

MAGNETOM Flash

The Magazine of MR 翻訳版

SIEMENS

Product News

高磁場3Tの最新技術紹介

TimTX TrueShapeと
syngo ZOOMit

局所選択励起による画像紹介



TimTX TrueShape

Dynamic pTX

syngo ZOOMit

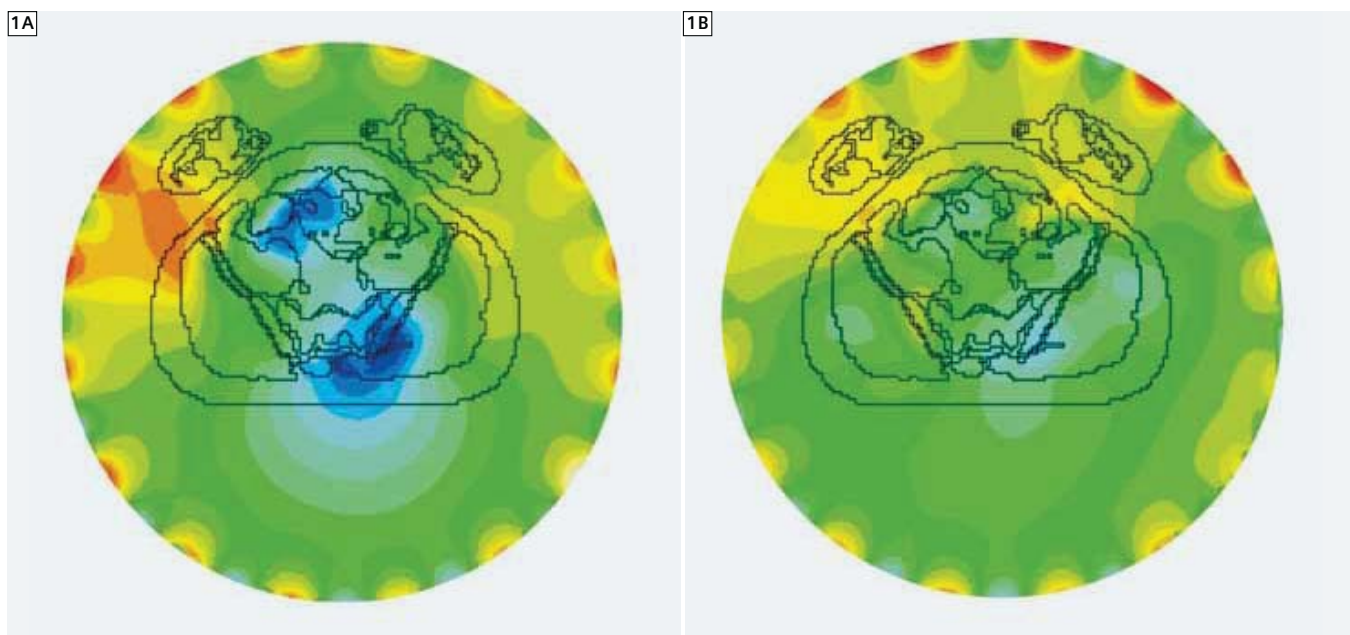
07

TimTX TrueShapeとsyngo ZOOMit その技術と実用性

Mathias Blasche, M.Sc.¹; Philipp Riffel, M.D.²; Matthias Lichy, M.D.¹

¹シーメンスAGヘルスケアセクター(ドイツ・エアランゲン)

²ハイデルベルク大学マンハイム医療センター臨床放射線医学・核医学研究所(ドイツ・マンハイム)



1 3TでB1不均一が発生しうる代表的な解剖学的領域(骨盤部)の円偏波(Circular Polarization、以下CP)(1A)とTimTX TrueForm(1B)によるB1均一性の比較。左側の従来のCP励起の図では、誘電効果によるシェーディング(青色部分)が見られる。右側のTimTX TrueFormの図では、その効果がほぼ解消されている。左側のような例では、少なくとも青色の領域に関してはコントラスト変動の可能性があることから診断が可能な画質ではない。

RSNA2011においてシーメンスは世界で初めて、折り返しなしのズームングという、パラレルトランスミッションを最大限に活用した臨床MRIシステム向けのシーケンステクニックを紹介した。このアプリケーションはsyngo ZOOMit*と呼ばれ、これを可能にしているのがTimTX TrueShapeテクノロジープラットフォームである。TimTX TrueShapeは送信アレイシステムの動的性能をフルに活かしたMR業界

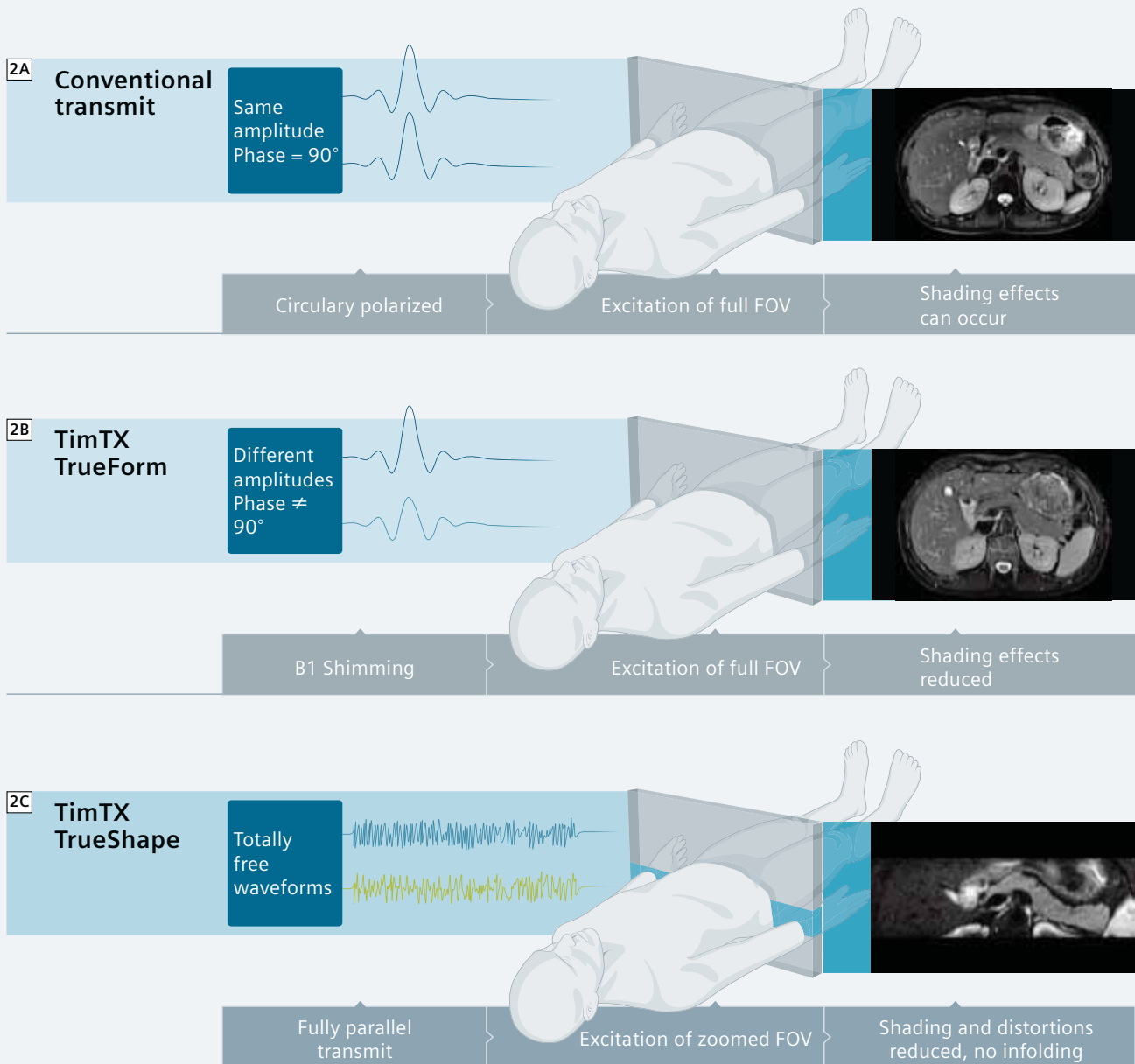
初のプラットフォームであり、syngo ZOOMitはTimTX TrueShapeをベースにした初のフルダイナミックアプリケーションである。本稿の目的は、新しい動的なパラレルトランスミッション技術(pTX)に関する背景を紹介し、既存の静的なB1シミングと比較するとともに、ダイナミックpTXをベースにした応用の可能性を示すことである。

