

Development of Dose Verification Method for In vivo Dosimetry in External Radiotherapy

Ui-Jung Hwang*, Tae Seong Baek^{†,‡}, Myonggeun Yoon[†]

*Department of Radiation Oncology, National Medical Center,

[†]Department of Bio-convergence Engineering, Korea University, Seoul,

[‡]Department of Radiation Oncology, National Health Insurance Service Ilsan Hospital, Goyang, Korea

The purpose of this study is to evaluate the developed dose verification program for in vivo dosimetry based on transit dose in radiotherapy. Five intensity modulated radiotherapy (IMRT) plans of lung cancer patients were used in the irradiation of a homogeneous solid water phantom and anthropomorphic phantom. Transit dose distribution was measured using electronic portal imaging device (EPID) and used for the calculation of in vivo dose in patient. The average passing rate compared with treatment planning system based on a gamma index with a 3% dose and a 3 mm distance-to-dose agreement tolerance limit was 95% for the in vivo dose with the homogeneous phantom, but was reduced to 81.8% for the in vivo dose with the anthropomorphic phantom. This feasibility study suggested that transit dose-based in vivo dosimetry can provide information about the actual dose delivery to patients in the treatment room.

Key Words: Radiotherapy, Quality assurance, Electronic portal imaging device, Transit dose, In vivo dosimetry

서 론

방사선치료에서는 체내의 원하는 곳에 방사선을 조사하여 암세포를 치료하는데, 암세포가 있는 부위에는 원하는 만큼의 충분한 방사선이 조사되고 그 이외의 부분에는 최소한의 방사선이 조사되어 암세포를 효과적으로 제거하면서도 불필요한 방사선부작용이 발생되지 않도록 미리 치료계획을 해야만 한다. 환자에게 방사선을 조사하기에 앞서 이와 같이 치료계획 한 대로 방사선이 조사되는지 미리 확인하는 과정을 거치게 되는데, 환자의 몸에 직접 방사선을 조사하면서 측정할 수는 없으므로 환자 대신에 적당한 팬텀을 마련하여 치료계획 된 방사선 빔으로 팬텀 내부의 방사선량 분포를 다시 계산한 후 실제 측정값과 비교하는 방법을 주로 사용하고 있다. 그러나 이 방법은 실제 환자가

아닌 팬텀을 사용하므로 실제 환자에 조사되는 방사선 분포가 아닌 팬텀에 조사되는 방사선분포를 측정하는 간접적인 방법이다. 따라서 환자와는 상관이 없는 방사선치료기와 치료계획시스템의 정도 관리를 하는 측면이 보다 강하다고 할 수 있다.

한편 환자를 치료할 때 조사하는 방사선빔의 일부는 환자 신체 내부에 흡수되지 못하고 환자를 통과하여 나오게 되는데, 이렇게 환자를 투과한 투과선량은 조사된 방사선이 환자 신체와 상호작용을 한 결과로 정해지는 것이므로 이를 역으로 이용한다면 투과선량으로부터 환자 신체 내부의 선량을 예측할 수도 있게 된다. 즉 치료계획시스템이 조사되는 방사선으로부터 환자의 전산화 단층영상을 이용하여 환자 신체 내부의 방사선량을 계산하는 시스템인 것과 마찬가지로, 독립된 다른 시스템으로 투과방사선으로부터 환자의 전산화 단층영상을 이용하여 환자 신체 내부의 방사선량을 계산할 수 도 있는 것이다.

투과방사선으로부터 체내선량을 예측하고자 하는 연구는 방사선을 환자의 치료에 응용하기 시작한 방사선치료 초기부터 시작되었다. 그러나 그 당시에는 특정 위치에서의 선량을 측정하여 환자 내부 특정 위치에서의 선량을 예측하는 정도의 수준이었다. 전자계산기가 발달하고 방사선량 및 선량분포를 측정할 수 있는 기술이 발달하면서 좀

This project was supported by Ministry of Science, ICT and Future Planning and Radiation Technology Development Program of National Research Foundation of Korea (NRF-2013M2A2A7067089).

