

IBM Personal Computer를 이용한 3차원적 뇌정위 방사선 수술계획 시스템의 개발

가톨릭대학교 의과대학 방사선과학교실, 서울대학교 의과대학 치료방사선과*
경희대학교 공과대학 전자공학과**, 건국대학교 의과대학 의공학과***

서태석 · 서덕영** · 박찬일* · 하성환*
강 위 생* · 박 승 훈*** · 윤 세 철

== Abstract ==

Development of 3-D Radiosurgery Planning System Using IBM Personal Computer

Tae-Suk Suh, Ph. D., Doug-Young Suh, Ph.D.,** Charn Il Park, M.D.,* Sung Whan Ha, M.D.,*
Wee Saing Kang, Ph.D.,* Sung Hun Park, Ph.D*** and Sei Chul Yoon, M.D.

Department of Radiation Catholic University Medical College

*Department of Radiation Therapy, Seoul National University Medical College**

*Department of Electrical Engineering, Kyung Hee University***

*Department of Medical Engineering Kun Kuk University****

Recently, stereotactic radiosurgery plan is required with the information of 3-D image and dose distribution. A project has been doing in developing LINAC based stereotactic radiosurgery since April 1991. The purpose of this research is to develop 3-D radiosurgery planning system using personal computer.

The procedure of this research is based on two steps. The first step is to develop 3-D localization system, which input the image information of the patient, coordinate transformation, the position and shape of target, and patient contour into computer system using CT image and stereotactic frame. The second step is to develop 3-D dose planning system, which compute dose distribution on image plane, display on high resolution monitor both isodose distribution and patient image simultaneously and develop menu-driven planning system.

This prototype of radiosurgery planning system was applied recently for several clinical cases. It was shown that our planning system is fast, accurate and efficient while making it possible to handle various kinds of image modalities such as angiography, CT and MRI. It makes it possible to develop general 3-D planning system using beam's eye view or CT simulation in radiation therapy in future.

Key Words: Radiosurgery Planning System, LINAC, 3-D Localization System

서 론

뇌정위적 방사선수술은 통상적으로 두개강내의 직경 4 cm 미만의 작은 병변에 여러 방향으로부터 집중적

으로 대량의 방사선을 조사하여 치료하는 것을 말한다. 뇌정위적 방사선수술은 현재 외과적 수술로 치료가 불가능한 두개강내의 동정맥기형, 작은 종양 및 안구의 흑색종 등의 치료에 주로 이용되고 있으며 그 외에도 뇌하수체종양, 두개인두중, 경동맥-해면 동맥루, 청신

경증, 전이성 뇌종양등 치료에도 이용되고 있다. 이러한 치료방법은 1951년 스웨덴 신경외과의사 Lars Leksell에 의하여 처음 제창되었으며 이러한 개념은 곧 201개의 작은 코발트-60선원으로부터 하나의 구심점을 향하여 감마선을 조사하여 치료하는 감마 나이프(Gamma knife)의 개발을 낳았고^{1,2)}, 최근들어서는 훨씬 경제적이고 활용범위가 넓은 선형가속기(LINAC)가 이용되고 있으며³⁻⁶⁾, 특히 작은 크기의 동정맥기형이나 뇌종양 치료에 효과가 있는 것으로 보고되어 왔다⁷⁻¹⁰⁾. 그러나, LINAC을 이용하는 치료계획 과정의 많은 부분이 수동으로 처리되는데 이에 따라 치료계획이 부정확해지고 치료시간이 지연되고 있다. 저자들은 LINAC을 이용한 방사선수술을 시행함에 따라 사용하기 쉽고 경제적인 personal computer를 이용하여 병소부위의 위치 및 모양을 찾아내고, 3차원적인 환자 영상 데이터 및 선량 분포를 동시에 처리할 수 있는 치료 계획 시스템을 개발하였다.

