

# 0.3T オープンタイプMR装置による温度計測

MR temperature mapping using 0.3T open type MR scanner

土肥 美智子 <sup>1)</sup>	Michiko Dohi	原田 潤太 <sup>1)</sup>	Junta hatada
吉廣 昭子 <sup>1)</sup>	Akiko Yoshihiro	小村 和美 <sup>2)</sup>	Kazumi Komura
最上 拓児 <sup>1)</sup>	Takuji Mogami	高橋 哲彦 <sup>2)</sup>	Tetsuhiko Takahashi

1)東京慈恵会医科大学附属柏病院 放射線科  
2)株式会社日立メディコ技術研究所

MRIによる温度計測は、経皮的あるいは鏡視下で施行される温熱療法や凍結療法などの低侵襲性治療のモニタリング法として期待されている。今回我々は、MRガイド下の手技が施行される0.3T永久磁石オープンタイプMR装置を使用して、縦緩和時間(T1)およびプロトンケミカルシフトを用いた温度計測を実験モデルで試みた。その結果、いずれのパラメータも温度による組織変化を再現性を持って画像化でき、今後MRIによる温度計測は、低侵襲性治療時のモニタリング法として有用となり、臨床応用が期待される。

MR temperature measurement is expected as monitoring method of minimally invasive therapy such as percutaneous or endoscopic laser ablation, microwave therapy and cryotherapy. Using 0.3T open-type MR scanner where MR guided procedure clinically performs, we have tried MR temperature measurement with T1 and proton chemical shift ex vivo. Therefore we could accurately and reproducibly obtain temperature changed images. MR temperature measurement may be useful to monitoring of minimally invasive therapy, clinically.

**Key Words:** MR temperature mapping, Signal intensity method, Proton phase shift, Minimal invasive therapy, Interventional MRI

## 1. はじめに

近年、レーザー、マイクロ波、液体窒素<sup>1)</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温熱・凍結療法は、経皮的あるいは鏡視下で可能なことから、minimally invasive therapy(低侵襲性治療)として注目されている。しかし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、治療効果判定のために、画像によるガイディングとモニタリングが課題であった。しかし、MRの出現とその発展によりMRIによる温度計測が可能となり、この課題は解決されつつある。MRIによる温度計測には、縦緩和時間(T1)、プロトンケミカルシフトおよび水分子拡散係数<sup>2)3)</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、拡散画像法がある(表1)。

表1: MRによる温度計測のパラメータとその方法

MRIパラメータ	方法
縦緩和時間(T1)	信号強度法
プロトンケミカルシフト	位相法
拡散係数	拡散画像

我々の施設では、MRガイド下の手技は0.3T永久磁石オープンタイプMR装置(AIRIS-II、日立製)で施行されるため、この機種で実現可能な信号強度法と位相法を用いて温度計測を試みている<sup>4)5)</sup>。今回、実験モデルにおいてレーザーあるいはマイクロ波照射による評価を行った。

## 2. 信号強度法の評価

### 1) 原理

信号強度法は、温度上昇が引き起こすT1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。このT1値は温度変化に対し直線的に変化し、その傾きは組織により異なるが、5-12ms/℃と報告されている<sup>6)7)8)9)</sup>。

### 2) 実験

Neodyum :Yag (Nd :Yag)レーザー(波長 1064nm)(HERCULES5100、LaserSonics製)とマイクロ波手術器(マイクロターゼ OT-110M、アズウェル社製)にてブタの摘出肉と摘出椎間板に照射を行った。出力はそれぞれいずれも臨床で用いられる5 10W/sec と95W/60secとした。撮像はグラディエント

エコー (GrE) シーケンスで行い、撮影パラメータはTR/TE/FA : 80/35/20 あるいは 35/1.5/35 °、FOV=200mm、スライス厚8mm、matrix=128 × 128、撮像時間10ないし4.5秒とした。再構成時間は1.5秒であった。コイルは頭部用のものを用いた。温熱治療時の温度測定は Thermometer (HEH-TM4 OMRON 製) をレーザーファイバーあるいは電極針先端部近傍に留置し行った。

### 3) 結果

GrE 画像では照射開始後にレーザーファイバーあるいは電極針の先端に信号低下域が描出され、その後照射量増加と共に低信号領域は増大し、照射後は縮小した(図1、図2)。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一致していた(図3)。またレーザー照射では、照射後の肉眼像において炭化と空洞(ガス)が観察されており(図3)、照射中・後の低信号域はこれらを併せて見ていると推測された。ガス産生は、CT (Computed Tomography) 下に施行された同様の実験にて確認されている(図4)。

