

국소 최소자승 잡음 감소 필터를 이용한 광자선 및 전자선 몬테칼로 선량 계산 시간 단축

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, *한림대학교 의과대학 방사선종양학교실,

†Department of Radiation Oncology, University of Florida, FL, USA

정광호 · 서태석 · 조병철* · 진호상†

몬테칼로 선량계산 시 적절한 정확도를 얻기 위해서는 계산입자수를 늘려야 하고 그로 인해 계산 시간이 오래 걸리게 되므로 일상적 치료계획의 선량계산 방법으로 이용되지 못했다. 본 연구에서는 몬테칼로 모의실험 시 계산입자 수를 줄여서 선량계산을 수행한 후 잡음 감소 필터를 적용하여 선량계산 결과를 개선하고자 하였다. 이를 위해 국소 최소자승 잡음 감소 필터를 제작하고 광자선 및 전자선 균질/비균질 팬텀 내 선량계산 결과에 대하여 적용하여 선택적 여과를 수행하였으며 그 유효성을 등선량 곡선 비교 및 감마시험을 통하여 검증하였다. 연구 결과 통계적 불확실도를 2% 이내로 유지하기 위해 필요한 계산입자수의 10% 이하의 계산입자 수를 이용하여 몬테칼로 선량계산 뒤 후처리한 결과가 기존 계산 입자수를 이용하여 얻은 몬테칼로 선량계산 결과와 유사해질 수 있음을 확인하였다.

중심단어: 몬테칼로, 통계적 불확실도, 잡음 감소, 평탄화

서 론

몬테칼로 모의실험(Monte Carlo simulation)을 이용하여 방사선 선량을 구하는 것은 현재까지의 선량계산 방법 중에서 가장 정확하며 궁극적인 선량계산 방법으로 여겨지고 있으나¹⁻³⁾ 계산 시간이 오래 걸리기 때문에 아직 방사선 치료에서의 일상적인 치료계획을 위한 선량계산 방법으로는 이용되지 못하고 있다. 몬테칼로는 통계적인 방법으로 문제를 풀기 때문에 필연적으로 통계적 불확실도가 나타나게 된다.³⁻⁶⁾ 통계적 불확실도는 계산입자 수(number of histories)의 제곱근에 반비례하여 감소하기 때문에 만족할만한 정확도를 얻기 위해서는 계산입자 수가 증가시켜야 한다. Fig. 1에서는 계산입자 수에 따른 선량계산 결과 및 통계적 불확실도를 보여준다. (a)와 (c)는 각각 계산입자 수를 3.6×10^9 과 3.6×10^7 으로 했을 때의 선량분포이고 이때의 통계적 불확실도 분포는 각각 (b)와 (d)에 나타나

있다. 각 경우의 전체 평균 통계적 불확실도의 값은 각각 2.2%와 15.8%였다. 이는 통계적 불확실도를 줄이기 위해서는 계산입자 수가 증가해야 함을 보여준다. 그러나 몬테칼로 계산시간은 계산입자 수에 비례하므로 계산입자의 수를 일정 수준으로 정할 필요가 있다. 선량계산 결과의 정확도에 영향을 미치지 않을 정도의 통계적 불확실도는 2% 정도로 제안된 바 있다.⁷⁾

계산입자 수를 일정 수준으로 유지하면서 통계적 불확실도를 감소시키는 방법들이 이미 많이 개발된 바 있는데 이는 크게 모의실험 과정 중에 시행되는 분산 감소 방법⁸⁻⁹⁾과 계산 결과에 적용하여 처리하는 후처리 잡음 감소 방법으로 나눌 수 있다. 이 중 후자의 경우는 디지털 영상 처리에서 적용되던 잡음 감소기법을 이용한 것들이 대부분이다. 몬테칼로 선량계산에서의 통계적 불확실도는 잡음(noise)의 성격을 갖게 된다. 특히 선량계산 지점에 따라 그 특성이 변하지 않으므로 일반적 특성을 갖는 백색 잡음(white noise)의 성격을 갖는다고 할 수 있으므로 통계적 불확실도가 포함된 몬테칼로 선량 계산 결과는 ‘잡음이 포함된 영상 모델’로 간주될 수 있다. 이러한 잡음 감소 기법은 여과(filtering) 혹은 변환을 통해서 이루어지는데 이러한 방법은 몬테칼로 잡음 감소에서도 적용될 수 있음이 알려져 있다.^{5,10)}

그러나 이러한 방법을 그대로 몬테칼로 잡음감소에 적

본 연구는 국가지정연구실 사업(M2-0373-00-0003)의 연구비 지원으로 이루어졌음.

이 논문은 2005년 8월 12일 접수하여 2005년 9월 2일 채택되었음.

