

---

**原 著**

---

**Back propagation neural network (BPNN) 法によるてんかん原性焦点の推定に関する研究**

大 畠 義 憲, 曾 我 哲 朗, 七 條 文 雄

徳島大学医学部脳神経外科学教室 (主任: 松本圭蔵 教授)

(平成7年9月7日受付)

*Back propagation neural network method for localization of epileptogenic focus**Yoshinori Ohata, Tetsuro Soga and Fumio Shichijo**Department of Neurological Surgery, School of Medicine, The University of Tokushima, Tokushima**(Director : Prof. Keizo Matsumoto)***SUMMARY**

Localization of the epileptogenic focus is essential in surgical treatment for intractable epilepsy. Intracranial electrical recording is now one of the accurate but invasive methods for preoperative investigation. As a possible non-invasive method for estimation of the epileptogenic focus, we have developed a topographic mapping method for two dimensional localization and the distribution of epileptic spikes (spike voltage topography: SVT). Recently, a new computer-aided method was developed to estimate the location of brain electric sources by Abeyratne et al. In this method, artificial neural network trained with a back propagation algorithm (back propagation neural network: BPNN) was used for single dipole estimation of epileptic spikes. In this paper, our clinical experiences with the BPNN method as a dipole estimation of epileptic spikes are presented and discussed. The interictal spike discharges from 11 patients (6 with partial seizures and 5 with generalized seizures) were analyzed by SVT for two dimensional localization of the epileptic spikes and the BPNN method for three dimensional localization of the dipole. The EEG of 11 patients with epilepsy was recorded from 16 channel electrodes of international 10-20 system. These data were displayed with Signal processor 7T18 for SVT, and were analyzed with the BPNN method. In five cases with partial seizure, we were able to estimate the dipole localization corresponding to the intraoperative findings with the BPNN method. On the other hand, the dipole moments of each spike showed the same direction. The dipoles of epileptic spikes in four patients of generalized seizures were estimated in the deep and central cerebral structure and the dipole moments were rotated in a clockwise or counter-clockwise direction with the BPNN method. However, in another patient, the dipole existed in the left frontal region and propagated to the contralateral fronto-temporal region, and the dipole moments showed the antero-superior direction. This finding might be

implied secondary generalized seizure. Although further studies are necessary to explain the electrophysiological significance of the dipole estimation with the BPNN method, it has so far been possible to identify the three dimensional localization of epileptic spikes in most cases with partial seizure.

(received September, 7, 1995)

Key words : spike voltage topography, epilepsy, BPNN method

難治性てんかんに対する外科治療を安全かつ有効に行うためには、術前にてんかん原性焦点の正確な同定が不可欠である。このため深部電極などの侵襲的な検査を必要とすることが多い。我々は、非観血的にてんかん原性焦点を電気生理学的に診断する方法を研究しており、棘波の二次元解析が可能な spike voltage topography (SVT) を臨床応用してきた(七條ら, 1984, 1992)。さらに最近では、neurocomputer による back propagation neural network method (BPNN 法) を用いて、てんかん原性焦点を三次元的に臨床評価する方法を検討している。すでに、1991 年 Abeyratne らが、BPNN 法による焦点推定の有用性を発表しているが、この報告ではその理論に主眼をおいたため多くの測定電極(39 電極)を使用したものであった。今回は、臨床応用に適した国際 10-20 法による 16 電極

の頭皮上脳波記録を用い、BPNN 法によるてんかん原性焦点推定の有用性について検討したので報告する。

### 対象と方法

1 対象：脳波上明らかな棘波を認めたてんかん患者 11 例を対象とした。年齢は、18 歳から 50 歳(平均年齢は 28.6 歳)であり、男女比は 6:5 であった。部分発作は 6 例、全般発作は 5 例であった (Table 1)。なお、部分発作の 6 例は、全例難治性てんかんであり外科治療により焦点の確認を行った。

2 SVT の作成：各症例の頭皮上脳波を国際 10-20 法での 16 電極により記録した。基準電極は、両耳朶平均、もしくは平衡型頭部外基準電極 (balanced non-cephalic electrode) とし、data recorder (TEAC XR-710) に収録した。この際、背景脳波と明らかに区

Table 1 Clinical Profile of 11 Patients with Epilepsy

Case No.	Name	Age y. o.	Sex	Type of Seizure	Onset y. o.	EEG and SVT	CT and MRI
1	M. Y.	22	F	CPS	18	Rt. T spike	Rt. T mass lesion
2	S. S.	22	M	CPS	16	Rt. F spike	Rt. F contusion
3	Y. N.	31	M	CPS	21	Rt. O spike	Rt. O atrophy
4	K. H.	31	F	CPS	23	Lt. F-T spike	Rt. T mass lesion
5	K. W.	42	F	CPS	32	Bil. F-T spike	Lt. T contusion
6	K. M.	50	F	CPS	17	Rt. T spike	Rt. T atrophy
7	M. K.	18	M	GS	13	diffuse spike	N. P.
8	S. T.	22	M	GS	12	diffuse spike	N. P.
9	M. Y.	20	F	GS	16	diffuse spike	N. P.
10	Y. F.	28	M	GS	15	diffuse spike	Lt. F atrophy
11	M. O.	29	M	GS	0	diffuse spike	N. P.

EEG : electroencephalography SVT : spike voltage topography  
 CT : computed tomography MRI : magnetic resonance imaging  
 CPS : complex partial seizure GS : generalized seizure  
 F : frontal T : temporal P : parietal O : occipital

