

## 임산부의 방사선치료 시 태아선량 평가

서울대학교병원 방사선종양학과

정치훈 · 김찬용 · 김보겸 · 서석진 · 유숙현 · 박흥득

**목 적:** 임산부의 방사선치료시 태아에 조사되는 선량을 알아보고, 임상에 적용가능한 간단한 차폐방법을 적용하여 태아선량이 감소되는 정도를 평가하고자 한다.

**대상 및 방법:** 본원에 내원한 임신 24주째인 뇌전이 환자를 대상으로 전뇌 방사선치료를 시행하는 동안 태아에 조사되는 선량을 인체 팬텀(Anderson Rando Phantom, Alderson Research Laboratories Inc., USA)을 사용하여 평가하였다. 환자에 대한 치료처방은 일일선량 300 cGy, 10회, 총선량 3000 cGy, 그리고 치료조건은 에너지 6 MV, 조사야크기 18x22 cm<sup>2</sup>이었다. 선량평가는 환자 치료조건과 동일한 상태로 조사야 하단에서 각각 30, 40, 50, 60 cm에서 전리함(TN30013, 0.6 cc Farmer type chamber, PTW Unidos, Germany)을 사용하여 측정하였고, 다음은 환자치료조건과 동일하지만 본원에서 고안한 추가 차폐방법(shielding wall, neck supporter, Pb sheets, acrylic bridge)을 이용하여 태아를 차폐한 다음 위의 측정점과 동일한 위치에서 측정하여 그 차폐효과를 비교 평가 하였다. 또한 추가 차폐한 상태에서 열형광선량계(4000, Harshaw, Solon Technologies Inc., USA)를 사용하여 30, 40, 50, 60, 70 cm 지점에서 측정하여 전리함 측정값과 비교 분석하였다.

**결 과:** 전리함을 이용하여 측정한 결과 환자가 총선량 3,000 cGy를 받는 동안 태아에 조사될 수 있는 선량은, 추가 차폐가 없는 경우 조사야 하단 30, 40, 50, 60 cm에서 각각 3.20, 3.21, 1.44, 0.90 cGy, 추가 차폐가 있는 경우 0.88, 0.60, 0.35, 0.25 cGy로 추가 차폐를 하였을 경우 하지 않았을 경우보다 약 70~80%의 차폐효과를 얻을 수 있었다. 그리고 열형광선량계 측정결과는 1.8, 1.2, 0.8, 1.2, 0.8 (70 cm) cGy로 나타났다. 이로서 태아가 전 치료 과정중 받을 수 있는 총선량은 1 cGy 이하로 측정되었다.

**결 론:** 임산부의 방사선치료가 필수적으로 요구될 경우 고려되어야 할 가장 중요한 인자는 태아선량의 최소화가 될 것이다. 방사선장애의 역치선량이 10~20 cGy인 것을 감안하면 상기 방법에 의한 임산부의 방사선치료는 이러한 목적에 부합될 뿐만 아니라 사용방법 또한 비교적 용이하다고 생각된다.

**핵심용어:** 태아선량, 추가차폐, 임산부

### 서 론

임산부의 방사선치료시 주안점은 산모의 치료라는 “이득”과 태아의 방사선피폭에 따른 “위험”을 적절이 조절하는 것이라 할 수 있다. 그중에도 태아의 피폭선량에 따른 부작용은 특히 더 고려되어야 하는데 그 부작용으로는 기형발생, 태아사망, 유아기의 발암 등이 있을 수 있다.<sup>1,2)</sup> 이와 같이 태아가 방사선에 특히 민감한 것은 태아의 빠른 세포성장 때문이다.<sup>1)</sup> 임산부의 방사선치료시 태아선량을 평가하는데 참고되는 주요 고려인자는 크게 두 가지로 볼 수 있다.<sup>1)</sup> 첫째, “임신단계”로서 다음과 같이 3단계로 나뉜다. 1) 착상전기(0