책임저자 : 서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

Tel: 02)590-2414, Fax: 02)532-1779

E-mail: suhsanta@catholic.ac.kr

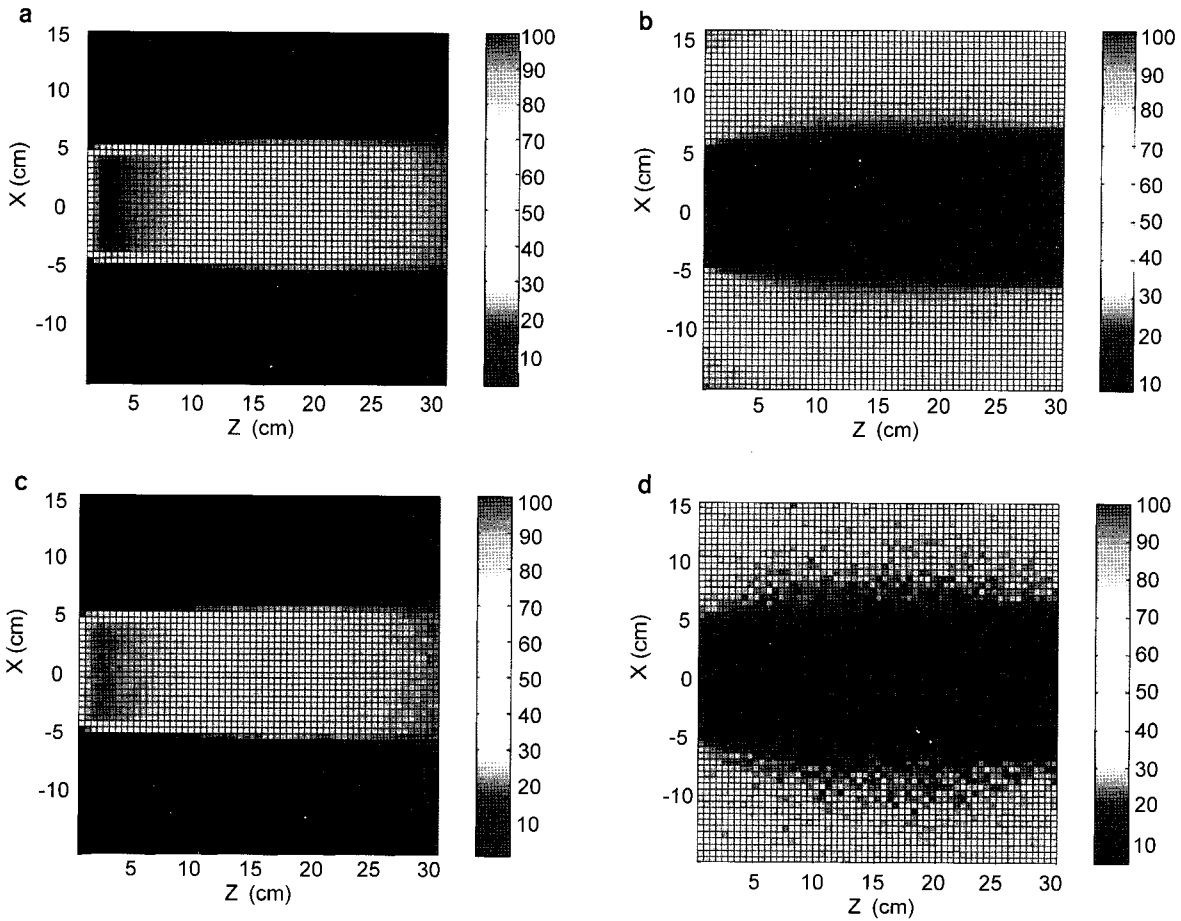


Fig. 1. Comparison of the Monte Carlo photon dose calculations with different number of histories. (a) relative dose distribution with 3.6×10^9 number of histories simulation (b) statistical uncertainties with 3.6×10^9 number of histories simulation (c) relative dose distribution with 3.6×10^7 number of histories simulation (d) statistical uncertainties with 3.6×10^7 number of histories simulation.

용하게 되면 뭉뚱화(blurring) 또는 편중(bias) 문제가 발생하게 된다. 이는 중간값 필터(median filter)와 같은 주변값 평균 필터 (neighborhood averaging filter)를 모든 선량계산 지점에 대하여 그대로 적용하기 때문이다.⁵⁾ 이러한 문제를 해결하기 위해 각 지역에 따라 좌우 비대칭 필터 적용 및 필터의 창크기(window size)와 차수(order)를 다르게 하는 선택적 필터링(adaptive filtering) 연구 등이 진행된 바 있으나¹⁰⁾ 필터링 시간이 오래 걸리는 단점이 있었다. 본 연구에서는 선택적 필터링을 적용하면서도 계산 시간을 단축할 수 있는 잡음 감소 기법을 제안하고 그 유용성에 대하여 평가하고자 하였다.

재료 및 방법

1. 몬테칼로 모의실험

본 연구에서는 OMEGA/BEAMnrc04 버전과 DOSXYZnrc04 버전을 사용하였다. 방사선 치료기기 모의실험 및 체적소 (voxel) 기반의 선량 계산에 유용하도록 개발된 이들 코드는 방사선 치료분야의 몬테칼로 선량계산에 많이 이용되고 있으며 3차원 직교좌표계 상의 체적소 기반 선량 계산에도 유용하다.¹¹⁾ 선량 계산은 각 체적소에 대하여 행해지며 이를 이용하여 전체 체적 및 임의의 평면상의 선량 분포도 확인할 수 있게 된다. 몬테칼로 모의실험은 조건을 달리한 각 경우를 각각 단독 CPU (Pentium4 3.0GHz, 1GB RAM, Linux machine)에서 수행하였으며 선량계산이 끝난

데이터 파일(.3ddose 형식)을 후처리용 PC로 전송하여 연구를 진행하였다.

2. 잡음 감소 필터 제작

본 연구에서는 2차원 국소 최소자승 필터(local least square filter)를 제작하여 잡음 감소 처리에 이용하였다. 이 필터는 Savitzky-Golay (SG) 필터로도 알려져 있는데 이 필터를 구한 후 2차원 선량분포에 대하여 상승적분(convolution)을 수행하게 되면 계산 지점 주변 값들과의 값을 적용하게 됨으로써 평탄화(smoothing)된다.¹²⁾ 이때 적용되는 필터의 종류가 중요한데 선형적 방법에 의하여 적당한 필터를 결정할 수 있지만 한 가지 필터 종류를 적용하여 여과를 수행하게 되면 몽롱화나 편중 문제가 발생할 수 있다. 그러므로 선택적 여과가 더 바람직하다고 할 수 있다. 선택적 여과를 위하여 최소 크기 3×3의 필터부터 홀수로 증가하면서 최대 크기 15×15 크기의 필터에 대하여 2차부터 8차까지의 필터를 미리 구해 두었다. 그러나 선택적 여과를 수행하게 되면 위치에 따라 필터의 종류가 변하기 때문에 수학적 상승적분은 불가능해진다. 그러므로 이 경우의 상승적분은 여과되는 위치에 필터의 중심점을 두고 필터에 의한 주변값들과의 가중치를 곱하여 전체 합산 후 그 지점에 지정하는 방식으로 필터링을 수행하여야 한다. 이때 필터는 정방형이며 중심점을 기준으로 각 축 상대칭을 이루고 있다. Fig. 2에서는 11×11 크기의 5차 및 6차 SG 필터를 예시하였다.

3. 효율적 필터링을 위한 전략

선택적 필터링을 이용한 잡음 감소를 보다 효율적으로

진행하기 위하여 선량계산 결과의 기울기값(dose gradient)을 이용하였다. 임의의 2차원 선량분포에 대하여 각 선량계산 지점에서의 기울기값을 구할 수 있으며 이는 정규화(normalizing) 및 범주화(categorizing)를 통해 5단계의 수준(level) 중의 한 가지의 범주를 갖게 된다. 이 범주에 따라 각기 다른 크기와 차 수를 갖는 필터를 상승적분(convolution)하여 평탄화를 수행하였다. 이때 각 범주에 따라 적용될 필터의 종류는 다음의 규칙을 적용하였다.

