

비 상업용 3차원 치료계획시스템인 Plunc의 임상적용 가능성에 대한 연구

한림대학교 의과대학 강동성심병원 치료방사선과

조병철 · 오도훈 · 배훈식

A Study of a Non-commercial 3D Planning System, Plunc for Clinical Applicability

Byung Chul Cho, Ph.D, Do Hoon Oh, M.D., and Hoonsik Bae, M.D.

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

Purpose : The objective of this study is to introduce our installation of a non-commercial 3D planning system, Plunc and confirm it's clinical applicability in various treatment situations.

Materials and Methods : We obtained source codes of Plunc, offered by University of North Carolina and installed them on a Pentium Pro 200MHz (128MB RAM, Millenium VGA) with Linux operating system. To examine accuracy of dose distributions calculated by Plunc, we input beam data of 6MV photon of our linear accelerator(Siemens MXE 6740) including tissue-maximum ratio, scatter-maximum ratio, attenuation coefficients and shapes of wedge filters. After then, we compared values of dose distributions(Percent depth dose: PDD, dose profiles with and without wedge filters, oblique incident beam, and dose distributions under air-gap) calculated by Plunc with measured values.

Results : Plunc operated in almost real time except spending about 10 seconds in full volume dose distribution and dose-volume histogram(DVH) on the PC described above. As compared with measurements for irradiations of 90-cm SSD and 10-cm depth isocenter, the PDD curves calculated by Plunc did not exceed 1% of inaccuracies except buildup region. For dose profiles with and without wedge filter, the calculated ones are accurate within 2% except low-dose region outside irradiations where Plunc showed 5% of dose reduction. For the oblique incident beam, it showed a good agreement except low dose region below 30 % of isocenter dose. In the case of dose distribution under air-gap, there was 5% errors of the central-axis dose.

Conclusion : By comparing photon dose calculations using the Plunc with measurements, we confirmed that Plunc showed acceptable accuracies about 2-5% in typical treatment situations, which was comparable to commercial

이 논문은 1997년 12월 4일 접수하여 1998년 2월 25일 채택되었음.

책임저자: 조병철, 서울시 강동구 길동 445 강동성심병원 치료방사선과

planning systems using correction-based algorithms. Plunc does not have a function for electron beam planning up to the present. However, it is possible to implement electron dose calculation modules or more accurate photon dose calculation into the Plunc system. Plunc is shown to be useful to clear many limitations of 2D planning systems in clinics where a commercial 3D planning system is not available.

Key Words : 3D planning system, CT simulation, Dose calculation algorithm

서 론

최근 도입되고 있는 상업용 치료계획시스템들은 보다 정밀한 환자의 위치정보를 얻기 위해 CT 영상을 기본 환자데이터로 사용하고 있고, 입체조형 방사선치료(conformal radiation therapy)를 위해 BEV(beam's eye view), DRR(digitally reconstructed radiograph) 및 비동일평면 조사(non-coplanar irradiation) 등의 기능을 갖추고 있다. 그러나 본원에서 사용하고 있는 기존의 치료계획시스템은 기능 면이나 속도 면에서 많은 제약이 있어, 본 저자들은 입체조형 방사선치료가 가능한 공개용 3차원 치료계획시스템에 대해 조사하여 본 결과, Prism(University of Washington, Seattle, USA)¹⁾ 및 Plunc(University of North Carolina, Chapel Hill, USA)²⁾에 관한 자료를 얻을 수 있었다. 이들 3차원 치료계획시스템은 Unix 환경에서 개발된 프로그램들로서 Unix 환경의 컴퓨터가 필요한데, 본과에서는 성능이 비교적 우수한 PC를 사용하여 PC용

Unix인 Linux를 운영환경(operating system)으로 하여 Plunc를 설치하는데 성공하였다. Prism의 경우 common LISP라는 언어로 개발되어 별도의 컴파일러의 구입이 요구되나, Plunc는 C 및 C++ 언어로 개발되어 GNU의 공개용 C 컴파일러를 사용할 수 있어 이를 설치하기로 결정하였다.

