

3 テスラ MRI 装置 Vantage Titan™ 3T/iS Edition での システム技術とアプリケーション技術

東芝メディカルシステムズ(株) MRI 事業部 CS 推進プロジェクトチーム
市之瀬 伸保



【はじめに】

当社は、Made for Life™ の理念の元、新たな価値をもたらすための技術開発を行っている。その中で、MRI の技術開発は Made for Patient を達成すべく次なるステージに向けて挑戦を続けている。本稿では、高品質な画像、高い検査効率、安心確実な検査など、日々高まる臨床現場のニーズに応え開発した、3 テスラ MRI 装置 Vantage Titan 3T/iS Edition でのアプリケーション技術、およびそれを支えるシステム技術について解説する。

【特長1:システム技術】

ここでは、iS Edition のシステム技術から、傾斜磁場コイル、傾斜磁場システムの最適制御、心電同期ユニットについて解説する。

1. 大口径傾斜磁場コイル

オープンボアの大口径傾斜磁場コイルでは、ノーマルボアと同等の傾斜磁場を出力するには大電流を必要とする。例えばボア系を 60cm から 70cm とすると電流量は凡そ 2.5 倍必要となり、ローレンツ力も同様に増大する。そのため傾斜磁場の高速スイッチングによって発生する応力や機械振動、電流抵抗から発生する熱除去の対応が必要となる。被験者空間確保のため薄厚を要求され、二律背反の克服が重要である。

iS Edition で採用している新型傾斜磁場コイルは、従来と厚みをほとんど変えることなく、作成工程変更により形状保持圧力を従来の 2.3 倍、水冷配管配置の最適化により冷却効率を向上し、DWI や高分解能 FSE 画像の更なる先鋭化と安定化を達成している。

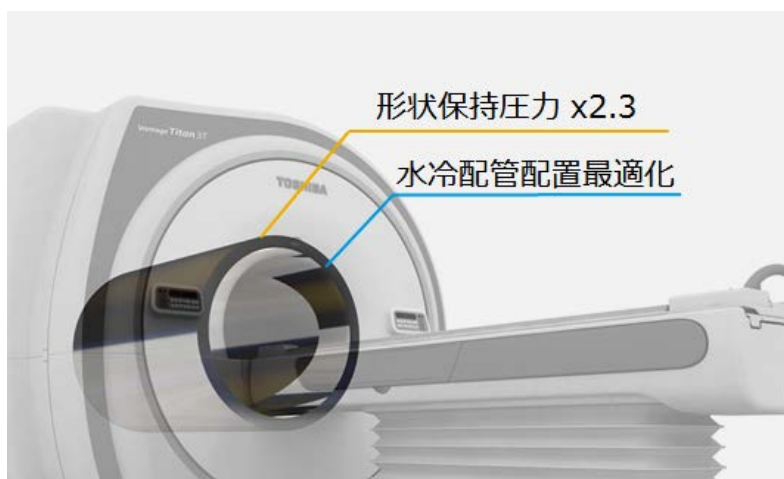


図 1 大口径傾斜磁場コイル

2. 傾斜磁場システムの最適制御

傾斜磁場コイルと傾斜磁場電源からなる傾斜磁場システムは、MRI装置の中で、もっとも消費電力の大きなユニットである。MRIでの各種の撮像方法、特に EPI など高速スキャンを実現するための傾斜磁場の高速スイッチングと強い傾斜磁場出力に対応するために傾斜磁場電源の高出力化が進んでいるが、余分なマージンを見越した電源容量を確保すると電源設置面積・重量ともに増加し、さらにスタンバイ時の消費電力もそれに依りて増加してしまう。そのため、イメージングにとって必要十分なシステム設置環境下で、最大限にパフォーマンスを発揮することが重要である。

また、傾斜磁場コイルに着目すると、スイッチング周波数により変化するインダクタンス特性、抵抗成分を持つため、そのエネルギー消費は撮像方法・条件によって出力される傾斜磁場電流の波形に依存する。このため、傾斜磁場システムの最適制御のためには、動的なエネルギー消費を正確に見積もる必要がある。