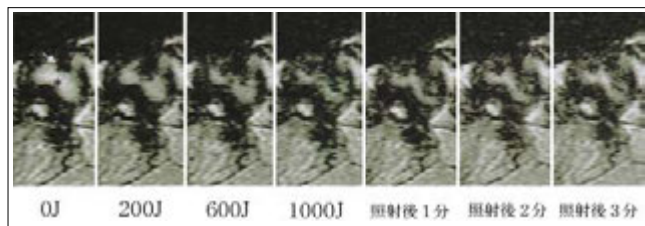


図1：ブタ摘出椎間板におけるレーザー照射時の信号強度画像  
外筒針( )の針先にレーザー照射後より低信号域が観察され、照射量増加によりその範囲は増大、照射後には縮小が観察される。髄核(\*)

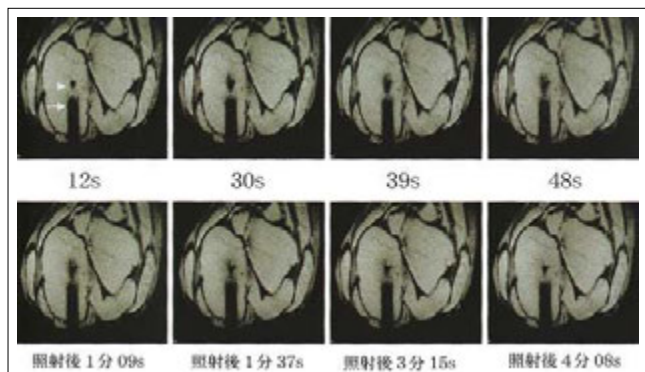


図2：ブタ肉におけるマイクロ波照射時の信号強度画像  
マイクロ波照射でも電極針( )の針先にレーザー照射と同様の変化が観察される。外筒針( )。

### 3. 位相法の評価

#### 1) 原理

この方法は  $T(i, j) = \frac{\phi(i, j)}{2\pi \cdot B_0 \cdot C \cdot TE}$  [(i, j)は位置を表す](1)で表わされる位相差  $\phi(i, j)$  と温度差  $T(i, j)$  関係を利用したものである。ここで、 $\gamma$  は磁気回転比(42.57 × 106Hz/T)、 $B_0$  は静磁場強度(本法では $B_0=0.3T$ )、 $C$  は温度係数(-0.01ppm/°C)である。TEはエコー時間である。この式から推測できるように、位相法は組織依存性が少なく<sup>(10)(11)</sup>、中高磁場の臨床MR装置で施行可能である。

#### 2) 実験

対象はハムである。この位相法においても照射にNd:Yagレーザーを用いた。撮像はGrEシーケンス(TR/TE/FA: 80/30/60 °FOV=200mm、スライス厚8mm、撮像時間10.2秒)を用い、15秒毎に連続して撮影した。TE=30msとした理由として、本法では(1)式において $B_0$ が0.3Tであるため、高磁場MR装置(1.5T)と比較した場合、同一TEに対し位相差が1/5となり、同一の温度変化に

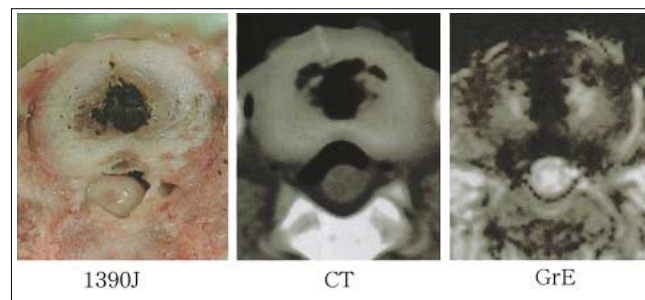


図3：ブタ摘出椎間板におけるレーザー照射後の肉眼像(左)、CT像(中央)およびMR像(右)  
肉眼像では照射野に空洞と炭化がみられ、CTでは低吸収域、MRでは低信号域にそれぞれ一致していた。

