

뇌정위 방사선수술을 위한 컴퓨터 치료계획시스템의 개발

조병철, 오도훈, 배훈식

한림대학교 의과대학, 강동성심병원 치료방사선과

초 록

선형가속기를 이용한 뇌정위 방사선수술을 시행하기 위하여 PC에서 실행 가능한 치료 계획시스템을 개발하였다. 128 MB RAM용량의 Pentium Pro 200 MHz의 PC에서 Windows 95를 기반으로 하였으며, Research Systems 사의 프로그램 제작 툴인 IDL 을 이용하여 프로그래밍 하였다.

Brown-Robert-Wells(BRW) 정위틀을 두개골에 고정한 후 전산화단층촬영을 시행하여 얻은 영상데이터를 광자디스크를 이용하여 PC에서 입력받을 수 있도록 인터페이스를 구축하였다. 영상데이터를 입력시킨 후 각 단면영상에서의 정위틀의 위치를 자동으로 인식하고 정위좌표계를 설정하여 단면영상의 좌표, 기울어짐, 축소율 등을 정확히 계산하여 보정할 수 있다. 좌표계의 설정이 이루어지면 각 단면에서 표적 및 방사선 민감 조직들의 외곽선을 입력, 수정한다. 외곽선의 입력이 종료되면 표적의 중심이 결정되고 방사선 수술을 위한 빔의 설계한다. 빔 설계의 효율성을 위하여 Beam's eye view(BEV) 및 Room's eye view(REV)를 동시에 확인할 수 있도록 개발하였다. 빔의 설계가 끝나면 3 차원적인 선량계산을 시행한다. 5개의 arc로 설계하였을 때 선량계산에 소요되는 시간은 약 1-2 분이였다. 선량분포는 각 단면영상에서 확인할 수 있으며 표적 및 주변 방사선 민감 조직들의 Dose-Volume Histogram(DVH)을 평가하여 선량분포 및 치료계획의 합리성을 정량적으로 분석할 수 있도록 구현하였다.

기본적인 기능을 지원하는 PC 기반의 뇌정위 방사선수술을 위한 치료계획시스템으로 앞으로 임상적용이 가능할 것으로 생각된다.

서 론

선형가속기를 이용한 뇌정위 방사선수술은 두개강내의 수술적 접근이 어려운 동정맥기형(arteriovenous malformation) 뿐만 아니라 양성종양, 악성 뇌종양, 전이성 뇌암 등의 치료에도 이용되고 있어 그 적용범위가 점차 늘어나고 있다.¹⁾ 아울러 치료기법 또한 단일 조사기법에 국한되던 것이 분할조사에 의한 정위 방사선치료법(fractionated stereotactic radiotherapy)²⁾, 소형 다엽 콜리메이터(micro multileaf collimator)에 의한 정위 입체조형치료(stereotactic conformal therapy)³⁾ 등으로 다변화, 정밀화되어 가고 있는 추세이다.

뇌정위 방사선수술을 위한 치료계획시스템은 주로 여러 개의 비동일 평면상에 위치하는 arc 형태의 방사선 빔에 대한 3차원적 선량계산이 필수적이다. 또한 뇌정위 방사선수술은 통상적인 방사선치료에 비해 병변의 크기가 작기 때문에 높은 정밀도가 요구되며, 이를

본 연구는 한림대학교 의료원 연구비(과제번호 : 01-1966-18)의 지원을 받았다.

위해 정위틀을 이용한 CT, MRI, DSA 등의 영상데이터를 얻어 병변 및 방사선 민감 조직들의 위치를 정밀하게 결정할 수 있는 방법이 필요하다.

본 연구에서는 이러한 요구사항들을 충족시키면서 경제적인 비용으로 뇌정위 방사선 수술을 시행할 수 있도록 고성능 PC를 개발환경으로 사용하여 컴퓨터 치료계획시스템을 개발하였다.

재료 및 방법

1) 프로그램개발환경

프로그램 개발 및 수행에 사용한 컴퓨터시스템은 128MB 메모리의 Pentium Pro 200MHz PC이며, 그래픽카드는 8MB의 MGA Millenium (Matrox 사)을 사용하였고, 프로그램 개발은 Windows 95 환경에서 프로그램 제작 툴인 IDL (Research Systems 사)을 사용하였다.

