

분산 감소 기법에 의한 몬테칼로 선량 계산 효율 평가

국립암센터 양성자치료센터

박창현 · 박성용 · 박 달

몬테칼로 계산은 다른 어떤 알고리즘보다 정확한 선량 계산 결과를 주지만 계산 시간이 오래 걸리는 단점이 있다. 본 연구에서는 Varian 600 C/D 선형가속기로부터의 6 MV 광자선에 대해 몬테칼로 계산을 사용하여 얻은 선량 분포가 측정에 의해 얻은 선량 분포와 2% 이내에서 서로 잘 일치하도록 하며 분산 감소 기법을 사용하여 계산 시간 단축 정도를 평가하였다. 그리고 연산 능력을 높여 계산 시간 단축 정도를 평가하여 분산 감소 기법을 사용한 경우와 연산 능력을 높인 경우 간에 계산 시간 단축 정도를 비교하였다. 몬테칼로 계산 코드로는 빔 모사를 위해 BEAMnrc 코드, 선량 계산을 위해 DOSXYZnrc 코드를 각각 사용하였는데 분산 감소 기법은 이 코드들에서 지원하는 방법들을 사용하였고 연산 능력을 높이는 방법으로는 컴퓨터 클러스터를 이용한 병렬 처리를 사용하였다. 비교 결과, 분산 감소 기법을 사용하여 계산 시간을 최대 1/25 이상 단축시킬 수 있었고 9대의 컴퓨터를 이용한 병렬 처리 결과 계산 시간을 1/9로 단축시킬 수 있었다. 계산 결과의 정확성을 만족할 만한 수준으로 유지할 수 있다면 분산 감소 기법을 포함한 간략화된 물리의 적용은 현 시점에서 몬테칼로 선량 계산 시간을 획기적으로 단축시킬 대안이 될 수 있다.

중심단어 : 몬테칼로 선량 계산, Varian 600 C/D, BEAMnrc, DOSXYZnrc

서 론

방사선 치료에 있어서 기본적인 목표는 방사선 조사를 통해 건강한 세포에 가해질 수 있는 피해를 최소화하면서 암세포를 가능한 한 많이 파괴하는 것이다. 이러한 흡수선량의 최적화는 최근에 세기 변조 방사선 치료(IMRT)가 도입되기 시작하면서 더욱 중요한 문제가 되고 있다. 방사선 치료에 있어서 흡수선량의 최적화는 치료 계획 단계에서 결정되기 마련인데 치료 계획이 효과적으로 이루어지기 위해서는 정확한 선량 계산이 필수적이다. 치료 계획에서의 선량 계산을 수행하기 위한 다양한 알고리즘들이 개발되었지만 현재까지 임상에 적용된 알고리즘들의 경우 방사선 빔을 기술하는 데 있어서 물리의 많은 부분을 무시함으로써 계산의 정확성을 충분히 확신할 수는 없었다. 이러한 기존의 알고리즘들에 비해 가급적 빔 수송의 물리를 그대로 기술하는 알고리즘이 몬테칼로 방법인데 국내외의 많은 연구를 통해 몬테칼로 방법에 의한 선량 계산은 다른 어떤 알고리즘보다 정확한 결과를 준다는 것이 밝혀졌다. 각 연구에 따라 계산 및 측정용

수행한 구체적인 조건은 차이가 있지만 대략 1-3% 이내에서 몬테칼로 계산 결과와 측정 결과가 잘 일치한다^{1,6)}. 그러나 문제는 계산 시간이 길어질 수밖에 없다는 것인데 이는 몬테칼로 방법을 임상에서 사용하기 위해서는 반드시 극복해야 할 문제이다. 몬테칼로 계산 시간을 단축시키기 위한 방법으로는 크게 두 가지 방법이 있는데 몬테칼로 계산은 컴퓨터 상에서 수행할 수밖에 없으므로 연산 능력을 높여 계산 속도를 향상시키는 것이 그 하나이고 몬테칼로 방법의 틀은 유지하며 부분적으로 간략화된 물리를 도입하는 것이 또 다른 하나이다. 현대의 연산 능력은 급속도로 향상되고 있으나 연산 능력의 향상에만 의존해 몬테칼로 방법을 임상에 적용하기에는 아직 현실적으로 무리가 있다. 결국 연산 능력을 향상시키는 동시에 몬테칼로 방법에 있어서 간략화된 물리를 사용할 수밖에 없는데 이는 계산 결과의 정확성이 다시 문제가 된다. 몬테칼로 방법을 임상에서 사용하고자 한다면 몬테칼로 방법에 있어서 간략화된 물리를 사용함으로써 계산 결과의 정확성을 얼마나 확보할 수 있는지 충분히 검증해야 한다. 그래서 이러한 검증을 통해 실제로 임상에서 몬테칼로 방법을 사용할 때 계산 결과가 만족할 만큼 정확할 수 있는 조건을 미리 알고 있어야 한다.

