

개인용 컴퓨터를 이용한 뇌정위 수술의 정확도의 개선

김준식, 박현석, 최교환, 채의병 이용희, 김선일
한양대학교 의과대학 계량의학교실

The improvement of exactitude of stereotactic surgery based on personal computer

J. S. Kim, H. S. Park, K. H. Choi, E. B. Chae, Y. H. Lee, S. I. Kim
Dept. of Medical Information, College of Medicine, Hanyang University

Abstract

Accuracy and reproducibility of coordinates, angles/areas and volume measurements are the main goal of imaging-guided stereotactic systems. Errors in measurements are due to pitfalls in a present systems. Factors responsible for inaccuracy and variability on measurements are inappropriate display window settings, unequal spatial resolution, display/film distortion, inappropriate slice width, lack of isocentricity between gantry and frame, and nonparallelism between frame and scanning plan.

The most important factor responsible for errors when using stereotactic frames is the nonparallel relationship to the plane of scanning. For the solution of above problem, author developed a computer program for the measurement of the coordinates of intracerebral target, which is operated using the personal computer. This program can calculate the actual spatial coordinates regardless of the inappropriate parallelism between frame and scanning plane and decrease the range of errors of measurements.

서론

뇌정위 수술의 장점은 수술로 인한 뇌손상을 최소화하며 정확하게 원하는 뇌병소를 제거하거나, 뇌 심부 구조물에 병소를 만들거나, 뇌종양의 생검 등에 이용되는 안전한 신경외과 수술 방법이다. 이러한 목적을 이루기 위해 가장 중요한 것은 뇌실질 내에 정확한 수술좌표 설정에 있다.

1970년대 후반 뇌전산화 단층 촬영의 등장은 신경외과 수술 분야에 커다란 혁신을 가져왔다. 전산화된 단층영상 자료는 뇌심부 조직을 직접 관찰할 수 있으므로, 수술하고자 하는 뇌심부 병소를 직접 관찰하여 좌표로 삼을 수 있게 되었으며, 일반 X-

선 촬영에 의존하는 경우 발생하는 확대비율을 고려해야 하는 문제는 근본적으로 없어졌다. 그러므로 일반 X-선을 이용하였던 과거의 뇌정위 수술에 비하여 정확해졌으며, 수술 범위는 보다 넓어지게 되었다. 그 적용범위로는 이상 운동질환 뿐만 아니라, 뇌종양에 대한 생검술 (Kelly PJ, Dumas-Duport C, 1987), 뇌실질내 혈청 제거술, 뇌방사선 수술 (Radiosurgery : Leksell L 1971), 뇌정위하 직접 뇌수술등 (Apuzzo MLJ, Sabshin JK 1983, Kelly PJ, Kall BA, 1987)이 폭넓게 이용되고 있는 실정이다.

뇌정위수술의 기본 목적은 뇌손상을 최소화하며서 수술을 정확히 시행하는데 있다. 그러기 위해서 정확한 좌표설정을 해야 하는데, 이는 여러 가지 오차를 해결해야 한다. 이때의 오차에는 크게 세가지가 있는데 첫째, 뇌정위 수술기구 자체의 오차이다. 이는 현재 수술 기구를 정교하게 제작하므로써 상당히 발전하여 기구 자체의 오차는 무시할 수 있을 정도로 발달하였다. 둘째, 시술자가 수술 기구를 두부에 고정하고 단층 촬영을 시행하는 일련의 과정에서 발생하는 조작과정의 오차가 있다. 셋째, 영상자료를 통하여 시술자가 좌표를 설정하여 계산하는 과정에서 발생하는 오차가 있다. 이것은 시술자간의 오차로, 이를 해결하기 위해서는 보다 객관적이고 간단하며 획일적인 방법을 사용해야 한다는 문제점을 제시한다. 이외에도 Zamorano(1987)은 window setting의 부적절하거나, 영상의 비틀림, 해상도가 일정치 않은 경우 등에 의한 오차 또한 문제가 된다고 하였다.

