

原 著

## 術中 MRI 撮影のための受信コイル機能を有する定位脳手術装置に関する研究

東京女子医科大学 大学院先端生命医科学系 先端工学外科学 (指導: 伊関 洋助教授)

タニグチ ヒロキ ムラガキ ヨシヒロ ナカムラ リョウイチ イセキ ヒロシ  
谷口 拡樹・村垣 善浩・中村 亮一・伊関 洋

(受理 平成 17年 3月 31日)

A New Stereotactic Frame with Radiofrequency Receiver Coil  
for Intraoperative Magnetic Resonance Imaging

Hiroki TANIGUCHI, Yoshihiro MURAGAKI, Ryoichi NAKAMURA and Hiroshi ISEKI

Faculty of Advanced Techno-Surgery (Director: Associate Prof. Hiroshi ISEKI),

Institute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Tokyo Women's Medical University

Image-guided stereotactic biopsy of a deep brain tumor is a surgical procedure in which the biopsy needle is guided with pinpoint precision to the target based on pre-operative images using a frame-based stereotactic system. Positioning error of the biopsy needle occurs because of intraoperative brain shift or poor imaging properties of the modalities used (e. g. poor soft tissue contrast between tumor and normal tissues, image distortion). The former error can be minimized by using intraoperative images, and the latter by a low magnetic field MRI system that produces better soft tissue contrast with less image distortion than that of a high magnetic field MRI system. MRI-guided stereotaxy based on intraoperative imaging requires both a receiver coil with high diagnostic performance and a conventional stereotactic system allowing uninterrupted MRI scanning. We developed a stereotactic coil which serves both as a radiofrequency receiver coil for intraoperative MR imaging, and as a stereotactic frame. This integrated coil provided adequate soft tissue contrast images for intraoperative diagnosis in a clinical trial. Using the integrated coil we built an intraoperative biopsy system. During experimental testing, biopsy needle positioning error, based on T2-weighted images obtained at the magnetic field center, was 0.2 mm. In a clinical trial, positioning error between the estimated target center and the actual position was 0.93 mm. Thus, this system could work as a stereotactic surgical apparatus. We conclude that our system would be clinically useful and functional, allowing integration of intraoperative MR imaging and stereotactic needle biopsy.

**Key words:** image-guided, intraoperative MRI, image distortion, stereotactic coil, stereotactic biopsy

## 緒 言

定位脳手術は、脳深部の病変に対して低侵襲かつ正確な処置を行うために、脳内の三次元構造情報から手術計画を立て、頭部を固定する定位脳手術フレーム(定位脳手術装置)を用いて、手術計画にそって目標部位(ターゲット)に正確な処置を行う手術手技である。定位脳手術は1906年 Holesley-Clerkにより創始され、1947年 Spiegel, Wycisにより機能的脳神経外科手術を目的とするヒト用の定位脳手術装置が開発された<sup>1)</sup>。その後、第三脳室造影に基づく AC-PC 線を基準とする機能的脳神経外科手術法に至る。

一方、脳内病変の局在や広がりや三次元画像情報からの確に把握し、定位的に病変部位にアプローチするために、1976年に術前 CT (computed tomography) 画像<sup>2)</sup>、1985年に術前 MRI (magnetic resonance imaging) 画像<sup>3)</sup>を用いた画像誘導定位脳手術法が開発され、個々の病変に対する定位的脳生検術等、様々な診断・治療に応用可能となった。

CT 画像を定位脳手術に用いる場合、画像歪みが少ない反面、軟部組織描出能に乏しいこと、患者が被曝することの問題がある。一方、軟部組織描出能に優れ、被曝の問題のない MRI 画像を定位脳手術に用いる場合、MRI の静磁場不均一性による画像歪

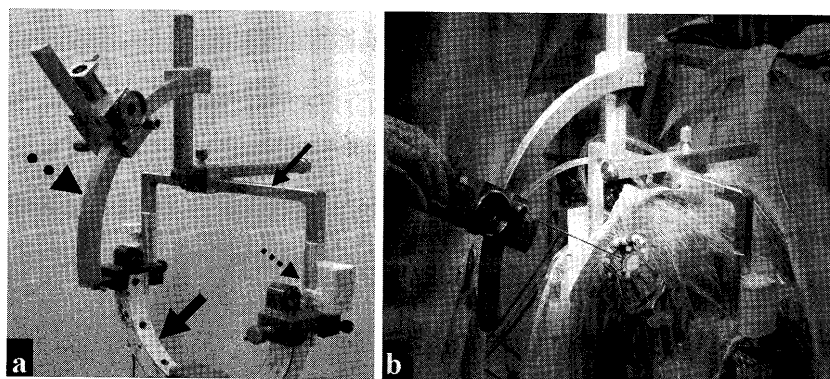


Fig. 1 Stereotactic coil (SC)

a: Solid small arrow: upper SC, dashed small arrow: resonance circuit, solid large arrow: lower SC, dashed large arrow: a three-dimensional device of needle insertion.  
b: Picture showing the SC set on a patient's head in stereotaxy.