본 연구에서는 몬테칼로 방법을 구현하기 위해 BEAMnrc 코드 및 DOSXYZnrc 코드를 사용하였는데 이 코드들은 캐나다의 NRC(National Research Council), 미국의 위스콘신

책임저자 : 박 달, (412-769) 경기도 고양시 일산구 마두 1동 809
국립암센터 양성자치료센터
Tel : 031)920-0143, Fax : 031)
E-mail : dpark@ncc.re.kr

대학, 캐나다의 오타와 암 클리닉의 공동 연구인 OMEGA (Ottawa Madison Electron Gamma Algorithm) 프로젝트의 산물로서 원래 전자선에 대한 몬테칼로 선량 계산을 목표로 개발되었지만 전자선 뿐만 아니라 광자선에 대해서도 잘 맞는다고 보고되었다⁷⁾. 비슷한 통계적 불확실성으로 몬테칼로 선량 결과를 얻을 때 일반적으로 전자선보다 광자선의 경우에 시간이 훨씬 오래 걸리므로 본 연구에서는 광자선만에 대해 계산 시간을 평가하였다. 선형가속기 600 C/D(Varian,

미국)에서 나오는 6 MV 광자선에 대해 몬테칼로 선량 계산을 수행하였는데 간략화된 물리를 기술하도록 BEAMnrc 코드 및 DOSXYZnrc 코드에 포함된 내용들 중 분산 감소 기법에 초점을 맞추었다. 또한, 연산 능력을 높이기 위해 10대의 PC로 된 컴퓨터 클러스터를 구성하여 병렬 처리를 사용하였다.

재료 및 방법

1. 몬테칼로 코드 수행

BEAMnrc 코드 및 DOSXYZnrc 코드는 EGSnrc 코드를 기반으로 하는데, EGSnrc 코드는 고에너지 물리학 분야에서 사용하기 위해 스탠포드 선형가속기 센터(Stanford Linear Accelerator Center, SLAC)에서 개발한 EGS 코드를 의학 물리학 분야에 사용할 수 있도록 수차례 개량하여 발표된 일련의 코드들 중 가장 최근의 성과물이다.

1) BEAMnrc 코드를 사용한 빔 모사

선형가속기를 모델링함으로써 그 선형가속기에서 나오는 빔을 모사할 수 있다. BEAMnrc 코드에서는 부분모듈(component module)들을 사용하여 임의의 선형가속기를 모델링한다. 부분모듈들을 서로 겹침이 없이 빔 축 상에 순서대로 배열함으로써 선형가속기를 구성할 수 있다. 선형가속기 600 C/D의 각 파트 별로 부분모듈을 선택하여 기하학적 구조 및 물질 종류를 BEAMnrc 코드 상에서 입력함으로써 모델링하였다.

Fig. 1의 사진이 선형가속기의 실제 모습이고 Fig. 2는 이 선형가속기의 헤드 부분을 모델링한 모습이다. Fig. 2의 (a)는

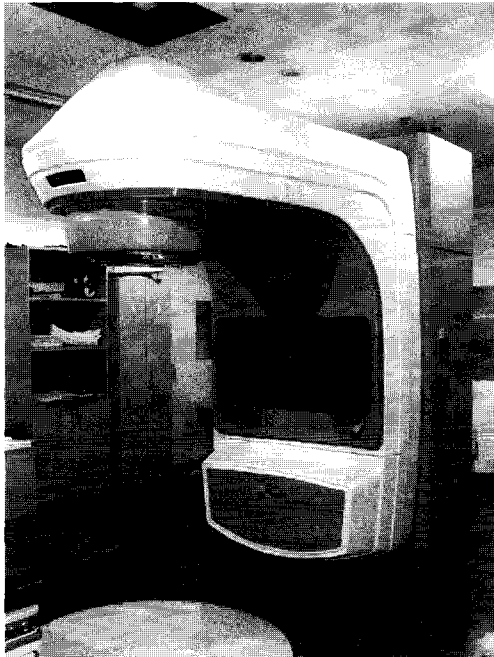


Fig. 1. Linear accelerator 600C/D.

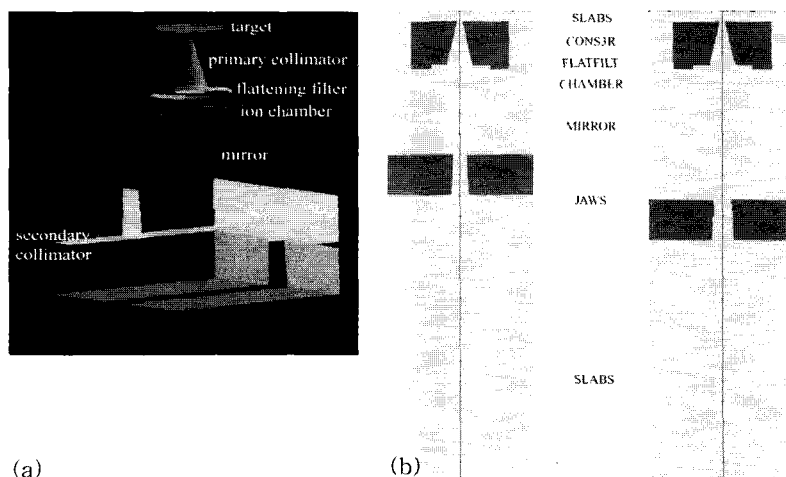


Fig. 2. (a) 3-dimensional view of Linac modeling, (b) x-z and x-y cross sectional views.

선형가속기를 3차원으로 표현한 것이고 (b)는 서로 수직인 두 방향에서 바라본 선형가속기의 단면을 나타내고 있다. Fig. 2에서 SLABS, CONS3R, FLATFILT, CHAMBER, MIRROR, JAWS는 각각 타겟, 일차 콜리메이터, 편평화여과기, 모니터전리함, 거울, 이차 콜리메이터에 대한 BEAMnrc 코드의 모듈 기호이다.