2) CT/MRI 영상데이터의 획득

본원에서 사용하는 CT(Somatom Plus, Siemens) 및 MRI(Magnetom 63SP, Siemens)의 영상데이터를 PC에서 수행되는 치료계획시스템에 입력시키기 위해서, Pioneer Electronics 사의 DE-U7001 광자기디스크(magneto-optical disk) 드라이브를 PC에 부착시키고, IM-NET/Evergreen Technologies 사의 변환 유틸리티인 Siemens Optical To ACR-NEMA를 사용하였다.

CT 영상데이터는 Radionics 사의 BRW 정위틀을 사용하여 3mm 간격으로 촬영한 후, 512×512 화소(pixel)의 디지털데이터로 치료계획시스템에 입력하였다.

결 과

뇌정위 방사선수술을 위한 치료계획시스템으로서의 역할을 적절히 수행할 수 있도록 다음 기능들을 구현하였다.

1) 정위좌표계 설정

BRW 정위틀을 사용하여 얻은 환자의 각 횡단면 영상으로부터 정위틀을 구성하는 9개 rod의 위치를 자동으로 탐색하여, 이 영상단면이 정위좌표계 상에 놓인 위치를 찾아내도록 구현하였다. 이때 각 영상단면은 vertex방향의 z좌표뿐만 아니라, 정위좌표계 상의 각 축 방향으로 부터의 기울어짐을 계산할 수 있도록 하였다.(그림 1)

2) 윤곽선 추출

BEV 등의 입체적 디스플레이, 선량계산, 그리고 DVH의 계산 등을 위해 표적 및 주변 방사선 민감 조직들의 윤곽선을 추출하여야 한다. 이를 위해 환자의 체외 윤곽선은 자동으로 추출할 수 있도록 하였고 표적 및 주변 방사선 민감 조직들의 윤곽선은 사용자가 필요에 따라 추가, 변경, 삭제가 가능하도록 구현하였다.(그림 2)

조병철, 오도훈, 배훈식

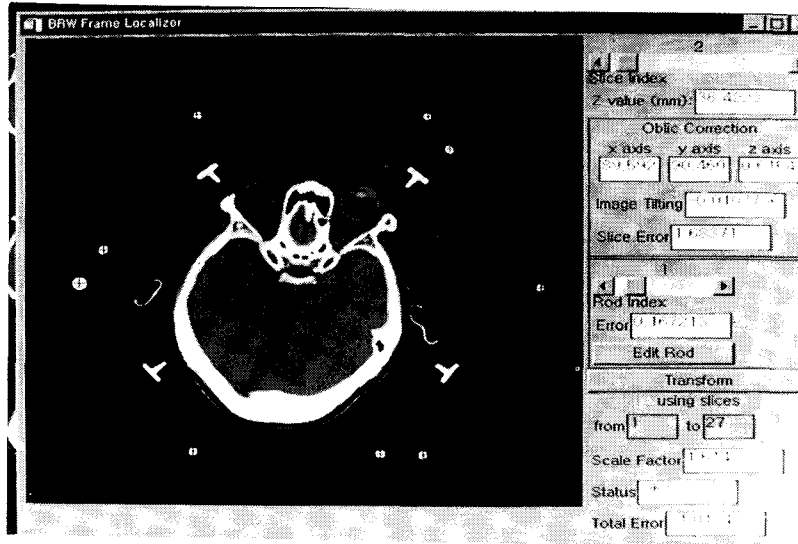


그림 1. With the information of the rod positions, the location of each image slice can be defined accurately in the stereotactic coordinates.