み、生体から誘発される幾何学的歪み、定位脳手術フレームに起因する画像歪みのため、座標計測の基準点やターゲットに誤差が生じる問題がある<sup>4)</sup>。例えば、診断用の1.5テスラ高磁場MRIを用いた視床下部の撮影において、画像歪みによる誤差は脳深部で最大3mmと報告されている<sup>4)5)</sup>。MRIの画像歪みは高磁場MRIほど強いことが報告されており<sup>6)</sup>、中低磁場MRIを用いることにより画像歪みによる座標計測の基準点やターゲットの誤差を低減できる可能性がある。

一方で、手術中には、術中操作に伴う脳の変位(ブレインシフト)<sup>7)</sup>が発生し、その変位量は生検で必要な十数ミリの穿頭孔を開けた場合、脳深部で2~4mm<sup>8)9)</sup>と報告されている。したがって、ブレインシフトの影響を低減するための一つの方法として、穿頭後の術中画像を取得することが挙げられる。

術前画像のみを用いた画像誘導定位脳手術のもう一つの問題点は、手術手技の結果を術中に確認できないことである。しかし、例えば定位的脳生検術において術中画像を撮影し、穿刺部位と術中迅速病理診断の結果を照合させることができれば、位置ズレの修正だけでなく、病理結果に基づき別の異常陰影領域にターゲットを再設定することができ、確実な診断が可能となる。

そこで今回我々は、画像誘導定位的脳生検術の診断率と安全性の向上のために、中低磁場MRIを用いることで歪みを減少させ、術中MRI画像によってブレインシフトによる誤差を低減する画像誘導定位的脳生検術システムを考案した。それを実現するために、頭部固定、MRIのラジオ波(RF)受信コイル、定位脳手術装置の機能を一体化した新規装置を開発

した。本装置の精度を評価し、臨床評価を行ったので報告する。

## 材料と方法

### 1. Stereotactic coil (SC) の構成と機能

術中MRI画像を用いた画像誘導定位的脳生検術のためのRF受信コイルは、通常の検査と同等の診断能を有するMRI画像を取得できることが望ましい。しかし、頭部診断用RF受信コイルは通常の臨床検査での使用を想定しているため術中での使用は考慮されておらず、手術器具や手術ドレープ等の空間的制約のため手術に使用できなかった。また、MRI対応の非磁性体製定位脳手術フレームの外に巻き付けるタイプの受信コイルを使用する場合、受信コイルの径増大によりコイル感度が低下し画質劣化が生じる。さらに、このような非磁性体製定位脳手術フレームであっても、その材質が導電体の場合、渦電流によるアーチファクトが生じやすい。

これらの問題点を考慮し、我々は頭部固定、定位脳手術、および、術中MRI撮影が可能な定位脳手術コイル(stereotactic coil: SC)を開発した(Fig. 1)。SCは頭部を固定するSC下部、定位脳手術を行うためのガイドとなるSC上部からなり、術中オープンMRI(AIRIS®-II, 0.3T, 日立メディコ, 東京)の撮影時には中継コネクタを介してSC上部と下部が結合しRF受信コイルとして機能する。

SC下部は直径230mmの半円形の杉田式4点頭部固定フレーム<sup>10)</sup>であり、患者頭部への感電を防ぐため非導電体のポリアミドイミド樹脂のヘッドピンを介して頭部を固定する。SC上部は縦横105mm×275mmのHitchcock定位脳手術フレーム<sup>11)</sup>であり、穿刺針を刺入するための支持装置を固定できる。ま

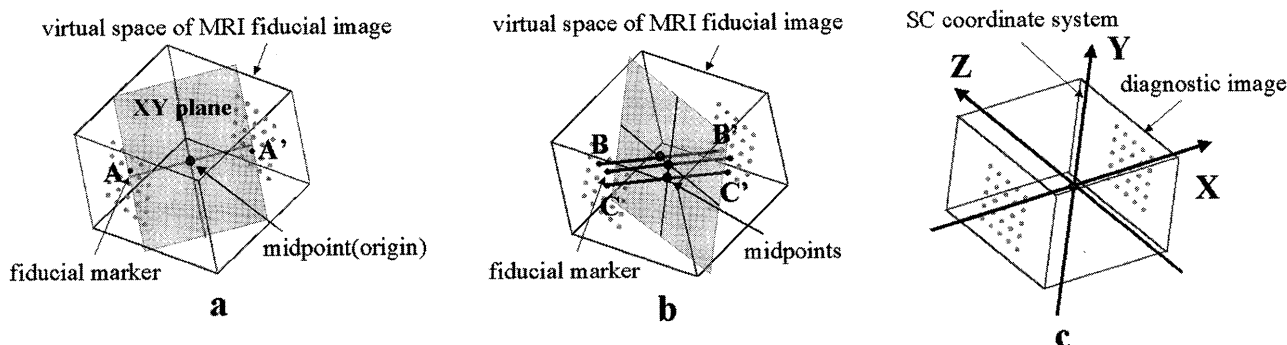


Fig. 2 Methodology how to derive the SC coordinate system

a: Calculation of midpoint (origin) using fiducial markers in the virtual space MRI fiducial image. b: Calculation of SC coordinate plane for SC coordinate system using midpoints. c: SC coordinate system superimposed on the diagnostic image.

