

□ 기술 보고서 □

국내 의료기관들의 광자 빔 데이터의 비교 분석 및 치료계획 시스템 정도관리자료

*이화여자대학교 의과대학 방사선종양학교실, †한림대학교 의과대학 방사선종양학교실

이레나* · 조병철† · 강세권†

목적: 방사선 종양학과에서 사용되고 있는 선형가속기의 광자선 빔 데이터를 수집하여 비교 분석하였으며 치료계획용 시스템에 대한 간단한 정도관리 방법을 제시하였다. 대상 및 방법: 국내 26개 방사선 치료기관을 대상으로 출력교정 조건, 출력인자, 썬키인자, 깊이 선량분포, 측방선량분포 및 선질에 대한 데이터를 수집하였다. 치료계획용 시스템의 선량 계산의 정확성을 확인하기 위하여 10가지 광자선 치료 조건(정방향/직사각형/부정형 조사면, 썬키필터 조사면, 축이탈 선량계산, SSD 변화)에 대한 선량계산을 치료계획용 시스템을 이용하여 시행하였으며 치료계획용 시스템을 이용하여 계산된 모니터 값과 수 계산에 의한 결과를 비교 분석하였다. 결과: 광자선 선질은 6 MV, 10 MV 및 15 MV에 대해 각각 0.576 ± 0.005 , 0.632 ± 0.004 및 0.647 ± 0.006 이다. 최대선량 깊이에서 조사면의 크기에 따른 출력상수의 평균값은 6 MV 광자선의 경우 5×5 cm, 15×15 cm, 20×20 cm에 대해 0.944 ± 0.006 , 1.031 ± 0.006 , 1.055 ± 0.007 이다. 10 MV 광자의 경우는 조사면의 크기가 5×5 cm, 15×15 cm, 20×20 cm에 대해 각각 0.935 ± 0.006 , 1.031 ± 0.007 , 1.054 ± 0.0005 이다. 15 MV의 경우는 수집된 데이터의 수가 많지 않지만 5×5 cm, 15×15 cm, 20×20 cm에 대해 0.941 ± 0.008 , 1.032 ± 0.004 , 1.049 ± 0.014 이다. 치료 계획용 시스템과 수 계산에 의한 MU값의 계산 비교결과 7개 기관의 값이 허용오차 범위를 벗어났다. 썬키를 제외한 8가지 조건에서 계산된 평균 MU값들은 SAD 조건으로 출력 교정된 장비가 SSD 조건으로 교정된 장비에 비해 6 MV 광자선은 3 MU, 10 MV 광자선은 5 MU 정도 더 높았다. 썬키를 사용할 경우 MU값은 Varian사 장비와 Siemens사의 장비에 따라 다르고 동일 각의 썬키를 사용할 경우 Siemens사의 썬키를 사용할 때 MU값이 크다. 결론: 수집된 광자선 빔 데이터를 분석하여 빔데이터의 정확성과 치료계획용 시스템의 계산 정확성을 대략적으로 점검 할 수 있는 기준 값을 제시하였다.

중심단어: 출력 인자, 깊이 선량분포, 광자선 선질, 치료계획용 시스템 정도관리

서 론

방사선 치료 방식은 기존의 2차원적 치료에서 3차원 입체조형치료(3D conformal radiotherapy)가 보편화되었고 1990년대 말부터 시작된 세기 조절 방사선 치료방법도 국내에서 점차적으로 그 시행이 증가하는 추세에 있으며 영상유도 치료법에 대한 연구가 국외 및 국내에서도 진행되고 있다. 이와 더불어 과거 2차원적 치료에 주로 사용되었던 Co-60 치료기도 현재 국내에는 거의 남아 있지 않고 영상

장비까지 검비하고 있는 선형가속기로 대체되었다. 최첨단의 치료 장비의 개발 및 새로운 방사선 치료방법의 개발과 더불어 환자에 조사되는 선량계산도 수동계산 방식에서 복잡한 알고리즘에 의해 선량을 계산하는 치료계획용 컴퓨터를 사용하는 전산화 방식으로 바뀌었다.

방사선 치료의 최종 목표는 정상조직에는 가능한 최소 선량을, 종양에는 가능한 많은 선량을 조사하는 것이다. 조사선량의 집중화, 정밀화에 따른 치료 계획 및 치료과정이 기존의 치료방식에 비해 비약적으로 복잡해졌으며, 이로 인한 선량오차가 치료성적에 직접적인 영향을 초래할 수 있으므로, 치료계획 및 이를 기반으로 한 방사선 조사의 정확성을 평가하는 것이 시급한 과제이다.

외국의 경우, 미국, 유럽을 중심으로 방사선치료 선량평가에 대한 정도관리(quality assurance)프로그램에 약 2,400여 병원이 참여중이며,¹⁾ IAEA/WHO TLD 우편 선량 감사

이 논문은 2006년 9월 4일 접수하여 2006년 9월 25일 채택되었음.
 책임저자 : 이레나, (158-050) 서울시 양천구 목동 911-1
 이화여자대학교 의과대학 부속목동병원 방사선종양학과
 Tel: 02)2650-5337, Fax: 02)2654-0363
 E-mail: renalee@ewha.ac.kr

프로그램,²⁾ 유럽방사선종양학회(ESTRO)의 “EQAUL” 프로그램,³⁾ 북미의 RPC (Radiological Physics Center)를 중심으로 한 정도관리 프로그램의 운영 등이 진행되어 오고 있다.