背景

パラレル受信からパラレル送信へ

1990年代初期のマルチチャンネルラジオ波(RF)受信システムと受信アレイコイルの実現は、MRイメージングにおける一大革命であった。この技術は小さなコイルエレメントによる高い信号ノイズ比(SNR)と大きなコイルによる広い撮像範囲という、非常に魅力的な組み合わせをもたらした。90年代の2チャンネルおよび4チャンネルに始まり、2000年ごろには最大で8個のRFチャンネルを利用できるようになった。

*本製品は開発中の段階でまだ市販されていない。今後の販売は未定。



2 (2A) 従来の送信 (CP)、B1 不均一によるシェーディング効果が大きい。(2B) TimTX TrueForm によるB1 シミング (異なる振幅・位相をRF ボディコイルの2つのチャンネルに設定)、B1 シェーディングが解消されて均一な画像コントラストになる。(2C) TimTX TrueShape によるフルダイナミック pTX (2つのRF チャンネルと傾斜磁場の任意波形)、ズーム画像の画質が向上しスキャン時間が短縮される。

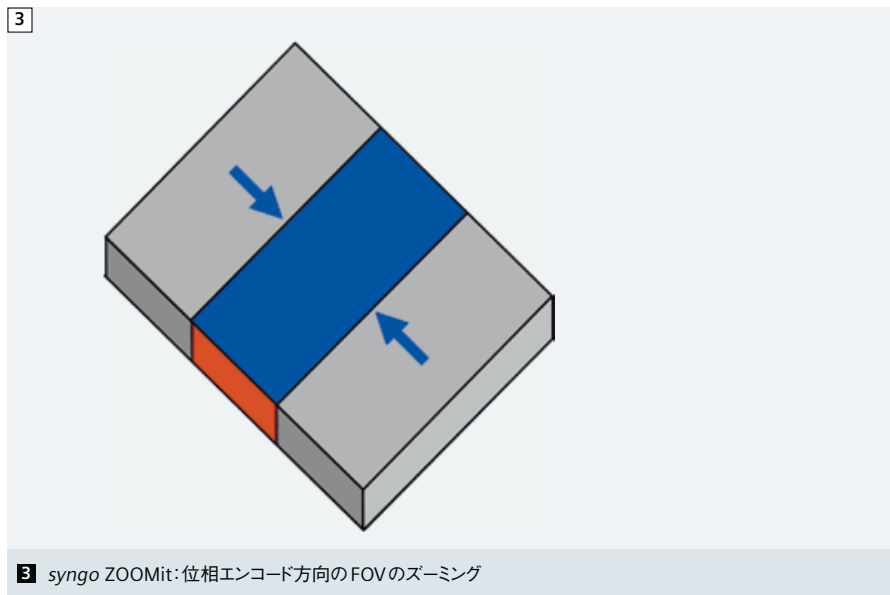
マルチチャンネルRF技術をさらに後押ししたのが、このとき登場したパラレル撮像テクニック (PAT) であった。SMASH [1]、SENSE [2]、GRAPPA [3] など各種のPATが開発された。受信側のPATはスキャン時間の短縮、時間・空間分解能の向上、シングルショットイメージングにおける画像のぼけや歪みのアーチファクトの減少をもたらす。現在、PATは多くの検査に組み込まれて不可欠な要素になっている。ほんの2~3例を挙げると、肝臓の造影3Dダイナミック検査やMRアンギオグラフィ、拡散強調イメージング (DWI) のようなアプリケーションはPATがなければ臨床使用は不可能である。また、柔軟性・拡張性のあるコイルテクノロジーを用いることにより、PATは脳に限定したスキャンから全身検査まで、あらゆる身体領域に応用することができる。

PATの利点をフル活用することに特化した初のRFシステムがTim (Total imaging matrix) であった。2003年に登場したMAGNETOM Avantoは最大32個のRFチャンネルで、臨床において初めて高画質の全身スキャンを可能にした。現在では最大128 RFチャンネルが製品化されている。

これらの新しい受信テクノロジー(マルチチャンネルコイル、Tim、PAT)の開発と並行して、この10年間で磁場強度を1.5Tより高くする取り組みが行われた。より高いSNRを得るため、そうすればPATによる空間分解能の向上やイメージングのさらなる高速化などが可能になる。しかし、3Tの磁場強度ではSNRの向上という明らかな利点以外に、一部の身体領域におけるB1均一性の低下という欠点もあった。そこで、B1不均一への対策としてマルチチャンネル送信テクノロジーをベースにした、いわゆるB1シミングが重要になってきた。

CPからB1シミングへ

理論的には、通常のスライス選択イメージングを行うにはCPが最適である。直線偏波 (Linear Polarization; LP) と比較したCPの利点は、被写体全体にわたるB1分布の均一性向上、比吸収率 (SAR) の低下、受信経路におけるSNR向上の形で現れる。技術的には、CPは送信コイルの2個のポートに振幅が等しく



3 syngo ZOOMit:位相エンコード方向のFOVのズーム

位相が90°シフトした電流を供給することで実現する (図2A)。

3Tのような高磁場強度では、もはや“理想の”CPが最適とは限らない。そのような高い周波数になると、MR信号の波長が被写体の大きさに近づくからである。3Tでの波長は約26cmになるので、例えば腹部の寸法より小さくなる。そのためB1磁場の干渉や信号のシェーディングを招く可能性がある。ここで肝心なのは、信号強度が変化するだけでなく (これは後処理で補正できる)、さらに重要なこととしてコントラストも変化するということである。

このRFシェーディング効果の改善策がB1シミングである。送信コイルの2個のポートに、振幅が異なり位相シフトが90°ではない電流を供給する (図2B)。2チャンネルの送信システムでは“楕円”励起になる。組織特性との相互作用を含め、これで従来のCPよりB1分布を均一にできる可能性がある (図1)。3Tでは主に腹部および骨盤部のイメージングが大きな影響を受けるが、頭部はまだMR信号の波長より小さい。7Tなどの超高磁場では波長がさらに短くなるので、頭部でもB1シェーディングが非常に大きくなる。

臨床的な観点からは、誘電効果によるシェーディングが3Tシステムの利点を打ち消す可能性があり、3T MRIの登場当初は「そのようなスキャナが全身用臨床システムとして完全に実用化されるかどうか」という激しい議論が

あった。腹部で均一な高画質が保証できないようなスキャナの臨床用途はあるのか? 日常的な臨床上の有用性を打ち消すことなく、3Tスキャナの磁場の高さを活用するため至急の解決策が必要になった。初期のころには重い誘電体のクッションを患者の上に置いてB1分布を操作する試みがなされたが、あまり成果はなく実用性が低かった。そのため、B1シミングが3T MRIのその後の成功の鍵を握ることになった。

シーメンスは2007年にTimTX TrueFormテクノロジー (TrueForm RFデザイン) によるB1シミングを他に先駆けて開発した。このテクノロジーを最初に搭載したのがMAGNETOM Verioで、これは3Tで初のオープンボアシステムでもあった (Timコイルテクノロジーはその時点で3Tに導入済みであった)。TimTX TrueFormはB1シミングのための2チャンネルの送信機能を持つ。解剖学的領域の設定だけで、最適なB1均一性が得られるように調整されている [4]。この方法には患者別のB1マッピングや調整などに時間をかける必要がないという利点がある (これらは1つの検査領域につき1分かかることもある)。また、さらに重要なこととして、MR検査のワークフローが1.5Tスキャナと全く変わらないことである。ルーチンの1ステーション検査でも (アイソセンターへの自動テーブルポジショニングによるわずかなテーブル移動を伴うもの)、複数領域の

検査でも、息止めや呼吸同期シーケンスでも、特にTimCT(連続テーブル移動によるスキャン)でも変わらないのである。TimTX TrueFormのおかげで画質が向上する。