Plunc의 소개

미국 North Carolina 대학에서 개발된 Plunc는 본래 CT 모의치료(CT simulation)를 시행하기 위한 틀로서 개발되었다. 즉, CT 영상데이터를 이용하여 일반 모의치료기에서 수행되는 과정을 재현하고자 하는 것이었다. 이를 위해 Fig. 1에서와 같이 콜리메이터, 치료테이블, 갱트리의 위치를 조정할 수 있는 패널, BEV 및 REV(Room's Eye View), DRR등의 영상재구성 윈도우 등을 제공한다. 여기에 빔 설계와 선량계산 모듈을 추가하여, 광자선 및 근접치료를 위한 선량 계산이 가능하도록 하였다. 이를 위해 Fig. 2에서와 같이 치료에너지 설정, 블록 모양의 자동 및 수동 디

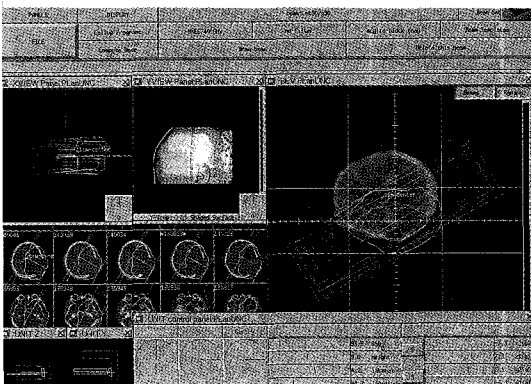


Fig. 1. Windows of the Plunc system for CT simulation. The Unit Control Panel contains controls for rotation of collimator, table, and gantry and for translation of table. The Plunc system also has windows for displaying BEV, REV, and DRR image.

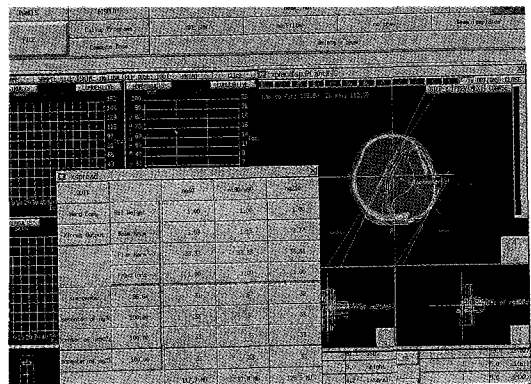


Fig. 2. Windows of the Plunc system for 3D planning system. They display non-coplanar incident beams and dose distributions on CT image. They show also DVH for comparison of rival plans.

이용할 수 있는 기능이 제공된다. 또한 다양한 인터페이스가 가능하여, 치료 시 환자의 위치 정렬에 관한 정보 및 모니터 단위(Monitor Unit) 등은 일반 프린터에, 선량분포와 블록 모양은 펜 플로터나 칼라 레이저 프린터에 출력가능하고, 디지털이저를 통한 블록 모양의 입력이나 DRR 영상을 laser imager를 통하여 엑스선 필름에 기록할 수 있는 기능 등도 제공하고 있다. 여기에 별도의 독립적인 프로그램이긴 하지만 Mask(Fig. 3)를 관심 기관(organ)들의 윤곽선(contour)을 얻기 위한 툴로써 이용할 수 있으며, CT/MR 및 CT/CT 영상합성(image fusion)도 가능하다.

본 논문에서는 저자들의 Plunc 구축 예를 소개하고, Plunc의 선량계산의 정확성을 여러 조건에서 평가하여 임상적용 가능성을 검토하고자 한다.

대상 및 방법

1. Plunc의 설치

North Carolina 대학의 치료방사선과로부터 C언어

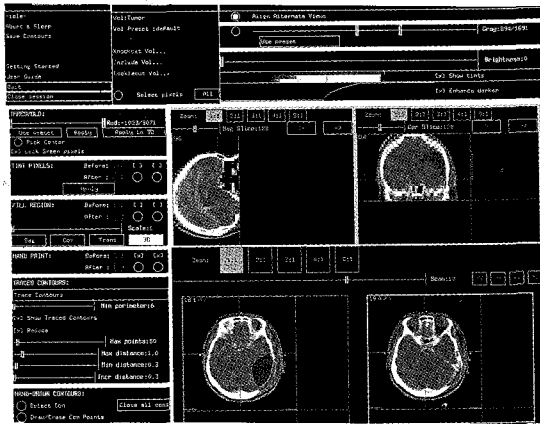


Fig. 3. Mask(developed by Gregg Tracton at University of North Carolina) as organ delineation tool. By changing threshold values of CT number, body contours, as well as internal organs can be easily delineated.

