

Interventional MRI—Visualization の原理から応用

荒木 拓次, 青木 茂樹, 荒木 力

山梨医科大学放射線科

はじめに

Interventional MRI^{1),2)}を施行するにあたって考慮すべき事項は、次の三つの要素に集約される。すなわち、

I) 病変, 目的部位の把握

II) 器具の描出

III) 治療施行範囲や効果の評価

である。更に付け加えるとすれば、合併症の把握であろう。

病変, 目的部位の把握は、MRI の高コントラスト分解能, 任意の断面像や少ない骨からのアーチファクト, 温度・拡散 (diffusion)・灌流 (perfusion) などを反映するパラメータ表示などの特徴により実現される MR 画像そのものの利用である。Interventional MRI などと特別にいう必要もなく、日常の診療で行われているが、更に積極的に使用する方法として術中に MRI を用いる “intraoperative” MR image があり、主に neurosurgery の分野で応用されている。開頭後、重力による脳の変位や病巣の部分的な切除などで術前情報とずれを生じるため、オープン型 MR 装置を用いて術中 MRI を行い、その時点での病巣の位置や周囲の状態を再評価し、その情報を手術にフィードバックしていく。限られた術野と表面からの観察のみで行われていた従来の手術に比べ、広い視野と深部情報が加わり病変の広がりを確認しつつ手術を行うことが可能である³⁾。

MR による器具の描出 (視認化) は、MR ガイド下生検に代表される手技を支える技術である。その方法には大きく分けて、passive visualization^{1),4)~7)} と特殊な active visualization^{8)~10)}がある。

治療施行範囲や効果の評価は近年、温度感受性パルスシーケンスによる温度測定が様々な温熱療法に応用され注目されている¹¹⁾。また、寒冷療法では signal void による ice ball の描出に優れ、治療範囲の評価に効果的である¹²⁾。

Interventional MRI はこれらの要素により、検査・治療・効果判定を一連の流れとして行うことができるばかりでなく、手術との関連など多方面で威力を発揮していく技術である。

今回は II) 器具の描出 (視認化) について、方法、原理、特徴など基礎的な解説を行った後、それをういた生検などの応用例、更に血管内手技について概説する。

1. MRI による器具の視認化

—passive visualization—

既に MR 対応の穿刺針, 生検針などが市販されており、これらはすべて生体と器具の磁化率の差による artifact (magnetic susceptibility effect: 磁化率効果) により、視認性を得ている。磁化率効果は、passive visualization^{1),4)~7)}として総括される視認化の方法の一つであり、passive visualization には磁化率効果以外にも

キーワード interventional MRI, passive visualization, active visualization, MR guided interventional procedures

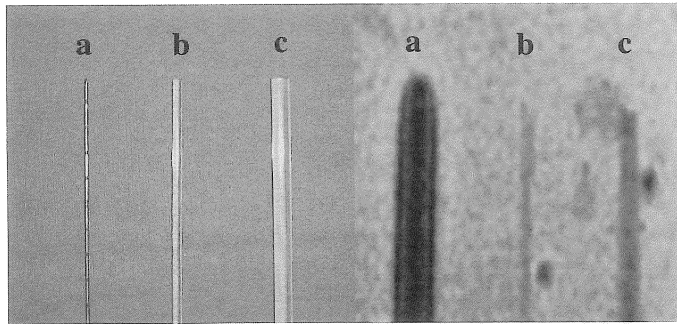


Fig. 1.

a : A MR guided biopsy needle (18G, MReye, Cook), b : A acrylic stick (the diameter 3 mm), c : A acrylic stick (the diameter 6 mm)

At 0.2T MRI using a fast spoiled gradient echo (FSPGR : TR/TE/FA 260/15/90, 7 mm thickness), the MR guided biopsy needle appeared much larger than its actual size by magnetic susceptibility effect, though the acrylic sticks with little susceptibility effect had poor visibility in spite of the large diameters.

幾つか方法が考案されており、カテーテルなどに応用されている。

Passive visualization は器具を生体ごと撮像して画像内に器具を描出していく方法の総称と考えてよい。印象としては CT ガイド下 IVR での器具の描出の MR 版である。この器具の描出方法に幾つか種類がある。

(1) Passive visualization の方法

1) 反磁性体 (プロトン密度の低い固体)

器具によって生体のプロトンの信号が置換され、無信号域として描出される。径の太いもの (パルスシーケンス、スライス厚など変わるが 5~6 mm 以上) では、ある程度、正確な位置が把握できる (Fig. 1)。

2) 造影剤

Gd 造影剤の T₁ 短縮効果でバルーンやカテーテル¹³⁾ を高信号に描出する (Fig. 2)。造影剤は、濃度が高くなると T₂ 短縮効果が強くなるため、適当な濃度に希釈する。パルスシーケンスにより高信号となる濃度が異なるが、20~100 倍 (25~5 mmol/l) に希釈し使用する。

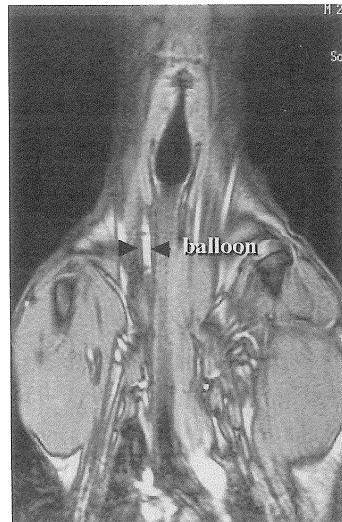


Fig. 2. A 4 mm balloon inflated with 2% Gd-DTPA was clearly observed in a carotid artery of a dog on 1.5T MRI (FSPGR).

3) 微弱電流による不均一な磁場

器具に銅線を巻き付け、この銅線に微弱電流を流すことにより能動的に器具周囲に不均一な

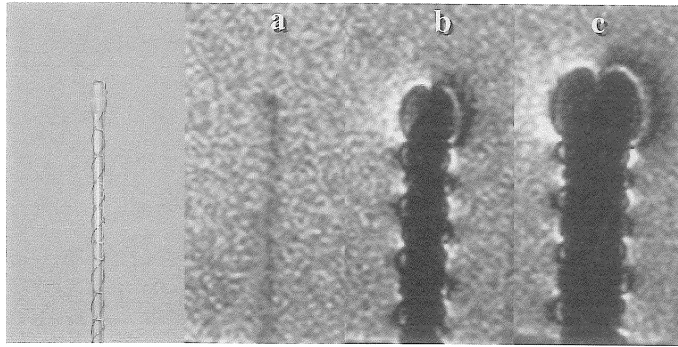


Fig. 3. The copper wire was fixed with configuration of opposed double helix on a 3 mm acrylic stick. MRI (FSPGR : TR/TE/FA 260/7.4/90) was obtained at 0.2T with the copper wire on electric current of a : 0 mA, b : 55 mA, c : 750 mA.