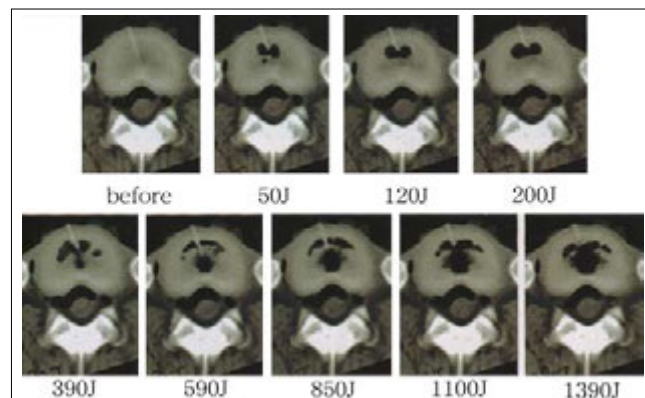
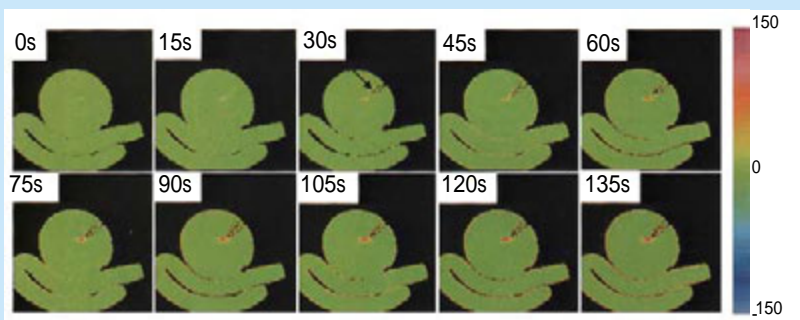


図4：CTガイドによるブタ摘出椎間板レーザー照射時のCT画像  
レーザーファイバー先端にガス産生とその範囲の増大が確認された。

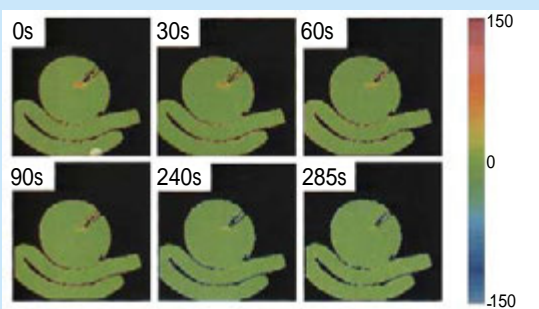
対し同程度の位相回転を得るには、TE値を5倍にする必要があること、一方、信号量の低下を防ぐ観点からTEの延長には限界があるため、両者を考え合わせた結果である。一回目の画像を基準画像とし、それ以降の画像との複素差分を行い、arctan演算により位相差を求め、(1)式より温度差を算出した。それをカラースケールで表示したものがカラー温度分布画像であり、本法ではオンラインにてリアルタイムに表示され、本機種の最大なる特徴の一つである。信号が低下する穿刺針と背景は一定値を割り当て、黒として表示した。レーザーファイバー先端より7mmの部位の温度を測定し、この値と、対応する部位の信号変化(9pixelsの平均)から算出される温度との関係の検定を行った。

### 3) 結果

照射開始2回目(差分画像1回目)の画像より、針先に温度上昇を意味するカラー変化が認められ、レーザー照射の増加に伴い、その範囲の拡大と中心部の温度の上昇がカラー表示された(図5a)。照射終了後このカラー変化は次第に縮小した(図5b)。温度計測(図6)を実施した実験で、実測温度差は照射と同時に上昇し、照射終了後には低下し始め、最終的にはほぼ一定となった(図7)。MRより算出された温度差は実測値とほぼ同様の変化を呈した(図7)。この実測値とMRより算出された温度差とで回帰検定を行うと、その回帰は $r^2=0.77$ と有意であった(図8)。



(a)



(b)

