

1.2T超電導オープンMRI装置

(株)日立メディコ

MRI戦略本部 丸山 健志

【はじめに】

現在、MRI装置は各社から多種多様な機種が発表されている。中低磁場のものは0.2Tから、高磁場のものは臨床では3T、さらに研究用では7Tを超える装置も見られる。その外観も、トンネルタイプとオープンタイプの2種類がある。一般的にトンネルタイプのMRI装置は超電導磁石を用いており、オープンタイプのMRI装置は永久磁石を用いている。超電導磁石でトンネルタイプが多い理由は、超電導線をコイル状に巻きその中心(トンネル内)に磁場を発生させる方が効率的に高磁場を作り出せ、また高い静磁場均一度が得られるためである。オープンタイプで超電導磁石を使うには、磁場均一度を保つため、そして高磁場を発生・制御するために高い技術力を要する。そのため、オープンタイプのMRI装置には長年永久磁石が用いられてきたが、今回は超電導磁石を用いた高磁場のオープンMRI装置について技術解説する。



図1 超電導高磁場オープンMRI装置 OASIS

図1は、超電導・高磁場オープンMRI装置(OASIS：オアシス)である。外観はラウンドフォルムを基調としており、被検者の抵抗感、恐怖感を少しでも和らげるように配慮している。左右でオフセットしたピラー(柱)が2本あり、ガントリのギャップが44cm、開口角度はガントリの前後面合わせて270°あり、開放的な構造をしている。主なスペックは表1の通りである。

表1 OASISの主なスペック

静磁場強度	1.2T
スリューレート	100T/m/s
最大傾斜磁場強度	33mT/m
ガントリギャップ	440mm
ガントリ質量	15,500kg
テーブル左右動	±100mm
受信チャンネル数	8チャンネル

【コイル技術】

MRIでは原理的にMRI信号の受信方向が限られ、静磁場方向以外で受信する(図2)。すなわち水平磁場では人体の左右あるいは上下方向、垂直磁場では体軸あるいは左右方向で受信することとなる。

図2(図は永久磁石の例)のように垂直磁場方式ではシンプルなソレノイドコイル(リング状コイル)で、人体を包むことにより受信が可能だが、水平磁場方式ではコイルループを左右あるいは上下に配置する。また、このコイルの形状が馬の鞍に似ていることからサドルコイルと呼ばれている。

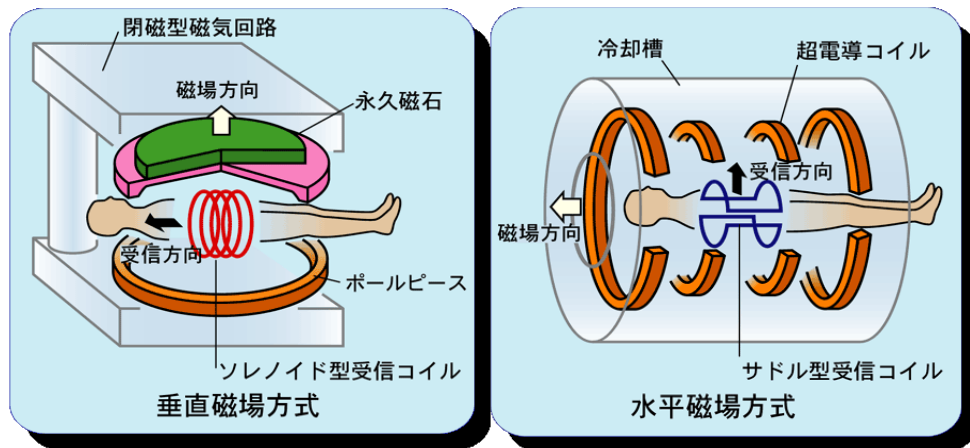


図2 MRI信号の受信方式の違い

MRIの受信コイルでは、コイルループに対して楕円体の形状に感度範囲を持っている。図3のような被検体を撮る際に、垂直磁場方式のソレノイドコイルでは1つのコイルループで受信が可能であるのに対し、水平磁場方式のサドルコイルでは2つのコイルループが必要になる。サドルコイルでは2つのコイルループの内側に被検体を配置するため、コイルループ外側部分の感度範囲に被検体がなく、それぞれのコイルループの感度範囲は片側しか利用できない。