磁場を作り出して、低信号に描出する¹⁴⁾ (Fig. 3). 電流を調節することにより見かけの太さを適切なものとする事ができる利点があり、カテーテルへの応用が期待される。(この方法を、passive visualization の一つに含めることには異論があるが、基本的な描出の原理は似ているので便宜上、ここで記載しておく.)

4) 磁化率効果(magnetic susceptibility effect)

磁化率は物質が外部磁場に置かれているとき磁化される程度を示している。磁化率の異なる物質が接するところでは局所の磁場のゆがみが生じ、これが磁化率効果(magnetic susceptibility effect) の原因となる。

磁場のゆがみはどのように画像に影響するか⁴⁾?

まず、磁場のゆがみ、すなわち静磁場および傾斜磁場のゆがみを生じる。磁場がゆがむことにより、誤った周波数エンコードがなされ、その結果、画像上での位置がずれてしまう(周波数シフト)。その画像では位置がずれて信号が少なくなった部分は低信号に、逆に信号が多くなった部分は高信号となる。

画像に影響するもう一つの要因は、磁場のゆがみによる位相の分散(dephasing)である。ボクセル内の dephasing が T_2^* 時間の短縮を生

み低信号として描出されることになる (Fig. 4)。

磁化率効果に影響を及ぼす因子には次のようなものがある^{4),5)}。

(a) 材質

主に反磁性体で構成される生体との磁化率の差が大きいものほど磁化率効果は大きくなる。物質は反磁性、常磁性、強磁性に分かれるが、強磁性体は外部磁場により牽引されるため interventional MRI では使用できない。牽引されない常磁性体の中で、磁化率の高いものが磁化率効果による passive visualization の材料としては適していることになる。

(b) 静磁場方向

器具の長軸方向は静磁場方向と垂直な場合、最も見かけの径が大きくなり、平行の場合、見かけの径は実際の径とあまり変わらない (Fig. 5)。この現象は、静磁場より器具に励起される磁化による局所磁場の方向・形が、器具の長軸方向と静磁場方向の角度により異なるためと考えられる。例えば、静磁場(外部磁場)と長軸が平行な直方体の場合を考えると、磁化された直方体はその両端をN極・S極とする細長い棒磁石に似た磁場を形成すると考えられる。この場合、磁場のゆがみが大きくなるのは磁束

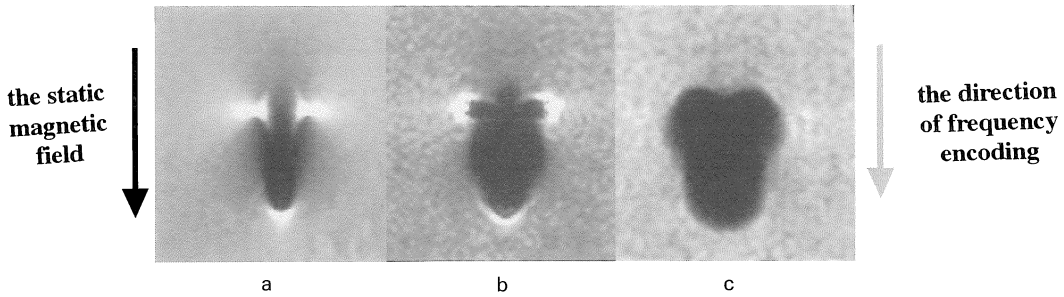


Fig. 4. The rectangular cube from Ni-Cr-Mo alloy was imaged with a : T₂WI fast spin echo (FSE : TR/TE 3000/24), b : FSPGR (TR/TE/FA 260/7.4/90), c : FSPGR (TR/TE/FA 260/20/90) at 0.2T. Gradient distortion effect appeared on frequency-encoding direction was dominant on FSE and intra-voxel-dephasing effect had more influences on images of more T₂* weighted pulse sequences.

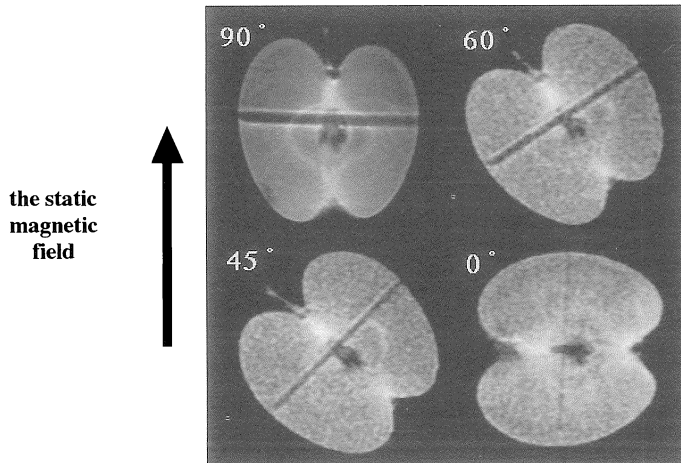


Fig. 5. The needle orientation to the static magnetic field had influence on apparent needle size. The needle perpendicular to the static magnetic field had maximum artifacts and parallel one had minimum artifacts.