- 1) 각 선량계산 지점에서 x축(좌우) 및 y축(상하) 방향으로 각각 탐색을 수행하여 수준의 차이가 2 이상 나는 지점까지의 거리를 계산
- 2) 네 방향 중에서 가장 작은 값을 갖는 값을 그 지점에서의 필터의 기준 크기로 결정
- 3) 2항에서 구해진 크기에 가장 근접한 필터를 적용하여 평탄화 수행. 크기가 3 이하일 경우 3×3 필터를 적용하며 크기가 15 이상일 경우에는 15×15 필터를 적용
- 4) 구해진 크기가 홀수의 경우에는 해당 크기의 필터에 홀수 차수를 적용하며, 짝수일 경우에는 차상위 크기의 필터에 짝수 차수를 적용

예를 들어 P_{ij} 지점에서 각 방향으로 탐색하여 위 1항에 의하여 구해진 거리가 $-x : 4, +x : 5, -y : 5, +y : 4$ 라고 한다면 이 지점에서의 필터의 크기는 4가 된다. 이 경우 적용되는 필터의 크기는 차상위인 5×5가 되며 차수는 2가 된다. 만약 구해진 필터의 크기가 5라면 차수는 3이 된다. 이렇게 하는 이유는 필터의 크기를 필요 이상으로 증가시키므로써 발생하는 몽롱화 현상을 줄이고 계산 위치에 따라 기울기의 변화가 급격하거나 급격하지 않은 경우의 특성 차이를 반영하기 위한 것이다.

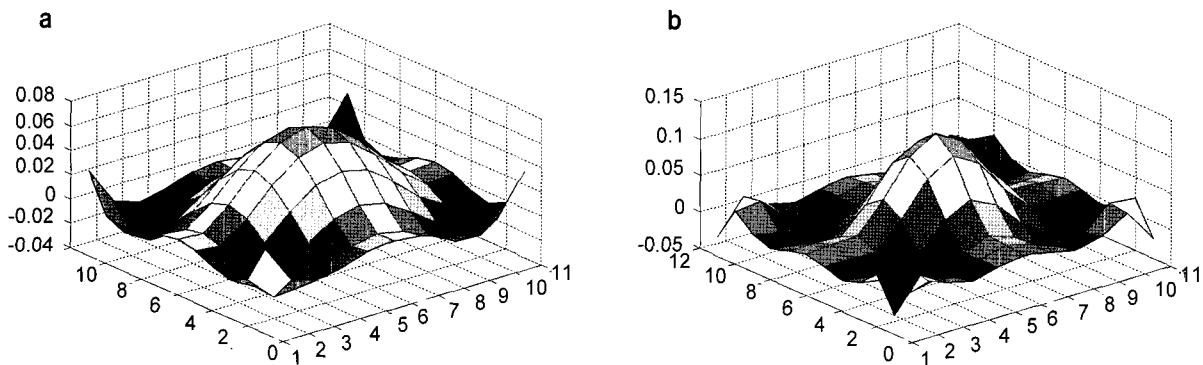


Fig. 2. The 5th order 11×11 and 6th order 11×11 filter used in this study shown as examples.

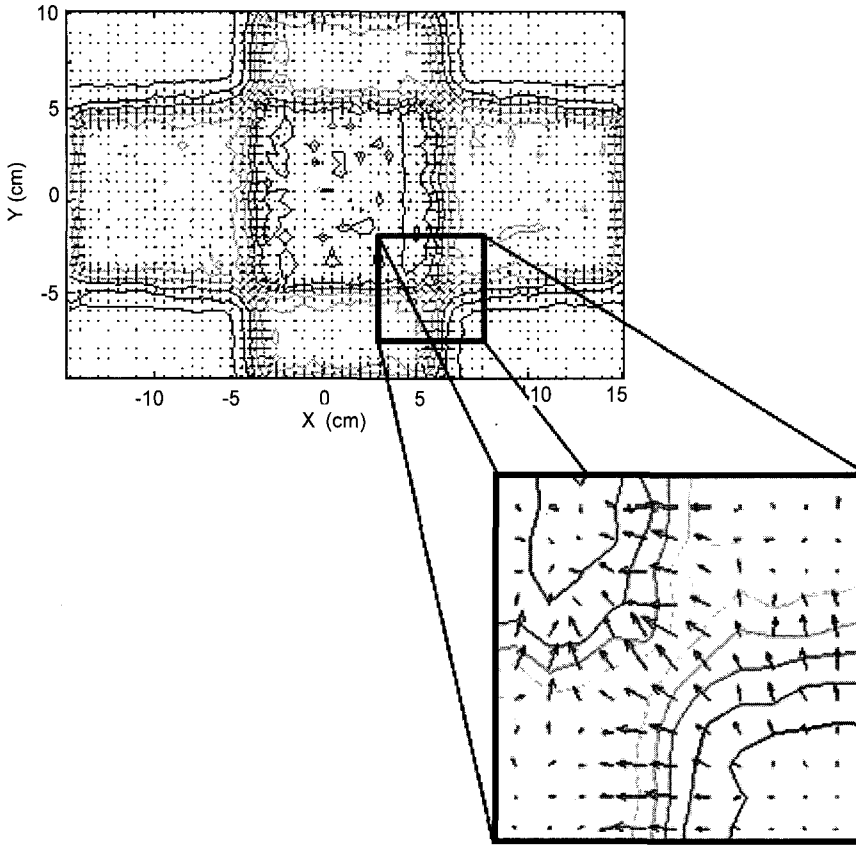


Fig. 3. Gradient field map of 1% histories of benchmark presenting the effects of noise in dose distribution. The box area was enlarged for detailed description.

