

- 원 저 -

고에너지 전자선의 선량분포에 관한 모의계산

원광보건대학 방사선과 · 전북대학교 물리학과
이정옥 · 김승곤*

- Abstract -

The simulation on dose distributions of high energy electron beams.

Jeong Ok Lee · Seung Kon Kim*
Dept. of Radiotechnology, Wonkwang Health Science College
Dept. of Physics, Chonbuk National University*

This work was performed as a basic research in the application of Monte Carlo methods for planning treatments by electron beams. Depth doses, beam profiles and isodose curves in water phantoms were calculated for monoenergetic electron beams with 6, 9, and 12 MeV.

The calculated depth doses and beam profiles are almost consistent with their known values. If allowances are made for distributions in electron beam energies, we are confident that the agreement between our calculations and measured values will significantly improve.

In conclusion, our work shows that similar Monte Carlo calculations could be applied for geometries in human body in planning electron beam treatments.

I. 서 론

전자선 방사선 치료는 물질속에서 침투깊이가 유한한 전자의 성질을 이용하여, 피부로부터 일정한 깊이 이내에 위치한 종양조직에 다량의 방사선을 조사하는 의료기술로서, 표재성 종양이나 유방암 등의 치료에 적용되고 있다. 이러한 전자선 방사선 치료를 성공적으로 수행하기 위해서는 치료에 이용할 전자선의 물리적 성질에 대해서 사전에 충분한 고찰이 이루어져야 하는데, 이 과정에는 전자선의 에너지 결정, 인체에서 전자선의 침투깊이 결정, 그리고 전자선이 조사된 인체내의 흡수선량 분포 계산 등이 있으며, 이러한 과정들을 통틀어 방사선 치료계획이라고 한다. 방사선 치료계획에서 가장 중요한 것은 방사선이 조사된 인체내의 선량 분포에 관한 자료를 정확하게 구하는 것이다. 이러한 목적의 수행을 위하여 현행 방사선 치료에서는 팬텀과 검출기 또는 필름 등을 이용하여 전자선이 조사되는 물팬텀 속의 흡수선량의 분포를 사전에 측정으로 구하고 이 자료들을 인체에 그대로 적용하여 인체의 치료영역에서 전자선에 의한 선량의 분포를 예측한다. 그러나 이러한 경우에 예측되는 선량 분포의 정확성은 측정에 이용된 측정기와 측정장비 또는 측정방법 등에 크게 의존하기 때문에 대부분의 경우에

많은 한계를 나타낸다. 또한 2차원의 측정자료로부터 3차원의 선량 분포를 구하기 때문에 다량의 2차원 자료들이 컴퓨터에 의해서 처리되어야 하며 여기에 수치적인 내삽, 외삽, 그리고 밀도보정 등 다양한 부수적인 수치연산이 이루어지기 때문에 충분한 신뢰성을 가지는 결과를 얻기 위해서는 많은 양의 계산시간이 요구되는 단점이 있다. 이러한 문제들은 자료들의 함수적 맞춤(fitting)과 같은 방법을 이용하여 해결하기도 하지만 물팬텀의 자료를 그대로 이용하는 측면에서 볼 때 정확한 선량 분포의 계산에 있어서는 근본적인 해결책이 되지 않는 것이다.

인체내의 흡수선량을 계산하는 방법들 중 현재까지 알려진 가장 정확한 방법은 몬테칼로 방법(Monte Carlo methods)을 적용한 흡수선량의 계산(이하 몬테칼로 계산)이다. 그러나 몬테칼로 계산에 의한 완전한 치료계획의 시스템을 구성하는 것은 현재로서는 어렵지만 이 계산법은 복잡한 인체 및 팬텀의 기하구조에 대한 측정값들의 검증이나 새로 개발된 치료계획 장치들의 계산의 정확성을 검증하는 도구로서 유용하게 이용되고 있다¹⁻³⁾.

