

조사문 선량 분포와 Monte Carlo 계산을 이용한 삼차원 선량 재구성에 관한 연구

성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 치료방사선과

박 달, 여 인환^a, 김 대용, 안 용찬, 허 승재

본 연구는 선형 가속기에서 나오는 고 에너지 광자빔 조사를 받은 환자 내부의 선량 분포를 조사문 선량 분포로부터 재구성하는 방법을 개발하기 위한 기초 연구로서 삼차원 선량 분포를 재구성하는 방법을 제시하고 이 방법을 전산모사를 통해 평가하였다.

본 연구에서 제안하는 방법은 환자나 팬텀 내부의 임의의 지점에서 흡수된 선량과 그 지점에 대응되는 조사문 선량의 측정 지점에서 흡수된 선량의 차이를 계산하여 측정된 조사문 선량 분포로부터 환자나 팬텀 내부의 선량분포를 얻는 것이다. 선량의 차이는 역제곱법칙과 선형감쇄계수, 그리고 Monte Carlo 프로그램을 이용하여 환자나 팬텀의 CT 정보로부터 계산한 산란선량과 주선량의 비 (scatter to primary dose ratio)를 이용하여 계산한다. 이 방법을 시험하기 위해 여러 종류의 균질 혹은 비균질 팬텀의 조사문 선량 분포를 Monte Carlo 전산모사로 계산한 뒤 팬텀 내부의 선량 분포를 재구성하였다. 광자빔은 1.5 MeV의 단일에너지를 사용하였고 Monte Carlo 프로그램은 EGS4를 사용하였다. 본 연구의 방법을 사용하여 재구성된 팬텀 내부의 선량 분포와 Monte Carlo로 계산한 팬텀 내부의 선량 분포와 비교하였다.

비교 결과 오차 -4%~+2% 이내로 일치하였다. 이 방법은 다른 *in vivo* dosimetry 방법을 대신하여 환자내의 선량분포를 예측하는데 쓰여질 수 있을 것이다.

중심단어 : dose reconstruction, transit dose, EPID, *in vivo* dosimetry, Monte Carlo

서론

고에너지 광자빔을 사용하여 방사선치료를 할 때에는 정확한 선량의 전달이 중요하다. 원하는 부위에 정확하게 선량을 전달하려는 노력으로 방사선치료기술은 꾸준히 발달되어서 3차원 조형치료 (three-dimensional conformal radiation therapy)나 세기변조방사선치료(Intensity Modulation Radiation Therapy)와 같은 것이 개발되었고 이와 같은 방법은 복잡한 과정을 통해 복잡한 장비들을 사용하여 선량을 전달하기 때문에 치료계획시의 오차나 치료 전달시 오차를 일으킬 확률이 높아지게 된다. 정확한 선량 전달을 위해 일반적으로 방사선치료는 그림 1과 같은 과정을 통해서 이루어진다. 치료계획과 모의 치료를 한 후 치료를 위해 환자를 치료실에 셋업하게 되고 조사선 이미지를 찍어 기하학적인 에러를

검사하게 된다. 그리고 방사선 조사를 통해 선량 전달을 하게 된다. 방사선 치료를 한 후 치료시의 정보를 가지고 실제 환자에게 전달된 선량을 구할 수 있다면 이를 바탕으로 치료계획을 가지고 선량을 전달하는 과정 중에 생기는 오류와 이에 더하여 치료 계획 프로그램의 한계에서 생기거나 치료계획자의

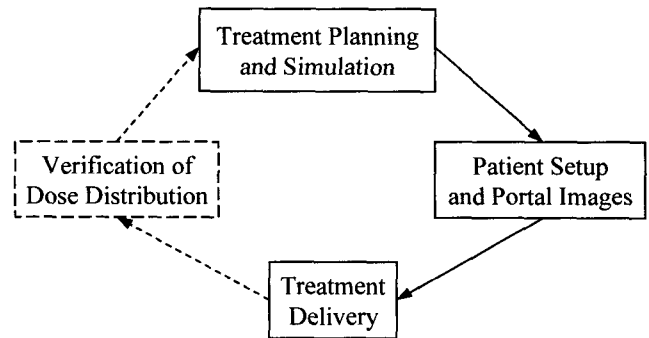


Fig. 1. A systematic view of the treatment procedure

실수로 인해 생기는 치료계획 자체의 오류 등을 검출 할 수 있게 된다. 이 오차를 알게 되면 다음 번 치료시 좀더 정확한 치료계획을 세우고 정확한 선량 전달을 하는데 도움이 된다.