컴퓨터 치료계획 시스템(treatment planning system)은 방사선 치료에 있어서 가장 중요한 장비 중 하나이다. 치료계획용 시스템을 잘못 사용할 경우 모든 환자에게 지속적으로 잘못된 선량을 전달하게 되므로 상당히 위험하다. 이와 관련된 방사선 치료 사례들도 많이 보고되었다.^{4,5)} 따라서 치료계획용 컴퓨터에 입력되는 빔 데이터의 정확성은 환자에게 정확한 선량을 조사하는 데 있어 필수적이다.

치료 장비를 구입하여 실제 환자 치료를 시행하기 전에 측정하여야 할 빔 데이터에는 심부선량 백분율(PDD), 조사면의 크기, 선원표면간 거리(source to skin distance)에 따른 출력상수, 쉐기 상수, 축 이탈 계수 등이 있는데 측정된 빔 데이터를 치료에 사용하기 위해 치료 계획용 컴퓨터에 입력하기 전에 이러한 데이터들이 적절히 측정되었는지를 확인하는 작업이 필요하다. 광자선 빔 특성 데이터들은 동일한 에너지라 하더라도 선형가속기의 제조사에 따라 달라질 수 있고 같은 제조사라 하더라도 모델에 따라 달라지며, 시간이 흐름에 따라 선형가속기에서 발생하는 광자선의 특성 또한 변화하게 되므로 데이터의 정확성을 확인하기가 어렵다. 현재 국내기관에서는 크게 두 회사 제품의 다양한 모델의 선형 가속기가 사용되고 있는데 이러한 선형가속기들의 빔 데이터들에 대한 자료가 거의 없는 실정이다. 따라서 본 연구에서는 현재 국내에서 사용되고 있는 선형 가속기들의 기본적 빔 데이터를 수집하여 정리하였다.

또한 측정된 데이터를 이용하여 처방된 선량을 조사하기 위해 치료 계획용 시스템을 이용하여 모니터 유닛을 계산하여야 하는데 이때 각각의 선형가속기의 출력교정 조건 및 측정된 빔 데이터가 필요하다. 선량 계산이 정확히 이루어지는지를 확인하기 위한 정도관리들에 대해 많은 참고문헌이 발표되었다.⁶⁻¹⁰⁾ 최근 들어 국내에서도 국립암센터를 중심으로 대한 방사선 종양학 임상연구회(Korean Radiation Oncology Group)에서 다기관 임상연구를 시행하고 있는 상황으로, 참여 기관들의 기술적, 물리적 품질보증에 대한 체계적이고 표준화된 인증 방법이 절실히 요구되는 시점에 있다. 그러나 이러한 정도관리는 많은 시간과 노력을 필요로 한다. 따라서 본 연구에서는 많은 시간을 소모하지 않고 치료계획 시스템의 선량계산이 정확한지를 확인하는 한 방법으로 동일한 선량을 처방할 때 장비의 교정조건이 동일하고 유사한 장비들일 경우에 필요로 하는 모니터유닛 값을 제시하였다.

대상 및 방법

국내 방사선치료의 현 수준을 파악하기 위하여 50여개 기관을 대상으로 각 기관에서 치료계획에 이용하는 선량계획시스템의 종류 및 선량계산 알고리즘, 치료 장비의 종류, 출력 보정 방법, 치료현황, 치료장비 설치일, 빔 데이터 입력력일 등에 대한 설문자료를 작성하여 발송하였고 그 결과를 취합하여 정리하였다. 빔의 선질은 20 cm에서의 선량대비 10 cm에서의 선량비: PDD_{20/10}를 이용하여 계산하였다.

치료계획용 시스템의 정도관리 정도를 알아보기 위해 국외 관련 기관(AAPM/ESTRO 등)에서 운용중인 정도관리 프로그램을 참고로 하여 정도관리 항목 시안을 작성하였다. 치료 계획 시스템의 정도관리용 항목으로 10가지 경우에 대한 치료계획을 시행하도록 하였고 이에 해당되는 모니터 유닛 값을 계산하도록 하였다. 첫째 조건으로 SSD가 100 cm이고 조사면의 크기를 10×10로 하였을 때 최대 선량깊이(d_{max})에 100 cGy를 전달하기 위해 필요한 모니터유닛 값을 계산하도록 하였다. 둘째, 조사면의 크기를 10×10, 5×20, 20×20일 경우 SSD 100 cm에서 5 cm 깊이에 100 cGy를 전달하기 위해 필요한 MU값을 계산하도록 하였다. 셋째, 쉐기에 의한 영향을 비교하기 위한 항목들로 15도 및