본 연구에서는 몬테칼로 방법으로 방사선 치료용 고에너지 전자선의 선량 분포를 계산하고 이로부터 치료계획에 이용되는 기본자료들을 구하여, 궁극적으로 몬테칼로 방법에 의한 방사선 치료계획의 실용화에 기여하고자 한

다. 본 연구는 과거 수행된 연구들로부터 얻어진 자료들을 기초로 하였는데, 이 연구에서는 과년도 연구들⁴⁻⁶⁾에서 주로 다룬 6 MeV 전자선뿐만 아니라 9와 12 MeV의 전자선에 대한 계산결과도 포함시켰다. 또한 주어진 전자선 에너지들에 대하여 깊이 선량율(percent depth dose)과 빔 측면도(beam profile)와 같은 기초적 빔자료와 임상에서 방사선 치료계획시 이용가치가 높은 등선량 곡선들(isodose curves)의 계산결과들을 제시하였다. 본 연구에서 측정값과의 비교는 제시하지 않았는데, 이것은 본 연구에서 전자선을 단일 에너지로 간주하고 계산하였기 때문이며, 추후에 정확한 에너지 분포에 관한 자료가 연구되거나 알려지는 경우에 이를 반영할 계획이다. 또한 등선량 곡선의 경우에 이것을 정밀하게 측정하는데 따르는 어려운 점과 몬테칼로 계산 결과의 처리에 아직 상당한 문제점들이 있기 때문에 에너지 분포를 입력한 몬테칼로 계산과 측정값과의 비교는 추후의 과제들 중의 하나로서 남겨두고자 한다.

II. 재료 및 방법

본 연구에서 이용한 몬테칼로 계산 코드는 EGS4(electron gamma shower version 4) system⁷⁾이다. 이 코드는 SLAC(Stanford linear accelerator center)에서 고에너지 전자와 광자의 전자기적 상호작용을 연구하기 위하여 Rogers 등이 개발한 컴퓨터 프로그램이다. 단편적인 측면에서 EGS4는 전자 및 광자의 물질과의 상호작용을 몬테칼로 방법에 의하여 처리하는 EGS4 표준 서브루틴(standard subroutine)을 의미하는데, 이것은 EGS4로부터 결과를 얻기 위해서는 사용자가 직접 작성한 사용자 코드(user code)와 EGS4 표준 서브루틴이 함께 컴파일되어야 하기 때문이다. 따라서 EGS4 자체는 전자와 광자의 몬테칼로 수송을 처리하는 라이브러리(library)의 역할만을 수행하기 때문에 계산결과는 사용자 코드와 사용자로부터 제공되는 에너지와 기하구조에 관한 자료들에 대부분 의존한다. 결국 EGS4로부터 정확한 결과를 얻기 위해서는 세심한 사용자 코드의 작성이 요구되며 일반적으로 이것은 많은 시간과 노력이 소요되는 과정이다.

본 연구에서는 EGS4 배포본으로부터 제공되는 xyzdos, mortran 이라는 사용자 코드를 본 연구의 목적에 알맞게 보완하여 계산에 이용하였는데, 여기에는 계산을 위한 기하구조의 영역을 $22 \times 22 \times 22$ 에서 $50 \times 50 \times 51$ 으로의 확장, 평행빔 선원(parallel beam source)에서 빔의 확산(beam divergence)에 대한 보정, 단일 에너지 선원의 입력에서 에너지 스펙트럼의 입력 기능의 추가 그리고 계산 결과의 정돈된 출력, 등에 있어서 코드의 수정이 가해졌다.

몬테칼로 계산은 6, 9, 12 MeV의 단일 에너지의 전자선에 대하여 수행되었는데, 이것은 에너지 분포를 가지고 방출되는 선형가속기의 전자선과 차이가 있지만 이 에너지 분포는 선형가속기의 기하구조에의 의존성이 강하며,

일부의 연구들⁸⁻¹⁰⁾에서 몇 종류의 선형가속기들에 대한 시뮬레이션 결과들만이 보고되었기 때문에 보편적인 자료가 불충분하여 본 연구에서는 각각을 단일 에너지로 구성된 전자선으로 간주하고 계산을 수행하였다. 이것은 몬테칼로 계산의 임상적 응용이 어려운 이유 중의 하나인데, 정확한 계산 결과를 얻기 위해서는 현행 사용되는 치료 장치에 대한 에너지 자료를 구하여 입력해야 하지만 이것을 정확하게 측정하는 방법이 아직 알려져 있지 않기 때문이다.