실제 환자에게 전달된 선량을 측정하기 위해 많은 병원에서는 *in vivo* 선량측정(dosimetry)을 시행하고 있다. *in vivo* 선량측정에는 1차원 선량 측정에 이용되는 TLD(Thermoluminescence Dosimeter)나 다이오드를 사용하는 방법¹⁻⁹⁾과 2차원 선량 측정을 할 수 있는 EPID(Electronic Portal Imaging Device)를 이용하는 방법¹⁰⁻¹⁹⁾ 등이 있다. TLD나 다이오드를 사용한 *in vivo* 선량측정은 입사선량이나 출사선량을 측정하여 계획된 값과 비교하거나 측정값으로부터 환자 내부의 광자빔의 중심축 상의 한 점이나 중심선(midline)에서의 선량을 계산하여 계획된 값과 비교하게 된다. 그러나 기본적으로 점에서 밖에 측정할 수 없으므로 환자내의 여러 지점에서의 전달된 선량을 측정하기에는 불편하다. 이런 TLD나 다이오드의 단점을 극복하기 위한 방법 중의 하나로 최근에는 2차원 선량 측정이 가능한 EPID를 이용하여 *in vivo* 선량측정을 하는 것이 많이 연구되었다. EPID를 이용한 연구에는 EPID를 사용하여 조사문 선량을 측정하여 환자의 중심평면(midplane)에 전달된 선량을 재구성하는 연구^{20,21)}가 보고되어 있다. 이 밖에 조사문 선량을 2차원적으로 측정하여 이를 바탕으로 반복적인 방법(iterative method)을 사용하여 convolution/superposition 방법을 이용하여 환자 내부의 선량 분포를 3차원적으로 재구성하는 연구¹⁸⁾가 보고되어 있다.

본 논문에서는 EPID 등으로 측정된 2차원적인 조사문 선량 분포로부터 환자내부에 전달된 선량을 3차원적으로 재구성하는 방법을 개발하기 위한 기초적인 연구를 하였다. 이를 위해 3차원 선량 재구성 방법을 개발하였고 이를 전산모사를 이용하여 평가하였다. 이 방법은 조사문 선량 분포로부터 Monte Carlo 방법을 사용하여 환자 내부에 전달된 선량을 재구성한 것으로 아직 학계에 보고된 바 없는 새로운 방법이다.

방법 및 대상

이 장에서는 선량 재구성의 방법과 이를 평가하기

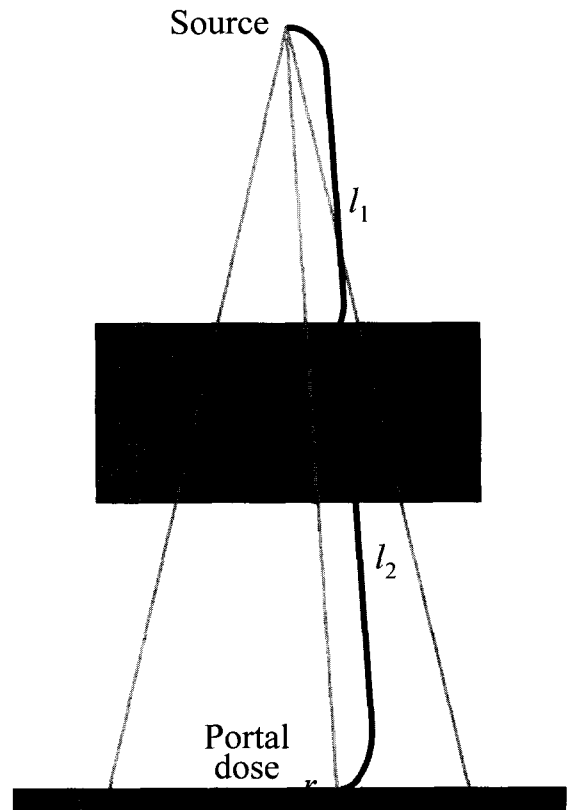


Fig. 2 Geometry used in the dose reconstruction method

위한 전산모사에 대해 기술하겠다.

1. 선량 재구성의 방법

일반적으로 물질 내부의 어느 한 점에서 흡수된 선량 D 는 다음과 같이 주광자(primary photon)에 의해 흡수된 선량인 D_p 와 나머지 부분인 산란선량 D_s 로 나눌 수 있다.

$$D = D_p + D_s \tag{1}$$

그림 2에서와 같이 팬텀 내부의 점인 q 와 EPID 등을 이용하여 조사문 선량을 측정하는 지점인 r 에서의 흡수된 선량의 비를 보면 다음과 같이 됨을 알 수 있다.

$$\frac{D(q)}{D(r)} = \frac{D_p(q)}{D_p(r)} \frac{1 + SPR(q)}{1 + SPR(r)} \tag{2}$$