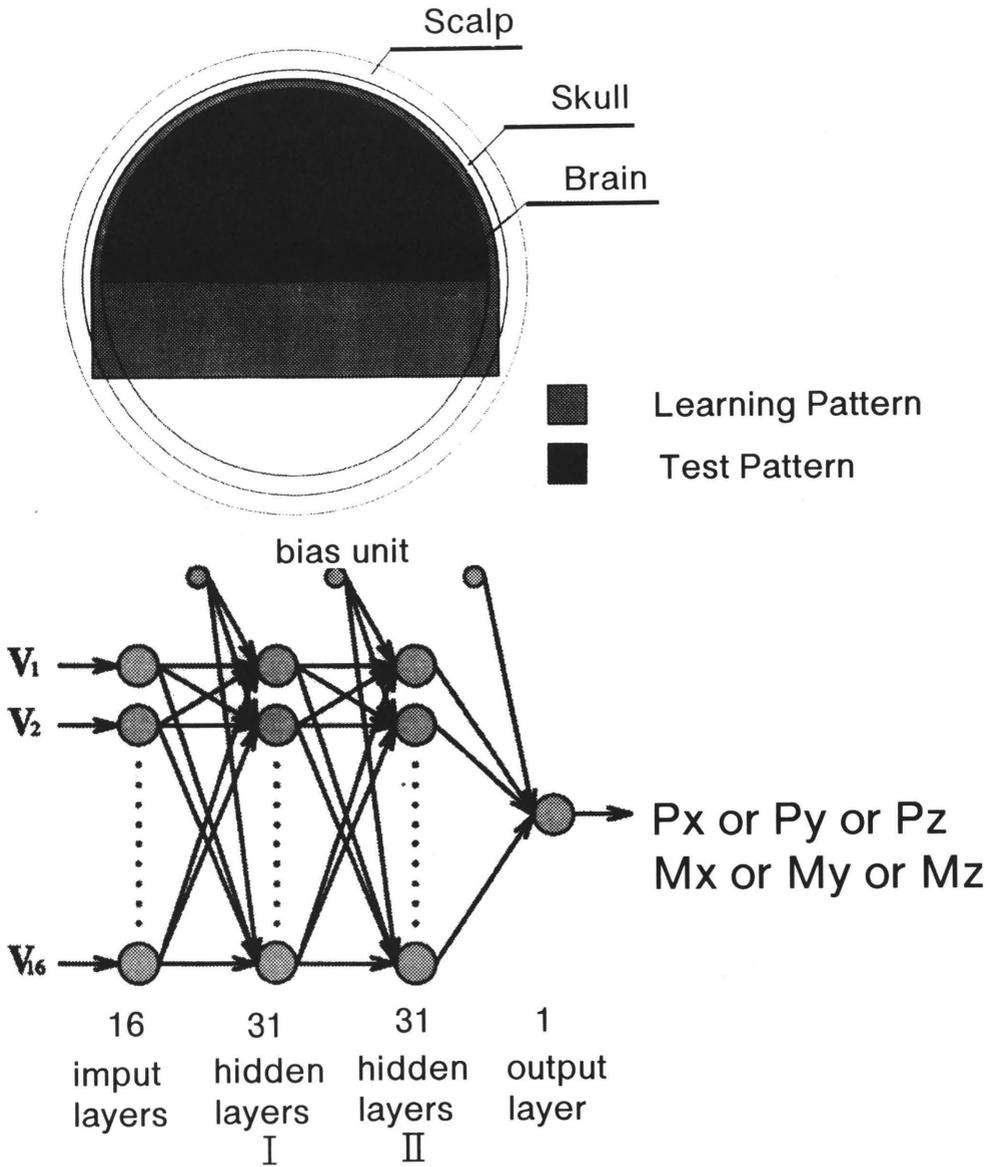


Fig. 1 Schema of the BPNN method (1)

The three-concentric-shell head model of the BPNN method by Abeyratne et al. (upper), and the general organizational details of the type of feed-forward neural network (lower).

Neurons and connection strengths have been represented by circles and arrows, respectively. The number of neurons in the input layer is equal to the number of electrodes. The output layer has one neuron, corresponding to the one dipole parameter.

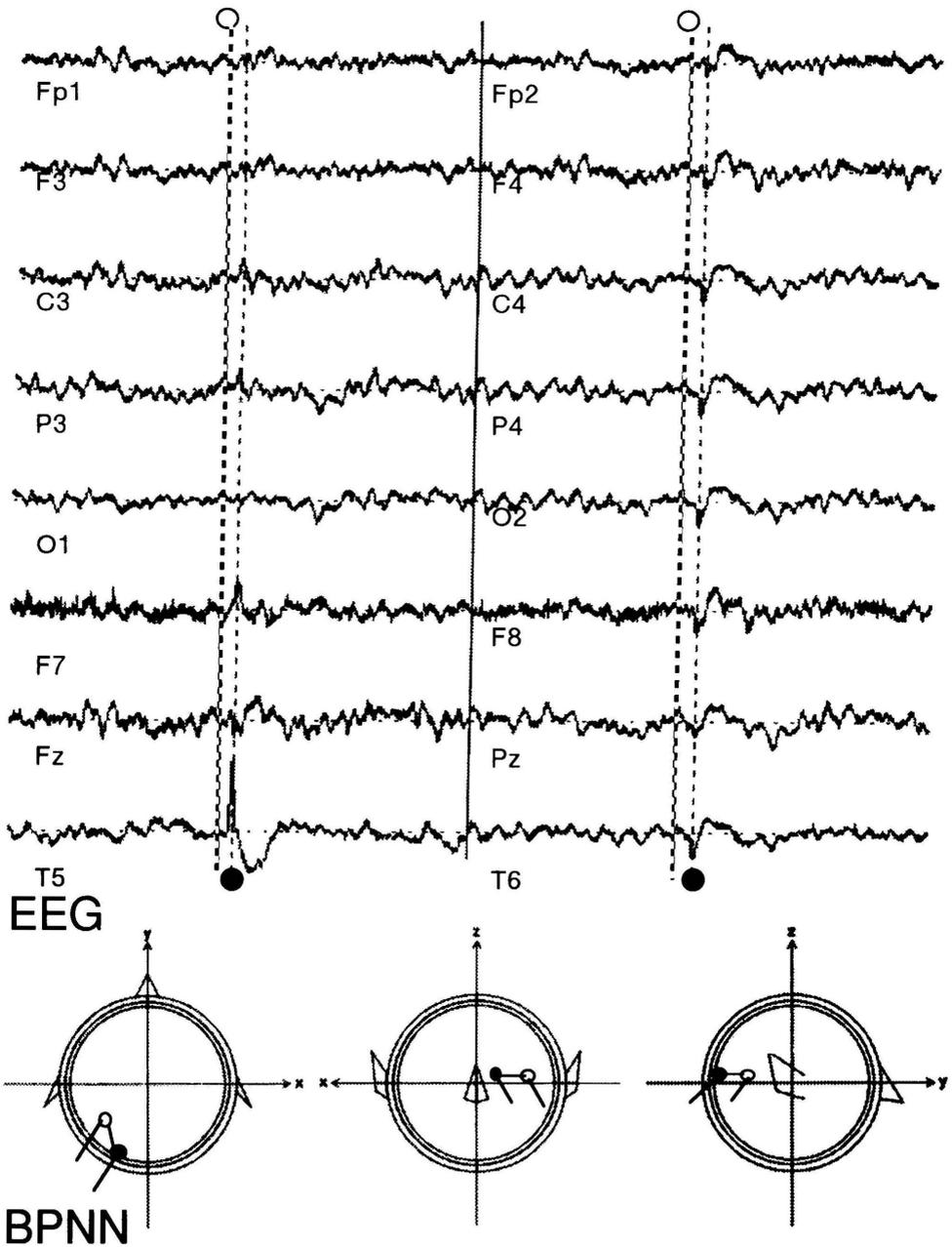


Fig. 2 Schema of the BPNN method (2)  
EEG data for 2 seconds included interictal spike (upper) and three dimensional localization of the dipole with the BPNN method (lower).  
The open circle (○) showing the beginning of the spike discharge. The closed circle (●) showing the peak of the spike discharge.

別し得た発作間歇期における棘波の前後 6 秒間の脳波を数カ所 Signal processor 7T18 に一時保存した。次に off-line にて棘波頂点の時点を中心点としてその前後 2 秒間のデータを再生した。このデータを解析して、棘波の立ち上がり時点から 4 msec. 毎に SVT を作成し棘波局在を検討した。

3 BPNN 法による dipole 推定法：BPNN 法による dipole 推定には頭部モデル、信号源モデル、脳波発生パターンのモデルを用いた。

3・1 頭部モデル：Abeyratne らの 3 層同心円モデルを用いた。3 層同心円モデルは、異なる 3 つの電気伝導率を持った球殻すなわち、鼻根—外後頭隆起周囲が 35 cm, 外周 70 cm の球状 (半径 11.1 cm) で、外側から頭皮 (厚さ 8 mm, 抵抗率 2.3 ohm・m), 頭蓋骨 (厚さ 6 mm, 抵抗率 184.0 ohm・m), 脳 (半径 97 mm, 抵抗率 2.3 ohm・m) を想定している。

3・2 信号源のモデル：3 層同心円モデルの最内層半球を脳とみだてて、ニューロンの興奮によって生じた脳内の電気活動を単一電流 dipole として推定した。この dipole は 3 層同心円モデルの最内層半球を様に覆うように多数発生させ、各 dipole において 16 個の頭皮上電極に現れる電位を乱数的に設定し脳波パターン (学習パターン) とした。次に個々の理論的 dipole とそれをもとに算出された 16 個の頭皮上電極