몬테칼로 계산결과의 재현성 또는 균일성은 통계법칙에 의해서 계산의 history에 강하게 의존한다. 이 history는 통계적 시행횟수와 관계가 있는데, 본 연구의 경우에 이 값은 곧 계산되는 입사전자의 수이다. 따라서 입사전자의 수가 많을수록 통계적 불확정도가 적은 계산결과를 얻을 수 있지만 계산시간은 입사전자의 수에 비례하여 증가되기 때문에 이 수치는 경험적으로 결정하는데, 본 연구에서는 6, 9, 12 MeV의 에너지에 대하여 각각 300만 개의 입사전자를 계산하였다.

본 계산의 기하구조는 Fig. 1과 같다. 그림에서 알 수 있듯이 팬텀은 $15 \times 15 \times 15 \text{ cm}^3$ 의 크기를 가지는 순수한 물로 구성된 물팬텀이며, 전자선 조사면은 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 이다. 선원의 크기는 그림에 나타나있듯이 직경이 0.1 cm이며 선원과 팬텀 표면간의 거리(SSD : source to surface distance)는 100 cm이다. 조사면의 위치는 기하구조에서 x-y 평면상의 중심에 놓이도록 하였는데 본 연구에서 설정한 조사면 중심의 x-y 좌표는 (7.5, 7.5)이다. 다음에는 몬테칼로 계산에 이용된 주요 변수들을 알아보면, 전자기적 상호작용의 몬테칼로 수송에서 에너지의 하한값은 전자의 경우에 100 keV(ECUT = 0.611), 광자의 경우에 10 keV(PCUT = 0.01)로 설정하였으며, 그리고 전자스텝(electron step)은 4%(ESTEP = 0.04)로 정하였다(괄호안의 표현은 EGS4 코드에서 처리하는 변수의 이름과 대입되는 값이다). 다음에 이어지는 본 논문의 결과에서는 3차원 팬텀 구조의 세분화된 계산 영역에 저장된 흡수선량의 계산결과들로부터 추출된 깊이 선량율, 빔 측면도, 그리고 등선량 곡선이 각각의 에너지에 대하여 제시한다.

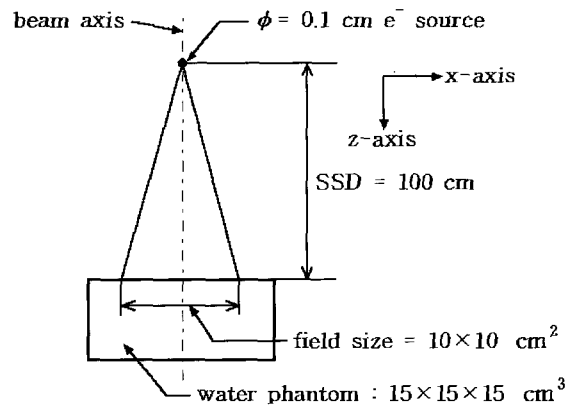


Fig. 1. Geometrical models to calculate the dose distributions with Monte Carlo methods in a water phantom.

III. 결 과

Fig. 2는 몬테칼로 계산결과를 조사면의 중심 영역에 대하여 그리고 최대선량 깊이의 흡수선량에 대하여 100%로 규격화하여 얻어진 6, 9, 12 MeV 전자선에 의한 깊이 선량률이다. 이 그림에서 알 수 있듯이 각 에너지에 대한 최대 선량깊이는 6 MeV에 대하여 1.4 cm, 9 MeV에 대하여 2.4 cm, 그리고 12 MeV에 대하여 2.9 cm로 나타났는데, 이 값들은 Janshidi 등¹¹⁾이 선형가속기(Clinac-2500, Varian co.)를 이용하여 연구한 논문에서 제시한 값들과 ± 0.1 cm 범위에서 일치한다. 또한 측정으로 전자선의 평균에너지를 구할 때 기준이 되는 깊이 선량률 50%의 깊이는 6, 9, 12 MeV 전자선 에너지에 대하여 2.4 cm, 3.6 cm, 4.9 cm로 나타났는데, 이 값들도 Janshidi 등의 자료와 ± 0.1 cm 범위에서 일치한다. 이것은 이 선형가속기에서 방출되는 전자들의 에너지가 평균값을 중심으로 약간 분산되어 있기 때문으로 본 계산에서 이 가속기의 에너지 분포를 고려한다면 측정값과 잘 일치할 것으로 생각한다.

