

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—

三井田和夫¹, 原田潤太¹, 土肥美智子¹, 桑田知子¹,
中田典生¹, 小山 勉², 橋本卓雄², 佐藤 茂³

¹東京慈恵会医科大学附属柏病院放射線科 ²同脳神経外科 ³日立メディコ(株)

対 象

対象症例は2例で、症例1は64歳男性、歩行障害、痙攣発作を主訴に来院。CT, MRIで脳梁に腫瘍が疑われた。症例2は49歳女性、2年前に左側頭葉、多形膠芽腫で腫瘍摘出術、放射線治療を行ったが、今回、腫瘍再発が疑われた。

方 法

用いたMRI装置はオープンタイプMRI日立AIRIS 0.3T永久磁石、垂直磁場方式で、頭部用コイルは定位脳手術システムに装着した。

あらかじめ、MRI装置をモニター画面上での計測に用いるのにあたり、半径9cm、1cm間隔格子のファントムによりspin echo (SE)法でT₁強調画像 (TR/TE: 500/40)、水平断、冠状断、矢状断を撮像し画像の歪みの検証を行った。

MR fluoroscopyはgradient echo (GE)系高速撮影法で、①T₂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 re-winded gradient echo)、最短TR/TE: 16/4、projection: 32~256、フリップ角: 30°、②ス

はじめに

近年、MRI (Magnetic resonance image) のもつ高い組織コントラスト分解能、また任意の断層像が得られ、X線被爆がないなどの特徴を生かして、MRIを画像診断だけでなく、生検のガイドや治療のモニターやコントロールなどに応用する試みがinterventional MRIとして注目されてきている。特に、オープンタイプのMRI装置は術者の患者へのアクセスを容易とし、超高速撮影法を応用したMR fluoroscopyの開発により、MR透視下に病巣を穿刺する状態をほぼリアルタイムに観察できるようになった¹⁾。

頭蓋内病変に対する穿刺は正確に病変に到達することが必要であり、従来より、定位脳手術システムを用いCTやMRIモニター画面上で計測を行い定位的に穿刺する方法が、正確かつ低侵襲的な方法として広く行われている²⁾。

今回われわれは、脳腫瘍の生検法として、従来の定位的な方法に加え、定位脳手術システムに頭部用コイルを装着したものを試作し、オープンタイプMRI装置、MR fluoroscopyを用いることにより、MR透視下に生検を行うことができたので報告する。

キーワード brain tumors, biopsy, stereotactic, open MRI system, MR fluoroscopy

ポイラーパルス付加し T₁ 強調用 SSFP 系パルスシーケンスとした RS-SARGE 法 (RF spoiled SARGE), 最短 TR/TE : 20/6, projection : 32~256, フリップ角 : 30°, ③通常の T₁ 強調用 GE 法, 最短 TR/TE : 30/8, projection : 32~256, フリップ角 : 30°, が搭載されている. 1 イメージあたりの再構成処理時間はいずれも 1.5 秒である. 症例 1 には SARGE 法 (TR/TE : 16/4, projection : 160, フリップ角 30°, 1 イメージあたりの撮影時間約 2.6 秒), 症例 2 には GE 法 (TR/TE : 30/8, projection : 128, フリップ角 30°, 1 イメージあたりの撮影時間約 3.8 秒) を用いた.

定位脳手術システムはパティル式 (オリオンメディカル) のものを用い, MR 対応となるように磁性体の部品は非磁性体のものに改良した. パティル式の定位脳手術システムはどのような方向から穿刺しても, 設定されたフレーム座標値に向かって穿刺カテーテルが進行, 到達するように設計されたものである. MRI 装置には磁場中心を決定する 3 次元のレーザー光線が搭載されており, このレーザー光線を定位脳手術システムの 3 次元フレーム座標に投影することにより, 磁場中心を基準点に定位的に穿刺を行った.