여기서 SPR 은 주선량과 산란선량의 비로 D_s/D_p 로 주어진다. 식 (2)의 오른쪽 항의 첫 번째 계수는 주선량의 비이므로 선형감쇄계수와 역제곱법칙을 이용하여 다음과 같이 쓰여질 수 있다.

$$\frac{D_p(q)}{D_p(r)} = e^{\mu z} \left(1 + \frac{l_2}{l_1}\right)^2 E_r \quad (3)$$

여기서 μ 는 특정 광자빔의 성질에서의 물의 선형감쇄계수이고 z 는 물등가 거리(water-equivalent path length)이다. 식 (3)의 오른쪽 항의 마지막 계수인 E_r 은 q점에서의 선량 흡수와 r점에서의 선량 흡수의 비이다. 동일한 광자빔의 조사를 받더라도 물질의 물리적인 특성에 따라 흡수된 선량에는 차이가 있게 된다. 따라서 이것은 조사문 선량을 측정하는 물질과 팬텀을 이루고 있는 물질의 에너지 흡수의 차이를 나타내주는 계수이다. 일반적으로 이 값은 전하입자의 평형상태(charged particle equilibrium)에서는 mass energy absorption coefficient의 비로 나타나게 되고²²⁾ Bragg-Gray cavity 이론이 적용되는 경우에는 unrestricted mass collision stopping power의 비로 주어진다²³⁾. 여기서는 주광자(primary photon)에 의한 그 지점에서의 흡수 선량의 비이므로 전하입자의 평형상태가 일어날 수 없다. 즉 build-up의 처음 부분이 된다. 이 값은 Monte Carlo simulation으로 각 경우에서의 값을 구할 수 있다. 위의 식 (3)을 이용하여 식 (2)를 다시 써 보면

$$D(q) = e^{\mu z} \left(1 + \frac{l_2}{l_1}\right)^2 E_r [1 + SPR(q)] D_p(r) \quad (4)$$

으로 주어진다. 여기서 우리 계산해야 할 값은 팬텀 내부에서의 선량인 $D(q)$ 이다. 식 (4)의 첫 번째 계수와 두 번째 계수는 팬텀의 물리적 성질과 기하학적인 정보로부터 알 수 있고 세 번째 계수인 E_r 은 Monte Carlo 프로그램을 이용하여 계산하면 된다. 네 번째 계수인 $SPR(q)$ 는 팬텀 내부에서의 주선량과 산란선량의 비로 팬텀의 물리적 성질을 나타내는 CT 넘버와 같은 정보로부터 Monte Carlo 프로그램을 이용하여 계산하게 된다. 마지막 계수인 D_p 는

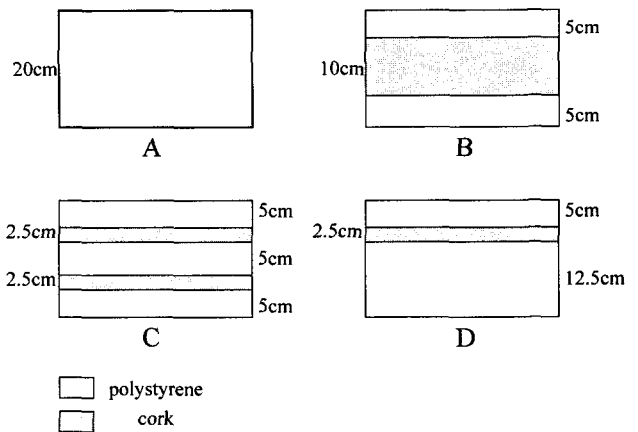


Fig. 3 phantoms used in the evaluation of the dose reconstruction method

조사문 선량의 주선량으로 이 값은 EPID 등으로 측정된 조사문 선량에서 산란선량을 감함으로서 얻어진다. 이 과정은 팬텀과 EPID 사이의 거리가 크다고 가정하면(> 50 cm) 산란선량이 전체 선량에 기여하는 정도가 작고 거의 일정하게 되기 때문에 쉽게 이루어 질 수 있다.^{24,25)} 이 가정은 조사문 선량의 주선량을 측정하기 위한 가정으로 원래의 식 (4)는 팬텀과 조사문 선량을 측정하는 거리와는 상관없이 항상 만족하는 식이다.

2. 전산 모사를 이용한 평가

앞 절에서 제시한 선량 재구성의 방법을 평가하기 위해 본 연구에서는 전산 모사를 하였다. 먼저 여러 종류의 균질 비균질 팬텀의 조사문 선량을 Monte Carlo 프로그램인 EGS4를 이용하여 계산하였고 계산된 조사문 선량으로부터 팬텀내의 선량분포를 재구성하였다. 같은 위치의 팬텀내의 선량분포를 독립적으로 EGS4를 사용하여 계산하여 재구성된 선량분포와 비교하였다.

