像の場合には、half pulse と非対称のラディアルサンプリングの timing error の最適値を共通の値に設定することが困難であるという課題がある。一方、読み出し傾斜磁場パルス軸に対しては、timing error があった状態でエコー信号を取得しても、画像再構成時にグリiddingと呼ばれる補間処理を用いる場合²¹⁾、その影響を正しく計算してグリiddingすることで、画質劣化のない画像を得ることができる。

このような困難を克服するために開発した超短 TE シーケンスでは、ラディアルサンプリ

ング法¹⁹⁾を基盤とし、プリスキャンにより timing error を検出する。このとき、half pulse と非対称計測のラディアルサンプリングの timing error を、それぞれプロスペクティブおよびレトロスペクティブに補正する方式を採用した。この理由について以下で述べる。

Half pulse では、timing error により RF 励起時に歪んだスライスプロファイルは後から補正できないため、シーケンスで使用するスライス選択傾斜磁場パルスの強度に応じた timing error (以下、timing error A) を算出し、以後の計測にプロスペクティブに反映しなければならない。そこで、プリスキャンでは、本計測で使用するスライス選択傾斜磁場パルスと同じ立ち上がり時間、パルス強度に設定した読み出し傾斜磁場パルスでエコー信号を取得し、間接的にスライス選択傾斜磁場パルスの timing error を算出する。

一方、ラディアルサンプリング法では、画像再構成に timing error があっても取得したエコー信号の k 空間の座標を正しく求めてグリiddingすることで、画質劣化を防げる。そこで、読み出し傾斜磁場パルスの timing error については、プリスキャンで算出した timing error を画像再構成時にレトロスペクティブに補正することとした。超短 TE シーケンスでは、非対称計測によりエコー信号の片側半分のみ取得するため、取得したエコー自身からピーク位置を算出できない。そこで、プリスキャンでは本計測で使用する読み出し傾斜磁場パルスと同じ立ち上がり時間、パルス強度で完全なエコーを取得し、間接的にピーク位置を検出することで timing error (以下、timing error B) を算出するアルゴリズムを開発した²⁰⁾。

Fig. 6 に上記プリスキャンによる timing error の補正を含んだ補正フローを示す。ラディアルサンプリング法を基盤とする超短 TE シーケンスでは、エコー信号のサンプリング時の k 空間の回転角度に応じて各軸の傾斜磁場パルスの出力量が変化するが、ハードウェアの出力は

超短 TE 撮像のためのロバストな補正法の開発

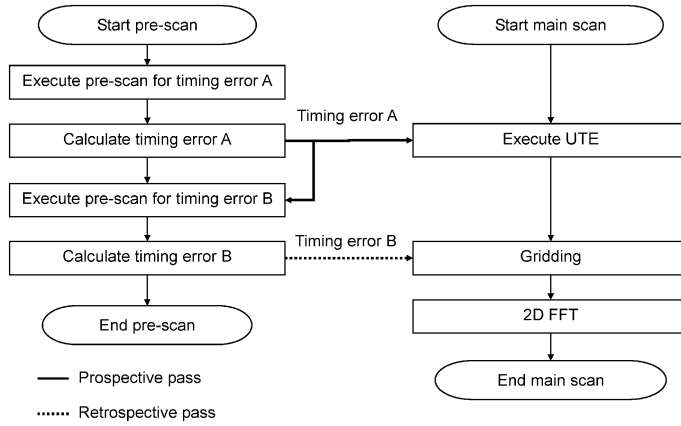


Fig. 6. Flow chart for measurement and reconstruction of our UTE method. Two kind of timing error are measured and calculated by pre-scan.