로 작성된 Plunc의 소스코드 및 C와 C++로 된 Mask의 소스코드를 제공받아, PC용 Unix인 Linux 환경의 PC(Pentium Pro 200MHz, 128MB RAM, Millennium VGA)에서 소스코드를 GNU의 공개용 C 컴파일러인 gcc++ 컴파일러를 사용하여 컴파일함으로써 실행 프로그램을 설치하였다. 본원에서 사용하는 CT(Somatom Plus, Siemens)의 영상데이터를 PC에서 수행되는 치료계획시스템에 입력시키기 위해서, Pioneer Electronics 사의 DE-U7001 광자기디스크(magnetooptical disk) 드라이브를 PC에 부착시키고, IMNET/ Evergreen Technologies 사의 변환 유틸리티인 Siemens Optical To ACR-NEMA를 사용하였다.

2. 빔 데이터 입력

본과에서 사용하고 있는 6MV 광자선(Siemens MXE 6740)에 대해 치료영역크기(field size)에 따른 출력인자(output factor), 조직최대 선량비(TMR; tissue-phantom ratio) 자료를 fitting하여 치료영역크기 $0 \times 0 \text{cm}^2$ 의 $TMR_0(d)$ 값 및 최대산란비, $SMR(r,d)$ 값을 구해 입력하였으며, 최대 치료영역크기의 조사빔에 대한 최대선량깊이에서의 편평도(flatness), 썬치의 모양 및 감쇄인자 등의 빔 데이터를 Plunc에 입력하였다.

3. Plunc 광자선량계산 모델의 정확도 평가

Plunc의 선량계산 모델의 정확도를 평가하기 위해, 일반적인 치료조건으로써 10cm 깊이에서 회전중심점(iso-center)을 설정하여 조사되는 방사선의 특성을 Table 1. 과 같이 측정하여 Plunc의 계산치와 비교하였다. Plunc를 사용한 선량분포 계산치는 Plunc에 입력시킨 본과의 6MV 광자선을 사용하였고, 이때 선량 계산점 사이의 간격은 5mm로 설정하여 계산하였다. 또한 물 팬텀에서의 선량측정에는 WP700 물팬텀계 및 0.15cc의 IC-10 이온전리함(Wellhöfer, 독일)을 사용하였다.

Table 1. A Simple QA Procedures for Verifying the Accuracy of Plunc

Test	Objective
① PDDs for irradiations of 90-cm SSD and 10-cm depth isocenter	Tests input beam data and field size and SSD dependencies of PDD
② Dose profiles of open fields	Tests agreement of flatness and penumbra
③ Dose profiles of wedge filters	Tests agreement of depth dose, wedge factor and dose profiles under wedge filters
④ Dose profile under air-gap	Tests inhomogeneity correction
⑤ Oblique incidence	Tests contour corrections

1) 심부선량백분율(PDD)

치료영역크기가 각각 5×5, 10×10 및 35×35cm² 인 경우에 대하여 표면으로부터 35cm 깊이까지의 심부선량백분율 곡선을 비교하였다.

2) 쉐기필터를 사용하지 않은 경우의 선량측면도 (dose profile)

치료영역크기가 각각 5×5, 10×10 및 35×35cm² 인 경우에 대하여 최대선량깊이인 1.5cm, 10cm, 그리고 20cm에서의 선량측면도를 비교하였다.

3) 쉐기필터를 사용한 경우의 선량측면도

15°, 30°, 45° 및 60° 쉐기필터에 대하여 해당필터의 최대 허용 치료영역크기(15°, 30° 및 45° 쉐기필터는 25×30cm², 그리고 60° 쉐기필터의 경우 25×25cm²)를 사용하여 조사된 방사선의 선량측면도를 비교하였다.

4) Oblique 입사빔

Plunc의 체외윤곽선의 변화에 따른 선량보정의 정확도를 평가하기 위하여 표면의 수직방향으로부터 30° 기울어져 입사되는 20×20cm² 크기의 조사 빔에 대한 선량분포를 비교하였다.

5) 공기간격(air-gap)

Plunc에 의한 비균질보정(inhomogeneity correction)의 정확도를 평가하기 위해 20×20cm² 치료영역 크기의 조사 빔의 절반이 8cm의 공기간격을 통과하도록 한 후 12.5cm 깊이에서의 선량측면도를 비교하였다[Fig. 8-(A)]. 물 팬텀 내에서의 공기간격의 형성

은 styrofoam을 사용하여 대체하였다.

결 과

1. Plunc의 실행 속도

본과의 PC에 설치된 Plunc를 이용하여 치료계획을 실시하여 본 결과, 전체 CT 볼륨에 대한 3차원 선량분포나 선량체적히스토그램(DVH: dose-volume histogram) 계산에 약 10초 가량이 소요되는 것을 제외하고는 모든 계산 및 기능을 실시간으로 이용할 수 있었다.

