Original

MR透視下マイクロ波凝固術の基礎的検討 —アーチファクトとモニタリングの可否について—

土肥美智子¹⁾ 最上拓児¹⁾ 伊藤玲子¹⁾ 桑田知子¹⁾ 中田典生¹⁾
原田潤太¹⁾ 遠山洋一²⁾ 平井勝也²⁾ 小村和美³⁾ 高橋哲彦³⁾

Experimental evaluation of MR guided percutaneous microwave coagulation therapy (PMCT); Artifact and MR temperature monitoring

Michiko Dohi¹⁾, Takuji Mogami¹⁾, Reiko Ito¹⁾, Tomoko Kuwada¹⁾, Norio Nakata¹⁾,
Junta Harada¹⁾, Yoichi Toyama²⁾, Hirai Katsuya²⁾, Kazumi Komura³⁾, Tetsuhiko Takahashi³⁾

Abstract

Recently, microwave coagulation therapy (MCT) for liver tumor is expected as minimally invasive therapy. On the other hand, developing of open MR scanner, MR fluoroscopy technique and MR compatible instruments allows performing interventional MRI. The thermal imaging potential of MR was considered with regard to its temperature sensitivity. We tried MR guided and monitoring PMCT ex vivo using these techniques to safely and accurately perform this PMCT before clinical application. We evaluated artifact of microwave instruments and feasibility of MR temperature monitoring during PMCT. Causes of image artifact were known. MR temperature images correspond with temperature change. In future, MR guidance and temperature monitoring of PMCT appears feasible, clinically.

Key words : interventional MRI, temperature monitoring, percutaneous microwave coagulation therapy

Accepted on June 7, 2000

東京慈恵会医科大学附属柏病院放射線科¹⁾, 外科²⁾ 〒277-8567 千葉県柏市柏下163-1

Department of Radiology¹⁾, Surgery²⁾, Jikei University Kashiwa Hospital
Address : 163-1, Kashiwashita, Kashiwa city, Chiba, 277-8567, Japan

日立メディコ技術研究所³⁾ 〒277-0804 千葉県柏市新十余二2-1

Hitachi Medical Corporation³⁾
Address : 2-1, Shintoyofuta, Kashiwa city, Chiba, 277-0804, Japan

はじめに

肝腫瘍性病変に対するマイクロ波凝固治療は、低侵襲性治療として近年注目されている治療法である¹⁾。しかしこの治療法は体内深部で施行され、病変を直視できないことより、その手技の安全性、正確性及び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期待され、特に経皮的な手技においては必須である。自施設ではオープンタイプMR装置とMR透視術によってinterventional MRIが可能であり、レーザーによる椎間板減圧術、生検やドレナージを施行している。またモニタリング法として温度変化が準リアルタイムに画像化可能である。これらの技術を利用して、臨床でのMR透視下PMCT施行を目標として、まず生体外での基礎的実験を施行したので報告する。

I. 対象及び方法

対象はブタの摘出筋及び肝を用いた。

使用したMR装置は上下に円型の磁石を有する垂直磁場永久磁石型、0.3TオープンタイプMR装置（AIRIS II、

日立製）である（図1）。この装置の開口部は上下38cm、前面210度、後面70度と広く、インターベンションが容易となっている。コイルは穿刺部がコイルの中心になるよう改良された開窓型のインターベンション用のものが体格に合わせて3種類用意されているが、今回の実験では頭部用コイルを用いた（図2）。

MR透視画像は、グラディエントエコー（GrE）法（TR/TE/FA/30/10/35、FOV = 200mm、スライス厚 = 8 mm、matrix = 128 × 128、撮像時間4秒、再構成時間1秒）を用い、撮像・再構成・画像表示を連続して行い、準リアルタイムの画像を得ている。

モニターテレビは大型液晶テレビ（37型、Sony製）をガントリー中心から2.5m以上離れた位置に設置し、赤外線AVワイヤレス伝送システムによりモニターテレビに画像を映した。現在ではビデオ信号が光変調されるなど、RFシールドが装備されている大型（20.1インチ）カラー液晶タイプのインルームモニターがMR装置本体に設置されている（図1）。このモニターは支持アームにより、ガントリーの回り360度自由に移動が可能であるため、術者は近傍でMR透視画像がみられる。