軸ごとに独立であるため、timing error は軸毎に独立に扱えると考えられる。そこで、算出した timing error を k 空間の回転角度に合わせて回転行列で変換して使用した。

なお、超短 TE シーケンスの画質劣化の主要因は、今回プリスキャンで補正する timing error であるが、Fig. 2 に示す傾斜磁場パルスの出力誤差のうち、timing error 以外の成分も補正することで画質をより改善できる。傾斜磁場パルス出力の歪の主要因は渦電流であるため、その特性は指数関数でほぼ表せると考えられる。そこで、今回の検討では timing error 以外の成分は指数関数で近似して補正した¹²⁾。

3. 実験方法

実験に使用した装置は全身用 1.5T MRI 装置であり、傾斜磁場強度は 33 mT/m、スリューレートは 150 T/m/s である。RF コイルには送信用全身コイル（直径 600 mm）と受信専用の 8 ch knee コイル（直径 200 mm）を用いた。送信コイルと受信コイルのデカップリングは、アクティブデカップリングとした。シーケンスの最短 TE は、デカップリングスイッチングにおいて受信の応答性が十分に回復する 250 μ s

とした。

開発した超短 TE シーケンスを用い、ファントム撮像により timing error の影響と、開発した timing error 補正の安定性を示した。まず、構造のある PVA ゲルファントムを用いて、half pulse および非対称計測ラディアルサンプリングに対する timing error が画質へ与える影響を確認した。さらに、塩化ニッケル水溶液ファントムを用いて、timing error 補正あり/なしでオブリーク撮像時も安定に画像が得られることを確認した。ファントムの撮像条件は、FOV = 250 mm, FA = 30, TR = 100 ms, slice thickness = 5 mm, NEX = 1, image matrix = 256 \times 256, projection # = 128, scan time = 0 : 52, TE = 0.5 ms である。

最後に、開発したシーケンスの効果を確認するため、ボランティアの膝の半月板とアキレス腱への適用例を示した。短 T_2 値の組織の描出には、マルチエコー法を用いて一つの RF パルスに対して TE の異なる複数のエコー信号を取得し、それぞれの TE で画像を作成し、2 種類の TE の画像から差分画像を作成した²²⁾。ボランティア撮像では、half pulse パルスにより生じるスライス面外信号の抑制のため、撮像スラ

イスの両側にプリサチュレーションパルスを追加した。なお、本研究は日立グループ倫理審査委員会の承認を得て実施した。ボランティアには研究の意義・目的を十分説明し同意を得た。

結 果

Fig. 7はスライス選択傾斜磁場パルスおよび読み出し傾斜磁場パルスの timing error の影響を画像により示す。Timing error が無い場合 (Fig. 7a) には結像性が良い画像が得られた。スライス選択傾斜磁場パルスの timing が $10 \mu\text{s}$ ずれた場合 (Fig. 7b), 画像の結像性には大きな劣化はないが, スライス励起プロファイルが歪むため, 撮像スライス面外の信号が画像に描出されている (図矢印)。読み出し傾斜磁場パルスについては, $10 \mu\text{s}$ の timing error で生じる k 空間の座標ずれで, 特にファントム辺縁部の構造が二重になるなど, 大幅に結像性が悪

くなった (Fig. 7c)。Fig. 8は timing error 補正の有無の画像を示す。オブリークなしの AX 断面と約 30 度のオブリークのいずれにおいても, timing error の補正なしでは結像性が悪かった (Fig. 8a, c)。しかし, timing error の補正により両者の画質は大幅に改善することが確認できた (Fig. 8b, d)。オフセンター撮像においては, 傾斜磁場パルスの歪量が局所的に異なる場合, timing error が適切に補正できないことが心配されたが, 今回の結果より本アルゴリズムはオフセンター撮像でも timing error を補正できることが分かった。

Fig. 9は開発した timing error の補正を適用した超短 TE シーケンスで得られた健常ボランティアの画像を示す。Fig. 9a~cは膝半月板の SAG 画像であり, 撮像スライス面は, 面と垂直な方向に 50 mm オフセンターしている。TE = $0.25/10 \text{ ms}$ のいずれの画像にも大きなアーチファクトがなく良好な画像が得られ, 差分画

