

내측 측두엽 간질에서 심부전극 삽입을 위한 컴퓨터 프로그램 개발

서울아산병원 신경외과, 울산대학교 의과대학

이도희 · 이종주 · 이정교

내측 측두엽 간질(mesial temporal lobe epilepsy)의 침습적 검사는 심부전극(depth electrode)을 이용한 진단이 정확하여 임상에서 이용되고 있다. 심부전극 삽입은 occipito-temporal route를 이용하는 방법이 많이 이용되고 있다. 본원에서는 occipito-temporal 경로를 심부전극의 삽입부위를 수 작업으로 계산하여 MRI에서 확인하고, 시행하였다. 그러나 MR 영상에서 frame과 cutting line 사이에 정확하게 수평·수직이 일치하지 않음으로 오차가 발생하고, 수 작업으로 계산하면 많은 시간이 소요되는 문제가 있었다. 본 연구에서는 MRI 촬영 후 기하학적 오차의 보정으로 정확한 계산을 즉시 시행하여, 바로 시술을 시행할 수 있도록 프로그램을 개발하였고, 17명의 환자에 적용하여 이 프로그램의 임상유용성을 확인하였다.

중심단어 : 뇌 정위, 심부전극, 측두엽 간질, 침습적 검사

서 론

일반적으로 간질 환자의 간질부위 검사는 단일광자방출 컴퓨터촬영(Single-photon emission computed tomography, SPECT),¹⁻³⁾ 양전자 단층 촬영(positron emission tomography, PET),⁴⁾ 자기공명촬영장치(magnetic resonance imaging, MRI),⁵⁾ 뇌파측정기(electroencephalography, EEG),^{6, 7)} 자기뇌전계(magnetoencephalography, MEG),^{8, 9)} 입체전파측정기(stereoelectroencephalography, SEEG)^{10, 11)} 등이 뇌에서 일어나는 변화를 환자의 머리에 비 침습적으로 뇌파의 전기적 또는 자기적 변화를 파악하여 진단할 수 있으나 포괄적이고 정확성이 떨어진다. Fig. 1은 직접적으로 전기 신호를 이용하기 위하여, 경막하와 경막밖의 격자 또는 줄 형태(subdural and epidural grids and strips)의 전극을 삽입하는 방법과 뇌속으로 깊게 삽입하는 심부전극을 이용하는 방법^{12, 13)}을 보여주고 있다. 정위적인 침습적 검사는 환자에게 뇌견인(brain retraction)이 적어 뇌의 손상을 적게 준다. 때문에 내측 측두엽 간질(mesial temporal lobe epilepsy)의 침습적 검사는 심부 전극을 삽입하는 경우가 많이 이용되고 가장 정확하며, 그 중에서 후두엽에서 occipito-temporal (OT) 경로를¹⁴⁻¹⁶⁾ 따르는 방법이 많이 이용되고 비교적

안전하고 정확하다. 신속한 환자의 시술을 위하여 가능하면 빨리 정확하게 표적의 위치와 방향을 계산해야 한다. 기존의 상품화된 프로그램은 SUN Sparc 10에서 UNIX system을 이용한 프로그램은 다루기 힘들고 가격도 비싸다. 본원에서는 심부전극의 삽입부위를 수 작업으로 계산하여 MRI에서 확인하고, 시행하였었다. MR 영상에서 기준이 되는 frame과 cutting line 사이에 정확하게 수평·수직이 일치하지 않아서 오차가 발생하고, 수 작업으로 계산할 때에는 이런 오차를 줄이기 위해 평균값을 사용하였으며, 계산하는데 많은 시간이 소요되었다. 따라서 MRI 촬영 후 바로 시술할 수 있도록 보다 정확하고 간단하게 계산할 수 있도록 프로그램을 개발하였다. 17례를 임상에 적용하여 수 작업 계산과 서로 비교함으로써 이 프로그램의 유용성을 알아보려고 한다.