MRIの画像SNRは、コイルループから発生する電気的な抵抗成分による熱雑音が決定的である。ここで、ソレノイドコイルの信号レベルを100、ノイズレベルを10とすると、SNRは $100 \div 10 = 10$ となる。サドルコイルでは信号レベルは $50 + 50 = 100$ で、ノイズレベルは $10 + 10 = 20$ とはならず、ノイズの加算は統計的加算となり2乗平均となる。したがって、 $\sqrt{10 \times 10 + 10 \times 10} = 14$ となり、サドルコイルのSNRは $100 \div 14 = 7.14$ と計算され、つまりソレノイドコイルの71%ということになる。すなわち、ソレノイドコイルはサド

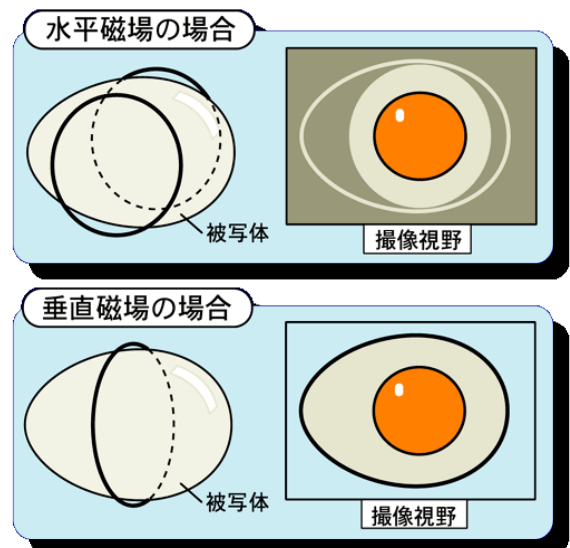


図3 コイルタイプによる感度範囲の違い

ルコイルの 1.41 倍の感度があり、画像の SNR が 1.41 倍となる。

図 3 を見ると、受信方向の違いからサドルコイルはコイルの装着範囲しか撮像視野がないのに対し、ソレノイドコイルではコイルの軸方向に広がっている。これは同じ視野範囲ならば、ソレノイドコイルではより小さなコイルが使えることを意味する。図 4 はシミュレーションによる演算結果であるが、コイル直径が小さいほど高感度となることが分かる。この感度変化は、コイルの直径を 1/2 にすると受信感度が約 2 倍になることを示している。ソレノイドコイルは被検者にフィットして装着できる分、小径にすることが可能となり、この効果による感度差も大きく画像に寄与する。