密度の高い先端部と考えられ、先端部のみが大きく見える現象が理解できる。垂直の場合は、直方体の辺がN極・S極を形成するため、磁束密度の高い部分が直方体の側面に形成され、直方体が側方に幅広く描出されることになる。実際の生検針などではもっと複雑な磁場が生じていると考えられるが、この外部磁場によって誘導された器具の磁場の形（磁束密度の高い部分

の方向）が見かけの径に関与していると推定される。

グラディエントエコー法による骨生検針（DAUM社、チタン合金）においては、器具の長軸方向と静磁場方向のなす角度を横軸にとり、見かけの径を縦軸にとると、見かけの径の変化率は、角度が平行に近いときの方が大きくなる傾向にあった（Fig. 6）。

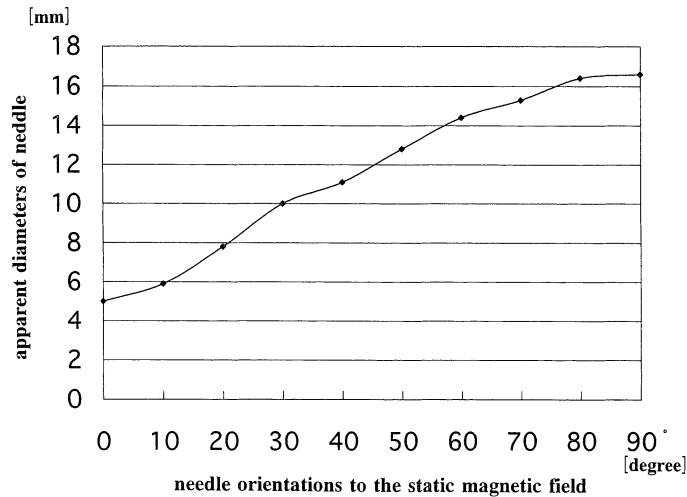


Fig. 6. The relationship between apparent diameters of bone biopsy needle (DAUM) and needle orientation to the static magnetic field on 0.2T MRI (FSPGR : TR/TE/FA 260/6.8/90).

(c) パルスシーケンス

磁化率効果はグラディエントエコー法で強く、スピンエコー法で弱い。再収束 (rephasing) パルスを用いるスピンエコー法では dephasing の影響が少なくなるためである。(更に付け加えると、磁化率効果の強さはグラディエントエコー法 ≧ スピンエコー法 > 高速スピンエコー法となる。)

(d) エコー時間 (TE)

TE が長いほど磁化率効果は強くなる。ゆがんだ磁場を拡散する時間が長いと、dephasing が強くなるためである。

(e) 周波数方向

周波数方向は、磁場のゆがみを傾斜磁場のゆがみとして発現する方向に関与している。すなわち、見かけの低信号となる程度や高信号域が出現する方向に関係する。見かけの太さに影響するという報告もあるが、dephasing の影響が強い場合、見かけの太さへの影響は大きくないようである。

(f) 静磁場強度

静磁場強度が大きい方がより強い磁化率効果

を生じる。

(g) 傾斜磁場強度

傾斜磁場強度が大きくなると、傾斜磁場のゆがみによる周波数エンコードのずれ (周波数のシフト) は小さくなる。

(2) Passive tracking

器具を生体ごと高速撮像で連続して撮像し、passive visualization により器具のモニタリングを行うことを passive tracking と呼ぶ。器具の視認性をもつ部位の全体像を描出でき、同時に周囲組織の情報を得ることができる。

高速撮像法の発達は、interventional MRI の発展の大きい要因になった。Passive tracking は主に高速グラディエントエコー法で行われ高速の 2D-spoiled gradient echo や 2D-steady-state gradient echo などのパルスシーケンスが使用される。低磁場 MR 装置では、細い穿刺針などは主として磁化率効果による dephasing により描出されるが、高磁場 MR 装置の場合、もともと磁化率効果が強いいため、dephasing の効果が強くなり、器具の見かけの径が大きくなりすぎることもある。この場合、高速スピンエコ

一法を用いると dephasing が抑えられ適度な視認性を得ることができる。シングルショットの高速スピンエコー法は時間分解能も良好で、病変のコントラストを向上させる¹⁵⁾。

Passive tracking 速度は、撮像時間、再構成・表示時間などにより規定される。現在、2秒以下で再構成から表示まで行うことが可能になっており、これら的高速撮像、再構成、表示を連続して行うことで、リアルタイムに近い tracking を実現している。しかし、手技から表示までに数秒の時間差があることは確かであり、また、時間分解能のために空間分解能を犠牲にしているなどの問題もある。将来的には空間分解能を向上させた上での tracking 速度の高速化が望まれる。

2. 器具の特殊な位置表示法

—active tracking—

Active tracking は Dumoulin らが開発した位置表示法⁸⁾で、passive tracking と違い X 線透視や超音波、CT によるガイド下手技と根本的に異なるものである。Active tracking^{9),10)}では、あらかじめ目標とする構造物が描出されて

いるベースとなる画像を撮像しておく。その画像の上に、器具の先端に装着した受信専用コイル (Fig. 7) から得た位置情報をほぼリアルタイムにカーソルとして示していく。

位置情報は、以下のようにして得られる。先端に受信専用のコイルを装着した器具を挿入した対象物に非選択的励起パルスをかけて励起し、このコイルから信号を得る。コイルからの信号はごく限られた範囲のものであり、これを X 軸で一次元フーリエ変換すると信号強度は一つのピークを示し、X 軸上の位置が決定される。3 方向の軸について行うとそのコイルの位置が三次元座標上に同定される (実際には誤差を補正するため 4 回励起する Hadamard 法を用いる)。この位置情報をあらかじめ撮っておいた画像に重ねていくと、対象物内の器具のコイルの位置がカーソルとして示される。信号 (位置情報) の獲得速度は 1 秒間に 10 回から 20 回更新され、ほぼリアルタイムの tracking を実現している^{9),10)}。この位置確認の処理および位置の表示はワークステーションで行う。別のワークステーションに位置情報のみ転送し、別の断面像に位置表示すれば多平面表示も可能である⁹⁾。

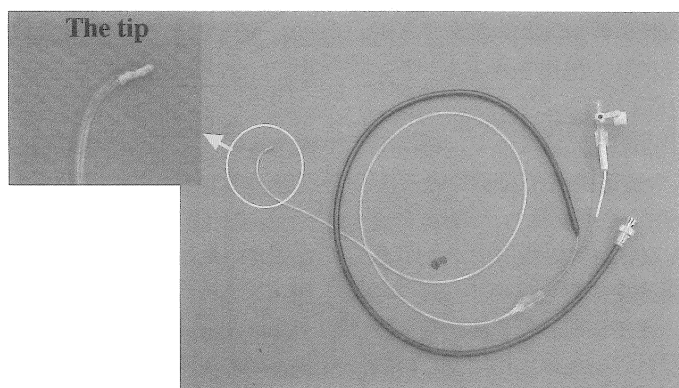


Fig. 7. A 6-Fr cobra-shaped catheter for active tracking. A small receive-only coil (40 turns, 10 mm in length) was attached at the tip of the catheter.