최근들어 임상응용분야에서 컴퓨터 단층촬영(CT) 혹은 자기공명영상(MRI) 등의 영상데이터를 통한 2차원 및 3차원 가시화(visualization)등의 기법을 임상응용분야에 적용해 많은 관심을 보이고 있으며 외과 수술의들의 수술계획 및 정보교환의 보조역할로서 3차원 그래픽스에 대한 요구가 점차 증대되어 왔다. 이러한 추세에 따라 방사선수술영역의 병소의 위치 및 크기에 대한 정보뿐만 아니라 일반 환자 및 치료변수에 대한 가시화에 있어서 도움을 받을 것으로 기대하고 있다. 본 연구에서는 영상을 이용한 방사선 수술 계획방법을 3차원 가시화 시스템을 적용함으로써 치료모사과정을 직접적으로 시각적인 차원에서 확인하면서 방사선 수술계획이 이루어질 수 있는 종합적인 시스템을 개발하였다.

대상 및 방법

본 연구에서 시행된 2단계 과정은 다음과 같다. 제 1 단계는 3차원적 뇌정위시스템(stereotactic localization)의 개발이다. 이단계에서 환자 두부에 신경외과적 뇌정위시스템 및 localizer를 설치하고 뇌혈관 촬영, CT 및 MRI 등을 시행한 후 뇌혈관 촬영의 전후및 측면 사진과 CT 및 MRI의 여러 단면상에서의 2차원적 영상으로부터 3차원적 위치 데이터를 좌표변환 방

을 이용하여 재구성하는 과정을 말한다^{11,12)}. 이 때 종양의 위치, 크기, 형태와 종양을 중심으로한 주변 부위의 형태에 대한 정보를 포함하게 된다. 이를 위하여 뇌혈관 촬영술 영상과 CT 및 MRI 영상좌표로부터 3차원 frame 좌표로 변환하는 컴퓨터 프로그램을 개발하고 여기에서 얻은 3차원적인 해부학적 정보를 방사선 수술계획 시스템에 입력할 수 있는 시스템을 개발하였다.

제 2 단계에서는 제 1 단계로부터 입력된 3차원 뇌정위적 병소 및 환자 데이터와 측정으로부터 얻어진 방사선량 분포 데이터를 이용하여 3차원적 방사선 수술계획을 수립하는 시스템을 개발하였다. 우선, 방사선량 분포 측정데이터를 이용하여 단일방향의 선속에 대한 선량모델을 만들었다. 다음은, 3차원적 치료계획의 기본요소가 되고 있는 환자에 관한 정보, 방사선 조사에 관한 정보, 선량분포계산, 제시되는 면등의 3차원적인 관계를 고려하여 수술계획시 결정된 arc수, 방향 및 조사세기에 따라 병소 부위 및 주변 정상 조직에 분포되는 방사선량을 3차원적으로 계산하고 이를 임의의 단면에서 2차원적 선량분포로 영상화하였다. 더 나아가 종양의 모양을 3차원적으로 보여줄 수 있는 프로그램을 개발하였다.

결 과

본 연구의 3차원적 뇌정위시스템 및 치료계획에 대한 연구결과는 다음과 같다.

1. 3차원 정위시스템

1) 환자영상 컴퓨터 입력시스템

뇌혈관 촬영술의 전후 및 좌우 X선 필름, CT 및 MR 영상을 필름 스캐너(OmniMedia XRS)를 이용하여 PC에 입력하고 이를 VGA-graphic board, DOME imaging board를 이용하여 고해상도 모니터에 디스플레이 하는 프로그램을 개발하였다(그림 1). 또한, 필름상의 임의의 위치 및 범위를 선택하여 입력할 수 있으며 음영 및 밝기를 조절함으로써 최상의 영상을 얻을 수 있었다.