Received 28 February 2014, Accepted 13 March 2014

Correspondence: Myonggeun Yoon (radioyoon@korea.ac.kr)

Tel: 82-2-940-2823, Fax: 82-2-940-2829

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

더 복잡한 계산을 수행할 수 있게 되었다. 1997년에 Herk와 Mijnheer는 팬텀을 이용하여 팬텀의 출구선량은 팬텀을 통과한 주방사선과 팬텀에 의한 산란방사선의 합으로 이루어짐에 착안하여 주방사선은 역투사방법으로, 산란은 거리에 따른 초월함수와 회선으로 표현되는 산란식으로 계산하여 팬텀 중심선량을 계산한 바 있다.¹⁾ 1998년에는 거리에 따른 역자승법칙과 감쇠보정 그리고 팬텀에 의한 산란량을 재설정하는 항을 포함시켜 계산방법을 발전시켰다.²⁾ 2003년에는 이를 더욱 발전시켜 3차원 선량분포 계산을 시도하였다.³⁾ 그 이후에도 세기변조 방사선치료와 같이 복잡한 방사선 분포를 가지는 빔이나 2차원선량 분포 뿐 만 아니라 3차원 선량분포까지도 계산하려는 시도가 있어왔다.⁴⁻⁸⁾ 그러나 계산에서 고려해야 할 부분들이 점점 증가하고, 모든 공간에 대해 산란선을 고려하면서 계산의 양이 방대해지게 되어 계산시간이 많이 걸리는 단점이 있다.

한편 산란선은 주방사선에 비해 그 영향이 적고, 특히 환자 신체에서 멀리 떨어질수록 산란선의 영향이 점점 작아질 뿐 만 아니라 산란선의 공간적인 분포가 균일해지므로 투과한 방사선의 상대적인 선량분포는 주방사선에 의해서만 결정된다고 할 수 있다. 따라서 환자에서 충분히 멀리 떨어진 곳에서 투과선량분포를 측정한다면 주방사선만을 이용하여도 비교적 간편하고 빠르게 체내선량을 계산할 수 있을 것이다. 그렇더라도 3차원 전산화 단층영상을 이용하여 계산하여야 하므로 전자계산기를 이용할 수 밖에 없다.

본 연구에서는 주 방사선 분포만을 고려하여 투과선량으로부터 체내 선량분포를 간단히 계산할 수 있는 프로그램과, 그 계산결과를 치료계획시스템이나 직접 측정한 값 등 다른 방법으로 계산하거나 측정한 선량분포와 서로 비교할 수 있는 프로그램을 개발하고, 이를 이용하여 균질한 고체 팬텀과 비균질한 인체팬텀에 대하여 투과선량으로부터 체내선량을 계산하고 서로 비교하여보았다.

재료 및 방법

1. 체내 선량 계산 알고리즘

본 연구에서는 체내선량을 계산할 때 산란방사선에 의한 영향은 고려하지 않고, 한 점에 위치한 점 선원으로부터 방사선으로 직진하는 주방사선만을 고려하였다. 주방사선을 이용한 계산은 심부선량율, 거리역자승법칙, Mayneord F 인자의 세 가지 인자를 고려하였고, 비균질한 매질에 대한 보정을 포함하였다. 선형가속기의 점 선원으로부터 전산화 단층영상의 해상도에 해당하는 간격의 수많은 주방사선이

진행한다고 가정하고 각 방사선은 에너지 6 MV, 선원표면 거리(SSD) 100 cm, 조사면 10 cm×10 cm인 경우의 심부선량율을 기본적인 값으로 하였다. 각 방사선의 선원표면거리가 변할 경우 절대선량은 선원표면거리와 최대선량 깊이(101.5 cm)의 합(SSD+dm)인 101.5 cm을 기준으로 한 거리의 역자승의 법칙에 따라 달라지며, 심부선량율은 식(1)과 같은 Mayneord F 인자에 따라 보정된 심부선량율을 사용하였다.⁹⁾

$$PDD_f(d) = PDD_{100}(d) \cdot \frac{(100+d)^2}{(100+dm)^2} \cdot \frac{(f+dm)^2}{(f+d)^2} \quad (1)$$

여기서 f는 새로운 선원표면거리, d는 깊이, dm은 최대선량 깊이로서 6 MV의 경우 1.5 cm을 적용하였다.