사용한 팬텀은 그림 3에서 보는 바와 같이 두께 20 cm의 균질한 팬텀 1개와 같은 두께의 비균질 팬텀 3개를 이용하였다. 3개의 비균질 팬텀은 2개의 대칭적인 팬텀과 1개의 비대칭적인 팬텀으로 이루어져 있다. 균질 팬텀은 폴리스티렌으로 이루어져있고 비균질 팬텀은 폴리스티렌과 밀도가 낮은 코르크로 이루어져 있다.

팬텀에 광자빔을 조사할 때 SSD는 100 cm로 하였고 팬텀과 조사문 선량을 측정하는 위치까지의 거리

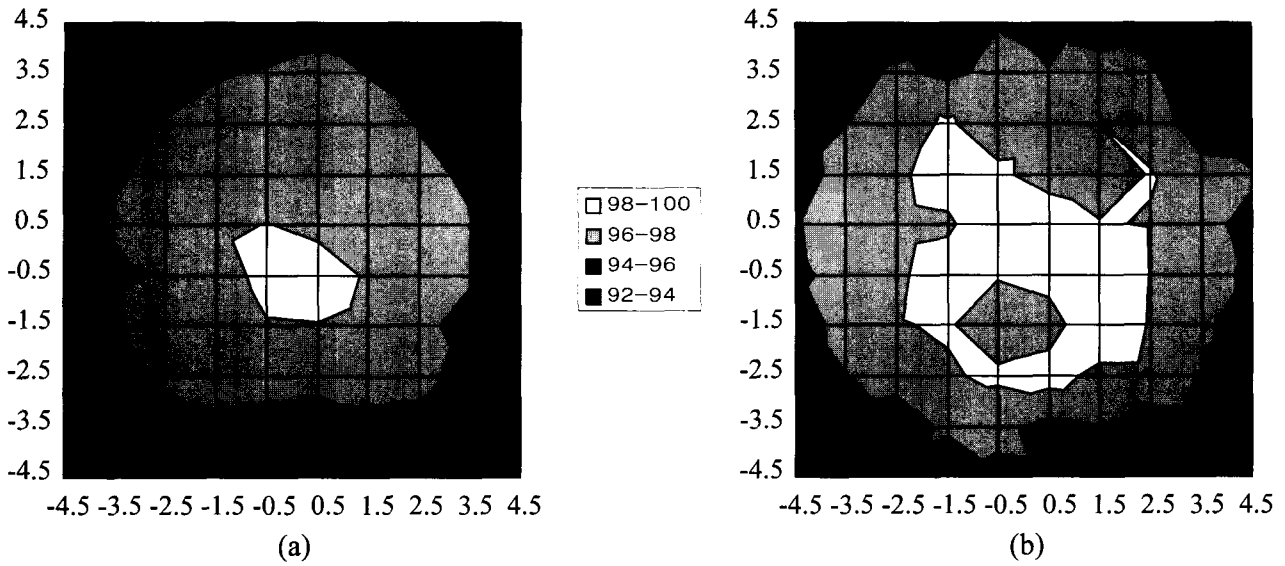


Fig 4 midplane dose distribution of Phantom (b): (a) EGS4 result; (b) reconstructed dose distribution

는 60 cm로 하였다. 빔은 선형가속기의 6MV의 광자빔의 평균에너지인 1.5MeV의 단일에너지 광자빔을 사용하였다. 이 광자빔을 10×10 cm²의 field size로 그림 3 팬텀의 윗부분에서 빔의 중심축이 팬텀의 중심을 지나도록 조사하였다.

팬텀의 선량을 재구성하는 지점은 3차원 재구성을 시험하기 위해 팬텀 내부의 평면1과 평면2의 두 개의 평면에서 실시하였다. 평면1은 팬텀의 중심평면이고 평면2는 중심평면으로부터 5 cm 아래에 위치하고 중심평면과 평행한 평면이다. 이 두 평면에서 재구성하여 EGS4로 계산한 같은 평면에서 흡수된 선량과 비교하였다. 흡수된 선량을 계산하기 위한 단위체적(voxel)의 크기는 1×1×1 cm³으로 설정하였다. 조사문 선량의 계산에는 물을 사용하였다. 따라서 선량흡수율의 비인 E_r 값은 폴리스티렌과 코르크의 물에 대한 주선량의 비로 2개가 필요하다. 이 값은 EGS4로 물, 폴리스티렌, 코르크에 대해 각각 주광자에 의한 흡수 에너지를 계산하여 구하였다.