2) 정위시스템을 이용한 좌표변환

뇌정위적 좌표계와 방사선 치료 시스템의 좌표계를 일치시키기 위해서는 BRW, Fisher, Leksell등 여러가

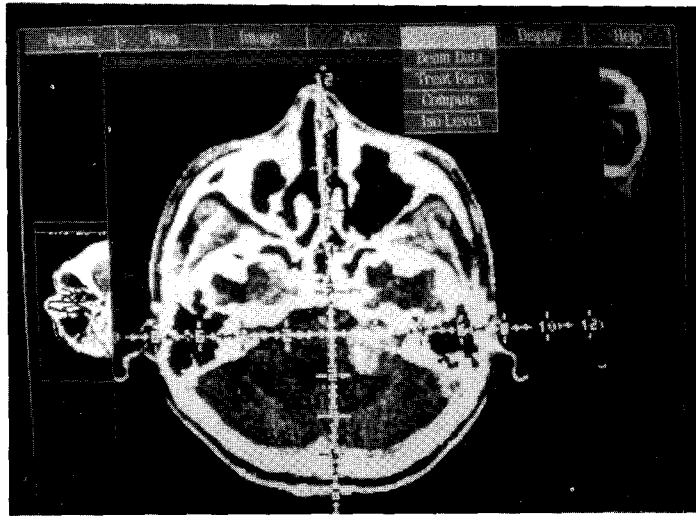


Fig. 1. CT images displayed on high resolution monitor using DOME imaging board.

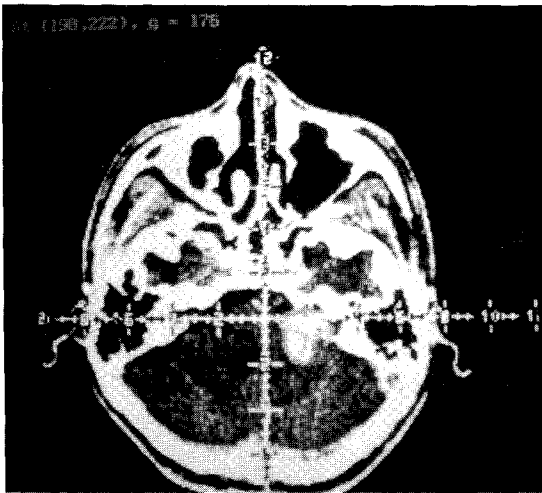


Fig. 2. CT axial images showing frame coordinate scale, target outline, and target center. CT axial images reveal an acoustic tumor (high signal). The tumor outline has been identified and marked. Frame coordinate scales are also visible on that images (white). Tumor outlines (green) and tumor center (red) are drawn with a computer cursor (or mouse) for determination of tumor shape.

지 방법이 사용되는데 공통적으로 머리에 기준좌표기구(localizer)를 고정하여 기준점을 정하고, 기준 좌표에서 어느정도 경사로, 어떤 위치에서 영상이 얻어졌는

가를 알게되며 좌표변화를 통해 CT 영상의 모든 위치를 기준 좌표계 내에서 알 수 있게 한다.

3) 병소 부위 데이터 입력

인체 내부에 있는 병소부위를 찾아내기 위하여 단층촬영 영상이나 투사 영상을 이용한다. 뇌종양은 X-ray CT를 이용한 단층촬영 영상을 이용하며, 동정맥기형의 경우 뇌혈관 촬영술(angiography)을 이용한 투사영상이 추가적으로 사용된다. 병소부위가 그 주위 다른 조직과 밝기(grey level) 차이가 나는 것을 이용하여 병소부위를 찾게 되는데 구별이 쉽지 않은 경우에는 edge enhancement, grey level histogram equalization 등의 image enhancement 기술이 이용되기도 한다. 그러나, 병소 부위는 자동검색 방법보다는 의사가 직접 병소부위를 인식하면서 병소의 중심점 및 크기를 알 수 있도록 프로그램화 하였다. 즉, 병소를 충분히 포함하는 구형의 지름을 크기로 하고 그 중심부를 병소의 중심점(isocenter)으로 결정하는 프로그램을 개발하였다. 사용자가 병소중심부 및 outline, 중요 기관 표시를 영상내에서 함께 그릴 수 있도록 하였다(그림 2).