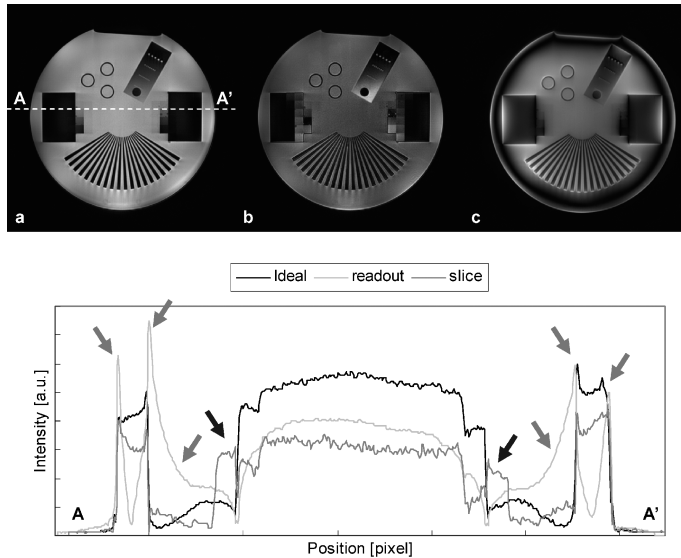


Fig. 7. Phantom images acquired by using UTE under existence of the timing error. a : ideal case, b : in the case of timing error between slice selecting gradient pulse and half RF pulse, c : in the case of the timing error between read out gradient pulse and echo acquisition. Timing error for each case is $10 \mu\text{s}$.

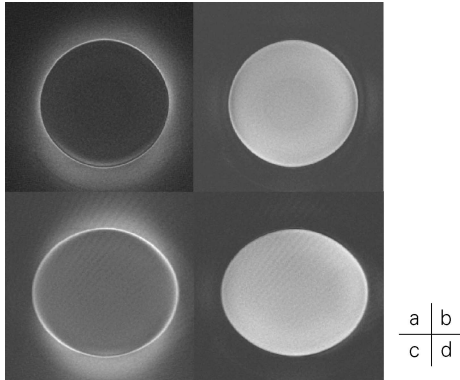


Fig. 8. Resulting images of oblique imaging. a, b: axial images and c, d: oblique images. Images are reconstructed by using a, c: no correction and b, d: both slice and readout timing error correction.

像において半月板（矢印）が高信号に描出されている． Fig. 9d～fは同ボランティアのアキレス腱のSAG画像であり，この場合も，大きなアーチファクトがなく，差分画像においてアキレス腱（矢印）が高信号に描出されている．

考 察

今回，プリスキャンを用いて timing error を測定する方式を採用したが，このような付加的なデータを使った timing error の補正については，装置の導入時にファントムと専用のシーケンスを用いて各軸を調整する手法^{15),23)}と，本計測の前に付加的なシーケンスを実施して各軸のずれを調整する手法^{14),24)}が提案されている．

スライス選択傾斜磁場パルスの timing error

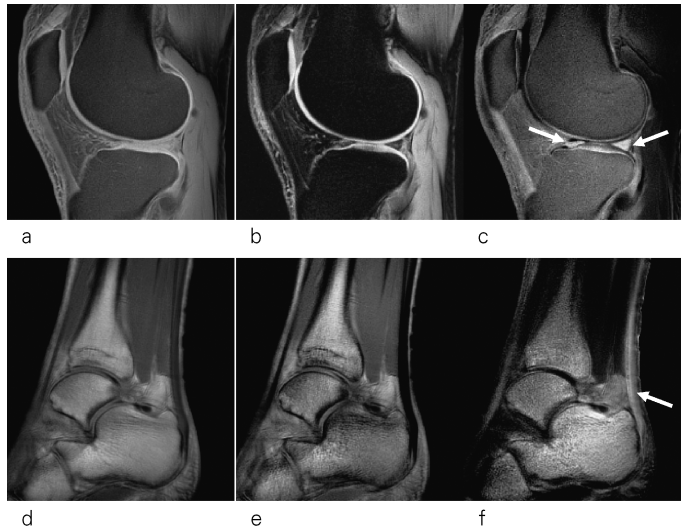


Fig. 9. Volunteer images acquired by using UTE. a-c: resulting images of menisci at knee (a: TE = 0.36 ms. b: TE = 10.0 ms. c: Subtracted image from a and b). d-f: resulting images of achilles tendon (d: TE = 0.25 ms. e: TE = 10.0 ms. f: Subtracted image from d and e). An off-centered slice position was used. Scan parameters were; FOV = 150 mm, FA = 90, TR = 300 ms, slice thickness = 5 mm, NEX = 1, image matrix = 512 × 512, projection # = 604, with fat suppression pulse, scan time = 6:05.