Fig. 3에서는 광자선 비균질 팬텀 모의실험에 대하여 기준 계산입자 수 대비 1%의 계산입자 수를 이용하여 몬테칼로 선량계산을 수행한 결과의 임의의 평면에서의 2차원 선량분포와 선량 변화의 기울기를 나타내고 있다. 선량 변화가 급격한 부분에서는 기울기 벡터의 크기가 크며 반대의 경우에는 기울기 벡터의 크기가 작다. 만약 선량변화가 급격한 부분에 큰 크기, 낮은 차수의 필터를 적용한다면 기울기가 줄어들면서 몽롱화가 발생하게 될 것이다. 또한 선량 변화가 별로 없는 곳에서는 가급적 큰 크기의 필터와 낮은 차수의 필터를 적용하는 것이 유리하다. 각 계산 지점에 적용될 필터의 종류를 정하는 방법은 Fig. 4에 나타나 있다. (a)는 기울기 벡터의 절대값을 나타낸 것이며 (b)는 (a)에서 구해진 기울기 벡터의 절대값을 다섯 단계 수준으로 나누었을 때의 분포를 나타낸다. (c)는 최종적으로 적용될 필터의 종류를 나타낸다. 각 필터는 고유의 색인(index)가 매겨져 있는데 예를 들어 3×3 크기의 1차항 필터는 11, 같은 크기의 2차항 필터는 12가 된다. 가장 큰 색인값은 78이며 이는 8차항 15×15 크기의 필터를 의미한다.

이러한 2차원 여과는 x, y, z 각 축 상에 수직인 모든 평면에 대하여 순차적으로 수행된다. 각 지점에서의 최종 계산 결과는 세 값의 평균을 취하는 것으로 하였으며 다시 정규화를 거쳐 최종적인 선량분포가 계산된다. 이 과정들은 Dothan 1.6GHz, 1GB RAM 시스템에서 Matlab 7.0 (MathWorks, USA)을 이용하여 수행되었다.

4. 광자선 및 전자선 모의실험

제안된 알고리즘의 유효성을 검증하기 위하여 균질 및 비균질 팬텀 내 광자선 및 전자선 선량 계산에 적용하였다. 균질 팬텀에서의 광자선 선량 계산은 선형가속기로부터 나온 6 MV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 의 광자선 빔이 균질 팬텀에 조사되는 것으로 가정하였으며 비균질 팬텀 모의실험에서는 균질 팬텀 모의실험 때와 같은 조건의 광자선 빔이 폐모사 비균질 팬텀의 네 방향에서 조사되는 것으로 가정하였다. 전자선의 경우에는 균질 팬텀과 골모사팬텀의 각각에 21 MeV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 의 단일 에너지 전자선이 조사되는 것으로 가정하였다. 각 경우의 설정 조건은 Fig. 5와 Table 1에 나타나 있다.

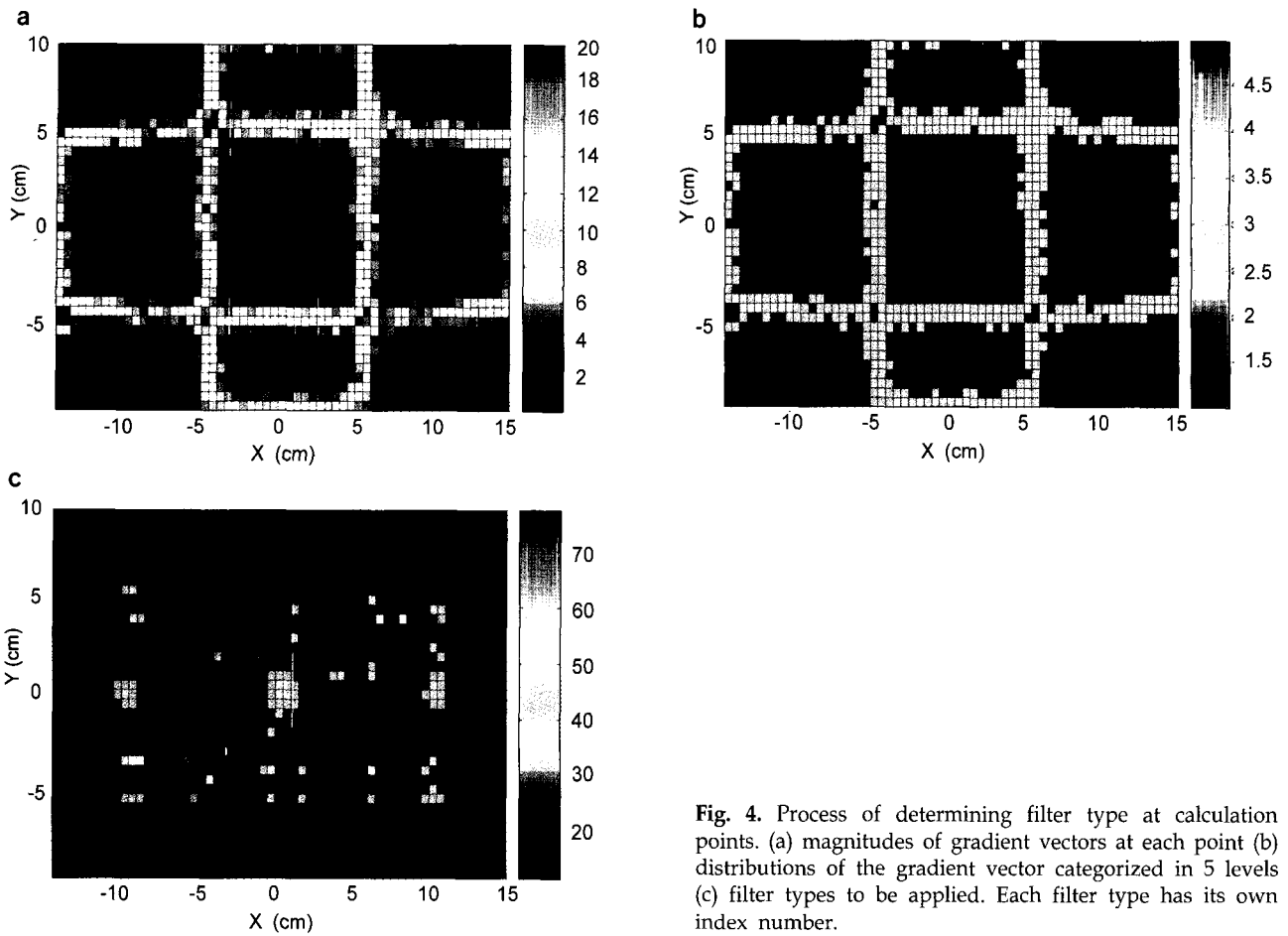


Fig. 4. Process of determining filter type at calculation points. (a) magnitudes of gradient vectors at each point (b) distributions of the gradient vector categorized in 5 levels (c) filter types to be applied. Each filter type has its own index number.