BEAMnrc 코드는 빔 모사의 결과로 위상공간(phase space) 데이터를 생성한다. 위상공간 데이터는 위치의 함수로서 선원에 따른 강도, 에너지, 방향 및 전하 분포에 대한 정보를 담고 있다. 일단 획득한 위상공간 데이터는 선량 계산을 위한 입력으로 사용할 수 있다. 모사한 빔을 사용한 선량 계산 결과가 선량 측정 결과와 잘 일치하도록 하기 위해서 고려해줘야 할 BEAMnrc 코드의 입력 인자는 타겟에 입사하는 전자의 에너지와 세기 분포이다^{8,9)}. 본 연구에서는 깊이 선량율과 1.5 cm, 5.0 cm, 10.0 cm 및 20.0 cm 깊이에서의 빔 측면도에 대해 측정값과 계산값의 차이가 2% 이하 일 때까지 몇 차례 빔 모사를 반복하여 최종적으로 입사 전자가 6 MeV 단일 에너지이고 세기 분포가 FWHM = 0.2 cm인 가우스 분포이도록 하였다.

2) DOSXYZnrc 코드를 사용한 선량 계산

BEAMnrc 코드에서 선형가속기 각 부분의 기하학적 구조 및 물질 종류를 지정해 주고 빔을 입사시킴으로써 빔을 모사 하듯이 DOSXYZnrc 코드에서는 직교좌표계의 직선으로 이루어진 부피요소들 각각의 크기 및 물질 종류를 지정해 주고 빔을 입사시켜 각각의 부피요소에 대한 흡수선량을 계산할 수 있다. 여기서, 입사시켜 주는 빔으로서 위에서 구한 위상공간 데이터를 사용할 수 있다.

선량 계산을 수행하는 가상 팬텀과 실제 실험에서 선량 측정을 위해 사용하는 팬텀은 그 크기와 물질 구성에 있어서 동일한 효과를 낼 수 있도록 해야 한다. 본 연구에서 선량 계산을 위해서는 Fig. 3 (a)의 가상 팬텀을 사용했고 실제 실험에서는 Fig. 3 (b)의 Blue Phantom (Wellhöfer Dosimetrie, Germany)을 사용하여 선량 측정을 하였다. 가상 팬텀은 각각 부피가 0.5×0.5×0.5 cm³이고 물로 구성된 186,050 (61×61×50)개의 부피요소들로 구성하였다.

2. 선량 계산 시간을 단축시키기 위한 방법들

1) 분산 감소 기법

BEAMnrc 코드에 포함된 분산 감소 기법들 중 비정거리에 따른 전자 배제 방법(electron range rejection, RR)과 Bremsstrahlung 입자 수의 배수화 방법(Bremsstrahlung splitting, BS)을 사용하였다.

RR이란 수송 중인 전자의 총에너지가 특정 에너지보다 작고 그 비정거리가 전자가 그 시점에 도달해있는 영역을 벗어날 만큼이 아니라면 그 전자의 수송을 중단하고 그 전자가 가지고 있던 에너지는 그 영역에서 흡수되도록 하여 저에너지 전자의 수송에 따른 계산 시간의 낭비를 줄이고자 하는 방법이다. 전자의 수송 여부를 결정하는 에너지를 2.0 MeV로 설정하여 이 방법을 사용함으로써 계산 속도는 2-3배 향상되었고 이 방법을 사용하지 않았을 때에 비해 총 광자 수는 0.1%만 줄었다는 보고^{9,10)}에 따라 본 연구에서도 2.0 MeV로 설정하여 이 방법을 사용하였다. 가상 팬텀의 부피요소의 크기 0.5×0.5×0.5 cm³에 비해 높은 값일 수 있으나 실제로 2.0 MeV 이하로 설정하고 RR을 사용한 결과 큰 차

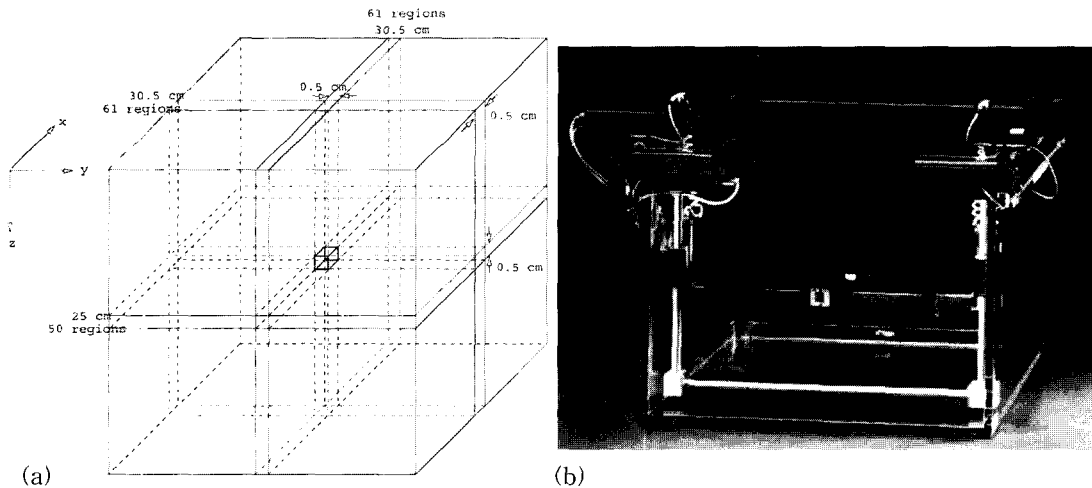


Fig. 3. (a) Virtual phantom and (b) real phantom used to calculate and measure the dose distributions respectively.

