
전산화 단층 촬영 장치를 이용한 뇌척수 조사의 치료 계획

가톨릭대학교 강남성모병원 치료방사선과

이충일 · 김희남 · 오택열 · 황도성 · 박남수 · 계철승 · 김연실

Computed Tomographic Simulation of Craniospinal Irradiation

CI Lee · HNKim · TYOh · DSHwang · NSPark · CSKye · YSKim

*Catholic University of Korea
Dept. of Radiation Oncology, Kangnam St. Mary's Hospital*

The aim of this study is to improve the accuracy of field placement and junction between adjacent fields and block shielding through the use of a computed tomography(CT) simulator and virtual simulation.

The information was acquired by assessment of Alderson Rando phantom image using CT simulator (I.Q. Xtra - Picker), determination of each field by virtual fluoroscopy of voxel IQ workstation AcQsim and colored critical structures that were obtained by contouring in virtual simulation. And also using a coronal, sagittal and axial view can determine the field and adjacent field gap correctly without calculation during the procedure. With the treatment planning by using the Helax TMS 4.0, the dose in the junction among the adjacent fields and the spinal cord and cribriform plate of the critical structure was evaluated by the dose volume histogram.

The pilot image of coronal and sagittal view took about 2minutes and 26minutes to get 100 images. Image translation to the virtual simulation workstation took about 6minutes. Contouring a critical structure such as cribriform plate, spinal cord using a virtual fluoroscopy were eligible to determine a correct field and shielding. The process took about 20 minutes. As the result of the Helax planning, the dose distribution in adjacent field junction was ideal, and the dose level shows almost 100 percentage in the dose volume histogram of the spinal cord and cribriform plate

CT simulation can get a correct therapy area due to enhancement of critical structures such as spinal cord and cribriform plate. In addition, using a Spiral CT scanner can be saved a lot of time to plan a simulation therefore this function can reduce difficulties to keep the patient position without any movements to the patient, physician and radiotherapy technician.

I. 서 론

뇌척수 조사(Craniospinal irradiation)는 뇌척수 축(craniospinal axis)에 침습(involve)된 고위험도의 뇌종양 치료에 일반적으로 이용되는 복합적 치료방법이다. 수아세포종(medulloblastoma), 중앙 신경계 백혈병(central nervous system leukemia), 배아세포종(gem cell tumors), 상의신경교종(high grade ependymomas), 다중심적 중앙신경계 백혈병(multicentric CNS lymphomas)등에 효과가 높다. 그러므로 정확한 치료계획(treatment planning)과 치료(delivery)는 이러한 종양들의 제어에 결정적인 역할을 한다.(1-4)

뇌척수 조사의 치료 계획을 전산화 단층촬영장치를 이용하면 몇 가지 장점이 있는데 수아세포종에서 후두와(posteriorfossa), 척수관(spinal canal), 뇌내실계의 벽(ventricular system wall), 천막위의 영역(supratentorial region)은 주로 전이되는 부분인데(3,5,6) 치료계획(treatment planning)시 이들 영역을 적당하게 포함시키기 위해 정확한 위치 파악(localization)이 필요하다. 천막위의 영역에서 사상판(cribriform plate)의 불충분한 포함과 과도한 안와차폐물의 이용으로 전두엽의 재발 원인이 된다.(2-5)

그리고 일반적으로 척수조사 조사야(spinal radiation field)의 아랫부분(lower level)은 제2-3천골(Sacrum)사이지만 자기공명영상을 보면 제1-4천골까지 변화가 있는데(7) 기존의 치료계획 필름(conventional simulation film)은 이런 위치변화를 확인할 수 없다.

시상면의 multiplanar reformatted(MPR) image에서 모든 조사야를 동시에 보여주는 기능은 인접 조사야와의 관계를 한눈에 보여주어 조사야 결정의 정확도를 개선 시켜주고 3차원 치료계획이 가능하여 결정장기의 용적선량을 알 수 있다. 이러한 전산화 단층촬영장치를 이용한 치료계획의 장점을 이용하여 인접 조사야의 정확한 접합과 정상조직 차폐의 정확도를 개선시키고 임상적용과 효용성을 평가해 보고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. 재료

- Picker IQ Xtra CT scanner
- Picker voxelQ workstation (AcQsim3.4)
- Helax - TMS 4.0
- Alderson Rando phantom

2. 방법

- 전산화 단층촬영 영상의 획득
(Acquisition of CT images)

Alderson Rando phantom을 couch위에 엎드린 자세로 놓고 시상면 레이저(sagittal laser)와 팬텀(phantom)의 정중선(mid-line)이 일치하게 정렬시키고 정면상과 측면상의 예비 영상(Vertex & horizontal pilot image)을 얻는다.