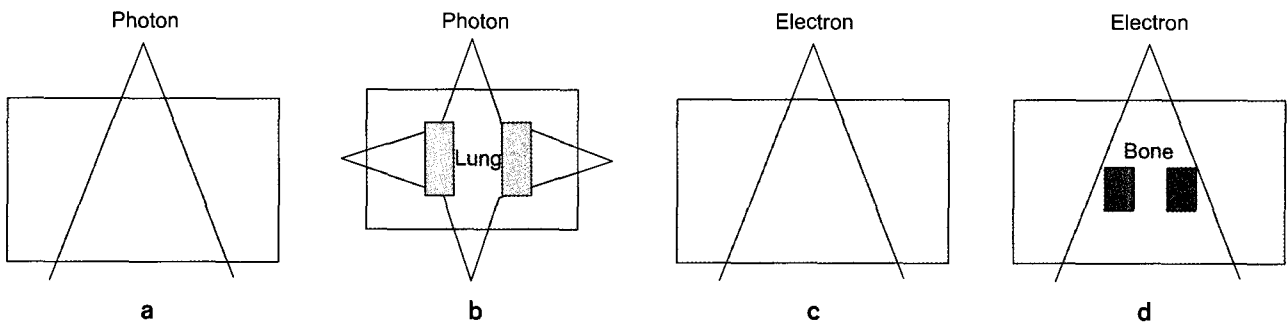


Fig. 5. Schematics of beam and phantom setup for Monte Carlo simulations in this study. (a) 6 MV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ photon dose calculation in homogeneous phantom (b) 4 ports 6 MV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ photon dose calculation in heterogeneous lung phantom (c) 21 MeV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ electron dose calculation in homogeneous phantom (d) 21 MeV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ electron dose calculation in heterogeneous bone phantom.

몬테칼로 모의실험 시 전체 선량계산 지점에 대한 통계적 불확실도의 평균값이 2% 이하일 때의 계산입자 수를 기준값(benchmark)으로 설정하였으며, 이 계산입자 수의

50%, 10%, 5%, 1%에 해당하는 계산입자 수로 몬테칼로 선량계산을 수행한 후 제안된 잡음감소 방법을 적용하였다. 통계적 불확실도가 임상적 의미를 갖도록 하기 위해서

Table 1. Setup information of beams and phantoms used in this study.

	Beam type	Energy	Field size (cm ²)	No. of beam	Phantom type	No. of voxels	Voxel size (mm)
1	Photon	6 MV (poly)	10×10	1	Homogeneous	60×60×60	5
2	Photon	6 MV (poly)	10×10	4	Heterogeneous (lung)	60×60×40	5
3	Electron	21 MeV (mono)	10×10	1	Homogeneous	50×50×30	4
4	Electron	21 MeV (mono)	10×10	1	Heterogeneous (bone)	50×50×50	4

Table 2. Statistical uncertainties due to different number of histories for each study. Statistical uncertainties were calculated only considering voxels with dose value of exceeding 10% of maximum dose at each case.

Photon		No. of histories	Statistical uncertainties (%)	Electron		No. of histories	Statistical uncertainties (%)
1	Benchmark	3.6×10^9	0.39	3	Benchmark	1×10^8	0.25
	50%	1.8×10^9	0.56		50%	1.8×10^8	0.36
	10%	3.6×10^8	1.2		10%	3.6×10^7	0.80
	5%	1.8×10^8	1.7		5%	1.8×10^7	1.1
	1%	3.6×10^7	3.9		1%	3.6×10^6	2.5
2	Benchmark	3.6×10^9	0.56	4	Benchmark	1×10^8	0.25
	50%	1.8×10^9	0.8		50%	1.8×10^8	0.35
	10%	3.6×10^8	1.7		10%	3.6×10^7	0.79
	5%	1.8×10^8	2.4		5%	1.8×10^7	1.1
	1%	3.6×10^7	5.2		1%	3.6×10^6	2.5

는 최대 선량값의 50% 이상의 선량값을 갖는 체적소에 대해서만 통계적 불확실도를 평가하는 것이 적합하다는 보고도 있었으나¹³⁾ 본 연구에서는 최대 선량값의 10% 이상의 선량값을 갖는 체적소에 대하여 평균 불확실도를 평가하였다. 이는 등선량분포 확인 시에도 10% 미만의 선량분포의 정확도는 무시될 수 있기 때문이다. 각 예에 해당되는 계산입자 수 및 통계적 불확실도는 Table 2와 같다.

5. 잡음 감소 효율성 평가

잡음 감소된 몬테칼로 선량분포의 정확성을 확인하기 위하여 등선량분포 비교를 이용한 정성적 분석과 감마 시험을 통한 정량적 비교를 수행하였다. 감마시험은 치료계획 결과와 치료 결과를 비교하기 위한 정도관리 도구로 많이 이용되는 방법으로 서로 다른 선량 분포의 차이를 분석할 때도 유용하다.¹⁴⁾ 몬테칼로 선량계산 결과만을 사용할 경우에는 각 선량값의 통계적 불확실도를 고려해야 하지만 후처리 과정을 거친 선량계산 결과를 사용할 경우

Table 3. Elapsed time for the process. Calculation time per voxel was about 1.4 μ seconds and total elapsed time was directly proportional to total number of voxels.

	No. of voxels	Total elapsed time (secs)	Elapsed time per voxel ($\times 10^{-5}$)
1	$60 \times 60 \times 60 = 2.16 \times 10^5$	32.3	14.9
2	$60 \times 60 \times 40 = 1.44 \times 10^5$	20.1	13.9
3	$50 \times 50 \times 30 = 7.50 \times 10^4$	10.7	14.2
4	$50 \times 50 \times 50 = 1.25 \times 10^5$	18.3	14.6

에는 통계적 불확실도가 아닌 잡음 감소된 선량계산 결과 그 자체의 정확도가 의미를 갖게 된다. 그러므로 선량계산 결과가 믿을 만하다고 여겨지는 기준값에 대하여 선량계산 결과를 비교하는 것만으로도 잡음 감소의 효율성의 평가가 가능하다고 하겠다.

