

전신방사선조사 프로그램 개발

*성모병원 방사선종양학과, †강남성모병원 사이버나이프센터, ‡(주)서울씨앤제이

최병욱* · 장지선† · 강영남* · 최일봉* · 신성균‡

전신방사선조사(total body irradiation)는 크게 두 가지가 있는데 첫 번째는 전후 이문대향조사방법(anterior-posterior total body irradiation)이고 두 번째는 좌우 이문대향조사방법(lateral total body irradiation)이다. 본 병원에서 시행 중인 방법은 환자의 좌우 이문대향조사방법으로서 환자의 측면에서 방사선이 조사되기 때문에 인체의 윤곽에 따른 방사선의 분포가 각 부분에 대해서 다르게 나타나게 된다. 전신 방사선 치료에서 보상체(compensator)를 사용하여 몸 전체에 균일한 방사선 분포를 만들어내게 한다. 하지만 이런 보상체의 제작은 인체의 모든 부위에서의 수치, 각 부분의 깊이와 길이가 필요한데 특히 머리 부위와 다리 부위 수치에 대한 세밀한 고려가 중요시 되며 또한 조사되는 방사선량의 정확성이 요구된다. 본 연구에서는 기존에 수작업으로 각 부분을 계산하는 방법에서 방사선데이터 및 환자의 각 부분을 데이터화하여 원도우 환경에서 사용이 용이한 전신방사선조사 계산 프로그램을 개발하였다. 개발된 프로그램은 보상체의 제작 및 방사선량을 계산할 수 있도록 하였다. 본 연구에서는 프로그램 개발을 위하여 IDL 6.0 (Intersys, USA)과 Visual C++ (Microsoft, USA)를 사용하였다. 전신방사선치료시 사용하는 각 에너지별 최대조직선량비(Tissue Maximum Ratio, TMR), 출력인수(output factor), 거리역제곱법칙(inverse square law), 빔스포일러(beam spoiler), 조사면(field size) 등의 인수를 데이터베이스화함으로써 환자별 보상체의 자동화 제작 및 방사선량 계산을 할 수 있도록 하여 수작업으로 인해 발생할 수 있는 오차와 시간을 줄일 수 있었다. 개발된 전신방사선조사 프로그램을 활용하여 수작업으로 인한 오차를 줄이고 정확한 수치 및 데이터의 적용으로 전신방사선조사에 대한 치료계획을 최적화한다.

중심단어: 전신방사선조사(TBI), 보상체(compensator), 선량계산프로그램

서 론

일반적으로 전신방사선조사(total body irradiation)는 백혈병 환자에게 골수이식을 시행하기 전에 환자의 몸 전체에 일정량의 방사선을 조사하여 몸 전체 혈액 속에 퍼져 있는 암세포를 제거하고 면역 체계, 빈혈 체계의 결손을 억제시킴으로 백혈병의 적절한 치료를 하기 위하여 골수 이식(bone marrow transplantation) 전에 요구되는 정상적인 건강 상태를 유지하기 위해서 시행된다.

전신방사선조사를 시행하는 방법에는 크게 두 가지로 나눌 수 있는데 첫 번째는 전후 이문대향조사 방법(anterior-posterior total body irradiation)이고 두 번째는 좌우이문

대향조사방법(lateral total body irradiation)이다.

전신방사선조사를 시행할 때 우선적으로 고려되어야 할 점은 머리(head), 목(neck), 종격(mid mediastinum), 배꼽(umbilicus), 골반(pelvis), 무릎(knee), 발목(ankle), 폐(lung) 등 모든 부위에 동일한 선량을 조사하는 것이다. 본 병원에서 시행 중인 방법은 환자의 좌우 이문대향조사방법으로 환자의 측면에서 방사선이 조사되기 때문에 인체의 윤곽에 따른 방사선의 분포가 각 부분에 대해서 다르게 나타나게 된다.

전신방사선조사는 조사면이 가장 넓은 방사선치료 방법으로 인체 각 부위의 흡수선량이 비교적 균일한 선량 분포를 얻도록 하는 것이 매우 중요하다.¹⁻⁴⁾

미국의학물리학회(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)의 보고서 17⁵⁾에서 전신방사선조사시 선량 분포의 기준으로 인체의 중심 부근을 중심으로 대략 ±10% 내에서의 균일한 방사선 분포가 이루어지도록 권고되고 있지만 실제로 측면 부위에서 측정되는 방사선 분포는 부위별로 현저한 차이를 나타낸다. 그래서 이러한 머리와 목, 가슴 부위, 배 부위, 하체 부위에 전달되는 방사

이 논문은 2003년도 범석학술장학재단 연구비의 지원에 의하여 이루어진 것임.

이 논문은 2005년 6월 16일 접수하여 2005년 9월 2일 채택되었음.