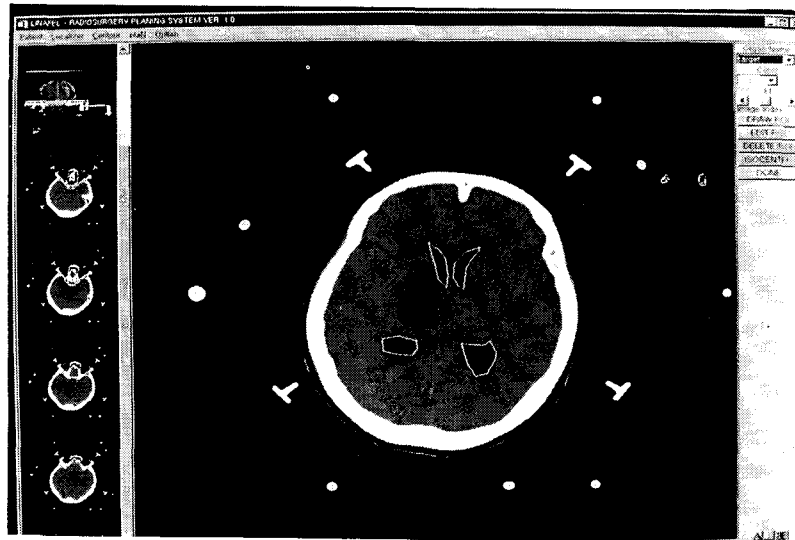


그림 2. A window displays tools for delineating target and organs of interest.

3) 빔 설정

0, ± 45 , ± 90 의 테이블 각도에 해당하는 총 5개의 arc를 설정할 수 있고, 각 각의 arc에 대하여 조사 빔의 원형 콜리메이터의 크기, 갠트리 각도의 영역 및 선량 가중치를 설정할 수 있다. 이러한 치료조건의 설정에 따라 BEV 및 REV 기능을 통해 치료영역을 확인할 수 있도록 함으로써 최적의 치료조건을 선택할 수 있도록 개발하였다.(그림 3)

노정위 방사선수술을 위한 컴퓨터 치료계획시스템의 개발

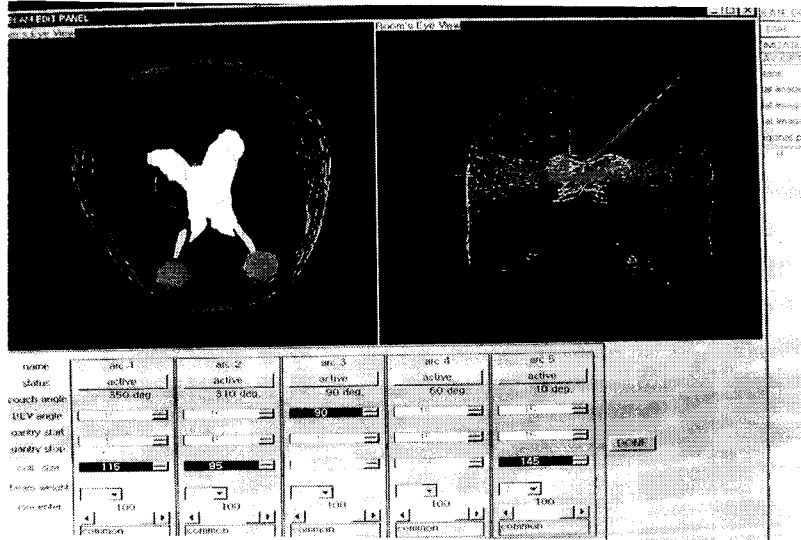


그림 3. A beam edit panel shows BEV and REV with a specific beam configuration, which is useful to optimize beam configuration.

4) 선량계산

선량계산 알고리즘은 측정 빔 데이터로부터 보간법(interpolation)을 이용하여 계산하는 방식을 사용하였다. 두개강내 조직 비균질성에 의한 선량변화는 1-2% 미만으로서 선량계산시에 무시할 수 있는 것으로 여겨지고 있으므로⁴⁾, 본 선량계산에서도 역시 이에 따랐다. 두개강내 깊이 d , 빔의 축으로부터의 거리가 r 인 임의의 한 점에서의 monitor unit당 선량, $I(d, r, s)$ 은 다음과 같이 표현된다.⁴⁾