当社では、図2 に示すように、設定された撮像条件を入力として、撮像中に出力される傾斜磁場電流波形から想定される電源の内部電圧出力を精度よく表す等価回路モデルを作成し¹⁾、このモデルをシステムに組み込み、それにより制御することで、時間変化・波形歪のない安定した傾斜磁場出力を、撮像条件に応じてフレキシブルに担保することを可能とした。この最適制御の機能により、余分なマージンを見越すことなく、且つ傾斜磁場システムに過大な負荷をかけることなく、例えば DWI シーケンスの TE 短縮やb値増加のような撮像パラメータの設定範囲の拡大が可能になった(Saturn Gradient Option での機能)。

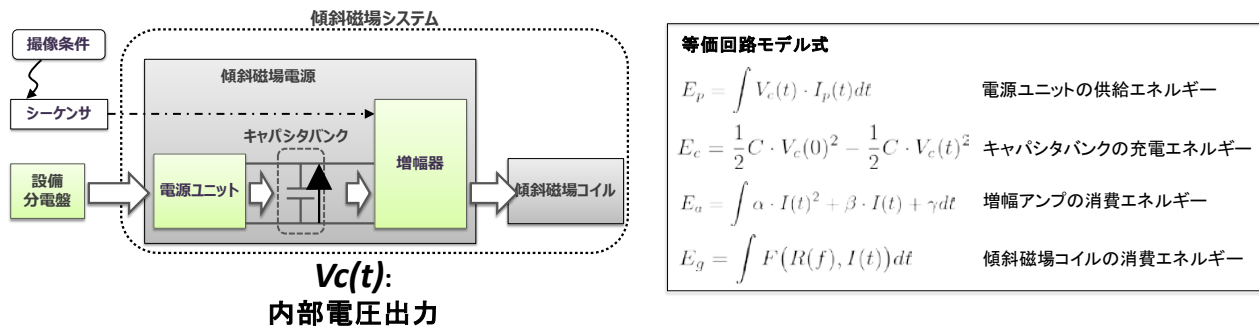


図 2 傾斜磁場システムの等価回路モデルとモデル式

3. 心電同期ユニット

心拍同期撮像で用いられる心電同期ユニットは、心臓付近の皮膚に装着された電極間に発生する電位差を検知し、その時間変動を元に主に R 波を検出し同期トリガを発生させている。MRI 装置の撮像下では RF パルスや傾斜磁場のスイッチングにより検知電位が乱され、適

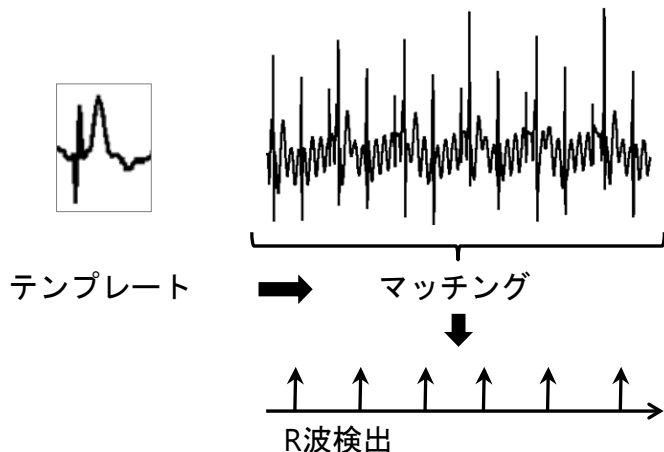


図 3 撮像、テンプレート収集、マッチング処理の関係

切に R 波を検出することが困難となる場合があり(ミストリガ)、3T システムではより顕著である。

この対処方法として、当社ではモルフォロジーマッチング技術を応用した手法を採用し、この課題を改善している。予め得られた心電波形テンプレートを用いて撮像下の波形にマッチングすることによりミストリガの発生を従来の 1/5 以下とし、適切に同期トリガを発生することを可能とした(図3)²⁾。