이가 없어서 2.0 MeV를 그대로 사용하였다.

BS란 전자가 Bremsstrahlung 작용에 의해 광자를 생성할 때 실제의 물리와는 달리 다수의 광자를 생성하도록 하는 방법이다. 결과적으로 같은 수의 입사 전자에 대해서도 이 방법을 사용함으로써 더 많은 광자를 생성할 수가 있게 된다. BS로는 일정한 배수화 방법(uniform Bremsstrahlung splitting, USB)과 선택적 배수화 방법(selective Bremsstrahlung splitting, SBS) 두 가지가 있는데, USB는 생성되는 광자의 배수화 수를 일정하게 설정하는 것이고 SBS는 가변적으로 설정하는 것이다. SBS가 USB보다 효율적이라고 보고되었기 때문에¹⁰⁾ 본 연구에서는 SBS를 사용하였다. 배수화 수의 범위는 10-100으로 설정하였다.

이차 전자의 러시아 룰렛 방법(Russian roulette of secondary electrons)이란 분산 감소 기법도 있다. BS에 의해 다수로 생성된 광자가 각각 이차 전자를 생성하면 결과적으로 이차 전자도 다수로 생성되지만 이차 전자의 러시아 룰렛 방법을 사용하면 BS를 사용하더라도 광자의 수는 늘어나지만 그에 따라 생성되는 이차 전자의 수는 BS를 사용하지 않을 때와 같이 생성되도록 하게 된다. 그러나 본 연구에서는 선량 계산에 관심이 있고 선량 계산에는 오염 전자의 효과도 중요하므로 이 방법을 사용하지 않았다.

그 외에, 광자 및 전자의 수송 또는 생성을 결정하는 문턱 에너지의 값(광자에 대해 PCUT 및 AP, 전자에 대해 ECUT 및 AE), 곧 이 값 이상의 에너지를 갖는 입자만 수송 또는 생성되도록 하는 문턱 값을 설정할 수 있는데 이 값들의 경우 약간의 변화에 대해 결과에 큰 영향을 미치지 않는 것으로 나타나 이전의 연구에서 주로 사용된 값들을 그대로 사용하였다. PCUT = AP = 0.01 MeV, ECUT = AE = 0.7 MeV로 설정하였다.

2) 병렬 처리

몬테칼로 계산은 함수 중심의 계산이 아니라 데이터 중심의 계산이기 때문에 병렬 처리가 효과적이다. n대의 컴퓨터에서 몬테칼로 계산을 수행하고자 한다면 전체 작업을 1/n로 각 컴퓨터 별로 분배하여 독립적으로 처리하게 되고 컴퓨터 사이의 통신에 필요한 부하는 거의 없으므로 몬테칼로 계산에 있어서는 이상적이라고 할 만 하다.

본 연구에서는 10대의 인텔 펜티엄 4 PC를 묶은 컴퓨터 클러스터를 구성하여 사용하였다. 각 컴퓨터에는 1.7 GHz의 CPU, 512 MB의 램을 갖추었고 컴퓨터 사이는 100 Mbps의 패스트 이더넷으로 연결하였으며 운영체제로는 리눅스를 사용하였다. 10대의 컴퓨터 중 1대는 제어용으로 사용하고 나머지 9대를 계산을 수행하는 데에 사용하였다.

결과 및 고찰

1. 선량 분포의 비교

선형가속기 600 C/D로부터 나오는 6 MV 광자선을 조사하여 얻은 위상공간 데이터를 사용하여 물 팬텀에 대하여 선량을 계산하였다. 그리고 이 결과를 실험을 통해 측정하여 얻은 결과와 비교하였다. 본 연구에서는 SSD = 100 cm, 조사면의 크기는 10×10 cm²만을 고려하였다.

선량 계산 시간을 단축시키기 위해 분산 감소 기법과 병렬 처리를 사용하였다. 몬테칼로 선량 계산의 통계적 불확실성의 기준으로는 Keall 등^{11, 12)}에 의거하여 계산 결과가 2% 안의 통계적 불확실성을 갖는 것으로 하였다. 한편, 정확성의 기준으로는 환자에게 전달되는 선량은 5% 이내에서 정확해야 하고 그러기 위해 계산 선량은 2% 이내에서 정확해야 한다는, AAPM TG-53¹³⁾, IAEA TRS-277¹⁴⁾, ICRU 보고서