2. 광자선량 계산 오차

1) 심부선량백분율 곡선의 측정값 및 Plunc에 의한 계산 값을 Fig. 4에 실었다. 그림에서와 같이 측정값에 대한 계산값의 오차는 최대선량치에 대한 백분율로 표시할 때 선량증가(buildup) 영역을 제외하고는 1% 이하를 보였다.

2) 쉐기필터를 사용하지 않은 조사빔의 최대선량깊이, 10cm, 20cm 깊이에서 선량측면도 중 치료영역 크기 35×35cm²에 대한 결과를 Fig. 5에 실었다. 그림에서 알 수 있듯이 치료영역 크기 안쪽과 반응영역에서 2%이하의 오차를 보이지만 치료영역 크기 밖에서는 5% 정도 선량이 과소 평가되는 것으로 나타났다. 이는 콜리메이터에 의한 감쇄정도가 과도하게 계산되거나 혹은 치료영역 크기 외부로의 산란선의 기여량이 적게 고려되고 있는 것으로 판단된다.

3) 쉐기필터를 사용한 경우의 조사빔의 선량측면도 중 45° 쉐기필터에 대한 비교를 Fig. 6에 실었다. 그림에서 빔 중심축상의 선량값 자체에서 깊이에 따라

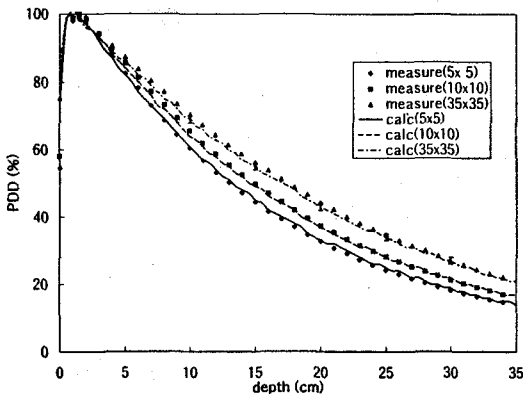


Fig. 4. Comparison of PDD curves with field sizes of 5×5, 10×10, and 35×35cm². The error bars show ±1% of the maximum dose at d_{max}.

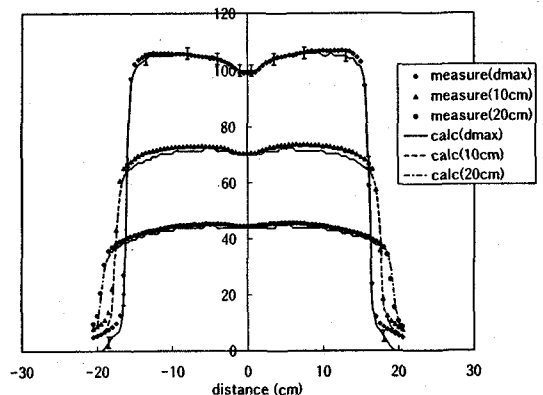


Fig. 5. Comparison of dose profile for open field at depths of d_{max}, 10cm, and 20cm. The error bars show ±2% of the maximum dose at d_{max}.

2%의 오차가 관찰되었으며, Plunc는 빔경화효과 (beam hardening effect)에 대한 고려를 하고 있지 않는데, 이로 인한 영향으로 판단된다. 또한 조사경계면 밖에서는 썰기를 사용하지 않은 경우와 마찬가지로 5%가량의 선량감소가 나타났다.

4) Oblique 입사빔

물 표면의 수직 축으로부터 30° 기울어진 입사빔에 대한 선량분포를 10cm 깊이의 회전중심점에 대한 백분율로 표시하여 Fig. 7에 실었다. 선량의 변화가 큰 반음영영역에서도 계산치의 간격이 5mm 임을 감안할 때 매우 잘 일치함을 알 수 있었다.

5) 공기간격

공기간격을 통과한 선량측면도를 빔 중심축상의 선량에 대하여 백분율로 표시하여 Fig. 8-(B)에 나타내

었으며 측정값과 5%의 오차이내에서 일치하였다.

