



Title	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
Author(s)	土肥, 美智子; 三井田, 和夫; 原田, 潤太 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1999, 59(13), p. 788-790
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/15709">https://hdl.handle.net/11094/15709</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

# 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

土肥美智子<sup>1)</sup> 三井田和夫<sup>1)</sup> 原田 潤太<sup>1)</sup> 小村 和美<sup>2)</sup> 高橋 哲彦<sup>2)</sup>

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

## MR Temperature Monitoring by the Proton Phase Shift (PPS) Method with a 0.3T Open-type MR Scanner: Experimental study

Michiko Dohi,<sup>1)</sup> Kazuo Miida,<sup>1)</sup> Junta Harada,<sup>1)</sup>  
Kazumi Komura,<sup>2)</sup> and Tetsuhiko Takahashi<sup>2)</sup>

Several MR parameters are sensitive to temperature change, notably, T1 relaxation time, proton phase shift (PPS) and diffusion coefficient. The PPS method has been considered for temperature monitoring during laser ablation owing to its tissue-independence and its ability to be used with a mid-magnetic field. Using the PPS method, we experimentally evaluated MR temperature monitoring with a 0.3T open-type MR scanner. Temperature change was reproducibly described as color mapping image. The PPS method was suitable for MR temperature monitoring in interventional MRI.

## はじめに

近年、経皮的温熱・寒冷療法はminimally invasive therapy(低侵襲性治療)として注目されている。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必須である。その手段としてMRIによる温度モニタリングが考えられている。温度に感受性を有するMRIのパラメーターには主に緩和時間(T1), プロトンケミカルシフトおよび水分子拡散係数などがある<sup>1),2)</sup>。T1は温度との関係が複雑で、画像には温度以外のさまざまな要因が関与し、温度の定量的計測には限界がある<sup>2),3)</sup>。また拡散係数では温度分解能には優れるが、微小な動きの影響を受けやすいため、echo planar imagingに代表されるような超高速シークエンスが必要となり<sup>2)</sup>、実際にinterventional MRIを施行する中磁場装置では実現が困難であった。そこで今回、組織依存性が少なく<sup>4),5)</sup>、中高磁場の臨床MR装置で施行可能な位相法を用いて、レーザー照射時におけるMR温度モニタリングの画像化の可否、再現性および正確性について実験的評価を行ったので報告する。

## 対象および方法

対象はハムである。ハムにMR対応針を留置し、内部にレーザーファイバーを針先より5mm出るように挿入した。Nd:Yagレーザー(1,064nm)の出力は、臨床でおもに使用している8~10W、1秒照射1秒間隔に設定し、150秒間、600~750Jまで計4回の実験を行った。

使用装置は垂直磁場方式0.3T永久磁石オープンタイプMR装置(AIRIS II, 日立製)である。撮像はグラディエントエコーシークエンス(TR/TE/FA: 80/30/60, FOV = 20cm, スライス厚8mm, 撮像時間10.2秒)を用い、15秒ごとに30~40回行った。1回目は基準画像とし、2~11回はレーザー照射中、12~30あるいは40回は照射終了後の画像である。基準画像との温度差 $\Delta T(i, j)$ [(i, j)は位置]は、位相差 $\Delta\theta(i, j)$ から下記の式で求められる。

$$\Delta T(i, j) = \Delta\theta(i, j) / (2\pi\gamma \cdot B_0 \cdot C \cdot TE) \quad (1)$$

Research Code No.: 209.2

Key words: Proton phase shift, Temperature monitoring, Interventional MRI, Laser ablation

Received Apr. 6, 1999; revision accepted Aug. 26, 1999

1) Department of Radiology, Jikei University, Kashiwa Hospital  
2) Hitachi Medical Corporation