た、光学式のトラッキング装置により穿刺針先端を随時モニタリングできる。SC 上部・下部の材質は、共に非磁性・良導電性のアルミニウムとした。SC 上部と下部を連結する中継コネクタは、コイルの形状に応じて振幅特性・周波数特性を調整した共振回路（共振周波数 12.7MHz）を内蔵し、SC 全体でループ状の RF 受信コイルを形成する。SC の材質は導電体だが、SC 自体が受信コイルとして機能するため、MRI 画像にノイズをもたらすことはない。

SC 上部と、中継コネクタ部を含む SC 下部は、手術ドレープを介してそれぞれ清潔領域と不潔領域に分離される。

## 2. SC と MRI のレジストレーション

一般的にターゲットの実座標を設定するための定位脳手術フレームの座標系は、診断画像とともに撮影される基準マーカから算出される。しかし、MRI の診断画像には静磁場不均一性に起因する画像歪みがあるため、定位脳手術フレームの座標系に位置ズレが生じる。そこで、本研究では、歪みの少ない撮影条件で撮影した MRI 画像（基準画像）上の、歪みが少ない MRI 磁場中心付近の基準マーカを用いて、定位脳手術フレームの座標系（SC 座標系）を算出し、別途撮影された診断画像と SC 座標系とのレジストレーション（位置合わせ）を行う手法を試みた（Fig. 2）。

基準マーカは T1 強調画像（T1-weighted image: T1W）、T2 強調画像（T2-weighted image: T2W）共に高輝度で撮影されるゲルを封入した 3mm 径の点マーカ（アルケア株式会社、東京）で、アクリル板の中に縦横 10mm ピッチで 25 点（5×5）配列した構造である。Hitchcock 定位脳手術フレーム

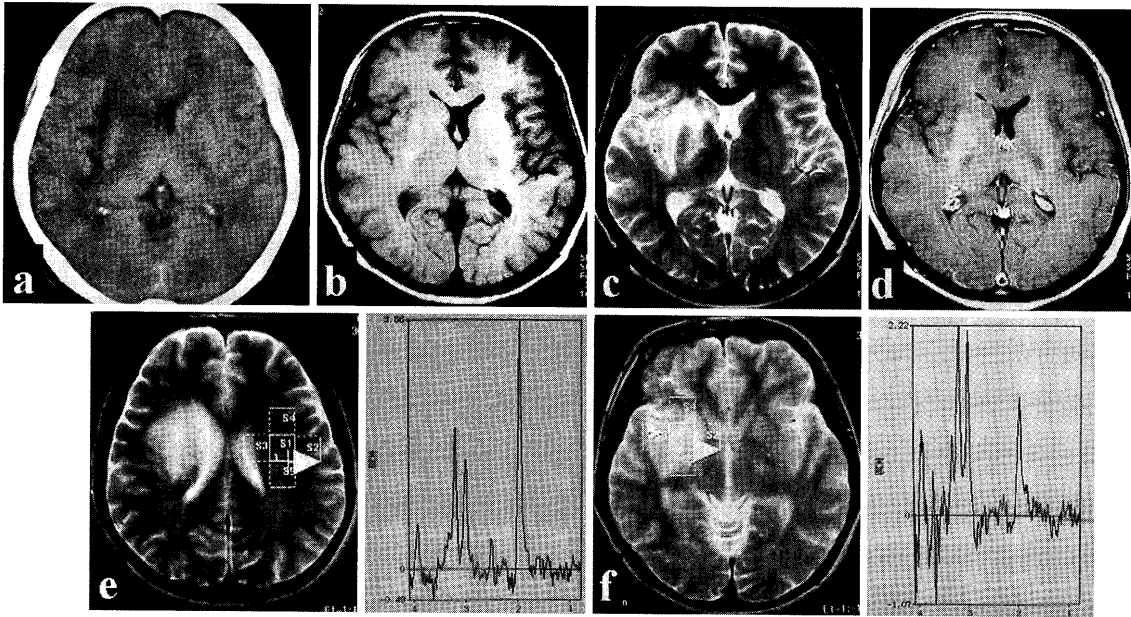
の内側（頭部両側）に上記のアクリル板を取付けて基準画像を撮影した。歪みを抑えた撮影条件として、撮影シーケンス：FSE（first spin echo）、FOV：240、TR：200、TE：20、FA：90、Matrix：256、slice 間隔：1.0、slice 数：120、バンド幅：34.1kHz に最適化した。

基準画像上の基準マーカの中で、MRI の磁場中心を通る XY 平面（X 軸：left-right 方向、Y 軸：anterior-posterior 方向）に最も近い基準マーカ（A、A'）を 2 点選択し、その中点を算出した（Fig. 2a）。前出の基準マーカと隣り合った基準マーカ（B、B'）（C、C'）の各 2 点から中点を同様に算出した。計 3 点の中点から平面を構成し、その平面の座標系を算出した（Fig. 2b）。最初に算出した中点を定位脳手術フレームの中心座標へと並行移動し、SC 座標系の原点を求めた。最後に SC 座標系を、ターゲットを測定する診断画像に重畳することで（Fig. 2c）、診断画像の画像歪みに影響しない SC 座標系を構成できた。

## 3. SC の RF 受信コイルの性能評価

RF 受信コイルの性能評価のために、塩化ニッケル 10mol/L の水溶液で充填された円筒形標準ファントムを用いて、定位脳手術フレームの外に巻き付けるタイプの手術用 RF 受信コイルである IBC（MR-IBC-53、日立メディコ、東京）、頭部診断用 RF 受信コイルである QHC（MR-QHC-5、日立メディコ、東京）に対して信号ノイズ比（S/N）と画像均一性（uniformity）を比較し評価した。

S/N は National Electric Manufacturers Association<sup>12)</sup>によって定められた方法で計測した。uniformity は  $U = (I_{max} - I_{min}) / (I_{max} + I_{min})$  を用いて計



**Fig. 3** Preoperative images of clinical study

**a:** CT showing low density area in the right frontal lobe. **b:** T1-weighted image showing iso-intensity of the tumor. **c:** T2-weighted image, high-intensity. **d:** Gadolinium-enhanced T1-weighted image, no enhancement. **e:** MRS showing the pattern of MRS metabolites in the normal brain. **f:** MRS showing the pattern of MRS metabolites consisted of abnormally increased choline, increased creatine and decreased NAA.