결과

4개의 팬텀에 대해 두 평면에서 EGS4로 계산한 선량과 조사문 선량으로부터 재구성한 선량의 비의 최대값과 최소값이 표1에 나와있다. 모두 -4%~+2%이 내에서 잘 일치됨을 알 수 있다(팬텀 A의 경우 Monte Carlo 결과의 통계적인 정확도를 나타내주는 상대적인 오차(relative error)가 최대 0.0190 임). 본 연구에서 제시한 선량 재구성 방법의 핵심은 환자나 팬텀 내부에서의 주선량과 산란선량의 비(SPR)를 미리 계산해 놓는다는 것이다. 환자의 비균질적인 정보가 미리 계산된 SPR에 담겨져 있게 된다. 그런데 이 SPR은 주선량이 없는 지점에서는 정의 되지 않는다. 따라서 본 논문이 제시하는 재구성의 방법은 주선량이 0이 아닌 지점 즉 field 내에서만 적용되는 방법임을 알 수 있다. 같은 이유로 주선량이 일부 기여를 하는 penumbra 영역에서도 본 연구가

EGS4/재구성된 선량		Phantom A	Phantom B	Phantom C	Phantom D
평면1	max	0.9877	1.012	0.9973	0.9940
	min	0.9659	0.9750	0.9770	0.9757
평면2	max	0.9892	1.009	0.9951	0.9907
	min	0.9649	0.9794	0.9690	0.9620

Table 1 Minimum and Maximum ratio of dose from EGS4 to dose from reconstruction

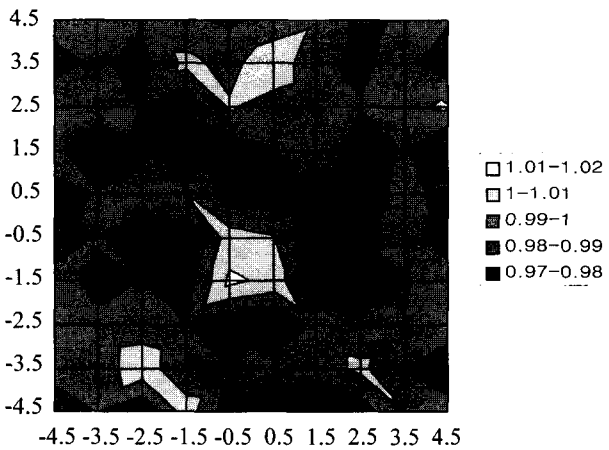


Fig 5 Ratio of the dose distribution from EGS4 to the reconstructed dose

제시하는 방법이 잘 맞지 않음을 예측 할 수 있다. 광자빔이 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 의 field size로 SSD=100 cm로 조사될 때 평면1(중심평면)에서의 field size 는 X축 Y축 각각 $-5.5 \text{ cm} \sim 5.5 \text{ cm}$ 로 11 cm가 된다. 본 연구에서는 선량을 측정하기 위해 단위체적을 $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ 로 사용하였고 이 단위체적들을 $X=Y=0 \text{ cm}$ 의 좌표를 가지는 빔의 중심축에 대칭되게 양쪽으로 배열 하였으므로 중심에서 6번째 위치한 단위체적들은 penumbra 영역이 됨을 알 수 있다. 따라서 이 penumbra 영역을 제외한 영역인 10×10 개의 단위체적에서의 값을 비교하였다.

팬텀 B의 평면1에서의 선량분포와 재구성된 선량 분포를 그림 4에서 볼 수 있다. 선량은 최대 선량이 100이 되게 normalization을 하였다. 그림에 나타난 좌표는 단위체적의 중심좌표이므로 선량 분포는 x축 y축 모두 $-5.0 \text{ cm} \sim 5.0 \text{ cm}$ 영역에서 측정된 선량분포가 되어 모두 조사야 내부가 된다. 그리고 두 값 사이의 비가 그림 5에 나와있다. 조사야 내에서 $\pm 2\%$ 이내로 일치함을 볼 수 있다. 그림 6은 각 팬텀에 대해 평면1에서의 off-axis 선량 분포를 나타낸 것이다. 선량은 각각의 팬텀 중에 최대 선량이 100이 되도록 normalization을 하였다. 그래프에서 보면 빔이 평면1에 도달하기 전에 빔의 감쇄가 가장 적은 즉 밀도가 적은 코르크의 양이 많은 팬텀 B가 가장 큰 선량 값을 가지고 그 다음 감쇄가 적은 팬텀 C와 D는 거의 같은 값을 가졌다. 팬텀 A가 가장 작은 선량 분포를 보였다. EGS4 로 계산한 값과 재구성한 선량 분포가 거의 일치함을 볼 수 있다. 그림 7

은 평면2에대한 그래프이다. 여기서도 마찬가지로 빔의 감쇄가 적은 순서로 선량의 값이 분포해 있음을 알 수 있다. 평면 2에 도달하기 전에 빔의 감쇄가 가장 많은 A는 제일 낮고 그 다음 D, C, B의 순서로 높아짐을 알 수 있다. 여기서도 EGS4 의 결과와 재구성 된 결과가 잘 일치함을 볼 수 있다.