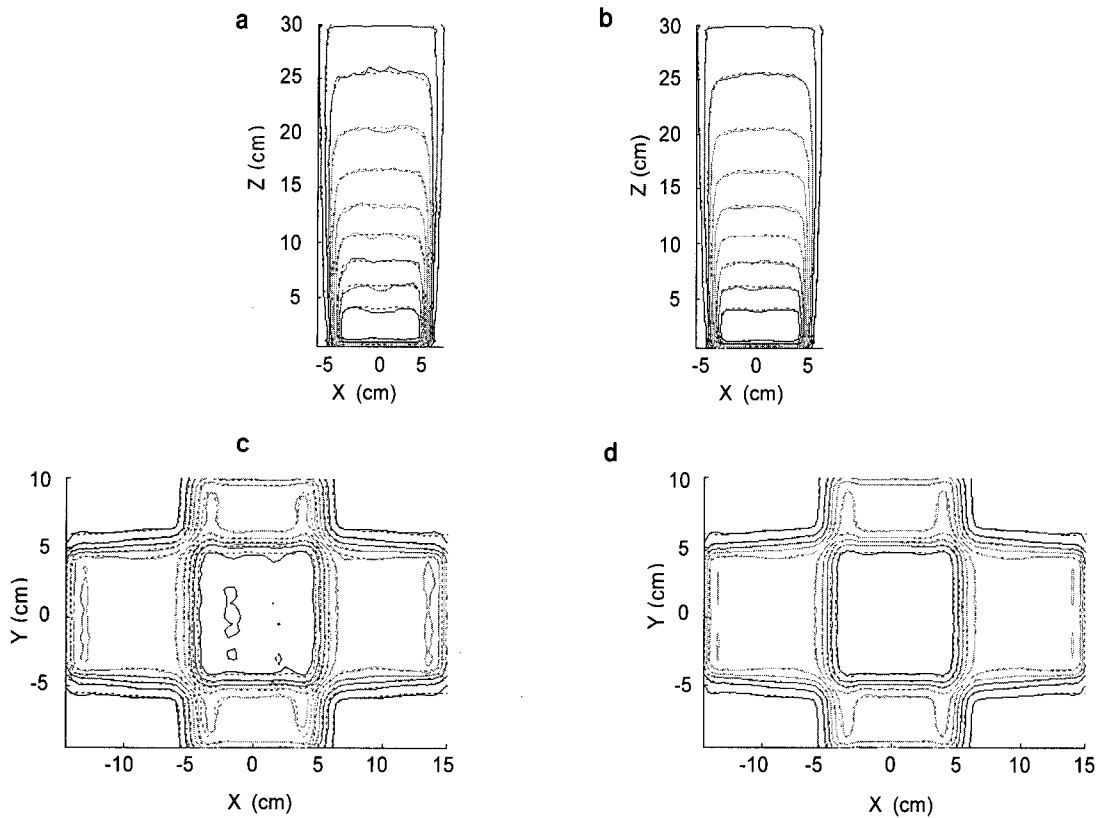


Fig. 6. Isodose curves of photon dose calculation in homogeneous and heterogeneous phantom. (a) 1% and (b) 5% histories of benchmark in homogeneous water phantom (c) 1% and (d) 5% histories of benchmark in heterogeneous water phantom (lung material was inserted). Solid lines represent the de-noised distribution while dashed lines representing the benchmark.

결과 및 토의

1. 계산 시간

각 경우에 소요된 시간은 Table 3과 같다. 만약 체적소의 수가 같다면 후처리 시간은 동일하다. 또한 체적소 당 소요 시간은 약 1.4×10^{-5} 초 정도로 거의 일정함을 알 수 있는데 전체 소요시간은 결국 체적소 수에 비례함을 알 수 있다. 각 방향에 수직인 모든 2차원 선량분포에 대하여 선량 기울기값을 구하고 각 위치에 해당하는 필터의 종류를 결정한 후 가중평균합산 방법으로 평탄화를 수행하였기 때문에 시간이 오래 소요되었다. 계산 시간의 경우는 몬테칼로 선량계산 시간과 비교해볼 때 거의 무시할 수 있는 수준이지만 알고리즘 및 계산 코드의 최적화를 통해 시간을 단축할 수 있을 것으로 기대된다.

2. 등선량곡선 비교

등선량 곡선 비교에서는 각 경우에서 선량 분포가 매우 향상되었음을 알 수 있었다. 특히 기준 계산입자 수 대비 5%와 10% 계산입자 수 몬테칼로 모의실험 결과에서 기준 계산입자 수 모의실험과 유사한 선량 분포를 보임을 확인할 수 있었다. 기준 계산입자 수 대비 1%의 계산입자 수 모의실험에서도 좋은 결과를 보이고 있음을 확인할 수 있었다. Fig. 6과 7은 기준 계산입자 수 대비 1%와 5%의 계산입자로 수행한 광자선 및 전자선 모의실험의 잡음 감소 후의 등선량 분포를 기준 등선량 분포와 비교한 결과를 나타낸다. 그러나 선량 분포가 복잡한 경우에는 그 효율성이 감소됨을 확인할 수 있었는데 이는 특히 비균질 팬텀 모의실험의 경우에서 나타났다. 이는 공간 필터가 갖는 한계성이라고 할 수 있다. 그러므로 잡음 감소 여과 방법의 효율성과 정확성을 높이기 위해서는 선량 분포 변화가 급