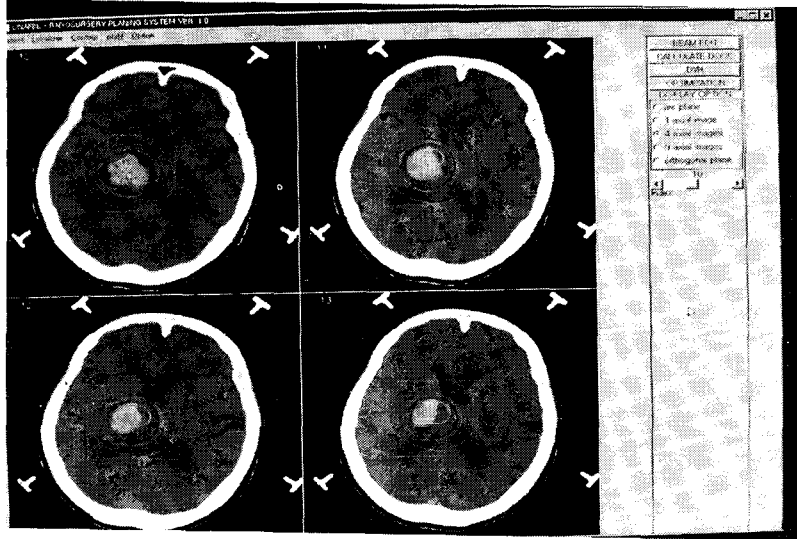
$$I(d, r, s) = M * OF(s) * TMR(d, s) * OAR(d, r, s) * F^2$$

여기서, M 은 Gy/MU 이고, $OF(s)$, $TMR(d, s)$ 과 $OAR(d, r, s)$ 은 각각 원형콜리메이터, s 의 출력인자, Tissue-Maximum Ratio 와 Off-Axis Ratio 값이며, F^2 는 거리 역제곱에 대한 보정치이다.

선량계산은 하나의 arc(갠트리각도의 영역이 $15^\circ - 165^\circ$)를 10° 간격의 pencil 빔들로 근사하여 계산하였으며, 통상 5개의 arc(테이블각도가 $0^\circ, \pm 45^\circ, \pm 90^\circ$)에 대하여 치료계획이 가능하도록 하였다. 또한 isocenter를 중심으로 3 크기의 $21 \times 21 \times 21$ 개의 체적소(voxel)에 대하여 선량계산을 시행하였다.

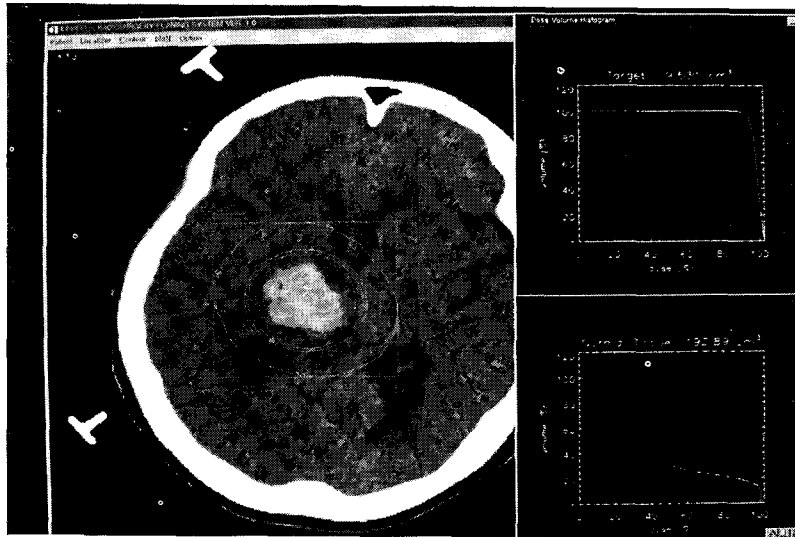
5) 선량분포 디스플레이 및 선량평가

계산된 선량분포는 해당 CT의 횡단면 영상 위에 중첩시켜 디스플레이 하였다. 이때 전체적인 분포 및 특정분포를 확인할 수 있도록 한 화면에 단일 횡단면, 4단면, 9단면 중 하나를 선택하여 디스플레이할 수 있다.(그림 4)



4. A window displays dose distributions overlapped on CT transverse images.

및 주변 방사선 민감 조직들에 대한 DVH를 계산하여, 서로 다른 치료설계간의 포를 수치적으로 비교해 봄으로써 보다 나은 치료계획이 가능하도록 하였다.(그림



A window displays DVH of a target and a normal tissue, which can be used as a tool for plan evaluation.

