

# Interventional MRI—生検・治療への応用

原田 潤太

東京慈恵会医科大学附属柏病院放射線科

## はじめに

インターベンショナルMRI (interventional MRI; iMRI) には、magnet内におけるプランニング、ガイディング、モニタリングによる穿刺・生検、低侵襲性治療やMRガイドによる血管撮影などがある。iMRIの利点はX線被曝がなく、任意の断層面が得られるとともに、MRIのもつ優れた組織分解能、血流の情報、温度感受性画像が得られることにある。患者へのアクセスはほとんどの機種で水平方向であるが、垂直・軸方向でのアクセスが可能な機器の開発もなされ広い撮影空間内での外科的手技が可能となった。MR対応の穿刺針、生検針はニッケルクロム合金やチタン合金製のものが用いられ、MR透視像で低信号に明瞭に描出される。乳腺腫瘍や脳腫瘍の生検では定位的に、頭頸部、縦隔、骨盤内および軟部腫瘍の生検や膿瘍、嚢胞のドレナージ治療ではフリーハンドに術者の指をマーカーとして穿刺部位とその方向を確認し、MR透視下で穿刺目標点まで進めていく。MRIガイドによる治療として、レーザー照射、ラジオ波、focused ultrasoundなどの温熱治療、超低温による組織内凍結療法などがあり minimally invasive therapy として期待される。温熱治療では温度コントロールのパラメータとしてT<sub>1</sub>値、プロトンケミカルシフト、水分子拡散係数があり、中・低磁場装置では

T<sub>1</sub>値、プロトンケミカルシフトが可能となる。組織内凍結療法では凍結部位が強いT<sub>2</sub>値短縮効果で無信号領域として描出できるため、治療範囲を明確にすることが可能となる。

## 方 法

使用したオープン型MR装置は日立メディコ社製のAIRISであり、0.3テスラ永久磁石装置、前面210度、後面70度で高さ38cmの開口をもつため左右の視野が広い。MR透視はgradient echo (GE)系高速撮像法で、①T<sub>2</sub>強調用SSFP系 (steady state free precession) パルスシーケンスであるSARGE法 (steady state acquisition with rewinded gradient echo) 最短TR/TE: 16/4, projection: 32~256, ②スポイラーパルス付加T<sub>1</sub>強調用SSFP系パルスシーケンスRS-SARGE法 (RF-spoiled SARGE), 最短TR/TE: 32~256, ③通常のT<sub>1</sub>強調用GE法, 最短TR/TE: 30/8, projection: 32~256である。撮像時間はSARGE法 (TR/TE: 16/4, projection: 160) で2.6秒、RS-SARGE法 (TR/TE: 20/6, projection 160) で3.2秒、GE法 (TR/TE: 30/8, projection 128) で3.8秒である。これらの撮像法の比較ではGE法の組織コントラストが優れるため、現在ではGE法を主に用いている。再構成処理時間は1イメージ当たり1.5秒であるが、ワー

---

本論文は、出版社の許可を得て臨床放射線第45巻6号から転載したものである。

---

キーワード MRI, intervention, temperature monitoring, minimally invasive therapy

クステーションタイプの AIRIS II 型にグレードアップされた現在、再構成処理時間は 0.05 秒に短縮された。MRI 透視の観察には大型の液晶テレビを MRI 室内に設置し、赤外線による AV ワイヤレス伝送システムを用いた。組織モニタリング法としての信号強度法と位相法の撮像シーケンスは、信号強度法では GE 法 (TR/TE/FA=80/35/20)、位相法では GE 法 (TR/TE/FA=80/30/60) である。

### 穿刺・生検とドレナージ

MR ガイドによる穿刺・生検は 31 例に、膿瘍・嚢胞のドレナージ術は 3 例に行っている。MRI のもつ優れた組織コントラストは、病変の広がりや描出に優れ、病変部と正常組織との境界を臓器全体像として観察することが可能であるため、穿刺・生検における穿刺点の設定に際しては、MRI が超音波や CT よりも有用である場合も多く、特に、脳<sup>1)</sup>、頭頸部、骨盤腔、骨軟部などの腫瘍性病変に対する経皮的生検のガイドとしてその有用性が報告されている<sup>2),3)</sup>。さらに、任意の撮像断面が得られるため、あらゆる方向から MR 透視下に穿刺・生検針を半リアルタイムに観察しながら病変部に

正確かつ容易に進めることができる。穿刺・生検針は MR 対応の金属製で、穿刺針、生検針にはクック社製のニッケルクロム合金のものや DAUM 社製のチタン合金のバイオプシーガンが市販されている。

