

The Evaluation of Radiation Dose to Embryo/Fetus and the Design of Shielding in the Treatment of Brain Tumors

Woong Cho, B.S.* · Soon Nyung Huh, Ph.D.[†] ·
Eui Kyu Chie, M.D.*[†] · Sung Whan Ha, M.D.*[†] ·
Yang Gyun Park, B.S.* · Jong Min Park, B.S.* ·
Suk Won Park, M.D.[‡]

*Department of Radiation Oncology, Seoul National University College of Medicine

[†]Department of Radiation Oncology, Seoul National University Hospital

[‡]Department of Radiology, Chung-Ang University College of Medicine

임산부의 전뇌 방사선 치료에 있어서의 태아의 방사선량 측정 및 차폐 구조의 설계

조웅* · 허순녕[†] · 지의규*[†] · 하성환*[†] · 박양균* · 박종민* · 박석원[‡]

*서울대학교 의과대학 방사선 종양학교실

[†]서울대학교 병원 치료방사선과

[‡]중앙대학교 의과대학 방사선과학교실

(2006년 8월 18일 접수, 2006년 9월 1일 채택)

Abstract - Purpose : To estimate the dose to the embryo/fetus of a pregnant patient with brain tumors, and to design an shielding device to keep the embryo/fetus dose under acceptable levels

Materials and Methods : A shielding wall with the dimension of 1.55 m height, 0.9 m width, and 30 mm thickness is fabricated with 4 trolleys under the wall. It is placed between a patient and the treatment head of a linear accelerator to attenuate the leakage radiation effectively from the treatment head, and is placed 1 cm below the lower margin of the treatment field in order to minimize the dose to a patient from the treatment head. An anti-patient scattering neck supporters with 2 cm thick Cerrobend metal is designed to minimize the scattered radiation from the treatment fields, and it is divided into 2 section. They are installed around the patient neck by attach from right and left sides. A shielding bridge for anti-room scattered radiation is utilized to place 2 sheets of 3 mm lead plates above the abdomen to setup three detectors under the lead sheets. Humanoid phantom is irradiated with the same treatment parameters, and with and without shielding devices using TLD, and ionization chambers with and without a build-up cap.

Results : The dose to the embryo/fetus without shielding was 3.20, 3.21, 1.44, 0.90 cGy at off-field distances of 30, 40, 50, and 60 cm. With shielding, the dose to embryo/fetus was reduced to 0.88, 0.60, 0.35, 0.25 cGy, and the ratio of the shielding effect varied from 70% to 80%. TLD results were 1.8, 1.2, 0.8, 1.2, and 0.8 cGy. The dose measured by the survey meter was 10.9 mR/h at the patient's surface of abdomen. The dose to the embryo/fetus was estimated to be about 1 cGy during the entire treatment.

Conclusion : According to the AAPM Report No 50 regarding the dose limit of the embryo/fetus during the pregnancy, the dose to the embryo/fetus with little risk is less than 5 cGy. Our measurements satisfy the recommended values. Our shielding technique was proven to be acceptable

Key words : Embryo/Fetus Dose, Pregnant Patient, Radiation Shielding

요약 - 목적 : 전뇌 방사선 치료를 받는 임신부의 태아가 받을 선량을 측정하고, 태아의 제한 선량을 적합하게 만족시키기 위한 방사선 차폐 구조물을 설계하고자 한다.

재료 및 방법 : 먼저 4개의 바퀴가 부착된 폭 0.9 m, 높이 1.55 m, 두께 3 cm의 납 차폐 벽을 이용하였다. 납 차폐 벽을 환자와 선형가속기의 갠트리 상부 사이에서, 치료 조사야 경계로부터 1 cm 정도 떨어진 부분에 설치하여, 선형가속기의 갠트리 상부에서 방출되는 누설방사선과, 방사선 조사야 경계부근의 산란 방사선을 효과적으로 차폐하도록 하였다. 환자의 조사야 내의 치료부위로부터 산란되어 전달되는 산란 방사선을 최소로 하기 위하여, 약 2 cm 두께의 세로 밴드(cerrobend)를 이용하여 특수한 구조의 목 차폐대(anti-patient scattering neck supporters)를 성형하였다. 목 차폐대는 목에서부터 어깨와 가슴 상부 전체를 포함하여 차폐할 수 있는 크기로 제작되었으며, 목 부분을 기준으로 두 개로 분리되어 설치 및 운반이 용이하게 제작되었다. 마지막으로 치료실 내부의 구조물에서 산란되어서 들어오는 누설 방사선이 태아에 도달하는 것을 최소한으로 하기 위하여, 환자의 흉부와 복부 전체를 덮어씌우기 위한 3 mm 두께의 납 판 2장을 이용하였으며, 납 판의 무게를 지지하기 위하여 특수하게 고안된 차폐용 교각구조물이 아크릴로 제작되었다.