あらかじめ行われた頭部 CT, MRI, 脳血管撮影などを参考に, 穿刺経路が脳の機能的に重要な部位や腫瘍血管の豊富な部位を避け, かつ最短経路となるように考慮し, 前日, 手術室で穿頭を行った. 当日, 定位脳手術システムを局麻下に頭蓋に装着し, MRI 装置のレーザー光線を投影させ磁場中心の定位脳手術システムにおけるフレーム座標値を求めた後, 患者をガントリー内に入れ, SE 法で造影 T₁ 強調画像 (TR/TE : 500/25) を腫瘍部から穿頭部まで 2 方向撮像した. 任意の MRI 画像スライス面で, 磁場中心はその画面上での基準点として表示可能である. MRI 画像モニター上で, 磁場

中心と腫瘍の穿刺目標点との距離を X 軸, Y 軸, Z 軸方向に 3 次元的に求め, 磁場中心の 3 次元フレーム座標値にそれぞれ加算しフレーム目盛りを動かし, 穿刺カテーテルが目標点に向かうように設定した (Fig. 1, 2).

穿頭部と穿刺目標点を結ぶ穿刺経路を MR fluoroscopy で観察しながら, パティル専用のカーボン製の内筒が挿入された穿刺カテーテル (テフロン製, 径 14G, オリオンメディカル) を腫瘍に向けて進めた. 穿刺カテーテルの視認性を高めたい場合, 整形外科領域の手術に広く用いられているチタンワイヤーをカーボン製の内筒の代わりに用いた. 生検鉗子は biting type を用いたが, MR 対応でないため, 穿刺カテーテルの先端が腫瘍の目標点に到達したことを確認後, テーブルをスライドさせ患者の頭部をガントリー外に出した後, 内筒を抜き, 経カテーテル的にカテーテルの長さに合わせてストッパーを付けた生検鉗子を挿入し組織採取を行った (Fig. 3, 4).

生検後, SE 法で T₁, T₂ 強調画像を撮像し, 頭蓋内出血などの合併症がないことを確認し終了した.

結 果

MRI 装置の画像の歪みの測定の水平断を Fig. 5 に示す. 磁場中心から離れるほど画像の歪みがみられたが, 磁場中心から半径 9 cm の範囲内では, 2 mm 以内であった. 冠状断, 矢状断でも同様の結果を得た.

チタンワイヤーまたはカーボン製の内筒を挿入した穿刺カテーテルは, MR fluoroscopy で低信号に明瞭に描出され, 先端が腫瘍に到達するのが容易に確認できた. 視認性はチタン合金製の方が優れていた.

生検の結果, 十分な組織検体が得られ, 症例 1 は悪性リンパ腫, 症例 2 は神経膠腫の再発と

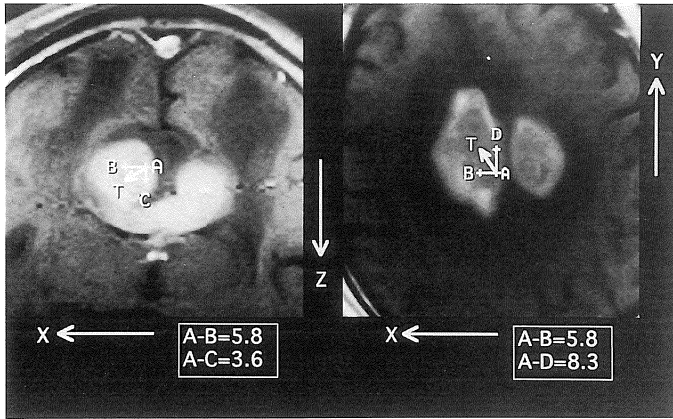


Fig. 1. Measurement of target point (case 1) Distance between the tumor target and the magnetic field center was measured on Gd-enhanced axial and coronal T₁ weighted images (TR/TE : 500/25) in three dimension, (+) 5.8 mm in the X (left-right) axis, (+) 8.3 mm in the Y (posterior-anterior) axis and (+) 3.6 mm in the Z (superior-inferior) axis. (T : target, A : magnetic field center)

