



Title	MRI・CTによるCryosurgery後の経時的検討I-ファン トーム実験-
Author(s)	磯田, 治夫
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1989, 49(9), p. 1096- 1101
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18322
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

MRI・CTによるCryosurgery後の経時的検討 I

——ファントム実験——

浜松医科大学放射線医学教室（主任：金子昌生教授）

磯 田 治 夫

（平成元年2月22日受付）

（平成元年4月21日最終原稿受付）

Sequential MRI and CT Monitoring in Cryosurgery —An Experimental Study in Polyvinyl Alcohol Gel Phantom—

Haruo Isoda

Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine

Research Code No. : 599.1

Key Words : Cryosurgery, MRI, CT, Polyvinyl Alcohol Gel

The purpose of this investigation is to detect a cryolesion by MRI and CT during cryosurgery. A fundamental study was performed to demonstrate MR and CT images of polyvinyl alcohol (PVA) gel¹⁾²⁾, which was used as a phantom for MRI, under the condition of low temperature.

MRI was performed on a 0.1 Tesla system (ASAHI MR Mark-J). As the temperature lowered, the unfrozen PVA gel showed decreases in T_1 and T_2 , and an increase in signal intensity on the low flip (LF) angle images, which were obtained using 60 degrees of flip angle, Tr of 100 msec, Te of 18 msec with gradient echo acquisition method. The frozen PVA gel showed no signal intensity on the LF images and zero in T_1 and T_2 . On the other hand, the CT images revealed the frozen area of the PVA gel as a hypodense area.

From the facts described above, it may be concluded that MRI and CT will be able to detect cryolesions during cryosurgery.

I. 序 論

Cryosurgery は病変を液体窒素などを用いて冷却し、組織の凍結壊死化を図る治療法である。今回、著者はこの Cryosurgery に果たす MRI ならびに X 線 CT の役割を検討するための基礎実験として、MRI 用ファントムを用いて低温度下における T_1 値、 T_2 値、CT 値および画像上の変化を検討した。

II. 材料及び方法

MRI のファントムとして開発された含水率 80% の PVA ゲル (Polyvinyl Alcohol Gel)¹⁾²⁾ を $3 \times 2 \times 2$ cm 角の大きさに裁断し、これをドライ

アイスが入った発泡スチロールの箱の中に放置し、ゲル中に刺入したアルコール温度計による温度測定と MRI による T_1 、 T_2 値及び信号強度の測定をした。使用した MRI 装置は 0.1T 常電導 ASAHI MR Mark-J で、受信コイルは長さ 10 cm・径 6cm の動物用のものを使用した。 T_1 値は、 $Tr=1,000$ msec, $Td=300$ msec の IR (Inversion Recovery) 像および $Tr=1,000$ msec の SR (Saturation Recovery) 像より、 T_2 値は、 $Tr=1,000$ msec, $Te=30 \cdot 60 \cdot 90$ msec の SE (Spin Echo) 像より得られたゲルの計算画像の四隅と中心部に設定した ROI (Region of Interest) から求めた値

の平均値とした。また、 $T_r=100\text{msec}$, $T_e=18\text{msec}$, flip angle 60° , gradient echo による信号収集をする low flip angle gradient echo 法で撮影した像(以下 LF 像, マトリックス; 128×256 , 2回の信号収集に要する時間は25.6秒)も得た。温度変化に伴う PVA ゲルの LF 像での信号強度の変化は以下のコントラスト比 (M.R. Fisher らの用いている %contrast³⁾を修正) で表わした。

コントラスト比 $= I_a/I_b$ (I_a : 低温 PVA ゲルの信号強度, I_b : 室温 PVA ゲルの信号強度) スライス厚はそれぞれ5mm とした。

次に室温中で PVA ゲルをドライアイス上に放置し, 経時変化を見るために1分毎に MRI の LF 像を撮影した。同様にして X 線 CT の撮影を行った。CT 装置は GE 社製 CT9800 で, 条件は120 kv, 100mA, スライス厚は5mm とした。

III. 結 果

1. 温度低下による PVA ゲルの T_1 , T_2 値および LF 像の信号強度の変化

PVA ゲルの凍結温度は $-1 \sim -2^\circ\text{C}$ であり, ドライアイスを入れた発泡スチロールの箱の内部に放置した 24°C のゲルが凍結するのに本実験では約1時間半を要した。計算画像から求めたゲルの T_1 , T_2 値とゲル中心部の温度との関係は Fig. 1, 2 に示すごとくである。凍結温度に達するまでは