따라서 본 논문에서는 이러한 여러 오차를 줄이기 위하여 단층 촬영 영상의 Digital data를 이용하여 Personal computer 화면상에서 직접 작업하여 위에서 언급한 오차를 최대한 줄이며 정확한 좌표 설정을 위한 프로그램의 개발을 시도하여 이를 두부 모델을 이용한 검증을 실시한 후에 임상에 적용하고자 한다.

본론

1. 좌표의 보정

뇌정위틀이 기울어짐으로써, 뇌정위 localizer의 수직막대와 대각선 막대가 이루는 3개의 교차점이 단일 영상에 나타나지 않고 각기 다른 단층면에 나타날 경우는 다음의 그림 1,2,3의 세 가지 경우들의 조합으로 나타낼 수 있다.

그림 1은 뇌정위틀이 아래로 처짐으로써 3개의 기준점 중 Y1, Y2 두점은 같은 화면에 표시되고 기준점 X1은 서로 다른 평면에 위치할 때의 모습을 표시하고 있으며, 단층촬영면(PLANE A)보다, 중점에서의 상대좌표 산정의 기준이 되는 기준 평면이(PLANE B)와 ϕ_0 만큼 기울어져 있음을 나타낸다. 그림 2는 뇌정위틀이 좌우로 약간 돌아갔을 때, 한 화면에 3개의 기준점 X1, Y1, Y2가 표시되어 있지만 정상적인 위치에 $\overline{Y1Y2}$ 있지 않고 기울어진 위치 $\overline{Y1'Y2'}$ 에 있는 경우를 표시한다. 평면 A와 평면 B는 같은 평면이 되며, 선분 $\overline{Y1Y2}$ 와 선분 $\overline{Y1'Y2'}$ 사이의 각도는 ϕ_0 이다. 그림 3은 뇌정위틀이 좌우로 기울어짐으로써 3개의 기준점 모두가 각기 다른 화면에 표시되는 상황을 나타낸다. 기준점 X1은 단층촬영면(PLANE A)에 있지만 선분 $\overline{OY1}$ 는 평면 A에 대해서 θ_0 만큼 기울어져 있다. 위에서 설명한 그림 1,2,3의 세 가지 변환을 조합하면 뇌정위틀이 기울어질 수 있는 모든 경우를 표현할 수 있다.

좌표의 보정은 기울어진 뇌정위틀의 기준점 (X1 Y1 Y2)들이 기울어지지 않았을 때의 좌표들로 변환하는 과정을 통해 이루어진다. 우선 입력된 3개의 기준점 중 Y1을 이용하여 그림 2와 그림 3에 표시되어 있는 θ_0, ϕ_0 를 구한다. 그리고 변환 A를 기울어진 뇌정위틀의 점 Y1'을 기울어지지 않은 뇌정위틀의 점 Y1로 사상하는 회전변환이라고 정의한다. 점 X1을 변환 A에 따라 회전 변환시키면 점 X1은 그림 1에 표시된 위치에 있게 되며 삼각함수 공식을 이용하여 각 ϕ_0 를 구한다. 여기서 변환 B는 임의의 점 Q를 선분 $\overline{Y1Y2}$ 에 대해서 각 ϕ_0 만큼 회전시키는 변환이라고 정의한다. 임의의 점 Q의 원점에 대한 보정된 상대 좌표를 구하기 위해서 점 Q의 원점까지의 거리 R과 각도 θ, ϕ, ψ 를 구한다. 각도 θ, ϕ 는 Y1의 θ_0, ϕ_0 를 구할 때와 같은 방법으로 구한다. 각도 ψ 는 그림 4처럼 한 점 (Q)에서 선분 $\overline{Y1Y2}$ 에 수선을 내렸을 때 만나는 점을 Q_0 라고 할 때 선분 $\overline{QQ_0}$ 와 평면 A가 이루는 각도를 표시하며, 역시 삼각함수 공식을 이용하여 구할 수 있다. 여기서 변환 B는 임의의 점 Q를 선분 $\overline{Y1Y2}$ 에 대해서 각 ϕ_0 만큼 회전시키는 변환이라고 정의한다. 임의의 점 Q의 원점에 대한 보정된 상대 좌표를 구하기 위해서 점 Q의 원점까지의 거리 R과 각도 θ, ϕ, ψ 를 구한다. 각도 θ, ϕ 는 Y1의 θ_0, ϕ_0 를 구할 때와 같은 방법으로 구한다. 각도 ψ 는 그림 4에서처럼 한 점(Q)에서 선분 $\overline{Y1Y2}$ 에 수선을 내렸을 때 만나는 점을 Q_0 라고 할 때 선분 $\overline{QQ_0}$ 와 평면 A가 이루는 각도를 표시하며, 역시 삼각함수 공식을 이용하여 구할 수 있다. 각도를 구하였으면 식 1과 식 2를 이용해서, 점 $Q(x, y, z)$ 를 변환 A에 의해 사상된 점 $Q'(x', y', z')$ 을 구하고 식 3과 식 4를 이용하여, 점 Q'을 변환 B에 의해 사상된 점