책임저자 : 강영남, (150-713) 서울시 영등포구 여의도동 62번지

가톨릭대학교 성모병원 방사선종양학과

Tel: 02)3779-1440, 02)590-2268, Fax: 02) 780-1279

E-mail: k3yn@catholic.ac.kr

선 분포의 차이를 보상해 주면서 균일한 방사선 분포를 만들기 위해 특수하게 제작된 보상체를 사용한다. 이를 보상체(compensator)라고 하며 알루미늄이나 납과 같은 재질로 제작하여 인체의 굴곡진 부위에서의 방사선 분포가 균일하게 전달될 수 있도록 하는 역할을 한다.^{1,2)}

전신방사선조사에서 보상체를 보통 머리 부위와 엉덩이 부위, 가슴 부위에 대해서 보상을 해주어 몸 전체에 균일한 방사선 분포를 만들어내게 되는 것이다. 하지만 이런 보상체의 제작은 인체의 모든 부위에서의 수치, 각 부분의 길이와 굵기가 필요한데 특히 머리 부위와 다리 부위 수치에 대한 세밀한 고려가 중요시된다.

현재까지 국내외적으로 상용화되어 사용되고 있는 전신방사선조사용 프로그램이 개발되어 있지 않다.^{6,7)} 이에 국내 기술로 처음 개발된 CorePLAN 개발에 참여한 본 연구원들은 CorePLAN 개발팀과 함께 전신방사선조사 프로그램 개발을 시작하여 본 프로그램을 제작하였다. 본 연구에서는 지금까지 수작업과 간단한 계산 프로그램으로 치료 계획을 세우던 방법에서 윈도우 환경에 기초를 둔 전신방사선조사 프로그램을 개발하고자 하였다.

재료 및 방법

본 연구에서는 프로그래밍 언어로 IDL 6.0 (Intersys, USA) 과 Visual C++ (Microsoft, USA)를 사용한다. Fig. 1은 본 연구에서 개발된 선량계산 프로그램의 흐름도를 보여준다.

선량계산을 하기 위하여 프로그램에 두 종류의 입력 데이터가 필요하다. 먼저 각 방사선에너지별 빔 데이터(beam data)와 둘째로 환자의 데이터이다. 본 연구에서 개발된 프로그램의 계산 알고리즘은 머리, 목, 폐 등 신체 부위별 밀도와 두께에 따른 선량보정을 알루미늄으로 만든 보상체를 사용하는 방법을 이용하였다.^{1,2)}

전신방사선조사에 사용하는 각 에너지별 최대조직선량비(TMR), 출력인수(output factor), 거리역제곱법칙(inverse square law), 빔 스포일러(beam spoiler), 조사면(field size) 등의 인수를 “Beam property”라는 항목에 데이터베이스화하여 입력하였다. 첫 메뉴로부터 전신방사선조사방법인 전후 이문대향조사방법, 좌우 이문대향조사방법 중 한 가지를 선택할 수 있도록 되어 있다. 방사선 조사시 사용되는 선형가속기에 대한 에너지 데이터들은 엑셀 파일로 사