図5：位相法によるハムレーザー照射時(a)と照射後(b)のカラー温度分布画像

針先( )に温度上昇を示すカラー変化が認められ、中心部の温度上昇と範囲の拡大が観察された。照射後は温度低下と範囲の縮小がみられた。

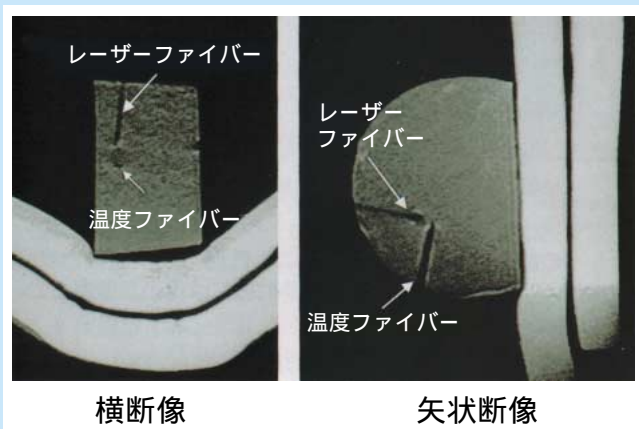


図6：位相法によるハムレーザー照射時の温度計測部位

レーザーファイバーより約8mm離れた部位に温度ファイバーを留置した。

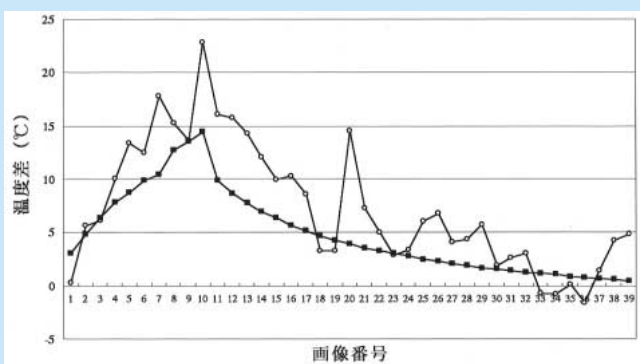


図7：実測温度差( )とMRより算出された温度差( )の時間経過

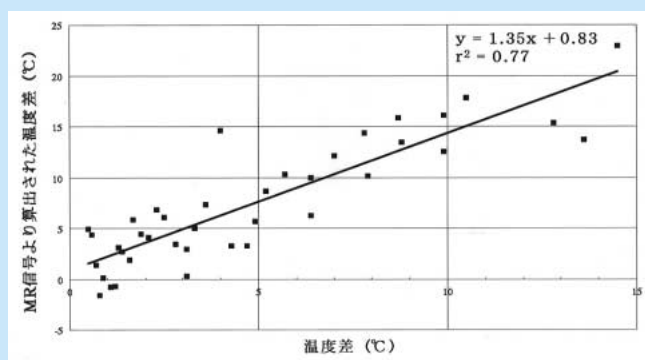


図8：実測温度差とMRより算出された温度差との回帰検定 $r^2=0.77$ と有意であった。

## 4. 考察

### 1) 信号強度法の考察

信号強度法のGrEシーケンスは、Russerらによりex vivoとin vivoにて温度変化と信号変化の直線的な関係が示されており(図9)、我々の実験でも温度変化と信号変化には相関がみられた。しかし、信号強度法ではT1以外の要因、すなわち、炭化や水分減少による1Hの減少、周囲の凝固壊死像によるT2値の変化、蒸散によるガス産生による1Hの減少など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ことがわかった。

しかし信号強度法は、相対的には治療部位の局在を正確に捉え、レーザー照射部位以外に周辺組織も同時に描出可能であり、治療部位および周辺組織の温度組織変化のモニタリングとしては十分有用であると思われる。実際に我々は、自施設で施行されているレーザー椎間板減圧術の臨床例においてこの方法を使用し、治療モニタリングに成功している(図10)<sup>12</sup>。今後撮像シーケンスの工夫などにより、時間および空間分解能の改善が図られることで一層の臨床応用が期待される。

### 2) 位相法の考察

組織依存性が少ない位相法を特殊な装置(ハードウェア)を用いず、中磁場MR装置でオンラインにて温度カラー分布画像を表示し得たことは、臨床応用の実現においてその意義は大きいと思われる。今後、系統的誤差やランダムノイズなどを含めた温度分解能の解析および改善、撮像シーケンスの工夫による時間分解能の改善が課題である。

## 5. まとめ

0.3T MR装置による温度計測について実験モデルにおける信号強度法と位相法について述べた。いずれも温度変化を画像化として捉えていたが、組織依存性が少ない位相法は、多くの要因が信号変化に絡んでいる信号強度法より、今後温度計測の主流になる方法と思われる。しかし両者の特徴を熟知し、様々な低侵襲性治療に適した方法を適宜選択することにより、MRによる温度計測の臨床への適応範囲は拡大すると思われる。