測した。Imax は関心領域 (MRI の磁場中心から直径 80mm の円) の最大信号値であり、Imin はその最小信号値である。U が小さいほど uniformity が高いことを示している。各々 10 回計測し、平均値および標準偏差を求め、Scheffe 法による多重比較検定を行った。

#### 4. SC の計測精度評価

MRI の画像歪みには、MRI の静磁場不均一性、定位脳手術フレームに起因する画像歪みの他に、生体から誘発される幾何学的歪みがある。これは、水・脂肪組織におけるプロトンの共鳴周波数の違いにより生じるケミカルシフトや組織・空気の磁化率の違いにより生じる磁化率アーチファクトである。しかし、中低磁場 MRI では、ケミカルシフトや磁化率アーチファクトが少なく、ファントムによる位置精度と患者データの位置精度にほとんど差がないことが報告されている<sup>9)</sup>。ゆえにファントムによる位置精度は、実際の患者における穿刺精度と同等であると考えられる。MRI のガントリ中心に設定された定位脳手術フレームに評価用ファントムを装着し、T1W, T2W をそれぞれ撮影し、SC の計測精度を評価した。T1W の撮影条件はそれぞれ、撮影シーケンス：GE (gradient echo), FOV : 240, TR : 27, TE : 10, FA : 30, Matrix : 256, slice 間 隔 : 1.0, slice 数 :

120 とした。T2W の撮影条件はそれぞれ、撮影シーケンス：FSE, FOV : 240, TR : 1,000, TE : 140, FA : 90, Matrix : 256, slice 間 隔 : 1.0, slice 数 : 120 とした。

それらの画像を積み重ねた MRI 画像空間に、基準マーカーから算出した SC 座標系を重畳した。3mm 径の点マーカー (アルケア株式会社, 東京) を、XYZ 方向に 20mm ピッチで 100 点 (5×5×4) 配列し、アクリル板に埋め込んだものを評価用ファントムとして使用した。X 方向は left-right 方向, Y 方向は anterior-posterior 方向, Z 方向は foot-head 方向である。それぞれの MRI 画像に対して閾値を一定にして自動的に点マーカーの位置を検出した。評価方法として、点マーカーの実際の位置と、SC による点マーカーの計測位置との 2 点間の距離を求め、計測誤差を測定した。

#### 5. Clinical study での検証

32 歳女性、痙攣で発症し、CT で右前頭葉に境界不鮮明な low density area (Fig. 3a) を認めた。MRI では同部位に T1W-iso (Fig. 3b), T2W-high (Fig. 3c), T1W-Gd 造影効果がなく (Fig. 3d)、瀰漫性の異常陰影を認めた。異常陰影はメチオニン PET では明らかな集積がなく、磁気共鳴スペクトロスコピー (magnetic resonance spectroscopy: MRS) では

Table RF coil performance (S/N and uniformity)

Coil performance (Index)	MR-IBC-53 (I)	MR-QHC-5 (II)	SC (III)	Scheffé test*		
				I vs II	I vs III	II vs III
S/N	69.6 ± 1.4	121.6 ± 1.2	97.2 ± 1.9	0.001	0.001	0.001
Uniformity	6.7 ± 0.5	4.9 ± 0.4	7.6 ± 0.7	0.001	0.172	0.001

mean ± SD (n = 10), \*: p < 0.05 was considered significant.