優れた時間分解能が特徴であり、静磁場方向との角度の影響も少ない。血管内手技でベースとなる画像にMR angiography (MRA)を用いると、血管造影における“road map”法と同様の使用法が可能である¹⁰⁾。このようにベースとなる画像に3D-MRAや空間分解能の高い画像を用いることができる反面、リアルタイムに更新される情報はコイルの位置であり、体動によりベースの画像とその時点の対象物の位置にずれが生じた場合、位置確認が困難となる可能性がある。

3. MR 対応器具

(1) 穿刺針・生検針

MRガイド下穿刺は早くから研究されてきた分野^{1),4),5),15)}で、現在、多くのMR対応の穿刺・生検針や骨生検針などが市販されている。これらの器具は上記のように磁化率効果によるpassive visualizationで描出される。適度な磁化率効果をもつようにdesignされた器具は、強いアーチファクトを引くことなく低信号に描出され良好な視認性を得る。材質は、ニッケル・クロム合金、ニッケル・クロム・モリブデン合金、ステンレススチール・ニッケル合金、チタン合金などが用いられている。

磁化率効果は上記のように様々な因子に影響されるが、実際に使用する際に留意すべき点は、針は実際の径より太く描出されることと、静磁場方向と針の長軸方向のなす角度が垂直に近くなるほど、磁化率効果は強くなり、逆に平行になるほど器具の描出は弱くなることである。Open型MR装置で行う場合その多くはmagnetが上下に配置され静磁場方向が上下を向いているため、針を床に対し垂直な方向で穿刺すると、静磁場と水平になり視認性が悪くなる。これを避けるには、針を静磁場に対し角度がつく穿刺ルートを選択する必要がある。更に実際の穿刺針の見え方が不適切な場合、パルスシーケンス、パラメータを変えることで、ある

程度、補正できる。MR対応針といってもその見え方は各社多様であり、使用するMR装置によっても異なるため、あらかじめ幾つかのパルスシーケンスで撮像し、どの程度見えるのか知っておくことは重要である。

(2) カテーテル

血管系 interventional MRIは穿刺などの手技と異なり、まだ研究段階の分野である^{6)~10),13),14)}。カテーテルなどのMR対応として市販されている専用器具はなく各施設で研究開発が進められている。

カテーテルの描出の原理は、passive visualizationとactive visualizationがあり、passive visualizationでは1. (1)4) 磁化率効果, 2) 造影剤, 3) 微弱電流による不均一な磁場などの方法が考えられている。

磁化率効果によるカテーテルの描出は、カテーテル壁内に組み込まれた金属メッシュの磁化率効果によるもの⁷⁾、カテーテルに適度な磁化率効果をもつマーカーを付着させるもの⁶⁾などが考えられている。現在、市販されているカテーテルの中には内部のステンレス製メッシュ構造から生じる磁化率効果が適度で良好な視認性を得られるものがあり、interventional MRIに使用可能である。穿刺針と同様、静磁場との方向により視認性に差があるが、シェパードフック型カテーテルなどは弯曲部をもっているため、全体としての視認性は良好である⁷⁾ (Fig. 8)。

カテーテルにマーカーを装着する方法では、適当な間隔あるいは全長にわたり適度な磁化率効果をもつマーカーを装着しカテーテルを描出する。マーカーの装着には金属リングを装着したり⁶⁾、金属をカテーテルに蒸着するなど、様々な方法が研究されている。

Active tracking用のカテーテルは、我々の施設ではナイロン製のカテーテルの先端に受信専用銅線コイルを装着し作製している⁹⁾ (Fig. 7)。

Visualization for iMRI

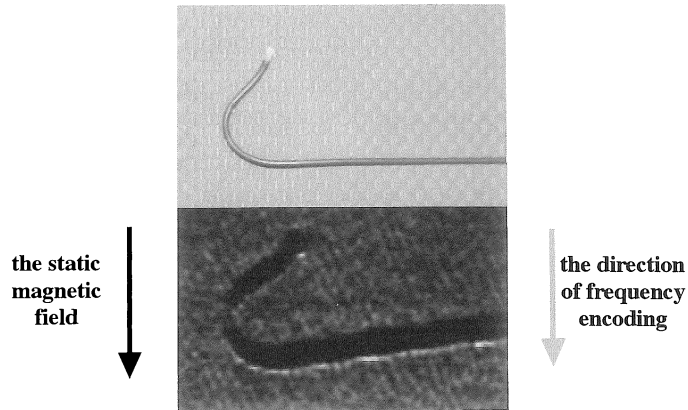


Fig. 8. 4-Fr catheters (Medikit Co.) for passive tracking. The catheter had stainless braid structure, which yielded suitable magnetic susceptibility. The part of the catheter perpendicular to the static magnetic field appeared wider than actual size.

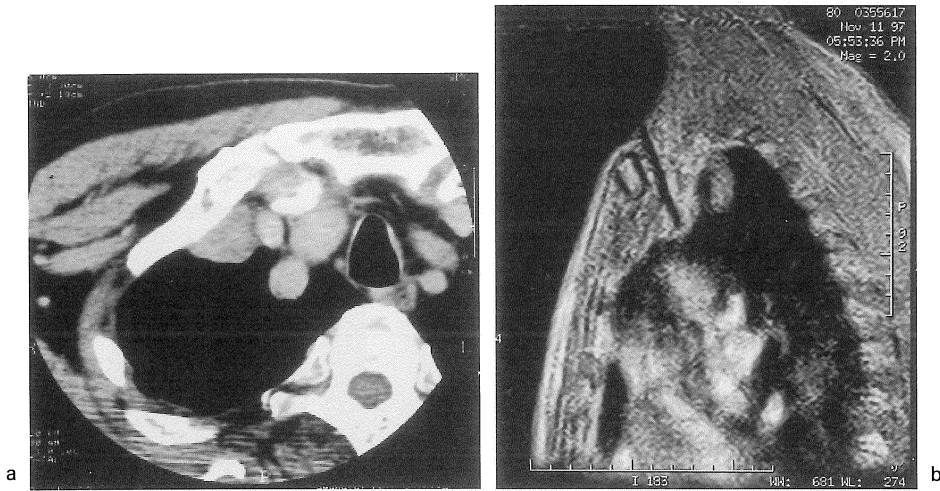


Fig. 9. 71 years-old man

a : Enhanced CT was shown an anterior mediastinal tumor just behind right clavicle. CT guided needle biopsy with axial image was difficult.

b : MR guided needle biopsy was performed with the sagittal view.