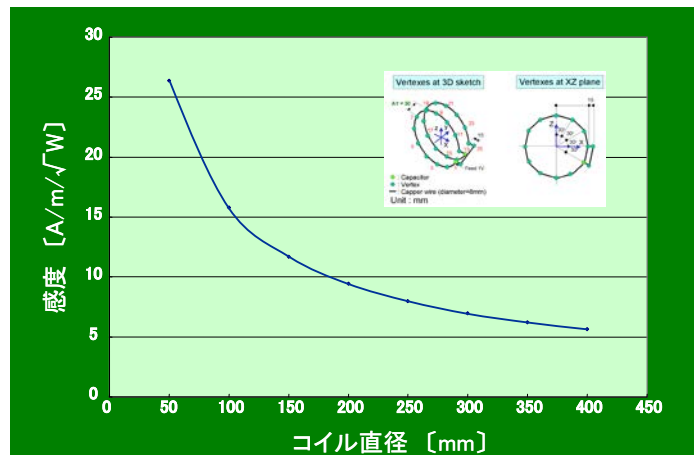


図 4 コイル直径と感度の相関シミュレーション結果

最新の受信コイルはシンプルなシングルコイルではなく、多チャンネルのマルチコイルが基本となっている。2つのコイルを直交配置で組み合わせた受信コイルを QD コイルと呼ぶが、QD コイルでは独立した 2つのコイルからの信号を加算し、信号レベルは 2 倍、ノイズレベルは先に述べたように 1.41 倍となるため、SNR を 1.41 倍に高めることができる。ただし、これは 2つのコイルが同一感度の場合であり、水平磁場ではサドルコイルにより構成可能であるが、垂直磁場ではソレノイドコイルを 2 つ用いることはできず、サドルコイル形状との組み合わせとなる。この場合の SNR は、最適合成状態で個々のコイルの 2 乗和平均となり、 $\sqrt{1.0 \times 1.0 + 0.71 \times 0.71} = 1.22$ となり(サドルコイルの感度はソレノイドコイルと比較して 0.71 倍)、22% の SNR 向上となる。水平磁場の場合も同様に QD コイルにより感度が向上し、 $\sqrt{0.71 \times 0.71 + 0.71 \times 0.71} = 1.00$ となり、QD 構成でソレノイドコイル 1 つと同等であることが分かる。受信コイルによって画像 SNR を 22% 向上させることは、静磁場強度をおよそ 22% 強めたことに等しいと言える。静磁場強度 1.2T の本機はソレノイドコイルを使うことによる SNR 向上に加え、小径化による感度向上が図れ、静磁場強度 1.5T の MRI 装置以上の SNR が得られる可能性を秘めている。

実際の水平磁場装置で持られる QD コイルは 2つのサドルコイルの組み合わせではなく、バードケージ型と呼ばれる分布乗数回路を用いたものが一般的である。これは RF の高周波数化に対応したもので、動作原理はサドルコイルと同様である。さらにコイルのマルチ化を進めたものがアレイコイルである。高感度な小径コイルを複数並べて配置し、それぞれのコイルからの信号を独立して受信することで高感度化を図っている。ただし、コイルループの近傍は感度が向上するが、距離が離れると複雑な受信システムの損失(プリアンプのノイズ、コイル間結合など)のため感度は低下すると考えられる。さらに、この方式のコイルでは領域により感度が異なるため、顕著な画像シェーディングが生じ、感度ムラの補正が必須となる。この感度ムラ補正は SNR の改善ではなく、信号輝度をフラットにする処理のため、相対的に中心部でノイズが増大し、補正後の画像 SNR が低下する場合がある。本機のマルチコイルである RAPID コイルはソレノイドコイルがベースのため、感度の均一性が高く画像の中心部においても 22% の感度優位性が保たれる。マルチコイルにおいては感度均一補正処理により画像の SNR 定義が困難であるが、重要な中心部での感度優位性は 1.5T 以上と考えられる。

図 5 に新たに開発された本機の RAPID Head コイルの外観と画像例を、図 6 に RAPID Body コ

イルの外観と画像例を示す。それぞれ、ソレノイドコイルベースの高感度マルチコイルシステムで、すべての撮像方向で最大2倍のRAPID計測が行なえる。



図 5 RAPID Head コイルと頭部画像



図 6 RAPID Body コイルと腹部画像

【ハードウェア】

当社は、永久磁石を用いた中低磁場オープンMRIのルーチン検査において十分な画質を得るために、多くの研究を重ねてきた。そのオープンMRIで培った技術と、超電導MRIの技術とを融合して今回本機を開発した。本機に搭載されたハードウェアの特長を以下に示す。

- ・ HOSS (High Order Shimming System)

ガントリに被検者が入った状態で静磁場の均一度を安定化させる機能。アクティブシミングで高次項をもつ磁場補正コイルの電流を制御することで静磁場の安定化を図っている。MRIにおいて撮像時(ガントリに被検者が入った状態)の静磁場均一度を高めることは、画質向上に大きく寄与するため、非常に重要な機能である。

- ・ ECC機能 (Eddy Current Control)