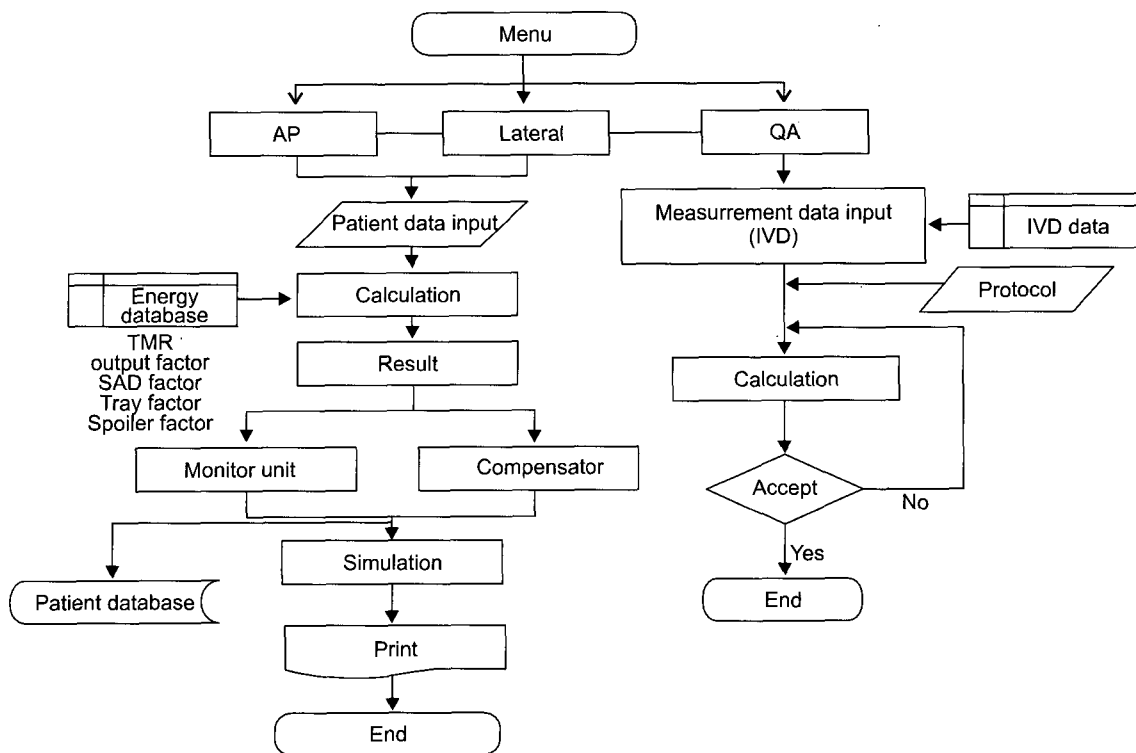


Fig. 1. The flow chart of the TBI program.

용자가 쉽게 입력할 수 있도록 구현하였다.

전신방사선조사 계산시 필요한 환자의 데이터는 환자의 신체 각 부위별 길이와 깊이가 필요하며 이러한 데이터는 환자에게 적용되는 보상체 제작과 방사선량 계산에 사용된다.

환자의 각 신체 부위-머리, 목, 종격, 배꼽, 골반, 무릎, 발목, 폐-의 두께에 대한 데이터를 입력하고 데이터를 입력함과 동시에 조직결손두께(tissue deficit, TD), 보상체 두께(compensator thickness), 보상체 길이(compensator length)가 계산되어 표시된다. 환자의 신체구조에 적합한 보상체의 모양은 입력된 환자의 신체부위별 데이터에 의해 자동적으로 구성된다.

보상체의 두께 결정에 있어서 먼저 선량 처방점(dose prescription point)인 배꼽에 대한 조직결손두께의 결정은 (1)의 공식으로 구하였다.^{1,2)}

$$TD = L_{ref} - L + (1 - \rho_{lung})L_{lung} \quad (1)$$

여기서 L_{ref} 는 배꼽에서의, L 은 종격의 두께를 각각 나타낸다.

L_{lung} 은 전방 가슴방사선사진(anterior chest radiograph)에서 정의된 폐의 부분을 나타낸다. ρ_{lung} 은 정상 폐조직의 평균적인 폐 밀도로 본 연구에서는 0.25 g/cm^3 으로 계산하였다.^{1,2)}

L_{lung} 이 0일 경우 조직결손두께는 $TD = L_{ref} - L$ 을 사용하여 간단히 계산할 수 있다.

L_{lung} 은 모의치료를 통해 얻어지는 전방 가슴방사선사진을 사용하여 (2)으로 계산한다.

$$L_{lung} = \left(\frac{L_{Rt1} + L_{Rt2} + L_{Lt1} + L_{Lt2}}{2} \right) \times \left(\frac{\frac{1}{2}(SSD + SFD)}{SFD} \right) \quad (2)$$

L_{Rt1} , L_{Lt1} : 오른쪽 폐와 왼쪽 폐에 대한 각 폐의 가장 옆 부분에서 중앙 부분까지의 거리

L_{Rt2} , L_{Lt2} : 오른쪽 폐와 왼쪽 폐에 대하여 각 폐의 가장 옆에서 종격까지의 거리

SSD: 표면선원거리

SFD: 선원에서 필름까지의 거리

보상체의 두께, L_c 는 (3)에 의하여 구하였다.

$$L_c = \frac{1}{2} \times \frac{\tau}{\rho_{comp}} \times TD - \left| \frac{\ln K}{\mu_{eff}} \cdot \frac{\tau}{\rho_{comp}} \right| \quad (3)$$

여기서 τ 는 두께비율(thickness ratio)을 나타내며 본 연구에서는 0.7로 계산하였다. Khan 등⁸⁾은 보상체는 깊이에 따라 달라지므로 실제 임상에서는 5% 이내의 보상을 이룰

수 있는 두께비율을 얻는 것이 합리적이라고 하였으며, Co-60, 4 MV나 10 MV 선형가속기에서 두께비율 0.7은 환자 표면으로부터 20 cm 이상 떨어졌을 때 좋은 결과를 얻었다고 보고하고 있다.

ρ_{comp} 는 보상체의 밀도를 나타낸다. 본 연구에서는 보상체의 물질로 알루미늄을 사용하므로 ρ_{comp} 는 2.70로 계산하였다. K 는 축외보정인수(off-axis correction factor)이고 이것은 중심축에서 멀어질수록 방사선이 약화되는 것과 환자의 여러 부위에 따른 유효산란면적의 변화를 반영한다. 또한 μ_{eff} 는 조직에서의 방사선 에너지에 대한 큰 조사면 선형감쇠계수(broad-beam linear attenuation coefficient)를 나타낸다.²⁾

보상체는 환자의 각 부위에 해당하는 보상체의 두께를 계산하고 머리와 다리, 필요에 따라 폐 부분에 대하여 입력된 데이터에 의하여 자동으로 계산하여 환자에서 사용될 보상체의 모양을 실시간으로 보여준다.