3T以上においてB1シミングは確かに重要であるが、このタイプのB1シミングは“静的な”励起パルスによる従来法と変わらない。つまり、1個のsinc($\sin(x)/x$)型RFパルスと1個の静的なスライス選択傾斜磁場の組み合わせによる1スライスの励起であり、必要な設定(解剖学的領域別の設定、またはB1マッピングに基づく設定)においても共通である。実際は、高磁場における波長短縮の影響を打ち消し、人体そのものによる影響を補正するだけの“基礎的な”修復メカニズムにすぎない。

しかし間もなく、パラレルトランスミッションテクノロジー(pTX)がB1シミングを上回る大きな可能性をもたらすことが分かった。ダイナミックpTXを用いれば新しいアプリケーションが可能になる。

B1シミングを越えて： ダイナミックパラレルトランスミッション とTimTX TrueShape

TimTX TrueShapeはMAGNETOM Skyraに導入された新しい送信プラットフォームである。新しいRFボディコイルと独立した2個の送信器がTim 4G DirectRFアーキテクチャーと完全に一体化されている。つまり、2個の送信器がマグネット側にあるTX-ボックスに入っており、受信器に隣接している。特定の検査用に患者別のB1シミングを行うこともできるが、臨床アプリケーションでは解剖学的領域別のB1シミング(2007年に導入済み)が患者別B1シミングに匹敵する結果をもたらすことが広範囲にわたるテストで示されている。このテクノロジープラットフォームの可能性は別のところにある。それは、全く新しいアプリケーションを可能にするという点である。

TimTX TrueShapeの搭載により、全身用臨床システムで“フルダイナミック”のパラレルトランスミッションが可能になる。2個のRFチャンネルで任意のRF波形を独立して自由自在に切り換えることができ、同時に1軸、2軸、あるいは全3軸の傾斜磁場チャンネルで任意

の傾斜磁場波形を用いることができる(図2下段)。これにより、任意の形状の(“単純なスライス”ではない)ボリュームを励起することができる。もっと一般的に言えば、励起の大きさも位相も空間的に制御することができるのである。このテクノロジーを活用した最初の臨床アプリケーションが“ズーム”イメージングである。

syngo ZOOMit:MRイメージングの “光学ズーム”

MRイメージングにおいて、撮像関心領域(FOV)が被写体より小さいとエイリアシング(折り返しアーチファクト)が発生することはよく知られている。この現象はリードアウト方向では周波数オーバーサンプリングによって“無償”で、つまり、スキャン時間の延長もSNRの低下も伴わずに解消できるので問題にならない。しかし、位相エンコード方向のオーバーサンプリングは犠牲を伴う。位相エンコードステップの増加はエコートレインやスキャン時間の延長に直結する。このような欠点があるため、位相オーバーサンプリングは不都合であることが多い。そして、位相オーバーサンプリングが全く不可能であれば(エコートレインやスキャン時間が長すぎるなどの理由で)、単純な拡大率の変更が画像をズームする唯一の方法になるが、これはカメラのデジタルズームに似て、本当に空間分解能が向上するわけではない。そのため、DWIや3Dデータセットなど多くのイメージングテクニックにおいて、位相エンコード方向(問題となる方向)のズームが期待される。それはカメラの光学ズームのMR版と考えることができる。より小さな正方形のFOV、あるいは位相エンコード方向に縮小したFOVのみを励起するので(図3)、励起していない領域からの信号はなく、小さな励起領域のみをエンコードすればよい。空間分解能を維持しながらのエンコード時間短縮、または空間分解能の向上、あるいはそれらの組み合わせが可能になる。

syngo ZOOMitのメリット：

画質の向上：

■画像の歪みやぼけ(blurring artifact)の減少

ズームFOVでは、より短いエコートレインで同じ空間分解能が得られる。これはiPATによるエコートレインの短縮に似た効果で、両者を組み合わせることもできる(それはZOOMPPAと呼ばれる)。ズームEPI(DWIやfunctional MRIに使用)やシングルショットTSE(HASTE)において特に有効である。

■モーションアーチファクトやフローアーチファクトの減少

FOVの外側の領域(動きを伴う臓器や血管の拍動がある領域)は励起されず、MR信号に関与しないのでアーチファクトが減少する。

■関心領域の空間分解能の向上

縮小した(ズームした)FOVのみエンコードすればよい。

高速化：

■スキャン時間の短縮

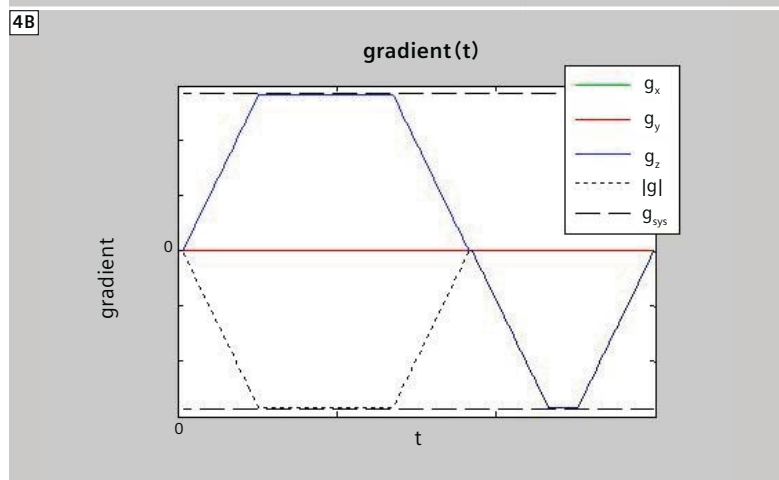
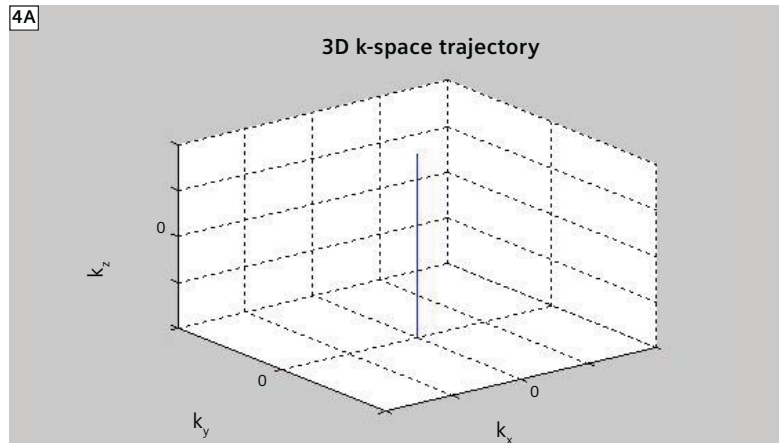
ズームFOVでは、より少ない位相エンコードラインで同じ空間分解能が得られる。これはiPATによるスキャン時間の短縮に似た効果で、両者を組み合わせることもできる。ズーム3D TSE(syngo SPACE)において特に有効である。

詳細: syngo ZOOMitはどのように機能するか?

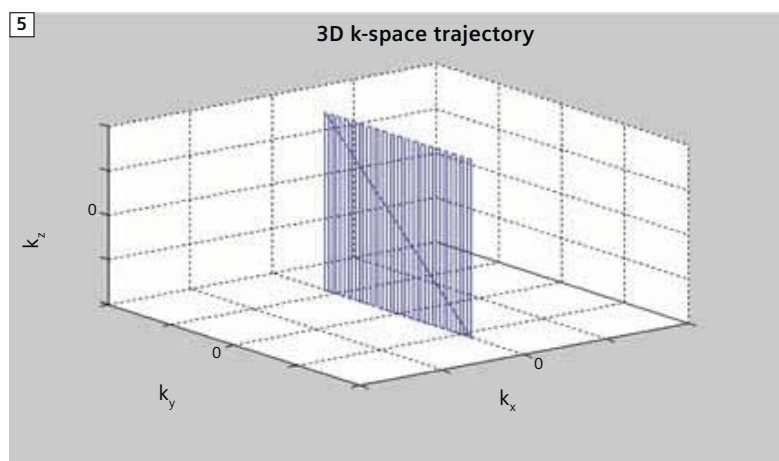
従来のイメージングでは、静的な傾斜磁場パルスの平坦領域（プラトー）が出現しているときに $\text{sinc}(\sin(x)/x)$ 型 RF パルスを送出してスライスを励起する。RF パルスが sinc 型であるのは、sinc のフーリエ変換が矩形になるからである。これにより所定のスライス厚の矩形スライスプロファイルが得られる。詳しく説明するには、“励起 k 空間” という概念が役に立つ [5]。受信 k 空間と同様に、励起 k 空間上の“移動”は傾斜磁場によって行われる。傾斜磁場の振幅が励起 k 空間上の“移動速度”を決定し、傾斜磁場のスリューレートが励起 k 空間上の“移動加速度”を決定する。傾斜磁場によって決まる受信 k 空間上で（マルチ RF 受信チャンネルによって）信号の読み取りが行われるのと同様に、励起 k 空間上では RF パルスが変調される（場合によってはマルチ TX チャンネルを使用する）。