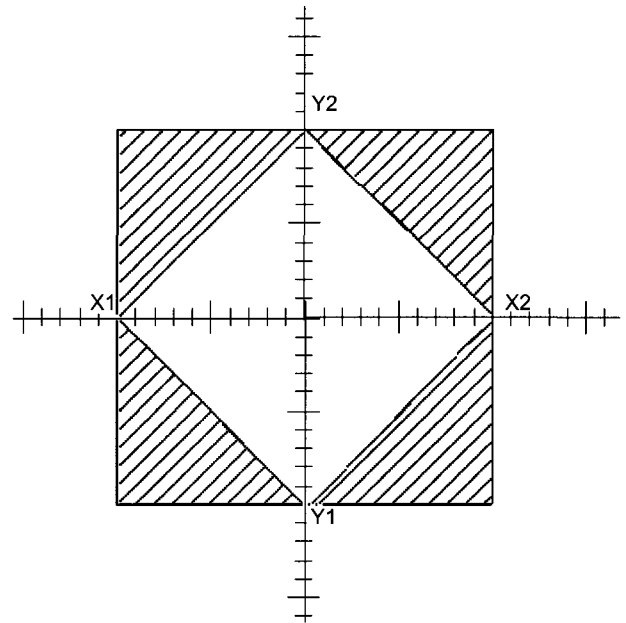


Fig. 1. Diagram of blocked field used to estimate the influence of shielding blocks on the dose (four identical shielding blocks are positioned on the corners of the beam).

45도 췌기를 삽입하고 SSD 100 cm에서 5 cm 깊이에 100 cGy를 전달하기 위해 필요한 모니터유닛 값을 계산하도록 하였다. 넷째, Fig. 1에서와 같이 조사면이 20×20 cm인 부정형 조사면의 경우 5 cm 깊이에 100 cGy를 전달하기 위해 필요한 모니터유닛 값을 계산하도록 하였다. 다섯째, 축이탈 지점에서의 선량 계산을 확인하기 위하여 중심축으로부터 5 cm 벗어난 지점에 100 cGy를 전달하기 위해 필요한 모니터유닛 값을 계산하도록 하였다. 마지막으로 선원-표면 거리변화에 따른 선량 변화를 알아보기 위해 조사면 크기가 10×10 cm이고 5 cm 깊이에서 SSD가 95 cm 및 105 cm일 경우에 필요한 MU 값을 계산하도록 하였다. 각 기관에서 계산된 데이터를 수집하여 장비별, 장비의 교정 조건별로 정리하였고 평균 모니터유닛 값을 구하였다.

치료 계획용 시스템에서 모니터유닛 계산에 사용된 빔 데이터와 수동 계산에 사용되는 빔 데이터 간에 차이가 있는지를 확인하기 위하여 치료계획용 컴퓨터에서 계산한 모니터유닛 값과 수동으로 계산된 모니터유닛 값을 비교하였다. 수동 모니터유닛 계산에 사용된 계산식은 다음과 같다.

$$MU = \frac{TD \times 100}{PDD(d, r_c, SSD) \times S_c(r_c) \times S_p(r) \times WF \times OAR \times SSDfactor}$$

여기서 TD: 처방선량, PDD (d, r_c, SSD): 깊이 d, 콜리메이터 크기 r_c, 선원 표면간 거리 SSD에서의 깊이 선량분포, S_c (r_c): 콜리메이터 조사면이 r_c일 경우의 콜리메이터 산란 상수, S_p (r): 실제 차폐되지 않은 조사면 크기 r일 경우의 팬텀 스캐터 상수, WF: 췌기상수, OAR: 축이탈 계수, SSD factor: 선원-표면간 거리 보정계수 수동 계산에 있어 S_c (r_c)와 S_p (r)값을 모든 기관으로부터 받지 못하였으므로 그 값들 대신 조사면 크기에 따른 출력상수를 이용하였다. 이때 출력상수들은 최대깊이선량에서 측정된 출력상수를 사용하여 하는데 몇몇 기관에서는 깊이 5 cm 또는 10 cm에서 측정된 값이 수집되었다. 따라서 깊이 d에서 측정된 값을 이용하여 d_{max}에서의 값을 구하는데 사용된 식은 다음과 같다.

$$OF(d_{max}, r_c, SSD_1) = OF(d, r_c, SSD_2) \times \frac{TMR(d, r_{ref}, SSD_2)}{TMR(d, r_c, SSD_2)}$$

여기서 SSD₁=100-d_{max}, SSD₂=100-d, TMR: 기준 조사면 크기 r_{ref}의 최대선량조직비이다. 이때 TMR값 또한 대부분의 기관에서 제공하지 않았으므로 TMR값 대신 PDD값으로 변환하는 공식을 사용하여 계산하였는데 이때 S_p (r_{dmax})와 S_p (r_d)값을 동일하다고 가정하였으며 SSD가 100-d에서의 PDD값 대신 SSD=100 cm에서의 값을 이용하였으나

여기서 발생하는 오차가 크지 않으므로 무시하였다. 또한 일정 조사면에 대한 PDD값이 없는 경우 interpolate하여 계산하였다.