フリーハンドで行う穿刺・生検およびドレナージでは T<sub>1</sub> 強調画像横断像で撮像し、まず病変の位置確認と最適な穿刺経路を検討し、次に穿刺経路に合わせて MR 透視のスキャン面を設定する。術者の指をマーカーとして穿刺点を MR 透視画像上で確認し、この指の位置を目安に局所麻酔を行う。穿刺点の皮膚に小切開を加えた後、MR 透視画像を見ながら、穿刺・生検針を穿刺目標点まで進める。図 1 は直腸癌術後に見られた骨盤内腫瘍の生検を示す。患者を斜位腹臥位とし経皮的にバイオプシーガンによる生検を行った。生検の結果、腫瘍は腺癌であった。図 2 は縦隔腫瘍の生検を示す。上大静脈、大動脈および肺動脈は flow void により明瞭に描出でき腫瘍との位置から穿刺経路の決定は容易である。病理診断は扁平上皮癌 (転移性) であった。膿瘍や嚢胞のドレナージにおいては病変部位への穿刺は生検と同様に行うことで確実な穿刺が可能である。図 3 は胸部膿瘍のドレナージ術を示す。MR 透視下に、リアル

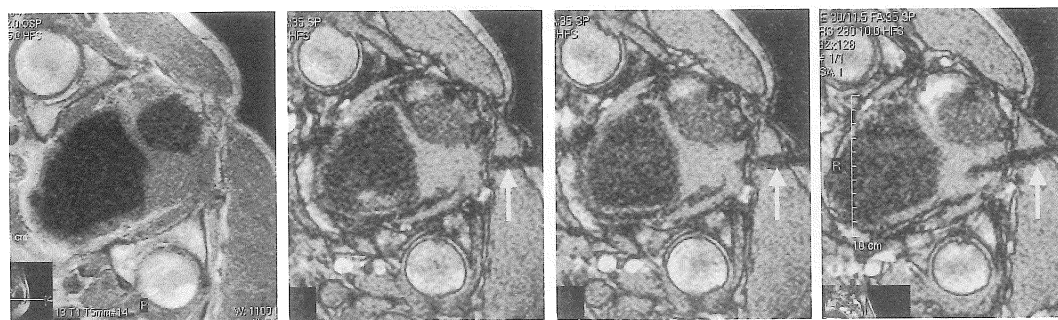


図 1. 腫瘍は直腸左側に見られる。MR 対応バイオプシーガンで MR 透視下に経皮的生検を行った。穿刺針は明瞭な低信号 (↑) で見られ正確なバイオプシーが可能である。

2000 年 5 月 29 日受理

別刷請求先 〒277-8567 千葉県柏市柏下 163-1 東京慈恵会医科大学附属柏病院放射線科 原田潤太

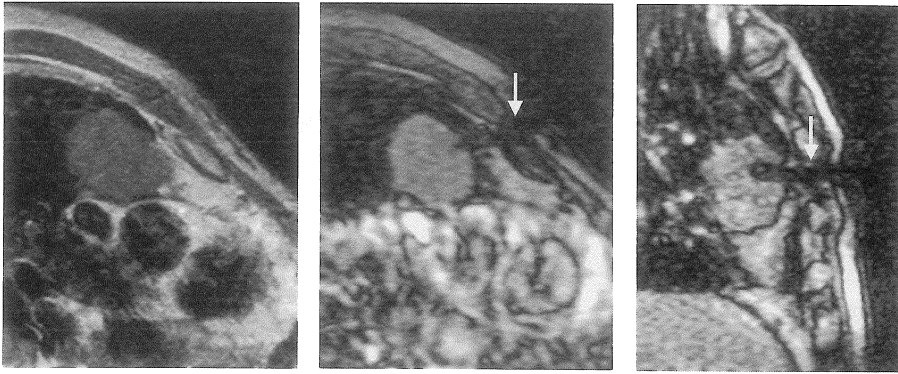


図2. 大血管に接して前縦隔に腫瘍が見られる. 大血管は flow void により明確である. 矢印は生検針を示し, 穿刺経路の決定は容易である.