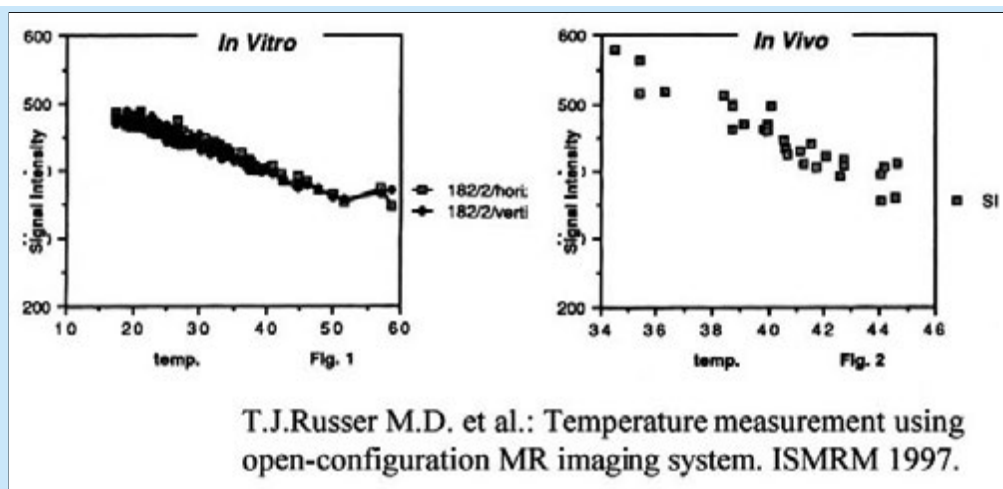


図9 : Russerらによる In vitro と In vivo における T1 値と温度の関係を示すグラフ

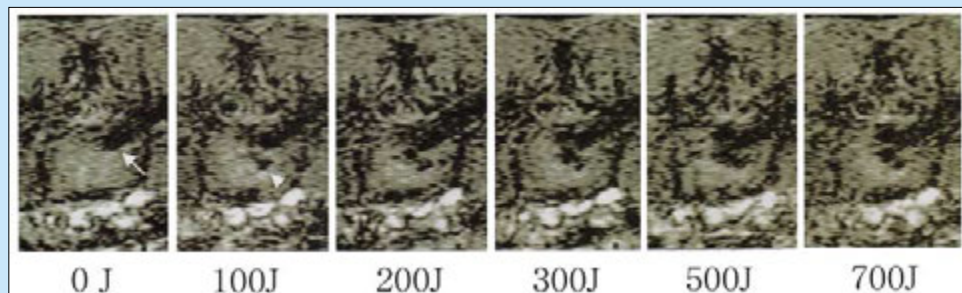


図10 : レーザー椎間板ヘルニア減圧術臨床例における信号強度画像  
レーザー針先( )に低信号域( )が治療中準リアルタイムに観察された。

## 参考文献

- 1) Tacke J., et al : MR-guided Interstitial Cryotherapy of the Liver with a Novel, Nitrogen-cooled Cryoprobe. *Magn. Reson. Med.* 39 : 354-360, 1998
- 2) Graham S.J., et al : Time and Temperature Dependence of MR Parameters during Thermal Coagulation of Ex vivo Rabbit Muscle. *Magn.Reson.Med.* 39 : 198-203, 1998
- 3) Le Bihan D., et al : Temperature Mapping with MR Imaging of Molecular Diffusion ; Application to Hyperthermia. *Radiology* 171 : 853-857, 1989
- 4) 土肥美智子、ほか：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* 19 : 269-277, 1999
- 5) 土肥美智子、ほか：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。 *日本医放会誌* 59:1999 ( In press)
- 6) Lufkin R.B., et al : Interventional MRI ; update. *European Radiology* 7 : 187-200, 1997
- 7) Matsumoto R., et al : Tissue Temperature Monitoring for Thermal Interventional Therapy ; Comparison of T1-weighted MR Sequences. *JMRI* 4 : 65-70, 1994
- 8) Dickinson R.J., et al : Measurement of Change in Tissue Temperature Using MR Imaging. *Journal of Computer Assisted Tomography* 10 : 468-472, 1986
- 9) Hall A.S., et al : Observation by MR Imaging of In Vivo Temperature Changes Induced by Radio Frequency Hyperthermia. *Journal of Computer Assisted Tomography* 14 : 430-436,1990
- 10) Ishihara Y., et al : A Precise and Fast Temperature Mapping Using Water Proton Chemical Shift. *Magn.Reson.Med.* 34 : 814-823, 1995
- 11) Peters R.D., et al : Ex Vivo Tissue-Type Independence in Proton-Resonance Frequency Shift MR Thermometry. *Magn.Reson.Med.* 40 : 454-459, 1998
- 12) 橋本卓雄、ほか：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 PLDHA)*. *日磁医誌* 18 : 98-105,1998