4) 두부윤곽(head contour)작성

방사선량 분포계산시 치료전에 선량 예측을 위하여 병소부위의 중심점(isocenter)에서 외곽 contour까지 거리가 계산되어야 한다. isocenter를 지나가는 임의의 각도의 arc 영상을 CT의 재구성(reconstruction)

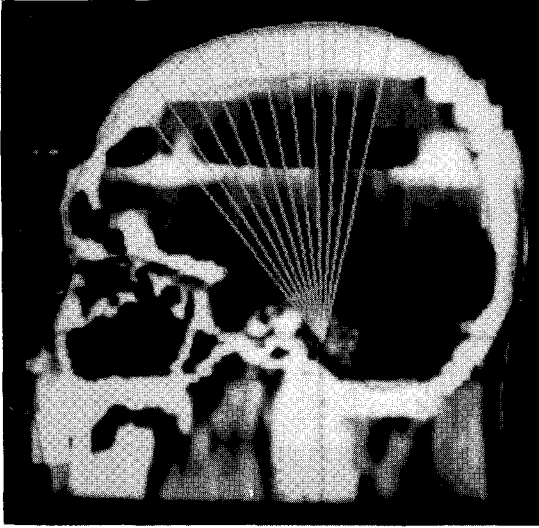


Fig. 3. CT images showing head contour and arc path. CT axial images reveal an acoustic tumor (high signal). The computer program allows planner to draw head contours of the CT scan. In this case, the sagittal plane is illustrated. It then, plots rays along the arcing path from 45 to 110 degree of gantry angle. The ray depth allow to calculate the beam attenuation at any position in arcing plane.

을 이용하여 구하였다. 머리 표면에서 발생하는 영상의 음영의 차이를 이용한 contour 검색방법을 개발하였다 (그림 3).

2. 3차원 치료계획 시스템

1) 선량 연산법

LINAC을 이용한 치료시 통상 4~9개의 arc가 이용되는데, 한 arc에서는 5° ~ 10° 간격으로 beam들이 배치되어 있는 가정하에서 선량계산이 이루어진다. 한 위치에서 여러 방사선원으로 부터 받은 조사량은 각 beam에 의한 선량의 합으로써 표시하게 된다. Single beam에 대한 선량분포는 측정 실험을 통하여 선량 계산 모델을 정하였으며 실험식과 도표를 이용한 방법을 이용함으로써 계산량을 크게 줄일수 있었으며 원형 field에 대한 isocentric 선량 모델을 이용하였다¹⁶⁾.

2) Beam data 분석시스템

측정된 beam. data에 대한 경향을 나타내는 관계식을 구하여 측정된 기본 데이터로 부터 TMR, OAR에 대한 포괄적인 표를 작성 할수 있는 프로그램을 개발하였다¹³⁾.

3) 치료변수 자동입력 시스템

뇌정위적 방사선 수술시 사용되는 isocenter, col-

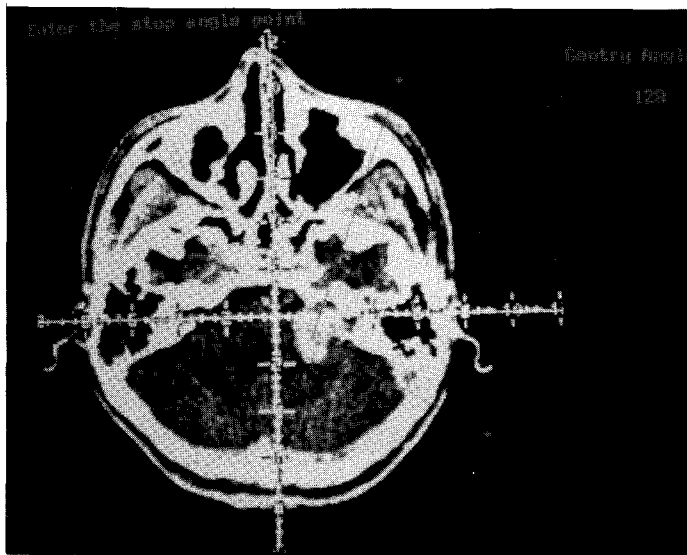


Fig. 4. Procedure for identifying irradiation parameters from CT images. Target center, target size, and the start (30) and the end (130) of gantry position are marked, and put into computer as an input automatically.

limator 크기, table 위치, gantry 위치 등 치료변수들을 CT 영상으로부터 쉽게 자동입력되도록 하였다. 그림 4는 종양의 중심부, 종양 크기, gantry 시작점 및

끝점을 영상내에서 계획자가 표시함으로써, 자동으로 선량계산 프로그램에 입력되는 것을 보여주고 있다.