고안 및 결론

Plunc의 광자선량계산 모델은 Cunningham 등³⁾에 의해 개발되어 상업용 치료계획시스템인 Theraplan (Theratronics International Limited, Canada)에 구현되었던 미분 산란공기비(differential scatter air ratio)법을 비동일평면상의 입사빔에 대해서도 계산할 수 있도록 일반화시킨 것이다. 그러나 이것 역시 계산 시간상의 제약으로 인해 엄밀한 3차원적 미분 산란공기비법은 적용시키지 못하고 있어 이로 인한 오차가 예상된다. 또한 3차원적인 체외윤곽선의 변화에 따른 선량보정이 가능하며, 비균일 밀도에 대한 보정방법으로 Batho 방법⁴⁾을 사용하며, 이때 CT 번호로부터 체내의 전자밀도를 근사하여 이용하고 있다. 또한, Plunc에서

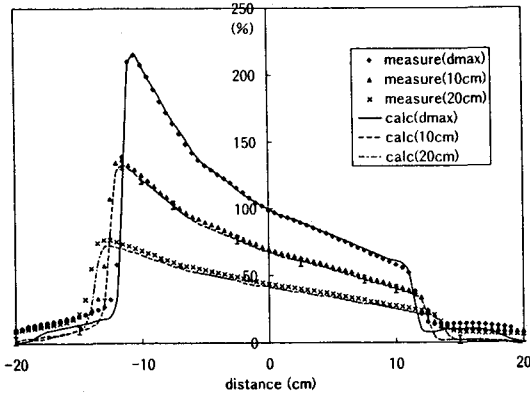


Fig. 6. Comparison of dose profile for 45° Wedge filter at depths of dmax, 10cm, and 20cm. The error bars show ±2% of the maximum dose at dmax.

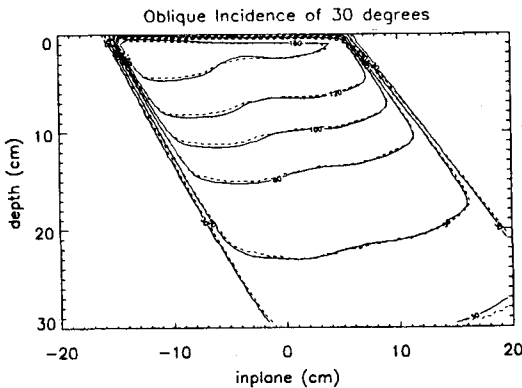


Fig. 7. Comparison of the calculated(dashed curves) with the measured (solid curves) in a central axis plane for an oblique incident 6MV photon beam, field size of 20×20cm², normalized at 10-cm depth.

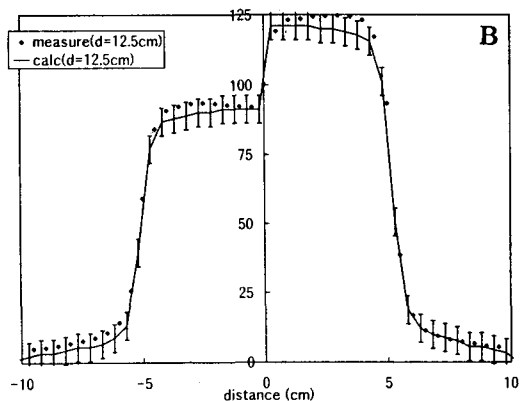
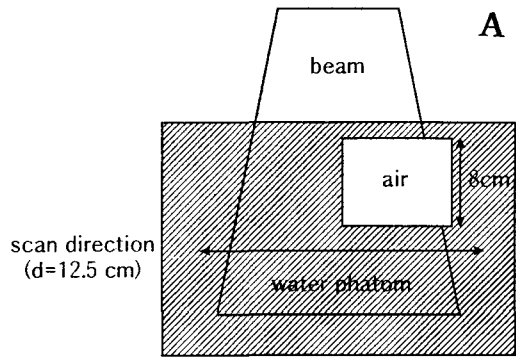


Fig. 8. Comparison of measured with calculated dosimetry to test the accuracy of inhomogeneity correction model of Plunc. (A) Measurement geometry shows an air cavity with 8-cm thickness and half of the incident beam passed the cavity. (B) The error bar shows ±5% normalized at the central-axis dose.

는 선원의 크기 및 쉐기필터의 감쇄인자를 조정함으로써 반음영(penumbra) 영역에서의 선량변화 및 쉐기필터의 선량분포 변화를 일치시킬 수 있도록 개발되어 있다.

최근 들어 다양한 선량계산모델이 개발되어 컴퓨터 치료계획시스템에 사용되고 있으나 아직까지 컴퓨터치

료계획시스템의 선량계산의 정확도에 대한 뚜렷한 기준조건 및 정도 보증(quality assurance)에 관련된 보고는 많지 않다.⁵⁾ 다만 ICRU 보고서 24⁶⁾에 따르면 환자의 방사선치료에 발생하는 총 오차범위를 5% 이내로 하는 것을 목표로 하고 있으며 치료기의 선량교정에 따른 불확정도의 범위가 2% 임을 감안할 때 컴퓨터 치료계획시스템의 허용 오차범위는 2-5%로 볼 수 있다. 그러나 이러한 조건은 선량변화가 급격한 영역에서는 만족되기 어려운 점이 있어 Van Dyk 등⁷⁾은 Table 2.에서와 같이 치료영역크기 안쪽의 선량변화가 작은 영역, 치료영역크기 밖의 선량변화가 작은 영역(최대선량의 7%이하 영역), 그리고 선량변화가 30%/cm 이상인 영역으로 세분하여 선량 계산치의 허용오차를 제한하고 있다.