Skull vertex에서 제2경추(C2 spine)까지는

10mm index, 10mm thickness,

제3경추에서 제1흉추까지는

5mm index, 5mm thickness,

제2흉추에서 제5요추까지는

10mm index, 10mm thickness,

제1-4천골까지는

5mm index, 5mm thickness로 plan study 하여 횡

단면상을 얻는다.

- 가상 투시(Virtual fluoroscopy)

두개부 조사야(Cranial field)는 skull vertex에서 제5-6경추사이(C5-6 spine interface)까지를 포함하여측방향 조사야(Bilateral field)의 조사야 중심(Isocenter)을 결정한다.

흉추 조사야(Upper spine field)는 제6경추(C6 spine)에서 제12흉추(T12 spine)까지를 포함하여 깊이(depth)를 posterior 5cm으로 하여 조사야 중심을 결정한다.

요추·천골 조사야(Lower spine field)는 제1요추(L1 spine)에서 제2천골(S2)까지를 포함하여 깊이(depth)를 posterior 5cm으로 하여 조사야 중심을 결정한다.

척수(spinalcord),안구(opticglobe),사상판(cribriformplate)같은결정장기(criticalstructure)들을 그려 넣어 조사야와 차폐물 결정의 정확도를 향상시킨다.

· 가상 치료계획(Virtual simulation)

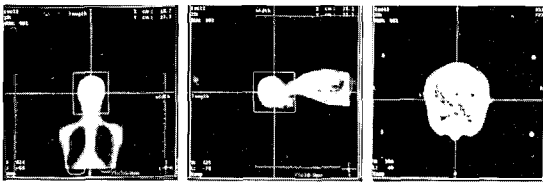
흉추 조사야를 digitally reconstructed radiograph (DRR)를 보면서 제6경추에서 제10흉추까지 포함하여 조사야 중심과 조사야 크기(field size)를 변경하여 정확하게 결정한다.

요추·천골조사야는DRR과시상면multiplanar reformatted(MPR) image를 보면서 제11흉추에서 제3천골까지 포함하며 흉추 조사야와 정확하게

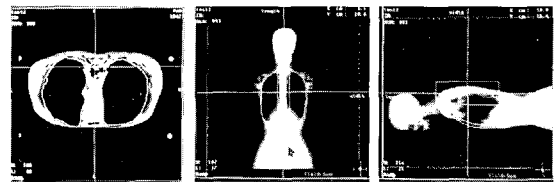
접합되도록 조사야 중심과 조사야 크기를 결정한다. 흉추 조사야와 요추·천골 조사야를 모두 posterior 5cm 깊이로 하면 척수의 일부분에서 cold area가 발생하는 데 흉추 조사야와 요추·천골 조사야의 깊이와 조사야 크기를 변경하여 두 조사야가 정확 하게 접합되도록 한다.

두개부 조사야는 Digitally Reconstructed Radiograph와 시상면 MPR image를 보면서 콜리메이터 각 (collimator angle)와 조사야 크기와 조사야 중심을 결정하고 관상면(coronal) MPR image에서 테이블 각(couch angle)을 결정한다.

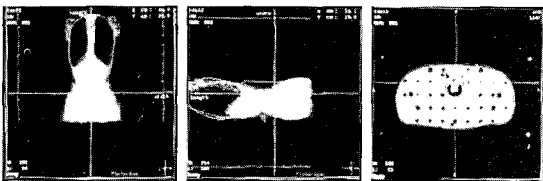
치료 계획 장비인 Helax TMS 4.0으로 치료 계획을 시행했는데 먼저 AcQsim에서 Helax TMS 4.0으로 영상을 전송하여 선량계산을 하고 두 조사야 사이 접합면의 선량을 평가해 보고 결정장기인 척수와 사상판을 용적 선량 분포도(dose volume histogram)를 통하여 평가해 보았다.