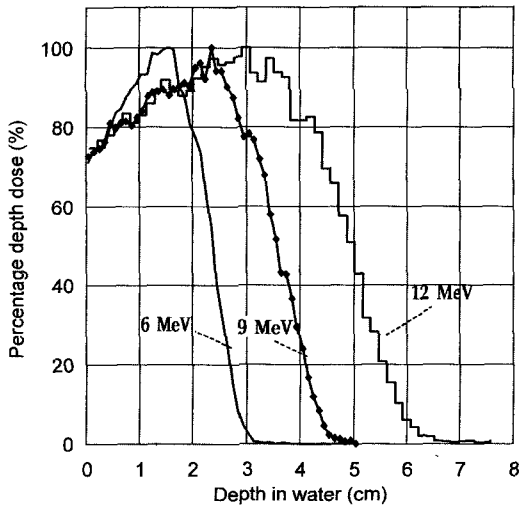


Fig. 2. Calculated PDD curves for 4, 6, and 9 MeV electron beams.

Fig. 3, 4, 5는 6, 9, 12 MeV 전자선의 각각에 대한 빔 측면도의 몬테칼로 계산결과들로서 각 에너지에 대한 최대 선량 깊이영역에서의 계산된 흡수선량의 값들을 조사면 중심 영역에 대하여 100%로 규격화하여 나타낸 그림들이다. 이 그림들에서 x-축의 값들은 몬테칼로 계산의 기하구조에 의해서 초기에 정해지는 조사면의 x-좌표의 값들이다. 따라서 조사면의 중심을 원점으로 하여 정해지는 일반적인 경우와는 다르다. 그림에서 알 수 있듯이 계산된 빔 측면도의 곡선들은 주어진 영역에서 비교적 균일하지만 계산값의 통계적 성질로 인하여 대부분 평탄한

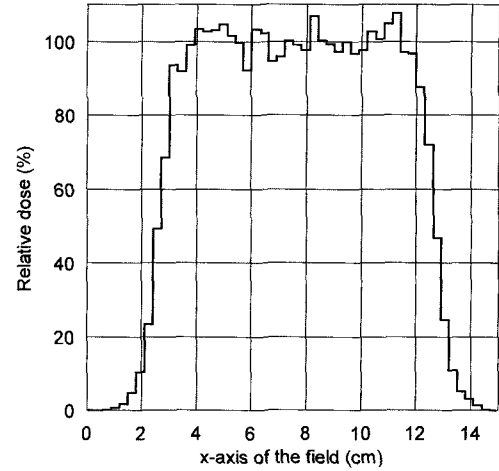


Fig. 3. Calculated beam profile for 6 MeV electron beam at a depth of 1.4 cm in water phantom.

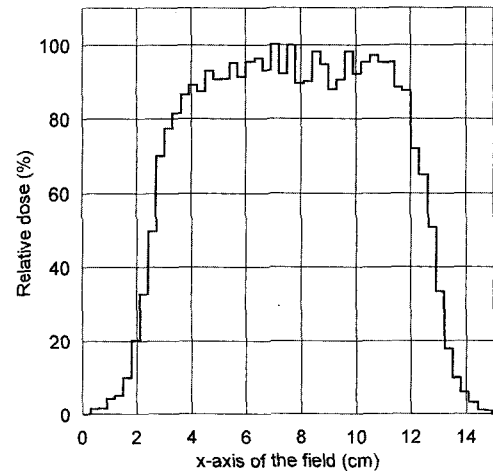


Fig. 4. Calculated beam profile for 9 MeV electron beam at a depth of 2.4 cm in water phantom.

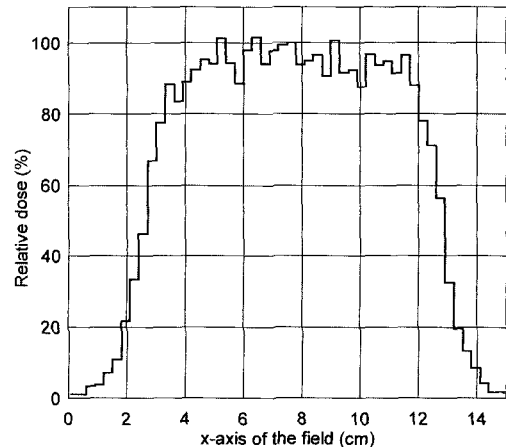


Fig. 5. Calculated beam profile for 12 MeV electron beam at a depth of 2.9 cm in water phantom.