従来のスライス励起（z 方向）では、まず z 傾斜磁場によって +z に“移動”する（図 4A）。次に、+z から -z に“移動”する z 傾斜磁場パルスのプラトーで RF パルスを送出するが（図 4B）、これは励起 k 空間では（x 傾斜磁場と y 傾斜磁場は用いないので） $x = y = 0$ の位置で（z 傾斜磁場パルスがプラトーなので）+z から -z に至る 1 本の“スポーク”のように見える。この RF パルスは sinc 関数で振幅変調される。この励起によって、z 方向に所定の厚さを持ち、x 方向と y 方向に“無限に”延びるスライスが得られる。

“ズーム”するためには、つまり、スライスの面内の一方方向への広がりを縮小するには、一方方向（例えば y 方向）のエンコードを行う必要がある。これには複数のスライス選択スポークを用いる（各スポークが従来のスライス選択に類似）。複数のスポークを $x = 0$ の位置で y 方向（ズーム方向）に一直線に並べる（x は影響を受けないリードアウト方向）。各スポークは y 方向で FOV を絞り込めるように振幅と位相を



4 従来のスライス選択: $x = y = 0$ の位置に +z から -z に至る 1 本のスポークがある。z 傾斜磁場パルスのプラトーで RF を送出する（グラフの下の部分）。



5 syngo ZOOMit: 複数のスポークが y 方向（この例ではズーム方向）に一直線に並び、それぞれがスライス選択スポークになっている。

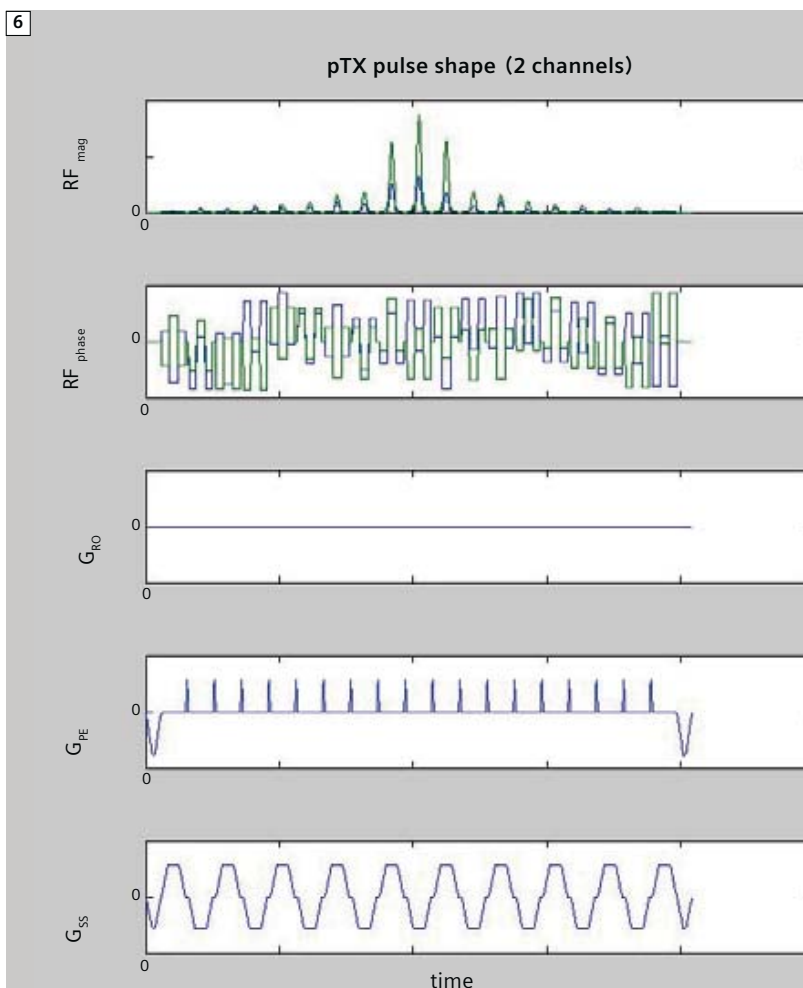
変調する。励起 k 空間上の移動は受信 k 空間におけるEPIリードアウトに似ており、RXリードアウト傾斜磁場パルスがTXスライス選択傾斜磁場に、RX位相エンコードブリップが y 方向のTX“ズーミング”ブリップに、RXエコーがTX sincパルスに相当する。

図5に、励起 k 空間におけるsyngo ZOOMitの“EPIトラジェクトリー”を示す。図6に、完全な送信ダイアグラムを示す(RFおよび傾斜磁場、追加のpTXメカニズムを含む)。

ダイナミックpTXにおけるTim 4Gの利点

任意の形状の被写体を正確に励起するならば、システムハードウェアに対する要求が厳しくなる。励起 k 空間上の移動を正確に決定するために、傾斜磁場が極めて高い忠実度を持つことが不可欠である。

Tim 4GのDirectRFは、送信器および受信器の完全な“デジタルイン/デジタルアウト”を実現する。TX-ボックスと受信器の両方がマグネット側に直接配置される。RFボディコイルと局所RXコイルにはできる限り接近させる一方で、RF干渉のリスクを減らしてコイルの大きさと患者にかかるコイルの重さを最小に抑えるために、マグネットボアからは十分な距離を置いている。TX-ボックスと受信器を一体化することの大きな利点は、一定の長さの短いケーブルが使えることである。これによりアーキテクチャー全体が設置条件に左右されない(すべてを工場ですべてに調整できる)。設置条件によってはケーブル長も変わる可能性があり、それが各構成部品の信号間の位相シフトを招く可能性があるが、それも抑えられる。RFデータのリアルタイムフィードバックループと構成部品間のリアルタイムデータ転送にはさまざまな利点がある。例えば、B1磁場の安定性が高く、送信器・RFボディコイル・受信器間の制御が極めて厳密に行える。RFチェーン全体で非常に高い精度、同期性、安定性、信号純度が保証される。



6 syngo ZOOMitの代表的なシーケンスダイアグラム。励起RFパルスは2つのTXチャンネルで振幅と位相を自由に可変し、2軸の傾斜磁場チャンネルを同時使用する。

ダイナミックpTXのソフトウェアとシーケンス

TimTX TrueShapeは新しいソフトウェアを採用してフルダイナミックpTXのための環境を整えている。これにはユーザーインターフェイス(ズームシーケンスパラメータ、インラインの波形計算やSARモニタリングの基礎をなすアーキテクチャーおよびアルゴリズム)が含まれる。syngo ZOOMitは初の製品化されたアプリ

ケーションであるが、TimTX TrueShapeアーキテクチャーは8チャンネル以上による可変pTXアクセラレーションや任意形状の励起など、将来の幅広いpTXアプリケーションに対応している。また、独自のアプリケーションを開発したい研究者に公開されている。ズームが可能なパルスシーケンスは(今のところ)EPIシーケンスとSPACEシーケンスである。体幹部、心臓、神経および筋骨格イメージングに最適化されたプロトコル群がそろっている。

ズームイメージングにおけるダイナミック pTX の利点

ズームイメージングは原理的には従来のスキャナでも可能であるが [6, 7]、syngo ZOOMit の以下にあげるユニークなレシピにより、ダイナミックパラレルトランスミッションの利点を活用することができる。

フォーカス B1 シミング

現在の市販品では、イメージングボリューム全体のグローバル B1 シミングが行われる。syngo ZOOMit はズーム FOV に絞った局所 B1 シミングを行う。B1 シムの最適化を小さなボリュームに“集中”させれば、局所シムの精度と B1 均一性が向上する。