MRI撮像を行なう際、発生する渦電流を補正する技術。MRIの撮像に伴い、僅かながら発生する渦電流によって印加する傾斜磁場の波形が歪み(図7左)、画質に悪影響を及ぼす。その発生する渦電流を予測し、その影響を抑制するように傾斜磁場電源の出力波形を制御することで理想の傾斜磁場波形(図7右)を作り出す技術。

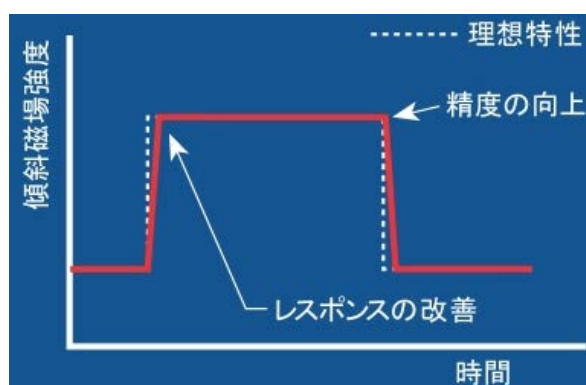
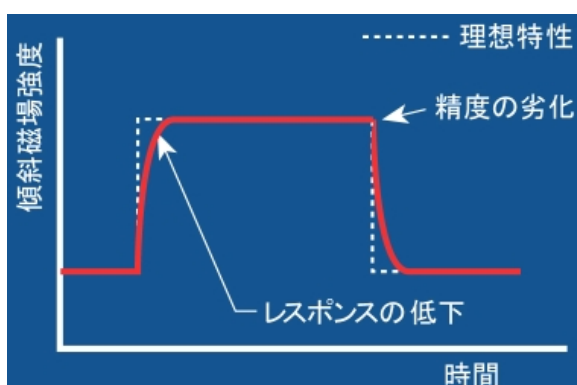


図 7 ECC による傾斜磁場波形の精度向上

- ・ マルチコイルセレクト

広範囲撮像のための技術。あらかじめ複数の受信コイルをセッティングしておき、撮像部位に合わせて受信コイルを切り替えて使用することで広範囲撮像を可能にする。

- ・ イメージセンタリング機能

コンソール上で、撮像中心を磁場中心(ガントリ中心)へと移動させる機能。MRIでは磁場中心で撮像することでSNRの向上が図れるため、寝台を前後左右に動かして撮像中心をその磁場中心へ移動させる。コンソール上で操作することで検査の効率化を図る。

【ソフトウェア】

本機は静磁場強度が1.2Tあり、高磁場MRI装置で使われている高機能アプリケーションが搭載されている。以下に代表的なアプリケーションを示す。

- ・ スペクトロスコピー計測・解析機能

脳の代謝物質を計測する機能。プロトンが結合している代謝物質によって、そのプロトンが共鳴する周波数は僅かずつ異なる。その僅かな周波数の違いをスペクトル計測し、解析する機能で、脳内の代謝物質量の情報を出力する。

- ・ RAPID (Rapid Acquisition through a Parallel Imaging Design)計測機能

高速撮像法であるパラレルイメージング技術。パラレルコイルを使用し、位相方向の信号収集を間引くことで高速撮像を実現する。この際折り返しが生じるが、パラレルコイルのエレメントごとの感度分布の違いから展開することで、折り返しアーチファクトを除去する。

- ・ RADAR (Radial Acquisition Regime)計測機能

モーションアーチファクト低減のためのラジアルスキャン技術。MRIにおいて、撮像中の動きは位相方向に特異的に結像する傾向がある。受信信号を k 空間へ格納する際、ラジアル収集(図8)することによってモーションアーチファクトの結像を低減する。