대상 및 방법

1. 기준 좌표 계산 방법

환자의 머리에 Leksell frame을 고정하고, MRI를 촬영하여 얻은 영상에 Fig. 2에서와 같이 6개의 fiducial mark가 나타난다. 여기서 모서리의 4개를 기준으로 X, Y를 구하는 것은 간단하다. 그림에서 좌측 하단의 점이 x=5 mm, y=40 mm이고, 이들 꼭지점의 있는 대각선의 좌표는 x=100 mm, y=100 mm이다. 이해를 돕기 위해 대문자는 영상의 좌표이고, 소문자는 Leksell frame를 기

이 논문은 2002년 10월 29일 접수되어, 2002년 11월 10일 채택됨.
책임저자: 이도희, (138-736) 서울시 송파구 풍납 2동 388-1
서울아산병원 신경외과
Tel: 02)3010-3357, E-mail: doheui@amc.seoul.kr

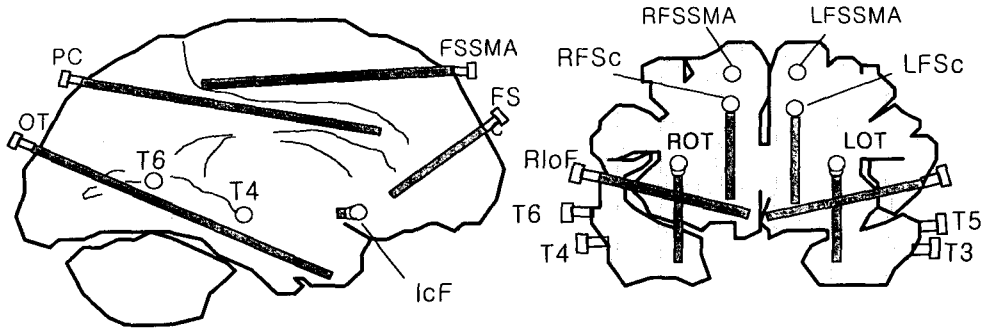


Fig. 1. Placement of OT, PC, FSSMA, loF, and FSc depth electrodes, Also note placement of lateral temporal epidural electrodes (single contact epidural electrodes T3, T4, T5, and T6). OT=Occipital Temporal, PC=Parietal Cingulate, FSSMA=Frontal Supplementary Sensory Motor Area, loF=lateral orbital frontal, FSc=Frontal Subcallosal, T3-T6=single contact epidural electrodes.

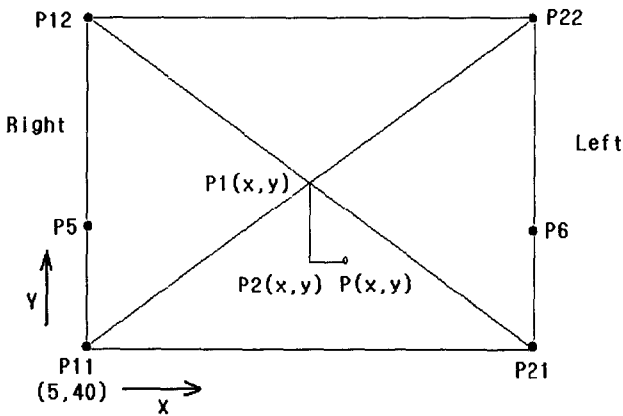


Fig. 2. Fiducial mark in the axial image. It is to seek to X and Y coordinate in the axial image.

준으로 하는 실제의 좌표이다. 그림 상으로 모서리에 있는 4개의 mark와 표적의 좌표 P를 알고 있으면, Leksell frame를 기준으로 하는 실제 p점의 좌표는

$$p(x) = (P(x) - P2(x)) \times R + 100 \dots\dots\dots (1)$$

$$p(y) = (P2(y) - P1(y)) \times R + 100 \dots\dots\dots (2)$$

으로 구해진다. 여기서 P(x) 또는 P(y)는 각 점의 x, y 축의 좌표이다. P점은 표적의 좌표이고, P1은 4점을 대각선으로 이는 교차점이고, P2는 교차점을 지나는 수직선과 표적을 지나는 수평선과 만나는 교차점이다. 여기서 R은 배율이고, 4개의 점간의 거리 즉 X축으로의 길이는 190 mm이고, Y축으로의 길이는 120 mm이다. 그래서 배율 R = 190 mm / (P12 - P11)으로 계산되며, 영상을 1:1로 print 하면 R은 1이 된다. 오른쪽의 높이는