토의

본 연구에서 개발한 환자내의 선량 재구성의 방법은 주선량이 0이 아닌 영역인 광자빔의 조사 영역에서 적용 가능한 반면 penumbra 영역에서는 그 정확성을 확신할 수 없다.

또한 본 연구에서는 선량 재구성에 대한 기초연구로 문제를 단순화하기 위해 단일에너지 1.5MeV 광자빔을 사용하였다. 실제 선형가속기에서 나오는 광자빔은 단일 에너지가 아닌 여러 에너지의 스펙트럼을 가진다. 단일에너지에서 여러 에너지의 스펙트럼을 가지는 에너지로의 변환은 크게 어렵지 않은데 이는 광자빔의 성질에 따라 선형감쇄계수와 E_r 값을 변환 해주면 된다. 전산모사를 통한 평가가 아닌 실제 팬텀을 가지고 조사문 선량을 EPID 등으로 측정하여 재구성하여 평가할 때에는 실제 선형 가속기에서 나오는 광자빔의 에너지 스펙트럼이 필요하다. 이를 위해 선형 가속기 광자빔의 에너지 스펙트럼을 알아내는 것이 중요하다. 여러 에너지의 광자빔을 사용할 경우 단일 에너지보다 계산시간이 더 오래 걸릴 것이 예상되며 이 연구는 실제 팬텀을 가지고 실험을 하는 다음 연구에서 할 예정이다.

본 연구에서는 단위체적의 크기는 $1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ 을 사용하였다. 이 단위 체적을 결정한 과정에는 특별한 이유는 없고 단지 계산의 편이를 위해서였다. 실제 실험을 할 때에는 조사문 선량의 측정 분해능과 팬텀에서의 선량을 측정하는 측정기의 분해능에 따라 결정되어 질 것이다. 이 단위체적의 크기를 더 작게 하면 좀더 정확한 선량의 예측이 가능해지나 계산시간은 더 오래 걸릴 것이다.

결론

조사문 선량 분포로부터 환자내의 3차원 선량분포를 재구성하는 방법이 제시되었고 이를 전산모사를 통

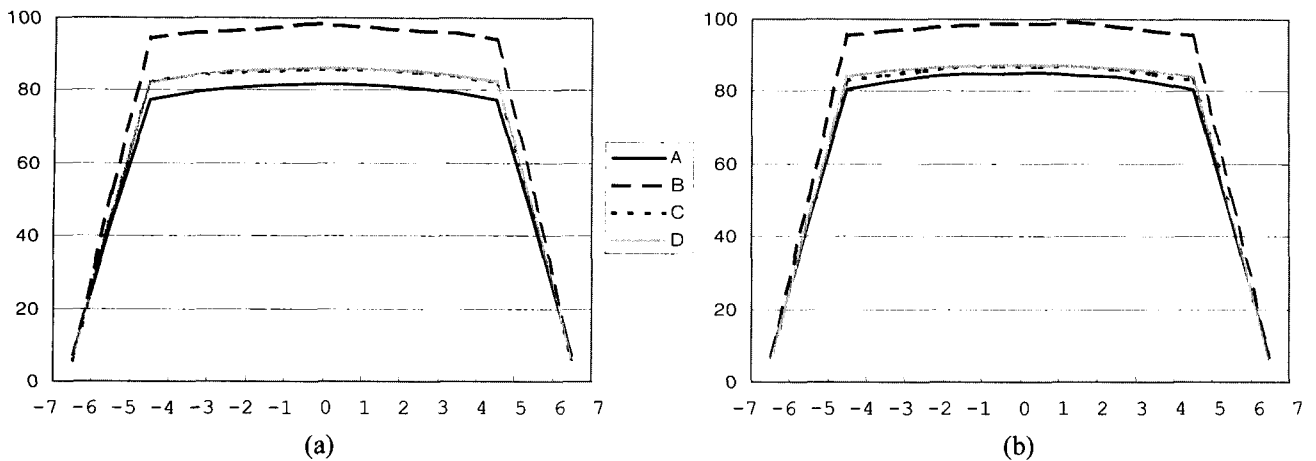


Fig. 6 Off-axis dose distribution for each phantom on the plane 1 : (a) EGS4 result; (b) reconstructed result