차폐의 효과를 검증하기 위하여, 먼저 실제 치료상황과 같은 조건에서 인간형 팬텀과 전리함(ionization chamber), 열형광선량계(TLD)를 이용하여 방사선량을 측정하였다. 각 측정은 우선 차폐 구조물들이 있는 경우와 없는 경우 각각에 대하여 수행되었고, 각각의 경우는 다시 빌드업캡(build-up cap)이 있는 경우와 없는 경우로 분류하여 측정이 수행되었다. 실제 환자 치료 시에는 최종 검증을 위하여 차폐구조물을 설치한 후에 전리함과 서베이메터(Survey meter)를 이용하여 태아선량을 측정하였다.

결과 : 차폐 구조물들을 설치하지 않았을 경우, 조사야로부터 30 cm, 40 cm, 50 cm, 60 cm 떨어진 지점의 방사선량은 전리함의 경우 각각 3.20, 3.21, 1.44, 0.90 cGy로 측정되었다. 차폐 구조물들을 설치하였을 경우에는 각 지점의 방사선량은 0.88, 0.60, 0.35, 0.25 cGy로 감소하였으며, 감쇄효율은 약 70% ~ 80%로 계산되었다. 열형광선량계로 측정된 방사선량은 각각 1.8, 1.2, 0.8, 1.2, 0.8 (70 cm 거리) cGy로 측정되었으며, 환자의 복부 표면에서의 서베이메터를 이용한 측정량은 10.9 mR/h였다. 차폐구조물의 사용 시 전체 치료 동안에 태아선량은 약 1 cGy 정도로 평가되었다.

결론 : AAPM Report No.50의 자료에 따르면, 임신부의 방사선 치료 시 태아의 방사선 피폭선량은 5 cGy 이하일 경우에 방사선 피폭에 따른 태아의 위험이 거의 없는 것으로 제시되고 있다. 본원에서 차폐 구조물을 설치하였을 경우에 측정된 태아선량은 약 1 cGy로 측정되었고, 고안된 차폐구조물은 태아에 도달하는 방사선량을 감소시키기에 적합한 설계임이 입증되었다.

중심어 : 태아선량, 임신부 환자, 방사선 차폐

서 론

임산부 환자를 방사선으로 치료할 경우에는, 태아에 미치는 방사선량을 적합한 수준까지 낮추기 위하여 추가적인 방사선 차폐구조를 설계해야 한다. 태아에게 미치는 방사선량은 빔 에너지, 조사야 면적, 치료 부위, 치료 방사선 선량, 치료 시간 등의 여러 치료 계획에 관련된 인자들에 의하여 변화될 수 있다. 따라서 이러한 요소들을 총체적으로 고려하여 태아의 방사선량을 최소화 할 수

있는 수정된 치료 방법을 도입하는 일과, 추가적인 차폐 구조물을 설계하여 태아 선량을 감쇄시키는 일은 치료의 최적화와 태아의 보호라는 두 상반되는 목적을 모두 충족시키기 위한 매우 중요한 일이다.

본원에서는 유방암에서 두부로의 종양의 전이에 의한 전뇌 방사선 치료를 요구하는 임신 24주차인 37세의 임신부 환자가 발생하였다. 이를 치료

하기 위하여 본원에서는 6 MV의 광자선을 사용하여, 18 cm x 22 cm 크기의 조사야 면적에 전체 30 Gy의 방사선량을 전여 영역에 양측 분할로 조사하기로 결정하였다.

방사선 치료 시에는 기본적으로 누설방사선, 산란방사선 등의 다양한 방사선원이 파생되어 태아에게 도달할 가능성이 있다. 그러나 얼마나 많은 양이 도달하는지는 치료방법과 치료 환경에 따라 크게 달라질 수 있으며, 따라서 치료에 앞서 이러한 방사선원의 근원에 관한 조사와 정확한 방사선량의 팬텀 측량을 통한 적절한 차폐 구조체의 설계와 그 효과를 검증하는 것은 환자의 치료에 앞서 반드시 선행되어야 하는 사안이다. 따라서 본 연구에서는 태아에게 도달하는 방사선량을 최소한 5 cGy 이하로 낮추어 주기 위하여, 3가지의 차폐 구조물을 설계하였으며, 차폐물의 효과를 검증하기 위하여, 인간형 팬텀을 이용하여 차폐구조물의 유무에 따른 태아에 도달하는 방사선량의 차이를 측정하였다. 또한 실제 환자 치료 기간 동안에 생체내(in-vivo) 선량측정을 수행하여, 차폐구조물의 적합성과, 태아의 방사선 선량의 효과적인 감소 효과를 평가하였다.