$$z_1 = \frac{F5 - P11}{P21 - P11} \times 120 + 40 \dots\dots\dots (3)$$

이고, 왼쪽의 높이 z2는

$$z_2 = \frac{F6 - P21}{P22 - P21} \times 120 + 40 \dots\dots\dots (4)$$

이다. 또 이 식을 이용하면 영상이 기울어져 있어도 z₁, z₂값은 정확하게 구할 수 있고, 수 작업에서는 이 값을 평균하여 이 영상면의 높이 z로 사용한다. Fig. 3에서와 같이 indicator를 보면 모서리에서 모서리로 사선을 만들면 Z=Y라는 관계를 성립함을 알 수 있다. 따라서 Fig. 2.에서의 좌 또는 우에서 중앙점의 Y값이 바로 그 면의 높이 Z값이 된다. MRI를 촬영할 때 Fig. 3은 MR indicator를 옆에서 본 것으로 두꺼운 선과 cutting ling가 만나는 점이 fiducial mark이다. 그런데 frame의 기준 축과 수평·수직 cutting ling이 항상 정확히 일치하지는 않는다. 이런 이유로 수 mm 정도의 오차가 흔히 발생한다. 그래서 이 오차를 줄이기 위해 수 작업에서는 좌우의 높이 값을 평균하여 사용하였다.

그러나 본 프로그램에서는 영상을 시리즈로 읽어서, 기울기를 구한다. 이렇게 자동적으로 보정하므로, 같은 영상면에서도 위치에 따라 높이가 다르게 나타난다. Fig. 3에서 이들의 기울기를 알아보기 위해 아래 cutting line에서 만들어진 fiducial mark를 점 F11과 F1과 F21라고 하고, 위 cutting line에서 만들어진 fiducial mark를 점 F12와 F2와 F22라고 하면, F1과 F2사이의 기울기 값이 45° 이어야 한다. 여기서 계산을 간단하게 하기 위해 Y, Z 좌표계를 사용하고, 배율 R을 1로 하였다. Fig. 2에서의 좌 또는 우측 한쪽만 계산하는 것이다. (F22-F21)는 120

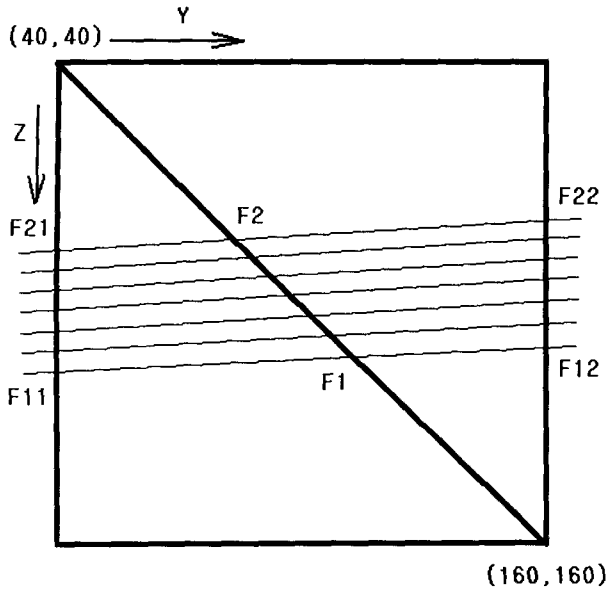


Fig. 3. Fiducial marker of the MR indicator. The thick line appears in the axial or the coronal images as fiducial markers and the thin lines indicates the Z-axis cutting line in the MR scanning.

mm 이고, 아랫면의 실제 높이 z_1 은

$$z_1 = \frac{F1 - F11}{F21 - F11} \times 120 + 40 \dots\dots\dots (5)$$

이고, 윗면의 실제 높이 z_2 는

$$z_2 = \frac{F2 - F21}{F22 - F21} \times 120 + 40 \dots\dots\dots (6)$$

이다. 또 이 식을 이용하면 영상이 기울어져 있어도 z_1 , z_2 값은 정확하게 구할 수 있다. F1에서 F2까지의 사선의 각도가 45° 이므로 이들 사이의 실제 길이 d 는

$$d = \frac{z_2 - z_1}{\sin 45} \dots\dots\dots (7)$$

이다. 그리고 영상에서의 F1과 F2의 길이 D 는

$$D = \sqrt{(F2(y) - F1(y))^2 + (F2(z) - F1(z))^2} \dots\dots\dots (8)$$

이고, 여기서 Z 값은 45° 이므로

$$Z = \frac{D}{\sin 45} \dots\dots\dots (9)$$

이다. 배율을 1로 하였기 때문에 Z 와 z 는 같아야 한다. 그러나 frame과 cutting line 사이에는 기울어져 있으면, 아래 식처럼 그 기울어진 각도 θ_x 는

$$d = \frac{Z}{\sin(\theta_x + 45)} \dots\dots\dots (10)$$

$$\theta_x = \sin^{-1} \frac{Z}{d} - 45 \dots\dots\dots (11)$$

으로 구할 수 있다. 같은 방법으로 y 에 대한 기울기도 구한다. 따라서 이들을 이용하여 같은 평면내의 높이 z 값은

$$z(X, Y) = z(100, 100) + R \times (X - X(100, 100)) \times \sin \theta_x + R \times (Y - Y(100, 100)) \times \sin \theta_y \dots\dots\dots (12)$$