찰

위 방사선수술의 치료계획은 정위틀을 착용하고 얻은 환자의 영상데이터를 입력하는

단계에서부터 시작된다. 이들 영상데이터를 필름스캐너와 같은 장치를 사용하여 입력시킬 경우, 위치오차의 발생이나 영상 왜곡 등의 우려가 있으므로 디지털 인터페이스가 필요하다. 또한 이들 각 횡단면 영상에 표시된 정위틀 rod의 위치로부터 영상단면과 정위좌표계간의 정확한 좌표변환이 이루어져야 한다. 매번 QA를 통한 교정도 가능하겠으나 정위틀의 z축방향(환자의 vertex 방향)에 정확히 직교하는 단면영상을 얻기란 쉽지 않기 때문에 좌표변환에 단면영상의 기울어짐도 고려되어야만 위치오차를 줄일 수 있다⁵⁾⁶⁾. 저자들의 경험으로는 직교 영상단면으로 가정하였을 경우, 동일 영상단면에서의 위치에 따라 3mm이상의 z좌표의 차가 발생하였다. 본과에서 사용한 좌표변환 알고리즘에 의해 정위틀을 구성하는 rod들의 예상위치와 실제 영상단면상에서 얻어진 값을 비교해 본 결과, 각 rod당 평균오차는 0.13mm이었다. 이 값은 뇌정위 방사선수술의 위치에 대한 허용오차인 2mm에 비해 충분히 작은값으로 표적의 정확한 위치결정이 가능할 것으로 생각된다.

선량계산에 있어 고려되어야 할 사항으로는 정밀도와 속도로, 서로 상충되는 관계를 갖기 때문에 시스템의 성능에 따라 적절한 절충이 필요하다. AAPM report no.54에서는 비동일 평면상에 놓인 5개의 arc(총 연장 각도 500°)의 조사 범에 대해 CT 단면 10장의 선량분포를 계산하는데 걸리는 시간이 1분 이내가 되도록 권하고 있다. 본 시스템의 경우 isocenter를 중심으로 21×21×21 개의 선량계산점에 대하여 5개 arc(갠트리각도의 영역이 15°-165°, 10°간격)의 총 75개 조사 범에 대한 선량분포를 계산하는데 Pentium Pro® 200MHz PC에서 약 1-2분이 소요되었다. Niemierko와 Goitein⁷⁾에 의하면 선량분포의 오차는 선량계산점 사이의 간격에 따라 달라지는데 2mm 간격일 때가 1-2%, 4mm 간격에서는 3-4% 정도로써 저자들은 2mm 간격이 적절한 것으로 보고하고 있다. 본 연구에서 3mm 간격을 택한 이유는 크기가 가장 큰 직경 40mm 원형 콜리메이터를 사용할 때 20-30%의 선량분포까지를 선량계산 영역에 포함시키면서 AAPM의 권고를 충족시킬 수 있었기 때문이었다. 또한 10° 간격의 pencil 빔으로써 연속 빔을 근사시켰는데 선량 분포의 모양으로 보아 20% 등선량 곡선까지는 불연속적 계산에 의한 요철 패턴은 관찰되지 않았다. 현재의 시스템으로서 선량계산점의 수나 간격이 고정되어 있고, 미리 결정된 5개의 테이블 각도(0°, ±45°, ±90°)에서만 조사 범이 허용되는 제약을 가지고 있으므로, 추후에 이들을 사용자가 필요에 따라 설정할 수 있도록 기능을 추가할 필요가 있을 것으로 사료된다.