곡선은 아니다. 이러한 계산값의 통계적 요동은 계산의 history를 더욱 증가시킴으로써 작게 할 수 있다. 따라서 이보다 평탄한 빔 측면도를 구하고자 한다면 본 연구에서 취한 300만개의 입사전자보다 더 많은 수를 계산해야 할 것이다.

Fig. 6, 7, 8은 실제 임상에서 이용가치가 높은 등선량 곡선으로서 각각 6, 9, 12 MeV 에너지의 전자선에 대한 몬테칼로 계산결과들로부터 x-축과 빔축(z-axis)에 대하여 추출된 자료를 그래프로 나타낸 것들이다. 이 그림들

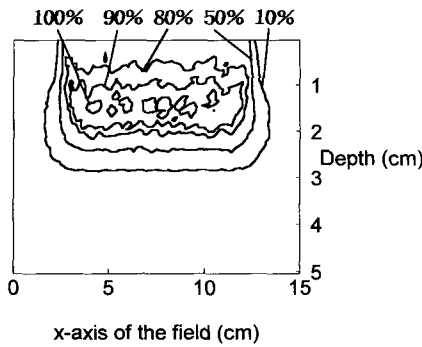


Fig. 6. Isodose curves using the data calculated by Monte Carlo methods for a field size of $10 \times 10 \text{ cm}^2$ of 6 MeV electron beam in water phantom.

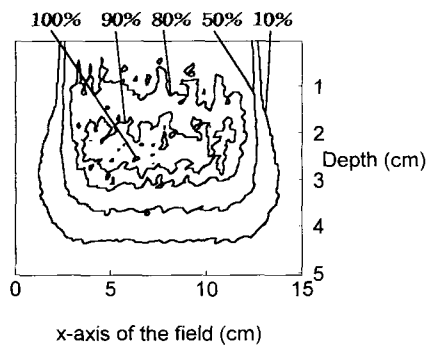


Fig. 7. Isodose curves using the data calculated by Monte Carlo methods for a field size of $10 \times 10 \text{ cm}^2$ of 9 MeV electron beam in water phantom.

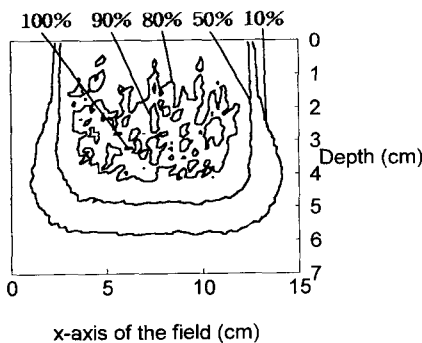


Fig. 8. Isodose curves using the data calculated by Monte Carlo methods for a field size of $10 \times 10 \text{ cm}^2$ of 12 MeV electron beam in water phantom.

에서 y축은 기하구조의 중심 좌표인(7.5, 7.5)이다. 이 그림에서 표시된 값들은 앞서 제시한 깊이 선량율의 경우와 마찬가지로 각 에너지에 대하여 최대 흡수선량 값의 값을 100%로 규격화하여 나타낸 값들이다. 이 그림들에 이어지는 Fig. 9, 10, 11은 물팬텀속 최대 흡수선량 깊이에서 전자선 조사면의 횡단면에 대한 등선량 곡선의 그림들이다. 이 그림들에 표시된 값들도 앞의 경우와 같이 조사면 중심영역에 대한 흡수선량의 값을 100%로 규

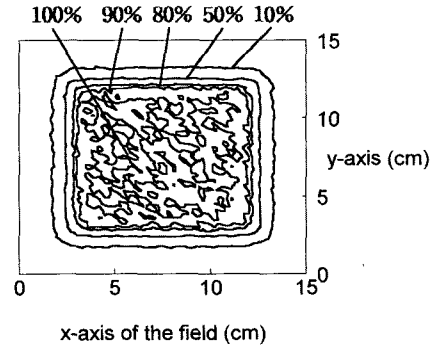


Fig. 9. Isodose curves calculated with Monte Carlo methods for a transverse field area of 6 MeV electron beam at a depth of 1.4 cm in water phantom.