に現れる電位を一对のベアーとした例題を作成 (テストパターン) し、この入力、出力のベアーを artificial neural network に学習させた。ただしこのように発生させた学習パターンを用いると、テストパターンに対しては境界付近で大きな誤差を出すため学習パターンは若干大きな (半径 100 mm の半球とし、さらに下方に 40 mm 広げた) 領域で発生させた。これまでの報告では、6 つの dipole parameter (位置: Px, Py, Pz, モーメント: Mx, My, Mz) を 1 つの network で作成しシミュレーションを行ったが、最大誤差が大きくなる傾向があることがわかった。そこで今回は、network 自体を 6 つに分割し、分割した 1 つ 1 つの network に対してそれぞれ 1 つの dipole parameter を推定させた。ここで用いた network は、入力層が 16 個、中間層が 31 個、出力層が 1 個のニューロンを持つものである (Fig. 1)。この方法を用いた西尾ら (1994) の検討では、平均誤差 5.0% から 3.6% (改善率 18%) へ、最大誤差 24.7% から 22.5% (改善率 8.9%) へと改善が得られた。学習パターンとテストパターンは、各一万個用意し neural network の結合を軌道修正し十分な学習を完了させた。

3・3 BPNN 法での棘波解析の実際：棘波の起源を推定するためには、分析する棘波の早期成分を認識することが重要である。そこで棘波の立ち上がりから、

Table 2 BPNN Data and Location of Intraoperative Epileptogenic Focus in 11 Patients with Epilepsy

Case	Type of Seizure	Dipole (BPNN)		Intraop Epileptogenic Focus
		Location	Moment	
1	CPS	Rt. deep T	Lat. Ant. Sup.	Rt. deep T
2	CPS	Rt. deep F	Lat. Ant.	Rt. deep F
3	CPS	Rt. superficial O	Lat. Post. Inf.	Rt. superficial O
4	CPS	Lt. deep T	Lat. Ant. Sup.	Rt. deep T
5	CPS	Lt. deep T	Lat. Sup.	Lt. deep T
6	CPS	Rt. deep T	Lat. Ant. Sup.	Rt. deep T
7	GS	deep cerebral structure	clockwise rotation	—
8	GS	deep cerebral structure	counterclockwise rotation	—
9	GS	Lt. F→Rt. superficial F-T	Ant. Sup.	—
10	GS	deep cerebral structure	Lat. Ant. Sup.→Med. Ant. Sup.	—
11	GS	deep cerebral structure	counterclockwise rotation	—

BPNN: back propagation neural network CPS: complex partial seizure  
 GS: generalized seizure F: frontal T: temporal P: Parietal O: occipital  
 Rt.: right Lt.: left Ant.: anterior Post.: posterior Sup.: Superior  
 Inf.: inferior Lat.: lateral Med.: medial

頂点までを解析することとした。ここで全般発作時のように棘波が多くの測定電極ではほぼ同期して観測される場合は、棘波の最も振幅が高いと思われる電極を観測電極として解析した。BPNN法で推定したdipoleの位置は、棘波の立ち上がりの時点を白丸(○)で、棘波頂点の時点を黒丸(●)で示し、momentは各時点でのmomentをxy平面、yz平面、zx平面の頭部形状モデルに投射した(Fig. 2)。

## 結 果 (Table 2)

### 1 部分発作の作表例

#### 1・1 症例3 31歳 男性

21歳時より意識消失の後に全身けいれんを伴う発作が出現した。抗痙攣剤を投薬後は全身けいれんは減少したが、精神運動発作を主体とした発作が頻発していた。computed tomography (CT), magnetic reso-

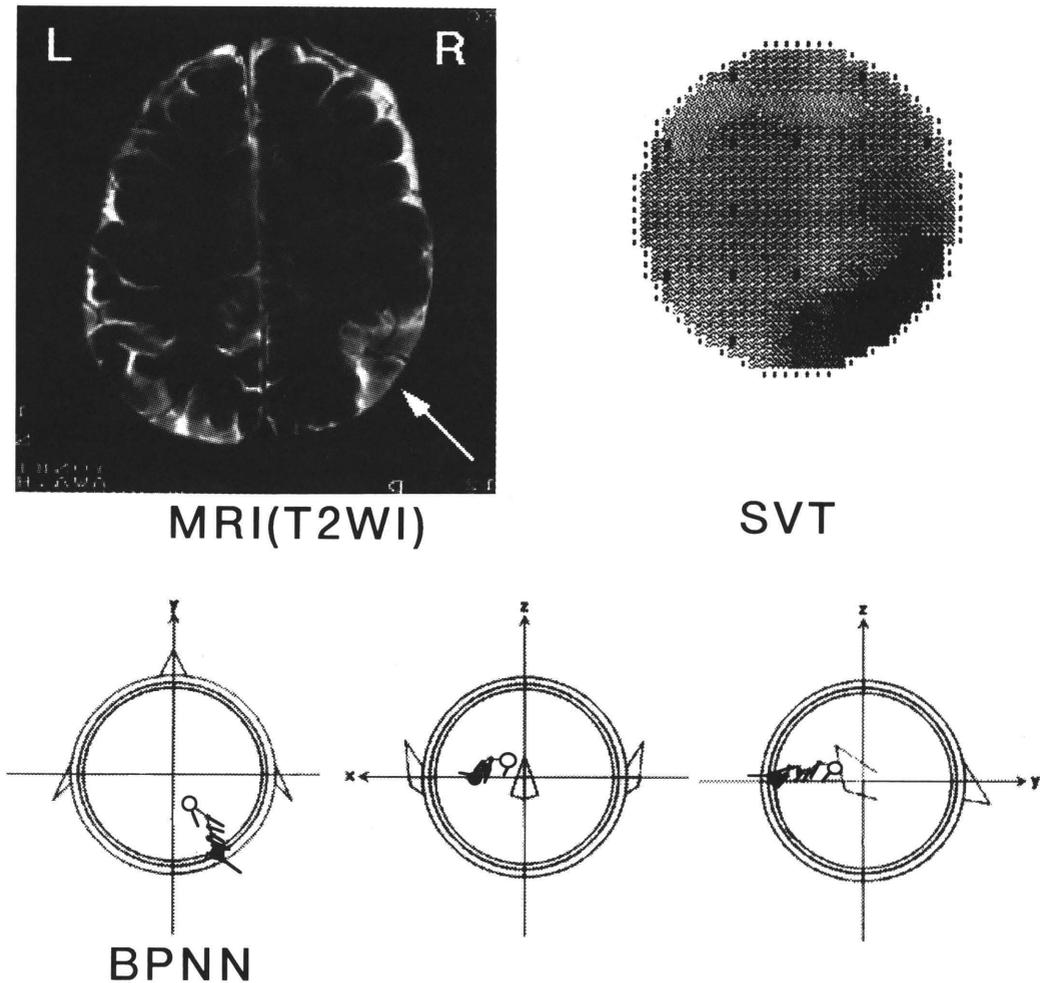


Fig. 3 MRI, SVT and dipole estimation in case 3

MRI (T2WI: T2 weighted image) revealed cortical atrophy (arrow) in the right parietal lobe (upper left).

Spike voltage topography (SVT) showed the spike location in the right parieto-occipital region (upper right).

The dipole localization was estimated in the right parieto-occipital region and the moments showed the lateral postero-inferior direction with the BPNN method (lower).