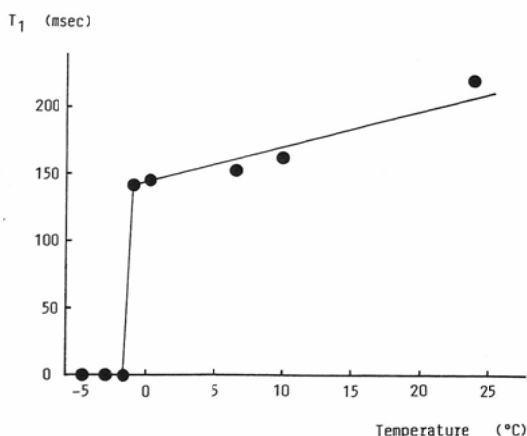


Fig. 1 The relationship between the spin-lattice relaxation time (T_1) and the temperature for the PVA gel. T_1 is shortened, as the temperature lowered. And T_1 is zero under the freezing point.

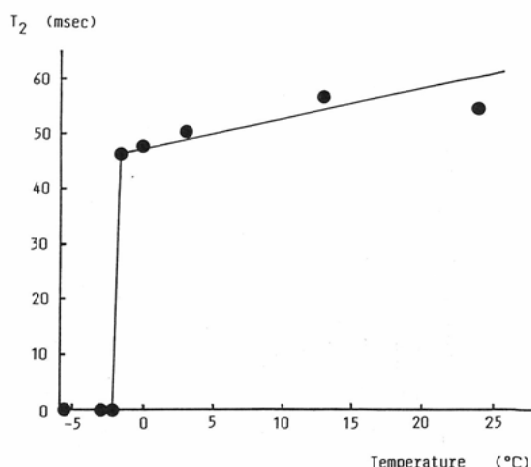


Fig. 2 The relationship between the spin-spin relaxation time (T_2) and the temperature for the PVA gel. T_2 is shortened, as the temperature lowered. And T_2 is zero under the freezing point.

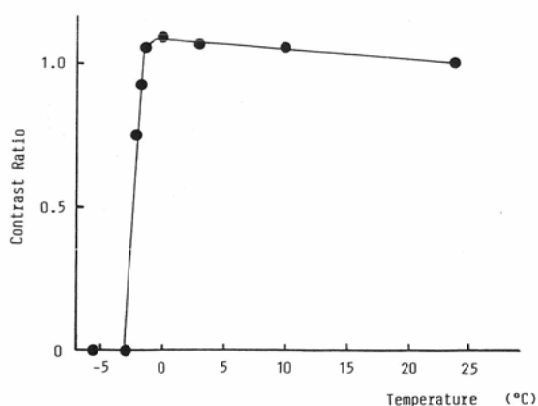


Fig. 3 The relationship between the contrast ratio of signal intensity of the PVA gel on the LF images and the temperature. The signal intensity increases, as the temperature lowered. And the frozen PVA gel gives no signal.

温度の低下とともに緩和時間は短くなる。凍結後の緩和時間はともに零であった。凍結時と非凍結時との間には連続性がないように観察された。また、このゲルの LF 像での信号強度を室温 (24°C) 中に放置したゲルの信号強度と比較したコントラスト比と温度との関係は Fig. 3 に示す如くであった。凍結温度以上では温度が低下するにつれて信号強度が上昇し、 0°C で 8% の増加をみた。凍結温度以下では零となった。