이렇게 기존의 수 작업으로 하기 힘들었던 계산을 함으로서 보다 정확하다. 여기서 $X(100, 100)$, $Y(100, 100)$ 는 모서리 fiducial mark를 대각선의 교차점인 $x=100$ mm, $y=100$ mm점에서의 좌표이다. $z(100, 100)$ 는 $x=100$ mm, $y=100$ mm점에서의 z 좌표 값이다.

전극의 길이가 8 mm×8개로서 64 mm 정도가 되기 때문에 전극 한 개의 길이보다 작은 4 mm로 cutting 하여 보다 자세하게 볼 수 있고, axial이나 coronal 영상만으로 3차원 영상을 구성하는 방법이 있으나, 재구성된 영상의 수직 성분 해상도가 너무 떨어진다. 그래서 axial, coronal, sagittal 영상을 각각 얻고, 이들 영상의 fiducial mark를 이용해서 3차원적 영상로 만들기 때문에 저장용량이 적고, 프로그램도 간단하고, 화면이 선명하다. 이 세 종류의 영상들을 보면서 전극의 위치를 확인하고, 계산하므로 누구나 쉽게 이해할 수 있다. 현재 본 프로그램은 Leksell frame을 기초로 하고, 영상 제어는 IDL 5.2 (Windows 98) 버전을 사용하였다. Computer 사양으로는 CPU는 Pentium II-333MHz, Ram은 128 Mb이고, Hard Disk는 4.2Gb이다. Screen은 해상도와 밀접한 관계가 있기 때문에 정확한 영상을 보기 위해 해상도가 1280×1024인 17in monitor를 사용하였다. Input data는 환자의 정보를 얻기 위하여 DICOM format를 사용하였고, 환자의 정보가 없는 jpg, tif 등 여러 가지 영상 file로 확장이 가능하다.

2. 적용

본 원에서 1998년 3월 이후 총 63례의 시술을 하였다. 여기서 개발 준비 단계라고 볼 수 있는 초기 단계에서는 수 작업 30례를 시행하면서 본 프로그램을 개발하기 시작하였다. 개발 단계라고 볼 수 있는 중간 단계에서는 수 작업으로 계산 후 본 프로그램으로 계산하여 이들을 비교하면서 9례를 시행하였다. 끝으로 개발 완성 단계에서는

본 프로그램으로 계산 후 주어진 좌표를 이용하여 간단하게 수 작업으로 검증하면서 8례를 시행하였다. 현재는 본 프로그램만으로 계산하여 16례를 시행하였다. 여기서 양쪽 모두를 계산한 17례에 대하여 알아보자. 수 작업 계산 시 MRI를 촬영한 후 영상을 시리즈 film으로 출력하고, 여기서 우리가 필요한 영상을 선택하여 출력하는데 약 1시간 정도가 소요되고, 이 영상들을 이용하여 모든 기준 좌표 정하고, 표적 좌표 이동으로 정확히 계산하는데 약 2시간 정도 소요되었다. 그러나 본 프로그램 계산하면 PACS상에서 영상을 획득 후 계산을 완료하는데 20-40분 정도가 소요된다. 좌표 변환이 쉽기 때문에 보다 정확한 위치를 찾을 수 있다. 3차원적 image guide로 심부 전극의 내용만 알고 있으면 누구나 쉽게 계산할 수 있다. MR 촬영할 때 영상의 좌우 뒤틀림과 상하 기울어짐을 확인할 수 있고 여기서는 자동으로 보정한다. 환자가 MRI를 촬영 후 수 작업 계산시간 때문에 1-2시간 기다려야 했는데, 본 프로그램 계산시간이 단축되어 MRI 촬영 후 바로 수술을 시작할 수 있다.