재료 및 방법

1. 차폐 구조물의 설계

방사선 치료 시에 태아에게 까지 도달할 수 있는 방사선원은 다음과 같이 크게 4가지로 분류할 수 있다.

- (1) 선형 가속기 갠트리 상부를 통과하여, 외부로 나오는 누설방사선.
- (2) 선형 가속기 갠트리 상부 내의 조준기(collimator)나 혹은 빔 수정장치(Beam modifier)에 부딪혀 산란하여 태아에게 도달하는 산란방사선.
- (3) 선형가속기에서 환자로 조사되는 1차 치료 빔이 환자의 치료부위에 도달한 뒤에 컴프톤 산란 현상에 의하여 90도 산란하여 태아에게 도달하는 내부 산란 방사선.
- (4) 그 외에 선형가속기에서 나온 빔이 치료실 내부의 벽, 천정, 바닥, 테이블, 기타 여러 구조물 등에 산란되어 도달하는 치료실 산란 방사선.

본 임신부 환자의 치료 시에는 이러한 방사선

들이 태아에게 도달하는 것을 최대한 감쇄시키거나, 차단시키기 위하여 우선적으로 특수한 차폐벽(Fig 1)을 도입하였다.

차폐벽은 폭 90 cm, 높이 155 cm로서 충분히 넓으면서, 내부에 3 cm두께의 납판을 포함하고 있다.

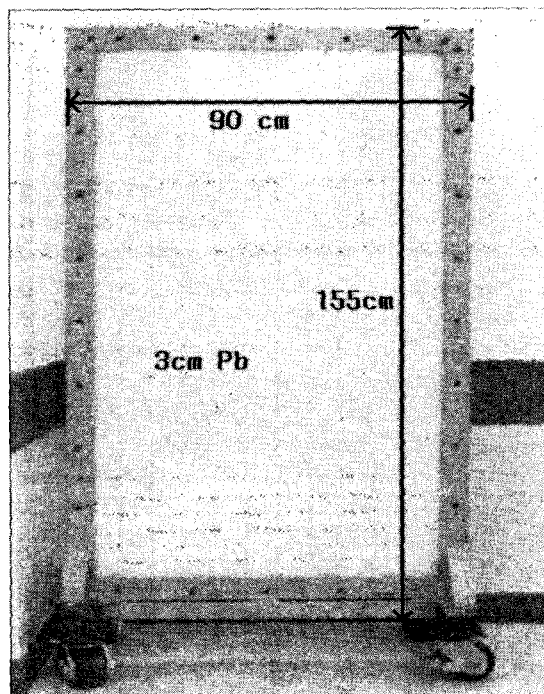


Fig. 1. Shielding Wall for attenuating radiation from gantry head.

따라서 무게는 약 80 kg으로 매우 무겁기 때문에, 차폐를 위한 이동을 용이하게 하기 위하여 차폐벽의 하단부에는 4개의 견고한 바퀴가 부착되어 있다. 갠트리 상부에서 누출되는 방사선의 에너지가 치료부위의 방사선의 에너지와 동일함을 고려할 때, 3 cm의 납벽은 누설 방사선량을 약 1/4로 감소시킬 수 있다. 또한 차폐벽의 폭과 높이가 충분히 넓기 때문에, 이는 환자의 몸 전체 영역을 선형가속기 갠트리 상부로부터 충분히 가릴 수 있으며, 따라서 갠트리 상부의 모든 누설 방사선으로부터 환자를 완벽히 차폐시킬 수 있다. 아울러 차폐벽을 환자와 갠트리 사이에서 빔이 조사되는 경계 면에 바짝 붙여 위치시킴으로써, 추가적으로 갠트리 상부 구조물 내의 빔 조준기나 혹은 MLC와 같은 빔 수정장치에 산란되어 태아에 도달하는 산란 방사선도 상당부분 차단이 가능하다.