~2주), 2) 주요기관형성기(3~8주), 3) 태아성장기(9주~출생)로서 각 단계별 방사선에 의한 영향으로는 1) 착상실패, 2) 기형발생, 3) 성장지연 등이 나타날 수 있다. 둘째, 태아가 받은 “피폭선량”이다. 피폭선량이 1) 10 cGy 이하일 경우에는 기형 또는 태아사망 등의 특이증상 발생이 없으며, 2) 10~20 cGy에서는 약간의 기형위험이 동반되어 이 선량 값을 방사선영향의 ‘역치선량(threshold dose)’으로 볼 수 있다. 3) 20~50 cGy에서는 임신단계에 따라 효과가 다양하게 나타나는데 특히 8~15주에서는 지능지수저하를 초래한다. 4) 50 cGy 이상의 피폭은 고위험도의 성장장애 및 중추신경계장애가 발생 한다.<sup>1)</sup>

임산부의 외부방사선치료시 태아에 영향을 줄 수 있는 방사선원으로는 조사야 밖 주변부 선량(Peripheral Dose)이다. 이 주변부 선량의 원인이 되는 선원으로는 크게 3가지가되는데 그것은 첫째, 치료기헤드에서 나오는 누설방사선(leakage

이 논문은 2006년 12월 15일 접수하여 2007년 2월 2일 채택되었음.  
책임저자 : 정치훈, 서울대학교병원 방사선종양학과  
Tel: 02)2072-2527, Fax: 02)741-4755  
E-mail: jch5726@hanmail.net

radiation), 둘째, 조사야 내 체내에서 발생하는 산란선, 셋째, 콜리메터, 차폐블럭, 보상체 및 치료실내 산란선이다.<sup>2,4)</sup> 그리고 고에너지(>10 MV) 광자선의 경우에는 치료기헤드나 환자체내에서 발생하는 중성자선 또한 고려대상이 된다.<sup>2,5)</sup> 주변부 선량의 분포는 에너지, 조사야크기, 깊이, 거리 등에 따라 변하는데 그중 가장 영향이 큰 것은 조사야로부터의 거리(distance from field edge)이고 나머지는 영향이 미미하다.<sup>2,5)</sup> 일반적으로 주변부 선량은 조사야 내 중심의 최대선량에 대해 조사야로부터 10 cm 거리에서 1%, 30 cm 거리에서 0.1%의 선량분포를 나타낸다.<sup>2)</sup> 그리고 조사야로부터 거리에 따라 각각 주변부 선량에 기여하는 정도는 다음과 같다. 1) 조사야로부터 10 cm 이내에서는 콜리메터 산란선과 체내발생 산란선이 주를 이루고, 2) 10~20 cm에서는 체내산란선이 주를 이루고 헤드 누설방사선과 콜리메터 산란선이 약간 기여한다. 3) 약 30 cm 지점에서는 헤드 누설방사선과 체내산란선이 동등하게 기여하고, 4) 30 cm 이상의 영역에서는 헤드누설방사선이 주요하게 주변부 선량을 이루고 있다.<sup>2)</sup>

이상과 같이 임신부의 방사선치료시 태아에 대한 방사선의 영향과 그 영향을 주는 방사선원에 대해 알아보았는데 임신부를 방사선치료 함에 있어 태아선량을 완전히 제거하는 것은 현실적으로 불가능하므로 할 수 있는 한 최소의 선량이 되도록 치료계획을 수립 하는 것이 중요하다 할 것이다. 이에 본원에서는 임신 24주째인 뇌전이 환자의 전뇌조사를 시행함에 있어 태아에 미치는 태아선량을 줄이기 위해 상기 언급된 태아에 미치는 방사선원을 효과적으로 줄일 수 있는 간단하면서도 실용적인 추가차폐방법을 고안하여 치료에 적용

하기 전에 인체 팬텀을 이용하여 측정하였고, 또한 실제 치료시에도 같은 방법으로 측정하여 비교하였기에 그 차폐방법과 결과를 보고하고자 한다.