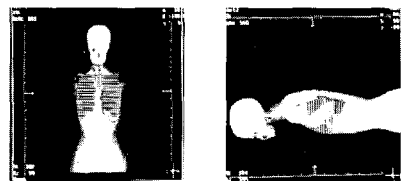
(a) Cranial field(skull vertex - C5)



(b) Upper spinal field (C6 - T10)

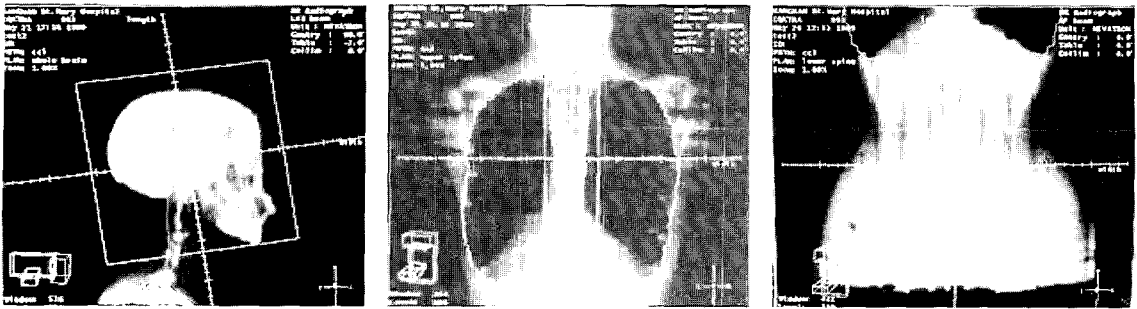


(c) lower spinal field (T11 - S3)



(d) critical structure contouring

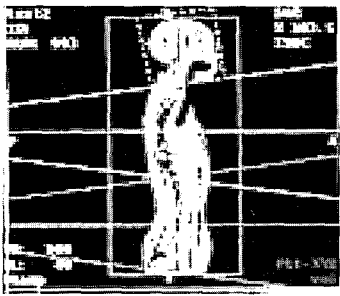
그림. 1. Virtual Fluoroscopy



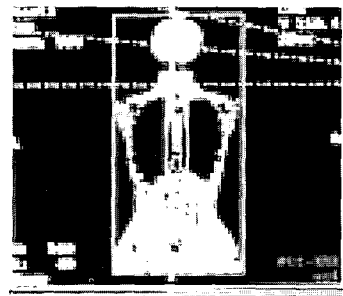
(a) Cranial field

(b) Upper spinal field

(c) lower spinal field



(d) Sagittal MPR image



(e) coronal MPR image

그림. 2. Virtual simulation

III. 결 과

정면상과 측면상의 예비영상을 얻는데 약 2분 정도 소요됐고, 100개의 단층 촬영 영상을 얻는데 약 26분 정도 소요됐다. 두 개의 예비영상과 100개의 단층 촬영 영상을 합한 102 개의 영상을 가상 치료계획 장비(Virtual simulation workstation)로 전송하는데 약 6분 정도 소요됐다.

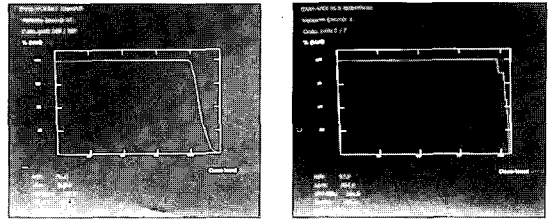
가상 투사에서 각 조사야의 조사야 중심을 결정하는데 약 10분 정도 소요됐는데 이 시간들이 환자가 움직이지 않고 있어야 하는 총 시간이다. 기존의 치료 계획에 소요되는 시간과 비교했을 때 그리 많은 시간은 아니다. 그리고 결정 장기인 사상판과 척수강(spinal canal)을 그려 넣어 정확한 조사야 결정(field placement)과 차폐(block shielding)를 가능하게 했다.

가상 치료계획에서 상·하의 척추 조사야 접합부분을 정확하게 맞추고 두개부 조사야에서 콜리메이터 각과 테이블 각을 조정하여 흉추 조사야와 정확하게 접합시키는데 약 15분 정도 소요됐다.