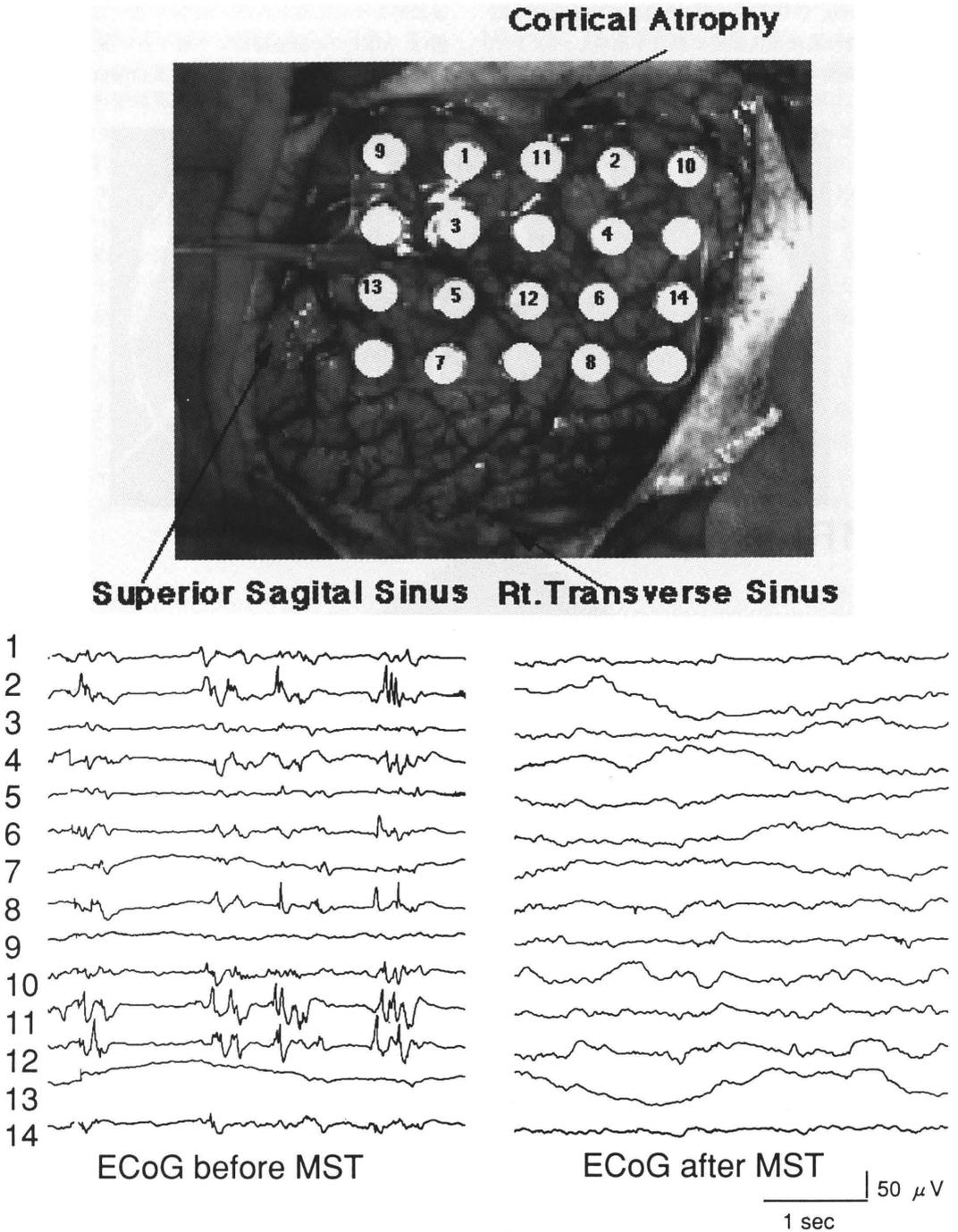


Fig. 4 Intraoperative recordings in case 3  
Intraoperative photograph showed cortical atrophy in the right parietal lobe, and the grid electrodes for electrocorticography (ECoG) (upper).  
ECoG before multiple subpial transection (MST) showed multiple spike discharges in the right parieto-occipital lobe (lower left), and ECoG after MST showed no spike discharge (lower right).

nance imaging (MRI)にて右頭頂葉に脳萎縮像を認めた。脳波では右頭頂後頭部に棘波が出現し、SVTでは棘波の頂点時の電位分布が脳萎縮像を認めた右頭頂

後頭部を中心にみられた。BPNN法ではdipoleの位置は、MRIでの脳萎縮部より後下方に推定され、経時的に後方への移動が観察された。momentはdipoleの

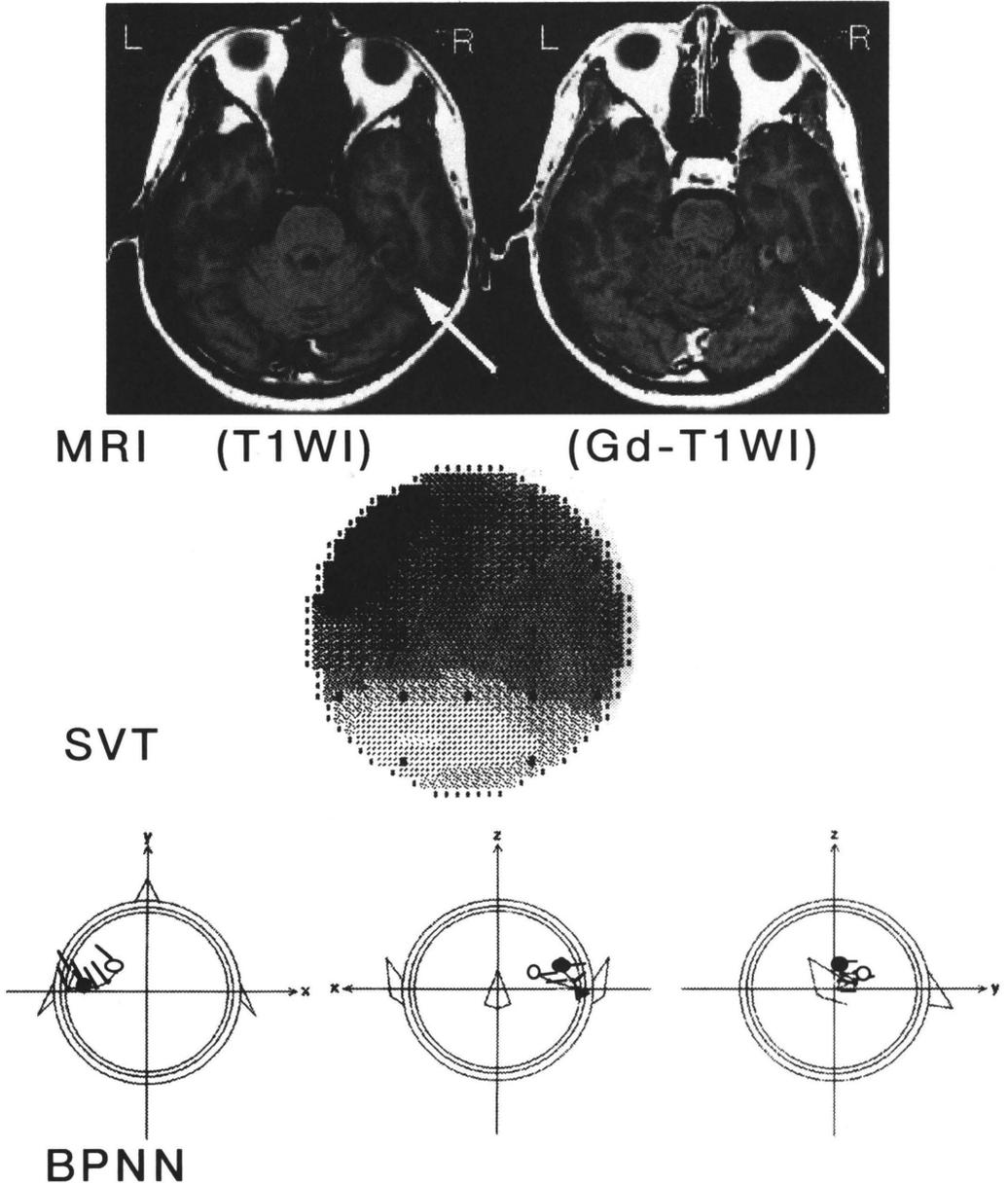


Fig. 5 Preoperative MRI and dipole estimation in case 4

Preoperative MRI (T1WI: T1 weighted image, Gd-T1WI: T1 weighted image with gadolinium) revealed the right temporal mass lesion (upper). SVT showed the spike location in the left fronto-temporal region (middle). The dipole localization was estimated in the left deep temporal region and the moments showed the lateral antero-superior direction with the BPNN method (lower).