## 대상 및 방법

### 1. 대상 및 장비

#### 1) 대상

본원에 유방암을 원발로 하여 뇌전이가 된 환자가 임신 24주째인 상태로 내원하였다. 이에 본원에서는 전뇌 방사선치료를 시행하기로 환자의 동의하에 결정하였기에 방사선치료를 시행하기 전에 전 치료과정 동안 태아에 조사될 수 있는 선량을 인체 팬텀(Anderson Rando Phantom, Alderson Research Laboratories Inc., USA)을 사용하여 평가하였다. 그리고 실제 치료 과정 중에도 비교 측정해 보았다.

#### 2) 장비

방사선치료기(Clinac 21EX, Varian, USA)의 6 MV 광자선을 사용하여 측정 및 치료하였고, 측정 장비는 전리함(TN30013, 0.6cc Farmer type chamber, PTW Unidos, Germany), 전리계(PTW Unidos, Germany), 열형광선량계 시스템(4000, Harshaw, Solon Technologies Inc., USA)을 사용하였다. 실제 치료 전 가상의 치료상태를 구현하여 측정하기 위해 인체 팬텀을 사용하였다. 환자(patient or phantom)와 치료기헤드 사이에 위치시켜 태아선량을 감소시킬 목적으로 Shielding Wall (Pb 3 cm, 90×155 cm)을 제작하여 사용하였다(Fig. 1). 또한 납합금(Cerrobend, Lipowitz metal, USA)을 이용하여 Neck supporter를 제작하여 체내산란선의 영향을 감소시키는데 사용하였다(Fig. 2). Acrylic bridge는 환자의 흉부와 복부를 납판으로 차폐하기 위한 거치대로 사용되었

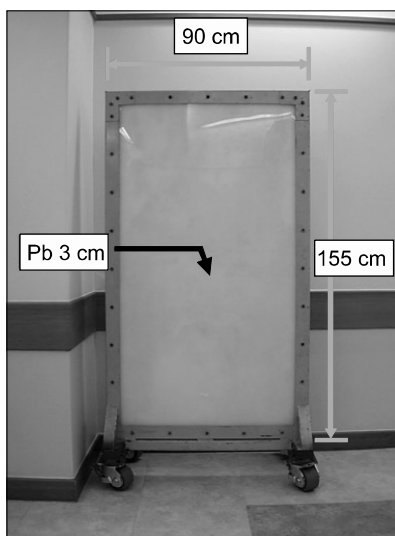


Fig. 1. Photograph of a shielding wall.



Fig. 2. Photograph of a neck supporter.

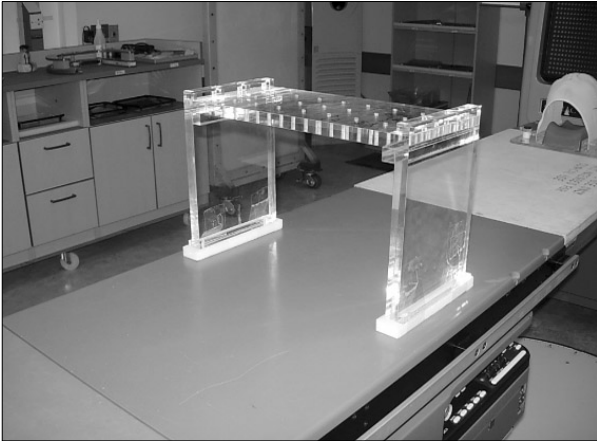


Fig. 3. Photograph of a acrylic bridge.



Fig. 5. Photograph of Ion chamber set-up with bolus.

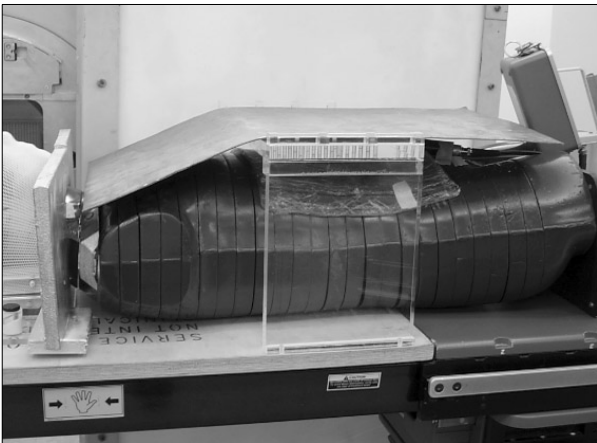


Fig. 4. Photograph demonstrating phantom set-up with Pb sheets on the acrylic bridge.