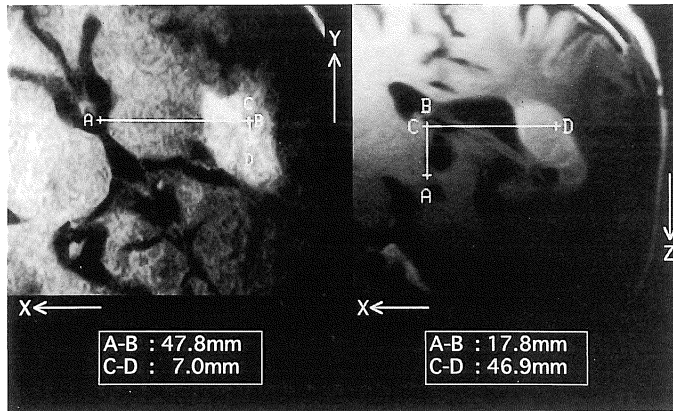


Fig. 2. Measurement of target point (case 2) Distance between the tumor target and the magnetic field center was (-) 46.9 mm in the X (left-right) axis, (-) 7.0 mm in the Y (posterior-anterior) axis and (-) 17.8 mm in the Z (superior-inferior) axis. (D : target, A : magnetic field center)

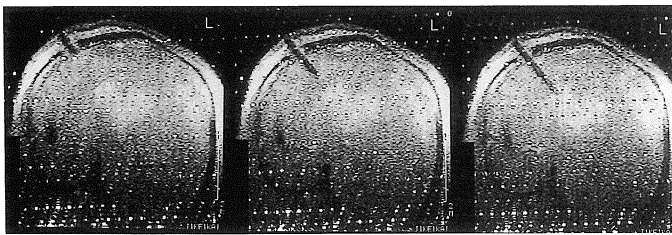


Fig. 3. Fluoroscopic images during biopsy (case 1) Puncture catheter with a titanium inner needle was seen as a low intensity signal and clearly monitored on near real time. The location of the tip of the catheter was precisely determined in the tumor. (TR/TE : 16/4, projection : 160, flip angle : 30°)

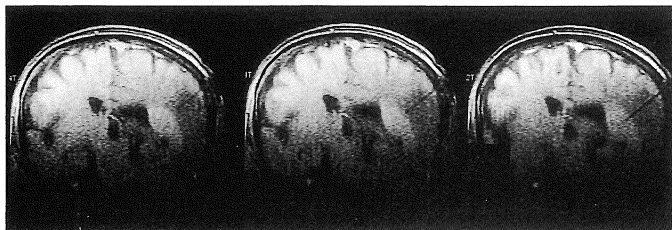


Fig. 4. Fluoroscopic images during biopsy (case 2) Puncture catheter with a carbon inner needle was also seen as a low intensity signal and slimmer than titanium one (Fig. 3) (TR/TE : 30/8, projection : 128, flip angle : 30°)

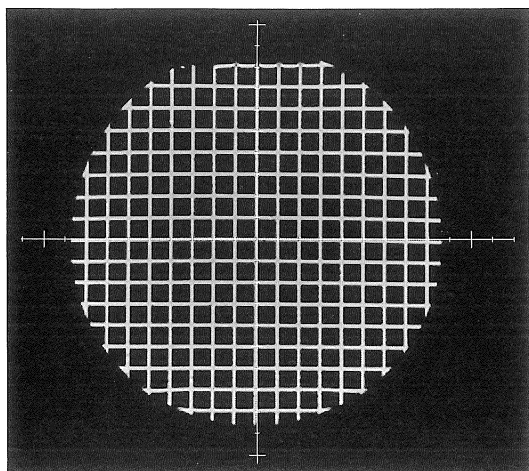


Fig. 5. Distortion of MR image. Distortion of MR image was less than 2 mm within the area of 9 cm from the magnetic field center. (TR/TE : 500/40,axial image).