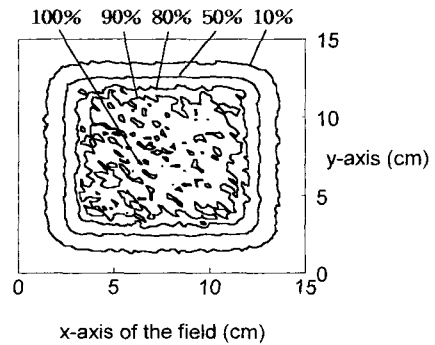


Fig. 10. Isodose curves calculated with Monte Carlo methods for a transverse field area of 9 MeV electron beam at a depth of 2.4 cm in water phantom.

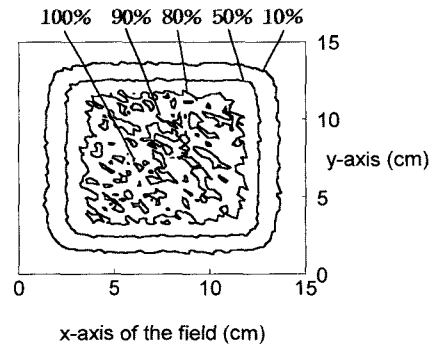


Fig. 11. Isodose curves calculated with Monte Carlo methods for a transverse field area of 12 MeV electron beam at a depth of 2.9 cm in water phantom.

적화하여 나타낸 것이다. 이와 같이 몬테칼로 계산은 3차원적인 기하구조를 다루기 때문에 2차원적인 측정값들을 합성하고 내삽 또는 외삽하여 나타내는 일반적인 치료계획 알고리즘과는 전혀 다른 것이 특징이다. 따라서 관심 있는 특정한 단면에 대해서도 등선량 곡선을 표시할 수 있으며, 그래픽 기반의 소프트웨어의 지원으로 CT의 스캔자료를 입력할 수 있다면 몬테칼로 계산에 의한 3차원 치료계획 장치의 구성이 가능할 것이다.

IV. 결 론

몬테칼로 계산에 의해서도 이와 같은 결과들을 얻을 수 있다는 것은 이 계산 방법을 적용하여 임상에서 방사선 치료계획 시스템을 구성하는 것이 가능하다는 것을 말해준다. 방사선 치료분야에서 몬테칼로 계산을 중요하게 여기는 가장 근본적인 이유는 현재 계산과 검증에 많은 문제점들을 안고 있는 인체 내부와 같은 불균질 물질에 대한 계산에 있어서 고도의 신뢰성을 가지는 결과를 얻을 수 있기 때문이다. 물론 현재의 몬테칼로 계산은 실용적인 측면에서 해결이 어려운 많은 문제점들이 있다. 그 중의 하나는 계산시간인데 현재 이것은 컴퓨터 하드웨어 기술의 급격한 발달로 미루어 수년안에 해결될 것으로 보인다. 본 연구에서 계산에 이용한 컴퓨터는 인텔의 펜티엄-II 400 MHz의 개인용 컴퓨터인데, 6 MeV 전자 300만개의 계산에 소요된 시간은 약 120분이었다. 한편 몬테칼로 계산의 소요 시간은 계산코드의 알고리즘과 계산의 방법 등과 같은 소프트웨어적인 요소들과의 의존성도 강한데, 이를테면 분산 감소 기법(variance reduction technique)¹²⁾의 적용으로 계산의 history를 줄여 계산시간을 단축시킬 수 있다. 또한 주기가 충분히 긴 난수 발생기(random number generator)의 도입, 기하구조 및 통계적 처리방법의 단순화 등도 계산시간의 단축에 효과가 있어서 하드웨어적인 발전뿐만 아니라 소프트웨어적인 연구 개발도 중요하다고 생각한다. 몬테칼로 계산의 실용화에서 어려운 다른 요소는 입사빔의 에너지에 대한 자료가 거의 없다는 것이다. 이것은 측정이 거의 불가능하여 선형가속기의 head에 대한 몬테칼로 계산으로부터 에너지 분포를 구하는 연구들이 보고되었을 뿐이다⁸⁻¹⁰⁾. 따라서 입사빔의 에너지 분포가 선형가속기의 기하구조에 의존하여 나타나기 때문에 치료에 이용하는 모든 가속기에 대해서 에너지 분포를 구하는 것이 불가피하지만, 현재 이것은 연구단계에 있으며 검증조차도 어려운 실정이다. 이와 같이 몬테칼로 계산은 정확한 방사선량의 예측의 측면에서는 방사선 치료분야에서 응용성이 강하지만 이것의 실용화는 위와 같은 문제들로 인하여 현재로서는 어렵다. 그러나 이 분야의 다양한 연구가 지속된다면 가까운 장래에는 반드시 실현될 것으로 확신한다. 이러한 측면들과 함께 본 논문의 결론을 제시하면 다음과 같다.