B1 ミティゲーション

従来のイメージングにおいて、フリップ角は B1 磁場に比例する。B1 シミングを行うと B1 均一

性が向上し、その結果としてフリップ角の均一性を高めることができる。

しかし、たとえ（静的な）B1 シミングを行っても B1 均一性が不十分なことがある。フリップ角の均一性を、一度の静的な B1 シミングの結果よりさらに高くするための“動的な”アプリケーションが B1 ミティゲーションである。これは高性能の励起パルスによって行い、一般には励起 k 空間で複数の励起“スポーク”を用いる [8, 9]。

そのため、syngo ZOOMit も複数のスポークを採用している（図 5）。これらのスポークを修正してズームと同時に（フォーカス B1 シミングに加えて）ズーム方向に B1 ミティゲーションを行えば、フリップ角の均一性を高めることができる。

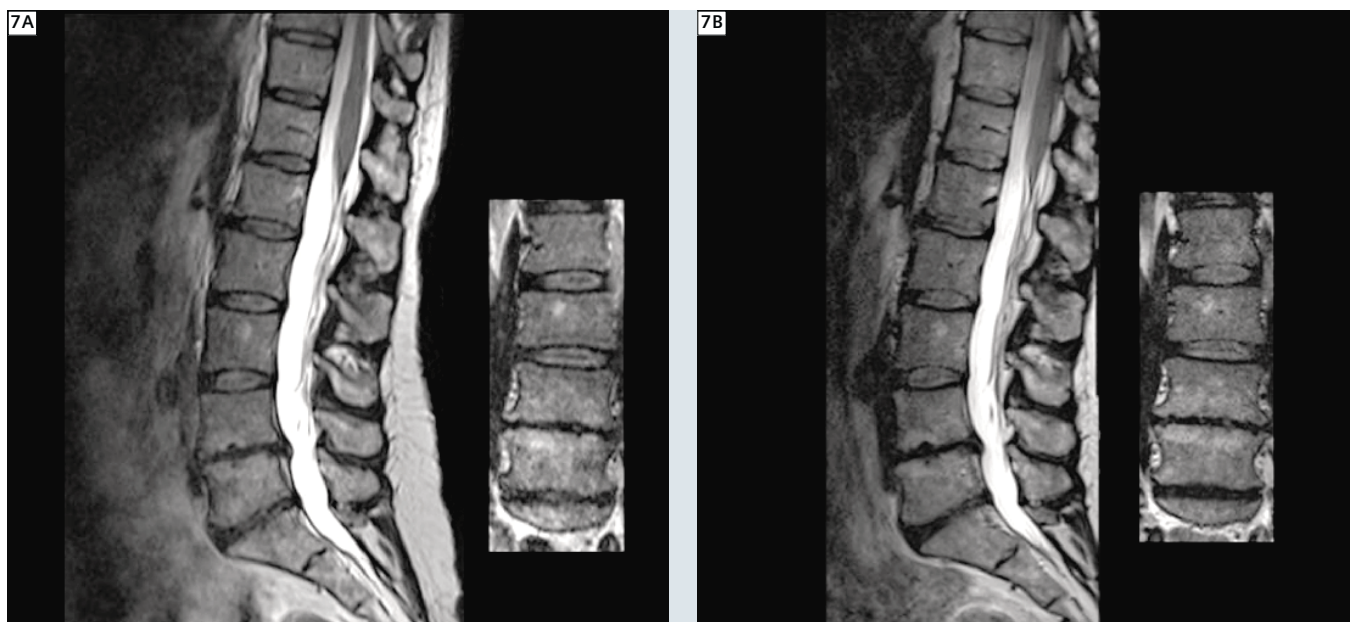
B0 補正

主磁場 B0 は完全には均一ではなく、さらに患者（磁化率効果）によって局所的な磁場不均一も引き起こされる。B0 均一性は従来の（高次）B0 シミングで改善することができる。

ダイナミック pTX パルスによる B0 補正は、RF 励起中に蓄積される残余 B0 不均一を補正するための追加手段である。高性能励起パルスによってスピンの位相を局所的に変化させ、B0 不均一による位相シフトを抑制・補正することができる [9]。これによりズーム FOV の精度が向上し（正確な形、プロファイル峻度）、場合によっては脂肪抑制も改善される可能性がある。

トランスミット SENSE (TX-SENSE)

一般に、励起が高度になるほど励起パルスの時間は長くなる可能性があり、ズーム画像



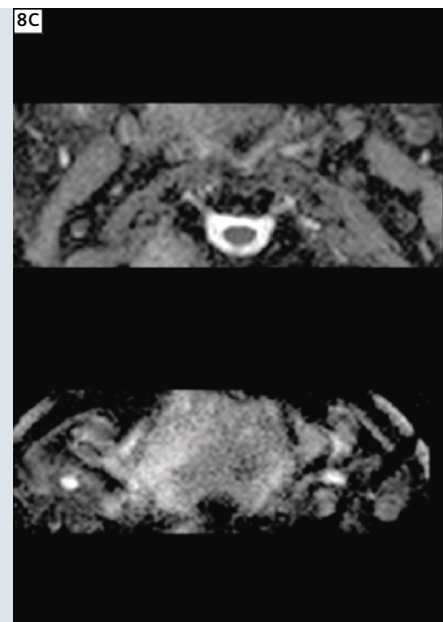
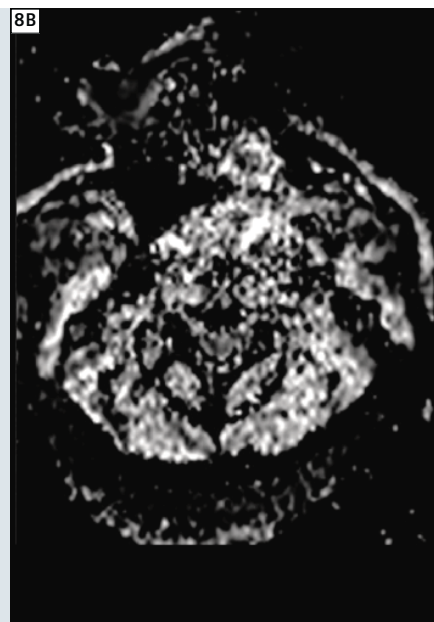
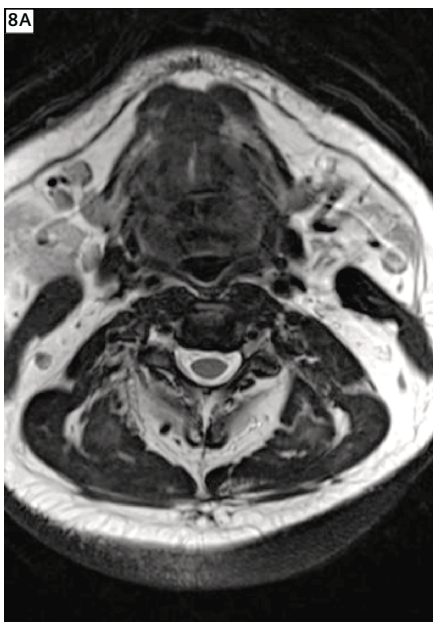
7 従来の SPACE 撮像 (7A) とズーム SPACE (7B) の同一ボランティア、同一分解能での比較（サジタル方向およびコロナル MPR を表示）。単純に FOV をズームすることによって 3 分の 1 のスキャン時間短縮を実現した。

(y、zの2次元に限定)は1スライス励起(zの1次元のみに限定)より“複雑”である。トランスミットSENSEは、マルチチャンネルTXシステムによって可能になる、長い励起パルスへの対応手段である。励起パルスの長さを短縮することができ、同時にB0効果(パルスの長さに応じて変化する)も抑制することができる。トランスミットSENSEと受信側パラレルイメージングには類似点がある。後者が同じ空間分解能で位相エンコードステップを減らしてスキャン時間を短縮するのに対して、トランスミットSENSEは励起パルスの長さを短縮して励起プロファイルの峻度などの“励起の質”を維持する。図6に示すsyngo ZOOMitの完全な送信ダイアグラムは上記のレシピをすべて組み込んだものであり、上から順に2つのTXチャンネルのRF振幅(1列目)、2つのTXチャンネルのRF位相(2列目)、リードアウト傾斜磁場(3列目、励起中は加えない)、ブリップを伴うズーム方向の位相エンコード傾斜磁場(4列目)、スライス選択傾斜磁場(5列目)である。個々の短いRFパルスがスライス選択sincパルスである。これらの全てのパルスでズームFOVが決まる。RF振幅(1列目)の波形は、見た目が“長いsinc波形”に似ているが、上記のレシピによって修正されている。