Fig. 6. Photograph of Ion chamber set-up without bolus.

다(Fig. 3, 4). 전리함 측정시 측정환경을 체내와 유사하게 만들기 위해 볼루스(bolus) 2 cm을 사용하였다(Fig. 5).

## 2. 측정방법

측정은 팬텀을 이용한 간접 측정과 치료시 직접 측정으로 나누어 시행하였다. 팬텀을 이용한 간접 측정시에는 본원에서 제작한 추가차폐체(shielding wall, neck supporter, pb sheets)를 적용한 경우와 적용하지 않은 경우로 나누어 측정하였고, 이때 전리함에 Build-up cap를 사용하였고, 또한 전리함의 조건을 체내 태아와 유사한 환경을 만들기 위해 2 cm의 볼루스를 전리함위에 덮은 것과 덮지 않은 것으로 나누어 비교 측정 하였다(Fig. 5, 6). 치료시 직접 측정시에는 추가차폐를 적용한 경우만 측정하여 팬텀측정치와 비교하였다. 직접 측정시 또한 볼루스 유무를 나누어 비교 측정하였

다. 측정은 치료시 조건과 동일하게 구현하였으며 6 MV, 조사야크기 22×18 cm<sup>2</sup>, 다엽콜리메터(MLC)를 사용하였다(Fig. 7).

### 1) 인체 팬텀을 이용한 간접 측정

(1) 태아선량감소를 위한 추가차폐방법: 추가차폐에 사용된 것은 크게 3가지이다. 첫째, Shielding wall로서 강철프레임(steel frame)에 3 cm의 납판이 내장되었고 표면은 아크릴로 마감되었다(Fig. 1). 크기는 90 cm×155 cm이고 이동을 위해 바퀴를 부착하였다. 치료기 헤드와 환자 사이에 위치시켜 치료기 헤드 누설방사선 및 헤드에서 발생하는 산란선을 차폐하는 역할을 하게 된다(Fig. 9).<sup>6)</sup> 치료기 헤드에서 발생하는 누설선의 최대에너지는 일차선(primary ray)의 최대에너지와 동일하게 제작된 Shielding wall의 차폐력을 알아보기 위해 일차선을 이용하여 측정하였는데 약 70%의 일차선이

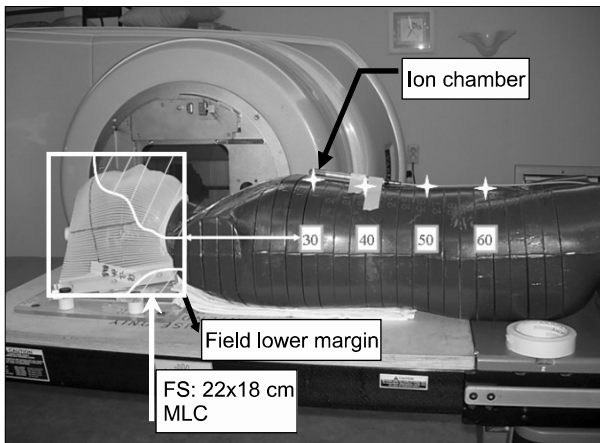


Fig. 7. Measurement points of ion chamber and set-up parameter.