位置の移動にもかかわらずほぼ右後下方を示した (Fig. 3)。両側頭頂後頭部の硬膜外脳波を記録したところ、右側のみから多棘波が観測され、脳萎縮部後方の右側頭葉から後頭葉皮質に焦点があると推定されたため multiple subpial transection (MST) を行った。MST 術中の皮質脳波では、棘波は脳回の萎縮部よりやや後下方の皮質に多発しており、BPNN 法で推定した dipole の位置とほぼ一致していた。MST 前後において術中皮質脳波を記録し、MST 後の皮質脳波では棘波は消失していた (Fig. 4)。

部分発作 6 例のうち 5 例に、術前 BPNN 法で推定された dipole の位置にほぼ一致しててんかん焦点が術中に確認された。他の 1 例では手術で確認された器質的病変部位とは異なり、他側の側頭葉深部に dipole が推定された。その症例を次に示す。

#### 1・2 症例 4 31 歳 女性

23 歳時より自動症を伴う意識消失発作が出現した。

この複雑部分発作が難治性のため当科に紹介された。MRI では、T1 強調画像で右側頭葉に mixed intensity を持つ異常領域があり、Gd 造影法で一部に造影効果が見られ、器質的病変が疑われた。頭皮上脳波では、左前頭側頭部を中心に棘波の出現を見た。SVT による棘波解析においても左前頭側頭部を中心に電位分布を認めた。この棘波を BPNN 法にて解析すると dipole は左側頭葉深部にあり、moment の方向は左前方やや上方を示していた (Fig. 5)。MRI 所見と BPNN 法による dipole 推定の結果が不一致であったため、両側側頭葉底部に硬膜下電極を設置し、持続脳波記録を行った。その結果、両側側頭葉深部から独立した棘波が出現していた。複数焦点の可能性も推測されたが、右側頭葉深部の器質的病変部近傍からは発作発射が出現しており (Fig. 6)、てんかん原性焦点は右側頭葉深部である可能性が高いと考えられた。以上の結果をもとに右側頭開頭術を行い、器質的病変部を含めた右側頭葉

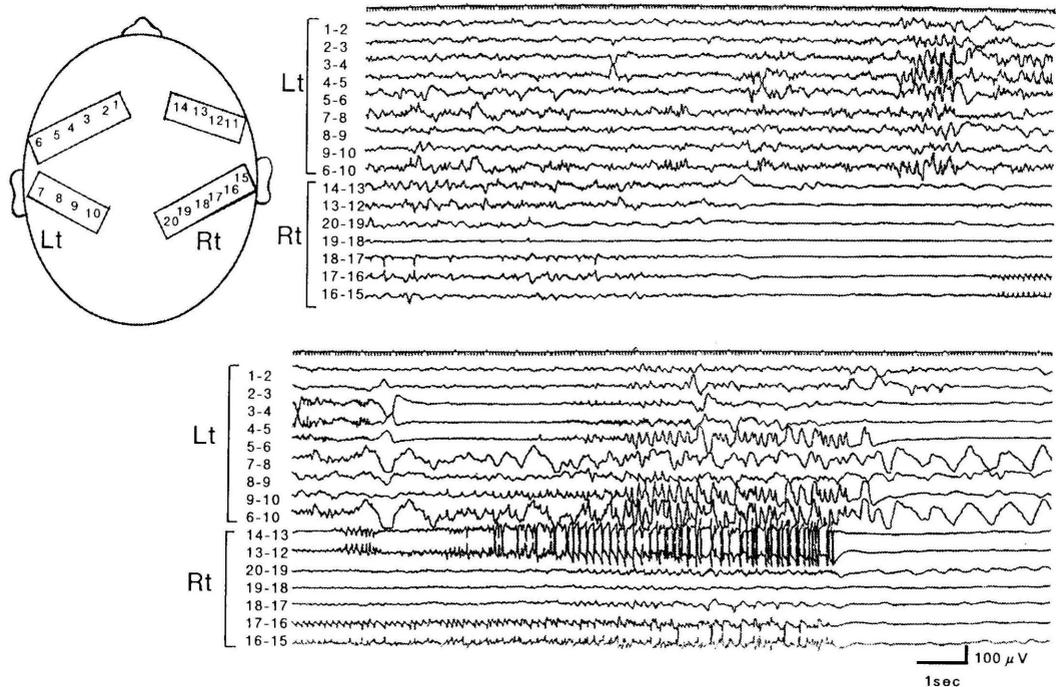


Fig. 6 Subdural EEG recordings in case 4

Subdural EEG by 4 strip electrodes placed in the bilateral temporal bases showed interictal spike discharges in the bilateral temporal regions (upper), and focal ictal discharges in the right deep temporal region (lower).

後部を切除した。病理診断は malignant astrocytoma であった。術後3週間の時点での脳波では、棘波が左前頭側頭部に散発し、この棘波は BPNN 法にて dipole が左側頭葉深部に推定された (Fig. 7) が、術後3カ月の時点では、棘波は認められなかった。発作は術後一度も起こっていない。

## 2 全般発作の代表例

### 2・1 症例8 22歳 男性

12歳時より強直間代けいれんが出現した。CT, MRI では異常は認められなかったが、脳波では全誘導に不規則棘徐波複合がみられ、SVT では棘波頂点の電位が両側前頭頭頂部を中心に分布していた。