診断された。合併症は認められなかった。

考 察

脳腫瘍の生検を定位的に行う方法は、1947年、Spiegelら³⁾によって定位脳手術が導入されて以来、その有用性については広く認められている。CTの登場以前は、気脳撮影、脳血管撮影などから病変の位置、形態を推測し位置ぎめをしていたが、CTの出現により脳の構造、脳内病変の大きさ、形状、位置などが明瞭に描出されるようになり、CT定位脳手術システムも考案され、脳内の病変に対して正確かつ安全に生検を行うことが可能となった^{4),5)}。定位脳手術でMRIをガイドとする場合、画像の歪みによる測定誤差が生じる可能性があることを考慮しなければならないが、病変目標点の設定に際しては、優れた組織コントラスト分解能の点でMRIがCTよりも有用である場合も多く、また任意の断層面が得られ、X線被爆がないなどの利点をもつMRIをガイドとした定位的生検への移行が期待されている^{2),4)}。われわれの用いたMRI装置の画像の歪みは、磁場中心か

ら半径9 cmの範囲内では、ほぼ2 mm以内で、磁場強度やMRI装置の機種によらず、磁場中心から半径10 cm以内では、その歪みは2~3 mmとされ^{6),7)}、われわれの検証も同様の結果を呈した。MRI画像モニター上での計測後の穿刺に際しても、穿刺カテーテルが設定目標点を大きくずれるようなこともなかった。磁場中心に近いほど画像の歪みは少なく、われわれの行った定位的方法は磁場中心を基準点として計測しているため、歪みによる測定誤差を最少限にとどめることができるとと思われる。

従来行われてきたCTやMRIをガイドとした定位的生検法は、CTやMRIモニター画面上で計測を行った後、定位的に穿刺針を進め生検を行うもので、実際に腫瘍を穿刺する状態を観察することは不可能であり、また穿刺は通常、手術室で行われることが多いため穿刺針が腫瘍に到達しているか確認することはできなかった。

今回われわれは、オープンタイプのMRI装置を用いることにより、MRIガントリー内で穿刺することができ、またMR fluoroscopyでほぼリアルタイムに穿刺カテーテルが腫瘍に向かう状態を観察することができ、穿刺カテーテル先端が確実に腫瘍の目標点に到達するのが確認できた。症例1ではMR fluoroscopy画面に多数の点状のアーチファクトが生じてしまったが、モニターテレビのケーブルからのものとわかり、現在はケーブルを磁気シールドし、またモニターテレビも液晶のものにするなどアーチファクトの発生を防いでいる。また、MR fluoroscopyは当初T₂強調用シーケンスのSARGE法しか搭載されておらず、造影MRIにおけるコントラストに問題があったが、その後、T₁強調用SSFP系パルスシーケンスRS-SARGE法(RF spoiled SARGE)、T₁強調用GE法の2種類のT₁強調用MR fluoroscopyが追加され良好なコントラスト分解能を得ている。RS-SARGE法、GE法ともにSARGE法に比べ、TR時間が長いいため、1イメージあた

りの撮像時間は長くなるが、定位的生検法では穿刺目標は不動であるため、穿刺カテーテルをゆっくり進めることで対処可能であった。

今回用いた手法により定位脳手術システムの装着、MRI の撮像、画像モニター上での計測、穿刺・生検、合併症の有無の確認とほぼすべての操作を MRI 室で行うことができた。今後、生検以外にも、MRI 装置をモニターやコントロールとした血腫や膿瘍の吸引、悪性脳腫瘍に対する温熱療法、レーザー療法、薬剤注入など、治療にも積極的に応用されていくものと期待される。