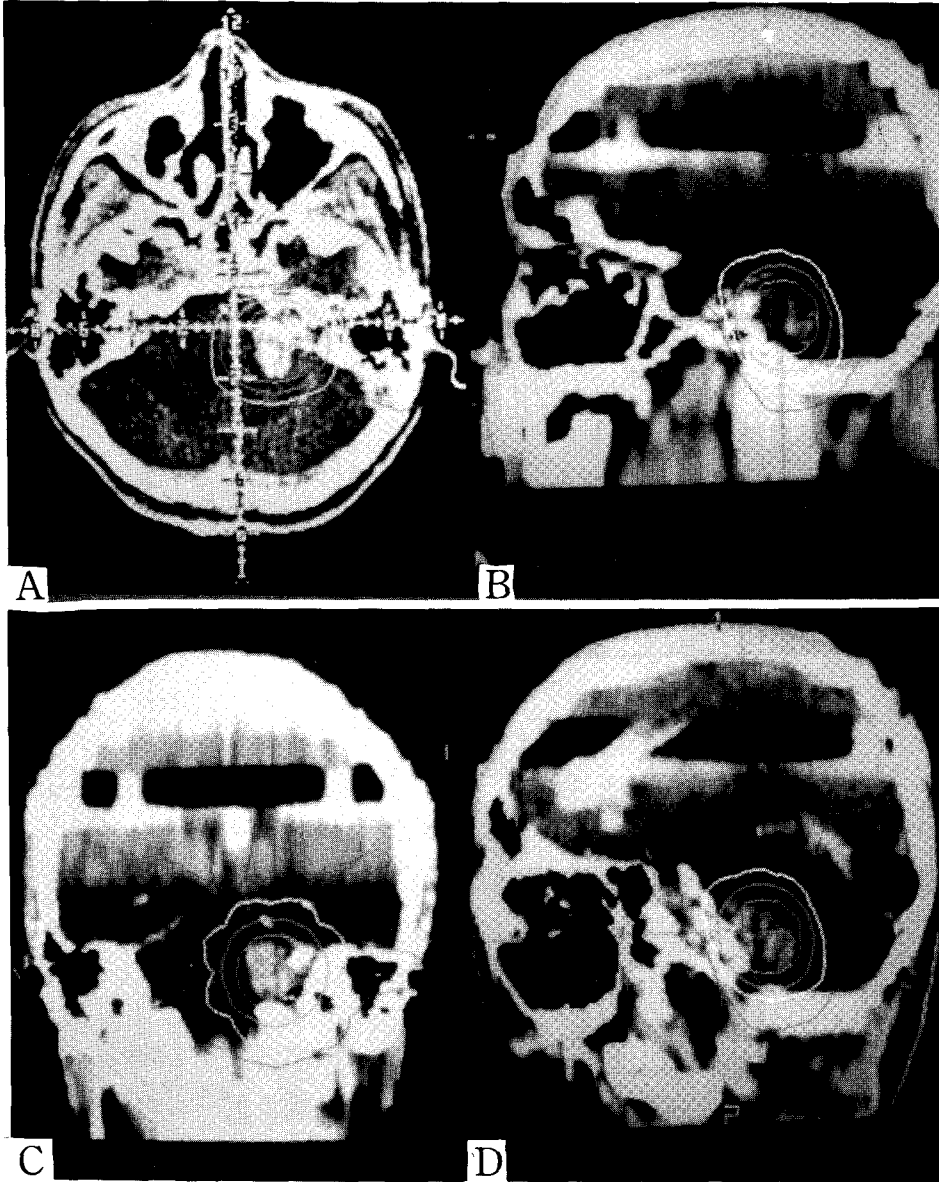


Fig. 5. Isodose distributions superimposed on three orthogonal image planes through isocenter: Axial (A), Sagittal (B), Coronal (C), axial oblique (D). Dose are calculated and summed up for four arcs, with equal arc spacing (45 deg) and 2.4 cm diameter beam size. The 80, 40, 20 and 10% isodose curves are shown. In this illustrations, efforts has been made to optimize doses. The 80% isodose curve sufficiently covered acoustic tumors in all four planes, sparing dose to the eye and surrounding normal structures. The speed of the dose calculation and image display allows quick optimization for any given lesion location and size.