(3) その他の血管内手技の器具
—ガイドワイヤーなど—

いずれも MRI ガイド下手技に適応するものとして市販されているものはない。動物実験の段階であるが、我々の施設で開発した器具ある

いは市販器具の視認性の研究結果を中心に述べていく。

現在市販されている親水性コーティングガイドワイヤーは、磁化率効果が弱くほとんど MRI 上で見えない。我々は、その先端に磁化

率効果の高いマーカーを装着しマーカーを描出することで位置を確認している。

マイクロカテーテルは、強度のために組み込まれた金属メッシュの種類によって視認性が得られるものがあるが、周囲のアーチファクトがやや強すぎ、周囲の構造をゆがめることなく位置確認が可能なものはない。

PTA バルーンカテーテルは、バルーン的位置を示すマーカーが適度な磁化率効果をもつもの

がありモニタリング可能である。また、バルーンの拡張に希釈したガドリニウム造影剤を用いることで拡張の様子を確認できる。

金属ステントやテンポラリーIVCフィルターの中にはステントやフィルターそのものの視認性が良好で開いていく様子も観察できるものがあるが、留置後の血管内腔の観察に問題があるものが多い。留置時の位置の確認が容易で、留置後も血管内腔の観察が可能なものが適して

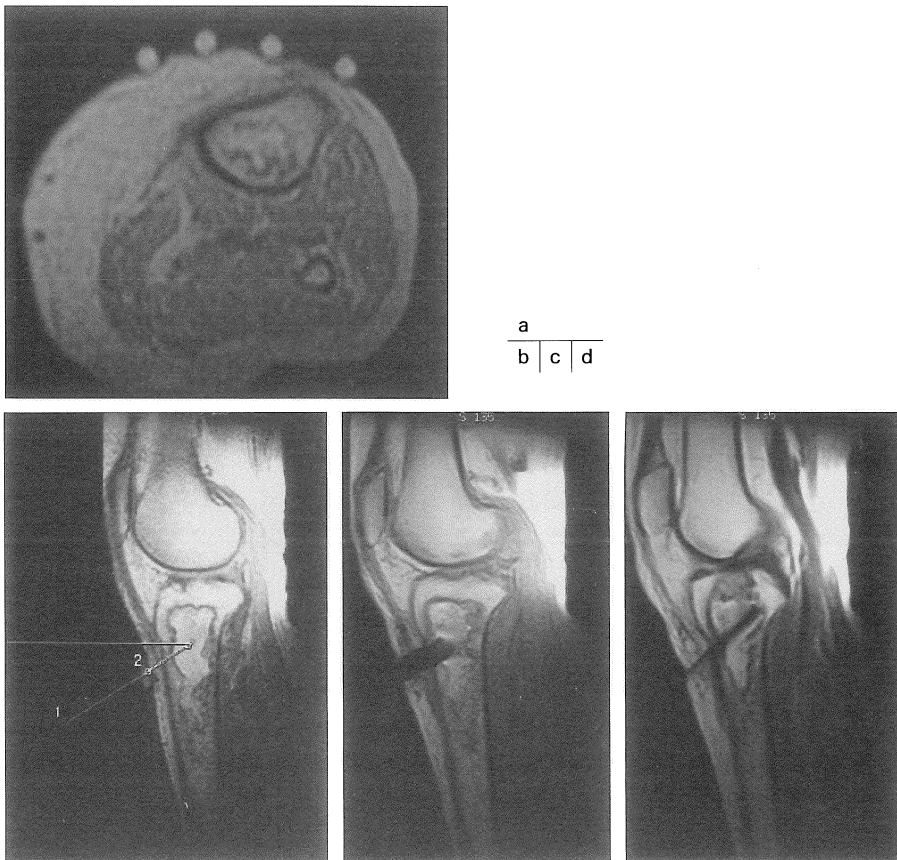


Fig. 10. 81 years-old woman
 a, b : Marking to the lesion in the right proximal tibia was done Adalat capsules. The sagittal view was selected for guidance.
 c : The bone biopsy needle (DAUM) appeared wider on 0.2T FSPGR (TR/TE/FA) during puncture.
 d : SE image with little dephasing effect was useful to confirm needle tip. Osteomyelitis was proved by MR guided bone biopsy.

いると考える。

4. Interventional MRI のシステム

(1) MR 装置

Passive tracking による穿刺などの非血管系 MR ガイド下手技は、アクセスルートの確保が必要なため open 型 MR 装置が有利である。血管内手技、特に passive tracking による手技では、より高い時間分解能を必要とするため我々の施設では主に 1.5T MR 装置を用いている⁷⁾。

(2) RF コイル

穿刺などの interventional MRI においては経皮的アプローチが主になるため、アクセスに必要な空間が確保できる RF コイルが必要となる。穿刺用の広い窓をもつコイルやループ型コイルなどが開発されているほか、表面コイルなどが用いられる。血管系 interventional MRI では、大腿動脈からのアプローチであれば通常のコイルが使用でき特別のコイルを必要としない。