각각의 계산된 항목에 대한 허용오차는 유럽의 기준을 적용하여 정 방향 조사면 ±1% 직사각형 ±2%, 췌기 및 차폐체 ±3%, 그리고 SSD 변화의 경우 ±2%로 정하였다.

결 과

56개 기관을 대상으로 설문 조사를 한 결과 25개 기관으로부터 빔 데이터를 획득하였다. 광자선 에너지에 대한 빔 데이터를 요구하였고 Table 1은 수집된 기관들의 광자선 에너지, 선형가속기 교정 조건 및 치료 계획 시스템과 선형가속기의 제조사를 보여준다. 6 MV, 10 MV 및 15 MV 광자선에 대한 데이터를 각각 25, 15, 그리고 5기관에서 수집되었다. 제조사별 선형가속기를 살펴보면 Varian 장비 15

Table 1. Data showing output calibration conditions, beam energies, models of radiation treatment planning system and treatment machine for the 25 institutions.

| Institution | Energy (MV) | Beam calibration condition | RTP | Machine |
|-------------|-------------|----------------------------|------------------------|--------------------|
| 1 | 6 | SAD | Multidata | Varian CL-6/100 |
| 2 | 6,10 | SSD | Cadplan | Varian Clinac 1800 |
| 3 | 6,15 | SSD | Elekta, Render Plan 3D | Varian 2100CD |
| 4 | 6,10 | SSD | Cadplan | Varian 2100CD |
| 5 | 6,10 | SSD | Prowess | Varian 2100CD |
| 6 | 6,10 | SSD | Prowess 3D | Varian 2100CD |
| 7 | 6,10 | SSD | Pinnacle | Varian 2100C |
| 8 | 6,10 | SAD | Pinnacle | Varian 2100C |
| 9 | 6,10 | SAD | Pinnacle | Varian 2100C |
| 10 | 6,10 | SSD | Eclipse | Varian 2100EX |
| 11 | 6,15 | SSD | Eclipse | Varian 2100EX |
| 12 | 6,15 | SSD | Prowess | Varian 2100EX |
| 13 | 6,10 | SSD | Eclipse V2.2.24 | Varian 2100EX |
| 14 | 6,15 | SSD | Pinnacle | Varian 2100EX |
| 15 | 6,10 | SSD | Pinnacle | Varian 2100EX |
| 16 | 6,10 | SSD | MEVAPLAN | Siemens MEVATRON |
| 17 | 6,10 | SAD | Nucletron, Plato | Siemens MEVATRON |
| 18 | 6,15 | SSD | Prowess | Siemens Primus |
| 19 | 6,10 | SSD | ROCS | Siemens Primus |
| 20 | 6,10 | SSD | Pinnacle | Siemens Primus |
| 21 | 6,10 | SSD | Pinnacle | Siemens Primus |
| 22 | 6,10 | SSD | Pinnacle | Siemens Primus |
| 23 | 6 | SSD | ROCS | Siemens Primus |
| 24 | 6 | SSD | Marxplan | Mitsubishi-ML6M |
| 25 | 6 | SAD(80) | Therac 2300 | NEC Nelac-1006x |

대, Siemens 장비가 8대, Mitsubishi 장비 1대, 그리고 NEC 장비가 1대이다. 치료계획시스템은 Pinnacle이 가장 많았고 그 외 Prowess, Eclipse 및 Cadplan 등이 있다. 선형가속기 교정은 25개 기관 중 대부분의 기관에서 SSD setup으로 SSD 100 cm에서 행해지고 있으며 5기관만이 SAD setup으로 수행하고 있는데 이 중 1기관은 SAD를 80 cm으로 사용하고 있고 다른 4개 기관들은 모두 100 cm을 사용한다.

Fig. 2는 6 MV, 10 MV, 15 MV 광자선 빔 선질(beam quality)과 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 조사 면에서의 최대선량깊이(d_{max})를 보여준다. 6 MV의 경우 Siemens 장비는 d_{max} 가 1.5~1.6 cm 인데 비해 Varian 장비는 1.4~1.8 cm으로 변동이 크다. 기관 14는 d_{max} 가 1.8 cm으로 다른 기관에 비해 값이 크다. 6 MV 광자선 선질의 경우 Varian 및 Siemens사 모두 평균값이 0.575이고 편차는 1% 미만이다. 10 MV의 경우 d_{max} 는 대부분의 장비가 2.4~2.5 cm이고 광자선 선질은 0.629~0.636이다. 기관 17의 d_{max} 가 2.7 cm으로 다른 기관과 비교해 값이 크고 선질 또한 0.641로 다른 기관의 평균값인 0.631에 비해 1.6% 높다. 15 MV의 경우 d_{max} 는 2.8~2.9 cm

이고 광자선 선질은 한 기관을 제외하면 0.647~0.651이다. 그러나 기관 18의 15 MV의 d_{max} 는 다른 기관과 동일하나 선질이 다른 기관에 비해 0.637로 10 MV의 선질과 유사하