차폐되는 것으로 나타났다. 물론 차폐력을 최대한 높이는 것도 중요하겠지만 그만큼의 효과를 거두려면 제작상의 문제라든가 무게가 늘어나 사용상의 문제가 될 것이므로 이 정도의 크기와 두께가 적절하다고 생각된다. 둘째, Neck supporter로서 납합금(cerrobend)을 사용하여 제작하였으며 두께는 1.8 cm이고 두 조각으로 분리하여 제작되어 설치시 환자의 목 부위 양쪽에서 설치할 수 있다(Fig. 2, 8). 조사야 내 및 콜리메이터에서 발생된 산란선을 차폐하는 역할을 한다.<sup>6)</sup> 태아에 영향을 미치는 산란선은 주로 일차선에 대해서 90° 정도의 각을 이루는 측방산란선인데 메가볼테지(MV)급의 광자선에서 측방산란선의 최대 에너지는 511 KeV이다.<sup>7)</sup> 이 정도의 에너지를 갖는 광자선을 차폐하는데 납 밀도의 약 80%를 유지하는 납합금 1.8 cm는 충분하다고 여겨지고 너무 얇으면 제작 및 관리상의 어려움이 예상되어 납합금 1.8 cm를 적용하였다. 그리고 셋째, 납판 및 거치대로서 환자의 흉부 및 복부를 차폐하는데 거치대는 아크릴로 제작되었고 납판은 3 mm 두께(총 6 mm)를 사용하였다(Fig. 3, 4). 치료실내에서 발생된 산란선을 차폐하는 역할로 사용되어 졌다. 치료실내의 산란선은 일차선이 반대편 치료실 벽에서 산란되어 발생하는 것이 주를 이루며 이때의 최대에너지는 255 KeV로서<sup>7)</sup> 이를 차폐하는데는 납 6 mm로 충분하다.

(2) 전리함(ion chamber)을 이용한 측정: 측정은 추가차폐 없는 경우와 추가 차폐를 한 경우를 나누어 측정하였다. 또한 각각의 경우 볼루스 사용 전후의 선량을 측정하여 비교하였다. 측정점은 조사야 하단에서 30, 40, 50, 그리고 60 cm에서 각각 시행하였다(Fig. 7). 상기 측정점은 금번 치료대상인 임신 24주째의 산모내에서 태아위치를 파악하여<sup>2)</sup> 태아전신이 충분히 포함되게 측정점을 잡은 것이다. 측정값의 안정을 위해 각 측정시 마다 600 MU를 조사 후 미리 준비한 교정계수

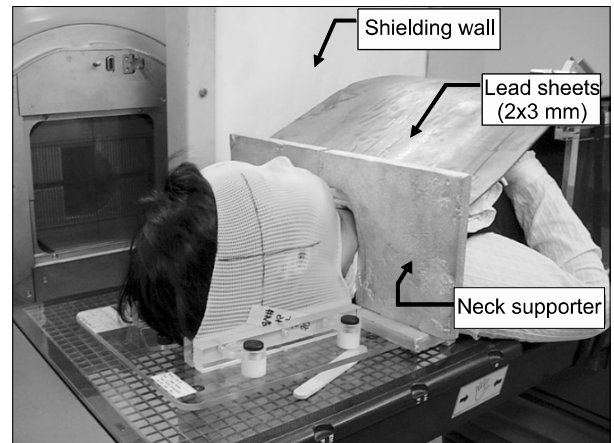


Fig. 8. Additional shielding to reduce the fetal dose.

(calibration factor)를 이용하여 전체처방선량 3,000 cGy가 환자에 조사되는 조건인 3,240 MU에 대한 선량으로 환산 하였다.

(3) 열형광선량계(TLD)를 이용한 측정: 열형광선량계를 이용한 측정은 추가 차폐한 상태에서만 측정하였는데 측정점은 조사야 하단에서 30, 40, 50, 60, 그리고 70 cm에서 각각 시행하였다. 측정값의 안정성과 신뢰성을 확보하기 위하여 총 치료 과정 중 조사하는 MU값의 절반에 해당하는 1620MU를 조사하여 선량값을 구하였다.

### 2) 치료시 직접 측정

(1) 전리함을 이용한 측정: 추가 차폐를 실시한 상태에서 치료를 시행하였는데 이때 조사야 하단 30, 40 cm 지점에서 직접 측정하였다. 이때 볼루스 유무의 차이를 비교 측정하였다.