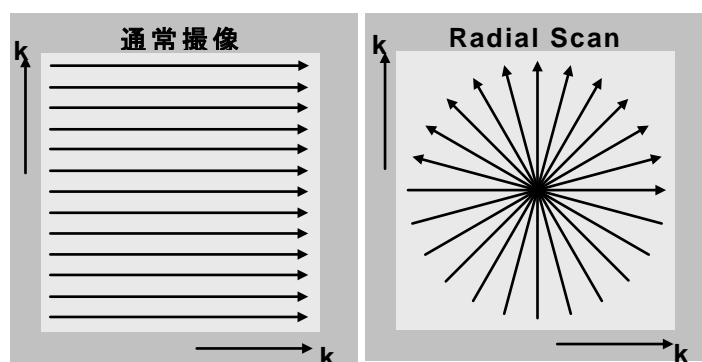


図8 従来法 RADARによる k 空間への信号充填方法

- ・ primeFSE 計測機能

k 空間への信号充填方法を最適化することによって、FSE法特有のアーチファクトを低減する撮像技術。それに伴い、FSE法での撮像パラメータ設定の簡便化、PDWI(Proton Density Weighted Image)とT2WIとのデュアルコントラスト撮像時のコントラスト最適化、脳脊髄液(CSF: Cerebrospinal Fluid)の流れによるアーチファクトの低減等の効果をもたらす。

また、これらのアプリケーションの他に重要な撮像方法として、脂肪抑制法がある。MRIの画像では一

一般的に脂肪信号は高信号になり、病変がその高信号に隠れやすい。そのため、病変を見つけやすいように脂肪信号を抑制して撮像することが多い。本機に搭載されている脂肪抑制のうち、当社オリジナルの脂肪抑制手法である H-sinc(図 9)を以下に示す。

・ H-sinc

RF 照射不均一に強い脂肪抑制手法。CHESS パルスを複数回印加することで、RF の照射不均一に強い、均一な脂肪抑制効果が得られる。特に広範囲撮像や複雑な構造をもつ部位において効果を発揮する。同じような均一な脂肪抑制効果が得やすい STIR 法と比較して、トータルの撮像時間短縮が可能であり、造影検査でも使用できる。

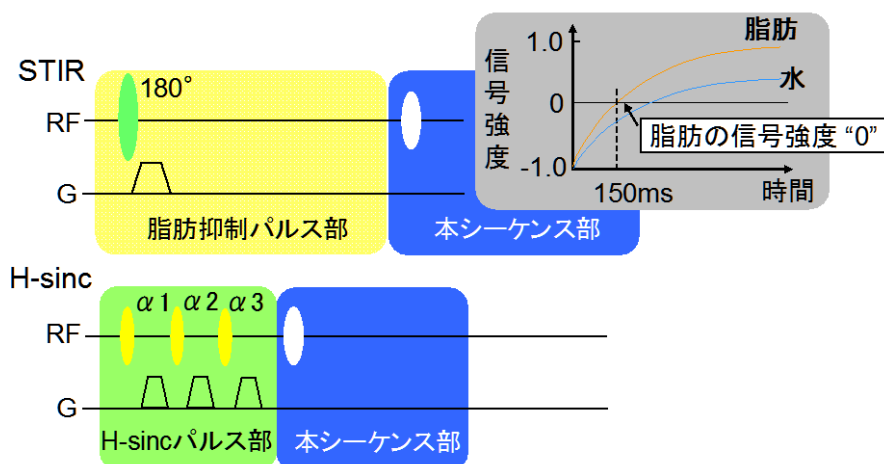


図 9 H-sinc 型脂肪抑制のシーケンスチャート

【超電導高磁場オープン MRI 装置の新しい臨床応用例】

上述のように、オープン MRI で最高クラスのスペックを備えた本機を使った臨床応用として、以下のような検査が考えられる。

- ・ 閉所が苦手な被検者の検査
- ・ トンネルタイプの MRI に物理的に入れなかった被検者の検査
- ・ 単純 X 線検査のようなあらゆる体位での検査

上記は、ガントリ空間の広さや撮像時間の制約により、これまでの MRI 装置では撮像が困難だったものである。本機ではそのような制約が少ないため、これら新しい分野における応用が期待できる。今回は、単純 X 線検査のようなあらゆる体位での検査を一例として紹介する (図 10、11)。