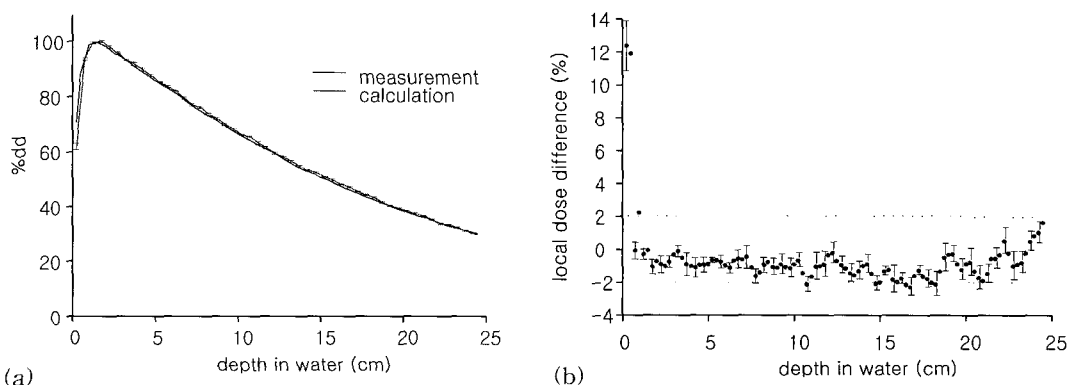


Fig. 4. (a) Comparison of the measured and Monte Carlo calculated central axis depth dose curves and (b) local dose differences between them.

42¹⁵⁾ 등에서의 권고에 의거하여 선량 분포의 계산 결과와 측정 결과가 2% 안에서 일치하는 것으로 하였다.

1) 깊이 선량율(percentage depth dose)의 비교

Fig. 4의 (a)에 깊이 선량율의 계산 결과와 측정 결과를 함께 나타내었고 (b)에 계산 결과와 측정 결과 사이의 차이를 보였다. 중심축 상에서 0.5 cm마다 얻은 계산값들에 대해 내삽하여 구한 그 사이값들까지를 포함한 결과를 측정 결과와 비교하였다. 깊이 선량율은 계산 결과와 측정 결과 각각 최대 선량값에 대해 정규화하여 구했다. 그리고 같은 깊이에서의 계산 선량값과 측정 선량값의 차이(국소 선량 차이; local dose difference)를 모든 깊이에 걸쳐 구했다. 계산 결과와 측정 결과의 차이는 선량보강 영역을 지나서는 계산 결과와 측정 결과가 2% 안에서 잘 일치함을 보여주고 있다. 선량보강 영역에서의 어긋남은 몬테칼로 계산의 부정확성에도 기인하겠지만 선량의 급격한 변화로 인한 측정의 오차에 보다 기인한 것일 수 있다^{16,18)}.

2) 빔 측면도(dose profile)의 비교

Fig. 5의 (a)-(d)에 각각 1.5 cm, 5.0 cm, 10.0 cm 및

20.0 cm 깊이에서의 빔 측면도의 계산 결과와 측정 결과를 함께 나타내었고 Fig. 6의 (a)-(d)에 각각에 대한, 계산 결과와 측정 결과 사이의 차이를 보였다. 횡축 상에서 0.5 cm마다 얻은 계산값들에 대해 내삽하여 구한 그 사이값들까지를 포함한 결과를 측정 결과와 비교하였다. 모든 깊이에서 조사면 안에서는 계산 결과와 측정 결과가 2% 안에서 잘 일치함을 보여주고 있다. 조사면 경계에서의 어긋남은 역시 몬테칼로 계산의 부정확성 외에 선량의 급격한 변화로 인한 측정의 오차에 기인한 것일 수 있다^{17,18)}. 그런데 비교한 모든 깊이에 대해 왼쪽 선량보강 영역보다 오른쪽 선량보강 영역에서 차이가 더 큰 것은 계산 결과는 중심축을 중심으로 대칭인데 측정 결과는 비대칭이기 때문으로서 측정을 반복해도 비슷한 결과가 나오는 것으로 보아 실제 가속기 내부의 이차 콜리메이터 등이 빔 축에 대해 비대칭적이라고 추측할 수 있다. 그리고 20.0 cm 깊이에서 차이가 특히 큰 이유는 가상 팬텀의 크기가 실제 팬텀의 크기와 차이가 있어서 팬텀 바닥 근처의 깊이에서 다른 깊이에서보다 선량값의 차이가 큰 것일수도 있고 측정 상의 문제일수도 있으리라 생각되는데 이에 대해