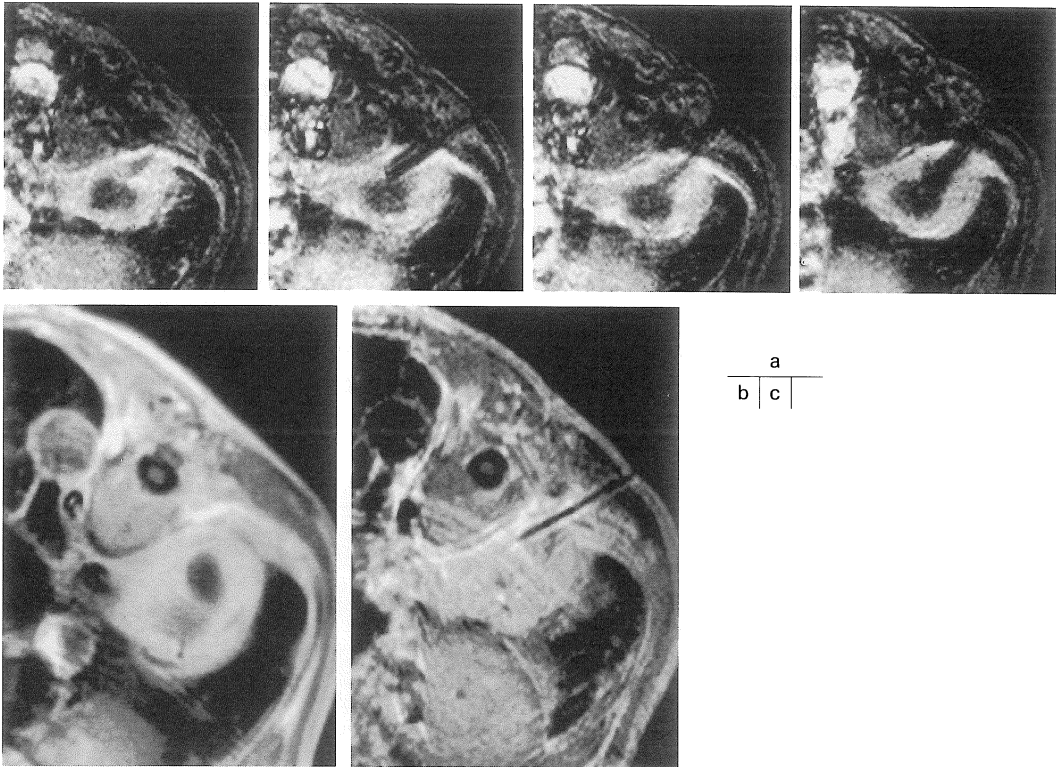


図3. 胸腔内の膿瘍に対しMR透視下で穿刺し(a), 膿瘍のドレナージを行った. 吸引中の膿瘍の変化はMR透視で確認できる. bは吸引前, cは吸引後を示す.

タイムに観察しながら吸引し、病変の縮小を確認することができた。

MR 透視下の経皮的穿刺・生検は最も早く臨床応用が行われた分野であり、特に頭頸部、骨盤腔深部の病変に対しては、任意の断層面であらゆる方向からのアプローチが可能で有用である。また、ターゲットポイントの設定に際して、MRI は病変の描出能に優れ、脳、骨盤、骨、軟部領域では特に有用である。MR 対応の穿刺・生検針の視認性は良好で、低信号に描出

されるが、MR 透視画像上に描出される針の太さは実際の径よりも太く描出され、特に、GE 法では susceptibility artifact の影響でその傾向が顕著で実際より 5~10 倍程度の太さで描出される。リアルタイム性や簡便性に関しては、MR 透視は、超音波や CT 透視に比べ劣ることは否めない。しかし、脳、頭頸部、脊椎、骨、軟部領域ではターゲットがほとんど不動のため、MR 透視画像の半リアルタイム性が問題となることは少なく、穿刺針をゆっくり進めることで

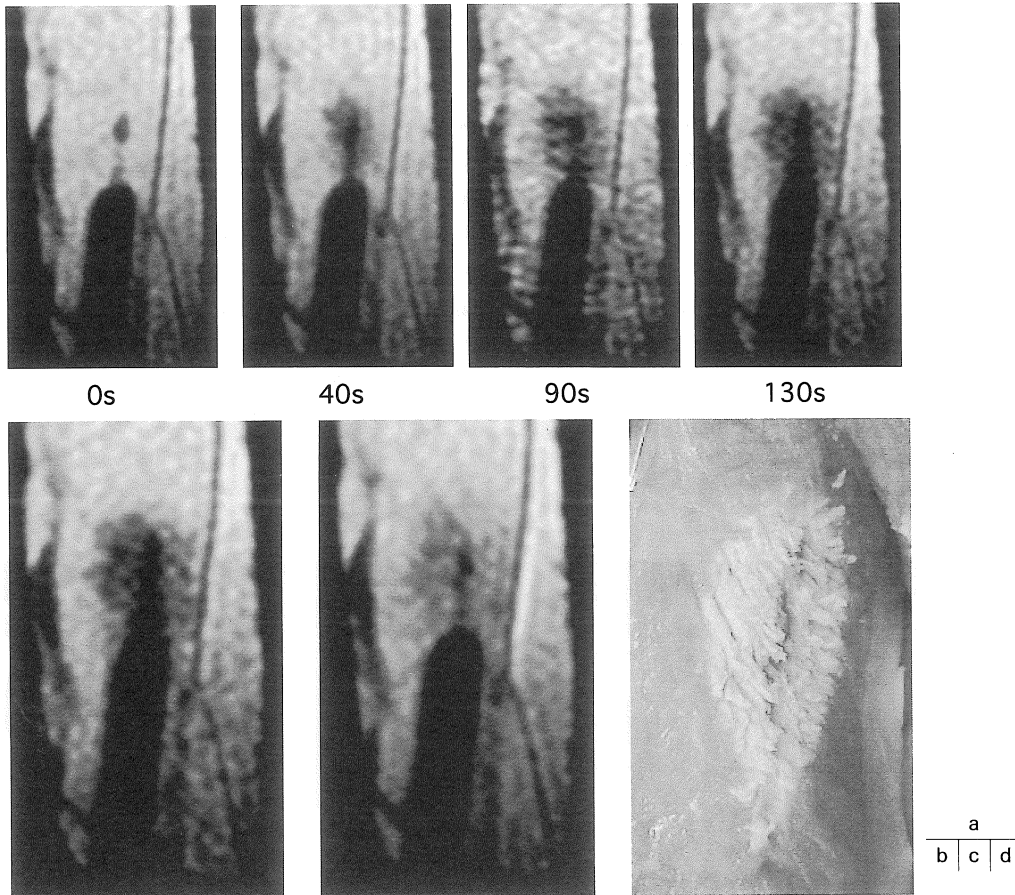


図 4. ブタ肉にマイクロウェーブ照射中の信号強度画像を示す。照射開始より電極針先端に信号低下域が拡大している(a)。照射 190 秒後の画像(c)では照射直後(b)より信号強度が増強している。断面(d)では熱変性による組織の非可逆性変化が見られ、低信号域とはほぼ一致している。