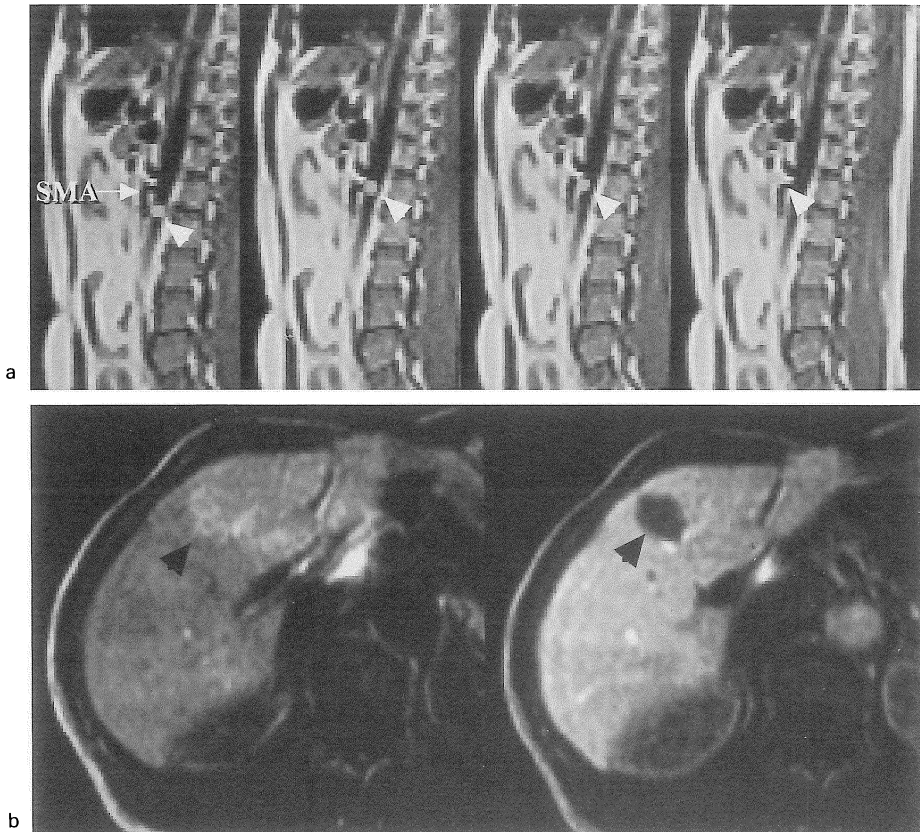


Fig. 11. Active tracking in a patient with hepatocellular carcinoma (HCC)

a : The cursor indicated the tip of the catheter (white arrowhead). After the catheter was pulled down below the SMA (white arrow) from the hepatic artery, it was introduced into the SMA under MR guidance with 0.2T MR imager.

b : MR imaging during hepatic arteriography (MRHA) and MR imaging during arterial portography (MRAP). Both MRHA and MRAP showed a HCC (black arrow heads).

(3) モニター

我々の施設では、MR装置の近くに液晶モニターを設置しモニターを見ながらIVRを行っている。モニタリングのシステムの導入は、より安全で、かつ、リアルタイム性を追求する上で必要なシステムである。

5. 臨床応用

(1) 経皮的穿刺・生検

MRガイド下経皮的穿刺・生検は早くから実用化されてきた手技である。我々の施設で行われている方法を述べる。

患者を撮像し病変を確認後、適切な穿刺部位

および経路を設定する。この際、前述したように静磁場と穿刺針のなす角度に注意する必要がある。穿刺部位の決定にはマーカを用いるが、我々は術者の手指をそのままマーカとして用いるほか、アダラートカプセル(ニフェジピン、バイエル社)はT₁強調像でもT₂強調像でも中等度以上の信号となり陽性のマーカとして利用することができる。穿刺経路を含む断面を設定し、局所麻酔後、経時的に撮像し穿刺針をモニターしながら目標とする病変まで刺入する。

穿刺部位によっては時間分解能をあまり考慮しなくてもよい症例もあり、このような場合、空間分解能を向上させるため数十秒の時間をか

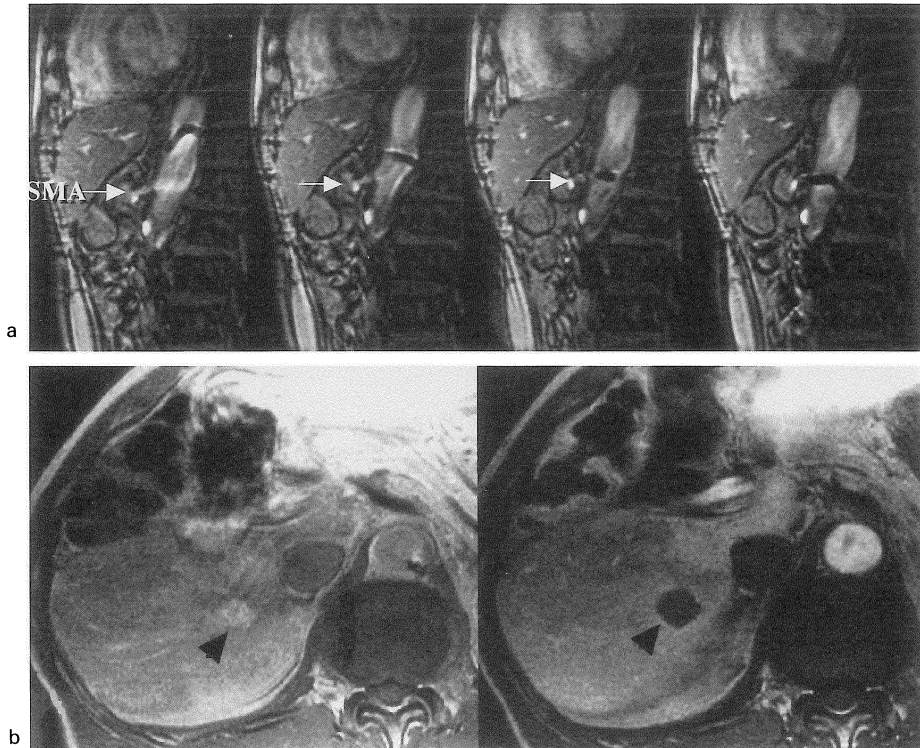


Fig. 12. Passive tracking in a patient with HCC

a : The catheter was tracked in the aorta on sagittal view at the rate of 1 image/2 seconds with 1.5T MR imager.

b : MRHA and MRAP. Both MRHA and MRAP showed a HCC (black arrow heads).

け撮像することもある。また、針は撮像面からはずれても磁化率効果により描出されることがあり、同じパルスシーケンスで撮像している場合、描出の程度（黒さ）や見かけの径が変化した際には、多断層で撮像して針の位置のずれを確認する必要がある。次に症例を呈示する。

症例1は、71歳、前胸壁腫瘍の男性で胸壁腫瘍に対するMRガイド下生検を行った。軸位断面でのアプローチは鎖骨に遮られて不可能であり、矢状断面によるアプローチ経路が有用だった (Fig. 9)。

症例2は、81歳、右脛骨骨髓炎の女性である。不明熱の精査中、右脛骨骨髓炎を疑われ、確定診断のためにMRガイド下骨生検を行った。効率の良い生検を行うため矢状断面による

アプローチ経路を選択した。グラディエントエコー法で穿刺していったが、骨生検針が太く描出され、先端の位置が精密に同定できなかったため、穿刺した時点でスピンエコー法 (T1強調画像) で撮像した (Fig. 10)。Dephasingの影響が少なくなり、先端の位置確認がより正確となった。