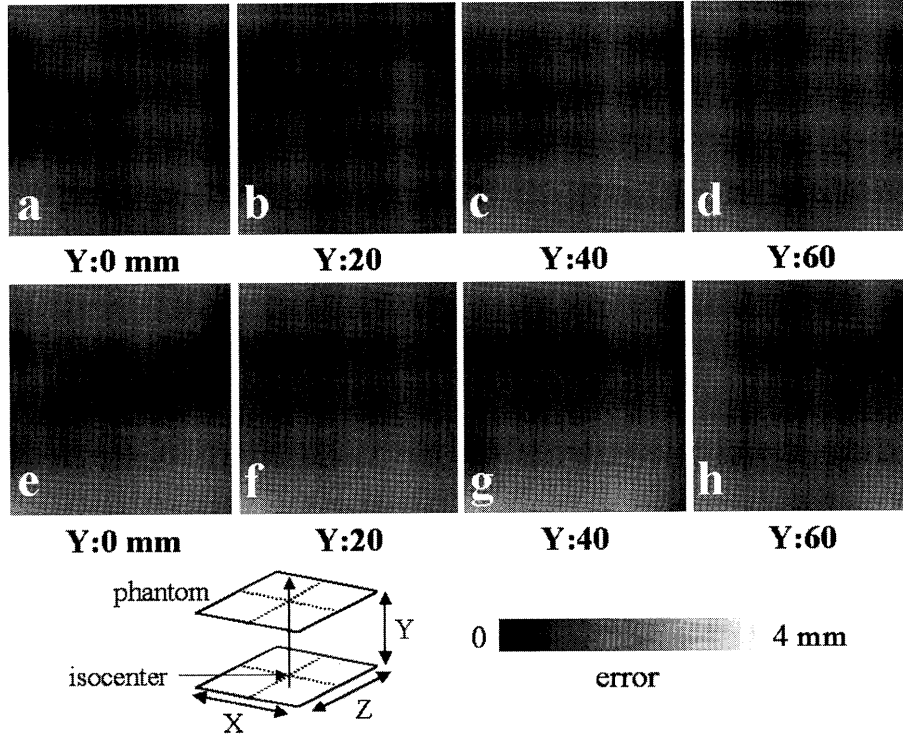


Fig. 4 Error distribution of measurement accuracy of SC

The upper row shows the error distribution of measurement accuracy when T1-weighted images were used as navigation images. The lower row shows the error distribution of measurement accuracy when T2-weighted images were used as navigation images. Position at 0 mm (a, e), 20 mm (b, f), 40 mm (c, g) and 60 mm (d, h) from the isocenter of MRI gantry in the direction of Y axis.

正常脳のパターン (Fig. 3e) と比較して, choline と creatine が上昇し, N-アセチルアスパラギン酸 (NAA) が低下する, low grade の glioma パターンを示した (Fig. 3f). 広範囲に腫瘍陰影が認められたが, 拡散強調画像 (diffusion weighted image: DWI) における神経線維束を描出する axonography では神経線維の圧迫所見は見られなかった.

術前予測診断では, diffuse type の low grade glioma と想定された. 治療方針の決定のために生検による確定診断が必要と判断し, SC を用いて術中 MRI 画像による画像誘導定位的脳生検術を施行した. SC が頭部固定, 定位脳手術装置, 受信コイルの三つの機能を持つこと, つまり, 手術中の安定した頭部固定, 術中 MRI 画像で計画されたターゲット部

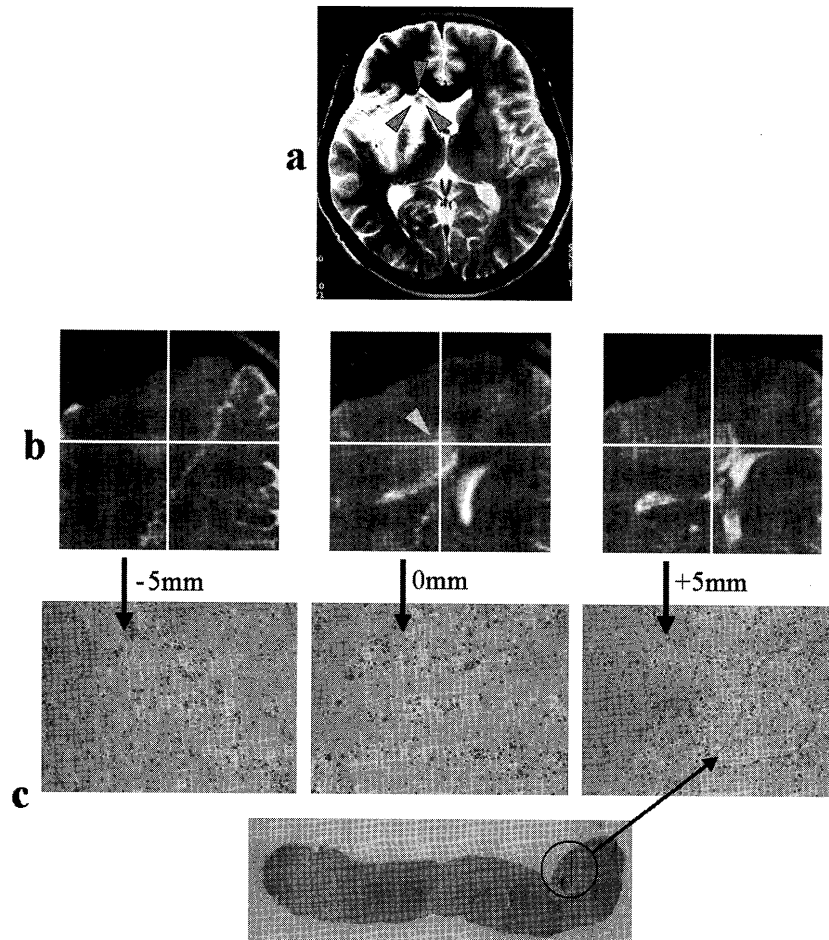
位への正確な穿刺, 術中に画像診断するために十分な画質の取得が可能かを確認した.

## 結果

### 1. SC の RF 受信コイルの性能評価

RF 受信コイルの性能評価結果を示す (Table). S/N に関して, QHC (121.6 ± 1.2), SC (97.2 ± 1.9), IBC (69.6 ± 1.4) の順に高値であり, SC は IBC に対して感度が約 40% 向上した. しかし, QHC に対して感度が約 20% 低下した. Scheffe 法による多重比較検定結果は, 上記の順で高値であり, 5% の有意水準でそれぞれ有意差が認められた.