対処可能であるが、今後更なる高速MR透視により、その適応範囲の拡大が期待される。

### 組織モニタリング

近年、レーザー、マイクロ波、液体窒素<sup>4)</sup>などを利用した腫瘍、椎間板ヘルニア、前立腺肥大などに対する経皮的温熱・凍結療法が可能となり、minimally invasive therapyとして注目されている。これら体内深部で行われるこれらの治療には、その安全性と正確性が要求されそのガイディングとモニタリングにMR画像が応用されるようになった。MRIによる温度計測には縦緩和時間<sup>5)</sup>、プロトンケミカルシフト<sup>6)</sup>および水分子拡散係数<sup>7),8)</sup>など温度に感受性を有するパラメータが用いられ、それぞれに対応して信号強度法、位相法、拡散画像法があり、中・低磁場ではT<sub>1</sub>値、プロトンケミカルシフトが可能となる。

#### 1) 信号強度法

信号強度法は、温度上昇が引き起こすT<sub>1</sub>値の延長と磁場均一性の低下により、信号が低下することを利用した方法である。図4はブタ摘出肉にマイクロ波照射中の信号強度法による画像を示す。照射開始後から電極針の先

端に信号低下域が描出され、その後照射量の増加とともに低信号領域は増強している(図4a)。照射直後(図4b)と照射190秒後(図4c)との比較では時間の経過つまり温度の低下による信号強度の上昇がみられ、温度と信号強度は負の関係にあることがわかる。断面との比較では残存する低信号域は熱変性による組織の非可逆性変化とほぼ一致していた(図4d)。信号強度法のGEシーケンスは、Russerら<sup>9)</sup>により温度変化と信号変化の直線的な関係が示されており、ブタ肝臓を用いた実験的評価でも温度変化と信号変化には相関がみられた<sup>5)</sup>。しかし、信号強度法では炭化や水分減少による水素原子の減少、周囲の凝固壊死像によるT<sub>2</sub>値の変化、蒸散によるガス産生による水素原子の減少などの温度以外の因子も信号変化に影響していることも推測され、特に蒸散、炭化を引き起こすレーザー照射ではその解析には注意を要する。信号強度法の臨床応用は経皮的椎間板ヘルニアレーザー減圧術(percutaneous laser disc decompression; PLDD)に用いた。PLDDは1987年Choyら<sup>10)</sup>の報告以来、本邦でも1991年米沢ら<sup>11)</sup>によりその有用性が報告されている。本法は椎間板にレーザー照射することで、椎間板を蒸散し、椎間板の容積減少・

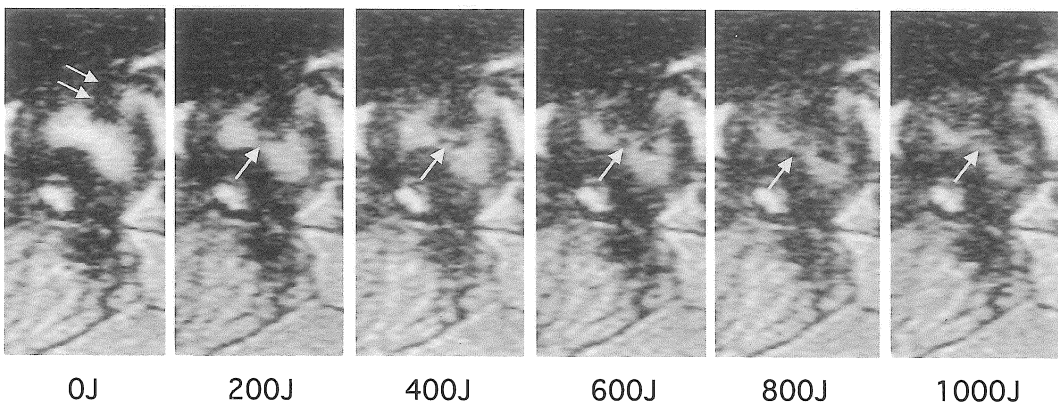


図5. レーザー照射によるブタ椎間板のMR画像  
照射部位は低信号に見られる。レーザーファイバー(↑↑)、蒸散部位(↑)。

減圧を得て症状を改善させる低侵襲性治療である。椎間板にレーザー照射を行うと、照射部位の椎間板は蒸散しガスの発生と椎間板の炭化を生じ、この変化はMRI<sup>(12)</sup>やCT<sup>(13,14)</sup>で画像として客観的に評価できる。図5はブタ椎間板にレーザー照射したときのMR画像を示す。レーザー照射により蒸散されたガスおよび炭化組織を低信号として見るができる。この変化を同様にCT画像(図6)で確認すると、蒸