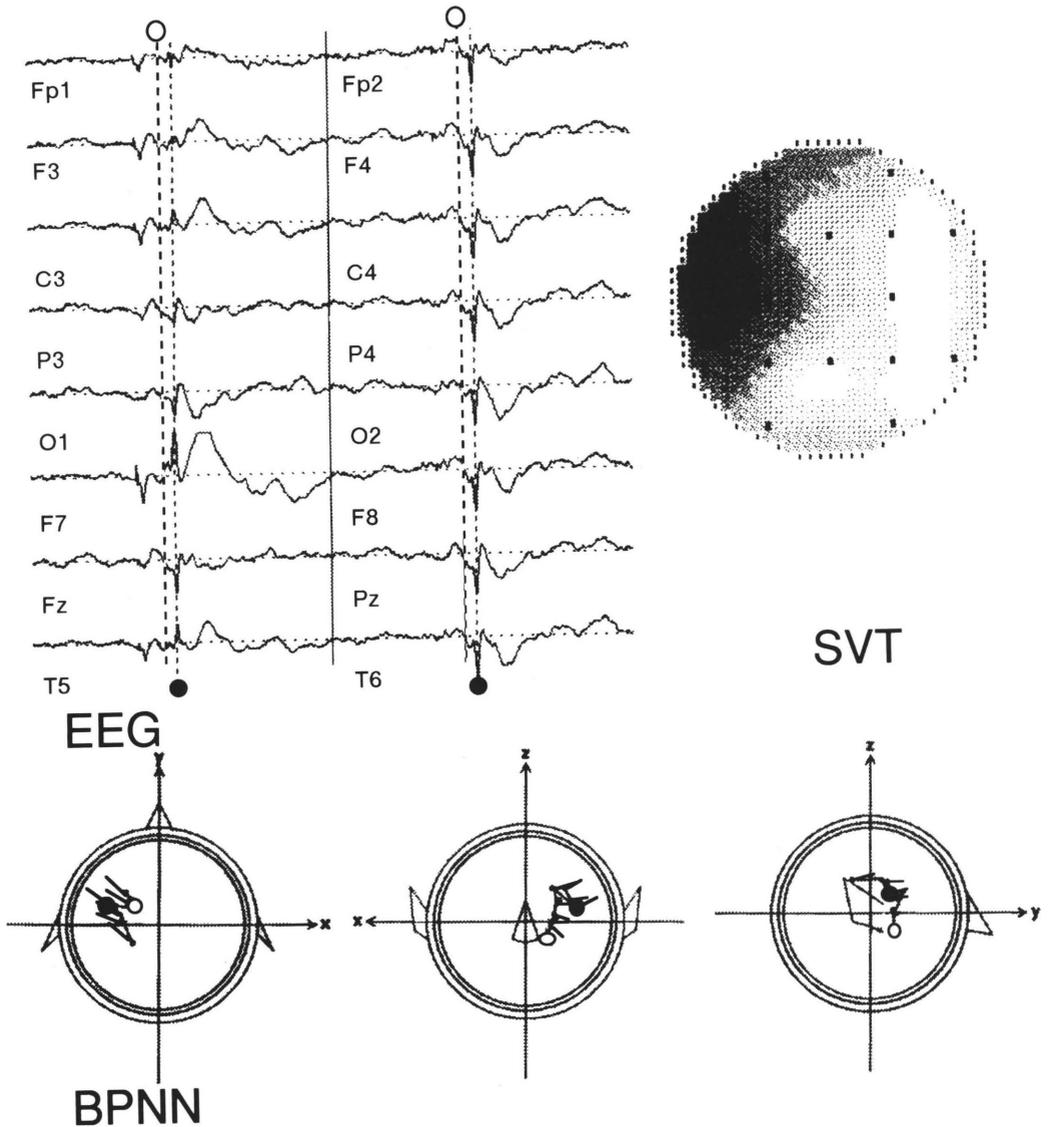


Fig. 7 EEG, SVT and dipole estimation 3 weeks after operation in case 4  
 EEG data (upper left), and SVT showed the spike location in the left fronto-temporal region (upper right). The dipole localization was estimated in the left deep temporal region and the moments showed the lateral antero-superior direction with the BPNN method (lower).

BPNN 法による解析では脳正中中の深部に dipole が推定され、経時的推移も正中部を中心にみられた。しかし moment は、一方向ではなく脳深部正中部を中心

に反時計方向への回転が観察された (Fig. 8)。

同様の所見は全般発作 5 例のうち 4 例に認められた。次に異なった所見を呈した残りの 1 例を示す。

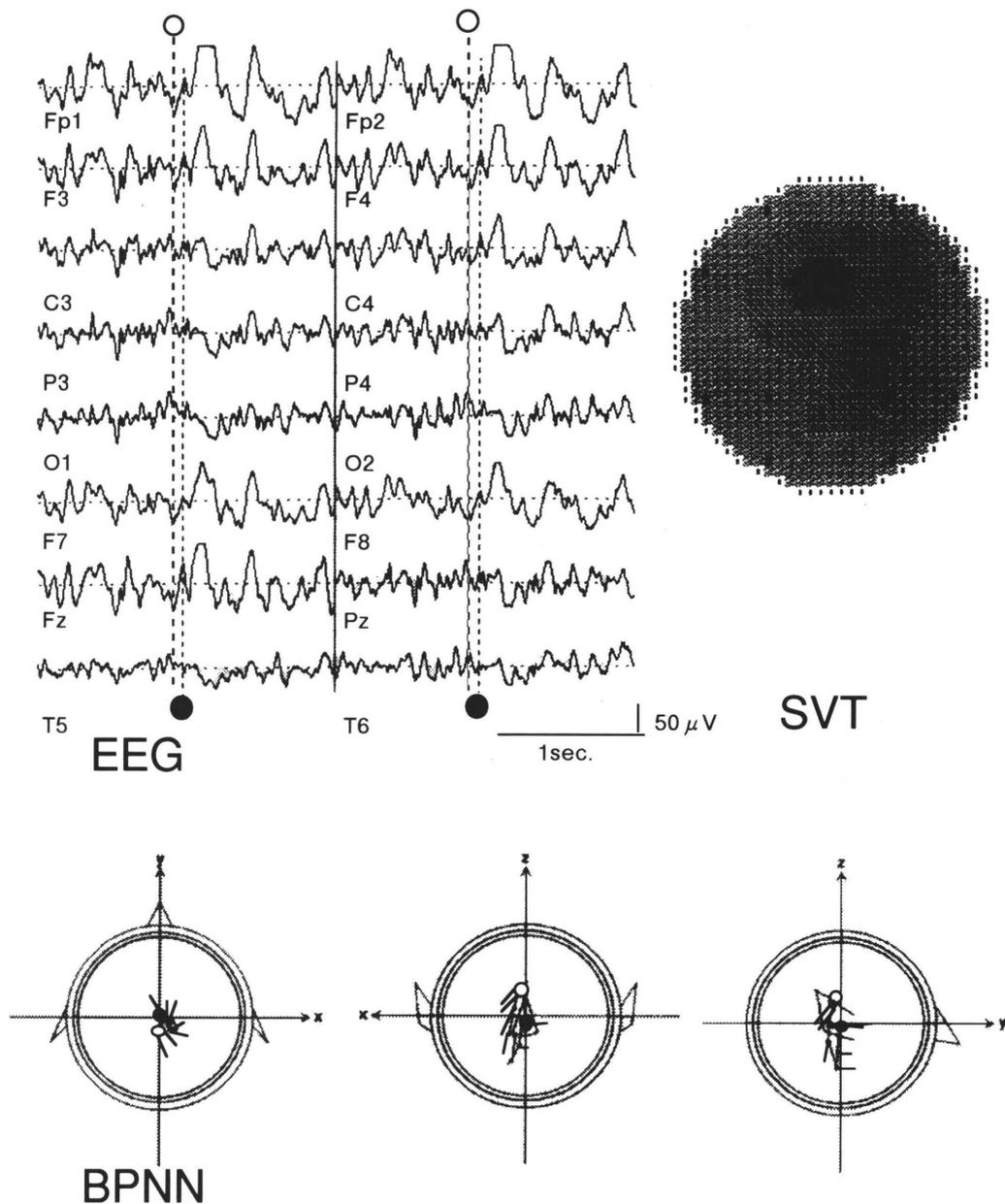


Fig. 8 EEG, SVT and dipole estimation in case 8  
 EEG data showed diffuse spike discharges (upper left), and SVT showed the spike location in the fronto-central region (upper right). The dipole localization was estimated in the deep central region and the moments were rotated with the BPNN method (lower).

## 2・2 症例9 20歳 女性

16歳時に意識消失発作で発症し、その後強直間代けいれんを来すようになった。CT, MRI では異常を認めなかったが、脳波では全誘導に棘徐波がみられ、SVTでも棘波頂点の電位分布は両側前頭部を中心に広く分

布していた。BPNN法による解析を行うと、棘波の立ち上がり時点ではdipoleが左前頭葉内にあり、頂点時には右前頭側頭葉外側部に移動している所見が観察された。また、momentは前方やや上方を示していた (Fig. 9)。