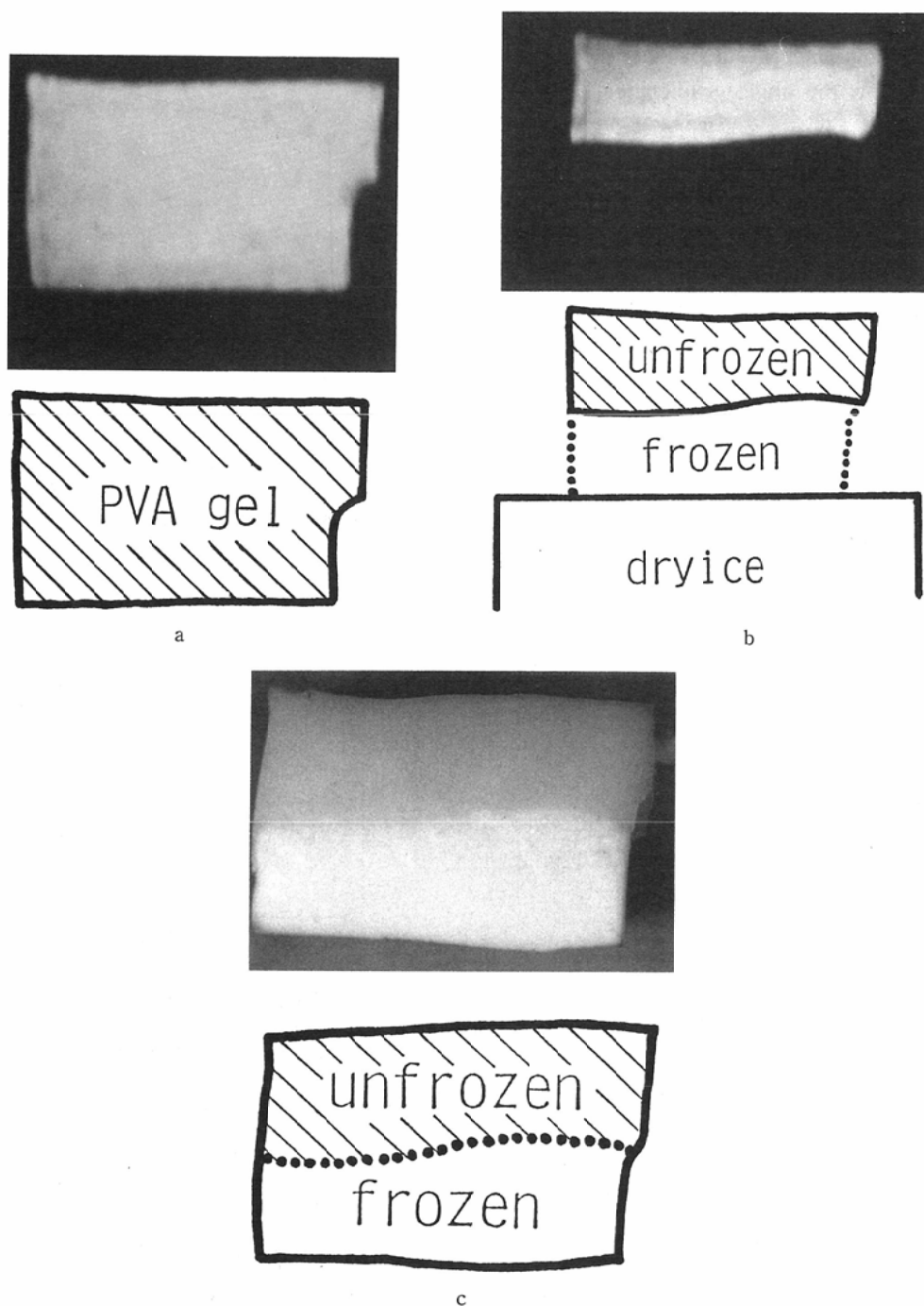


Fig. 4 LF images of the PVA gel in contact with dryice
 (a) the LF image of the PVA gel before contact with dryice (b) the LF image of the PVA gel in contact with dryice for 9min. (c) the photograph of the PVA gel about the same time of b. The frozen area shown on the photograph appears relatively white and it corresponds to no signal area on the LF image.