については、RF 励起パルスとスライス選択傾斜磁場パルスの timing error を直接検出することは、複雑な計算を要するため実現が難しいが、スライス選択傾斜磁場パルスと同じ立ち上がり時間、パルス強度に設定した読み出し傾斜磁場パルスを用いて間接的に timing error を測定することで良好な結果を得ることができた。超短 TE シーケンスでは、脂肪抑制パルスを併用する 경우가多いが、脂肪抑制パルスを併用しない場合、ケミカルシフトの影響も考慮する必要がある。通常、シーケンス設計においては、スライス方向のケミカルシフトの影響が無視できるようにスライス選択傾斜磁場パルス強度を設定する。このような状況においては、今回の手法で timing error を補正することで、スライスプロファイルを改善できると考えられる。

読み出し傾斜磁場パルスの timing error については、ラディアルサンプリング法では、取得したエコー信号自身を用いて、timing error を補正し画質を向上する方法が提案されているが^{18),19)}、超短 TE シーケンスではエコー信号の片側半分のみを取得するため、従来手法を用いることができず新たな補正処理の開発が必要となった。本開発では、エコー信号を半分しか取得しない超短 TE シーケンスにおいて、完全なエコー信号を計測するプリスキャンを利用する方式を採用した。完全なエコー信号で測定した timing error にも、傾斜磁場パルスの時間的なずれやパルス形状の歪に由来する面積誤差は反映されている。このため、本計測で使用する読み出し傾斜磁場パルスと同じ形状のパルスをプリスキャンで用いることで、間接的に timing error を測定でき良好な結果を得ることができた。ラディアルサンプリング法では k 空間の回転角度に応じて各軸の読み出し傾斜磁場パルスの出力量の割合が変化する。一方、timing error は傾斜磁場の物理的な軸に対応して変化するので、算出した timing error を用い、k 空間の回転角度に応じて回転行列により k 空間座標を計算することで、撮像平面内の誤差を

補正できる。

臨床撮像では撮像視野やバンド幅の自由度に加え、オブリークやオフセンター撮像が使われるので、撮像断面の自由度の高い方法が必要である。傾斜磁場パルス出力の誤差に関しては、実際に傾斜磁場パルス波形を測定し、グリidding再構成の座標計算に用いる方法^{14),16),23),24)}や、傾斜磁場パルス出力の歪を、システムの応答関数を用いて近似する方法も検討されている^{9)~11)}。一方で、これらの手法は信号解析に必要なデータ取得条件が限定されることや、チューニングに長い時間を要するなどの課題がある。

Timing error は軸ごとに独立した値であるが、オブリーク撮像ではシーケンスで設定した傾斜磁場パルス出力量が回転行列により変換されて各軸に分配されて実行される。このため、スライス選択傾斜磁場パルス軸の timing error を補正するようにシーケンスの実行タイミングを変更した場合、読み出し傾斜磁場パルスの出力タイミングも変わることになる。開発したアルゴリズムでは、スライス選択傾斜磁場パルスの timing error を補正した状態で、読み出し傾斜磁場パルスの timing error をプリスキャンで測定する。このため、算出された timing error には、傾斜磁場パルス出力量に応じた timing error と、スライス選択傾斜磁場パルスの timing error の補正によるずれの両方を合成した、最終的な timing error が算出される。これにより、後処理では補正不可能であるスライス選択傾斜磁場パルスの timing error を最適に補正できる。

今回検討した timing error は装置固有の値と考えることができるので、事前に軸ごとに傾斜磁場パルス強度に応じた timing error を測定しておき、本計測の撮像条件に応じて対応する timing error を使用することは可能と考えられる¹⁵⁾。傾斜磁場パルスの形状は、撮像条件によって高さ、幅、立ち上がり形状が変わるので、これらの手法を臨床撮像に用いるために