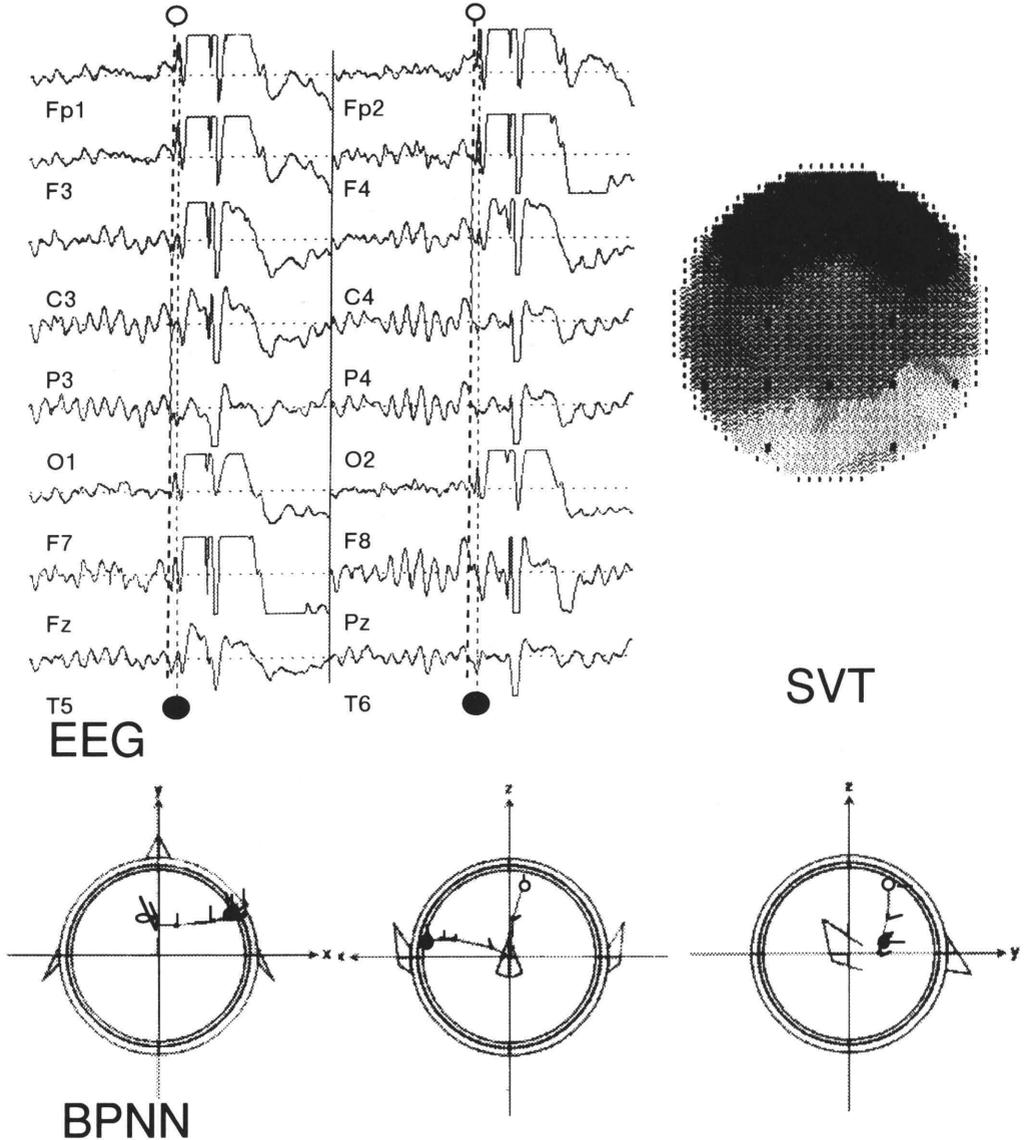


Fig. 9 EEG, SVT and dipole estimation in case 9

EEG data showed diffuse spike discharges (upper left) and SVT showed the spike location in the frontal region (upper right). The dipole localization was estimated in the left frontal region and propagated to the contralateral right fronto-temporal region although the moments showed the antero-superior direction with the BPNN method (lower).

## 考 察

近年, CT, MRI 等の画像診断の発達に伴い, てんかんに対する外科治療が再認識されつつある。外科治療ことに焦点切除術の適応を考えると, てんかん原性焦点の部位を詳細に把握することが重要であるが, 通常脳波検査だけで推定するのは困難である。また, てんかん原性焦点が CT, MRI 等でみられる異常所見部位とは必ずしも一致するとは限らず, 石島・清水(1991)は, 頭皮上脳波による電気生理学的診断法と, MRI, positron emission tomography による画像診断法を駆使しても, てんかん原性焦点を同定できる率はほぼ 85% であり十分とはいえないと述べている。このため深部電極などの侵襲的な頭蓋内埋込み電極を用いた持続脳波検査を余儀なくされることが多いが, 言うまでもなくこのような侵襲的検査では感染, 出血, 脳損傷などの合併症の危険性がある。さらに焦点切除術は術後経過によっては, 2 回以上の手術を要することもあり, 著者らは, 侵襲的検査を最小限にする対策の一つとして, 術前診断に非侵襲的な SVT や BPNN 法を用いた電気生理学的診断法を検討してきた。

著者らの行っているてんかん原性焦点の非侵襲的同定法は, 頭皮上脳波を基準としているが, 脳磁図(magnetoencephalography)の導入により脳磁図をもとにてんかん原性焦点の dipole を求める方法も研究されつつある。最近では 37 チャンネルの superconducting quantum interference device (SQUID) 磁束計が開発され, 臨床例で検討された報告がみられる(小柏ら, 1991; 金子・高倉, 1992 a, b)。脳磁図の場合は磁界ないし磁力源が頭蓋骨の影響をあまり受けないうために, よりシャープな情報が得られると考えられており, 脳磁図により求められた電流源と, 深部電極や硬膜下電極記録の所見はほぼ一致しているとの報告も散見される(Sutherlandら, 1988; Roseら, 1987)。脳磁図と脳波を比較した小柏ら(1991)の報告によると, 脳磁図のみに認められる棘波は全体の 2.3% と僅かであり, 脳波のみに認められる棘波は 12.4% であったとしており, 脳磁図は空間分解能の面での改良が今後の課題であろう。また脳磁図では脳深部の電気活動を捉えることが困難と考えられ, 一度に測定し得る領域は, 37 チャンネルの SQUID を用いても直径約 14 cm の小範囲であることを考慮すると, 脳磁図は, 脳表の限局したてんかん原性焦点推定に威力を発揮するものと思われる(金子・高倉, 1992 a, b)。現時点では, 脳表のみならず脳深部のてんかん原性焦点の同定には

脳波を用いた方が有利であると思われ, 今回の検討から国際 10-20 法による 16 電極の頭皮上脳波であっても, BPNN 法を用いてより正確なてんかん原性焦点の同定が可能であることが示唆された。

ところで, 著者らが行っている棘波解析による SVT では必要に応じ棘波を含む 6 秒間の脳波を数カ所入力し, その中から同じパターンを示す棘波を選択し加算平均することもでき, 背景脳波をほぼ消去して棘波のみを明瞭に描出した後に topographic mapping を作成することも可能である(七條ら, 1992; 曾我ら, 1995)。症例によってはこの加算平均棘波を BPNN 法で解析することにより, さらに精密な dipole の三次元的な解析が期待できる。

てんかん原性焦点の三次元的解析には他に, Homma(1987, 1990), 本間(1994), 中島(1992 a, b), 武者(1992)らによる双極子追跡法(dipole tracing)が知られている。この方法は, いわゆる順計算方式であり, まずコンピュータで計算された電位分布, すなわち頭部モデル内の任意の位置に仮定された dipole から生じる電流が頭皮上の電極の位置につくる電位分布を計算する。次にその計算電位分布と頭皮上脳波で測定された電位分布との差の二乗平均が最小になる位置に dipole を推定する方法である。この順計算方式は 1 つの dipole を仮定して計算する one dipole 分析, 2 つの dipole があると仮定して計算する two dipole 分析も可能で, 非侵襲的に脳内電源を推定できる優れた方法の一つであるといえる。しかし, 最小誤差を算出するまでに繰り返し計算を行うため長時間と膨大なメモリーを要する。これに対して BPNN 法による dipole 推定は, Abeyratneら(1991 a, b), 岡田ら(1991), 西尾ら(1994)が示したように, 理論的 dipole とこれをもとに算出された頭皮上電位分布を一对とし, 逆問題計算方式により入力と出力間にある規則性を neural network に学習させる方法である。neural network が学習により逆計算問題の解答を修得するまでには時間はかかるが, 学習が完了すれば瞬時に解答が得られ, dipole の推定がより短時間でできることが利点である。

今回 11 例のてんかん患者を検討したが, 部分発作の 6 例中 5 例において BPNN 法で推定された dipole が術中確認されたてんかん原性焦点部位とほぼ一致していた。残りの 1 例(症例 4)のみ術前推定された dipole 部位とは反対側の右側頭葉深部に焦点が確認され焦点切除術後は経過良好であった。この所見は側頭葉深部にてんかん原性焦点が存在する場合, BPNN