結 語

1. 脳腫瘍の生検法として、従来の定位的な方法に加え、定位脳手術システムに頭部用コイルを装着したものを試作し、オープンタイプ MRI 装置、MR fluoroscopy を用いることにより、MR 透視下に生検を行った。
2. オープンタイプ MRI 装置は術者の患者へのアクセスが容易であった。
3. MR fluoroscopy で穿刺する状態をほぼリアルタイムに観察でき、穿刺カテーテルの先端が腫瘍に到達するのが確認できた。
4. 一連の手技をほぼすべて MRI 室で行うことができ、迅速かつ確実に脳腫瘍の生検が行えた。
5. 生検以外にも MRI をモニターやコントロールとした治療法に応用されていくことが期待される。

文 献

- 1) 石口恒男, 深津 博, 安藤容子, 石垣武男: インターベンショナル MRI. INNERVISION 1993; 8(6): 93-96.
- 2) 松本健五, 富田 亨, 東久 登, 中川 実, 芦立久, 多田英二, 前田八州彦, 大本堯史: 脳腫瘍に対する image guided stereotactic biopsy 71 例の経験. 脳神経外科 1995; 23(10): 897-903.
- 3) Spiegel EA, Wycis HT, Marks M: Stereotaxic apparatus for operations on the human brain. Science 1947; 106: 349-350.
- 4) 駒井則彦: CT を利用した定位脳手術. 脳神経外科 1986; 14(2): 123-133.
- 5) 新妻 博, 中里信和, 城倉英史, 大槻泰介, 片倉隆一, 鈴木二郎: 脳腫瘍の CT-guided stereotaxic biopsy 104 例の経験. 脳神経外科 1988; 16(2): 141-146.
- 6) Schenck JF, Jolesz FA, Roemer PB, et al.: Superconducting open-configuration MR imaging system for image-guided therapy. Radiology 1995; 195: 805-814.
- 7) 岡嶋 馨, 溝脇尚志, 永田 靖, 平岡真寛: 放射線治療計画のための MR シミュレータ開発を目的とした基礎的検討. INNERVISION 1996; 11(8): 60.

Interventional MRI with MR Fluoroscopy Using an Open Type MRI System : Application to Biopsy of Brain Tumors

Kazuo MIIDA¹, Junta HARADA¹, Michiko DOHI¹,
Tomoko KUWADA¹, Norio NAKATA¹, Tsutomu KOYAMA²,
Takuo HASHIMOTO², Shigeru SATO³

¹*Department of Radiology, ²Department of Neurosurgery
The Jikei University School of Medicine, Kashiwa Hospital
163-1 Kashiwashita, Kashiwa-shi, Chiba 277*
³*Hitachi Medical Corporation*

In order to improve the safety and accuracy of brain biopsy procedures for brain tumors by monitoring the state of the biopsy instrument, we evaluated MR fluoroscopy-guided biopsy using an open type MRI system together with conventional stereotactic techniques.

We used a 0.3T open type MRI system (AIRIS, permanent type, Hitachi) that allows direct access to the patient and provides near real time fluoroscopic images, an MR compatible stereotactic guidance system (Patil type) mounting head coil, and MR compatible biopsy instruments.

Fluoroscopic images were obtained by rapid gradient echo methods. MR fluoroscopy-guided biopsy was performed in two patients with brain tumors. MRI-measured stereotactic targets were based on the point of the magnetic field center.

After measuring the distance between the tumor target and the magnetic field center on axial and coronal Gd-enhanced T₁ weighted images in three dimension, biopsy catheter with a carbon or titanium inner needle was advanced to the tumor target stereotactically while its course was clearly visualized as a low intensity signal on MR fluoroscopic images, whereby the location of the tip of the catheter was precisely determined in the tumor.

Tissue samples were obtained with biopsy forceps through the catheter several times.

No complications were observed either during or after biopsy. A histological diagnosis was possible from the tissue samples in each case. Based on these findings, we conclude that MR fluoroscopy-guided biopsy using an open type MRI system together with conventional stereotactic techniques is a minimally invasive, accurate and simple method.

In addition to diagnostic procedures, this method is also applicable for MR monitoring during therapeutic intervention.