한편, 선량분포의 디스플레이는 현재로서는 CT의 횡단면에만 가능하기 때문에, 선량분포를 이해하는데 제약이 따른다. 이를 시상면(sagittal image)이나 관상면(coronal image), 또는 조사 범이 이루는 arc면 등에 디스플레이할 수 있도록 개선하기 위해서는 이들 영상단면들을 횡단면 영상으로부터 재구성하는 기법의 개발이 필요하다. 또한 정상조직에 대한 DVH를 정확히 계산하기 위해서는 전 두개강내에 대한 선량계산이 필요하지만, 현재로서는 선량계산점이 isocenter를 중심으로 일정 영역만을 포함하기 때문에 이 영역밖에 대한 선량계산이 요구된다.

결 론

본 연구의 목적은 경제적인 비용으로 뇌정위 방사선수술용 치료계획시스템을 개발하고자 하는 것이었다. 본 치료계획시스템은 하드웨어시스템의 사양에 비추어 볼 때, 비교적 만족할 만한 결과를 주는 것으로 판단된다. 방사선 치료계획 컴퓨터시스템은 크게 단면영상을

이용한 3차원 재구성이나 서로 다른 영상자료간의 영상합성 등의 영상처리기술과 선량 계산의 정확성과 수행속도를 향상시키는데 필요한 선량계산 알고리즘의 개발로 요약될 수 있을 것이다. 본과에서 개발한 뇌정위 방사선수술용 치료계획시스템에도 이들 두 가지 면에서의 개발을 진행하여 서로 다른 영상데이터간의 영상합성 등과 다중 isocenter 치료계획, 자동 선량최적화모듈 등을 추가하여 보다 나은 치료계획시스템으로의 보완 및 개발이 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. AAPM reports no.54 : Stereotactic Radiosurgery, the American Institute of Physics, Inc., New York(1995)
2. Loeffler : Stereotactic Radiotherapy : MPPC press,Wisconsin(1993),pp.307-320
3. Schlegel, Pastyr, Kubesch, Stein, Diemer, H ver and Rhein : Proceedings of the VIIth International Conference on the use of Computers in Radiation Therapy : Medical Physics Publishing, Wisconsin(1997), pp.79-82
4. Luxton,Jozsef and Astrahan : Algorithm for dosimetry of multiarc linear-accelerator stereotactic radiosurgery : Med.Phys. 18(6),1211-1221(1991)
5. Podgorsak : Proceedings of the 1996 Summer School, Advanced Medical Publishing, Wisconsin(1996), pp.643-680.
6. Kooy, Bellerive, Loeffler : Proceedings of the 1996 Summer School, Advanced Medical Publishing, Wisconsin(1996), pp.681-722.
7. Niemierko and Goitein : The influence of the size of the grid used for dose calculation on the accuracy of dose estimation : Med.Phys. 16,239-243(1989)

Development of a Stereotactic Radiosurgery Planning System

Byung Chul Cho, Do Hoon Oh, Hoon Sik Bae

Department of Radiation Oncology, Kangdong Sacred Heart Hospital, Hallym University

Abstract

We developed PC-based planning system for linear accelerator based stereotactic radiosurgery. The system was developed under Windows 95 on Pentium Pro[®] 200 MHz IBM PC with 128 MB RAM. It was programmed using IDL[®] of Research Systems, Inc. as a programming tool.

CT image data obtained with BRW stereotactic frame is transferred to PC through magnetoptical disk. As loading the image, the system automatically recognizes the location of rods and establishes stereotactic coordinates. It accurately calculates and corrects the coordinates, degree of tilting, and magnification rate of axial images. After the coordinates is defined we can delineate and edit the contours of target and organs of interest on axial images. Upon delineating contours of target, isocenter is determined automatically and we can set up the beam configuration for radiosurgery. The system provides beam's eye view and room's eye view for efficient configuring of beams. The system calculates dose distribution 3-dimensionally. It takes 1 to 2 minutes to calculate dose distribution for 5 arcs. We can verify the dose distribution on serial axial images. We can analyze the dose distribution quantitatively by evaluation of dose-volume histogram of target and organ of interest.

This system, PC-based radiosurgery planning system, includes the basic features for radiosurgery planning and calculates dose distribution within reasonable time for clinical application.