본 프로그램에서 방사선량 계산과정은 환자 치료시 해당되는 에너지의 각각의 인자들과 환자의 신체 크기에 의한 데이터들을 고려하여 환자에게 적용되는 보상체의 모양이 구성되며 조사되어야 할 방사선량이 결정된다. 방사선량 계산에 사용되는 기본적인 계산식은 (4)와 같다.^{1,2,9)}

$$M = \frac{TD}{k \times S_c(r_e) \times S_p(r_e) \times TMR(d, r_e) \times \left(\frac{f}{F}\right)^2 \times tray \text{ factor} \times spoiler \text{ factor}} \quad (4)$$

TD: 처방선량

MU: 모니터 단위

k : 표준조정거리에서의 d_{max} 깊이의 조직에서의 MU당 1.00 cGy와 동일한 기계조정인수

$S_c(r_e)$: 조준기조사면에 대한 조준기산란인수

$S_p(r_e)$: 배꼽에서의 유효산란조사면에 대한 팬텀산란인수

$\left(\frac{f}{F}\right)^2$: 환자의 중심에서 계산 거리 f 와 치료거리 F 의 거리역제곱법칙

TMR (d, r_e): 깊이 d 와 유효조사면에서 최대조직선량비

위 식(4)의 계산식에 의하여 환자 치료시 적용될 방사선량을 계산한다. 계산이 완료된 환자의 데이터는 다시 데이터베이스에 저장된다.

QA (quality assurance) 모드는 품질보증으로서 현재 시행되고 있는 치료의 정확성을 확인하기 위한 모드이며 미국 의학물리학회에서 권고되는 보고서 17과 인체 팬텀을 이용한 모의치료에 의해 측정된 데이터와 비교하여 환자 치료에 적용되는 방사선량의 계산을 수행하여 정확성을 평

가할 수 있게 하였다.^{5,10-12)}

본 연구에서 개발된 프로그램의 정확성을 평가하기 위하여 인체 팬텀을 이용하여 체내 선량 분포를 측정하였다. 전신조사에 의한 체내 선량 분포의 측정은 동시에 여러 부위를 측정할 수 있는 다이오드 검출기를 사용하였다. 실험에 사용된 선형가속기는 Clinac 2100 C/D (Varian, USA) 이며 다이오드 검출기는 Model 1135 IVD (Sun Nuclear

Corp., USA)를 사용하였다.

조직등가물질로 제작되고 해부학적 구조도 유사한 인체 팬텀을 이용하여 환자에서의 측정조건과 가능한 한 유사하도록 하였다. 환자 치료와 동일한 방법으로 프로그램에서 계산된 각 부위에 해당하는 보상체를 만들어 사용하였다. 다이오드 검출기를 이용하여 머리, 목, 종격, 처방 선량점이 되는 배꼽, 골반, 무릎, 발목 부위에서의 선량을 측정하였다. 각 부위별 다이오드 검출기를 이용한 실제 측정값을 본 연구에서 개발된 프로그램에서의 계산값과 비교하여 전달되는 방사선량과 실제 측정된 방사선량을 비교하였다.

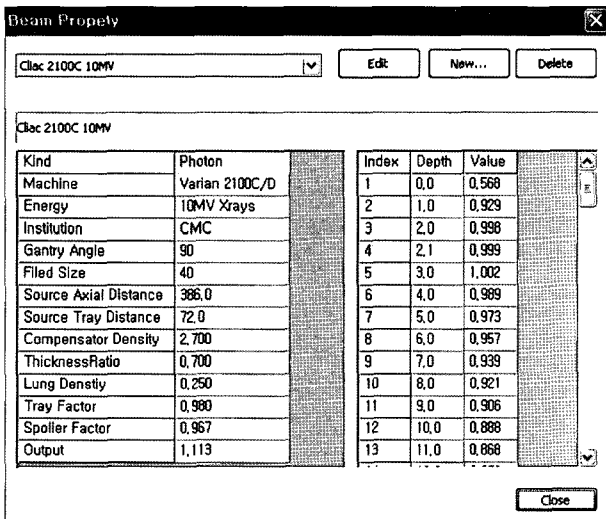


Fig. 2. Beam property which is used at TBI calculation.

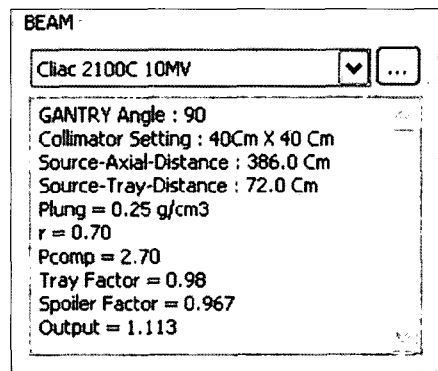


Fig. 3. Radiation energy selection which uses a patient treatment.