## 결 과

### 1. 전리함 측정결과

#### 1) 볼루스를 사용하지 않은 경우

전체 처방선량 3,000 cGy가 환자에 조사될 때 조사야 하단 30, 40, 50, 60 cm 지점에서 각각 추가 차폐가 없는 상태에서 팬텀 측정치는 3.20, 3.21, 1.44, 0.9 cGy로 나타났다. 이는 일반적인 주변부 선량(PD) 분포에 해당하는 30 cm 지점에서 3,000 cGy의 0.1%인 3 cGy로서 적정선량 분포로 볼 수 있다.<sup>2)</sup> 환자에 대한 추가 차폐가 있는 경우 팬텀 측정치는 0.88, 0.60, 0.35, 0.25 cGy로 추가 차폐에 의해 약 70~80%의 선량감소 효과를 보여주고 있다. 추가 차폐하여 치료시 직접 측정치는 30, 40 cm 지점에서 0.98, 0.56 cGy로 측정되어 팬텀 측정치와 유사하게 측정돼 팬텀 측정치의 신뢰성을 얻을 수 있었다(Fig. 9).

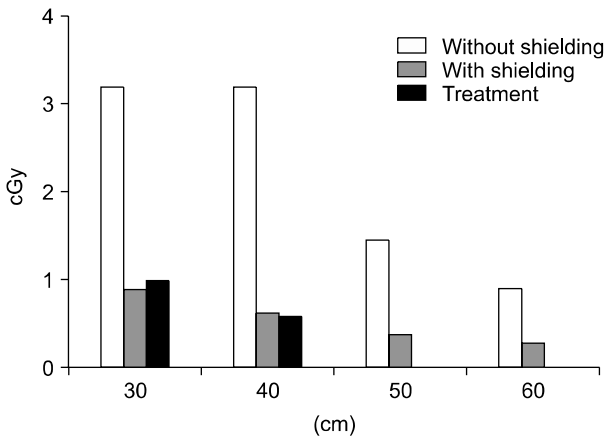


Fig. 9. Results of ion chamber without bolus.

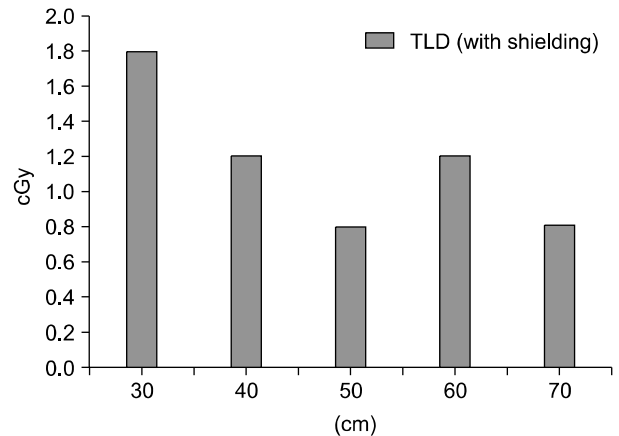


Fig. 11. Results of TLD measurement.

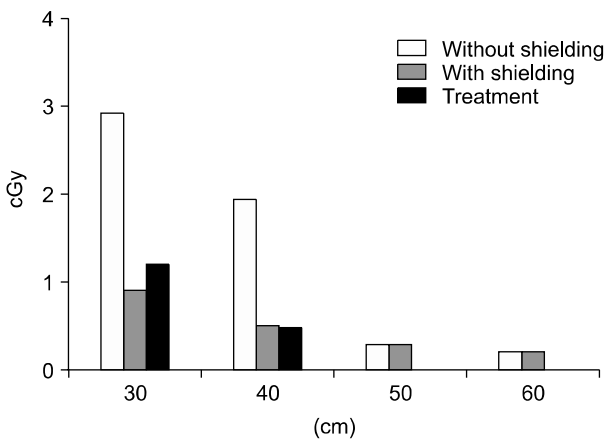


Fig. 10. Results of ion chamber with bolus.

## 2. 열형광선량계 측정결과

열형광선량계 측정은 추가 차폐한 상태에서 팬텀으로만 측정하였는데 조사야 하단으로부터 30, 40, 50, 60, 그리고 70 cm 지점에서 각각 1.8, 1.2, 0.8, 1.2, 0.8 cGy로 측정되었다. 전리함의 측정값과 차이를 보이긴 하지만 열형광선량계의 측정오차를 감안하면 총선량 대비 큰 차이를 나타내지 않고 있다(Fig. 11).