【特長2:アプリケーション技術】

ここでは、iS Edition のアプリケーション技術の内、Ultra short TE(UTE)、Enhanced Flow Sensitive Black Blood(eFSBB)、EasyTech について解説する。

1. Ultra short TE (UTE)

Ultra short TE(以下 UTE)は、k 空間の中心から矢印で示したように三次元的な放射状にデータサンプリングを行うことで、従来のデカルト座標系(k_x , k_y , k_z)でサンプリングを行う撮像方法に比べ TE をきわめて短縮することが可能である(図4)。TE がきわめて短いため、 T_2^* による信号減衰を引き起こす前の信号収集が可能である。また RFパルス印加直後で傾斜磁場の印加量がほぼゼロの状態での k 空間中心、つまり血流等動きの速い信号による位相分散を起こす前のデータ収集ができる方法として有効である。ただし k 空間中心からサンプリングを行うためには渦電流による傾斜磁場ひずみを考慮する必要がある。当社では、傾斜磁場波形の立ち上がり波形の高精度モデル化、再構成でのリグリidding補間機能、および各装置でのモデルパラメータ値の自動計測機能を実装し、高品質な画質を実現している。

現在、肺のような T_2^* の短い部位での臨床に応用されている(図5)³⁾。

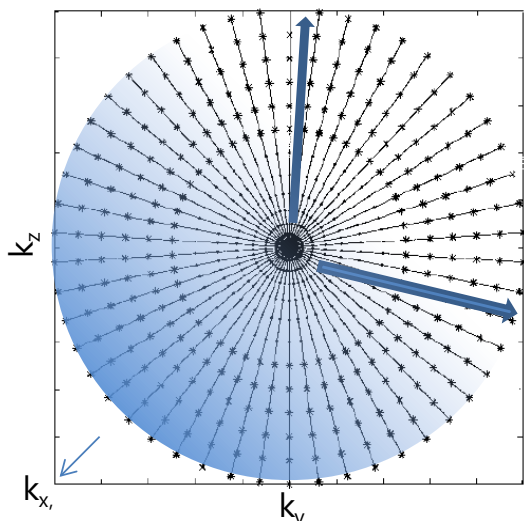


図4 k空間トラジェクトリ

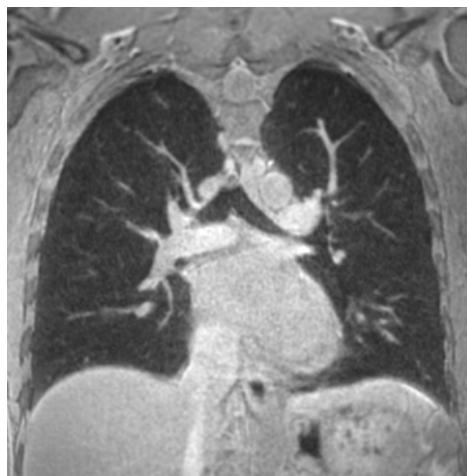


図5 UTE による肺画像(健常例)

2. Enhanced Flow Sensitive Black Blood(eFSBB)

T2*強調をベースとし、脳内の微小血管の描出等に使用する Flow Sensitive Black Blood 法（以下 FSBB）がある。iS Edition では、血管や微小出血の背景とのコントラストを更に向上させる enhanced FSBB 法（eFSBB）を搭載した。本手法では、後処理画像としてCOS Filterを使用する⁴⁾。COS Filter は、通常の絶対値画像に位相情報を組み合わせることでコントラストを強調させた負の画素値を伴う Realベースの画像を得ることができ、血管の方向に依存せずに強調できるという特徴がある。また、FilterのFactorを変えることで強調の度合いを調整することができる(図 6)。