본 연구에서는 계산과정이 비교적 단순한 전자선에 대한 계산을 수행하였으며, 계산결과들을 이용하여 깊이 선량율과 빔 측면도와 같은 기초자료에서부터 임상에서 유용한 등선량 곡선에 이르기까지 주요 빔자료들을 구하였다. 이와 같은 방법으로 많은 종류의 에너지들과 다양한 형태의 조사면들 그리고 물팬텀이 아닌 인체 조직과 유사한 구조들에 대해서 몬테칼로 계산들을 수행하고, 그 결과들을 적절한 측정에 의하여 검증함으로써 몬테칼로 계산을 임상에 응용할 수 있다고 생각한다. 따라서 지속적인 연구를 위하여 이어지는 과제는 본 연구에서 문제시된 치료용 방사선 빔의 에너지 분포를 구하는 것과 함께 불균질 물질에 대한 흡수선량의 분포를 계산하는 것이라고 할 수 있다. 또한 이러한 계산값들을 적절히 검증할 수 있는 측정방법을 고안하여 계산결과들을 평가하고 계산방법들을 보완함으로써 몬테칼로 계산의 임상적 응용에 보다 접근할 수 있을 것으로 생각한다.

참 고 문 헌

1. Iwan Kawrakow, Matthias Fippel, and klaus Friedrich, 3D electron dose calculation using a Voxel based Monte Carlo algorithm(VMC), Med. Phys. 23 : 445(1996).
2. D.W.O. Rogers, Calibration of parallel-plate chambers : Resolution of several problems by using Monte Carlo calculations, Med. Phys. 19 : 889(1992).
3. Gary Luxton, Comparison of radiation dosimetry in water and in solid phantom materials for I-125 and Pd-103 brachytherapy sources : EGS4 Monte Carlo study, med. Phys. 21 : 631(1994).
4. 이성아, 이정옥, 문성록, et. al, 6 MeV 전자선의 측정과 모의계산에 대한연구, J. Kor. Soc. Ther. Radiol. 13 : 285(1995).
5. 이정옥, 김승곤, 가우시안 근사를 이용한 6 MeV 전자선의 에너지 분포에 관한 연구, 대한방사선기술학회지, 22 : 54(1999).
6. 이정옥, 정동혁, 문성록, 6 MeV 전자선의 물팬텀 속의 선량 분포에 관한 모의 계산, 대한방사선기술학회지, 23 : 75(2000).
7. SLAC Report 265 : *The EGS4 Code System*, Stanford Linear Accelerator Center, (1985).
8. Rogers D. W. O., Faddegon B.A., Ding G.X. : BEAM : A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units, Med. Phys., 22 : 503(1995).
9. Radhe Mohan, Chen Chui, Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators, Med. Phys. 12 : 592(1985).
10. G.X. Ding, D.W.O. Rogers, Energy spectra, angular

- spread and dose distributions of electron beams from various accelerators used in radiotherapy, Report PIRS-0439(1995).
11. Abolghassem Jamshidi, Franca T. Kuchnir, and Chester S. Reft, Characteristic parameters of 6-22 MeV electron beams from a 25-MeV linear accelerator, *Med. Phys.*, 14 : 282(1987).
 12. Jenkins T.M., Rindi A. : *Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*, Plenum, New York, 407(1988).