散ガスによる低濃度部分が50ジュール照射後より見られ、照射量の増加とともにその範囲は増大する。390ジュール照射後の画像ではレーザー先端部分に新たな低濃度部分が出現している。照射後のブタ椎間板の断面では、390ジュールからレーザーファイバー先端に生じた低濃度部分は肉眼的に炭化した椎間板髄核であることが確認できる。図7にPLDDレーザー照射中のMR画像を示すが実験的評価と同様に椎

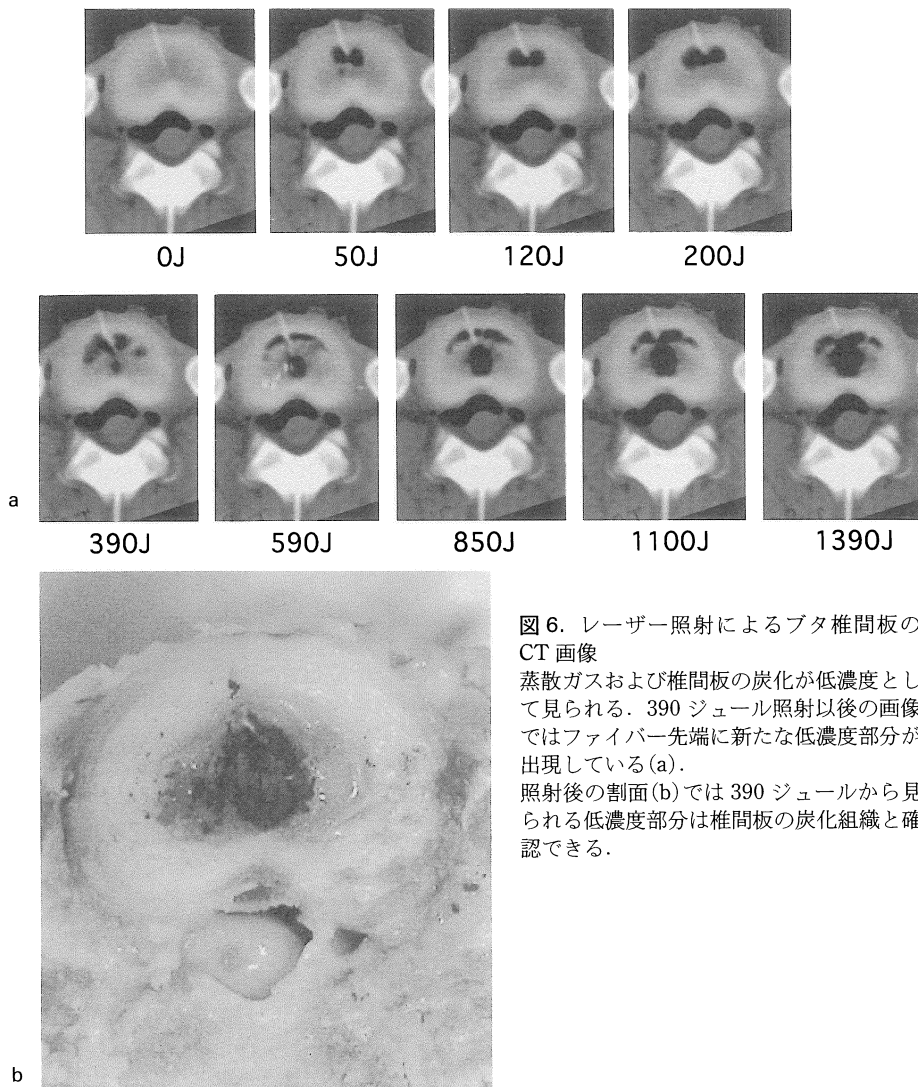


図6. レーザー照射によるブタ椎間板のCT画像

蒸散ガスおよび椎間板の炭化が低濃度として見られる。390ジュール照射以後の画像ではファイバー先端に新たな低濃度部分が出現している(a)。

照射後の断面(b)では390ジュールから見られる低濃度部分は椎間板の炭化組織と確認できる。

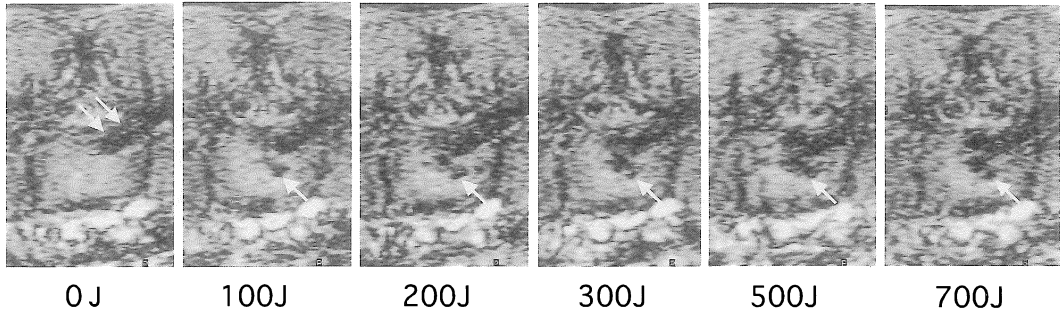


図7. 椎間板ヘルニアのレーザー照射中のMR画像を示す. 椎間板内の蒸散部位が低信号(↑)に見られる. レーザーファイバー(↑↑), 蒸散部位(↑).