Uniformity に関して, Scheffe 法による多重比較検定結果は, 5% の有意水準で SC (7.6 ± 0.7) と IBC (6.7 ± 0.5, p = 0.172) は有意差が認められず, QHC



**Fig. 5** A stereotactic biopsy guided by an intraoperative magnetic resonance imaging using SC

**a:** Target of second centesis in preoperative T2-weighted image showing low density area (arrow) in the right frontal lobe.

**b:** Second MR image showing stereotactic target and the centesis. The target is seen at the intersection of X- and Y-axis. The position of centesis is seen in enhancement area (arrow). The position of target and that of centesis is macroscopically same.

**c:** Specimens showing the normal tissue to the target and the abnormal tissue in 5 mm deeper lesion of the target.

とSC, QHCとIBCは有意差が認められた。

## 2. SCの計測精度評価

点マーカーの実際の位置とSCによる点マーカーの計測位置との計測誤差の分布をFig. 4に示す。白くなるほど誤差が大きく、最大で4mmである。anterior-posterior方向(Y方向)にMRI磁場中心から0, 20, 40, 60mm離れた断面をslice 1(Fig. 4a, e), slice 2(Fig. 4b, f), slice 3(Fig. 4c, g), slice 4(Fig. 4d, h)とした。上部がT1W, 下部がT2Wに対する計測誤差の分布である。計測範囲は $-40 < X < 40$  mm,  $0 < Y < 60$  mm,  $-40 < Z < 40$  mmである。T1Wを用いた場合, slice 1, slice 2, slice 3, slice 4の最小誤差はそれぞれ0.32, 0.45, 0.84, 0.85mm, 最大誤差はそれぞれ1.47, 1.77, 2.14, 2.28mmであっ

た。また, T2Wを用いた場合, slice 1, slice 2, slice 3, slice 4の最小誤差はそれぞれ0.20, 0.38, 0.50, 0.52mm, 最大誤差は1.52, 1.88, 1.93, 2.03mmであった。MRI磁場中心に近い程, 誤差が小さいことが示された。

## 3. Clinical studyでの検証

全身麻酔後, MRI磁場中心にターゲットが来るようSC下部で患者頭部を固定し, 小開頭, 硬膜切開を行い, MRIを撮影した。術中画像上で右尾状核周囲のmass lesionにターゲットを設定した。安全な刺入経路を決定し, 穿刺針先端をナビゲーションでモニタリングしながら, ターゲット到達部位の2cm手前からターゲットまで5mm間隔ごとの連続切片を採取し, 術中迅速診断で腫瘍組織の有無を確認し

た。穿刺部位の確認のためにMRIを撮影した。T2Wでhigh intensityに表示された穿刺部位は、ナビゲーションで計画したターゲット(座標軸の原点)をほぼ正確に捉えていた。穿刺誤差はMRI画像上で1画素、つまり撮影範囲と画像マトリックスサイズから換算して0.93mmであった。病理細胞診の結果、術前術中でT2W-highの領域であるにもかかわらずターゲットまでは正常組織と確定診断された。そこで、穿刺位置を脳室周囲に変更し(Fig. 5a)、1回目の穿刺と同様にナビゲーションでモニタリングしながら(Fig. 5b)、ターゲット到達部位の2cm手前からターゲットまで5mm間隔ごとの連続切片を新たに採取した(Fig. 5c)。ターゲットの手前5mmとターゲットでは反応性のastrocyteの増殖が認められたが確定診断に至らなかった。ターゲットから5mm進めた穿刺位置で腫瘍細胞と迅速確定診断されたため手技を終了した。

永久標本による病理診断の結果、fibrillary astrocytomaと診断された。なお、術中MRI画像から、2回目の穿刺部位とターゲットとの誤差は1回目と同様に0.93mmであった(Fig. 5b)。出血などの合併症は認めなかった。頭部固定、定位脳手術装置、受信コイルの三つの機能を併せ持ったSCは、臨床上機能統合による問題がないことが確認された。

### 考 察

脳腫瘍に対する画像誘導定位的脳生検術は、機能領域近傍または脳深部にある病変の組織診断が必要な場合や、瀰漫性の異常陰影の診断確定が必要な場合に施行される。Hallらは術前診断画像を用いた約7,500症例の脳生検において、診断率91%、合併症率3.5%、死亡率0.7%、であることを報告した<sup>13)</sup>。病理診断が不能であった症例は微小病変や脳室近傍の病変に多く、その原因としてターゲットの不適切な選択と不正確な位置への穿刺を挙げている。すなわち、生検の診断率を向上させるためには、病理確定診断が可能なターゲットを適切に選択することと、選択したターゲットの組織標本を正確に採取することが重要である。

まず、選択したターゲットの組織標本を正確に採取すること、すなわち穿刺精度向上のためには、定位脳手術装置自体の機械的な誤差<sup>14)</sup>、脳脊髄液流出等の脳変位(ブレインシフト)による誤差<sup>7)</sup>、画像特性(分解能・歪み)によるターゲットの位置ズレによる誤差<sup>4)5)</sup>、を最小化しなければならない。機械精度の誤差は一般的に0.5mm程度であり、ブレインシ