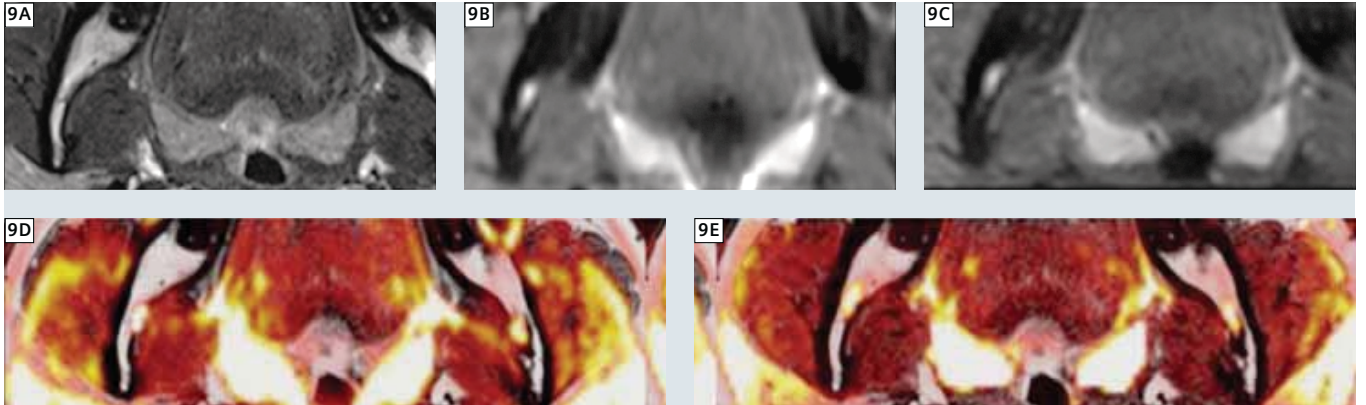
syngo ZOOMitによる初期結果

現時点でsyngo ZOOMitには2種類のシーケンステクニックを利用することができる。DWIおよびfMRI用のEPIベースのイメージングと、3D TSE イメージングテクニックのSPACEである。

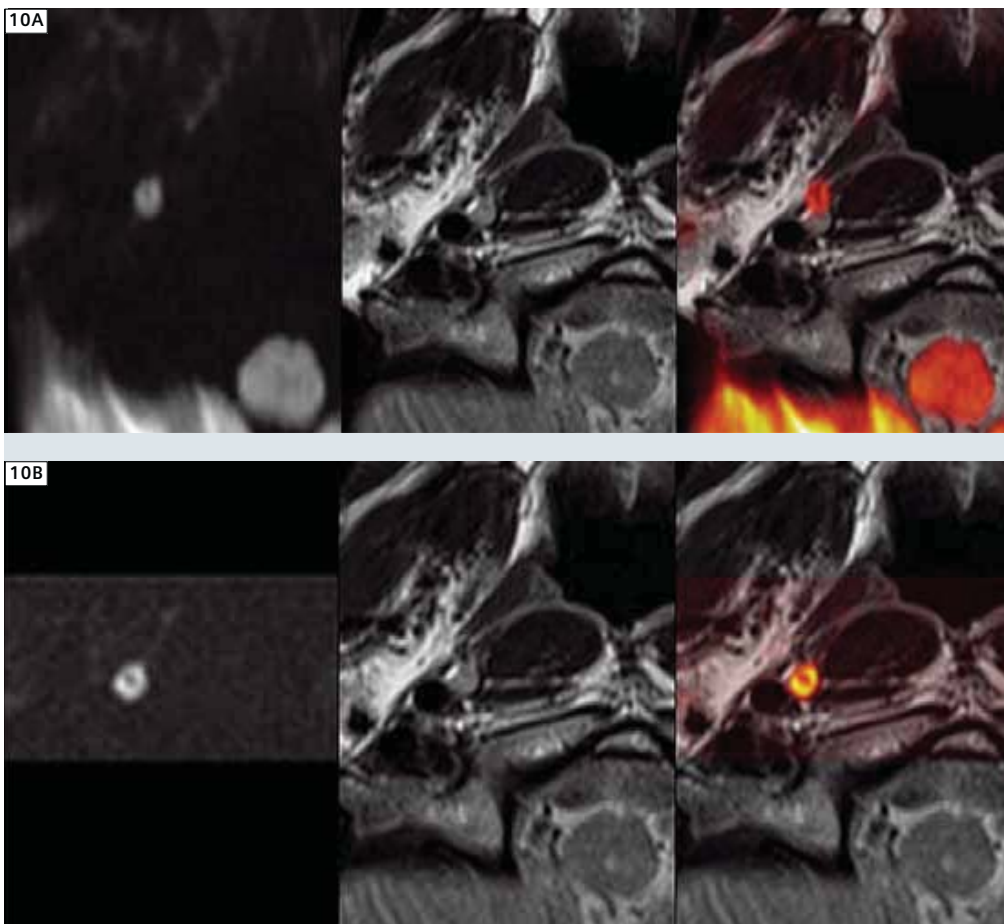
- 臨床ルーチンにおける3Dイメージングの主な課題は撮像時間である。エイリアシング回避のために大きなボリュームをスキャンする必要があるからである。図7に、従来法とズームSPACEによるスキャンの単純比較を示す。この例では、優れた画質を維持しながら、スキャン時間が約6分から4分へと33%短縮された。
- このテクニックを非常にわずかな変化の検出(口腔腫瘍の病期判定など)や、磁化率の差が大きい領域(脊椎や腹部、腸・膵臓・胃など)、拡散制限の定量化が必要な場面で用いる場合は、DWIの質が特に重要になる。図8に、最難関領域の1つである口腔および頸部における、この数年のDWIの進歩を示す。



8 DWIにはこの数年で大幅な進歩が見られた。この進歩とズームDWIの可能性を視覚的に示すために、臨床ルーチンにおいて依然として使用頻度が高い標準DWIシーケンスおよび通常パラメータによるADCマップを、syngo ZOOMit DWIによるADCマップと同一ボランティアで比較した。ズームDWIでは歪みの減少に加えて、パラレルトランスミッションによって可能になったTE短縮の結果として、SNRと空間分解能が向上しているのが分かる。**8A**は形態学的画像(T₂W TSE)、**8B**は最適化なしのADCマップ、**8C**はパラレルトランスミッション使用のズームDWI検査によるADCマップ。



9 最適化された従来のDWIプロトコルと比較しても、ズームイメージングはSNRと幾何学的精度を改善できることがこの舌根の例から分かる。9AはT₂W TSE、9Bは最適化されたプロトコルで得られたオリジナルb値画像(拡大画像、形態学的画像とのフュージョンを9Dに示す)、9Cは同等のシーケンスパラメータ(TE、b値)による同一ボランティアのズームDWI(フュージョンを9Eに示す)。



10 小リンパ節の同一ボランティアにおける高分解能DWI(面内分解能1.0×1.0 mm²)。10Aは従来のDWI、10BはズームDWI。ズーム検査ではオリジナルb値画像(左)と解剖学的画像(中央、右はフュージョン)が正確に一致している。

従来のDWIには大幅な改善が見られ、最新の成果としてはリードアウトのセグメント化を行うEPI (syngo RESOLVE) などがある。また、最適化されたプロトコルと比較しても、ズームイメージングでさらに改善される余地がある。その他にメリットが見込まれる例を図9～11に示す。

今後の動向

上記の例に示すように、ズームイメージングは大幅な画質向上とスキャン時間短縮をもたらす可能性が大いにある。しかし、ダイナミックパラレルトランスミッション (TimTX TrueShape) には他にも幅広い有望なアプリケーションがある。

■ モーションアーチファクトやフローアーチファクトを最大限に抑制するための、曲線状のサチュレーションパルスの生成 (脊椎にそったものなど)。そのようなサチュレーションパルスは2Dスパイラル励起によって形成される。