$Q'(x'', y'', z'')$ 을 구한다. Q''이 보정된 최종 좌표이다.

$$\phi' = \phi - \phi_0 \dots\dots\dots (1)$$

$$\theta' = \theta - \theta_0 \dots\dots\dots (2)$$

$$x' = R \cos \theta' \cos \phi' \dots\dots\dots (3)$$

$$y' = R \cos \theta' \sin \phi' \dots\dots\dots (4)$$

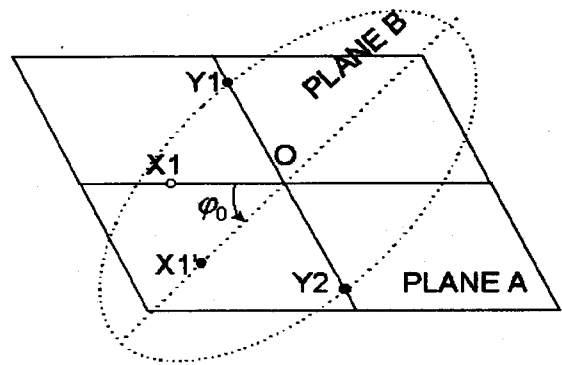
$$z' = R \sin \theta' \dots\dots\dots (3)$$

$$\phi'' = \phi' \dots\dots\dots (3)$$

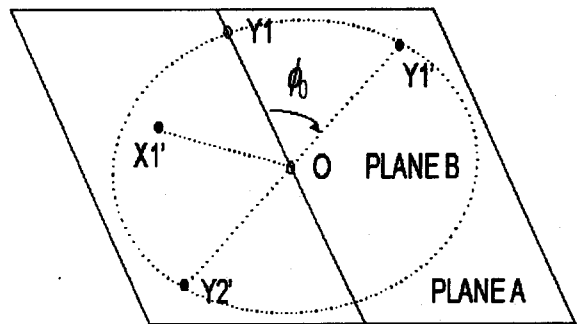
$$x'' = R \cos \phi'' \dots\dots\dots (4)$$

$$y'' = y' \dots\dots\dots (4)$$

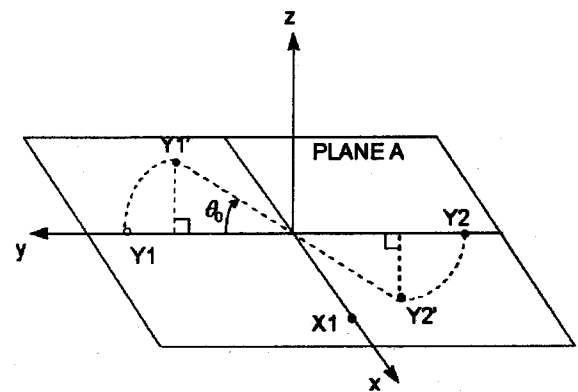
$$z'' = R \sin \phi'' \dots\dots\dots (4)$$