フトと画像歪みによる誤差の改善が優先される。ブレインシフトの変位量は、開頭手術において脳表で平均8mm、脳深部で平均4mm<sup>15)</sup>、生検に必要な十数ミリの穿頭孔でも脳深部で2~4mm<sup>8)9)</sup>と報告されている。また、開頭術ではブレインシフトの80~85%が硬膜切開後および腫瘍切除の早期に起きている<sup>16)</sup>。したがって、画像誘導定位的脳生検術では、硬膜切開後、生検術施行直前に撮影された術中画像で手術計画を立てれば、ブレインシフトの影響をほとんど回避できると考えられる。

術中画像としてCT画像を定位的脳生検術に用いる場合、画像歪みが少ない反面、軟部組織描出能に乏しいこと、患者が被曝することなど、装置の原理上、避けられない問題がある。一方、軟部組織描出能に優れ、被曝の問題のないMRI画像を定位的脳生検術に用いる場合、MRIの静磁場不均一性、生体から誘発される幾何学的歪みであるケミカルシフトや磁化率アーチファクト、定位脳手術フレームに起因する画像歪み<sup>4)</sup>のため、定位脳手術フレームの座標系やターゲットに誤差が生じる問題がある。CT画像とMRI画像を併用して画像歪みが少ないCT画像をリファレンスとしてMRI画像の歪みを補正することが考えられるが<sup>17)18)</sup>、穿頭後、術中にCTとMRI両方の画像を手術室内で取得できる施設は数少ない<sup>19)</sup>。ゆえにブレインシフトが起こった後に撮影されたMRI画像またはCT画像によって、手術計画を立てる方法が現実的である。

MRIの画像歪みに関して、高磁場MRIと中低磁場MRIの静磁場不均一性は直径30cm以内の撮影領域で同等である。しかし、ケミカルシフトや磁化率アーチファクトは高磁場MRIでより強く、周波数帯域100Hz/pixelにおいて、前者による誤差は0.2テスラMRI画像で0.3pixel、1.5テスラMRI画像で2.2pixel、後者による誤差は0.2テスラMRI画像で0.8pixel、1.5テスラMRI画像で5.7pixelと報告されている<sup>6)</sup>。また、診断用の1.5テスラの高磁場MRIでは、画像歪みによる誤差は脳深部で最大3mmと報告されている<sup>4)5)</sup>。

MRI撮影の際、受信コイルの内部に非磁性体・導電体である定位脳手術フレームが存在するため、アーチファクトや画像歪みを発生させていたと考えられる。さらに、高磁場MRIは中低磁場MRIに比べて、撮影時に印加される傾斜磁場強度が大きいいため、定位脳手術フレームに起因する渦電流により画像歪みを増大させていたと考えられる。したがって、中

低磁場 MRI を術中に用いることにより、ブレインシフトと画像歪みによる誤差を改善できることが考えられ、今回の研究では中低磁場 MRI の術中画像による方式を採用した。

新規に開発した装置は特徴として、①定位脳手術フレーム自体が RF 受信コイルとなっているため定位脳手術フレームに起因する画像歪みがなくなったこと、② MRI の生体から誘発される幾何学的歪みの少ない中低磁場を用いたこと、③画像歪みを低減する座標系を算出することで、定位脳手術フレームの座標系の位置ズレに対処したこと、④頭部固定を行っているため体動アーチファクトがないこと、⑤中低磁場により画質低下が危惧されるが、定位脳手術フレームと RF 受信コイルの一体化によりコイル径が小さくなり S/N が向上したこと、などが挙げられ、これらにより術中に画像診断するための十分な画質の画像を得ることができた。ファントムによる計測精度評価では MRI 磁場中心での画像歪みによる誤差 0.2mm、臨床症例ではターゲットの穿刺誤差 0.93mm であり、本装置は穿刺精度の高いシステムと考えられた。

次に病理確定診断が可能なターゲットを適切に選択するために術中情報と組織診断によるフィードバックを行った。つまり、術中迅速病理診断と術中 MRI 画像によって生検採取位置を照合することにより、新しいターゲットの設定と再度の生検が必要かどうかを判断した。例えば、臨床症例で術中病理診断を行わず従来の定位的脳生検術を施行した場合、gliosis との診断しか得られない。また、術中病理診断を行っていたとしても最初のターゲットから腫瘍本体を反映する組織像がない場合、穿刺位置に異常細胞がないのか、それとも穿刺精度誤差による位置ズレのため腫瘍組織が得られなかったのかの判断が困難である。

今回の装置により術中 MRI で組織採取部位がターゲットであることが確認できたため、新たなターゲットを設定し、fibrillary astrocytoma との診断が得られた。これは、術中生検による迅速病理診断と術中 MRI による再プランニングにより確定診断できた症例であり、本システムは診断率向上のために有用な方法であった。

加えて、本方法を用いれば、生検時の合併症で最も頻度の高い出血が起こった場合でも、術中 MRI で診断し、血腫除去のために即座に開頭手術に移行できるため、リスク低減が可能である。