다음으로 임신부의 흉부 및 복부에 도달할 수 있는 방사선원을 차폐하기 위하여, 세로벤드(cerrobend) 금속을 이용한 특수 형태의 목 차폐대(Fig 2)를 성형하였다. 목 차폐대의 경우는 세로벤드를 미리 고안된 성형 틀에 부어서 제작하였으며, 이는 가운데를 중심으로 두 부분으로 분리될 수 있기 때문에 환자의 목에 부착 및 탈착이 매우 용이하다. 또한 환자의 치료 부위에서 입사 빔이 컴프톤 산란을 거쳐 90도로 꺾이어서 오는

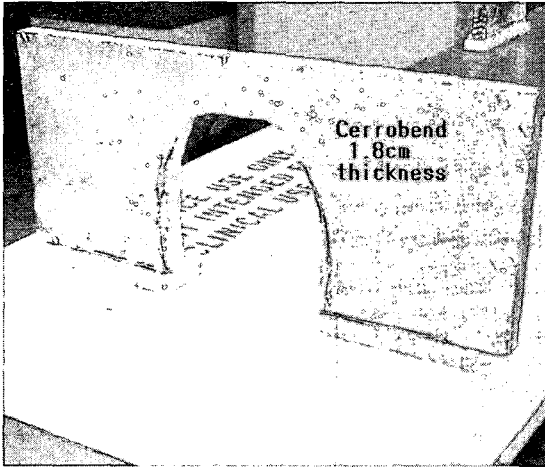


Fig. 2. Anti-patient scattering neck supporters.

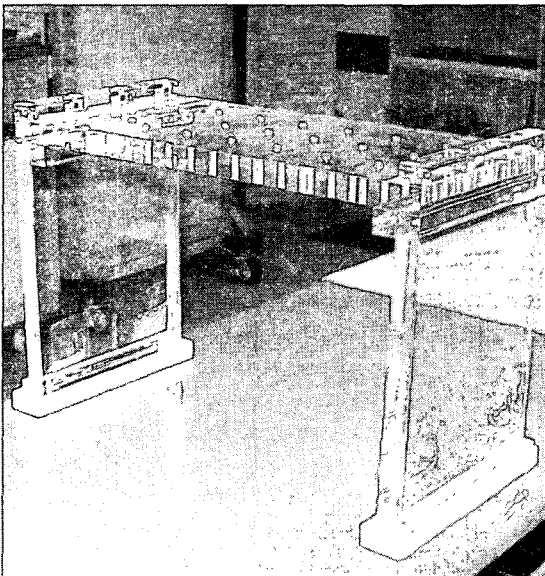


Fig. 3. Acrylic bridge for supporting Pb sheets.

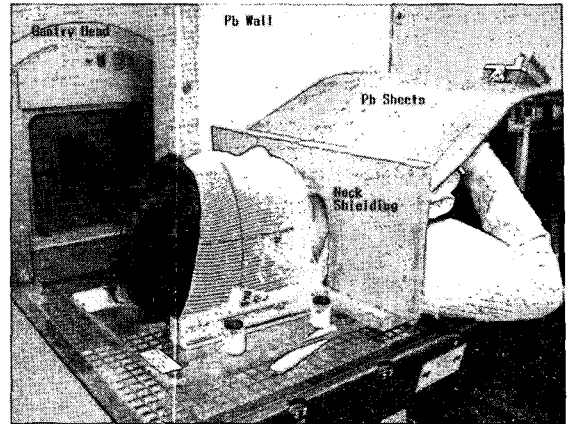


Fig. 4. Full shielding system.

내부 산란 방사선의 경우 그 에너지가 6 MV의 입사 빔에 대하여 약 512 keV 정도임을 감안할 때, 해당 에너지에서의 세로벤드의 HVL는 약 4.6 mm로 조사되었으며, 1.8 cm의 두께로 성형된 목 차폐대의 경우 이를 감안하면 내부 산란 방사선의 경우는 약 1/10 이하로 감소시키는 것이 가능하다. 아울러, 입사 빔의 조사 방향이 발산(divergence)되어 나가는 것을 고려할 때 목 차폐대는 치료부위 이외의 목이나 어깨에 도달할 가능성이 있는 입사 빔도 감쇄시킬 수 있다.

마지막으로 3 mm 두께의 2장의 납 시트가 환자의 흉부 및 복부 전체를 보호하기 위하여 사용되었다. 이는 충분히 넓은 폭이기 때문에, 환자의 흉부 및 복부 전체를 덮을 수 있으나, 해당 무게가 지나치게 무거워서 치료하는 동안에 환자에게 불필요한 납 시트의 무게로 인한 불편함을 야기할 수 있다. 따라서 이를 해결하기 위하여 아크릴을 이용한 특수 구조의 아크릴 지지대(Fig 3)가 제작되었다. 아크릴 지지대는 그림과 같이 교각 형태를 이루고 있으며, 환자의 흉부 및 복부 위에 설치되며, 이 위로 납 시트를 고정함으로써 납 시트의 무게를 충분히 지지함과 동시에 치료 중 납 시트가 미끄러지거나 움직이는 것을 방지하도록 설계되었다. 납 시트가 설치됨으로써, 방 전체의 구조물에 의하여 산란되어 태아에게 도달 가능한 치료실 산란방사선의 대부분을 감쇄시킬 수 있으며, 위에서 언급한 차폐벽이나 목 차폐대로 차폐가 되지 못한 여분의 방사선으로부터 태아를 차폐하는 것도 가능하다.