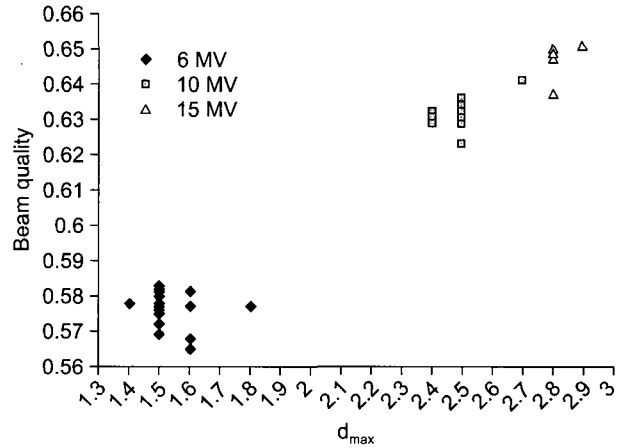


Fig. 2. Beam qualities as a function of depth of dose maximum for the 6 MV, 10 MV, and 15 MV photon beams.

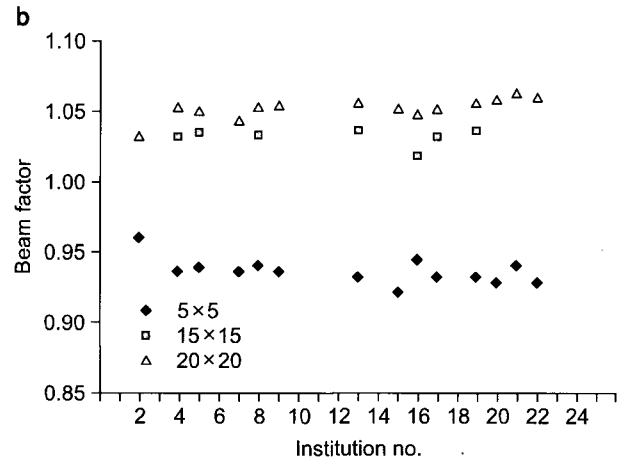
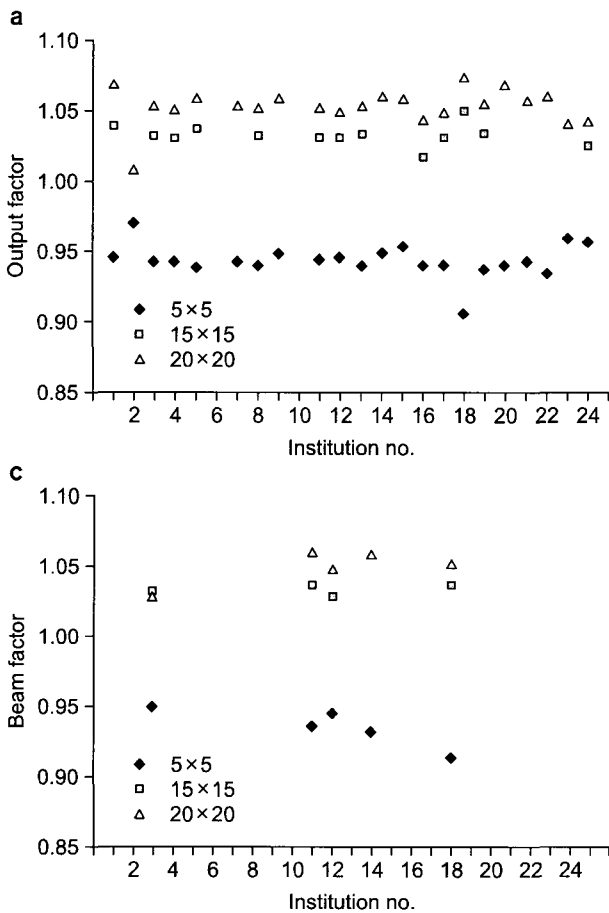


Fig. 3. Output factor values of (a) 6 MV, (b) 10 MV, and (c) 15 MV photon beams for field sizes varying from $5 \times 5 \text{ cm}$ to $20 \times 20 \text{ cm}$ square fields. The SSD is equal to 100 cm and obtained at the depth of dose maximum.

계 낮다.

6 MV, 10 MV 및 15 MV 광자선들의 조사면에 따른 출력 상수들의 측정 조건들이 각 기관별로 차이가 있는데 SSD 를 100 cm으로 하여 깊이를 d_{max} , 5 cm 또는 10 cm에서 측정 한 기관들과 SAD를 100 cm으로 하여 측정 깊이가 최대 선량 깊이, 5 cm 또는 10 cm인 기관들로 나뉜다. 각각의 측정 조건들이 다르기 때문에 출력상수를 직접 비교하지 못 하였고 대상 및 방법에서 기술한 식에 따라 최대선량 깊이

에서 계산된 출력상수를 Fig. 3에 보여준다. 6 MV의 경우 기관 2와 18이 다른 기관에 비해 값이 많이 변화하므로 이 두 개 기관의 값을 제외하고 출력상수의 평균값을 구하였다. 조사면의 크기가 5×5 cm, 15×15 cm, 20×20 cm일 경우 평균값이 각각 0.944 ± 0.006 , 1.031 ± 0.006 , 1.055 ± 0.007 로 이다. 10 MV 광자의 경우 기관 2의 값이 다른 기관과 비교해 특이하게 다르므로 이 기관을 제외할 경우 조사면 의 크기가 5×5 cm, 15×15 cm, 20×20 cm에 대해 평균값