今回我々は、脳内病変の診断率と安全性向上のための新しい画像誘導定位的脳生検術システムを開発した。そのために MRI における画像歪みに着目し、RF 受信コイル、定位脳手術フレーム、頭部固定フレームを一体化することによって、術中 MRI 撮影、定位脳手術フレーム、頭部固定の機能を同時に果たす SC を開発した。これによって、①ブレインシフトの誤差を低減し、MRI 画像歪みによる位置ズレを抑制した術中 MRI 誘導定位的脳生検術、②術中 MR 画像による穿刺状況のモニタリング、③術中生検による迅速病理診断と術中 MRI 画像との位置的照合および再プランニング、④不測な事態に対するリスク低減のための術中生検から一般開頭手術への簡便な移行、という手術手技が可能になった。

### 結 論

術中 MRI 画像を撮影できる RF 受信コイルと、定位脳手術装置を一体化した定位脳手術コイルを開発した。本装置は、高画質な画像を取得できる RF 受信コイルとして、また、正確に目標部位に到達できる定位脳手術装置として、ブレインシフトと画像歪みの誤差の少ない術中 MRI 誘導定位脳手術を可能とした。術中迅速病理診断の利用と術中 MRI による生検部位の確認によって安全に適切に組織標本を採取することができ、従来では診断が難しい症例を確定診断できた。本方法は脳深部病変に対して診断率を向上させ、合併症リスクを低減させうる手術方法であると考えられた。

本研究にあたり、臨床面から東京女子医科大学脳神経センターの堀智勝先生、久保長生先生、平孝臣先生、丸山隆志先生、田中雅彦先生、井上龍也先生に、ご指導ご協力頂いた。

本研究の一部は、新エネルギー・産業技術総合研究開発機構平成 15, 16 年度研究助成事業(A45003a)、技術研究組合医療福祉機器研究所、産業科学技術研究開発制度医療福祉機器技術開発プロジェクト用総合評価研究ラボシステム開発事業の助成を受けた。

### 文 献

- 1) Spiegel EA, Wycis HT, Marks M: Stereotaxic apparatus for operations on the human brain. *Science* **106**: 349-350, 1947
- 2) Bergstrom M, Greitz T: Stereotaxic computed tomography. *AJR Am J Roentgenol* **127** (1): 167-170, 1976
- 3) Leksell L, Leksell D, Schwebel J: Stereotaxis and nuclear magnetic resonance. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* **48** (1): 14-18, 1985



- 4) **Novotny J Jr, Vymazal J, Novotny J et al:** Does new magnetic resonance imaging technology provide better geometrical accuracy during stereotactic imaging? *J Neurosurg* **102**: 8–13, 2005
- 5) **Mack A, Wolff R, Scheib S et al:** Analyzing 3-tesla magnetic resonance imaging units for implementation in radiosurgery. *J Neurosurg* **102**: 158–164, 2005
- 6) **Fransson A, Andreo P, Potter R:** Aspects of MR image distortions in radiotherapy treatment planning. *Strahlenther Onkol* **177** (2): 59–73, 2001
- 7) **Kelly PJ, Kall BA, Goerss S et al:** Computer-assisted stereotaxic laser resection of intra-axial brain neoplasms. *J Neurosurg* **64**: 427–439, 1986
- 8) **Nauta HJ:** Error assessment during “image guided” and “image interactive” stereotactic surgery. *Comput Med Imaging Graph* **18**: 279–287, 1994
- 9) **Hartkens T, Hill DLG, Castellano-Smith AD et al:** Measurement and analysis of brain deformation during neurosurgery. *IEEE Trans Med Imag* **22**: 82–92, 2003
- 10) **Sugita K, Hirota T, Mizutani T et al:** A newly designed multipurpose microneurosurgical head frame. Technical note. *J Neurosurg* **48**: 656–657, 1978
- 11) **Hitchcock E:** The Hitchcock System. *Modern Stereotactic Neurosurgery* (Lunsford LD ed), pp 47–61, Martinus Nijhoff Publishing, Boston (1988)
- 12) **National Electric Manufacturers Association:** Characterization of special purpose coils for diagnostic magnetic resonance images. NEMA standard (MS 6-1991; Revision 2000)
- 13) **Hall WA:** The safety and efficacy of stereotactic biopsy for intracranial lesions. *Cancer* **82** (9): 1749–1755, 1998
- 14) **Maciunas RJ, Galloway Jr RL, Latimer JW:** The application accuracy of stereotactic frames. *Neurosurgery* **35** (4): 682–694, 1994
- 15) **Nimsky C, Ganslandt O, Cerny S et al:** Quantification of, visualization of, and compensation for brain shift using intraoperative magnetic resonance imaging. *Neurosurgery* **47** (5): 1070–1080, 2000
- 16) **Trantakis C, Tittgemeyer M, Schneider JP et al:** Investigation of time-dependency of intracranial brain shift and its relation to the extent of tumor removal using intra-operative MRI. *Neurol Res* **25** (1): 9–12, 2003
- 17) **Alexander E 3rd, Kooy HM, van Herk M:** Magnetic resonance image-directed stereotactic neurosurgery: use of image fusion with computerized tomography to enhance spatial accuracy. *J Neurosurg* **83** (2): 271–276, 1995
- 18) **Cohen DS, Lustgarten JH, Miller E et al:** Effects of coregistration of MR to CT images on MR stereotactic accuracy. *J Neurosurg* **82** (5): 772–779, 1995
- 19) **Robert JB, Andrew KK, Ronald EW et al:** Glioma resection in a shared-resource magnetic resonance operating room after optimal image-guided frameless stereotactic resection. *Neurosurgery* **48** (4): 731–744, 2001