Plunc의 경우, 매우 기본적인 조건하에서만 비교가 수행되긴 하였으나 치료영역크기 밖의 저선량 영역에서 5% 가량 선량이 작게 평가되는 것을 제외하고는 Van Dyk 등이 제시하는 기준에 부합하였고, 일반적인 치료조건하에서 2-5%의 오차를 보임으로써, 기준 조건에서의 측정값을 바탕으로 보정해 나가는 방식의 보정에 근거한 선량계산모델⁸⁾을 사용하는 상용 치료계획시스템의 정확도 수준을 유지하므로써 임상적용이 가능할 것으로 판단된다. 따라서 상업용 3차원 치료계

Table 2. Criteria of Acceptability for Photon Beam Dose Calculations Suggested by Van Dyk et. al. Note: Percentages are Quoted as a % of the Central Ray Normalization Dose

Descriptor	Criterion
A Homogeneous calculation(no shields)	
1. Central ray data (except in build-up region)	2%
2. High dose region-low dose gradient	3%
3. Large dose gradients (>30%/cm)	4mm
4. Small dose gradients in low dose region (i. e. <7% of normalization dose)	3%
B. Inhomogeneity corrections	
1. Central ray (slab geometry, in regions of electron equilibrium)	3%
C. Attenuators	
1. High dose region-low dose gradient	4%
2. Large dose gradient (>30%/cm)	4mm
3. Small dose gradients in low dose region (i. e. <7% of normalization dose)	3%

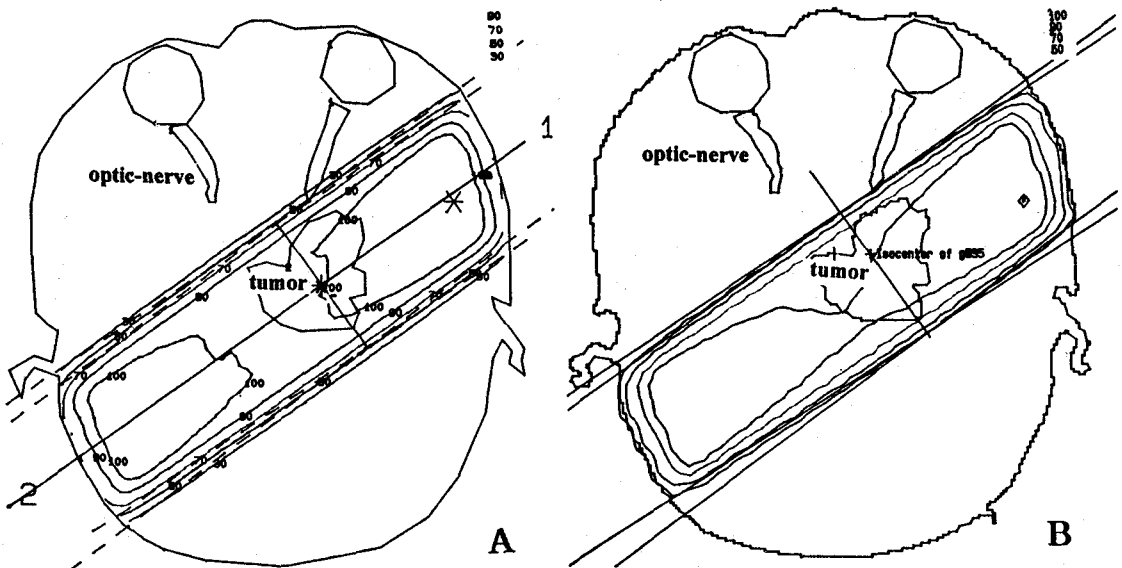


Fig. 9. Comparison of treatment planning between a commercial 2D RTP(Mevaplan, Siemens) and Plunc. (A) isodose distributions of Mevaplan for coplanar irradiations of parallel opposing fields to minimize doses of optic-nerve and eyes. (B) isodose distributions of Plunc for the same irradiations as (A).