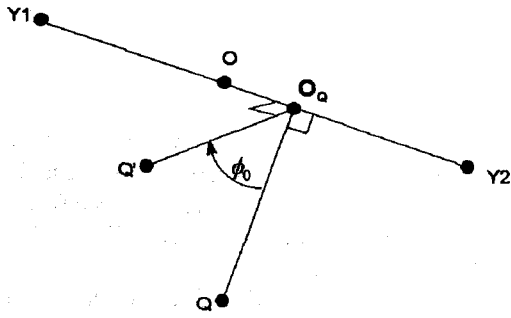
<그림 1>



<그림 2>



<그림 3>



<그림 4>

2. 실험환경

※ 사용기기

컴퓨터에서 Hardware는 많은 양의 데이터를 빠른 시간내에 정확하게 처리하는 본체에 해당된다. 본 실험에서는 현재 국내에 보급화된 개인용 컴퓨터를 이용하였다. 사용기종은 PC-486(66)이며, 기본 메모리는 8M 바이트이다. Graphic board는 2the Max제품을 사용하였으며 해상도는 1024×768로 하였다. 모니터는 20인치를 사용하였다.

Stereotactic frame(뇌정위틀)은 RADIONICS사 제품인 CRW(Cosman-Roberts-Wells)system을 사용하였다. 이의 구성은 크게 두부를 고정하는 두부 뇌정위틀, 수술시 좌표 설정에 따라 수술을 시행하는 Arc system, 그리고 Computed Tomography (CT) 촬영시 좌표 계산을 위한 Localizer로 되어 있다. 그리고 수술을 시행하는 여러 Probe등이 있다.

CT scan은 GE9800 기종을 사용하였다.

3. 고찰

전산화 단층촬영은 1970년대에 처음 소개가 되어 신경외과 분야에서 임상 진단에 획기적인 발전을 가져왔다. 과거 뇌정위 수술은 2차원 영상에 불과한 뇌실조영술을 기준으로 수술좌표를 설정하였으나 이러한 전산화단층촬영의 등장은 공간 개념을 갖는 영상을 기준으로 뇌정위 수술을 할 수 있도록 발전되었다. 즉 단층촬영영상의 어느 점도 뇌정위틀을 기준으로하는 뇌정위 시술좌표와 연관을 갖게 되었다. 문제는 어떻게 뇌정위틀의 좌표와 단층촬영영상과 좌표를 일치시키는가 하는 것이었는데 이것은 localizer를 사용함으로써 해결되었다. 이것은 뇌정위틀에 수직막대와 대각선 막대를 부착하여 이것이 단층촬영 영상에 동시에 표시가 되도록 한 후 이 막대를 기준으로 영상의 좌표를 뇌정위틀의 좌표로 환산함으로써 가능해졌다.

또한 컴퓨터의 기능이 크게 발전하고 개인용 컴퓨터의 발달로 속도 및 용량의 증가는 빠른 시간내에 전산화 단층촬영 데이터를 처리 할 수 있게 되었다. 따라서 적은 비용을 들이고도 손쉽게 많은 데이터를 처리하는 것이 가능해졌다.

zamorano(1987)는 좌표 계산시 부정확한 결과를 만드는 요인으로 단층촬영시 부적절한 window setting, 부적절한 공간 해상도, 모니터나 필름에 표현되는 영상의 뒤틀림, 부적절한 slice thickness, 뇌정위틀과 CT gantry 중심이 서로 일치하지 않는