최종적으로 임산부에 대한 전뇌조사로 3,000 cGy가 조사되는 전 치료 과정 중 실제 치료시 태아가 받을 수 있는 선량은 본원에서 자체 제작한 추가 차폐를 실시할 경우 약 1 cGy 이하가 되는 것으로 측정되었다.

## 고찰 및 결론

지금까지 알려진 많은 문헌들에 따르면 태아의 선량한도를 10 cGy 이하로 규정하고 있다.<sup>5,8)</sup> 그리고 10~20 cGy의 선량 값을 방사선영향의 ‘역치선량’으로 알려져 있다.<sup>1)</sup> 상기 결과에서 나타난바와 같이 본원에서 제작한 추가차폐체를 이용한 임산부의 치료시 태아에 부여되는 선량은 최대 약 1 cGy로 나타났다. 물론 추가 차폐를 실시하지 않은 상태에서도 역치 선량보다 적은 최대 약 3 cGy의 태아선량을 보여주지만 추가 차폐에 의해 획기적인 선량감소(70~80%)를 얻을 수 있었다. 이러한 선량감소는 ‘가능한 한 최대한 방사선 피폭을 줄여야 한다’는 대명제인 ALARA(As Low As Reasonably Achievable)원칙을 생각할 때 바람직한 효과라 사료된다.

태아에 영향을 미치는 주변부선량은 조사야로부터의 거리에 절대적인 영향을 미치는 것으로 볼 때 치료부위가 태아로부터 멀리 떨어진 두부(Brain)라는 요인 또한 태아선량감소

### 2) 볼루스를 사용한 경우

조사야 하단으로부터 30, 40, 50, 60 cm 지점에서 추가 차폐 없는 상태에서의 팬텀 측정치는 각각 2.91, 1.95, 0.29, 0.20 cGy 이었고, 추가 차폐한 상태에서는 각각 0.91, 0.50, 0.29, 0.20 cGy로 나타났다. 추가 차폐하여 치료시 직접측정치는 30, 40 cm 지점에서 1.20, 0.47 cGy로 측정되었다(Fig. 10). 이상과 같이 볼루스를 사용하며 추가차폐가 없을 경우에는 선량감약이 크게 나타나는데 그 정도는 조사야에서 멀어질수록 크게 나타나고 있다. 이는 볼루스에 의해 저에너지가 많이 흡수되어 나타나는 현상으로 생각되어진다. 그러나 추가차폐를 하였을 경우에는 선량감약 효과가 미미하게 나타나고 있는데, 이는 추가차폐로 대부분의 저에너지가 이미 차폐된 것으로 추정된다. 그러므로 추가차폐시에는 체내와 외라는 측정 위치의에 따른 영향이 미미할 것으로 여겨진다.

의 주요한 인자가 될 것이다.<sup>5)</sup> 또한 본 치료에 사용된 에너지가 상대적으로 저에너지에 해당하는 6 MV라는 것도 고에너지(>10 MV)에 비하여 헤드누설선 및 산란선 발생을 줄여 태아선량을 감소시키는 요인이 될 것이다.<sup>5)</sup> 그리고 다엽콜리메터(MLC)의 사용은 콜리메터 투과선량에 의한 주변부 선량기여에 감소효과를 주어 태아선량 감소에 영향을 미치기도 한다.<sup>3,9)</sup> 치료기의 가속관 구조 또한 누설선 및 산란선 발생에 영향을 미치는데 고에너지 기기에 주로 사용되는 굴곡(bending)이 필요하고 길이가 긴 가속관은 상대적으로 굴곡이 필요 없고 짧은 저에너지 전용기기에 비하여 누설선 및 산란선 발생량이 많다.<sup>5)</sup> 그런데 본 치료에 사용된 치료기가 굴곡이 필요한 가속관을 가진 기기였는데 만약 가속관의 굴곡이 없고 짧은 저에너지전용 기기였다면 상기 결과치보다 상대적으로 적은 선량이 검출 되었을 것이다. 이상으로 볼 때 태아선량을 최소화하기 위해서는 조사야로부터 태아를 최대한 멀리 하거나 가속관이 짧은 저에너지 전용 치료기로 저에너지 및 다엽콜리메터를 사용하여 치료하는 것이 유리할 것이다. 그러나 거리나 치료기의 선택에 제한이 따를 경우에는 추가적인 방법이 동원되어야 할 것이다. 그 추가적인 방법으로 금번 본원에서 적용한 추가차폐체는 그 효과(70~80% 선량감소)가 클 뿐만 아니라 적용 또한 간단하여 그 유용성이 입증되었다 할 것이다. 그리고 임신부의 방사선치료가 불가피할 경우에는 반드시 치료시행 전에 태아선량을 예측하고 경감할 수 있는 방법을 모색하는 것이 중요하다고 사료된다.