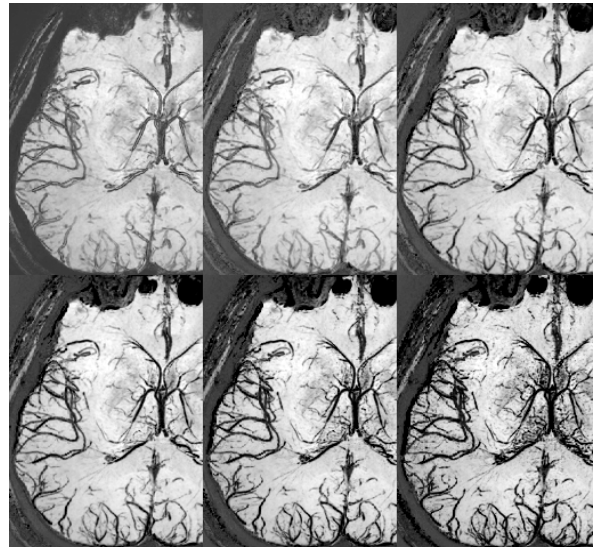


図 6 COS-filter 処理例(最小値投影表示)
左上から右下に向かって、COS Filter なし、
Factor=0、2、3、4、5

図7はFactorによって変化する COS Filter の形状を示す。横軸が位相となっており、Factor を上げる程山が狭くなり、小さな位相でも負の方向に強調されることがわかる。

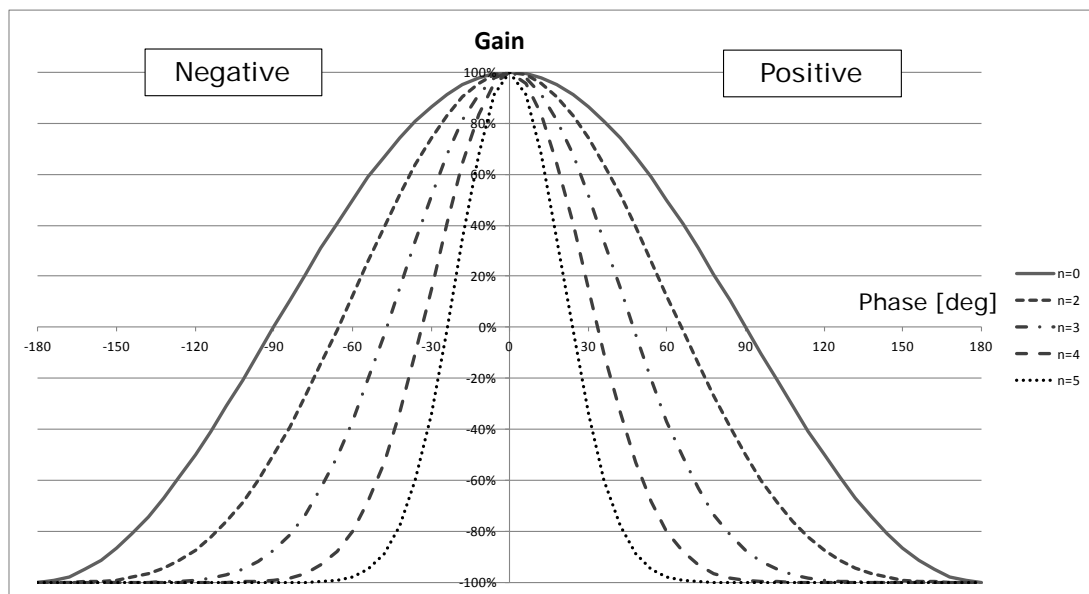


図 7 Factor によって変化する COS Filter の形状

3. EasyTech による撮像省力化

MRIは、撮像条件・断面に関して極めて自由度の高いシステムを持つ反面、この自由度の設定に関して、オペレータに大きな負担をかけているという側面もある。当社ではMRIの使いやすさ(ユーザビリティ)を向上させるためオペレータの行う撮像に関する操作を支援する技術開発を進めており、それらの技術を総称してEasyTechと呼んでいる。iS Editionでは、頭部向けのNeuroLine(ニューロライン)、脊椎向けのSpineLine(スパインライン)、心臓向けのCardioLineといった撮像断面設定アシスト機能(図8)、またアシスト機能をさらに進化させたSUREVOI™ Cardiacを搭載している。