최종적으로 실제 환자의 전뇌 방사선 치료과정에서는 2개의 납 차폐벽이 우선 환자의 양측에 위치하게 되며, 목 차폐대가 환자의 목 부분에 단단히 고정되며, 마지막으로 아크릴 지지대가 환자

의 복부 위에 다리구조로 얹어지고, 그 위를 납 시트가 빈틈없이 씌워짐으로써, 대부분의 방사선들이 차폐, 혹은 감쇄 되도록 하였다(Fig 4).

2. 태아 방사선량의 실측

인간형 팬텀을 선형가속기 테이블 위에 설치한 후, 등 선량 중심 치료법을 적용하여, 6 MV 광자선으로 22 cm x 18 cm 의 조사야 크기에 처방 선량 3000 cGy를 조사하였다. 방사선량 측정 지점은 치료부위의 조사야 경계선으로부터 환자의 복부 방향으로 표면을 따라 30 cm, 40 cm, 50 cm, 60 cm 떨어진 부분으로 정의 하였다(Fig 5). 각 측정

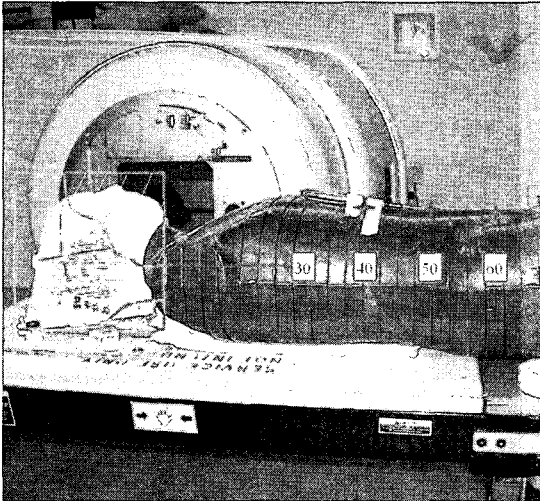


Fig. 5. The point of measurement with phantom.

은 위에서 언급한 차폐구조물을 설치하였을 경우와, 설치하지 않았을 경우 각각에 대하여 측정함으로써 우선 차폐구조물의 차폐효용성을 검증하였다. 각 측정은 다시 세분화 하여, 1.5 cm 두께의 빌드업 캡(Buildup cap)이 있는 경우와 없는 경우 각각을 나눠서 측정함으로써, 빌드업 캡(Buildup cap)의 유무에 따른 방사선량의 변화와, 도달하는 방사선의 성질도 개략적으로 평가하였다. 측정은 우선적으로 빌드업 캡 이 있는 조건과 없는 조건 각각에 대하여 전리함 측정기를 이용하였으며, 이후 서베이미터¹⁾를 이용하여 조사야 경계선으로부터 30 cm 떨어진 부분에서의 저 에너지 광자선에 의한 피폭선량(exposure dose)을 측정하였다. 또한

열형광선량계²⁾를 이용하여 각 측정지점의 선량 및, 조사야 경계로부터 70 cm 떨어진 부분까지 추가로 측정하여 방사선량을 재 확인 하였다.

실제 환자의 치료가 이루어지는 동안에는 위에서 언급한 모든 차폐 구조물이 설치되었다(Fig 4). 환자에게 방사선이 조사되는 동안에는 위의 팬텀에서 정의하였던 측정 지점들에 대하여 다시 전리함 측정기와 서베이미터를 이용한 측정을 수행하였다. 실제 환자 치료 준비 과정에서의 몇 가지 세팅 문제와 치료조건의 제약 사항으로 인하여 생기는 측정기의 설치 제한 때문에 방사선량의 측정 지점은 30 cm과 40 cm 지점으로만 제한하였다. 치료중의 서베이미터의 눈금은 치료실에 설치된 CCTV를 이용하여 치료빔이 나가는 동안에 제어실에서 실시간으로 확인 하였다.