## 참고문헌

1. Timins J: Pregnancy and medical radiation:part I. Journal of Women's Imaging JWI 2002;4:31-32
2. Marilyn S, Charles RB, Jackson C, et al.: Fetal dose from radiotherapy with photon beams. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 36 1995; Vol. 22 Issue 1
3. Mohammad K, Fathi Saeedi, Nasser Al-Rajhi : A simplified shielding approach for limiting fetal dose during radiation therapy of pregnant patients. International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics, IJROBP 2001;49:1469-1473
4. Penny KS, Norman W, William MW, et al.: Fetal dose estimates for radiotherapy of brain tumors during pregnancy. International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics, IJROBP 1995;32:823-830
5. Haba Y, Twyman N, Thomas SJ, et al.: Radiotherapy for glioma during pregnancy: Fetal dose estimates, risk assessment and clinical management. Cancer/Radiotherapie 2004;16:210-214
6. Magne N, Marcie S, Pignol JP, et al.: Radiotherapy for solitary brain metastasis during pregnancy: a method for reducing fetal dose. The British Journal of Radiology, BJR 2001;74:638-641
7. Khan FM: The physics of radiation therapy. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994;82-84
8. Nuyttens JJ, Prado JM, Jenrette JM, et al.: Fetal dose during radiotherapy: clinical implementation and review of the literature. Cancer/Radiotherapie 2002;6:352-357
9. Sasa Mutic, Eric EK: A reduction in the AAPM TG-36 reported peripheral dose distributions with tertiary multileaf collimation. International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics, IJROBP 1999;44:947-953

Abstract

## Estimation of Fetal Dose during Radiation Therapy of Pregnant Patient

Chi Hoon Jung, Chan Yong Kim, Bo Gyum Kim, Suk Jin Seo, Sook Hyun Yoo, Heung Deuk Park

Department of Radiation Oncology, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

**Purpose:** To evaluate the effectiveness of a simple and practical shielding device to reduce the fetal dose for a pregnant patient undergoing radiation therapy of brain metastasis.

**Materials and Methods:** The dose to the fetus was evaluated by simulating the treatments using the anthropomorphic phantom. The prescription dose at mid-brain is 300 cGy x 10 fractions with 6 MV photon with 18x22 cm<sup>2</sup> field size. The additional shielding devices to reduce the fetal dose are a shielding wall, cerrobend plates and lead (Pb) sheets over acrylic bridge. Various points of measurement with off-field distance were detected by using ion-chamber (30, 40, 50, and 60 cm) with and without the shielding devices and TLD (30, 40, 50, 60, and 70 cm) only with the shielding devices.

**Results:** The doses to the fetus without shielding were 3.20, 3.21, 1.44, 0.90 cGy at the distances of 30, 40, 50, and 60 cm from the treatment field edge. With shielding, the doses were 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 (70 cm). The total dose to the fetus was expected to be under 1 cGy during the entire treatment.

**Conclusion:** The essential point during radiation therapy of pregnant patient would be minimizing the fetal dose. 10 cGy to 20 cGy is the threshold dose for fetal radiation effects. Our newly developed device reduced the fetal dose far below the safe level. Therefore, our additional shielding devices are useful and effective to reduce the fetal dose.

---

**Key words:** fetal dose, additional shielding, pregnant patient