치료 계획 장비인 Helax TMS 4.0으로 선량 계산한 결과를 살펴보면 조사야 접합부분에서의 점선량(Point dose)은 그림3에서 보는바와 같이 각각 108, 101로 이상적인 선량분포를 보였고 그림4는 뇌척수 조사야에서 가장 결정장기라고 할 수 있는 척수와 사상판의 용적 선량 분포도이다. 척수 전체에 거의 100% 선량 분포를 보이므로 이상적인 치료 계획이 이루어진 것을 알 수 있으며 사상판은 수정체(Lens)와 거의 같은 준위(Level)에 있어(8) 기존의 치료 계획의 경우 과도한 수정체 차폐(Lens shielding)로 계획된 선량보다 적은 선량이 조사될 확률이 높는데 이상적인 수정체 차폐가 이루어져 사상판 전체에 100% 선량분포를 보이는 것을 알 수 있다.



그림. 3. dosedistribution of adjacent fields Junction



(a) Spinal cord

(b) Cribriform plate

그림. 4. Dose volume histogram

IV. 토 의

기존의 치료계획에서 두개부 조사야와 흉추 조사야를 정확하게 접합시키기 위해서 두개부 조사야의 콜리메이터 각과 테이블 각을 다음의 계산 공식에 따라 계산한다.

$$\theta_{coll} = \arctan \left(\frac{1}{2} \frac{L1}{SSD} \right)$$

$$\theta_{couch} = \arctan \left(\frac{1}{2} \frac{L2}{SAD} \right)$$

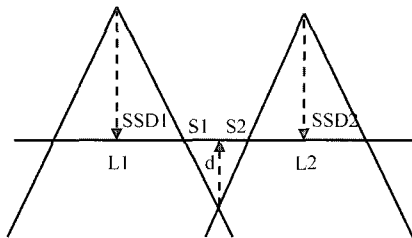
L1 : 흉추 조사야의 길이(The length of upper spine field)

L2 : 두개부 조사야의 길이(The length of lateral cranial field)

두개부 조사야와 흉추 조사야를 결정한 다음에 계산해서 결정해야 하므로 치료계획에 소요되는 시간(simulation time)이 길어지는 하나의 원인이 된다. 하지만 전산화 단층 촬영 장치를 이용하여 치료 계획(CT simulation)을 시행하면 그림.2와 같이 모든 조사야의 빔 투영도(beam divergence)를 보여주는 기능이 있어 콜리메이터 각과 테이블 각을 별도의 계산 없이 눈으로 확인하면서 결정할 수 있다.

또한 기존의 치료계획에서 흉추 조사야와 요추·천골 조사야의 정확한 접합을 위해서 다음의 계산 공식(gap calculation)을 이용한다.

하지만 위의 계산 공식은 일직선(flat)상에서 인접 조사야와의 간극을 계산하는 공식인데 뇌척수 조사에서 척추의 배열이 일직선이 아니라 활처럼 휘어져 있어 보조장비를 이용하여 완벽한 보정없이 치료계획



$$S1 = \frac{1}{2} L1 \frac{d}{SSD1}$$

$$S2 = \frac{1}{2} L2 \frac{d}{SAD2}$$

그림. 3. Geometry of two adjacent beams

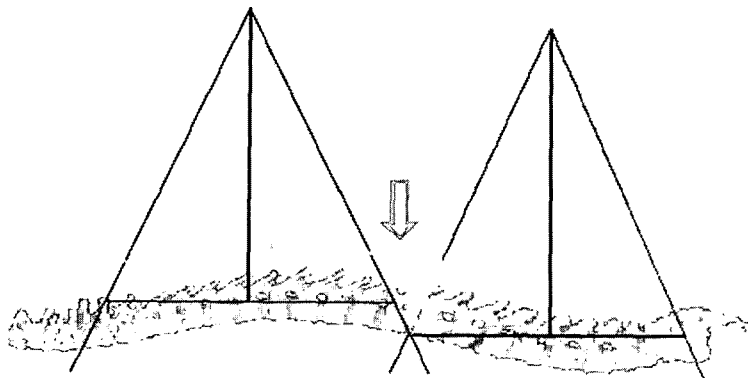


그림. 6. Cold area by spine curvature

을 시행하면 아래의 그림6에서 보는바와 같이 조사되지 않는 부분(cold area)이 발생하는데 전산화 단층촬영 장치를 이용하여 치료 계획을 시행하면 인접 조사야와의 접합부분을 눈으로 직접 확인하여 결정하므로 이러한 오류는 미연에 방지할 수 있다.