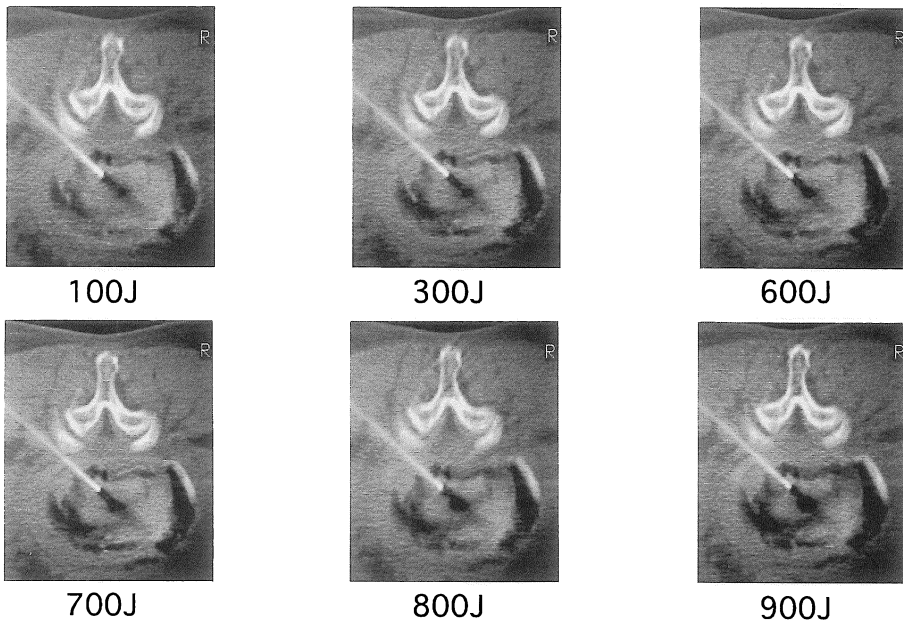


図8. 椎間板ヘルニアのレーザー照射中のCT画像を示す. 椎間板内の蒸散部位が低濃度に見られる.

間板内に蒸散ガスおよび炭化組織が低信号として観察できる. 図8にはレーザー照射中の椎間板のCT画像を示すが, CTは椎間板内の蒸散ガスや炭化組織をより明瞭に低濃度領域として観察することができる. したがって, レーザー照射における信号の変化は温度, 蒸散ガスや組織変性などに影響されている.

## 2) 位相法

位相法は組織依存性が少なく<sup>15),16)</sup>, 中高磁場の臨床MR装置で施行可能である. 位相法によるNd:Yagレーザー照射による実験的評価では, 温度差をカラースケールで表示した温度分布画像がオンラインでリアルタイムに表示できる(図9). サーモメータによる温度実測値

は照射と MR から算出された温度はほぼ同様の变化を呈し、この実測値と MR から算出された温度差の回帰検定を行うとその回帰は  $r^2 = 0.77$  と有意であった<sup>6)</sup>。

### 3) 凍結のモニタリング

生体組織の一部を凍結、壊死させる凍結療法は、低温の食塩水による子宮癌の除痛療法の報

告<sup>17)</sup>がなされた後、液体酸素、ドライアイス、液体窒素などの冷媒を用いた方法が行われ、現在は液体窒素による皮膚科領域での臨床応用が盛んに行われている。組織内凍結療法は液体窒素を用いた器具が開発され、画像モニターのもとに行う凍結療法が欧米を中心に試みられるようになってきた<sup>18)~20)</sup>。また最近になり Joule Thomson 効果による冷凍装置が新たに開発<sup>21)</sup>されている。本装置は、冷凍に高圧アルゴンガス、溶解に高圧ヘリウムガスを用いた冷凍手術器 (Cryo-Hit, Galil 社製, イスラエル) である。超低温による組織の影響は細胞内外の凍結、細胞水分凍結による高浸透圧性変化、微細血流の鬱滞と消失などによる細胞死と、それに引き続く壊死および瘢痕性変化である<sup>20),22)</sup>。組織内凍結治療における凍結範囲は著明な  $T_2$  値短縮効果により MRI 画像で明瞭な無信号領域として観察ができるため、その治療モニタリングとして MRI の有用性が述べられている<sup>23)</sup>。ドライアイスによる凍結標本の実験的評価 (図 10) では凍結部位が  $T_1$  強調像,  $T_2$  強調法, GE 法の各画像で明瞭な無信号部位として観察でき、MR 画像と実測値はほぼ同等であった。MRI