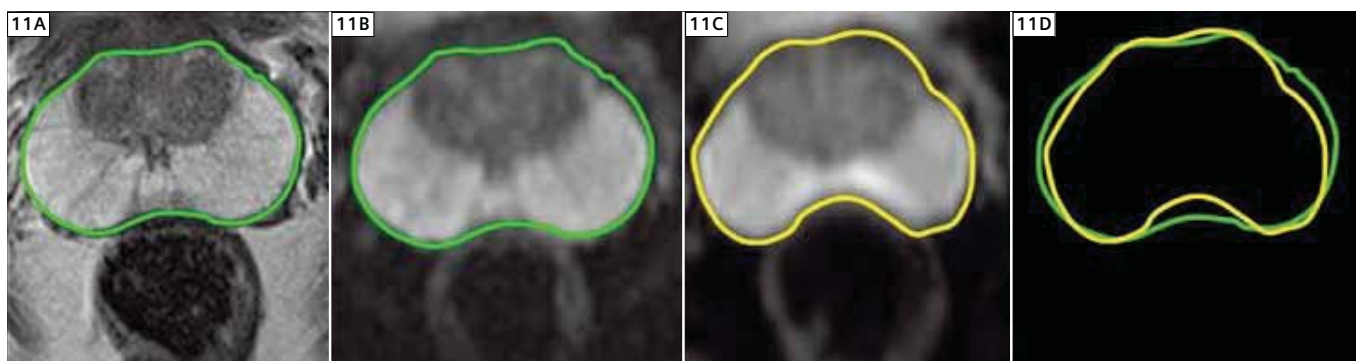
■ 直方形や球形、あるいは被写体の正確な形状に合わせた3D選択励起。前立腺の3D CSIなどで注目されるかもしれない。図12に、3Dスパイラル法による3D選択励起が励起k空間ではどのように見えるかを示す。もはや図4に示す従来のスライス選択との類似点はほとんどない。

■ 選択的ASL (Arterial Spin Labeling) などの血管選択励起。

新しいアプリケーションに加えて、送信チャンネル数を増やすというのも興味深い選択肢で、TX-SENSEファクターを大きくし、励起パルスを短縮できる可能性がある。特に超高磁場において、マルチチャンネルB1シミングやB1ミティゲーションに有用かもしれない。マルチチャンネルによって複雑な多次元の励起形状も得やすくなるであろう。1980年代はマグネットの10年であった。1990年代には傾斜磁場性能が大幅に向上した。そして、2000年代はマルチチャンネルアレイコイルとパラレルイメージングによるRF受信技術の10年であったと見ることができる。2010年代は、おそらくRF送信の10年になるであろう。TimTX TrueShapeがMRIの新時代の幕を開ける。

謝辞

本稿の画像に関してはDieter Ritter博士にご協力いただいた。また、pTXの興味深いテーマについて徹底的に検討するに当たり、Hans-Peter Fautz博士、Matthias Gebhardt氏、Stephan Kannengiesser博士、Jurgen Nistler氏、Josef Pfeuffer博士、Thorsten Speckner博士をはじめ多くの方々にご協力いただいた。



11 前立腺の解剖学的画像 (11A) とsyngo ZOOMitによる歪みのない画像 (11B) との輪郭がよく一致している。一方、従来のDWI (11C) では前立腺がんの主な好発部位である辺縁域で特に歪みが見られる。

References

- 1 Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics: fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997; 38:591–603.
- 2 Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999;42:952–962.
- 3 Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med* 2002;47: 1202–1210.
- 4 J. Nistler, D. Diehl, W. Renz, and L. Eberler: Homogeneity Improvement Using A 2 Port Birdcage Coil. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.* 15 (2007), 1063.
- 5 Pauly, J., D. Nishimura, and A. Macovski, A k-space analysis of small-tip angle excitation. *J Magn Reson*, 1989. 81: p. 43-56.
- 6 Susanne Rieseberg, Jens Frahm, and Jürgen Finnerbusch: Two-Dimensional Spatially-Selective RF Excitation Pulses in Echo-Planar Imaging. *Magnetic Resonance in Medicine* 47:1186–1193 (2002).
- 7 Emine Ulku Saritas, Charles H. Cunningham, Jin Hyung Lee, Eric T. Han, and Dwight G. Nishimura: DWI of the Spinal Cord with Reduced FoV Single-Shot EPI. *Magnetic Resonance in Medicine* 60:468–473 (2008).
- 8 Lawrence L. Wald, Elfar Adalsteinsson: Parallel Transmit Technology for High Field MRI, *MAGNETOM Flash* magazine, issue 1/2009.
- 9 Rainer Schneider, Dieter Ritter, Jens Hauelsen, and Josef Pfeuffer Evaluation of 2DRF echo planar pulse designs for parallel transmission. Presented at the ISMRM 2012.

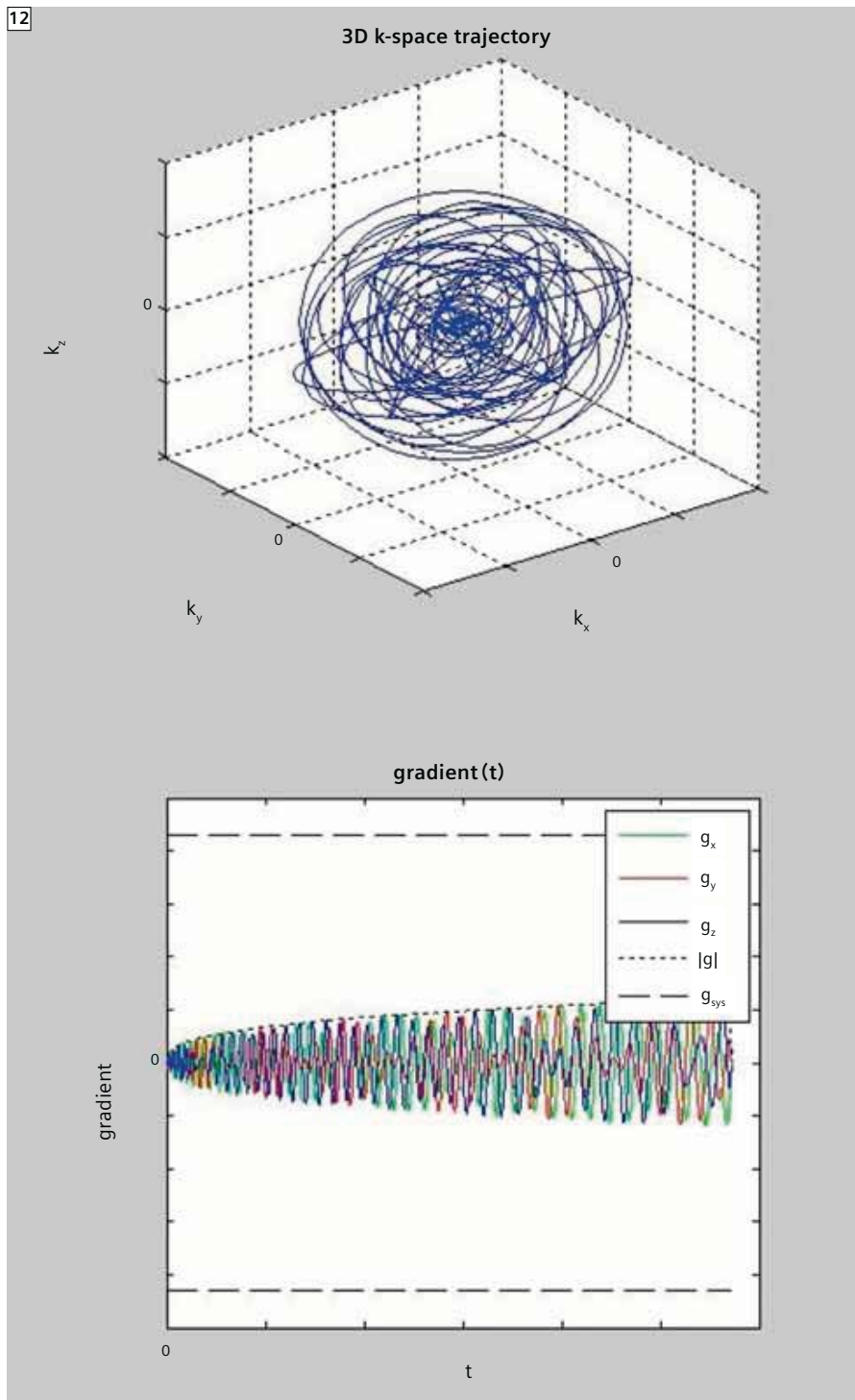
Contact

Mathias Blasche
 Siemens AG
 H IM MR MK CPR
 Postbox 32 60
 91050 Erlangen
 Germany
 mathias.blasche@siemens.com