穿刺針はチタン合金製のMR対応誘導針と電極針を用

図1
AIRIS II の外観

本体に液晶タイプインルームモニター（↑）が装備されている。

図2

左——頭部用コイル
右——開窓型インターベンション用ボ
ディーコイル

い、電極針はニッケルメッキの施されていないもの、1 μm 及び 2 μm 厚でニッケルメッキの施されているもの3種類を用意した。まず磁場内での誘導針及び電極針の視認性について検討を行った。

照射はマイクロ波手術器（マイクロターゼOT-110M、アズウェル社製）を用い、出力95W・60秒で行った。MR対応針と同様にMR室内での手術器の画像へ及ぼす影響を観察した。

MR温度モニタリング画像はT1値を利用した信号強度法（TR/TE/FA：35/1.5/35°，FOV = 200mm，スライス厚 = 8 mm，matrix = 128 × 128，撮像時間4.5秒，再構成時間1.0秒）とプロトンケミカルシフトを利用した位相法（TR/TE/FA：80/35/20°，FOV = 200mm，スライス厚 = 8 mm，matrix = 128 × 128，撮像時間10秒，再構成時間1.0秒）を用い、準リアルタイムに表示を行い、モニタリングの可否について検討を行った。位相法では温度分布画像を以下の方法で算出しさらにそれをカラーで表示した。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、

$$\Delta T(x, y) = \Delta \theta(x, y) / (2\pi\gamma \cdot B_0 \cdot C \cdot TE)$$

[(x, y)は位置を表す]……①

より温度差を算出し、カラースケールに変換して温度分布カラー画像を得る。ここでは、 γ は磁気回転比（42.57 × 106Hz/T）， B_0 は静磁場強度（本法では $B_0 = 0.3$ ）， C は温度係数（-0.01ppm/°C：純粋な水プロトンの温度係数）である。自施設では操作コンピュータそのものがワークステーションとなっているため、この温度

分布画像はオンライン、リアルタイムに同時表示される。背景と信号が低下する穿刺針は一定値を割り当て、黒として、温度が不変の部位つまり温度変化0°Cの部位は緑として表示した。また静磁場変動に起因する誤差の補正を行った。

II. 結果

1. MR対応誘導針及び電極針の視認性（図3）

MR透視画像及び信号強度法における誘導針は帯状の低信号帯として描出され、画像上その径は実際の径よりも約7～9倍太く見られたが、視認性は良好であった。電極針も同様に太くまたやや短く描出された。3種類の電極針の中ではニッケルメッキが施されたいないものが最もアーチファクトが小さかった。

磁場方向と穿刺針とのなす角度が垂直に近づくにつれ、針はより太く描出された。

2. マイクロ波手術器のアーチファクト

マイクロ波手術器からの画像に及ぼすアーチファクトは電源off時には、認められなかった。照射時には縞状のアーチファクトが透視画像にみられ、その原因は電極針と組織との癒着を防ぐための解離電流であり、それをoffにすることでアーチファクトは消失した（図4）。

3. モニタリング画像

信号強度法における温度モニタリング画像では、電極針先を中心に温度上昇に伴う信号低下域の増大を認め、温度低下と共に信号低下域の縮小が見られた（図5）。最終的に残存する信号低下域が観察された（図5）。

図3 MR対応誘導針および電極針

電極針は誘導針より25mm (a) 長くなっている。誘導針は径2mm, 14ゲージであるが、実際より約7~9倍太く描出される。電極針は径1.6mm (b) であるが、MR画像では図中に示すように、太くまた短く描出される。ニッケルメッキのない電極針のアーチファクトが最も小さい。静磁場方向となす角度が大きくなるにつれ、より太く描出されている。長方形の低信号域 (*) は実験上誘導針の針先を認識するため、便宜上取り付けした消しゴムの陰影である。