は、すべての場合の誤差の検証が必要である。プリスキャンを用いる場合、これらはすべて同一の条件で計測できるので、常に安定な結果が得られる点がメリットである。今回採用した位相差を用いる方法は、1ピクセル以内のエコー信号のピーク位置ずれも検出できる。エコー信号のサンプリングレートが $0.1 \mu\text{s}$ オーダーなので、今回の手法では $0.1 \mu\text{s}$ オーダーの timing error を検出可能であり、精度としては十分と考えられる。開発したシーケンスでは、二つの timing error を算出するプリスキャンに必要な時間は 30 秒以内だった。

結 論

開発したロバストな超短 TE シーケンスは、プリスキャンによりハードウェアの誤差を算出し補正することで、撮像時間の大幅な延長なしで、オブリークやオフセンター撮像の画質が向上した。これにより半月板やアキレス腱を高画質で画像化できる。

謝 辞

本開発にあたり、臨床観点で貴重なご意見を頂きました、神戸大学大学院医学研究科の藤井正彦先生、神戸大学医学部付属病院放射線科の岩間祐基先生、後藤一先生、神戸大学医学部附属病院放射線部の川光秀昭技師長、青山信和主任に深謝致します。

文 献

- 1) Robson MD, Bydder GM : Clinical ultrashort echo time imaging of bone and other connective tissues. *NMR Biomed* 2006 ; 19 : 765-780
- 2) Tyler DJ, Robson MD, Henkelman RM, Young IR, Bydder GM : Magnetic resonance imaging with ultrashort TE (UTE) PULSE sequence : technical considerations. *J Magn Reson Imaging* 2007 ; 25 : 279-289
- 3) Benjamin M, Bydder GM : Magnetic resonance imaging of entheses using ultrashort TE (UTE) pulse sequences. *J Magn Reson Imaging* 2007 ; 25 : 381-389
- 4) Glover GH, Pauly JH : Projection reconstruction techniques for reduction of motion effects in MRI. *Magn Reson Med* 1992 ; 28 : 275-289
- 5) Bae WC, Dwek JR, Znamirowski R, Statum S, Hermida JC, D'Lima DD, Sah RL, Du J, Chung CB : Ultrashort TE MRI of the osteochondral junction of the knee at 3T : identification of anatomic structures contributing to signal intensity. Honolulu, USA, ISMRM 2009 ; 78
- 6) Koff MF, Takahashi A, Potter H : Variability of meniscal T_2^* calculations using ultra-short echo (UTE) imaging. Honolulu, USA, ISMRM 2009 ; 289
- 7) Curtis AT, Anand CK, Jones CK, Klassen LM, Menon RS : Numerical optimization of minimum phase RF pulses for UTE imaging. Honolulu, USA, ISMRM 2009 ; 2578
- 8) Pauly JM, Conolly SM, Nishimura DG, Macovski A : Slice-selective excitation for very short T_2 species. Amsterdam, Nederland, SMRM 1989 ; 28
- 9) Tan H, Meyer CH : Estimation of k-space trajectory in spiral MRI. *Magn Reson Med* 2009 ; 61 : 1396-1404
- 10) Cho SH, Kim PK, Lim JW, Jeon SY, Ahn CB : Compensation of eddy current by an R-L-C circuit model of the gradient system. Toronto, Canada, ISMRM 2008 ; 1156
- 11) Wansapura JP, Daniel BL, Pauly J, Butts K : Temperature mapping of frozen tissue using eddy current compensated half excitation RF pulses. *Magn Reson Med* 2001 ; 46 : 985-992
- 12) Takizawa M, Hanada H, Oka K, Takahashi T : Correcting k-trajectory by using multiple function models of gradient waveform for ultrashort TE(UTE). Montreal, Canada, ISMRM 2011 ; 4385
- 13) Josan S, Kaye E, Pauly JM, Daniel BL, Pauly KB : Improved half RF slice selectivity in the presence of eddy currents with out-of-slice saturation. *Magn Reson Med* 2009 ; 61 : 1090-1095.
- 14) Dale BM, Duerk JL : The use of measured k-