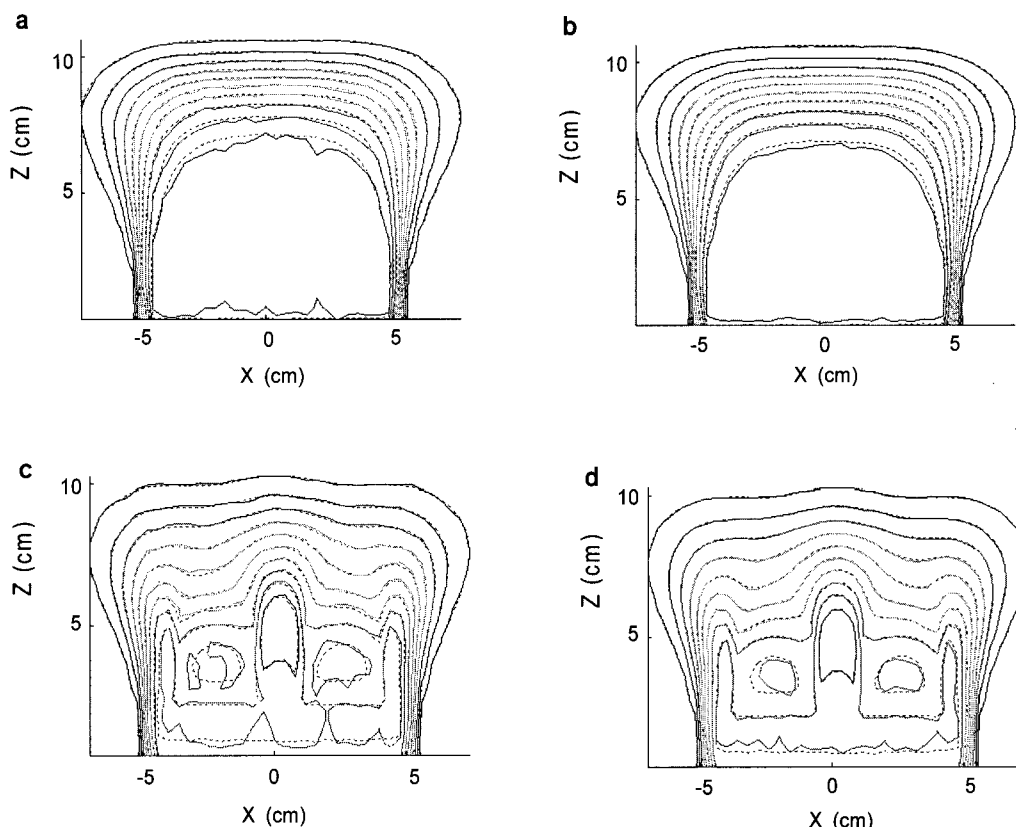


Fig. 7. Isodose curves of electron dose calculation in homogeneous and heterogeneous phantom. (a) 1% and (b) 5% histories of benchmark in homogeneous water phantom (c) 1% and (d) 5% histories of benchmark in heterogeneous water phantom (bone material was inserted). Solid lines represent the de-noised distribution and dashed lines represent the benchmark.

격한 곳에서의 잡음 감소를 어떻게 다룰 것인가가 관건이라고 할 수 있을 것이다.

광자선 선량계산과 전자선 선량계산의 경우를 비교해볼 때 전자선 모의실험의 경우 그 효과가 적게 나타남을 알 수 있었다. 이는 전자선 선량 분포의 특성 및 계산시의 그에 따른 통계적 불확실도의 특성에 의한 것으로 보인다.¹⁰⁾

3. 감마 시험 결과

감마시험에서는 감마 지표(gamma index)가 1 이하일 경우에 받아들여지게 된다.¹⁴⁾ 이는 선량의 차이와 같은 선량값을 갖는 지점의 거리가 모두 고려된 것이다. 감마 지표 계산을 위해 선량의 차이(D) 3%, 거리는 3 mm로 지정하였으며 각 시험 조건에 대하여 중심축상의 xz 평면에 대해서만 비교를 수행하였다.

감마 시험 결과 각 시험에서의 최대 감마 지표는 Table

4와 같다. 각 경우에 따라 잡음감소 기법을 적용하기 이전에 이미 감마 시험의 통과 조건을 만족한 경우들이 있었다. 기준 계산입자 수 대비 5~10%의 계산입자로 수행한 몬테칼로 선량계산의 경우가 시험 통과의 문턱이 되고 있는데 잡음 감소 기법을 통하여 시험을 통과하게 되거나 감마 지표가 1에 근접하게 되는 양상을 보였다. 잡음 감소 방법을 적용하였을 경우 적은 계산 입자수로 몬테칼로 모의실험을 수행한 경우의 감마 지표의 개선이 두드러졌으나 계산입자 수가 증가할수록 거의 감소가 없었으며 오히려 증가하는 경우도 있었다. 그러므로 잡음 감소 기법은 알고리즘 적용 전의 감마 지표가 1을 약간 상회하는 경우에 이득이 더 클 수 있다고 할 수 있겠다. Fig. 8은 전자선 비균질 팬텀 내 선량계산 모의실험에서의 기준 계산입자 수 대비 1%의 계산입자수에 대하여 잡음 감소 전(a)과 후(b)의 감마값 분포를 나타낸다.

Table 4. Maximum gamma indices before and after the denoising process of each study. Gamma value reduction owing to denoising was obvious for the Monte Carlo simulation with small number of histories.

Photon		Max. gamma index		Electron		Max. gamma index	
		Raw	Denoised			Raw	Denoised
1	Benchmark	—	—	3	Benchmark	—	—
	50%	0.21	0.21		50%	0.17	0.16
	10%	0.69	0.64		10%	0.52	0.49
	5%	1.4	1.1		5%	1.2	0.95
	1%	3.5	2.7		1%	2.6	1.4
2	Benchmark	—	—	4	Benchmark	—	—
	50%	0.66	0.65		50%	0.15	0.15
	10%	1.4	0.92		10%	0.50	0.45
	5%	2.1	1.2		5%	0.6	0.52
	1%	4.5	3.2		1%	1.4	1.0