法であっても dipole 推定が困難なことがあるとの警鐘と考えられ興味ある所見であった。Sammaritano ら (1987), 清水 (1994) は, てんかん原性焦点が側頭葉内側部に限局しているときは頭皮上脳波に異常が反映されないか, あるいは左右逆に異常波が出現することもあり得るとし, 器質的病変部と一致しないときには注意を要すると述べている。また症例 4 では術後頭皮上脳波において左側頭葉深部に一過性に dipole が推定されたが, その後消失したことから, この dipole は mirror focus であった可能性も推測された。

moment の検討では, 症例により方向がまちまちであったが個々の棘波に経時的な変化は認めず, 一定方向を示す傾向があった。この moment の方向性は, 棘波の伝播方向に関連しているのではないかと推察された。

次に全般発作 5 例をみると, 4 例において BPNN 法により dipole がほぼ脳正中深部に推定された。dipole の経時的推移も脳正中深部にほぼ停止しており, 全般発作の特徴的な所見かと思われた。また, moment は経時的に方向転換している例を 3 例に認めた。岩佐ら (1993), 曾我ら (1995) も同様の現象を観察しており, 頭皮上脳波における棘波の電位分布が脳内に形成された dipole の位置やその電流の方向 (ベクトルの方向) によって規定されるのではないかと考察している。

残りの 1 例 (症例 9) は, dipole が経時的に左から右大脳半球に移動していたにもかかわらず moment はほぼ一定方向を示していた。この所見は二次性全般化の可能性が疑われた。

まだ症例数が少なく BPNN 法による焦点推定の信頼性は確立されているとはいいがたいが, 今後 BPNN 法の学習能力向上と改良を加えることにより, さらに精度の高い有用な検査法になりうると考えられた。

## ま と め

1 脳波上明らかな棘波を認めたてんかん患者 11 例 (部分発作 6 例, 全般発作 5 例) を対象とし, BPNN 法を用いて棘波の dipole 推定を行い, てんかん外科の非侵襲的な術前診断法としての有用性を検討した。

2 部分発作の 6 例中 5 例では推定された dipole が術中に確認されたてんかん原性焦点部位と一致した。他の 1 例は側頭葉深部にてんかん原性焦点が存在した症例で, BPNN 法でも推定が困難であったが文献的にも他の方法を用いても焦点の同定が困難であることが知られ, 今後の検討課題と思われた。

また moment は一定方向を示す傾向があり伝播方向に関連しているのではないかと推察された。

3 全般発作の症例では 5 例中 4 例において dipole はほぼ脳正中深部に推定された。この dipole はほぼ停止していたが, moment は経時的に方向転換しており全般発作に特徴的な所見ではないかと推察された。

1 例のみ広汎な dipole の経時的推移がみられたにもかかわらず moment は一定方向を示し, 二次性全般化の可能性が示唆された。

4 BPNN 法によるてんかん原性焦点の dipole 推定は, てんかん原性焦点の三次元的把握を容易にする方法と思われた。今後さらに BPNN 法の計算精度に改良を加え, 信頼性を高めることにより臨床応用も可能であると考えられた。

稿を終えるにあたり, BPNN 法のご指導を賜りました徳島大学工学部電気電子工学科 木内陽介教授及び, 臨床についてご指導をいただいた徳島大学医学部脳神経外科 松本圭蔵教授に深謝いたします。

本論文の要旨は第 53 回日本脳神経外科学会総会 (1994, 徳島) において発表した。

## 文 献

- 1 Abeyratne, U. R., Kinouchi, Y., Oki, H., Okada, J., Shichijo, F. and Matsumoto, K. (1991a): A new dipole localization method using a back propagation neural network. *Brain Topography*, 3, 221.
- 2 Abeyratne, U. R., Kinouchi, Y., Oki, H., Okada, J., Shichijo, F. and Matsumoto, K. (1991b): Artificial neural networks for localization in the human brain. *Brain Topography*, 4, 3-21
- 3 Homma, S., Nakajima, Y., Musya, T., Okamoto, Y. and He, B. (1987): Dipole-tracing method applied to human brain potential. *J. Neurosci. Methods* 21, 195-200
- 4 Homma, S., Nakajima, Y., Musya, T., Okamoto, Y., Hagbarth, K. E., Blom, S. and Flink, R. (1990): Generator mechanisms of epileptic potentials analyzed by dipole tracing method. *Neuroscience Letters*, 113, 181-186
- 5 本間三郎 (1994): SSB (頭皮, 頭蓋骨, 脳組織)

- 頭部モデルの双極子追跡による脳電位発生源の推定と臨床応用. 臨床脳波, 36, 10-18
- 6 石島武一・清水弘之(1991): 頭蓋内脳波と頭皮脳波. てんかん学の進歩, 岩崎学術出版社, 東京, 215-235
  - 7 岩佐博人・古閑啓二郎・柴田忠彦・伊藤寿彦・佐藤甫夫(1993): てんかん性棘徐波複合の発現に参与する脳内電源の分析, 双極子追跡法(Dipole Tracing)による検討. 臨床脳波, 35, 319-325
  - 8 金子 裕, 高倉公朋(1992 a): MEG によるてんかんの検査. 脳神経, 44, 307-321
  - 9 金子 裕・高倉公朋(1992 b): 脳磁図の臨床応用. BME, 6, 35-40
  - 10 小柏元英・高橋 宏・中野浩武・金子 裕・高倉公朋(1991): 37 チャンネル生体磁気計測装置を用いた magnetoencephalography によるてんかん焦点の局在推定. 脳神経, 43, 1067-1074
  - 11 武者利光(1992): 双極子追跡(DT)法の現状と展望. 脳神経, 44, 301-306
  - 12 中島祥夫(1992 a): 双極子追跡法(1)―脳電位の逆問題―. 臨床脳波, 34, 543-546
  - 13 中島祥夫(1992 b): 双極子追跡法(2). 臨床脳波, 34, 615-617
  - 14 西尾昌文・木内陽介・長篠博文・大島義憲・七條文雄, 他(1994): ニューラルネットワークを用いた EEG 信号源の推定. 信学技報, 94, 93-100
  - 15 岡田 順・七條文雄・松本圭蔵・Abeyratne, U. R.・木内陽介(1991): 中心溝近傍腫瘍による N20 - P20(SEP)双極子の回転偏位―Artificial Neural Network による双極子推定法を用いて―. 機能的脳神経外科, 30, 137-148
  - 16 Rose, D. F., Sato, S., Smith, P. D., Porter, R. J., Theodore, W. H., Friauf, W., Bonner, R. and Jabbari, B. (1987): Localization of magnetic interictal discharges in temporal lobe epilepsy. Ann. Neurol., 22, 348-354
  - 17 七條文雄・増田 勉・松本圭蔵(1984): 棘波 Dynamic Topography―加算平均による分析―. 二次元脳電図の臨床(松本圭蔵 編), にゅーろん社, 東京, 181-186
  - 18 七條文雄・岡田 順・沖 英雄・堀江周二・曾我哲朗他(1992): 脳波 topography の臨床応用―Signal-Basicを用いて―. 機能的脳神経外科, 31, 32-41
  - 19 Sammaritano, M., Lotbinierre, A., Andermann, F., Olivier, A., Gloor, P. and Quensney, L. F. (1987): False lateralization by surface EEG of seizure onset in patients with temporal lobe epilepsy and gross focal cerebral lesions. Ann. Neural., 21, 361-369
  - 20 清水弘之(1994): 海馬と脳波. CLINICAL NEUROSCIENCE, 12, 77-79
  - 21 曾我哲朗・岡田 順・堀江周二・七條文雄・松本圭蔵他(1995): てんかん焦点における Spike Voltage Topography―Neuro-computer による分析―. EEG TOPOGRAPHY, 1991 (印刷中)
  - 22 Sutherling, W. W., Crandall, P. H., Cahan, L. D. and Barth, D. S. (1988): The magnetic field of epileptic spikes agrees with intracranial localization in complex partial epilepsy. Neurology, 38, 778-786