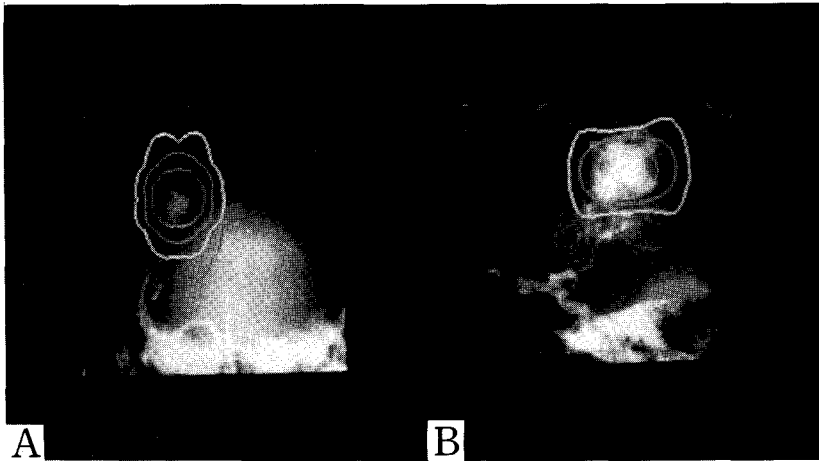


Fig. 6. Isodose distributions superimposed on two orthogonal angio projection images: Anteroposterior (A), Lateral (B). Dose are calculated and summed up for four arcs with equal arc spacing and 2.5 cm diameter beam size. The 80, 40, 20, 10% isodose curves are shown. The 80% isodose curve well covered a small arteriovenous malformation minimizing dose near to the normal blood vessels.

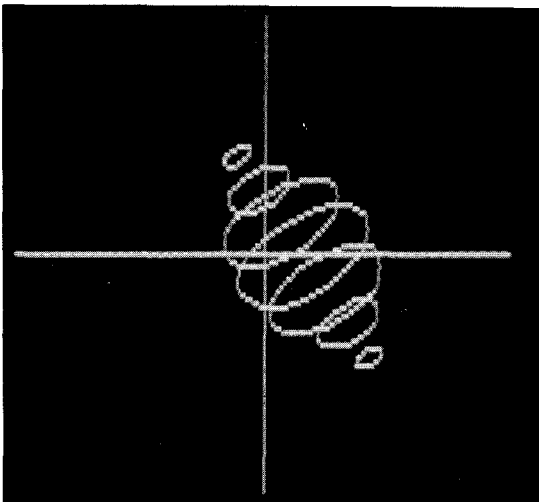


Fig. 7. Beam's eye view of an arbitrary target, which has a 3D description including 7 slices using a wire frame model; A view was shown from the angle (table 45, gantry 130, collimator 0 degree).

4) 선량계산 프로그램

병소 부위와 정상 조직에 가해지는 선량 분포를 계산하는 단계로서 환자의 치료효과를 만족시키기 위한 최적의 선량 분포를 얻도록 계획이 수행되어야 한다. 뇌정위적 방사선 치료에서는 3차원적으로 multiple

arc를 이용하기 때문에 선량 분포도 3차원적으로 계산이 이루어져야 한다. 선량계산은 뇌의 3차원 공간의 모든 부위에서 계산이 이루어져야 하므로 효과적인 선량계산을 위하여 선량이 집중되는 병소 부위에서는 높은 해상도의 dose grids가 사용되고, 선량이 적은 다른 부위에서는 낮은 해상도의 dose grids를 적용한다. 또한 그 사이 값은 내삽법에 의한 grid generation을 함으로써 계산시간을 줄이고 신속히 선량 분포를 얻을 수 있다. 선량모델에 관한보다 자세한 내용은 참고문헌에 잘 나타나 있다¹⁶⁾.