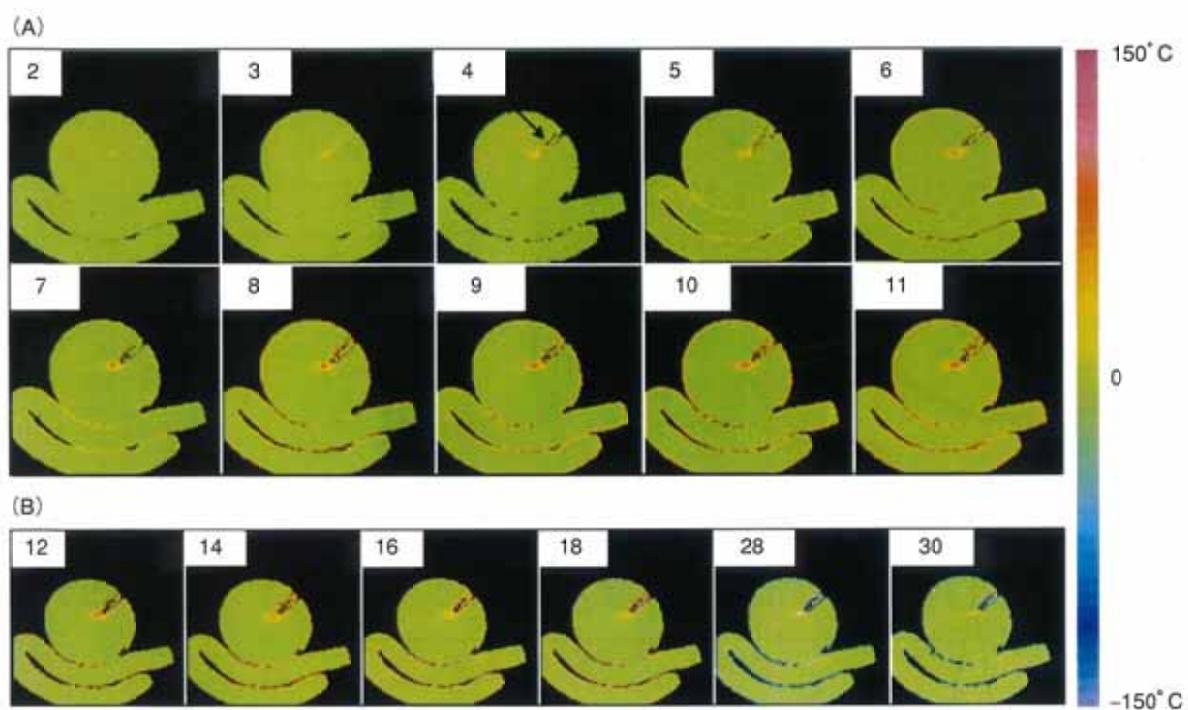


Fig. 1 Consecutive color-coded images during (A) and after (B) laser ablation (laser power: 10 W). Color change was seen at the tip of the needle ( $\uparrow$ ). This area of color change extended in proportion to the increase in laser dosage. It decreased after laser ablation.

ここで、 $\gamma$ は磁気回転比( $42.57 \times 10^6 \text{ Hz/T}$ )、 $B_0$ は静磁場強度、 $C$ は温度係数( $-0.01 \text{ ppm/}^\circ\text{C}$ )である。本法では $B_0$ 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。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、TE = 30msとした。カラー温度分布画像は1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。それをオンラインにてカラースケールでリアルタイムに表示した。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。1実験においては、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(9 pixelsの平均)から算出される温度との関係の検定を行った。

## 結 果

4回すべての実験で、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カラーで示される温度の上昇が観察された(Fig. 1A)。照射終了後このカラー変化は次第に縮小した(Fig. 1B)。温度計測(Fig. 2A)を実施した実験で、温度実測値は照射とともに上昇し、照射終了後には低下はじめ、最終的にはほぼ一定となった(Fig. 2B)。MRより算出された温度は実測値とほぼ同様の変化を呈した(Fig. 2B)。この実測値とMRより算出された温度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(Fig. 2C)。

## 考 察

被検体内温度分布の画像化の目的は、温熱や寒冷治療施行時の組織の温度を知ること、つまり目的病変の有効温度への到達の有無、治療効果範囲、また周囲正常組織の温度などを確認することにある。現在ではレーザー、マイクロウェーブなどさまざまな低侵襲治療の方法が開発され、その基礎的研究から、組織への作用、到達温度、治療有効温度や範囲、組織依存性などはすでに知られている。しかし病変の個人差や、手技の不確定さを考えると、治療の画像によるガイディングやモニタリングは重要であり、その一つとしてMR温度モニタリングは期待される方法である。

今回用いた位相法は組織依存性が比較的少なく、装置による制限を受けにくいとされている。実験の結果、温度分布画像はオンラインにて可視化でき、数回の実験でも同様の結果を得、再現性も確認できた。温度実測値とMRより算出された温度間の回帰分析では回帰は有意であり、位相法の正確性も証明された。中磁場装置と位相法を用いたこと、オンラインにて温度カラー分布画像を表示したことが本研究の特徴であるが、これは特殊な装置(ハードウェア)を用いずに、臨床と同じ状況下で温度モニタリングが可能であることを意味し、臨床応用の実現へ向け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、撮像シークエンスの工夫による時間分解能の改善が課題である。