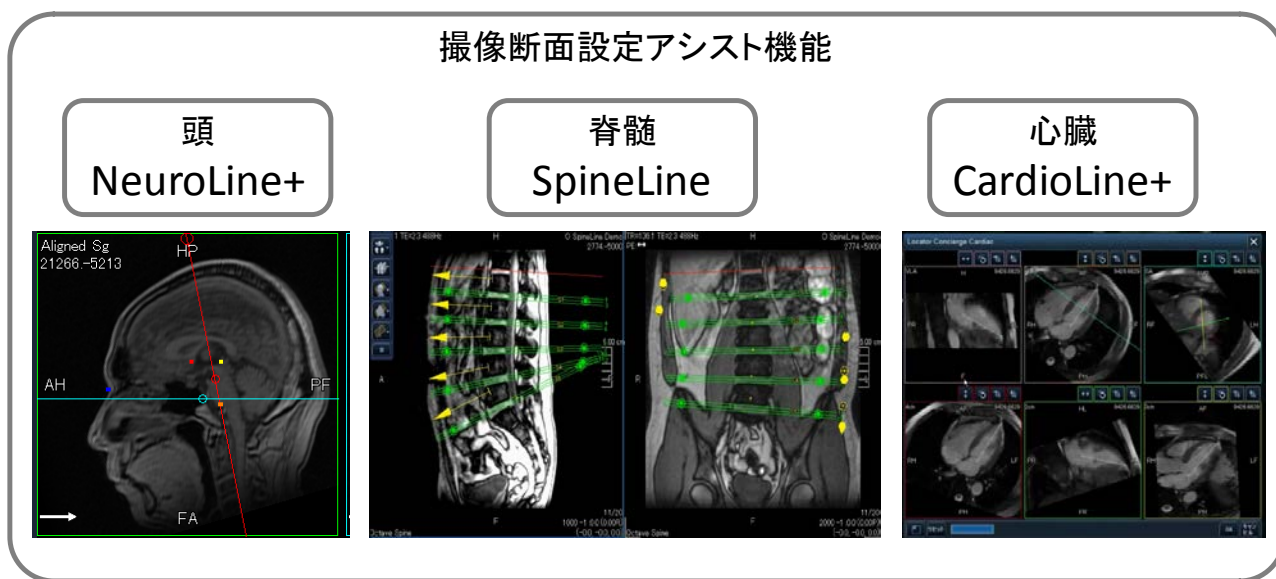


図8 撮像断面設定アシスト機能

いずれも、現在のワークフローとの接続を重視し、ルーチンの臨床検査に用いられる一般的な基本断面の設定支援を行えるようにしている。事前の専用ロケータ撮像から画像処理技術を用いて解剖的な特徴点をランドマークとして抽出し、熟練オペレータが位置決めするのと同様にそれらを通る基本断面を算出した結果を以降の撮像プロトコルに自動的に設定する。熟練者の場合には、従来のオブリーク断面設定を繰り返して位置決めを行っていたステップをマルチフレームで表示することで、微修正を行うことや、従来の手作業による撮像に移行することも容易である。

頭部の位置決めの場合、単純な位置決めだけでなく、フォローアップとして経時変化に依存しない再現性が重要と考えられる。NeuroLine+(ニューロライン・プラス)では専用ロケータでの3D画像を用い、正中矢状断と、AC-PCラインやOMラインの2種類の軸状断を設定可能にした。

脊椎の位置決めは、矢状断像と横断像がターゲットとなる。特に、横断像の断面は、矢状断像と冠状断像の両方向から見て角度を調節する必要が生じ、さらに椎間の数だけ断面設定する場合もある。そのため、手作業での設定は相応の手間暇が費やされる。SpineLine(スパインライン)では、正中矢状断と椎間の向きに合わせた横断断面の設定を効率的にできるように支援する⁵⁾。

心臓の位置決めでは、体格により心臓の軸角度が変わるため、複数の基本断面の設定にチェーンオ

ブリークを繰り返す必要があり、診断に要する正確な断面の設定には熟練を要する。CardioLine+（カーディオライン・プラス）は、SCMR 標準プロトコルの左室系 6 断面から、右室系 4 断面と、弁やフローイメージングのための 4 断面までを加え、合計 14 断面に拡張した⁶⁾。