Table 2. Number of institutions exceeding tolerance level when monitor unit values are compared.

| SSD (cm) | Field size (X×Y) | Depth | | Tolerance | No of institutions exceeding tolerance (Total number) | | |
|----------|------------------|---------------|----------|-----------|---|--------|-------|
| | | | | | 6 MV | 10 MV | 15 MV |
| 100 | 10×10 | d_{max} | Open | ±1% | 0 (23) | 0 (14) | 0 (6) |
| | 10×10 | 5 cm | | | 1 (22) | 0 (14) | 0 (6) |
| | 20×20 | | | 2 (22) | 1 (14) | 1 (5) | |
| | 5×20 | | | ±2% | 1 (23) | 3 (14) | 0 (6) |
| | 10×10 | 5 cm | Wedge 15 | ±3% | 1 (22) | 1 (14) | 0 (6) |
| | | | Wedge 45 | | 0 (22) | 1 (14) | 0 (6) |
| | | | Blocked | | 4 (21) | 1 (14) | 0 (5) |
| Off axis | 1 (13) | | 0 (10) | | 0 (2) | | |
| 95 | 10×10 | SSD variation | ±2% | 0 (20) | 0 (13) | 0 (6) | |
| 110 | | | | 0 (20) | 0 (13) | 0 (6) | |

Table 3. Average monitor unit values for various treatment geometry.

| SSD (cm) | Depth | Field size (X×Y) | | Calibration geometry | 6 MV | 10 MV | 15 MV | |
|----------|-----------|------------------|-----------------|----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| 100 | d_{max} | 10×10 | Open | SSD | 100 | 100 | 100 | |
| | | | | SAD | 103 | 105 | | |
| | 10×10 | SSD | | 115.6 ± 0.8 | 108.9 ± 0.8 | 106 ± 0.6 | | |
| | | SAD | | 119.3 ± 1.0 | 114.3 ± 0.6 | | | |
| | 20×20 | SSD | | 108.1 ± 1.0 | 103.1 ± 0.9 | 102.2 ± 1.6 | | |
| | | SAD | | 111.0 ± 1.4 | 108.7 ± 0.6 | | | |
| | 5×20 | SSD | | 119.0 ± 1.1 | 111.5 ± 0.9 | 108.7 ± 0.8 | | |
| | | SAD | | 123.0 ± 0.8 | 118.0 ± 0 | | | |
| | 5 cm | 20×20 | | Blocked | SSD | 115.3 ± 0.9 | 108.7 ± 1.0 | 105.6 ± 0.5 |
| | | | | | SAD | 119.0 ± 1.0 | 114.0 ± 0 | |
| 10×10 | | Off axis | SSD | 105.4 ± 1.4 | 100.3 ± 1.8 | 98.4 ± 0.9 | | |
| | | | SAD | 109.3 ± 0.6 | 106.3 ± 0.6 | | | |
| 95 | 10×10 | SSD variation | SSD | 105.4 ± 0.8 | 99.1 ± 0.7 | 96.8 ± 0.4 | | |
| SAD | | | 109.0 ± 0.8 | 104.3 ± 0.6 | | | | |
| 110 | | | SSD | 137.6 ± 1.1 | 129.5 ± 1.0 | 126.3 ± 0.9 | | |
| | | | SAD | 142.0 ± 0.8 | 136.3 ± 0.6 | | | |

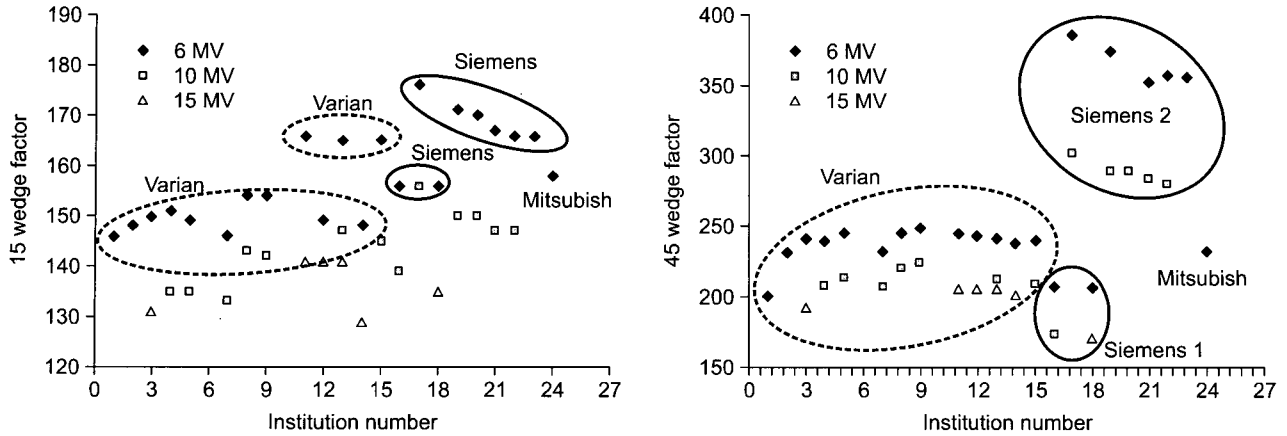


Fig. 4. Monitor unit values required to deliver 100 cGy to 5 cm depth with 15 and 45 degree wedge.