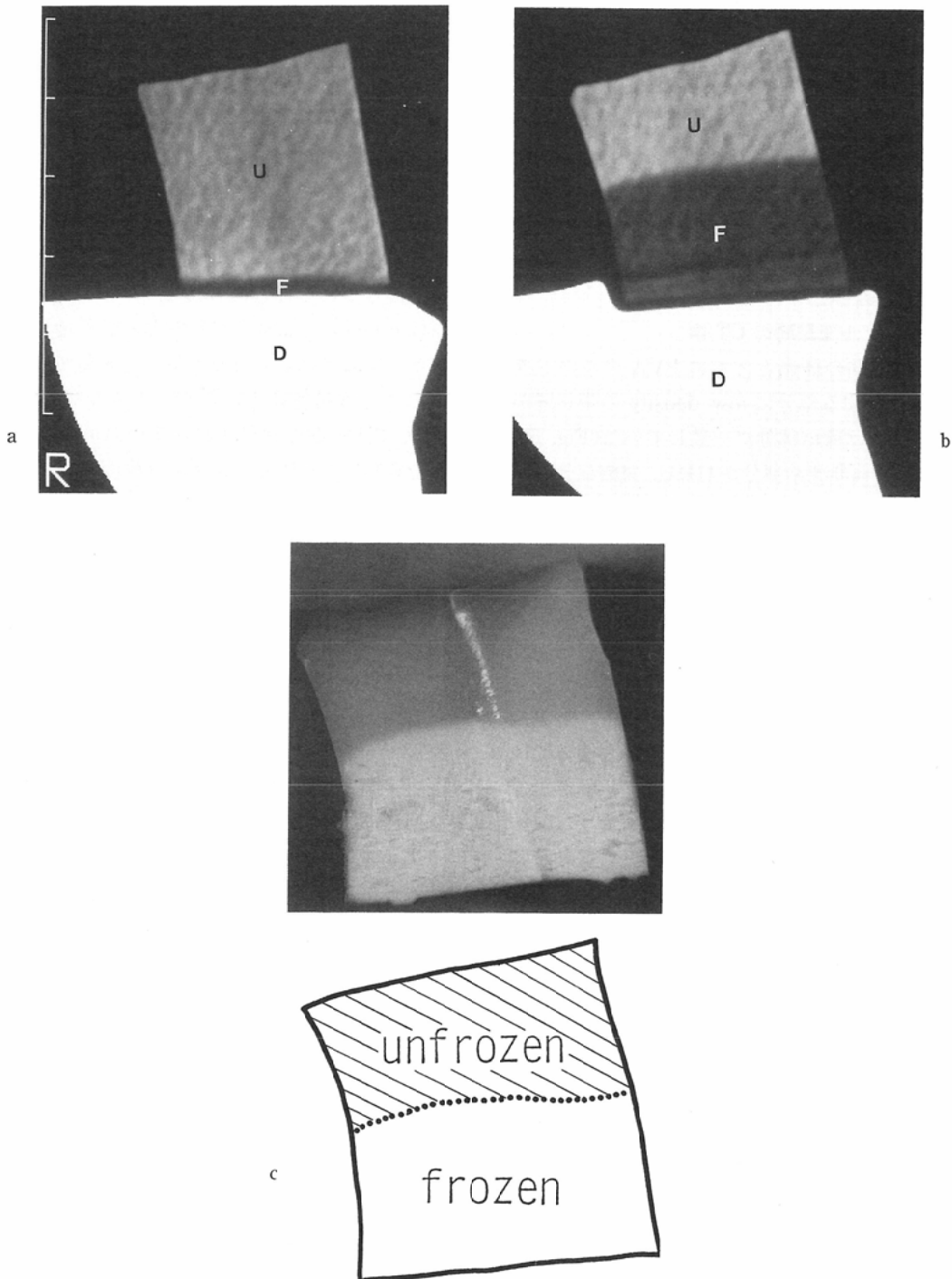


Fig. 5 CT images of the PVA gel in contact with dryice
 (a) the CT image of the PVA gel in contact with dryice for 1min. (b) the CT image of the PVA gel in contact with dryice for 11min. (c) the photograph of the PVA gel about the same time of b. The frozen area shown on the photograph appears relatively white and it corresponds to hypodensity area on the CT image. U; unfrozen area, F; frozen area, D; dryice

2. PVAゲル凍結時のMRI像

MRIのLF像を1分ごとに撮影し始めた直後(Fig. 4a)よりPVAゲルのドライアイスに接した部分から帯状の無信号領域が広がり、9分後に約1cmの無信号領域となった(Fig. 4b)。この無信号領域はゲルの凍結部分に一致していた(Fig. 4c)。MRI画像上、凍結部分と非凍結部分との境界は明瞭であり、前者に接した後者には帯状の高信号領域が見られた。

3. PVAゲル凍結時のCT像

CTでは時間の経過とともにPVAゲルのドライアイスに接する部分にlow densityの帯状域が広がり、これは凍結部分に一致していた(Fig. 5a, b, c)。CT値は非凍結部分が41HU、凍結部分が-17HUで、凍結部分と非凍結部分の境界は明瞭に識別された。