2. 전산화 단층영상 및 치료계획

본 연구에서는 균질팬텀과 비균질팬텀의 두 종류를 사용하였다. 균질팬텀은 판형의 체팬텀(Plastic Water, New York, NY, USA)을 적당한 높이로 쌓아서 사용하였고, 비균질 팬텀은 인체모형팬텀(Rando, New York, NY, USA)중 비균질도를 극대화 하기 위하여 폐 부분을 사용하였다. 전산화 단층촬영기를 이용하여 각 팬텀의 전산화 단층영상을 얻은 후 치료계획 시스템(Eclipse, varian Inc., Palo Alto, CA, USA)으로 전송하였다. 치료계획시스템에서는 각 팬텀의 전산화 단층영상을 불러 온 후 등중심점(isocenter)의 위치를 선정하고 실제 전자포탈영상장치(EPID, aS-1000, Varian Inc., Palo Alto, CA, USA)가 위치하는 곳에 EPID를 대신하는 가상의 팬텀을 그려넣은 후 Hounsfield Unit (HU)값을 물의 값으로 치환하였다.

위의 두 가지 팬텀위에 실제 폐암 환자 5명의 치료에 사용된 세기변조 치료계획 빔을 사용하여 선량을 계산하였다. 5개의 치료계획은 각 6개의 빔으로 구성되었으며, 치료계획 시스템의 정도관리 기능을 사용하여 팬텀 내부와 EPID 면의 선량분포를 계산하였다. 치료에 사용된 선량처방, 분할선량, 분할횟수 및 총선량은 Table 1과 같다. EPID 내부의 유효측정층이 있는 면과 과 팬텀 내부의 등중심점을 지나는 평면에서의 계산된 선량분포를 의료영상포맷인 DICOM형식의 파일로 저장하였다.

3. EPID 영상 획득

두 종류의 팬텀을 전산화 단층촬영기와 동일한 모양으로 방사선치료테이블 위에 올려놓은 후 선형가속기(iX, Varian

Table 1. Patient characteristics, prescribed radiation dose and fraction size.

Patient	Treatment Site	Age (years)	PTV (ml)	Number of Fields	Number of Fractions	Prescribed Dose (cGy)
1	Lung	77	34	6	33	6600
2	Lung	78	19	6	32	6400
3	Lung	82	31	6	27	5400
4	Lung	71	57	6	33	6600
5	Lung	77	23	6	34	6800

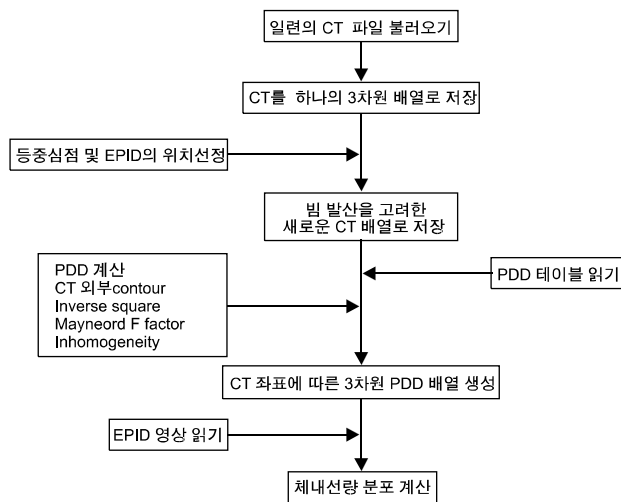


Fig. 1. Brief flowchart of patient dose calculation program.