결 과

전리함 측정기로 각 측정지점에서 측정한 결과는 Table 1과 Table 2를 통하여 정리하였다. 빌드업 캡을 사용하지 않는 경우를 보면, 3가지의 차폐 구조물을 사용하는 경우에는 사용하지 않는 경우에 비하여 측정된 방사선량이 20%~30% (이는 2장의 HVL과 같음)로 감소하였으며, 이는 조사야 경계선으로부터의 거리에는 무관한 것으로 분석되었다.

빌드업 캡을 사용할 경우에는 각 측정지점의 방사선량은 빌드업 캡을 사용하지 않았을 경우에 비하여 약간 더 낮은 선량을 보였다. 이는 해당 지점에 도달하는 방사선원의 빔 성질에 의한 것으로 추측되는데, 낮은 에너지의 방사선은 빌드업 캡 영역을 통과하면서 대부분 감쇄되는 반면에, 높은 에너지의 방사선원은 이를 통과하여 측정지점에 도달하면서 측정지점에서 빌드업 효과(Build-up effect)를 일으키기 때문에, 이러한 부분이 리딩의 감소를 보인한 것으로 해석된다.

결과적으로, 전리함 측정기로 측정한 복부에 도달하는 방사선량은 위의 세가지 차폐 구조물이 설치되었을 경우 모두 약 1 cGy 이하로 판단되었다.

1) Model: 5500, Far West Technology Inc. USA

2) TLD100, Reader: Harshaw Model 4000. Thermo Electron Corporation, USA

Table 1. Results of Measurement without Bolus.

WithoutBuildupCap	30cm	40cm	50cm	60cm
Phantom, without shielding (cGy)	3.20	3.21	1.44	0.9
Phantom, With shielding (cGy)	0.88	0.60	0.35	0.25
During Treatment, With shielding (cGy)	0.98	0.56	N/A	N/A
Attenuation Ratio (%)	27.5	18.7	24.3	27.8

Table 2. Results of Measurement with Bolus.

WithBuildupCap	30cm	40cm	50cm	60cm
Phantom, without shielding (cGy)	2.91	1.95	1.02	0.64
Phantom, With shielding (cGy)	0.91	0.5	0.29	0.2
During Treatment, With shielding (cGy)	1.2	0.47	N/A	N/A
Attenuation Ratio (%)	31.3	25.7	24.2	31.2

차폐 구조물이 설치되었을 경우에 열형광선량계 (TLD)로 측정된 결과는 조사야 경계선으로부터 거리가 30 cm, 40 cm, 50 cm, 60 cm, 70 cm 떨어진 측정지점의 경우 각각 1.8 cGy, 1.2 cGy, 0.8 cGy, 1.2 cGy, 0.8 cGy로 나타났다. 실제 태아가 임신 24주차에 자리잡는 위치를 고려할 때, 해당 지점은 약 50 cm 에서 60 cm 거리 부분이며, 따라서 이 경우의 측정된 선량 역시 약 1 cGy로 추정된다.

마지막으로 서베이미터로 방사선 빔이 조사되는 중간에 측정된 피폭선량은 10.9 mR/h로 나타났다. 만일 총 치료 시간을 고려한다면, 총 처방선량 3000 cGy (~3000 MU)를 조사하기 위하여 걸리는 시간은 약 5분이며, 따라서 5분 동안에 산란되어 오는 저 에너지 방사선에 의하여 발생하는 피폭 선량은 0.001 cGy정도로 계산되며, 이는 태아에 미치는 선량으로서는 무시할 수 있는 수준이었다. 아울러 이는 모든 차폐 구조물이 적용되었을 경우 실제 태아에게 도달하는 낮은 에너지의 산란 방사선은 거의 대부분 차폐가 되었다고 해석 할 수 있으며, 실제 측정된 약 1 cGy는 대부분 차폐 구조물에 의하여 감소되면서 통과하여 태아에게 도달하는 높은 에너지의 누설 방

선이 주를 이루는 것으로 볼 수 있다.

결과적으로 위의 3가지 차폐 구조물이 설치되었을 경우에, 3000 cGy의 전뇌 방사선 치료 동안에 태아에 도달하는 방사선량은 약 1 cGy로 판단된다.