お断り:

TimTX TrueShape (および syngo ZOOMit) は開発中 (Works in Progress) の製品であり、米国では市販されていない。製品情報は準備段階のもので、今後の販売は未定。

12



12 2つのTXチャンネルと全3軸の傾斜磁場チャンネルを同時使用した3Dスパイラル法による3D選択励起のシーケンスダイアグラム例

TimTX TrueShape 送信プラットフォームを 搭載したMAGNETOM Skyra アプリケーション *syngo ZOOMit*

pTX RFによる局所選択励起

1

1 独立した2つの送信RFパルス(位相と振幅を変調)とスライス選択方向の広がりを抑制するスポーク・グラジエント

syngo ZOOMit: Phantom

2A 2B

2 *syngo* SPACEを用いたファントム画像 (2A)。 *syngo ZOOMit*による局所選択励起を搭載した *syngo* SPACE画像 (2B)

syngo ZOOMit — clinical images Neurology — functional brain images

3

Will be capable of zooming into any region of interest.

3 目的領域にあわせて局所選択励起を行うことで、高いSNRと歪みの少ないEPI画像を取得できる。

Neurology — Functional Brain Mapping

4A 4B

conventional *syngo ZOOMit*

Designed for better delineation of activated areas

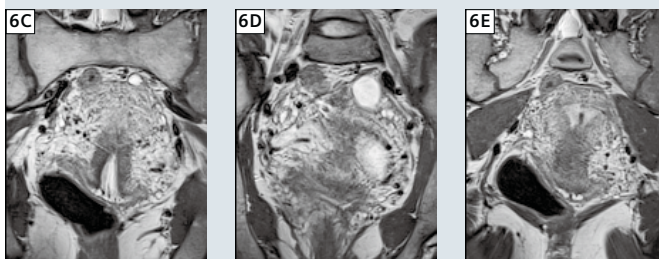
4 従来のfunctional MRIによる賦活領域 (4A)。 *syngo ZOOMit*は賦活対象領域のみを局所的に励起できるため、賦活信号の向上と、歪みのない正確な位置情報が得られている (4B)。

Neurology — DTI of cervical spinal cord

5A 5B

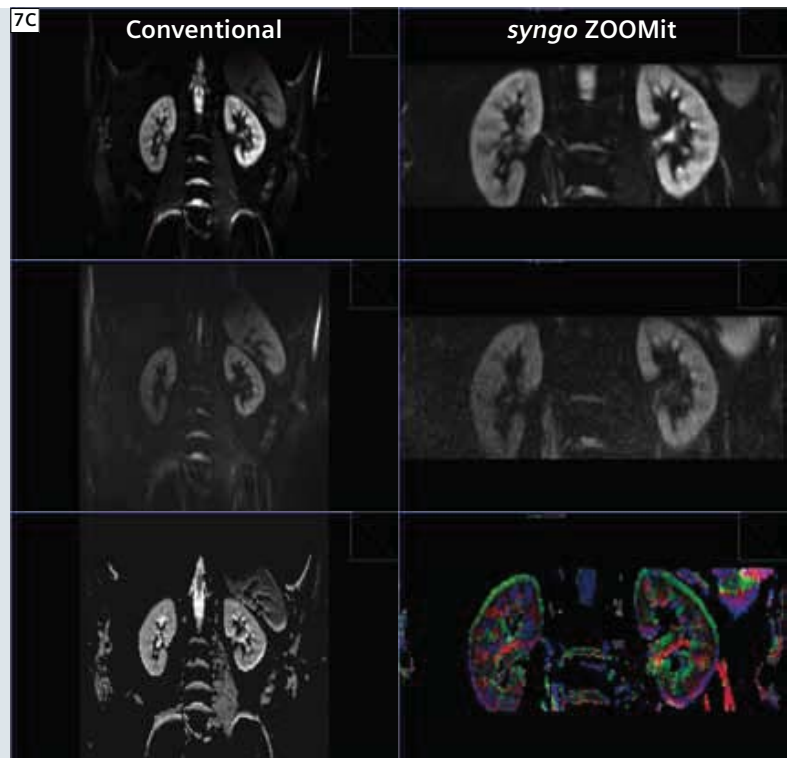
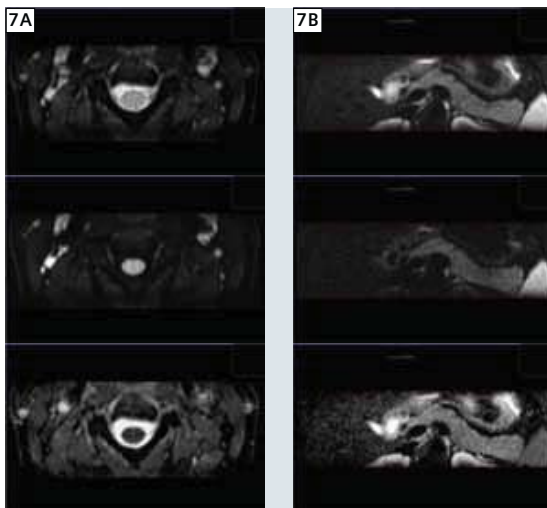
5 歪みや嚙下などによる体動の影響を受けやすい頸部領域においても局所選択励起を用いたDTIを撮像することで頸髄のトラクトグラフィを容易に描出できる。

Oncology — syngo SPACE



6 婦人科疾患におけるsyngo SPACEを用いた3D画像(6A)。isotropicデータにより病変の広がり診断に期待が大きい。しかし3Dシーケンスであるため、腸管や呼吸による体動の影響を受けやすく、また目的以外の信号の折り返しを低減するために各方向にオーバーサンプリングが必要であり低組織間コントラスト分解能を維持するためには撮像時間の延長が懸念される。一方、局所選択励起を3D画像に適用することで、撮像時間の短縮、目的領域以外の信号源の混入を防ぐことができ、高い組織コントラストを短時間で提供できる(6B～E)。

syngo ZOOMit — 体幹部におけるDWI, IVIM



7 頸部・頸髄のDWI(7A)。膵臓のDWI(7B)。歪みの影響を受けやすい領域においても、高分解能なDWIと正確なADCmapを提供できる。目的に絞ったDWIを撮像することで、膵実質内の小さな信号変化を観察できる。腎臓のDWI(7C)。通常の冠状断DWI(7C左)。腎臓に限局したsyngo ZOOMitを利用したDWI(7C右)。冠状断撮像においても歪みなく、高空間分解DWIを提供できる。腎実質内の拡散の変化や精度の高いFAの評価を行える。

Customer Magazines

弊社では、下記の情報発信誌をご用意しております。ご興味がございましたら、弊社担当営業、もしくは弊社HPまでお問い合わせください。



MAGNETOM Flash
vol.02 (日本語版)



MAGNETOM Flash
vol.03 (日本語版)



MAGNETOM Flash
vol.04 (日本語版)



MAGNETOM Flash
vol.05 (日本語版)



MAGNETOM Flash
vol.06 (日本語版)



MAGNETOM Flash
vol.47 (英語版)



MAGNETOM Flash
vol.48 (英語版)



MAGNETOM Flash
vol.49 (英語版)

MAGNETOM World Japan



MAGNETOM ユーザーを対象にした web コミュニティページをご用意しています。

<http://www.siemens.co.jp/magnetom-world>

- セミナー開催 / 学会レポート
- オプション製品情報など
- MAGNETOM 研究会開催情報

シーメンス・ジャパン株式会社

〒141-8644

東京都品川区大崎1-11-1

ゲートシティ大崎ウエストタワー

本冊子に関するお問い合わせは、
下記電話番号をお願いいたします。
TEL 0120-041-387

仕様は予告なく変更する場合がありますのでご了承願います。
なお、本カタログにはオプションが含まれています。
詳しくは担当営業におたずねください。

K-925 (1208IPA3K)

www.siemens.co.jp/healthcare/