図4 マイクロ波手術器からの画像アーチファクト

解離電流 on 時 (右) に、縞状のアーチファクトがみられ、off 時 (左) には画像の乱れは認められない。

図5 信号強度法による温度モニタリング画像と肉眼像

電極針(↑)を中心に照射開始後から低信号域がみられ、照射量増加につれその範囲が拡大するのが観察された。照射終了後190秒の画像(b)には淡く低信号域(29×21mm)の残存がみられたが、肉眼像(c)の大きさ(30×16mm)とほぼ一致していた。 ▲:誘導針 (文献2より引用)

位相法によるカラー温度分布画像では、照射による温度上昇及び低下に対応したしカラー変化が見られた(図6)。しかし横断像のある断面では円形となるべきカラー領域が落花生型に変形しているのが観察された(図6)。

Ⅲ. 考察

MR画像で誘導針が実際の径よりも太く見られ、そのアーチファクトの程度は、静磁場方向と針のなす角度、磁場強度、撮像方法により影響を受けることはすでに多くの報告があり、今回の実験においても同様の結果が得られた³⁾⁴⁾。MR対応針はチタン合金やニッケルクロム合金などで作られており、この材質が持つ磁性特性により生じる susceptibility artifact が針の周りの信号消失を引き起こすため太い無信号域として描出されるのである。特に我々が使用するグラディエントエコー法はスピンエコー法と比較すると susceptibility に鋭敏であるため、

より強いアーチファクトが生じることとなる³⁾⁴⁾。しかしこの特性を逆手に利用すればMR画像におけるMR対応針の視認性は良好といえ、正確な穿刺が施行可能となる。しかし、見かけ上の太さより小さい病変の穿刺にMRガイド下では困難となることもある。

マイクロ波照射中に画像にみられた縞状のアーチファクトは電極針を治療組織からスムーズに引き抜くための電気化学作用を応用した解離電流が原因であった。通常照射中5秒毎、あるいは60秒照射後15秒ほど解離電流を流し、組織との癒着を防ぐのが原則ではあるが、照射中の電極針の軸回転を行うことで組織への付着は回避でき、解離電流の必要性はほとんどないといわれている⁵⁾。よって、この電流をoffにすることで画像にみられる縞状のアーチファクトの問題は回避できた。

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、通常の臨床MR装置で可能な方法である。

図6 位相法によるカラー温度分布画像 (a) と位相法における画像アーチファクト (b, c)

誘導針 (↑) の先端に照射開始後から温度変化に対応したカラー変化がみられ、照射量増加につれその範囲が拡大するのが観察された。照射終了後120秒の画像では同様に中心部の温度低下に対応したカラー変化がみられた。カラー分布画像の横断像では通常卵円形 (c) になるが、あるレベルにおいて落花生状 (b) となっていた。この落花生状の中心部 (▲) はテフロンで構成される電極の絶縁部に一致していた。

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/°Cと報告されている^{6)~9)}。我々の使用した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¹⁰⁾、また我々の他の実験でも温度変化と信号変化の相関を確認している¹¹⁾。しかし、我々の実験で最終的に残存していた低信号域は肉眼像での熱変性部位とほぼ一致しており、信号強度法ではT₁以外の要因、すなわち、水分減少による¹Hの減少、周囲の凝固壊死像によるT₂値の変化などの因子も信号変化に影響していることも推測され、温度変化のみを描出しているとは限らないことを念頭に置かなければならない。しかし簡便なこの信号強度法は治療部位の確認、及び周囲組織の相対的な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。

一方位相法は①式で表わされるように、位相差 $\Delta\theta$

(x, y) と温度差 $\Delta T(x, y)$ の関係を利用した方法である。この式から推測できるようにこの方法は組織依存性が少なく¹²⁾¹³⁾、中高磁場の臨床MR装置で施行可能な方法であるため、現在では温度モニタリングの主流となっている。自施設の操作モニターはワークステーションとなっているため、オンラインで画像が表示され、さらにある部位の温度変化は、モニター上でその部位をマウスでクリックすることで瞬時に知ることができ、臨床において便利な方法である。しかし今回みられた落花生型の温度領域は、先に施行したレーザーによる実験ではみられなかった現象であった¹⁴⁾。この原因について位相方向、照射出力、針の方向、シーケンスなどを変化させて追加実験を行った結果、この現象は温度上昇後電極針先にある絶縁部で生じていることが判明した。この絶縁部の材質はテフロンから成り、現在のところアーチファクトの原因は温度上昇がテフロンに何らかの変化を引き起こ