고안 및 결론

태아에게 전달되는 방사선량을 세부적으로 분류하면 선형가속기 갠트리 상부를 통과하여 외부로 나오는 누설방사선과, 갠트리 상부 내의 조준기(collimator)나 혹은 MLC 등의 빔 수정 장비를 통하여 투과 및 산란되어 치료부위 이외의 부분에 도달하는 산란 방사선과, 조사야 영역내의 치료 타겟에서 콤프톤 산란 현상에 의하여 90도로 꺾여서 태아에게 전달되는 내부 산란 방사선, 그리고 치료실 방 구조물(예: 벽, 바닥, 테이블 등)에서 산란되어 환자의 몸에 도달하는 치료실 산란 방사선으로 구분할 수 있다. 이중 갠트리 상부 누설 방사선과 갠트리 상부의 여러 구조물로부터 산란되어 도달하는 방사선이 실제 전체 방사선의 약 절반 이상을 차지할 수 있으며, 누설방사선의 경우는 산란 방사선에 비하여, 빔 조준기의 각도에 따라 크게 약 2배까지 커질 수 있다고 알려져 있다[1]. 또한 갠트리 상부의 누설 방사선의 경우는 환자의 치료부위에서 먼 거리에 있는 부분에 도달하는 전체 방사선량의 대부분을 차지하며, 갠트리 상부 산란 방사선량은 만일 조사하고자 하는 부분이 입사 빔이 도달하는 조사야 경계의 바로 근처일 경우 전체 주변 방사선량의 최대 40% 까지 기여하는 것으로 알려져 있다[2]. 그러나 한편으로는 갠트리 상부에서의 산란 방사선이 치료 기계에 따라 전체 주변 방사선의 대부분을 차지할 수도 있다는 보고도 있다[3]. 따라서 이러한 모든 방사선량들은 치료 환경이나 사용하는 기계들의 구조나 선택한 치료 주변 장치들에 따라 크게 달라질 수 있기 때문에, 이들을 각각 나누어서 차폐효과를 고려하는 것은 좋은 방법이 아니다. 쉽고 빠르게 설계하고 임상에 적용하기 위한 차폐 구조물의 제작을 위하여, 이들을 크게 통합하여 선형가속기 갠트리 상부로부터 도달하는 전체 누설 및 산란 방사선과, 치료부위 내부 조직에서의 콤프톤산란 현상에 의하여 꺾여서 도달하는 내부 산란 방사선, 마지막으로 기타 치료환경(치료실의 각종 설비 등)의 영향으로 인한 치료실 산란 방사선으로 구분하여 차폐체를 제작 하는

것이 유용하다.

선형 가속기의 갠트리 상부의 전체 누설 방사선은 조사야의 경계로부터 약 30 cm 정도 떨어진 지점에 대하여 일차 방사선 빔 선량의 약 0.1 % 정도이며, 이는 빔의 에너지, 일정 크기 이상의 조사야 면적, 치료 부위의 깊이에 크게 영향을 받지 않는 것으로 알려져 있다[4]. 따라서 치료부위에 3000 cGy의 방사선량이 조사 될 경우에, 이는 태아에 약 3 cGy의 방사선량을 전달 할 것으로 예상된다.

전뇌 방사선 치료 시에, 치료 부위인 두부 내에서 90도로 산란되어 전달되는 방사선의 에너지는 6 MV의 입사 빔일 경우 약 512 keV이며, 산란 방사선량의 비율은 20 cm x 20 cm 조사야 크기의 치료 부위에서 1 m 떨어진 거리일 경우 치료부위의 최고 선량의 약 0.6×10^{-3} 정도가 도달하는 것으로 알려져 있다[5]. 양측 분할 조사시의 심부 선량 백분율곡선(Percent Depth Dose)상의 중심선량과 최고 선량 지점과의 관계와, 두부에서 복부까지의 50 cm 정도의 거리를 감안한다면, 본 치료의 경우 3000 cGy의 선량이 조사될 경우 태아선량은 약 8 cGy 정도로 예상된다. 그러나 실질적으로 조사야의 크기가 다르며, 팬텀이 아닌 인체의 기하학적 구조가 적용됨을 고려하고, 또한 제시된 자료가 공기중의 피폭 선량(exposure dose)을 기준으로 한 데이터임을 감안하면, 실질적으로는 더 적은 양이 도달할

것이다. 그러나 그 양을 이론적으로 계산해 내는 것 보다는 실측을 통하여 효율적인 산란 및 누설방사선의 차폐를 유도하는 것이 현실적으로 적합하다.

마지막으로 치료실 산란 방사선의 경우는 치료 환경에 따라 가장 크게 영향을 받기 때문에 해당 방사선의 속성을 정량적으로 분석하는 것은 그 효용가치가 없다. 단 산란 방사선의 속성을 고려할 때, 그 에너지가 매우 낮을 것으로 예상되기 때문에, 환자의 몸 전체를 빈틈없이 차폐할 수 있는 납 시트와 같은 차폐체를 이용하는 것은 효과적인 방법이라 할 수 있다.