(2) 血管内手技

我々は臨床的応用として、前述した passive tracking と active tracking によるモニタリングにより、肝細胞癌患者のMR imaging during hepatic arteriography (MRHA) とMR imaging during arterial portography (MRAP) を撮像する目的で、MRガイド下でカテーテルを操作し大動脈分枝への挿入を試みた⁷⁾。あらかじ

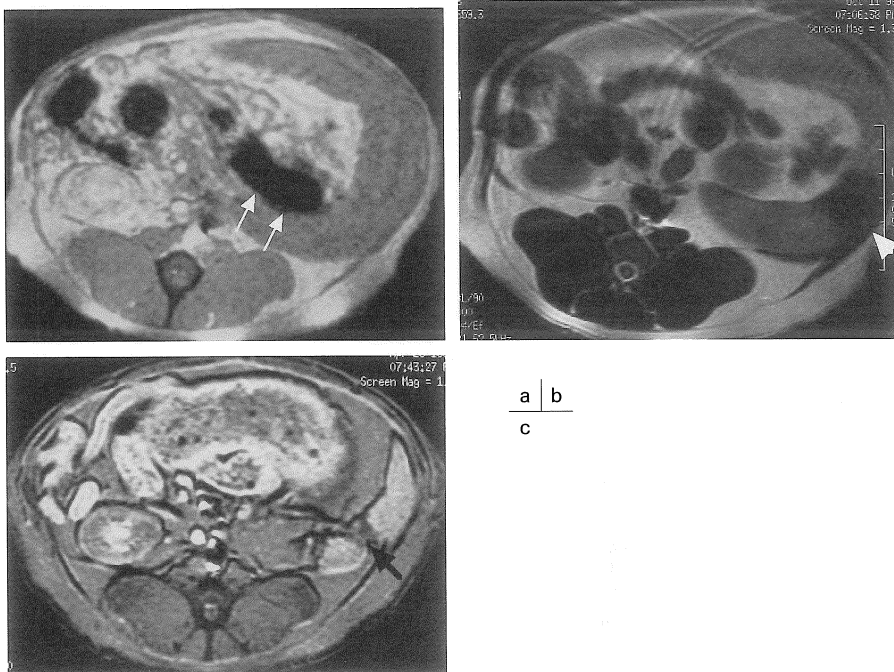


Fig. 13. Partial splenic embolization in a dog
 a : A microcatheter with rather strong susceptibility effect (white arrow) was introduced into the splenic artery through the 4F passive catheter.
 b : Partial splenic embolization (white arrow head) was performed with gelatine sponge soaked into Gd-DTPA contrast materials.
 c : After 6 months, atrophy of the embolized area (black arrow) was observed.

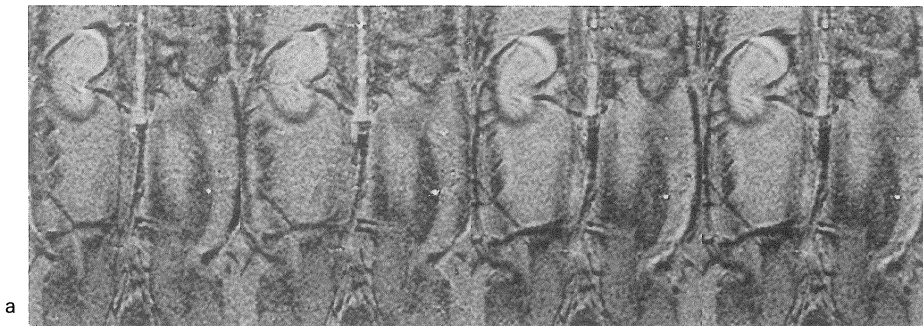
め透視下で腹腔動脈にカテーテルを挿入し MRHA を撮像後, MRAP 撮像のため MR ガイド下でカテーテルを操作し上腸間膜動脈に挿入することに成功している (Figs. 11, 12).

器具の血管内操作から実際の治療的血管内 IVR の研究も行われている. Active tracking 用のカテーテル, ガイドワイヤーにより塞栓術, PTA (percutaneous transluminal angioplasty) などの IVR 手技が検討されている. 近年急速に発達した MR angiography の優れた画像と active tracking を組み合わせることにより, いわゆる血管造影における “road map” image と同様の使用法が可能であり¹⁰⁾, 今後の発展が期待される. また, 我々は passive tracking により塞栓術や, PTA, 血管内ステント留置,

テンポラリー IVC フィルターの留置を *in vivo* で検討した. Fig. 13 はイヌの脾臓の部分塞栓術はスポンゼル細片にガドリニウム造影剤を染み込ませて行ったものである. 6 か月後の MRI で塞栓を行った部分の脾の萎縮が確認された. 血管内金属ステント留置は目的部位 (腎動脈直下) に留置することが可能であったが, 留置後内腔の確認は困難であった (Fig. 14). テンポラリー IVC フィルターも視認性は良好でイヌの IVC 内に留置することは容易であった.

6. MRI-X 線透視・血管造影システム

MRI により器具をどのように描出するか,



opening



Fig. 14. Placement of a metallic stent in a dog
a : The metallic stent (Symphony, Boston) included in a 9F sheath was inserted in the aorta below right renal artery. The position of the stent was easily confirmed and its opening was observed.
b : The lumen of aorta at the stent was not observed on MRA.

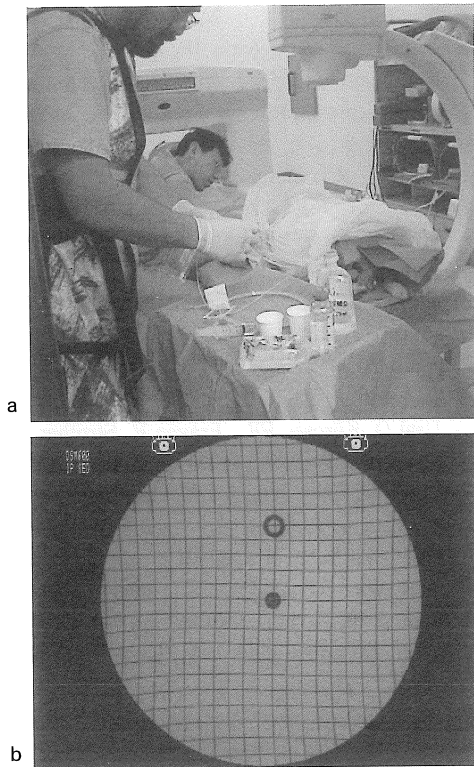


Fig. 15.
 a : Combination of open MRI and DSA.
 b : The distortion of DSA image by magnetic field was minimal at 3 m distance from the center of the magnet.