また、心臓 MRI の場合、単に位置決め精度を上げるだけでは、検査品質を平準化することは難しい。つまり、撮像対象である心臓をセンターに持ってくるための寝台移動、シミングなどの準備撮像、体動補正のためのナビゲータ撮像の位置決めなども画質を安定化させるための重要な要素となる。このような各判断の必要な操作についてのアシスト機能として、^{SURE}VOI Cardiac を開発した⁷⁾。図 9 のように、心臓 MRI 検査全体を通して、全ての撮像プロトコルにおける位置決め操作をアシストし、操作者の手間を大幅に削減可能とした。

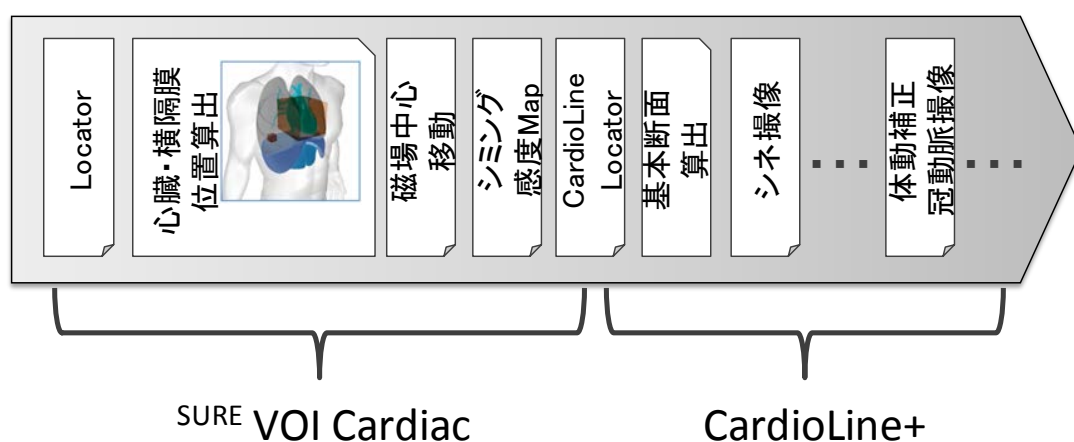


図 9 ^{SURE}VOI Cardiac と CardioLine+ による心臓 MRI 検査プロトコルアシスト

【まとめ】

Vantage Titan 3T/iS Edition でのシステム技術とアプリケーション技術の一部について概説した。本装置が臨床の検査および診断、また患者の負担低減の一助になれば、開発に携わったものとして幸いである。

【参考文献】

- 1) 川尻ほか : 傾斜磁場システムの回路モデルを用いた傾斜磁場コイルの負荷推定, 第 43 回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集 2015; O-1-085
- 2) Yoshida T, et al. : Morphology-Matching-Based R-Wave Detection for Noise-Robust ECG Gating. SCMR2016; P021
- 3) Ohno Y, Koyama H, Yoshikawa T, et al. : Pulmonary high-resolution ultrashort TE MR imaging: Comparison with thin-section standard- and low-dose computed tomography for the assessment of pulmonary parenchyma diseases. JMRI 2016; 43(2): 512-532
- 4) Kimura T, Ikedo M, Takemoto S : Phase Enhancement for Time-of-Flight and Flow-Sensitive Black-Blood MR Angiography. MRM 2011; 66: 437-447,

- 5) 古閑ほか : 脊椎 MRI における自動断面設定支援機能の臨床例での検討, 第 73 回日本医学放射線学会総会抄録集 2014; 349
- 6) Nitta S, Shiodera T, et al.: Automatic 14-plane slice-alignment method for ventricular and valvular analysis in cardiac magnetic resonance imaging, JCMR 2014; 16(Suppl 1):P1
- 7) Kuhara S, Nitta S, et al. : Multi-ethnic evaluation of fully automatic planning assist system for cardiac magnetic resonance imaging, JCMR 2014; 16(Suppl 1):P76