경우, 뇌정위틀이 scanning plane에 평행하지 않는 경우들이라고 하였다. 그 중에서도 가장 중요한 요인은 뇌정위틀과 컴퓨터 단층촬영기 gantry의 불일치라고 주장하였다. 임상적으로 본 연구자도 경험한 바도 전산화 단층촬영시 두부 고정이 완벽치 못하다. 즉 뇌정위틀을 두부에 부착하고 단층촬영침대에 고정하면 환자 머리의 무게로 중심축이 약간 아래로 처지게 되며 이로 인하여 컴퓨터 단층촬영기 gantry를 조정하여 맞추어야 하는데 실제적으로 정확히 맞추기가 어렵다. 이러한 요인으로 인하여 나타나는 문제로는 뇌정위 localizer의 수직막대와 대각선 막대의 교차점이 이루는 기준면이 단일 영상에 동시에 3교차점이 나타나지 않고, 각기 다른 단층면에 나타나는 경우가 종종 발생하며, 이는 컴퓨터 단층촬영기 gantry의 중심축과 뇌정위틀의 중심축이 평행하지 못한 현상을 말하며, 이를 고려하지 않고 좌표계산을 시행하는 경우 x,y,z 3면에서 모두 벗어나는 예기치 못한 오차가 발생하게 되며 교정 또한 어렵다. 그러나 본 연구자가 사용한 프로그램은 위와 같이 뇌정위틀과 컴퓨터 단층촬영기 gantry가 중심이 일치하지 않고 또한 평행하지 않더라도 여러 단층 촬영면에서 두 막대의 교차점을 각각 지정하여 이를 이용한 가상의 정확한 기준면을 컴퓨터가 공간 개념하에서 계산하여 산출하며, 이를 기준으로 실제적인 뇌정위틀의 기준점을 중심으로 좌표를 계산하므로 위의 우려를 완전히 해소하였다.

모니터 상에서 표현되는 영상은 256×256이며 이의 단위는 pixel이라고 한다. 좌표 설정에 이용되는 커서는 이동 단위가 pixel의 크기가 된다. 본 프로그램에서 pixel의 크기는 0.66mm이다. 해상도면에서 Laitinen, Hariz(1991)등은 필름을 확대하여 커다란 필름상에서 수술 부위를 직접 그려서 작업을 시도하여 오차를 줄이려고 노력하였으나, 이러한 방법은 pixel을 크게 확대하여 볼 뿐이지 해상도를 높이는 것이 아니므로 사진을 확대한다고 반드시 오차를 줄인다고는 볼 수 없다.

연구자의 프로그램은 전산화 단층촬영의 기본 이진 데이터를 직접 이용하여 화면상에 커서를 움직이는 것이 결국 pixel의 기본 단위하에서 움직이므로 차이가 없다고 생각된다. 따라서 이대로 pixel 단위 이상의 오차를 줄이는 것은 불가능하다. 이를 가능하게 하려면 우선 전산화 단층촬영기의 해상도를 향상 시켜야 하며 또한 해상도를 높임에 따라 동시에 처리해야 할 데이터의 양 또한 커지므로 CPU 속도, 또한 기억 용량을 상당히 증가시켜야 한다. 현재 GE9800은 해상도면에서 512×512 matrix로 촬영이 가능하다. 본 프로그램에서 6개의 영상을 한꺼번에 표현하기 위해 256×256 matrix를 사용하였다. 만일 512×512 matrix를 사용하게 되면 한 화면에 동시에 2개만의 영상을 표현할 수밖에 없기 때문에 불편하다. 그러나 프로그램을 개발하여 full down menu 방식이나 다양한 window 화면을 개발하면 좀 더 좋은 해상도하에서 많은 영상을 가지고 작업할 수 있으리라 기대된다.

좌표 계산시 흔히 범하기 쉬운 오류로는 자료 입력 방법이 잘못되는 경우이다. 자료 입력 방법에는 필름을 이용하거나, 스캐너를 사용하거나, 비디오를

이용하여 analog-digital convert 하여 사용하는 경우, 그리고 기본 데이터를 직접 사용하는 경우가 있다. 그러나 본 프로그램은 전산화 단층촬영의 이진 데이터를 직접 사용하므로 입력시 발생하는 오차가 전혀 없다. 또한 그리거나 단층촬영시 걸리는 시간을 줄일 수 있게 되었다.

본 프로그램에서는 high-level language인 C-언어를 사용하였다. 이는 인간의 생각을 기계에 설명할 수 있도록 구성되어 있고, 언어 번역 기능을 갖춘 컴파일러를 사용하여 기계언어로 바꾸어 작동하도록 되어 있는 편리하고 널리 사용되는 프로그램이다.