また、それを用いて IVR がどこまで可能かを述べてきた。X 線被曝がなく、コントラスト分解能に優れた MRI は理論的には多くの X 線透視下で行われる手技に置き換わり得る。しかし、X 線透視下で行う IVR は、現在広く普及し、安全性の高い各種の器具が豊富で、術中の complication の対処法も検討されており、確立された手技をもっている。この状況から MR ガイド下手技への急速な移行は現実的に無理がある。MR ガイドに対応する各種器具の開発、手技の確立の過程においては、X 線診断装置との組み合わせによりスムーズに MR ガイドに移行すると考えられる。

我々は C-arm ポータブル DSA 装置を開型 MR 装置（永久磁石）の室内に持ち込み（Fig. 15a）、MR 装置による X 線透視への影響、DSA 装置による MRI への影響を検討した。C-arm ポータブル DSA 装置は、MR の magnet の中心より 3 m 以上距離を置けば X 線透視のゆがみも少なく（Fig. 15b）イヌで行った IVR の際に問題となるようなゆがみは生じなかった。また、DSA 装置による MRI 上のノイズも少なかった。この MRI-X 線透視・血管造影システムにおいては、カテーテルなどの器具は passive, active visualization どちらの方法によるものも使用可能である。今後、このような他の画像診断装置との組み合わせは、治療効果判定などの能力を臨床応用していく上で interventional MRI に新しい局面をもたらすものである。

ま と め

MRI による器具の描出には、磁化率効果などによる passive method と特殊な位置確認法である active method があり、それぞれについて原理から応用まで述べた。現時点では、共に長所、短所があり、今後、更に研究し改善していく必要がある。新しい方法として他の診断装置との組合せがあり、interventional MRI における治療効果判定などの能力を発揮させる方法として、今後、発展していくと予想される。

文 献

- 1) Mueller PR, Stark DD, Simeone JF, et al. : MR-guided aspiration biopsy : needle design and clinical trials. *Radiology* 1986 ; 161 : 605-609
- 2) Lufkin RB : *Interventional MR Imaging*. *Radiology* 1995 ; 197 : 16-18
- 3) Schwartz RB, Hsu L, Wong TZ, et al. : Intraoperative MR imaging guidance for intracranial neurosurgery : experience with the first 200 cases. *Radiology* 1999 ; 211 : 477-488

- 4) Ladd ME. Principles of passive visualization. In : Debatin JF, Adam G, eds. *Interventional Magnetic Resonance Imaging*. Berlin, Germany: Springer, 1998 ; 35-43
- 5) Lewin JS, Duerk JL, Jain VR, et al. : Needle localization in MR-guided biopsy and aspiration : effects of field strength, sequence design, and magnetic field orientation. *AJR* 1996 ; 166 : 1337-1345
- 6) Bakker CJ, Hoogeveen RM, Hurtak WF, et al. : MR-guided endovascular interventions : susceptibility-based catheter and near-real-time imaging technique. *Radiology* 1997 ; 202 : 273-276
- 7) 荒木拓次, 青木茂樹, 南部敦史, 他 : Passive tracking による MR ガイド下血管内手技の臨床応用—磁化率効果によるカテーテルのモニタリング—. *日医放会誌* 1999 ; 59 : 79-81
- 8) Dumoulin CL, Darrow RD, Schenck JF, et al. : Tracking system to follow the position and orientation of a device with radiofrequency field gradients. US patent 5,211,165. US Patent and Trademark Office, Department of Commerce, Arlington, Va, 1993
- 9) 青木茂樹, 南部敦史, 荒木拓次, 他 : 0.2T open 型 MR における active MR tracking system の基礎的検討—Interventional MR におけるリアルタイム位置確認法—*日医放会誌* 1997 ; 57 : 877-879
- 10) Wildermuth S, Debatin JF, Leung DA, et al. : MR imaging-guided intravascular procedures : initial demonstration in a pig model. *Radiology* 1997 ; 202 : 578-583
- 11) Botnar R. Temperature-sensitive MR sequences. In : Debatin JF, Adam G, eds. *Interventional Magnetic Resonance Imaging*. Berlin, Germany : Springer, 1998 ; 171-176
- 12) Gilbert JC, Kurhanewicz J. Principles of MR-guided cryoablation. In : Lufukin RB, ed. *Interventional MRI*. St. Louis, USA : Mosby, 1998 ; 205-219
- 13) Ural O, Korosec FR, Frayne R, Strother CM, Mistretta CA : A rapid 2D time-resolved variable-rate k-space sampling MR technique for passive catheter tracking during endovascular procedures. *Magn Reson Med* 1998 ; 40 : 356-362
- 14) Glowinski A, Adam G, Buecker A, et al. : Catheter visualization using locally induced, actively controlled field inhomogeneities. *Magn Reson Med* 1997 ; 38 : 253-258
- 15) Buecker A, Adam G, Neuerburg J, Glowinski A, van Vaals JJ, Guenter RW : MR-guided biopsy using a T₂-weighted single-shot zoom imaging sequence (local look technique). *JMRI* 1998 ; 8 : 955-959

Interventional MRI : Principles of Visualization of Device and Clinical Applications

Takuji ARAKI, Shigeki AOKI, Tsutomu ARAKI

*Department of Radiology, Yamanashi Medical University
1110 Shimokato, Tamaho-cho, Nakakoma-gun, Yamanashi 409-3898*

The interventional devices for MRI are visualized through passive and active techniques. In non-vascular procedures such as biopsies under MR guidance, the devices are usually visualized using the passive method with a magnetic susceptibility effect. In MR guided vascular procedures, the devices are demonstrated through both active and passive methods. Localized magnetic field distortion due to differences in magnetic susceptibilities, results in magnetic field distortion and intra-voxel dephasing. Factors such as the devices orientation to the static magnetic field and pulse sequence influence the magnetic susceptibility effect. These factors are clinically important in MR guided percutaneous procedures such as biopsies. In vascular procedures, the manipulation of catheters under MR guidance was safely performed in patients. Percutaneous transluminal angioplasty (PTA), partial splenic embolization (PSE), and placement of metallic stent or temporary IVC filter were successfully performed in animals. The combination of MRI and C-arm X-ray fluoroscopy can be useful new methods in interventional MRI.