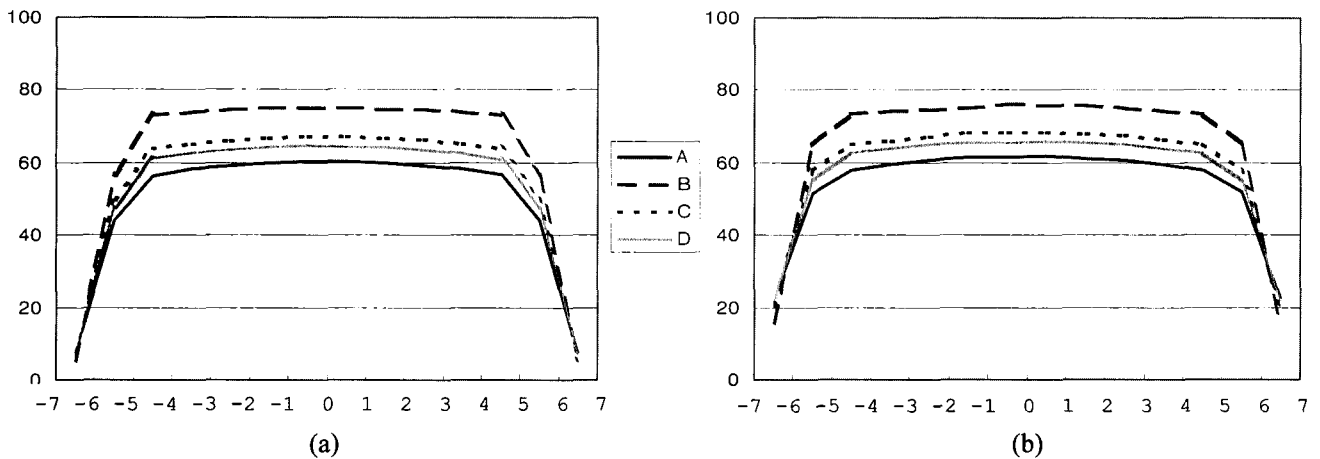


Fig. 7 Off-axis dose distribution for each phantom on plane 2: (a) EGS4 result (b) reconstructed result

해 평가하였다. 평가 결과 제시한 방법은 -4%~+2%의 오차 내에서 정확하다는 결론을 얻었다. 따라서 본 연구에서 제시한 방법은 치료 후 환자에게 전달된 선량을 평가하는데 쓰일 수 있을 것이다.

감사의 글

이 연구는 과학기술부 원자력 중장기 계획사업 중 방사선 치료 기기 제품화 및 기반기술 개발 과제(1999-2001)로 수행되었음. 저자 중 박달은 한국과학재단에서 지원하는 인턴연구원 활용지원사업의 지원을 받았음.

참고문헌

a. Send correspondence to dryeo@smc.samsung.co.kr

1. Essers M., Lanson J. H., Mijnheer B. J.: In vivo dosimetry during conformal therapy of prostatic cancer. *Radiother. Oncol.* 29:271-279 (1993)
2. Heukelom S., Lanson J. H., Mijnheer B. J.: In vivo dosimetry during pelvic treatment. *Radiother. Oncol.* 25:111-120 (1992)
3. Heukelom S., Lanson J. H., Mijnheer B. J.: Quality assurance of the simultaneous boost technique for prostate cancer: Dosimetric aspects. *Radiother. Oncol.* 30:66-73 (1994)
4. Leunens G., Van Dam J., Dutreix A., van der Schueren E.: Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 1: Entrance dose measurements,