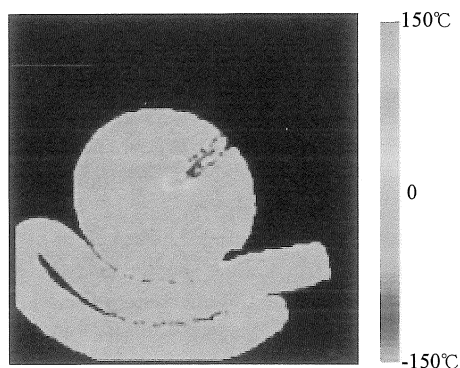


図 9. 位相法による温度モニタリングの実験的評価。

ハムにレーザーファイバーを穿刺し、照射による温度変化をカラースケールで表示した画像である。

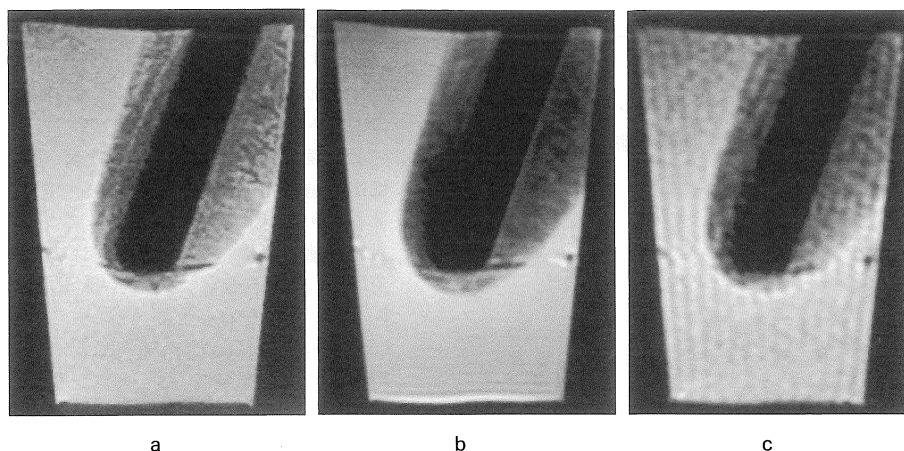


図 10. 凍結標本の MR 画像

凍結部位は  $T_1$  強調像 (a),  $T_2$  強調像 (b) および GE 法 (c) の各々の画像で無信号領域として描出される。

で観察できる無信号の辺縁はほぼ0°Cの境界を示す。さらに、凍結内部の温度変化の実験的評価<sup>24)</sup>やMRIによる凍結部温度モニタリングの報告<sup>25)</sup>もなされており、MRIが今後、組織内凍結治療の有用なモダリティになるものと期待される。

### おわりに

MRガイド下の経皮的穿刺、生検や吸引治療では多方向から任意の断層面が得られ、半リアルタイムのMR透視でも十分アプローチが可能である。また、MRIのもつ優れた組織コントラストは、治療モニタリングのモダリティとして温熱治療や冷凍治療などの低侵襲性治療の領域で大きく期待される。MRIによる組織温度モニタリングは、信号強度法によるT<sub>1</sub>値、位相法によるプロトンケミカルシフトによる計測が低・中磁場装置で可能となってきた。この両者は温度変化を画像としてとらえることができるが、組織依存性が少ない位相法は今後温度計測の主流になる方法と思われる。信号強度法の臨床応用はPLDDによる椎間板の変化を低信号にとらえることができ、客観的な評価法としてその有用性が見られた。組織内凍結療法は低侵襲性治療として多くの可能性を含んでおり、凍結範囲を明瞭に描出できるMRIは画像モニタリングのモダリティとしてその有用性が大きく期待される。今後、MR透視の高速化、治療モニタリング画像などの更なる開発により、MRIを用いたインターベンションが発展していくものと思われる。