결과 및 고찰

1. 표적 좌표 계산

기존의 프로그램에서 axial 영상만으로 3차원 영상을 구성하고 있는데, 그러면 coronal과 sagittal 영상에서 수직 성분의 해상도가 떨어진다. 심부 전극 삽입 술에서는 axial과 coronal 영상에서 확인하는 것이 상당히 중요하다.¹⁷⁾ 그래서 axial, coronal, sagittal 영상을 DICOM format으로 읽어 들이고, fiducial mark를 이용하여, 각각의 영상에서의 기준 좌표를 구하였다. 그러면 프로그램이 적당한 크기로 확대하여 영상의 기준 좌표를 정하고, Fig. 6에서와 같이 환자의 이름, 수술일, 병원명, 성별 등등의 정보를 화면에 표시하여 준다. 이때 주어진 한 점이 axial, coronal, sagittal 영상에 각각 표시된다. 그리고 다음 입력 data의 위치에 명령어 즉 center line anterior 등으로 표시하므로 아주 간단하다. 그리고 해마(hippocampus)가 잘 보이는 영상을 찾기 위해 화면내의 NEXT 또는 PREVIOUS를 누르면서 화면을 이동한다. 전극 삽입에서 끝(표적) 좌표(x, y, z)와 그 경로 즉 좌우 각도(θ)와 상하 각도(φ)를 구해야 하기 때문에 Fig. 4에서

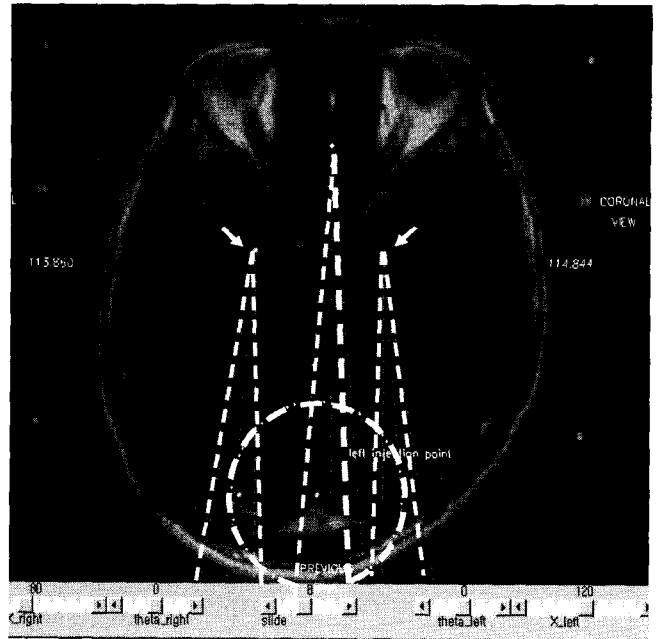


Fig. 4. The target points in the axial image (Arrows). The points can be calculated from the injection points which are arbitrary selected within 30 mm laterally from the patient's center line.

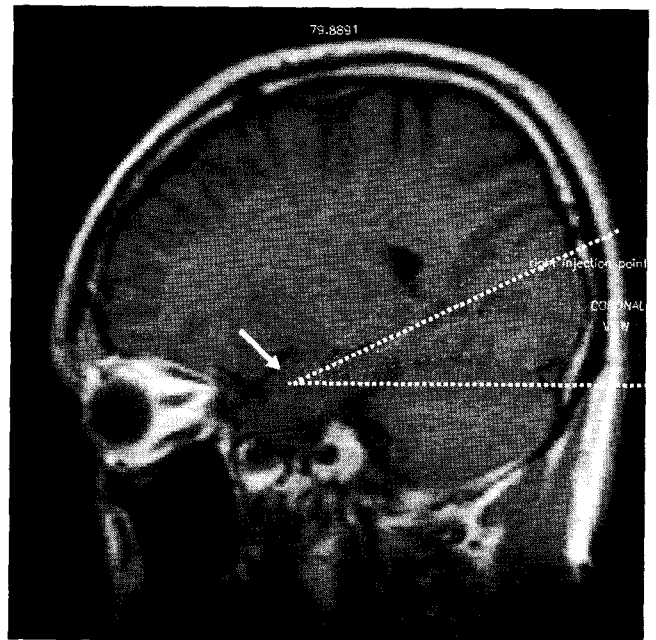


Fig. 5. The target point in the sagittal image (Arrow). The latitude angle to avoids the visual cortex and the occipital gyri can be selected visually.

처럼 axial 영상에서 수평 성분으로 환자의 해부학적 구조를 보면서 환자의 중심선을 구하고, 해마가^{18, 19)} 끝나는 지점에 좌우에 target point를 구한다. 이를 기점으로 posterior의 중심에서 좌우로 30 mm정도 되는 지점을 잇는 injection point를 정하면 injection line이 그려지고 injection angle(θ)이 구해진다.