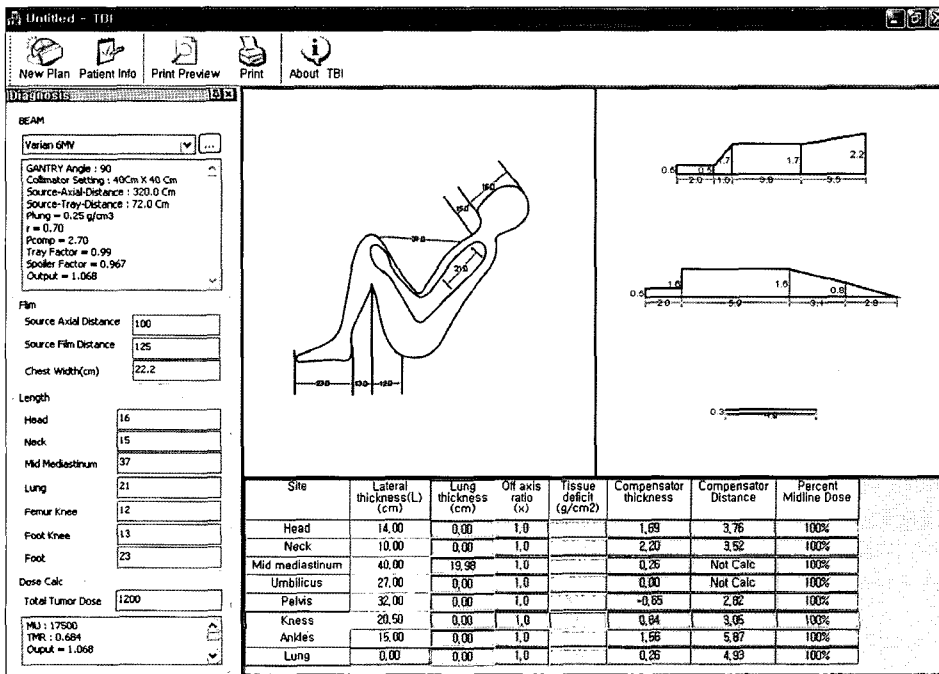


Fig. 4. Total body irradiation program.

결 과

본 연구에서는 개발한 프로그램은 자동화된 보상체 제작 및 각 부위별 정확한 환자 데이터에 의한 방사선량을 계산하기 위한 프로그램이다. 본 연구에서는 IDL과 C++ 프로그램을 사용하여 윈도우 환경에서 사용할 수 있도록 개발하였기 때문에 사용자가 프로그램에 쉽게 친숙할 수 있도록 하였다.

“Beam property”는 사용자의 편의를 위하여 정확한 방사선량 및 보상체 계산을 위한 방사선치료기에 대한 각 에너지별 방사선 데이터-각 에너지별 최대조직선량비, 출력인수, 거리역제곱법칙, 빔스포일러, 조사면 등의 인수를 데이터베이스화하였다(Fig. 2). 계산시 사용되는 모든 데이터들은 엑셀 파일로 사용자가 쉽게 입력할 수 있도록 구현하였다.

환자 치료시 사용할 방사선 치료기 및 방사선 에너지를

선택하면 해당 에너지에 대한 방사선량 계산시 사용할 인자들이 “beam property”에서 선택되어 보이게 된다(Fig. 3).

메인 창(Fig. 4)의 좌측 입력창에 모의치료 필름에 기재된 환자의 데이터(source axial distance, source film distance, chest width) 및 환자의 각 신체부위-머리, 목, 종격, 배꼽, 골반, 무릎, 발목, 폐-에 대한 길이를 측정된 데이터를 입력하도록 구성하였다(Fig. 5). 입력창에 환자의 데이터가 입력되고 동시에 실시간으로 우측 창의 환자 위치에 각 해당하는 데이터들이 표시가 되도록 하였다(Fig. 6). 우측 하단의 창에는 환자의 각 신체 부위의 두께에 대한 데이터를 입력하도록 하였다(Fig. 7). 각 입력창들에 데이터들이 입력되면 실시간으로 보상체의 모양이 재현될 수 있도록 프로그램화하였다(Fig. 8).

방사선량은 “Dose clac”에서 총처방선량값을 입력하면 그 아래에 치료시 환자에게 적용할 MU (monitor unit)값 및 MU 계산시 사용한 빔 데이터의 인수 값들을 보여주도록 하였다. 환자에게 적용할 방사선량(MU)값의 계산시 계

Film	
Source Axial Distance	100
Source Film Distance	125
Chest Width(cm)	19.25
Length	
Head	17.5
Neck	10
Mid Mediastinum	40
Lung	21
Femur Knee	13.5
Foot Knee	17
Foot	22

Fig. 5. The window to input a body region length to be measured and length which is marked in the film.