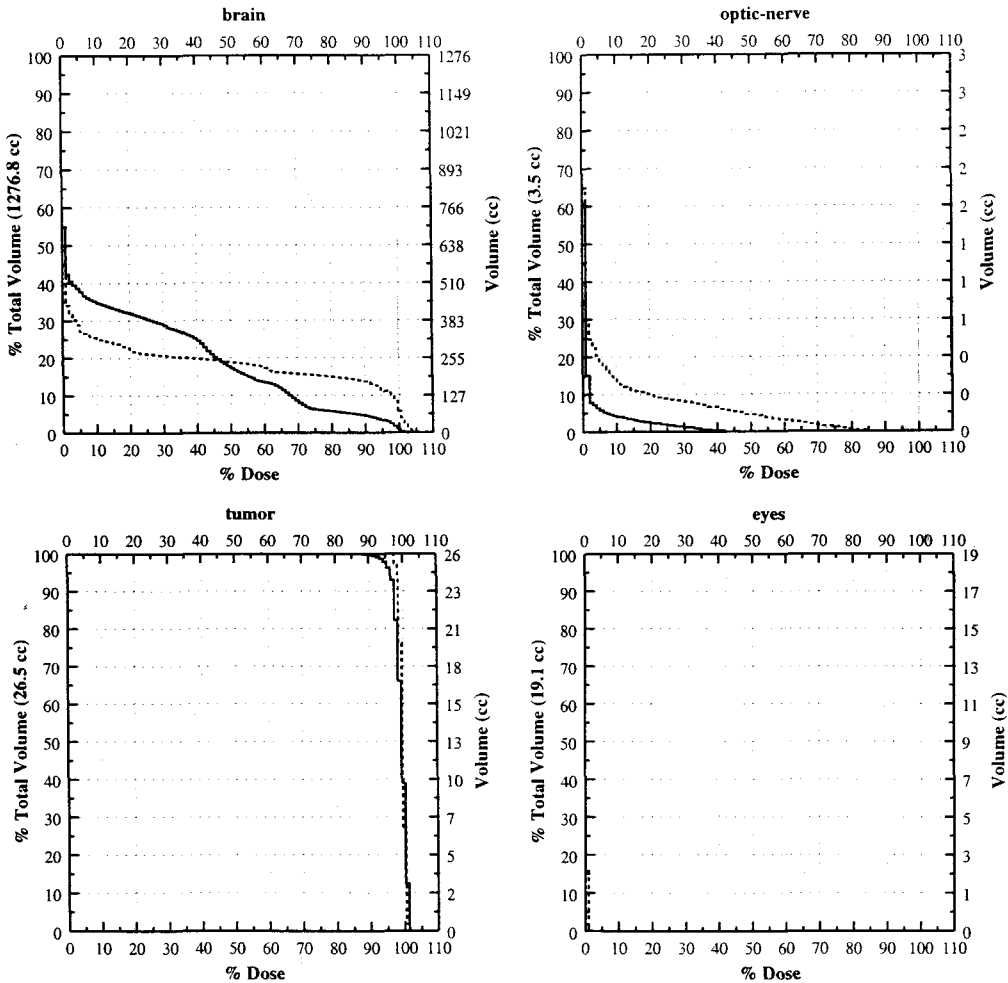


Fig. 9(C). Comparison of DVHs between the coplanar plan (dashed line) of (B) and a non-coplanar plan (solid line) with an additional field from vertex-direction which helped to reduce the irradiation volume of optic-nerve and eyes.

획시스템의 사용이 어려운 여건에서는 기존의 2차원 치료계획시스템으로는 불가능한 비동일평면 치료(Fig. 9)에 Plunc를 사용함으로써 2차원 치료계획시스템의 많은 제약을 극복할 수 있을 것으로 사료된다. 또한 현재로서는 전자선량 계산이 불가능하다는 단점을 가지고 있으나, 소스코드가 공개되어 있기 때문에, 사용자의 환경에 맞게 확장이 가능하다는 장점을 갖고 있다. 즉, Plunc의 3차원 영상 재구성 등의 그래픽 환경을 그대로 사용하면서, 최근 개발된 보다 정밀한 광자선이나 전자선 계산 모듈을 구현시킴으로써 선량계산의 정확도를 높여 나갈 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

Plunc의 소스코드 제공 및 사용을 허락해 준 North Carolina대학의 Edward L. Chaney에게 감사를 표한다.

참고 문헌

1. Kalet IJ, Jacky JP, Seymour MM, et al. Prism: A new approach to radiotherapy planning software. *Int J Radiat Oncol Phys* 1996; 36:451-461
2. Sailor SL, Chaney EL, Rosenman JG, et al.