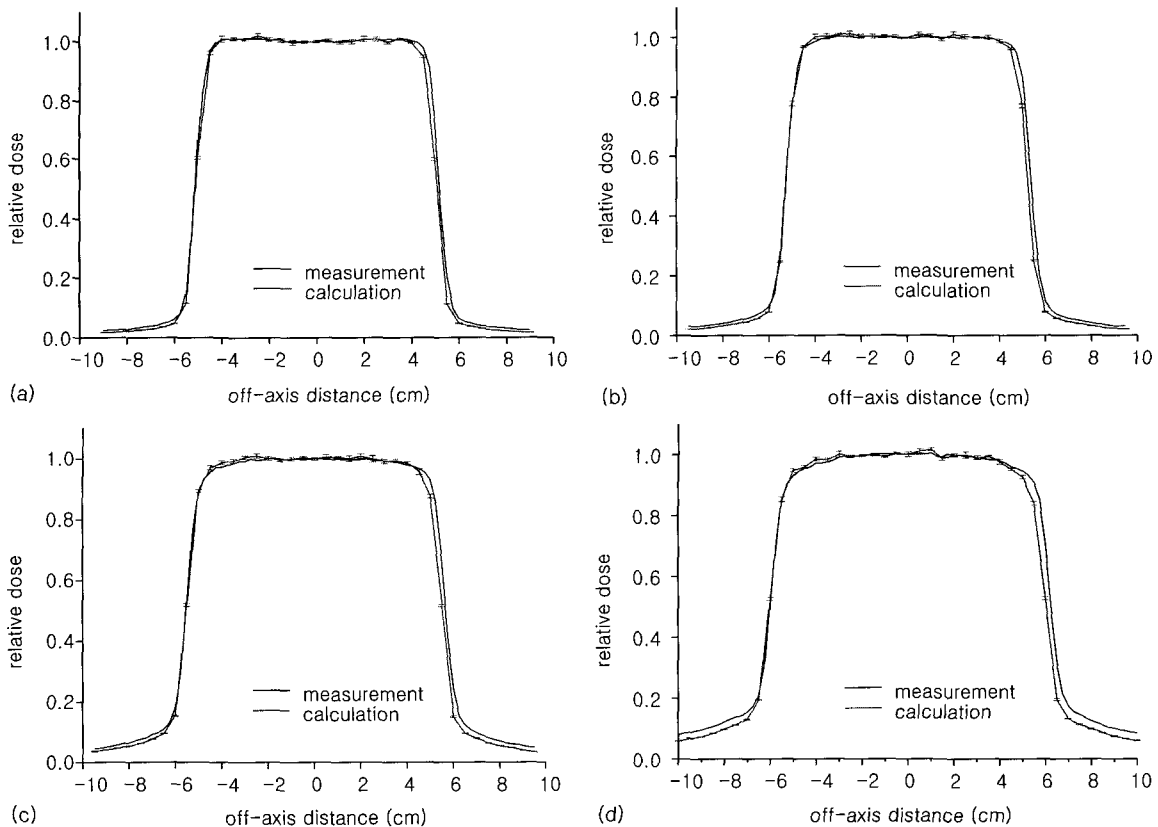


Fig. 5. Comparison of the measured and Monte Carlo calculated dose profiles in the depths of (a) 1.5 cm, (b) 5.0 cm, (c) 10.0 cm and (d) 20.0 cm.

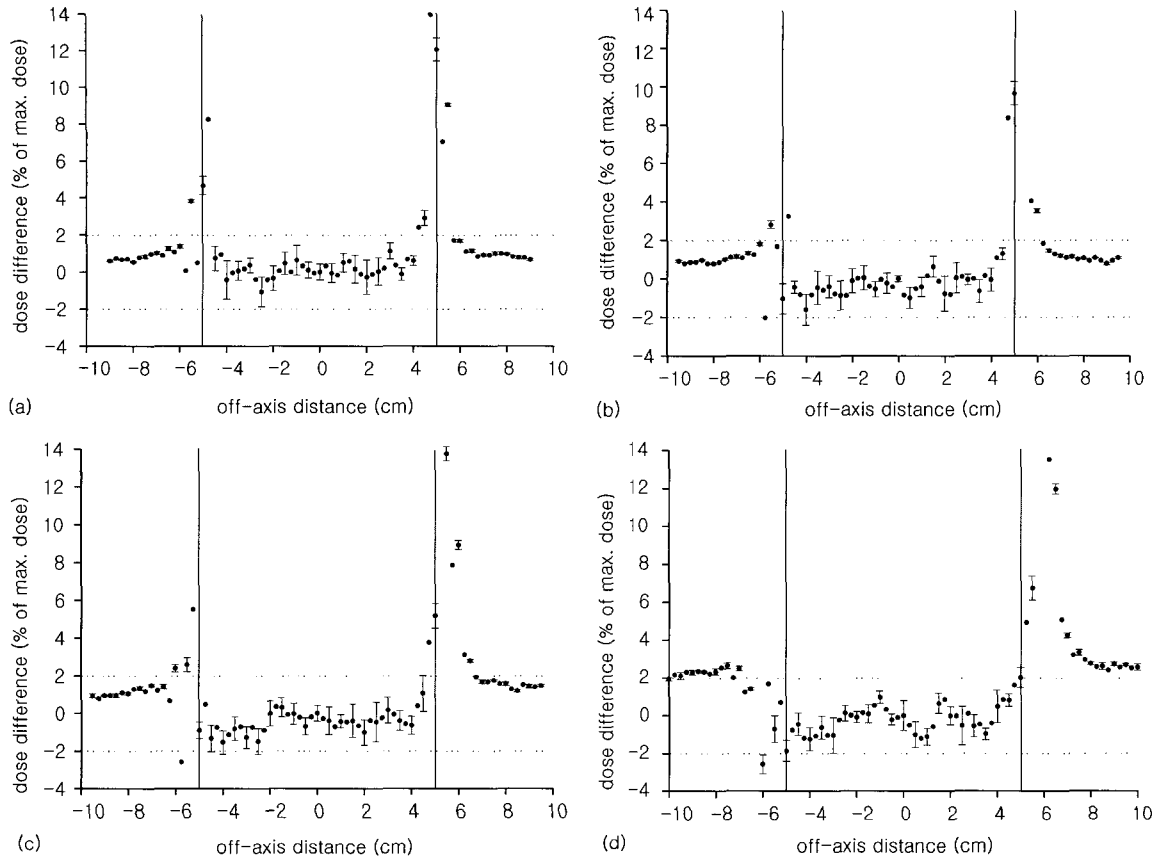


Fig. 6. Dose differences between the measured and Monte Carlo calculated dose profiles in the depths of (a) 1.5 cm, (b) 5.0 cm, (c) 10.0 cm and (d) 20.0 cm.