IV. 考 察

今回のMRIファントム実験で示された如く温度低下に伴って T_1 、 T_2 値は低下し、凍結後は零となった。凍結前後は不連続に移行するようになる。現在臨床に用いられているMRIの対象核種は水素原子で、この水素原子は液体と固体では挙動を全く異にし、氷では極端に T_1 、 T_2 値が短くなる。B.M. Fung⁴⁾やYoshikawa⁵⁾の研究では凍結温度以下でも T_1 、 T_2 値が変化し、温度と緩和時間の関係が分る実験結果を出しているが、今回実験に使用した臨床用のMRI撮影装置では、凍結部位の緩和時間は全て零となって、内部の温度分布の推定はできなかった。これは本実験で用いた装置の磁場強度が0.1Tと低いために信号強度が弱いことや器械の精度などが関わっているものと思われる。特に T_1 値については関心領域の信号強度が弱いと測定できていないと考えられる。LF像では凍結部位は無信号領域として描出され、Cryosurgeryによる組織凍結中の経過観察が可能であることが示唆されたが、 T_1 、 T_2 値と同様に温度分布を推定できる結果は出なかった。

また、Fig. 3ならびにFig. 4bで示されたごとく、0℃付近で信号強度の増加があった。ここでLF像の信号強度は、次式で与えられる。

$$I = Pd \cdot \exp(-Te/T_2) \cdot \sin\alpha \cdot (1 - \exp$$

$$(-Tr/T_1)) / (1 - \cos\alpha \cdot \exp(-Tr/T_1))$$

ただしI：信号強度、Tr：繰り返し時間、Te：エコー時間、 α ：Flip Angle、Pd：プロトン密度、 T_1 ：縦緩和時間、 T_2 ：横緩和時間である。 T_1 値および T_2 値の変化の仕方によってはこのLF像の信号強度は様々に変化すると思われるが、今回の実験ではPVAゲルの温度低下による T_1 値低下に伴う信号増加率が T_2 値低下に伴う信号低下率を上回っていると考えられた。シュミレーションでは0℃は24℃に対して約20%の信号増加を示したが、実験ではこれよりも少なく8%であった。このことは温度変化に伴うプロトン密度の変化(4℃で水の密度は最大になるが温度変化に伴うPVAゲル全体でのプロトン密度変化の詳細は未検討である)とともに測定系の精度も関わっていると考えられる。

X線CTではCT値はほぼ組織の密度に依存している。水分を充分に含んだファントムは凍結によって体積が増加して密度が低下するために、凍結部分は低吸収域として描出されたと考えられた。CTによってもCryosurgery中の経過観察ができると思われた。

V. 結 論

MRI用ファントムであるPVAゲルをドライアイスを用いて凍結させる実験を施行して次の結論を得た。

1. PVAゲルの凍結部分はMRIのLF像で無信号領域、CTで低吸収域として描出された。このことからCryosurgery術中に凍結部位と非凍結部位をMRIおよびX線CTで識別できることが示唆された。

2. MRIのLF像においては凍結温度以上では温度低下に伴って信号強度の上昇が認められた。

稿を終えるにあたり、御助言を頂きました東芝中央病院放射線科真野 勇先生、MRI撮影装置を快く使用させて頂きました聖隷浜松病院院長山中耕作先生ならびに御協力頂きました放射線部の皆様、コイルなどの提供をして頂きました旭化成の方々に厚くお礼申し上げます。また、御校閲、御助言を頂きました浜松医科大学放射線医学教室金子昌生教授、高橋元一郎助教授、高井通勝講師に感謝致します。

文 献

- 1) 南部昌生: 高含水ゴム, 医用材料およびNMR
ファントム, NMR 医学, 5: 85—90, 1985
 - 2) Mano I, Goshima H, Nambu M, et al: New
polyvinyl alcohol gel material for MRI phan-
toms. Magn Reson Med 3: 921—926, 1986
 - 3) Fisher MR, Hricak H, Crooks LE: Urinary
bladder MR imaging. Radiology 157: 467—470,
1985
 - 4) Fung BM, Durham DL, Wassil DA: The state
of water in biological systems as studied by
proton and deuterium relaxation. Biochim
Biophys Acta 399: 191—202, 1975
 - 5) Yoshikawa K, Terada H, Kyogoku Y: Two
kinds of unfrozen water in mitochondrial sus-
pension detected by ^1H magnetic resonance.
Biochem Biophys Res Commun 84: 1025—1030,
1978
-