이 각각 0.935 ± 0.006 , 1.031 ± 0.007 , 1.054 ± 0.0005 이다. 15 MV의 경우는 수집된 데이터의 수가 크지 않지만 기관 2와 18의 데이터를 무시하고 계산된 평균값이 5×5 cm, 15×15 cm, 20×20 cm에 대해 0.941 ± 0.008 , 1.032 ± 0.004 , 1.049 ± 0.014 이다.

각각의 치료기관의 치료계획용 시스템을 이용하여 계산된 모니터 함값과 주어진 빔 데이터를 이용하여 수동으로 계산 값을 비교한 결과를 살펴본 결과 두 값의 차이가 허용오차를 벗어난 기관의 수를 Table 2에 보여 준다. 6 MV 광자선의 경우 부정형 조사면에 대한 모니터유닛 값의 차이가 허용오차를 넘는 기관이 21개 기관 중 4개 기관으로 가장 많고 10 MV 광자선은 직사각형 조사면의 경우가 14개 기관 중 3개 기관이 허용 오차범위를 벗어난다. 15 MV는 기관의 수가 많지 않지만 허용오차를 초과하는 기관이 거의 없다.

Table 3은 각 세팅에서 수동으로 계산된 모니터유닛 값들의 평균을 보여준다. 평균값 계산에 있어 치료계획용 시스템에서 계산된 값과 수동 계산 값의 차이가 허용오차보다 큰 기관과 빔 데이터에 이상이 있는 기관의 값들은 평균값 계산에서 제외되었다. 6 MV 광자선을 살펴보면 10×10 조사면에 d_{max} 깊이에 100 cGy를 조사하기 위한 MU값은 장비의 출력이 SAD 방식으로 출력이 교정되어 있는 기관의 경우 6 MV는 103이고 10 MV는 105이다. 반면 SSD 방식으로 교정되어 있는 기관은 에너지와 장비의 종류에 관계없이 100 모니터유닛이다. 또한 췌기를 사용하지 않고 5 cm 깊이에서 계산된 모니터함 값도 모든 경우에 SAD 방식으로 출력이 교정되어 있는 기관과 SSD 방식으로 출력이 교정되어 있는 기관들의 차이 값은 6 MV일 때 약 3

MU이고 10 MV일 때 약 5 모니터유닛이다. 또한 각각의 조건에서 2경우(20×20 조사면, SAD방식, 6 MV와 20×20 조사면, SSD 방식 15 MV)를 제외하고는 모든 경우에 표준 편차가 허용오차범위 내에 있음을 알 수 있다.

췌기를 사용할 경우에는 모니터함 값의 차이가 상당히 커서 평균값은 의미가 없음을 알 수 있다. 따라서 각 기관 별로 15도 췌기와 45도 췌기가 사용될 때의 모니터유닛 값을 Fig. 4에 보여준다. 먼저 15도 췌기의 경우 Varian사의 췌기의 경우 2개 그룹으로 나누어지고 Siemens사의 췌기 또한 2그룹으로 나뉜다. 6 MV의 경우 15도 췌기를 사용하여 5 cm 깊이에 100 cGy를 전달하기 위해 사용될 모니터유닛 값은 Varian사의 장비의 경우 146~151인 그룹과 162~166인 그룹이 있고 Siemens사의 장비의 경우 SSD로 출력 교정이 되어있는 장비는 155~156인 그룹과 166~171인 그룹으로 나뉘고 SAD로 출력교정이 되어있는 장비는 SSD로 교정된 장비에 비해 모니터유닛 값이 조금 높다(기관 17, 176 MU). 45도 췌기를 사용할 경우에 Varian사 장비들이 Siemens사의 장비에 비해 낮은 모니터유닛 값을 보여주고 있다.

고안 및 결론

국내 기관들의 빔 데이터를 수집하여 분석하여 6 MV 및 10 MV 장비의 선질(D20/D10)과 최대선량 깊이에 대한 기준 값을 제시하였다. 또한 에너지별로 최대 선량 깊이와 조사면의 크기에 따른 최대선량깊이에서의 출력상수들의 평균값을 구하였다. 이러한 기준 값 및 평균값들은 새로운 장비를 구입하여 빔 데이터 측정 시 정확성을 확인하는 데

있어 유용한 자료로 사용될 수 있다.