서는 더 자세히 검토해 볼 필요가 있다.

2. 몬테칼로 선량 계산 시간의 단축 정도

1) 분산 감소 기법

RR과 SBS를 사용함으로써의 계산 효율의 변화를 Table 1에 나타내었다.

통계학적 불확실성의 범위 안에서 같은 결과를 얻을 수 있는 입사 전자 수라면 그 수에 따라 값이 약간씩 달라지기는 하지만 대체적인 비율은 비슷하다. 2% 안의 통계적 불확실성을 갖는 계산 결과를 얻기 위해서는 분산 감소 기법을 사용하는 경우 대략 일억 개 이상의 입사 전자가 필요하다. 표의 값들은 분산 감소 기법을 사용하지 않은 경우를 기준으로 비율로써 나타내었다.

CPU 시간/입사 전자 수만 놓고 보면 분산 감소 기법을 사용하지 않은 경우에 가장 시간이 적게 걸리지만 생성 광자 수/입사 전자 수와 생성 전자 수/입사 전자 수는 분산 감소 기법을 사용하지 않은 경우에 비해 RR 또는 SBS를 사용한

Table 1. Monte Carlo Calculation Benchmark Data as a Function of Variance Reduction Techniques

	Without variance reduction technique	SBS only	RR and SBS
CPU time/number of incident electrons	1	31.86	4
Number of photons created/number of incident electrons	1	100.2	99.35
Number of photons created/CPU time	1	3.225	25.34
Number of electrons created /number of incident electrons	1	145.3	134.3
Number of electrons created/ CPU time	1	4.675	34.23

경우에 훨씬 크다. 결과적으로 생성 광자 수/CPU 시간과 생성 전자 수/CPU 시간은 RR 또는 SBS를 사용한 경우에 분산 감소 기법을 사용하지 않은 경우보다 크고 그 중에서도

RR과 SBS를 함께 사용한 경우에 SBS만을 사용한 경우보다 크다. 결과적으로, 모든 종류의 입자들을 포함하여 같은 수를 생성하고자 할 때, 곧 같은 통계학적 불확정성의 계산 결과를 얻고자 할 때, 분산 감소 기법을 사용하지 않은 경우에 비해 SBS만을 사용한 경우 계산 시간을 1/3 이상, RR과 SBS를 함께 사용한 경우 1/25 이상 줄일 수 있게 된다.

2) 병렬 처리

위에서 언급한 대로 병렬 처리는 몬테칼로 계산에 있어서 가치 이상적이라고 할 만 한데 계산에 사용한 컴퓨터 수에 반비례하여 계산 시간이 단축되는 것을 확인할 수 있었다. 그러니까 본 연구에서 10대 중 9대의 컴퓨터를 모두 계산에 사용한 경우 계산 시간을 거의 1/9로 줄일 수 있었다.

분산 감소 기법에 의한 계산 시간 단축 효과와 병렬 처리에 의한 시간 단축 효과를 비교하면 분산 감소 기법을 사용한 경우 사용하지 않은 경우에 비해 계산 시간을 최대 1/25 이상 단축시킬 수 있었던 반면, 병렬 처리를 사용한 경우 사용하지 않은 경우에 비해 계산 시간을 최대 1/9 가까이 단축시킬 수 있었다. 컴퓨팅 환경을 어떻게 구성하느냐에 따라 병렬 처리에 의한 계산 시간 단축 효과는 달라질 수 있겠지만, 본 연구의 경우 병렬 처리를 수행하기 위한 컴퓨팅 환경을 구성하기 위해 투입한 비용과 수고를 감안한다면, 분산 감소 기법으로써 계산 결과의 정확성을 유지하면서도 병렬 처리에 비해 3배 가까운 시간 단축 효과를 얻었다는 것은 무척 고무되는 일이 아닐 수 없다.

결 론

본 연구에서는 Varian 600 C/D 선형가속기에서 나오는 6 MV 광자선에 대해 몬테칼로 계산에 의해 구한 선량 분포가 실험을 통한 측정에 의해 얻은 선량 분포와 2% 안에서 일치하도록 하며 분산 감소 기법과 병렬 처리 방법을 사용했을 때의 계산 시간 단축 정도를 평가했다. 그 결과, 분산 감소 기법을 사용하여 계산 시간을 최대 1/25 이상 단축시킬 수 있었다. 한편, 9대의 컴퓨터에 의한 병렬 처리를 사용하여 계산 시간을 최대 1/9 가까이 단축시킬 수 있었다. 이러한 결과에 의해 분산 감소 기법의 도입이 상대적으로 효율적이라고 평가할 수 있다. 계산 결과의 정확성을 만족할 만한 수준으로 유지할 수 있다면 몬테칼로 선량 계산에 간략화된 물리를 도입하는 것이 강력하게 요구된다고 할 수 있다. 실제로 본 연구에서 사용한 분산 감소 기법 외에도 새로운 관점에서의 간략화된 물리를 도입하려는 시도가 있다. 그 중 대표적인 것이 빔 특성화로서 다중 빔 소스 모델 등으로 구현되어

상당한 효과가 있음이 보고되었다^{19) 23)}.