본 연구에 사용된 장비에 몇 가지 한계점(limitation)이 발견되었는데 첫째로 Picker IQ Xtra CT scanner의 예비영상 길이(pilot view length)가 최대 512mm여서 보고자하는 모든 부분을 볼 수 없다. 그래서 보이는 범위 내에서만 plan study가 가능하고 범위 외의 부분은 눈으로 보면서 계획을 세울 수 없어 불편하지만 단층촬영 영상은 얻을 수 있다. 둘째로 전산화 단층 촬영 장치의 X-선관이 소초점 타겟(small focus target)이어서 쉽게 과열되었다. 약 35-40개의 단층촬영 영상을 얻으면 냉각시간이 필요한데 그래서 환자가 움직이지 않고 있어야 하는 시간이 길어지고 얇은 두께(thin slice)의 영상을 얻을 수 없어 가상치료계획시의 digitally reconstructed radiograph (DRR)와 Multiplanar reformatted(MPR) images의 질(quality)이 문제가 되는데 척추사이공간(intervertebra space)의 해상도(resolution)는 단층촬영 두께(CT-scan thickness)에 따라 좌우되기 때문이다.(10) 셋째로 가상 치료계획에서 단층촬영을 통해 얻은 영상의 수가 너무 많아 소프트웨어 프로그램 처리 속도가 너무 느려져 치료 계획에 소요되는 시간이 길어진

다. 하지만 이러한 문제들은 전산화 단층촬영 장치가 Spiral CT-scanner라면 아무런 문제가 되지 않는다. 예비영상의 길이는 1024mm까지 가능하고 50개의 단층촬영 영상을 얻는데 불과 20초 소요될 뿐이다. 그래서 3mm, 5mm 두께의 단층촬영도 가능하며 DRR과 MPR 영상의 질(quality)도 향상된다. 가상 치료계획 장비의 처리속도 또한 Spiral CT-scanner에 맞게 향상되어 지금보다 훨씬 빨라 질 것이다. 그러므로 환자가 움직이지 않고 있어야 하는 시간을 기존의 치료계획 시간에 비해 대폭 줄일 수 있을 것이다.

V. 결 론

전산화 단층촬영장치를 이용한 치료 계획은 척수, 안구, 사상관 같은 결정 장치들이 증강(enhancement)되어 정확한 치료 범위를 얻을 수 있고, 해부학적 정보를 겹치게 보여주는 기능은 모든 조사야를 보여주어 조사야와 차폐 범위 결정의 정확도를 증가시킬 수 있다. 또한 전산화 단층 촬영 장치가 Spiral CT-scanner라면 기존의 치료 계획 방법에 비해 치료 계획을 세우는데 필요한 시간을 많이 줄일 수 있어 환자, 의사, 방사선사 모두에게 환자가 움직이지 않고 자세를 유지해야 된다는 심적 부담을 줄일 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. Jenkin RD : The radiation treatment of medulloblastoma. *J. Neurol. Oncol*, 1996 ; 29 : 45-54
2. Carrie C, Alapetite C, Mere P, et al. : The French Medulloblastoma Group. Quality control of radiotherapeutic treatment of medulloblastoma in a multicentric study. The contribution of radiotherapy technique to tumour relapse. *Radiother.Oncol*, 1992 ; 24 : 77-81
3. Donnai J, Halperin EC, Friedman HS : Subfrontal recurrence of medulloblastoma. *Am. J. Neuroradiol*, 1992 ; 13 : 1617-1618
4. Miralbell KP, Bleher A, Huguenin PG, et al. : Pediatric medulloblastoma. Radiation treatment technique and patterns of failure. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*, 1997 ; 37 : 523-529
5. Jereb B, Sundarsen N, Horten B, et al. : Supratentorial recurrences in medulloblastoma. *Cancer*, 1981 ; 47 : 806-809
6. Kleinmann GM, Hochberg FH, Richardson EP : Systemic metastases from medulloblastoma. Report of two cases and review of the literature. *Cancer*, 1981 ; 48 : 2296-2309
7. Dunbar SF, Barnes P, Tarbell NJ : Radiological determination of the caudal border of the spine field in cranial spinal irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*, 1993 ; 26 : 669
8. Karlsson U, Kirby T, Orrison W, et al. : Ocular globe topography in radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*, 1995 ; 33 : 705-712
9. Khan FM : Separation of adjacent fields. *The physics of radiation therapy*, 2nd ed, 1994 ; 332-343
10. McGee KP, Das IJ, Sims C : Evaluation of digitally reconstructed radiographs (DRRs) used for clinical radiotherapy. *Med. Phys*. 1995 ; 22 : 1815-1827