그리고 Fig. 5은 sagittal 영상에서 좌우 target의 수직 성분의 각도를 정하는데, 이미 axial에서 표적의 위치는 구했으므로 sagittal에서는 injection angle(φ)만 구하면 된다. 이때 visual cortex 등 중요한 부위들을 피하면서 정한다. 이렇게 좌우의 각도를 모두 구하고 나면, Fig. 6은 coronal 영상에서 위 표적과 각도에 따른 점을 확인할

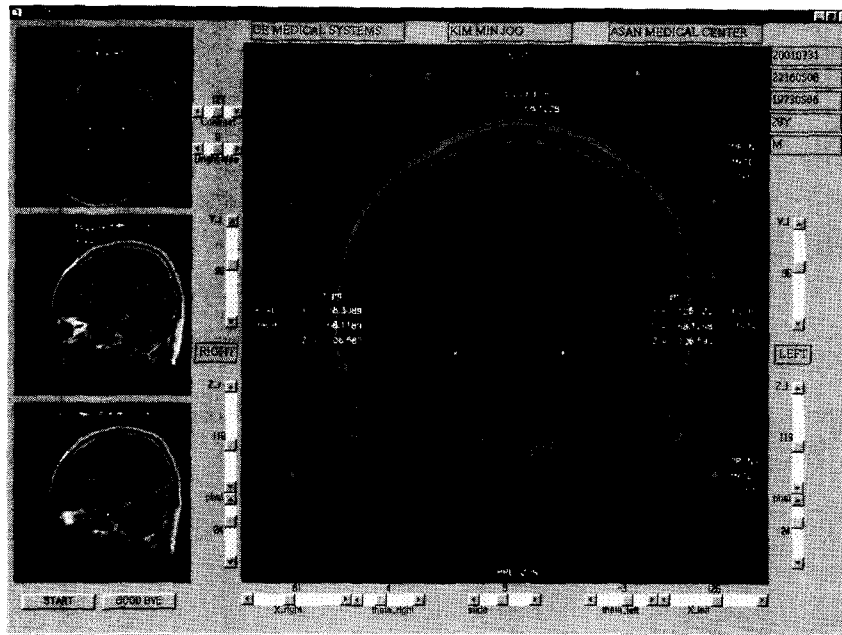


Fig. 6. The interactive target point selection in the coronal image (white point). The target points are predetermined from the axial and the sagittal images. Interactive fine adjustment is possible by changing five sliding bars of x, y, z, azimuthal angle and latitudinal angle for injection lines to be adequately in hippocampus region.



Fig. 7. Comparison of the target points by manual (a) and by computer (b). The coronal image level of figure (a) was obtained from the computer calculation for the purpose of comparison.

수 있고, axial에서 보면 표적의 앞쪽에 x자로 표시되어 있는데 이곳이 coronal 영상의 cutting line이다. 그래서 sagittal은 물론 coronal 영상에서도 표적의 위치에 x표가 나타난다. 그리고 NEXT와 PREVIOUS 명령어를 누르면 coronal 영상을 전후로 이동하면 Fig. 6에서 흰색 점이 나오는데, 이 점이 전극이 들어가는 자리이다. 그리고 보다 정확한 값을 얻기 위해 coronal 영상에서 해마의 중간정도를 지나가도록 x, y, z 좌표와 θ 와 ϕ 값을 조절한다. 해마의 모양이 직선이 아니므로 표적, 중앙, 뒤 부분에서 중심으로부터 벗어나는 경향이 있다. 이렇게 계산이 완료되면 output data라는 명령어를 누르면 수치는 text file로 출력되고, axial, coronal, sagittal 영상을 출력하려면 명령어가 그림 옆에 나올 때 누르면 jpg file로 출력할 수 있다. Fig. 7에서는 본 프로그램에서 계산된 값을 film을 통하여 확인한 결과 오차 범위 1 mm 이내에서 잘 일치하고 있다.