연산 능력의 향상만으로도 몬테칼로 선량 계산을 임상에 적용할 수 있을 때가 앞으로 오기는 하겠지만 아직은 요원하여 현 시점에서 몬테칼로 선량 계산에 간략화된 물리를 도입하는 일은 불가피하다. 그렇게 함으로써 계산 시간을 단축시켜 몬테칼로 선량 계산의 임상 적용 시기를 앞당길 수 있을 뿐만 아니라, 어쩌면 보다 중요한 가치로서, 궁극적으로 연구자들에게 방사선 빔의 이해를 심화시켜 주어 방사선 치료에 대한 새로운 안목을 갖게 해 줄 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 2003년도 국립암센터 기관고유연구사업(0110210)으로 이루어진 것임.

병렬처리 컴퓨터의 설치에 도움을 준 박동현 박사에게 감사 드립니다.

참 고 문 헌

1. Shortt KR, Ross CK, Bielajew AF, Rogers DWO: Electron beam dose distributions near standard inhomogeneities. *Phys Med Biol* 31:235-249 (1986)
2. Bielajew AF, Rogers DWO: PRESTA: the parameter reduced electron-step transport algorithm for electron Monte Carlo transport. *Nucl. Instrum. Methods B* 18:165-181 (1987)
3. Andreo P: Monte Carlo technique in medical physics. *Phys Med Biol* 36:861-910 (1991)
4. Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, Ma C-M, Wei J, Mackie TR: BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 22: 503-524 (1995)
5. DeMarco JJ, Solberg TD, Smathers JB: A CT-based Monte Carlo simulation tool for dosimetry planning and analysis. *Med Phys* 25:1-11 (1997)
6. Ma C-M, Mok E, Kapur A, Pawlicki T, Findley D, Brain S, Forster K, Boyer AL: Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Med Phys* 26:2133-2143 (1999)
7. Rogers DWO: Monte Carlo Techniques in Radiotherapy. *Phys Canada* 58:63-70 (2002)
8. Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO: Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. *Med Phys* 29: 379-390 (2002)
9. Ding GX: Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV

- photon beams: results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100 EX accelerator. *Phys Med Biol* 47:1025-1046 (2002)
10. Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO, Ross CK, Seuntjens JP: Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions from the NRC linac. *Med Phys* 27:2256-2266 (2000)
 11. Keall PJ, Siebers JV, Jeraj R, Mohan R: The effect of dose calculation uncertainty on the evaluation of radiotherapy plans. *Med Phys* 27:478-484 (2000)
 12. Jeraj R, Keall PJ: The effect of statistical uncertainty on inverse treatment planning based on Monte Carlo dose calculation. *Phys Med Biol* 45:3601-3613 (2000)
 13. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, Van Dyk J: American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 25:1773-1829 (1998)
 14. IAEA TRS-277: Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice, 2nd ed. International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria (1997)
 15. ICRU Report 42: Use of computers in external beam radiation therapy procedures with high-energy photons and electrons. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland, US (1987)
 16. Gerbi BJ, Khan FM: Measurement of dose in the buildup region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers. *Med Phys* 17:17-26 (1990)
 17. Lovelock DMJ, Chui CS, Mohan R: A Monte Carlo model of photon beams used in radiation therapy. *Med Phys* 22:1387-1394 (1995)
 18. Libby B, Siebers J, Mohan R: Validation of Monte Carlo generated phase-space descriptions of medical linear accelerators. *Med Phys* 26:1476-1483 (1999)
 19. Ma C-M, Faddegon BA, Rogers DWO, Mackie TR: Accurate characterization of Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy. *Med Phys* 24:401-416 (1997)
 20. Ma C-M: Characterization of computer simulated radiotherapy beams for Monte Carlo treatment planning. *Radiat Phys Chem* 53:329-344 (1998)
 21. Ma C-M, Mok E, Kapur A, Pawlicki T, Findley D, Brain S, Forster K, Boyer AL: Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Med Phys* 26:2133-2143 (1999)
 22. Ma C-M., Jiang SB: Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators. *Phys Med Biol* 44:R157-R189 (1999)
 23. Deng J, Jiang SB, Kapur A, Jinsheng L, Todd P, Ma C-M: Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning. *Phys Med Biol* 45:411-427 (2000)

Application of Variance Reduction Techniques for the Improvement of Monte Carlo Dose Calculation Efficiency

Chang-hyun Park, Sung Yong Park and Dahl Park

Center for Proton Therapy, National Cancer Center, Goyang, Gyeonggi, Korea

The Monte Carlo calculation is the most accurate means of predicting radiation dose, but its accuracy is accompanied by an increase in the amount of time required to produce a statistically meaningful dose distribution. In this study, the effects on calculation time by introducing variance reduction techniques and increasing computing power, respectively, in the Monte Carlo dose calculation for a 6 MV photon beam from the Varian 600 C/D were estimated when maintaining accuracy of the Monte Carlo calculation results. The EGSnrc-based BEAMnrc code was used to simulate the beam and the EGSnrc-based DOSXYZnrc code to calculate dose distributions. Variance reduction techniques in the codes were used to describe reduced-physics, and a computer cluster consisting of ten PCs was built to execute parallel computing. As a result, time was more reduced by the use of variance reduction techniques than that by the increase of computing power. Because the use of the Monte Carlo dose calculation in clinical practice is yet limited by reducing the computational time only through improvements in computing power, introduction of reduced-physics into the Monte Carlo calculation is inevitable at this point. Therefore, a more active investigation of existing or new reduced-physics approaches is required.

Key Words : Monte Carlo dose calculation, Varian 600 C/D, BEAMnrc, DOSXYZnrc