- a reliable procedure. *Radiother. Oncol.* 17:141-151 (1990)
5. Leunens G., Van Dam J., Dutreix, A., van der Schueren, E.: Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 2: Determination of the target absorbed dose. *Radiother. Oncol.* 19:73-87 (1990)
 6. Nilsson B., Ruden B.-I., Sorcini B.: Characteristics of silicon diodes as patient dosimeters in external radiation therapy. *Radiother. Oncol.* 11:279-288 (1988)
 7. Noel A., Aletti P., Bey P., Malissard L.: Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry. *Radiother. Oncol.* 34:144-151 (1995)
 8. Rizzotti A., Compri R., Garusi G. F.: Dose evaluation to patients irradiated by 60 Co beams, by means of direct measurements on the incident and on the exit surfaces. *Radiother. Oncol.* 3:279-283 (1985)
 9. Van Dam J., Marinello G.: Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. ESTRO booklet no. 1 (1994)
 10. Essers M., Hoogervorst B. R., van Herk M., Lanson J. H., Mijnheer B. J.: Dosimetric characteristics of a liquid-filled electronic portal imaging device. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 33:1265-1272 (1995)
 11. Essers M., Boellaard R., van Herk M., Lanson J. H., Mijnheer B. J.: Transmission dosimetry with a liquid-filled electronic portal imaging device. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 34:931-941 (1996)
 12. Boellaard R., van Herk M., Mijnheer B. J.: The dose response relationship of a liquid-filled electronic portal imaging device. *Med. Phys.* 23:1601-1611 (1996)
 13. Boellaard R., van Herk M., Mijnheer B. J.: A convolution model to convert transmission dose images to exit dose distributions. *Med. Phys.* 24:189-199 (1997)
 14. Boellaard R., van Herk M., Mijnheer B. J.: Two-dimensional exit dosimetry using a liquid-filled electronic portal imaging device and a convolution model. *Radiother. Oncol.* 44:149-157 (1997)
 15. Hansen V. N., Evans P. M., Swindell W.: The application of transit dosimetry to precision radiotherapy. *Med. Phys.* 23:713-721 (1996)
 16. Huyskens D., Van Dam J., Dutreix A.: Midplane dose determination using in vivo dose measurements in combination with portal imaging. *Phys. Med. Biol.* 39:1089-1101 (1994)
 17. McNutt T. R., Mackie T. R., Reckwerdt P., Papanikolaou N., Paliwal B. R.: Calculation of portal dose using the convolution/superposition method. *Med. Phys.* 23:527-535 (1996)
 18. McNutt T. R., Mackie T. R., Reckwerdt P., Paliwal B. R.: Modeling dose distributions from portal dose images using the convolution/superposition method. *Med. Phys.* 23:1381-1392 (1996)
 19. Pasma K. L., Kroonwijk M., Visser A. G., Heijmen B. J. M.: Portal dose measurements with a video-based electronic portal imaging device using a deconvolution algorithm. IN: Proceedings of the XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiotherapy. 1997, Salt Lake City, UT, pp. 282-284.
 20. Boellaard R., Essers M., van Herk M., Mijnheer B. J.: New method to obtain the midplane dose using portal *in vivo* dosimetry. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 41(2):465-474 (1998)
 21. Boellaard R., van Herk M., Uiterwaal H., Mijnheer B.: First clinical tests using a liquid-filled electronic portal imaging device and a convolution model for the verification of the midplane dose. *Radiother. Oncol.* 47:303-313 (1998)
 22. Khan F. M.: *The physics of Radiation Therapy.* 2nd ed., Williams & Wilkins, Baltimore, MD (1994), pp. 160
 23. Siebers J. V., Keall P. J., Nahum A. E., Mohan R.: Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. *Phys. Med. Biol.* 45:983-995 (2000)

24. Boellaard R., van Herk M., Mijnheer B. J.: A convolution model to convert transmission dose images to exit dose distributions. *Med. Phys.* 24:189-199 (1997)

25. Swindell W., Evans P. M.: Scattered radiation in portal images: A Monte Carlo simulation and a simple physical model. *Med. Phys.* 23:63-73 (1996)

Three dimensional Dose reconstruction based on transit dose measurement and Monte Carlo calculation

Dahl Park, Inhwan Jason Yeo, Dae Yong Kim, Yong Chan Ahn, Seung Jae Huh

*Department of Radiation Oncology, Samsung medical Center, School of Medicine,
Sungkyunkwan University*

This is a preliminary study for developing the method of the dose reconstruction in the patients, irradiated by mega-voltage photon beams from the linear accelerator, using the transit dose distributions. In this study we present the method of three-dimensional dose reconstruction and evaluate the method by computer simulation.

To acquire the dose distributions in the patients (or phantoms) we first calculate the differences between the doses at the arbitrary points in the patients and the doses at the corresponding points where the transit doses are measured. Then, we can get the dose in the patients from the measured transit dose and the calculated value of the difference. The dose differences are calculated by applying the inverse square law and using the linear attenuation coefficient. The scatter to primary dose ratios, which are calculated by the Monte Carlo program using the CT data of the patient (or phantoms), are also used in the calculations. For the evaluation of this method we used various kinds of homogeneous and inhomogeneous phantoms and calculated the transit dose distributions with the Monte Carlo program. From the distributions we reconstructed the dose distributions in the phantom. We used mono-energy photon beam of 1.5MeV and Monte Carlo program EGS4. The comparison between the dose distributions reconstructed using the method and the distributions calculated by the Monte Carlo program was done.

They agreed within errors of $-4\% \sim +2\%$. This method can be used to predict the dose distributions in the patient

Key Words : dose reconstruction, transit dose, EPID, in vivo dosimetry, Monte Carlo