- Experience with 3d conformal treatment planning. In: Mackie TR, Palta JR, eds. AAPM Proceedings of the 1996 summer school. 1st ed. Madison, WI: Advanced Medical Publishing 1996:525-555
3. **Sontag MR and Cunningham JR.** Corrections to Absorbed Dose Calculations for Tissue Inhomogeneities. *Med Phys* 1977; 4:431-436
 4. **Khan FM.** The physics of radiation therapy. 2nd ed. Baltimore, ML: Williams & Wilkins, 1994: 287-288
 5. **Fraass BA.** Quality assurance for 3d treatment planning. In: Mackie TR, Palta JR, eds. AAPM Proceedings of the 1996 summer school. 1st ed. Madison, WI: Advanced Medical Publishing 1996: 253-318
 6. **ICRU Report 24.** Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures. Washington, D.C.: International Commission on Radiation Units and Measurements 1976
 7. **Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, et al.** Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Phys* 1993; 26:261-273
 8. **Mackie TR, Reckwerdt P, McNutt T, et al.** Photon beam dose computations. In: Mackie TR, Palta JR, eds. AAPM Proceedings of the 1996 summer school. 1st ed. Madison, WI: Advanced Medical Publishing. 1996:103-135

국문 초록 =

비 상업용 3차원 치료계획시스템인 Plunc의 임상적용 가능성에 대한 연구

한림대학교 의과대학 강동성심병원 치료방사선과

조병철 · 오도훈 · 배훈식

목적 : 비 상업용 3차원 컴퓨터치료계획시스템인 Plunc의 구축 사례를 소개하고 이의 임상적용 가능성에 대하여 검증하고자 한다.

대상 및 방법 : 미국 North Carolina 대학에서 개발된 3차원 치료계획시스템인 Plunc의 소스코드를 제공받아, PC용 Unix인 Linux 환경의 Pentium Pro 200MHz(128MB RAM, Millennium VGA)에서 설치하였다. 본과의 6MV 광자선(Siemens MXE 6740)에 대한 출력인자, 최대산란비, 최대산란인자, 썩기의 모양 및 감쇄인자 등의 빔데이터를 입력한 후, 일반적인 치료조건인 10cm 깊이의 회전중심 점에서의 심부선량백분율, 선량측면도, oblique 입사빔 및 공기간격 하에서의 선량계산 결과를 물 팬텀에서의 측정치와 비교, 분석하였다.

결과 : Plunc는 원래 CT 영상데이터를 이용한 모의치료기로써 개발되어, 빔 설계가 매우 편리하도록 사용자 인터페이스가 구성되어 있으며, BEV, DRR 및 영상합성 등의 기능을 갖추고 있다. 선량 계산은 10초 정도가 소요되는 3차원 선량분포나 선량체적히스토그램을 제외하고는 거의 실시간으로 실행되었다.

Plunc에 의한 선량 계산 값을 측정값과 비교한 결과, 심부선량백분율의 경우, 선량증가영역을 제외하고는 1%이내에서 일치하였다. 또한, 선량측면도의 경우, 5%가량의 선량감소를 나타내는 치료영역 크기 밖의 저선량 영역을 제외하고는 2% 이내에서 일치하였다. Oblique 입사 빔의 경우, 빔 중심 축을 포함하는 평면상의 선량분포가 선량이 30% 이하인 영역을 제외하고는 비교적 잘 일치하였다. 공기간격을 통과한 빔에 대한 선량측면도의 비교 결과, 중심 축에서의 선량 값에 대해 5%의 오차를 보였다.

결론 : Plunc의 광자선량계산의 정밀도는 일반적인 치료조건하에서 약 2-5% 내외의 오차로써, 측정치에 대한 보정에 근거한 알고리즘을 사용하는 일반 치료계획시스템과 비슷한 수준이라 사료된다. 현재로서는 전자선에 대한 선량계산이 불가능하기 때문에 완전한 형태의 치료계획시스템이 되기 위해서는 향후, 전자선에 대한 계산모듈의 개발과 광자선 선량계산 또한 보다 정밀한 선량계산이 가능한 컨벌루션 방법과 같은 3차원 선량계산모듈의 개발도 필요하다. Plunc는 상업용 3차원 치료계획시스템의 사용이 현실적으로 어려운 여건의 병원에서 2차원 치료계획시스템과 상호 보완적으로 사용하면 2차원 치료계획시스템이 갖는 많은 제약을 극복할 수 있을 것으로 사료된다.