2. 삽입 후 계산과 실제 전극의 위치 비교

Fig. 8은 전극의 삽입 수술 후 CT를 촬영하여, CT는 axial만 촬영하였고, 약간의 기울어짐이 있는데 해부학적

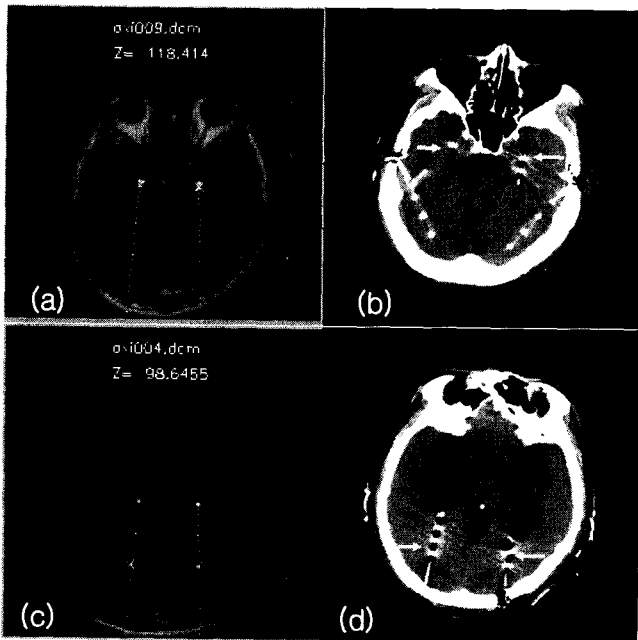


Fig. 8. Comparison of the target points in the CT image and the calculation image. Calculated target points of the lower (a) and the upper (c) level correspond to the CT images (b, d).

으로 계산된 영상과 비교하였다. 수직의 injection angle (ϕ)가 25-30° 이므로 계산 영상에서 x표 있는 곳이 전극이 있는 부분이고, 그 곳에서 멀어지면 높이의 차이가 커진다. 그림 8에서 x 표시가 있는 부분의 anatomy도 동일하고, 전극 끝(Target point)부분에서 잘 일치되고 있다 (a, b). 그리고 전극 후미로서 역시 잘 일치되고 있다(c, d). 이상과 같이 본 프로그램으로 계산하여 수술을 시행하였다. 수 작업 보다 정확하고, 빠르게 수술할 수 있었다. 앞에서 논의한 것처럼 입력 data의 형태를 jpg, tif 등의 영상도 이용할 수 있도록 프로그램에 확장하면 보다 편리하게 사용할 것으로 본다. CT 영상을 이용하여 reconstruction하는 방법도 고려할 것이다. 그리고 Fig. 1에서 보는 것처럼 많은 다른 방향에서의 심부 전극 삽입의 계산에 대하여도 확장할 계획이다.

결 론

본 연구에서 개발된 프로그램은 3차원적으로 볼 수 있어 이해가 빠르고, 편리하며, 좌표변환이 용이하여 누구나 쉽게 계산이 가능하다는 특징이 있다. MR 영상 촬영 시 좌우 뒤틀림과 상하 기울어짐 등을 자동적으로 보정하므로 계산 값이 정확하다. 계산시간이 20-40분 정도로 환자가 MRI를 촬영한 후 바로 수술을 시작하여도 수술을 준비하는 동안에 계산을 완료할 수 있다. 경제적인 측면에서는 수 작업에서 필수적인 film의 사용을 중지하므로 film경비가 절감되었다. 17례를 임상적용한 결과 이 프로그램이 임상에서 유용하게 사용될 수 있음을 알았다.

참 고 문 헌

1. Mayanagi Y: Epilepsy surgery—advances in presurgical evaluations and operative techniques. Rinsho Shinkeigaku 31:1301-5 (1991)
2. Slater JD, Brown MC, Jacobs W, Ramsay RE: Induction of pseudoseizures with intravenous saline placebo. Epilepsia 36(6):580-5 (1995)
3. Guillon B, Duncan R, Biraben A, Bernard AM, Vignal JP, Chauvel P: Correlation between interictal regional cerebral blood flow and depth-recorded interictal spiking in temporal lobe epilepsy. Epilepsia 39(1):67-76 (1998)
4. Devaux B, Chassoux F, Landre E, Turak B, Merlaud B, Oswald AM, Joly LM, Raggueneau JL:

- Functional neurosurgery for epilepsy. *Ann Fr Anesth Reanim* 20(2):137-44 (2001)
5. Siegel AM, Jobst BC, Thadani VM, Rhodes CH, Lewis PJ, Roberts DW, Williamson PD: Medically intractable, localization-related epilepsy with normal MRI: presurgical evaluation and surgical outcome in 43 patients. *Epilepsia* 42(7):883-8 (2001)
 6. Staba RJ, Wilson CL, Bragin A, Fried I, Engel J Jr: Quantitative analysis of high-frequency oscillations (80-500 Hz) recorded in human epileptic hippocampus and entorhinal cortex. *J Neurophysiol* 88(4):1743-52 (2002)
 7. Noordmans HJ, van Rijen PC, van Veelen CW, Viergever MA, Hoekema R: Localization of implanted EEG electrodes in a virtual-reality environment. *Comput Aided Surg* 6(5):241-58 (2001)
 8. Godey B, Schwartz D, de Graaf JB, Chauvel P, Liegeois-Chauvel C: Neuromagnetic source localization of auditory evoked fields and intracerebral evoked potentials: a comparison of data in the same patients. *Clin Neurophysiol* 112(10):1850-9 (2001)
 9. Mamelak AN, Lopez N, Akhtari M, Sutherling WW: Magnetoencephalography-directed surgery in patients with neocortical epilepsy. *J Neurosurg* 97(4):865-73 (2002)
 10. Guye M, Le Fur Y, Confort-Gouny S, Ranjeva JP, Bartolomei F, Regis J, Raybaud CA, Chauvel P, Cozzzone PJ: Metabolic and electrophysiological alterations in subtypes of temporal lobe epilepsy: a combined proton magnetic resonance spectroscopic imaging and depth electrodes study. *Epilepsia* 43(10):1197-209 (2002)
 11. Guenot M, Isnard J, Ryvlin P, Fischer C, Ostrowsky K, Manguiere F, Sindou M: Neurophysiological monitoring for epilepsy surgery: the Talairach SEEG method. *StereoElectroEncephaloGraphy. Indications, results, complications and therapeutic applications in a series of 100 consecutive cases. Stereotact Funct Neurosurg* 77(1-4):29-32 (2001)
 12. Eisenschenk S, Gilmore RL, Cibula JE, Roper SN: Lateralization of temporal lobe foci: depth versus subdural electrodes. *Clin Neurophysiol* 112(5):836-44 (2001)
 13. Wennberg R, Arruda F, Quesney LF, Olivier A: Preeminence of extrahippocampal structures in the generation of mesial temporal seizures: evidence from human depth electrode recordings. *Epilepsia* 43(7):716-26 (2002)
 14. Rengachary SS, Wilkins RH: *Neurosurgical operative atlas Vol.6 AANS* (1997) pp. 131-146
 15. Staba RJ, Wilson CL, Bragin A, Fried I, Engel J Jr: Quantitative analysis of high-frequency oscillations (80-500 Hz) recorded in human epileptic hippocampus and entorhinal cortex. *J Neurophysiol* 88(4):1743-52 (2002)
 16. Alsaadi TM, Laxer KD, Barbaro NM, Marks WJ Jr, Garcia PA: False lateralization by subdural electrodes in two patients with temporal lobe epilepsy. *Neurology* 57(3):532-4 (2001)
 17. Engel J: *Surgical Treatment of the Epilepsies*, 2nd Ed. RAVEN (1993) pp. 359-376
 18. Luders HO, Comair YG: *Epilepsy Surgery*, 2nd Ed. LWW (2001) pp. 597-611
 19. Staba RJ, Wilson CL, Bragin A, Fried I, Engel J Jr: Sleep states differentiate single neuron activity recorded from human epileptic hippocampus, entorhinal cortex, and subiculum. *J Neurosci* 22(13):5694-704 (2002)

The Development of Software Program for Depth Electrode through Occipito-temporal Route in Temporal Lobe Epilepsy

Doheui Lee, Jongjoo Rhee, Jungkyo Lee

*Division of Neurological Surgery, Asan medical center,
College of Medicine University of Ulsan, Seoul, Korea*

The depth electrode technique, especially using the occipito-temporal route is widely used in the clinic, since it is known to be the most precise method about the invasive study of the mesial temporal lobe epilepsy. The depth electrode with the occipito-temporal route has been applied with manual calculation of MR images. Inherently there are some factor causing significant errors due to geometrical axis alignment, such as miss alignment of horizontal or vertical cutting line. In order to correct it in manually, it takes a long time. In this study, authors has developed the software for automate calculation of MRI wording for instance calculation and for the no time delaying operation. Authors could show that this software is useful for the clinic after applying if for 33 cases of the patients.

Key words : Occipito-temporal (OT), Depth electrode, Stereotactic, Epilepsy