し、それが局所磁場に影響を与えるためと推測しているが、更なる検討が必要である。今後臨床応用への期待が高まるが、この方法では差分画像を用いているため、生体で施行する場合には呼吸によるアーチファクトが懸念される⁴⁾。息止めや呼吸同期による撮像方法の改良やより早い高速撮像法の開発が今後の課題となる。

結語

MR透視によるPMCTを臨床実現するための前段階として、MR対応針及びマイクロ波手術器のアーチファ

クトとMR温度モニタリング画像の可否について検討した。針のMR下における特有の視認性について確認できた。手術器からの画像アーチファクトは解離電流が原因であり、それをoffにすることで回避できた。温度モニタリング画像は信号強度法及び位相法とも画像化でき、温度変化を捉えることができた。位相法におけるアーチファクトの原因は電極針の絶縁部を構成しているテフロンであると推測されたが、更なる検討が必要である。今後臨床例への応用が期待されるが、血流、呼吸など生体内での生理的現象のMR画像に及ぼす影響が、生体外時とは違って新たな課題である。

References

- 1) Dodd GD, Soulen MC, Kane RA, Livraghi T, Lees WR, Yamashita Y, Gillams AR, Karahan OI, Rhim H : Minimally Invasive Treatment of Malignant Hepatic Tumors ; At the Threshold of a Major Breakthrough. *RadioGraphics* **20** : 19-27, 2000
- 2) 土肥美智子, 原田潤太 : インターベンショナルMRI—温度モニタリングを中心に—. *医学のあゆみ* **194** : 42-46, 2000
- 3) 三井田和夫, 土肥美智子, 原田潤太 : MRI下の穿刺・生検の治療効果判定. *臨床放射線* **45** : 307-316, 2000
- 4) Land ME : Principles of passive Visualization. in *Interventional Magnetic Resonance Imaging*, ed by Debatin JF. Germany, Adam G. Springer, 35-43, 1998
- 5) 銭谷利男 : マイクロ波とは. 井上恭一 監, 関 寿人, 才津秀樹 編, 肝臓のマイクロ波凝固治療. 東京, 南江堂, 6-13, 1999
- 6) Lufkin RB, Gronemeyer DHW, Seibel RMM : Interventional MRI ; Update. *European Radiology* **7** : 187-200, 1997
- 7) Matsumoto R, Mulkern RV, Hushek SG, Jolesz FA : Tissue Temperature Monitoring for Thermal Interventional Therapy ; Comparison of T1-weighted MR Sequences. *JMRI* **4** : 65-70, 1994
- 8) Dickinson RJ, Hall AS, Hind AJ, Young IR : Measurement of Change in Tissue Temperature Using MR Imaging. *JCAT* **10** : 468-472, 1986
- 9) Hall AS, Prior MV, Hand JW, Young IR, Dickinson RJ : Observation by MR Imaging of In Vivo Temperature Changes Induced by Radio Frequency Hyperthermia. *JCAT* **14** : 430-436, 1990
- 10) Russer TJ, De Marco JK, Kormos DW, Appleby A : Temperature measurement using open-configuration MR imaging system ; In a Gel-Phantom, in vitro and in vivo dog liver. *ISMRM* : 1958, 1997
- 11) 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MR組織モニタリングの実験的評価. *日磁医誌* **19** : 269-277, 1999
- 12) Ishihara Y, Calderon A, Watanabe H, Okamoto K, Suzuki Y, Kuroda K, Suzuki Y : A precise and fast temperature mapping using water proton chemical shift. *Magn Reson Med* **34** : 814-823, 1995
- 13) Peters RD, Hinks RS, Henkelman RM : Ex Vivo tissue-type independence in proton-resonance frequency shift MR thermometry. *Magn Reson Med* **40** : 454-459, 1998
- 14) 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* **59** : 788-790, 1999