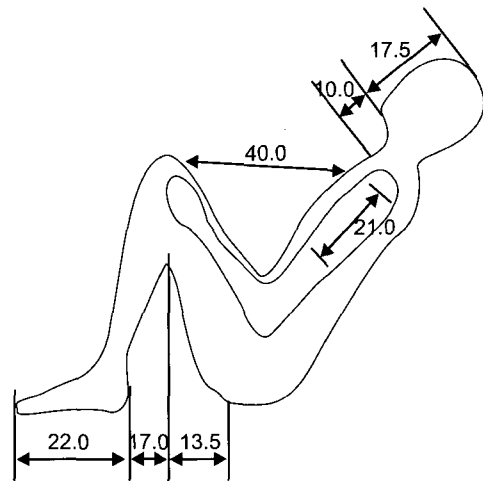


Fig. 6. The window to mark a body region length of the patient to be input.

Site	Lateral thickness(L) (cm)	Lung thickness (cm)	Off axis ratio (x)	Tissue deficit (g/cm2)	Compensator thickness	Compensator Distance	Percent Midline Dose
Head	15.00	0.00	1.0		2.20	3.41	100%
Neck	9.50	0.00	1.0		2.92	1.95	100%
Mid mediastinum	42.00	17.32	1.0		0.39	Not Calc	100%
Umbilicus	32.00	0.00	1.0		0.00	Not Calc	100%
Pelvis	36.00	0.00	1.0		-0.52	2.63	100%
Kness	19.50	0.00	1.0		1.62	3.31	100%
Ankies	13.50	0.00	1.0		2.40	4.67	100%
Lung	0.00	0.00	1.0		0.39	4.09	100%

Fig. 7. The window to input a part of the body region thickness and a compensator thickness.

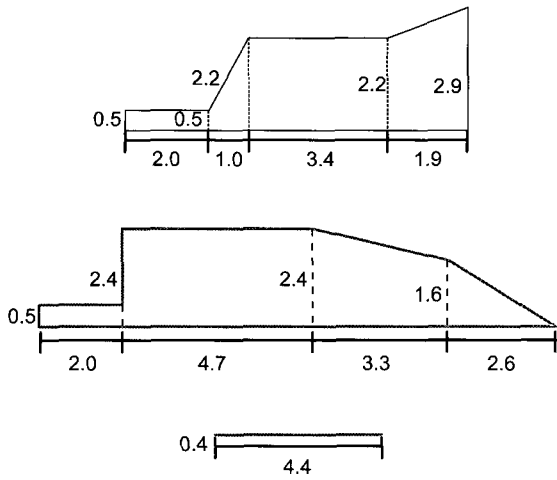


Fig. 8. The compensator to be calculated to the automatic.

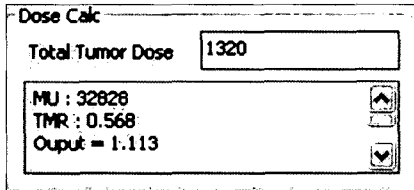


Fig. 9. Dose calculation.

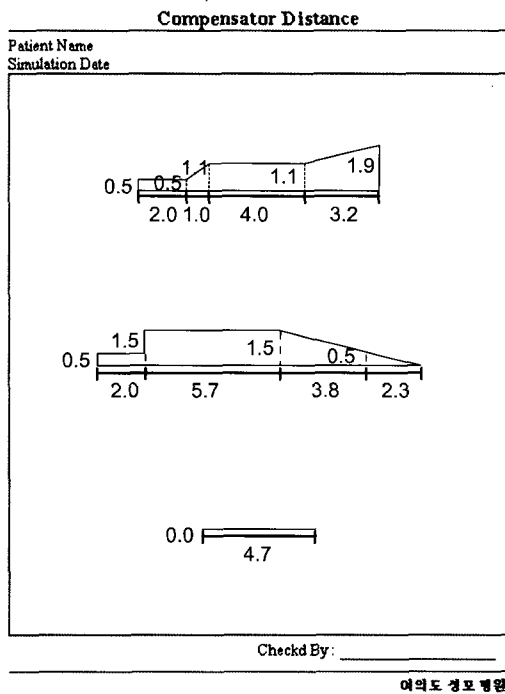


Fig. 10. The size with the shape of the compensator. The compensator is printed to actual size.