AAPM Report No 50에 따르면, 방사선에 의하여 발생하는 태아의 위험 양상은 크게 8개의 카테고리 분류되며, 임신 기간에 따라서 각 위험 양상의 정도는 크게 변화한다고 보고되고 있다 [6]. 각 카테고리 별 위험도는 Table 3에 제시되었다. 자료에 따르면, 태아에 미치는 여러 위험 인자들은 마지막의 Malignant disease의 경우를 제외하고 각각 고유 문턱 선량(threshold dose)을 가지며, Malignant disease 인자는 아무리 작은 선량의 경우라도 해당 유발의 가능성을 가지고 있는 것으로 보고되었다.

본원에서 치료했던 임신 24주차 환자의 경우에는 임신기간의 분류상 mid-fetal에 해당하며, 이 시기에는 모든 위험 양상 인자들이 그렇게 치명적이지는 않은 기간에 해당한다. 비록 정상적인

Table 3. Risk Associated with Irradiation During Fetal Development.

	Preimplantation	Organogenesis	Earlyfetal	Midfetal	Latefetal
Postconception Time (week)	0 to 1	2 to 7	8 to 15	16 to 25	>25
Effect					
-Lethality	+++	+	+	-	-
-Gross malformation	-	+++	+	+	-
-Growth retardation	-	+++	++	+	+
-Mental retardation	-	-	+++	+	-
-Sterility	-	+	++	+	+
-Cataracts	-	+	+	+	+
-Other neuropathology	-	+++	+	+	+
-Malignant disease	-	+	+	+	+

Table 4. Summary of Risk as Function of Dose.

Dose(Gy)	Risk
<0.05	Little risk of damage
0.05~0.10	Risk uncertain
0.10~0.50	Significant risk of damage during first trimester
0.50>	High risk of damage during all trimester

- From M. Stovall, C. R. Blackwell et al., "Fetal Dose from Radiotherapy with Photon Beams", AAPM, Medical Physics Vol. 22, 1995

여성 근로자의 제한선량 자료에 따르면 이 임신 기간 동안에 태아에게 부정적인 효과를 끼칠 만한 최소한의 제한 선량은 0.5 cGy 이하이긴 하지만, 이는 암의 치료를 고려해야 하는 특수 상황이 아님을 감안해야 하며, 결국 암의 치료와 태아의 보호를 모두 고려하여 태아선량을 이에 근접한 가능한 한 최대한 낮게 조치를 취해주는 것이 현실적으로 적합하다. Table 4 에서는 임신부의 방사선 치료 시에, 전체 임신 기간을 모두 고려할 경우의 각 태아 선량에 따른 위험도를 제시하고 있다. 이 자료에 따르면 방사선 치료 환자의 경우 5 cGy 이하의 선량이 태아에 도달 할 경우 태아에게 미치는 부정적인 영향은 거의 없는 것으로 나타나고 있다. 물론 이는 통계적인 근거로 나온 수치임을 감안해야 하며, 또한 좀 더 구체적인 Table 3에서 제시된 자료를 고려할 때 결국 Malignant disease에 의한 종양의 유발 확률을 최소한으로 줄일 필요성이 있기 때문에 실제 태아

선량은 가능한 더 낮게 조치하여 주는 것이 적합할 것이다. 본원의 환자의 경우에는 적절한 차폐 구조물의 설치로 약 1 cGy 정도의 태아 선량이 측정되었다. 이는 AAPM Report No 50에서 제시한 태아 제한 선량을 충분히 만족시키고 있으며, 따라서 전뇌 방사선 치료 환자의 치료 시 태아를 방사선으로부터 보호하기에 충분한 차폐 설계라고 결론 내릴 수 있다.

Reference

1. Fraass BA and Geijn J. Peripheral dose from megavolt beams. *Med. Phys.* 1983;10:809-818.
2. Kase KR, Svenson GK, Wolbarst AB, and Marks MA. Measurement of dose from secondary radiation outside a treatment field. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1983;9:1177-1183.
3. Greene D, Karup PGG, Sims C, and Taylor RJ. Dose levels outside radiotherapy beams. *Br. J. Radiol.* 1985;58:453-456.
4. Stovall M, Blackwell CR et al. Fetal Dose from Radiotherapy with Photon Beams. AAPM, Medical Physics 1995;22:64-65.
5. Khan FM. The physics of radiation therapy. 3rd, Lippincott Williams & Wilkins, 2003:410-411.
6. Stovall M, Blackwell CR, et al., Fetal Dose from Radiotherapy with Photon Beams. AAPM, Medical Physics 1995;22:76-78.