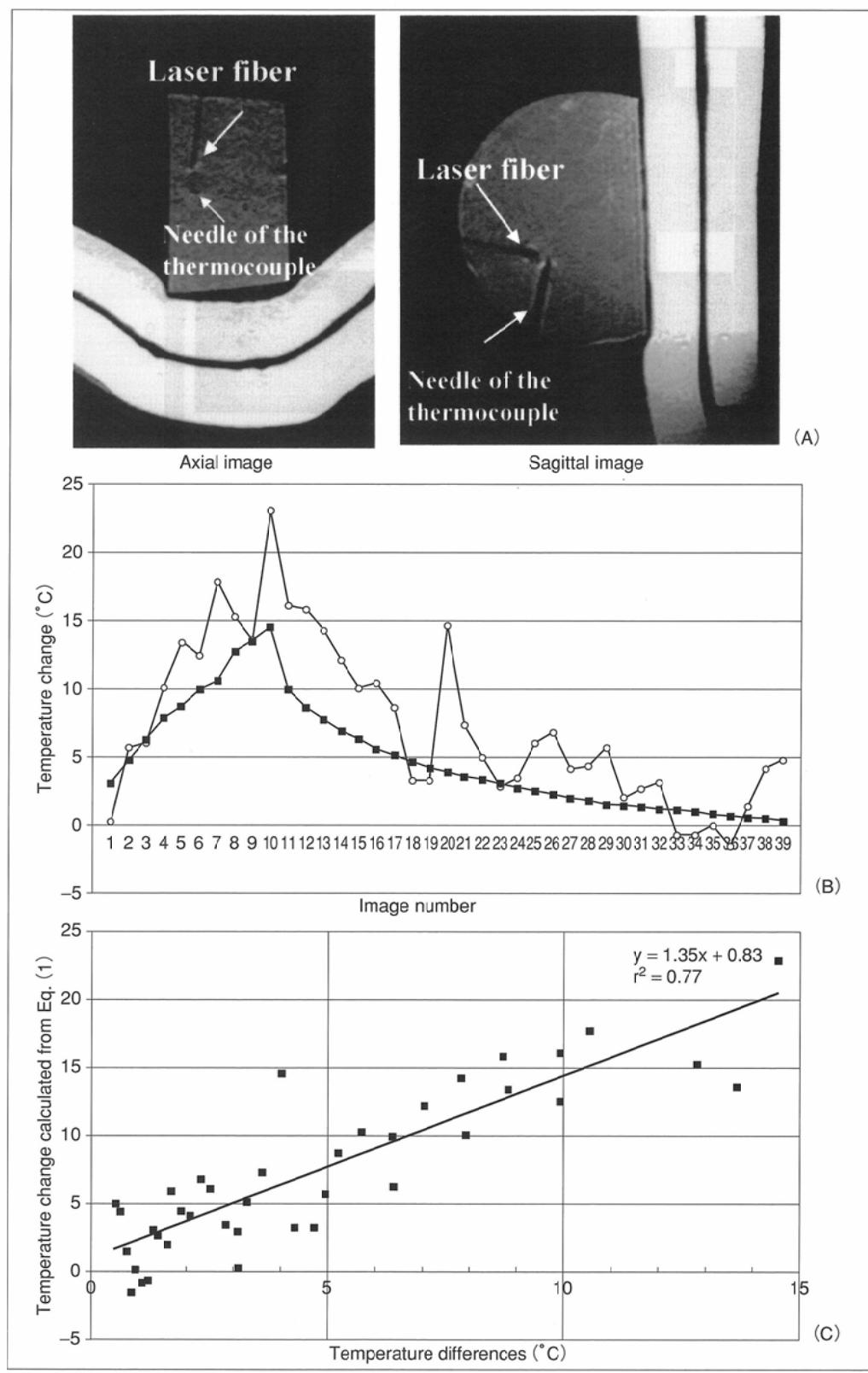


Fig. 2

A: A thermocouple set 7 mm from an MR-compatible needle on an MR image. Phase differences were calculated from the average phase values of 9 pixels surrounding the thermocouple.

B: Temperature change as measured with the thermocouple (■) increased linearly during laser ablation, decreased after ablation and finally reached a plateau. The pattern of temperature change calculated from equation (1) (○) was similar to that measured with the thermocouple.

C: Scatter plots of temperature differences calculated from the equation versus temperature differences measured with the thermocouple. The solid line indicates linear regression of the data.

## 文 献

- Graham SJ, Bronskill MJ, and Henkelman RM: Time and temperature dependence of MR parameters during thermal coagulation of ex vivo rabbit muscle. Magn Reson Med 39: 198–203, 1998
- Le Bihan D, Delannoy J, and Levin RL: Temperature mapping with MR imaging of molecular diffusion; Application to hyperthermia. Radiology 171: 853–857, 1989
- 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 19 : 269–277, 1999

- Ishihara Y, Calderon A, Watanabe H, et al: A precise and fast temperature mapping using water proton chemical shift. Magn Reson Med 34: 814–823, 1995
- Peters RD, Hinks S, and Henkelman RM: Ex vivo tissue-type independence in proton-resonance frequency shift MR thermometry. Magn Reson Med 40: 454–459, 1998