TBI (bilateral)

R. T Number
Simulation Date 2004년 5월 13일
Treatment Date 2004-5-19- 2004-5-21

Patient Name _____ Age 18
Diagnosis _____

Treatment Unit Varien 2100 C/D
10 MV

Umbilicus Thickness 31 cm
Source Axis Distance(SAD) 386 cm
Source film Distance(SFD) 125 cm
Source Tray Distance(STD) 65.4 cm

Tissue Maximum Ratio(TMR) 0.786

Total Tumor Dose 1200 cGy
Total Monitor Dose 21604 cGy

Date	Left		Right		Left		Right	
	M. U	T. D	M. U	T. D	M. U	T. D	M. U	T. D
2004/5/19	1801	100	1804	100	1801	100	1801	100
2004/5/20	1800	100	1800	100	1800	100	1800	100
2004/5/21	1800	100	1800	100	1800	100	1800	100

Physicist _____

Fig. 11. The TBI treatment chat which is calculated.

산의 정확성을 확인하기 위하여 적용된 빔 데이터 인수값들을 표시하였다(Fig. 9).

계산된 보상체는 실제 크기로 인쇄가 되기 때문에 보상체 제작시 기존에 일일이 손으로 실제 크기에 맞춰 그리던 작업의 필요 없이 바로 인쇄물을 사용하여 만들 수 있도록 하였다(Fig. 10). 본 프로그램으로 계산된 방사선량은 환자의 치료스케줄에 맞추어서 치료차트가 인쇄되어 나오도록 하였다(Fig. 11). 환자 치료시 본 치료차트를 이용하여 환자의 MU에 맞춰 치료를 시행할 수 있도록 하였다.

QA 모드는 품질보증으로서 현재 시행되고 있는 치료의 정확성을 확인하기 위한 모드이며 미국의학물리학회에서 권고되는 프로토콜과 인체 팬텀을 이용한 가상 치료에 의해 측정된 데이터에 의한 계산을 수행하여 정확성을 평가할 수 있게 하였다. QA 모드로 전환하면 대상 환자의 각 부위별로 본 연구에 의해 제작된 알고리즘에 의해 계산값(Cal.Value)이 입력되며 치료와 동시에 각 부위별 다이오드 검출기를 이용한 실제 측정값(Mea.Value)이 입력이 되어 계산에 의한 환자에게 전달되는 방사선량과 실제 측정된 방사선량이 비교되어 각 부위별 차이를 백분율로 나타내어 치료의 정확성을 바로 확인할 수 있다(Fig. 12).

개발된 프로그램의 계산에 의한 선량값과 실제 인체 팬

Position	Head	Neck	Mid Mediastinum	Umbilicus	Pelvis	Kneess	Ankles
Cal.							
Value							
Mea.							
Value							
Error.							
Value							

Total treatment error	
RMS	

Fig. 12. QA mode.

Table 1. Phantom dosimetry bilateral fields of TBI program: 10 MV x-ray.

Measurement point (cGy)	Calculated dose (cGy)	Measured dose
Head	100	98.1±8.6
Neck	100	105.4±10.4
Mid-mediastinum	100	99.0±3.9
Umbilicus	100	100.5±1.8
Pelvis	100	104.6±4.9
Knee	100	97.4±7.3
Ankle	100	103.4±2.5

톱을 이용한 측정에 의한 선량값과의 오차는 약 2.703%의 오차를 보였다. 다이오드 검출기를 이용한 각 부위에서 측정된 방사선량은 머리는 98.1±8.6 cGy, 목은 105.4±10.4 cGy, 종격은 99.0±3.9 cGy, 골반은 104.6±4.9 cGy, 무릎은 97.4±7.3 cGy, 발목이 103.4±2.5 cGy였다(Table 1). 방사선 치료 시 다이오드 검출기를 이용하여 각 부위에서 측정해 본 결과 모든 부위에서 5.4% 이내의 비교적 균일한 선량 분포를 나타내었다.

고찰 및 결론

전신방사선조사시 중요한 관점은 인체의 굴곡진 부분에 균일한 방사선량을 조사하는 것이다. 전신방사선조사는 치료 전 환자의 신체 크기에 따른 각 부분의 보상체를 제작하고 각 부분의 데이터에 의한 방사선량을 계산하여야 한다.

현재 국내외적으로 개발되어 사용되고 있는 전신방사선 조사 프로그램이 없기 때문에 전신방사선조사시 방사선량 계산에 많은 불편함이 있었다.

본 프로그램의 개발로 인해 기존에 수작업으로 각 부분

을 계산하는 계산 방법에서 환자의 각 부분을 데이터화하여 환자에게 맞는 정밀한 보상체를 제작할 수 있으며 이 결과 환자에게 균일한 방사선 분포를 조사할 수 있게 되었으며 조사해야 할 방사선량이 정확하게 계산될 수 있게 되었다. 계산된 보상체는 실제 크기로 인쇄가 되기 때문에 보상체 제작시 기존에 일일이 손으로 실제 크기에 맞춰 그리던 작업의 필요 없이 바로 인쇄물을 사용하여 만들 수 있어서 치료계획시 소요되던 작업 시간을 줄이며 수작업으로 인해 생기는 부정확성을 줄일 수 있게 되었다. 전신방사선조사 선량 계산 프로그램을 개발함으로써 수작업에 의존한 기존의 방식에 비해 정확한 수치 입력과 관련 데이터의 적용으로 보다 신속하게 선량 계산이 이루어져 방사선 치료 계획시 소요되는 많은 시간을 줄일 수 있게 되었다.