### 文 献

- 1) 三井田和夫, 原田潤太, 土肥美智子, 桑田知子, 中田典生, 小山 勉, 橋本卓雄, 佐藤 茂: オープンタイプMRI装置による透視下のinterventional MRI—特に脳腫瘍生検法について. 日磁医誌 1997; 17: 517-522
- 2) Lufkin RB, Gronemeyer DHW, Seibel RMM: Interventional MRI: update. Eur Radiol 1997; 7: 187-200
- 3) Petersilge CA: I-MR of the musculoskeletal system. Eur Radiol 1997; 7: 1154
- 4) Tacke J, Adam G, Speetzen R, et al.: MR-guided interstitial cryotherapy of the liver with a novel, nitrogen-cooled cryoprobe. MRM 1998; 39: 354-360
- 5) 土肥美智子, 三井田和夫, 原田潤太: レーザー照射時におけるグラディエントエコーを用いた組織モニタリングの実験的評価. 日磁医誌 1999; 19: 269-277
- 6) 土肥美智子, 三井田和夫, 原田潤太, 小村和美, 高橋哲彦: 中磁場MRI装置を用いた位相法によるMR温度モニタリングの実験的評価. 日医放会誌 1999; 59: 788-790
- 7) Graham SJ, Bronskill MJ, Henkelman RM: Time and temperature dependence of MR parameters during thermal coagulation of *ex vivo* rabbit muscle. Magn Reson Med 1998; 39: 198-203
- 8) Le Bihan D, Delannoy J, Levin RL: Temperature mapping with MR imaging of molecular diffusion: application to hyperthermia. Radiology 1989; 171: 853-857
- 9) Russer TJ, DeMarco JK, Kormos DW: Temperature measurement using open-configuration MR imaging system: in a gel-phantom, *in vivo* and *ex vivo* dog liver. ISMRM 1997; 1958
- 10) Choy DSJ, Case RB, Fielding JW, et al.: Percutaneous laser nucleolysis of lumbar disc. N Engl J Med 1987; 317: 771-772
- 11) 米沢卓実, 小野村敏信, 小坂理也, 他: 経皮的椎間板髄核の蒸散法. 臨床整形外科 1991; 26: 553-560
- 12) 橋本卓雄, 寺尾 亨, 石橋敏寛, 結城一郎, 原田潤太, 田嶋美智子, 阿部俊昭: MRガイド下経皮的レーザー腰椎椎間板ヘルニア蒸散法 percutaneous laser disc hernia ablation (MR-guided PLDA). 日磁医誌 1998; 18: 98-107
- 13) 小山 勉, 森田 琢, 阿部俊昭, 原田潤太, 土肥美智子, 福田国彦: 経皮的CT透視下でのレーザー腰椎椎間板減圧術 (PLDD) — 方法と臨床. 脊椎脊髄ジャーナル 1999; 12(9): 873-879
- 14) 原田潤太, 小山 勉, 土肥美智子, 三井田和夫,

- 福田国彦, 中崎浩道, 阿部俊昭: CTによる腰椎椎間板ヘルニアの経皮的レーザー治療. 脊椎脊髄ジャーナル 1999; 12(10): 913-920
- 15) Ishihara Y, Calderon A, Watanabe H, et al.: A precise and fast temperature mapping using water proton chemical shift. *Magn Reson Med* 1995; 34: 814-823
  - 16) Peters RD, Hinks RS, Henkelman RM: *Ex vivo* tissue-type independence in proton-resonance frequency shift MR thermometry. *Magn Reson Med* 1998; 40: 454-459
  - 17) Bird HM: "James Arnott, M. D. (Aberdeen) 1797-1883. A pioneer in refrigeration analgesia." *Anesthesia* 1949; 4: 10-17
  - 18) Delworth MG, Pisters LL, Fornage BD, Eschenbach AC: Cryotherapy for the renal cell carcinoma and angiomyolipoma. *J R Urology* 1996; 155: 252-255
  - 19) Campbell SC, Krishnamurthi V, Chow G, Hale J, Myles J, Novick AC: Renal cryosurgery: experimental evaluation of treatment parameters. *Urology* 1998; 52: 29-34
  - 20) Seifert JK, Junginger T, Morris DL: A collective review of the world literature on hepatic cryotherapy. *J R Coll Surg Edinb* 1998; 43: 141-154
  - 21) Maytal BZ: Fast Joule-Thomson cryocycling device for cryosurgery applications. *Adv Cryogenic Engin* 1998; 43A: 911-917
  - 22) Tacke J, Adam G, Speetzen R, et al.: MR-guided interstitial cryotherapy of the liver with a novel, nitrogen-cooled cryoprobe. *MRM* 1998; 39: 354-360
  - 23) Tacke J, Speetzen R, Heschel I, Hunter DW, Rau G, Günther RW: Imaging of interstitial cryotherapy - an *in vitro* comparison of ultrasound, computed tomography, and magnetic resonance imaging. *Cryobiology* 1999; 38: 250-259
  - 24) Saliken JC, Cohen J, Miller R, Rothert M: Laboratory evaluation of ice formation around a 3-mm accuprobe. *Cryobiology* 1995; 32: 285-295
  - 25) Hong JS, Wong S, Pease G, Rubinsky B: MR imaging assisted temperature calculations during cryosurgery. *Magn Reson Imaging* 1994; 12: 1021-1031

## Interventional MRI : Application to Biopsy and Therapy

Junta HARADA

*Department of Radiology, The Jikei University School of Medicine, Kashiwa Hospital  
163-1, Kashiwashita, Kashiwa-shi, Chiba 277-8567*

Open type MR systems, as well as fast sequence are now available. MRI are becoming a new method in interventional radiology, especially in biopsy, drainage operation, and minimally invasive therapy monitoring. Experimental studies of temperature monitoring were conducted under both cold and hot conditions. Through the signal intensity method, using both microwave and laser ablation, signal changes of porcine disc and meat were observed as low signal area. In the proton chemical shift method using laser ablation, signal changes showed displaced color imaging that correlated with thermometric temperature measurement. The  $T_2$  relaxation time of ice yields an excellent contrast between the ice and surrounding gelatin tissue. This allows for the sharp depiction of the extent of the ice using an MRI scan.