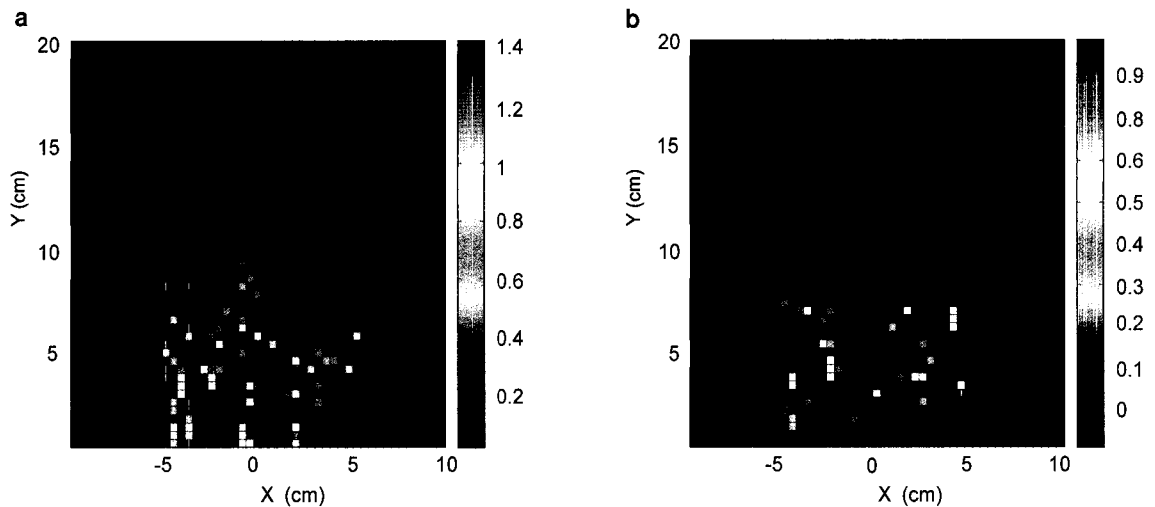


Fig. 8. Distributions of maximum gamma indices from the result of electron Monte Carlo dose calculation in the heterogeneous phantom (case 4) with 1% number of histories of the benchmark at each calculation point (a) before and (b) after denoising process.

결론

본 연구에서는 적은 계산입자 수를 이용하여 수행한 광자선 및 전자선 몬테칼로 선량계산 결과를 국소 최소자승 필터를 이용하여 선택적 잡음 감소한 결과를 보였다. 연구 결과 본 연구에서 제안된 방법을 이용하여 몬테칼로 선량계산시의 잡음, 즉 통계적 불확실도를 일정 부분 감소시킬 수 있음을 확인할 수 있었다. 이는 통계적 불확실도를 2%로 유지하기 위해 필요한 계산입자 수의 1~10%만 이용하더라도 그와 유사한 선량 계산 결과를 얻을 수 있음을 의

미하고, 시간 역시 1/100~1/10로 줄일 수 있음을 의미한다.

그러나 제안된 방법을 임상적인 경우에 그대로 적용하기에는 아직 몇 가지의 문제점이 있다. 한 가지는 잡음을 완전히 제거할 수 없다는 것이다. 필터링의 효율성은 각 경우에 따라 달라지며 선택적 잡음·감소를 하더라도 완전할 수는 없었다. 또 한 가지는 몽롱화 현상이 여전히 발생하고 있다는 점이다. 계산 지점에 따라 필터의 종류가 바뀌지 않는 경우에 비하여 그 정도는 작지만 이러한 문제는 공간 필터를 이용하여 평탄화를 이용한 잡음 감소 방법이 갖는 한계라고 할 수 있겠다. 특히 통계적 불확실도가 낮은 선량 계산 지점에서조차 평탄화가 되는 문제가 있어 오

히려 참값에서 멀어지게 하는 효과도 있다. 이러한 문제점에도 불구하고 잡음 감소 방법을 이용한 몬테칼로 계산 시간 감소 및 잡음 감소의 이득은 이러한 문제점들을 보상할 수 있을 것이다. 본 연구에서 제안된 방법이 보다 보완된다면 몬테칼로 선량계산을 이용한 일상적 방사선 치료계획 수립 역시 가능해질 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. **Andero P**: Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys Med Biol* 36:861-920 (1991)
2. **Ma CM, Li JS, Pawlicki T, et al**: A Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 47:1671-1689 (2002)
3. **Ma CM, Mok E, Kapur A, et al**: Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Med Phys* 26:2133-2143 (1999)
4. **Walters BRB, Kawrakow I, Rogers DWO**: History by history statistical estimators in the BEAM code system. NRCC Report PIRS-0791, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada (2002)
5. **Deasy JO**: Denoising of electron beam Monte Carlo dose distributions using digital filtering techniques. *Phys Med Biol* 45:1765-1779 (2000)
6. **Ma CM, Faddegon BA, Rogers DWO, Mackie TR**: Accurate characterization of Monte Carlo calculation electron beams for radiotherapy. *Med Phys* 24:401-416 (1997)
7. **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)
8. **Kawrakow I, Rogers DWO**: The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Technical report PIRS-701, National Research Council of Canada, Ottawa, Canada (2000)
9. **Kawrakow I, Fippel M**: Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC. *Phys Med Biol* 45:2163-2184 (2000)
10. **Kawrakow I**: On the de-noising of Monte Carlo calculated dose distributions. *Phys Med Biol* 47:3087-3103 (2002)
11. **Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J**: BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 22:503-524 (1995)
12. **Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP**: Numerical recipes in C++. 2nd ed. Cambridge University Press, New York, NY (2002) pp. 655-660
13. **Rogers DWO, Mohan R**: Questions for comparison of clinical Monte Carlo codes. Proceedings of The Use of Computers in Radiotherapy, XIIIth Int'l Conf., Heidelberg, Springer-Verlag, Heidelberg (2000) pp. 120-122
14. **Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA**: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 25:656-661 (1998)

Monte Carlo Photon and Electron Dose Calculation Time Reduction Using Local Least Square Denoising Filters

Kwang-Ho Cheong, Tae-Suk Suh, Byung-Chul Cho*, Hosang Jin[†]

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea, *Department of Radiation Oncology, Hallym University College of Medicine, [†]Department of Radiation Oncology, University of Florida, FL, USA

The Monte Carlo method cannot have been used for routine treatment planning because of heavy time consumption for the acceptable accuracy. Since calculation time is proportional to particle histories, we can save time by decreasing the number of histories. However, a small number of histories can cause serious uncertainties. In this study, we proposed Monte Carlo dose computation time and uncertainty reduction method using specially designed filters and adaptive denoising process. Proposed algorithm was applied to 6 MV photon and 21 MeV electron dose calculations in homogeneous and heterogeneous phantoms. Filtering time was negligible comparing to Monte Carlo simulation time. The accuracy was improved dramatically in all situations and the simulation of 1% to 10% number of histories of benchmark in photon and electron dose calculation showed the most beneficial result. The empirical reduction of necessary histories was about a factor of ten to fifty from the result.

Key Words: Monte Carlo, Statistical uncertainties, Denoising, Smoothing