5) 선량 및 영상 디스플레이

컴퓨터에 입력시킨 환자의 영상위에 등선량 곡선을 모니터상에 디스플레이 하는 방법을 개발하였다. single 및 multiple 디스플레이가 가능하며, CT 및 뇌혈관촬영술등 여러 형태의 영상에서도 표현이 가능하다. 이 단계에서는 수직인 3개의 단면영상(axial sagittal, coronal) 및 임의의 각도(oblique angle)에서 얻어진 단층영상과 방사선량 분포를 한눈에 볼 수 있도록 주어진 단층 영상에서 새로운 단층 영상을 합성해내는 것과 3차원적으로 가시화하는 것이 핵심기술이다. 그림 5와 6은 CT 및 angiography 영상 위에 최적화 치료계획에 따른 최종 선량 분포를 함께 보여주고 있다.

6) Beam's eye view 디스플레이

종양 및 기관의 모양을 2차원적인 CT 영상들로부터 3차원적으로 표현하는 방법으로서 beam의 위치에 따라 표현할 수 있도록 하였다(그림 7).

고 찰

뇌의 중심부 또는 기능적으로 위험한 부위에 발생한 동정맥기형이나 작은크기의 종양치료를 있어서 위험성이 매우높은 신경외과적 수술을 대체하는 방법인 뇌경위적 방사선 수술을 감마나이프 같은 별도의 초고가 장비의 도입이나 고가의 프로그램 및 기구도입 없이 기존의 선형가속기를 이용하여 시행하는 데 필요한 각종 프로그램을 개발하였다. 본 논문에서는 특히 소프트웨어 개발에 관한 전반적인 내용을 소개하는 데 중점을 두었다. 자체 개발된 소프트웨어 종류만도 40여종이 넘으며, 그 내용은 100 M byte를 넘는 방대한 양이기 때문에 알고리즘 및 소프트웨어에 대한 설명은 추후 관련 연구잡지들을 통하여 인용될 예정이다. 본 연구에서 개발된 소프트웨어들의 특징은 매우 빠르고, 정확하고, 다목적으로 이용될 수 있는 데 있다. 3차원 선량계산 및 isodose curve 디스플레이에 소요되는 시간은 axial, sagittal, coronal 및 oblique planes 등을 합해도 10초 정도가 된다. 이는 고성능 컴퓨터를 이용한 선량 계산 속도와 거의 비슷한 수준을 나타내며, 이는 자체 알고리즘의 효율성 및 우수성을 보여주고 있다. 또한 본 프로그램의 결과들은 이미 상품화되어 사용되고 있는 프로그램들(Philips SRS)과 같은 결과를 보여줌으로써, 정확성을 확인할 수 있었다. 또한 상품화된 제품들이 특정시스템에만 적용가능한 것에 비해, 본 연구에서는 다양한 시스템에 적용이 가능하도록 하여, frame 및 CT 기종이 다르더라도 쉽게 좌표변환이 이루어지고 선량계획을 세울수 있도록 개발되었다.

한 방사선으로부터 받는 선량은 환자 영상 data 및 조사 변수 등에 의하여 결정되며 환자 data, 조사변수, display plane 등 상호 3차원적인 관계에 의하여 수학적인 3차원적 선량 modeling이 이루어진다. 이와 같은 3차원적인 선량 model과 환자 data가 정해지면 최적 선량 분포를 줄 수 있는 방사선조사 변수들을 찾아야하는데 모든 가능한 조사조건에 대하여 일일이 선량을 계산하는 것은 불가능하다. 뇌경위적 방사선치료시

계획자가 변경 시킬 수 있는 방사선 조사 변수로는, 조사 부위(isocenter), 조사 면적(collimator size), 조사 방향(arc position), 조사 세기(arc weighting)등이 있으며 지금까지는 주로 시행착오적 방식에 의하여 조사 변수들을 찾아 내고 있는데 시간 및 정확성 등에 문제가 있다. 따라서, 본 연구에서 제시된 영상을 이용한 자동 입력시스템 및 치료계획 시스템은 신속히 최적 치료계획을 세우고 확인하는 데 많은 도움을 준다. 또한 computer-aided design optimization technique을 이용한 치료계획 최적화 방법등도 기대되고 있다^{14,15)}.