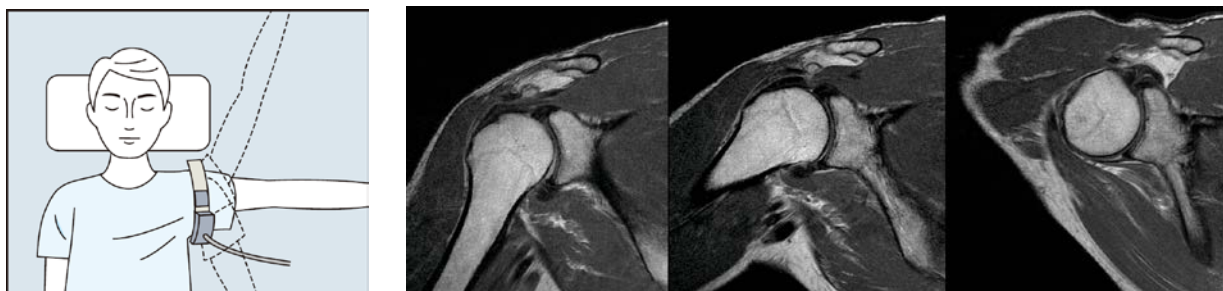


図 10 肩関節ジョイントモーションのイラスト図と臨床画像



図 11 膝関節屈曲撮像のイラスト図と臨床画像(左:ACL、右:PCL)

図 10 の肩関節のジョイントモーションでは、広いガントリ空間の中で腕を回転させ、所望の角度にて関節撮像が可能となる。図 11 は膝関節を屈曲させた状態で、前十字靭帯(ACL: Anterior Cruciate Ligament)と後十字靭帯(PCL: Posterior Cruciate Ligament)とを撮像している。屈曲した状態で撮像することによって、伸展している状態の靭帯を観察することができるため、従来の膝関節を伸展させた撮像だけでは分からなかった異常を見つけられる可能性がある。

トンネルタイプの MRI 装置ではガントリ空間の狭さから体位が制限され、また永久磁石オープン MRI では磁場強度の点から撮像機能や撮像時間の短縮が制限され、図 10、11 のような撮像方法が困難であった。しかし本機では、これらの制限が大幅に緩和され、正に「磁遊(自由)」に撮像することが可能となった。本機は、2009 年 8 月に JFA(Japan Football Association)メディカルセンターにて稼働を開始しており、現在サッカー選手だけではなく一般の臨床も行われている。今後、MRI を応用したスポーツ医学等の分野に加えて、一般の臨床分野においても新しい活躍が期待されている。

【まとめ】

今回紹介したこの 1.2T 超電導オープン MRI 装置は、これまでにないまったく新しい MRI 装置である。これまで当社では検査の自由度が高いオープン MRI を永久磁石で開発してきたが、超電導タイプの高磁場オープン MRI を望む声も少なからずあった。本機は垂直磁場方式で 1.2T の静磁場強度を持っており、コイルの受信方式の特長・優位性によって水平磁場方式における静磁場強度 1.5T と同等以上の性能を実現した。これにより、高磁場 MRI 装置の持つ高機能かつ短時間の撮像能力とこれまでにない広いガントリ空間を活かした「磁遊」な検査が可能となった。われわれは、この撮像方法を「磁遊撮像～Free Style～」と呼び、この高磁場オープン MRI 装置 OASIS を用いた新しい臨床応用の可能性に期待している。

【参考文献】

- ・ 八杉幸浩著、「超電導オープン MRI『OASIS』登場」
INNERVISION 第 277 号 磁遊空間 Vol.18、P12-15、2009 年 3 月 25 日 発行
- ・ 「スポーツ医療施設“JFA メディカルセンター”に『OASIS』の国内第 1 号機が導入」
INNERVISION 第 282 号 磁遊空間 Vol.19、P2-4、2009 年 8 月 25 日 発行
- ・ 丸山健志著、「超電導オープン MRI 装置 OASIS による『磁遊撮像』の提案」
JIRA テクニカルレポート 2009. Vol.19 No.2、P24-25、2009 年 10 月 発行