- space trajectory for reconstruction of radial MRI data. Honolulu, USA, ISMRM 2002 ; 2334
- 15) Peters DC, Derbyshire JA, McVeigh ER : Centering the projection reconstruction trajectory: reducing gradient delay errors. *Magn Reson Med* 2003 ; 50 : 1-6
 - 16) Brodsky EK, Samsonov AA, Block WF : Characterizing and correcting gradient errors in non-cartesian imaging : are gradient errors linear time-invariant (LTI)? *Magn Reson Med* 2009 ; 62 : 1466-1476
 - 17) Takahashi A : Anisotropic gradient time delay correction for oblique radial readouts used in ultrashort TE (UTE) imaging. Stockholm, Sweden, ISMRM 2010 ; 3101
 - 18) Takizawa M, Takahashi T : Robust correction algorithm for radial sampling on open MRI system. Sedona, USA, ISMRM Workshop on Non-Cartesian MR 2007 ; 3
 - 19) Takizawa M, Ito T, Itagaki H, Takahashi T, Shimizu K, Harada J : Modified echo peak correction for radial acquisition regime (RADAR). *Magn Reson Med Sci* 2009 ; 8 : 149-158
 - 20) 瀧澤将宏, 大塚武裕, 阿部貴之, 高橋哲彦 : 超短 TE シーケンスの再構成時のエコーシフト補正法. *Medical Imaging Technology* 2010 ; 28 : 343-350
 - 21) Jackson JI, Meyer GH, Nishimura DG : Selection of a convolution function for fourier inversion using gridding. *IEEE Trans Med Imag* 1991 ; 10 : 473-478
 - 22) Reichert IL, Benjamin M, Gatehouse PD, Chappell KE, Holmes J, He T, Bydder GM : Magnetic resonance imaging of periosteum with ultrashort TE pulse sequences. *J Magn Reson Imaging* 2004 ; 19 : 99-107
 - 23) Mason GF, Harshbarger T, Hetherington HP, Zhang Z, Pohost GM, Twieg DB : A Method to measure arbitrary k-space trajectories for rapid MR imaging. *Magn Reson Med* 1997 ; 38 : 492-496
 - 24) Duyn JH, Yang Y, Frank JA, Veen JW : Simple correction method for k-space trajectory deviations in MRI. *J Magn Reson* 1998 ; 132 : 150-153

A Robust Correction Method for Ultrashort TE Imaging

Masahiro TAKIZAWA^{1,2}, Kuniharu OKA¹, Hikaru HANADA¹,
Takashi TSUNEKI¹, Masayuki ISOBE¹, Hiroyuki MOCHIZUKI¹,
Tetsuhiko TAKAHASHI¹, Etsuji YAMAMOTO²

¹*MRI System Division, Hitachi Medical Corporation 2-1 Shintoyofuta, Kashiwa, Chiba 277-0804*

²*Department of Medical System Engineering, Graduate School of Engineering, Chiba University*

Ultrashort echo time (UTE) sequences with radial sampling make it possible to visualize tissues with very short T_2 decay times. The UTE sequence consists of half radiofrequency (RF) excitation pulse and half echo radial sampling in which an echo signal is acquired from the central to outer parts of k-space to shorten the TE. Because this kind of sequence is very sensitive to hardware errors, such as those in gradient timing caused by imperfect performance of the gradient system, good image quality requires correction of errors for both halves of the UTE sequence. The errors grow complicated in normal clinical usage, which requires the ability to vary imaging conditions and parameters for general oblique imaging planes. Because clinical examination time is limited, we need simple and robust UTE methods. We have developed a robust UTE method that consists of short pre-scans to estimate errors in gradient timing. The timing error between the half RF excitation pulse and gradient pulse is first detected and corrected before the UTE sequence is executed. The timing error between the half echo radial gradient pulse and signal detection window is corrected in the reconstruction step. As a result, tissues with very short T_2 (from about 0.3 to 0.7 ms), such as the Achilles tendon, knee menisci, and cartilage, can be imaged without image distortion or artifact by using our UTE method.