결 론

뇌경위적 방사선 치료 계획을 위해서는 각종 영상처리 기술의 적용이 필수적이다. 일차적으로 영상진단장치, 치료계획장치, 치료기계장치 간의 원활한 정보 교환 체계를 구축 되어야 한다. 이를 위해서는 이 세가지 장치가 on-line화 되어 있으면 신속성과 정확도를 매우 향상시킬 수 있을 것이다. 그러나 사용하는 영상진단장치가 다양하고 각 장치마다 영상의 format와 I/O interface 방법이 달라서 어려움이 있다. 본 연구에서 제시한 PC를 이용한 치료계획시스템은 사용하기가 용이하지만, 복잡한 치료계획및 효율적인 그래픽스 응용을 넓히기 위해서는 workstation급 computer를 이용한 시스템의 upgrade가 필요하다. Beam's eye view, organ rendering 기술을 응용한 일반적 3차원 치료계획 및 CT simulation을 이용한 conformal therapy 치료계획등에 대한 새로운 알고리즘의 개발도 병행이 되어야 한다.

마지막으로 방사선 치료 소프트웨어 개발을 위해서는 사용자이며 해부학지식과 임상경험을 가진 의사들과 긴밀한 협조가 필요하다. 임상인들의 지식을 시스템 내에 사전지식으로 장착하여 더욱 수준 높은 최적치료를 달성할 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. Larsson B, Liden K, Sarby B: Irradiation of small structures through intact skull. Acta Radiol 13:512 1974

2. **Leksell L:** Occasional Review; Stereotactic radiosurgery, *J Neurosurg* 46:797, 1983
3. **Colombo F:** Linear accelerator radiosurgery, A clinical experience. *J Neurosurg Sci* 33:123-125, 1989
4. **Colombo F., Benedetti A, Casentini L, et al:** Linear accelerator radiosurgery of arteriovenous malformations. *Appl Neurophysiol* 50:257-261, 1987
5. **Sturm V, Kober B, Hover KH, et al:** Stereotactic percutaneous single dose irradiation of brain metastases with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 13:279-282, 1987
6. **Valentino V:** Radiosurgery in cerebral tumors and AVM. *Acta Neurochir Suppl* 42:193-197, 1988
7. **Colombo F, Benedetti A, Pozza F, et al:** External stereotactic irradiation by linear accelerator. *Neurosurgery* 16:154, 1985
8. **Friedman WA, Bova FJ:** The university of florida radiosurgery system. *Surg Neurol* 32:334, 1989
9. **Lutz W, Winston K, Maleki N:** A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 14:373-381, 1988
10. **Podgorsak EG, Olivier A., Pla M, et al:** Dynamic stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 14:115-126, 1988
11. **Siddon RL, Barth NH:** Stereotaxic localization of intracranial targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 4: 431, 1987
12. **Saw CB, Ayyangar K, Sunthavalingam N:** Coordinate transformations and calculations to the angular and depth parameters for a stereotactic system. *Med Phys* 14:1042, 1987
13. **Suh TS, Yoon SC, Shinn KS, et al:** Measurement of dose distribution in small beams of Philips 6 and 8 MVX linear accelerator. *대한치료방사선과학회지* 9:1, 143-152, 1991
14. **Suh TS:** Optimization of dose distribution for the system of linear accelerator-based stereotactic radiosurgery University of Florida Dissertation 1990
15. **Suh TS, Yoon SC, Shinn KS, et al:** Computer-aided design optimization for linear accelerator based stereotactic radiography (abstract). *Med Phys* 18: 602, 1991
16. **Suh TS:** LINAC을 이용한 뇌정위적 방사선 수술에 대한 3차원 선량분포. *의학물리* 2권 2호 : 121-128, 1991