전신방사선조사를 시행하는 방법에는 크게 두 가지로 나눌 수 있는데 첫 번째는 전후 이문대향조사 방법이고 두 번째는 좌우이문대향조사방법이다. 본 연구를 통해 개발된 프로그램은 좌우이문대향조사방법에 관한 것이다. 개발된 프로그램을 바탕으로 하여 향후 전후 이문대향조사 방법에 관한 프로그램을 추가로 개발할 예정이다. 또한 개발된 전신방사선조사 프로그램으로 계산된 보상체를 이용하여 실제 치료시 고려되는 모든 조건을 입력한 후 같은 조건 하에서 컴퓨터 내에서 모의치료를 시행할 수 있는 모드를 개발할 예정이다. 이 모드를 개발함으로써 모의 치료에 의해 보상체의 모양에 따른 방사선 분포도를 3차원적인 그래픽으로 확인해 볼 수 있으며 각 신체부위에 도달하는 각각의 방사선량을 미리 확인할 수 있을 것이다.

본 연구에서 개발된 전신방사선조사 프로그램을 통하여 기존 방법에 대한 효율성을 높이면서 정확한 선량 계산으로 환자에게 전달되는 선량의 정확한 평가가 이루어질 수 있게 되어 각각의 환자들의 체형에 맞는 최적화된 치료가 시행될 수 있을 것으로 생각한다.

참 고 문 헌

1. Khan FM: *The physics of radiation therapy*. 3rd ed. Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2003), pp. 455-463
2. Levitt SH, Khan FM, Potish RA, et al: *Levitt & Tapley's technological basis of radiation therapy clinical applications*. 3rd ed. Williams & Wilkins, Baltimore, MD (1999), pp. 499-518
3. Kirby TH, Hanson WF, Cates DA: Verification of total body photon irradiation dosimetry techniques. *Med Phys* 15: 364-369 (1988)
4. Miralbell R, Rouzard M, Grob E, et al: Can a total body

- irradiation technique be fast and reproducible? *Int J Radit Oncol Biol Phys* 29:1167 (1994)
5. **AAPM Report 17: *The physical aspects of total and half body photon irradiation.*** American Association of Physicist in Medicine (1986)
 6. **Sanchez-Nieto B, Sanchez-Doblado F, Terron JA:** A CT-aided PC-based physical treatment planning of TBI: a method for dose calculation. *Radiother Oncol* 42:77-85 (1997)
 7. **Abraham D, Colussi V, Shina D, et al:** TBI treatment planning using the ADAC Pinnacle treatment planning system. *Med Dosim* 25:219-224 (2000)
 8. **Khan FM, Williamson JF, Sewchand W, Kim TH:** Basic data for dosage calculation and compensation. *Int J Radit Oncol Biol Phys* 6:745-751 (1980)
 9. **Pacyna LG, Darby M, Prado K:** Use of thermoluminescent dosimetry to verify dose compensation in total body irradiation. *Med Dosim* 22:319-324 (1997)
 10. **Boellaard R, Essers M, Herk MV, et al:** New method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry. *Int J Radit Oncol Biol Phys* 41:465-474 (1998)
 11. **Duch MA, Ginjaume M, Chakkor H, et al:** Thermoluminescence dosimetry applied to in vivo dose measurements for total body irradiation techniques. *Radiother Oncol* 47:319-324 (1998)
 12. **Jornet N, Ribas M, Eudaldo T:** Calibration of semiconductors for dose assessment in total body irradiation. *Radiother Oncol* 38:247-251 (1996)

Development of Total Body Irradiation Program

Byung Ock Choi*, Ji Sun Jang[†], Young Nam Kang*, Ihl Bohng Choi*, Sung Kyun Shin[‡]

*Department of Radiation Oncology, St. Mary's Hospital

[†]CyberKnife Center, Kangnam St. Mary's Hospital, [‡]Seoul C&J, Inc.

In total body irradiation (TBI) for leukemia, we have a two methode. One is a AP (anterior-posterior) method and the other is a Lateral methode. Our hospital used lateral methode. TBI must consider about body contour, because of homogeneous dose distribution. For compensation about irregular body contour, we use compensator. For TBI treatment, we must be considered, accurate manufacture of compensator and accurate calculation of dose. We developed the automatic program for TBI. This program accomplished for compensator design and dose calculation for irregular body. This program was developed for uses to use in a windows environment using the IDL language. In this program, it use energy data for each energy: TMR, output factor, inverse square law, spoiler, field size factor. This program reduces the error to happen due to the manual. As a development of program, we could decrease the time of treatment plan and care the patient accurately.

Key Words: Total body irradiation, Compensator, Dose calculation program