Inc., Palo Alto, CA, USA)를 사용하여 5개의 치료계획에 해당하는 치료빔을 조사하였다. 팬텀을 투과한 방사선 분포는 EPID를 사용하여 수집하였다. EPID는 선량에 따른 픽셀값의 선형성이 보장되어있지 않으므로 EPID에 직접 MU별로 조사야 10 cm×10 cm의 균일한 사각빔을 조사하고 획득한 영상의 픽셀값의 평균을 읽어 MU별 선량 보정을 하였다. EPID 영상은 dcm 또는 dxf 파일 형식으로 저장하였다.

4. 체내 선량계산 프로그램

체내선량 계산은 방대한 크기의 전산화 단층영상을 사용하여 기하학적인 계산을 수행하여야 하므로 복잡하고 시간이 많이 소요되어 전자계산 프로그래밍이 반드시 필요하다. 본 연구에서는 시각적인 조작을 통해 간단한 프로그래밍을 할 수 있는 LabView (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA)를 사용하여 프로그래밍 하였다.

선량 계산의 흐름도는 Fig. 1과 같다. 전산화 단층영상은 한 개의 측면(axial) 슬라이스 영상이 하나의 파일로 되어있다. 본 연구에서는 관상면(coronal plane)의 영상 등 서로 다

른 슬라이스 간 계산이 필요하므로 단층영상의 시리즈를 한꺼번에 불러와서 하나의 파일로 관리할 필요가 있으므로 불러온 단층영상을 하나의 3차원 배열로 저장하였다. 그 다음으로 단층영상에서 등중심점과 EPID 영상장치가 있는 위치를 지정해 주어야 한다. 등중심점은 선원축간거리(SAD)인 선원에서부터 100 cm 떨어진 점에 해당하므로 이를 기준으로 빔의 발산에 의한 영향을 계산하게 되며, EPID 영상장치의 위치는 나중에 EPID의 영상으로부터 체내 선량을 계산할 때 영상의 확대율 및 방사선의 경로 등을 고려할 때 기준이 된다.

주광자선은 한 점에서 발산하며 직진하는 여러 개의 작은 선들로 간주하고 그 선의 경로에 있는 전산화 단층영상의 픽셀값들과 상호작용을 계산하게 되는데 주광자선의 경로에 있는 단층영상의 픽셀값들을 미리 3차원 배열로 따로 저장하였다. 계산하는 픽셀의 간격은 원래 전산화 단층영상의 해상도의 간격으로 하였고, 발산각에 따라 픽셀값의 중간값이 필요한 경우에는 픽셀값을 선형 보간하여 사용하였다. 사용한 전산화 단층영상의 해상도는 512×512이었고 픽셀간격은 0.9785 mm이었다. 선형보간은 0.9785 mm 이내에서만 이루어지므로 이때 발생하는 오차는 무시하였다. 다음으로 이 픽셀값들과 함께 계산할 심부선량율을 불러들였다. 빔은 항상 갠트리 0도에서만 조사되는 것으로 가정하였고, 방사선의 진행방향에서 픽셀이 일정 수준 이상의 HU값을 갖을 경우 그 위치를 팬텀의 표면으로 간주하고 그 위치에서부터 심부선량율을 적용하여 계산되도록 하였다. 본 연구에서는 이러한 전산화 단층영상의 문턱 값으로 -700을 사용하였다. 거리역자승법칙과 Mayneord F 인자를 적용한 후, 비균질한 HU 값을 고려하여 심부선량율의 깊이가 변조되도록 하였다. 이렇게 계산한 각 빔들의 경로에 대한 심부선량율을 다시 하나의 삼차원 배열로 저장하였다. 이 배열은 상대적인 심부선량율 이므로 어느 한 점의 선량을 알면 그 점을 지나는 경로에 위치한 다른 점들의 선량을 계산할 수 있게 된다.