현재 여러 뇌정위 수술중 가장 정밀한 좌표를 원하는 수술로는 이상운동장해의 하나인 진진 및 강직 등에 대한 뇌시상핵 파괴술이다. 이는 뇌의 시상핵에 직경이 약 3-6mm 크기의 병변을 만드는 수술로서 실제적으로 1mm이하의 오차는 무시할 수 있다. 이외의 뇌생검술 등의 다른 수술에서도 1mm이하의 오차는 실제적으로 무시될 수 있다. 따라서 본 프로그램의 실제 pixel 크기만큼의 오차는 정확하다고 할 수 있다. 또한 zamorano(1987) sms x,y면에서의 오차는 1mm이며 현재 CT scan으로 최소한으로 만들 수 있는 slice thickness인 1.5mm를 고려하여 z면은 1.5mm까지는 인정하여야 한다고 하였다.

Kall(1987)은 뇌정위 수술의 컴퓨터의 발전을 위해서는 속도가 빠르고 저장용량이 크고, 신빙성이 높고, 실수를 최대한 줄이는 방법 그리고 가격의 저하에 있다고 하였다. 본 논문에서의 경우 아직 초기 단계의 프로그램이지만 우선 저렴하고 현재 누구나 다룰 수 있는 개인용 컴퓨터를 이용하는 간단하면서도 정확한 프로그램이어서 널리 사용가능할 것으로 생각된다.

결론

본 논문에서는 정확한 뇌정위 수술을 시행함에 있어서 최근 활발히 이용되는 전산화 단층촬영의 영상자료를 이용하여 정확한 수술 부위 좌표를 얻는 방법으로 누구나 사용하기 쉬운 개인용 컴퓨터에서 운용되는 프로그램을 개발하였다.

좌표 설정시 범하기 쉬운 종래의 여러 오차를 줄이기 위해 (1)전산화 단층촬영의 영상 기본 자료를 직접 사용하였으며, (2)오차 발생 요인중의 하나인 두부 고정 뇌정위틀과 CT gantry간의 중심축의 불균형시 발생하는 문제점을 극복하였으며, (3)오차의 크기는 pixel의 크기인 0.66mm이하로 줄였으며, (4) 서로 다른 시술자간의 개인오차를 줄이기 위하여 컴퓨터를 사용하므로 보다 객관적인 좌표설정이 가능하였다.

종래의 좌표 설정 방법보다 훨씬 정확한 좌표를 계산할 수 있으며, 계산 방법 또한 간단한 프로그램의 개발로 두부 모델을 이용한 가상 수술 및 임상적용시 수술의 정확도가 입증되었다.

현재 프로그램의 계산과정은 공간 개념하에서 제작되었으나 초기 단계에 불과하여 3차원 영상을 직접 모니터상에 표현하여 보다 입체적인 공간 개념하에 좌표 설정을 위한 노력이 필요할 것으로 생각

된다.

참고 문헌

- [1] Hartmann B, Schlegel W, Wtrum V, et al, "Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility", Int J Radiat Oncol Biol Physl 11:1185-1192, 1985
- [2] Horsley V, Clarke RH, "The structure and functions of the cerebellum examined by a new method", Brain 31:45-124, 1908
- [3] Kelly PJ, "Computer-assisted stereotaxis: New approaches for the management of intracranial intra-axial tumors." Neurology 36:535-541, 1986
- [4] Kelly PJ, Dumas-Duport C, Kispert DB, "Imaging-based stereotaxic serial biopsies in untreated intracranial neoplasms." J Neurosurg 66:865-874, 1987
- [5] Kelly PJ, Kall BA, Goerss S, "Transposition of volumetric information derived from computed tomography scanning into stereotactic space." Surg Neurol 21:465-471
- [6] Peter TM, Clark JA, Olivier A, et al, "Integrated stereotaxic imaging with CT, MR imaging, and digital subtraction angiography", Radiology 161:821-826, 1986
- [7] Steiner L, "Radiosurgery in arterio-venous malformations of the brain" In Flamm E, Fein J (des) : Textbook of Cerebrovascular Surgery New York, Spinger-Verlag, 1986
- [8] Zamorano L, Dujovny M, Malik G et al, "Factors affecting measurements in computed-tomography-guided stereotactic procedures." Appl Neurophysiol 50:53-56, 1987