치료계획용 시스템의 정도관리를 현황을 파악하기 위하여 10가지 광자선 치료 조건에서 100 cGy를 조사하기 위해 필요한 모니터유닛 값을 수 계산과 치료계획용 컴퓨터를 사용하여 계산하였고 허용오차를 정하여 계산 값의 차이가 허용오차를 넘는 기관을 살펴보았다. 대부분의 기관들이 허용오차 범위를 넘지 않았으나 몇 몇의 기관들은 그 차이가 5% 이상인 경우가 7개 기관이 있다. 이러한 기관들은 환자에 처방되는 선량과 실제 조사되는 선량의 차이가 있으므로 환자치료 시과 선량 또는 저 선량과 같은 심각한 문제를 유발할 수 있다. 따라서 치료계획시스템의 정도관리가 꼭 필요함을 확인하였다. 그러나 ESTRO¹⁰⁾ 또는 AAPM⁸⁾에서 제시하는 치료계획용 시스템의 정도관리 항목은 모두 실행하기는 현재 국내 사정상 불가능하므로 본 연구에서는 모니터유닛 계산을 확인하는 단순화된 방법을 제시하였다. 본 연구에서 제시한 10가지 경우에 대하여 치료계획용 시스템을 사용하여 모니터유닛 값을 계산하여 수동계산과 비교하여야 하지만 간단하면서도 빠른 방법으로 본 연구에서 제시된 평균 모니터유닛 값과 비교하여 그 차이가 허용오차 이내에 있으면 치료계획용 시스템의 계산 값이 정확하다고 간주할 수 있다.

결론적으로 본 연구에서는 광자선 빔 데이터의 정확성과 치료계획용 시스템의 계산 정확성을 대략적으로 점검할 수 있는 기준 값을 제시하였다.

참 고 문 헌

1. IZewska J, Svensson H, Ibbott G: Worldwide QA networks for radiotherapy dosimetry. IAEA-CN-96-76
2. IZewska J, Andreo P: The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals. *Radiother Oncol* 54:65-72 (2000)
3. Dutreix A, Derremaux S, Chavaudra J, Van der Schueren E: Quality control of radiotherapy centres in Europe: beam calibration. *Rad Onc* 32:256-264 (1994)
4. Cosset JM: ESTRO Breur Gold Medal Award Lecture 2001: Irradiation accidents - lessons for oncology? *Radiother Onco* 63:1-10 (2002)
5. IAEA Report: *Investigation of an accidental exposure of radiotherapy in Panama*. International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria (2001)
6. Charles MA, Michael DT: Quality assurance: fundamental reproducibility tests for 3D treatment-planning systems. *J App Clin Med Phys* 6:3 (2005)
7. Venselaar JLM, Welleweerd J, Mijnheer BJ: Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol* 60:191-20 (2001)
8. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM): "Comprehensive QA for Radiation Oncology", AAPM Task Group 40 Report. *Med Phys* 21:581-618 (1994)
9. AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM): "Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning", AAPM Task Group 53 Report. *Med Phys* 25: 1773-1829 (1998)
10. ESTRO BOOKLET NO. 7: Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-IMRT photon beams. ESTRO, Belgium (2004)

□ Technical Report □

Comparison and Analysis of Photon Beam Data for Hospitals in Korea and Data for Quality Assurance of Treatment Planning System

Rena Lee*, Byung Chul Cho[†], Sei Kwon Kang[†]

*Department of Radiation Oncology, Ewha Womans University College of Medicine,

[†]Department of Radiation Oncology, Hallym University College of Medicine

Purpose: Photon beam data of linear accelerators in Korea are collected, analyzed, and a simple method for checking and verifying the dose calculations in a TPS are suggested. Materials and Methods: Photon beam data such as output calibration condition, output factor, wedge factor, percent depth dose, beam profile, and beam quality were collected from 26 institutions in Korea. In order to verify the accuracy of dose calculation, ten sample planning tests were performed. These include square, elongated, and blocked fields, wedge fields, off-axis dose calculation, SSD variation. The planned data were compared to that of manual calculations. Results: The average and standard deviation of photon beam quality for 6, 10, and 15 MV were 0.576 ± 0.005 , 0.632 ± 0.004 , and 0.647 ± 0.006 , respectively. The output factors of 6 MV photon beam measured at depth of dose maximum for 5×5 cm, 15×15 cm, 20×20 cm were 0.944 ± 0.006 , 1.031 ± 0.006 , and 1.055 ± 0.007 . For 10 MV photon beam, the values were 0.935 ± 0.006 , 1.031 ± 0.007 , 1.054 ± 0.005 . The collected data were not enough to calculate average, the output factors for 15MV photon beam with field size of 5×5 cm, 15×15 cm, 20×20 cm were 0.941 ± 0.008 , 1.032 ± 0.004 , 1.049 ± 0.014 . There was seven institutions exceeding tolerance when monitor unit values calculated from treatment planning system and manually were compared. The measured average MU values for the machines calibrated at SAD setup were 3 MU and 5 MU higher than the machines calibrated at SSD for 6 MV and 10 MV, respectively except the wedge case. When the wedges were inserted, the MU values to deliver 100 cGy to 5 cm depends on manufactures. When the same wedge angle was used, Siemens machine requires more MUs than Varian machine. Conclusion: In this study, photon beam data are collected and analyzed to provide a baseline value for checking beam data and the accuracy of dose calculation for a treatment planning system.

Key Words: Output factor, Percent depth dose, Photon beam quality, Quality assurance of treatment planning system