마지막 단계에서는 실제로 측정된 EPID의 영상을 불러들인 다음 EPID 위치에서의 심부선량을값과 선량분포를 알고자 하는 위치에서의 배열 값과의 비율을 곱하여 재구성된 체내 선량분포 영상을 저장하도록 하였다.

5. 선량분포 비교 프로그램

투과 선량분포로부터 계산된 선량분포를 치료계획 시스템에서 계산된 선량분포와 비교하는 것은 정도 관리의 한 방법으로 널리 사용되고 있는 감마평가 방법을 사용하였다. 감마평가를 계산해주는 상용 프로그램은 많이 있지만, 직접 계산한 분포영상은 적용할 수가 없기 때문에 감마평가를 하기 위한 프로그램도 직접 개발하여 평가하였다. Fig. 2는 개발 프로그램의 흐름도이다. 먼저 비교하고자 하는 두 영상을 불러온 후 두 영상의 분포를 같은 위치를 갖도록 등록한 다음 감마값의 분포를 계산하는데, 두 영상이 같은 종류의 영상이며 해상도가 동일하다면 아무런 문제가 없지만, 대부분의 경우 필름을 스캔 한 그림파일, EPID 등으로 측정된 이미지 파일 또는 DICOM 영상, 치료계획 시스템에서 계산한 DICOM 영상 등 영상의 종류가 다양하고, 해상도 및 그 크기도 다양하므로 감마값을 계산하기 이전에 사전 보정이 필요하다. 만약 영상이 필름을 스캔 한 영

상이라면 선량과 필름을 스캔 한 픽셀 값과의 상관관계 표에 의해 보정이 필요하다. 또한 해상도가 서로 다른 경우 영상등록과정에서 보간에 의한 오차가 많이 발생할 가능성도 있고, 적절치 않은 위치로 등록이 될 수도 있기 때문에 해상도를 동일하게 변경해 주어야 한다. 선량차이(dose difference)와 인정거리(distance to dose agreement) 그리고 계산 문턱선량 등을 지정한 후에 감마비율을 계산하였는데, 감마값은 아래 식 (2)을 사용하여 일정 영역 안에서의 감마값들을 계산한 후에 식 (3)과 같이 그 중에서 최소값을 그 픽셀의 감마값으로 하였다.^{10,11)}

$$\Gamma_{r_r}^{-1}(\vec{r}_e) = \sqrt{\frac{r_{r_r}^{-2}(\vec{r}_e)}{\Delta d^2} + \frac{\delta_{r_r}^{-2}(\vec{r}_e)}{\Delta D^2}} \quad (2)$$

$$r(\vec{r}_r) = \min \Gamma\{\Gamma(\vec{r}_r, \vec{r}_e)\} \vee \{\vec{r}_e\} \quad (3)$$

여기서 \vec{r}_e 는 평가하고자 하는 영상의 픽셀 위치이고, \vec{r}_r 은 기준영상의 픽셀 위치를 의미한다. 여기서는 벡터로 표시하였다. 평가영상의 한 점과 기준영상에서 한 점이 선택되었을 때 r_{r_r} 은 두 점간 거리의 차이를 의미하며, δ_{r_r} 은 두 위치에서의 선량의 차이를 의미한다. Δd 은 인정거리 설정값을, ΔD 는 선량차이 설정값이다. $\Gamma_{r_r}^{-1}(\vec{r}_e)$ 는 선택된 두 점 \vec{r}_r 과 \vec{r}_e 에서의 감마값, r_{r_r} 는 \vec{r}_r 위치에서의 최종 감마값이다.

영상의 전 영역을 대상으로 감마값을 계산할 경우 계산 시간이 늘어나는 문제가 있으므로 본 연구에서는 인정거리의 3배 이내의 영역을 대상으로 계산하였고, 계산한 전체

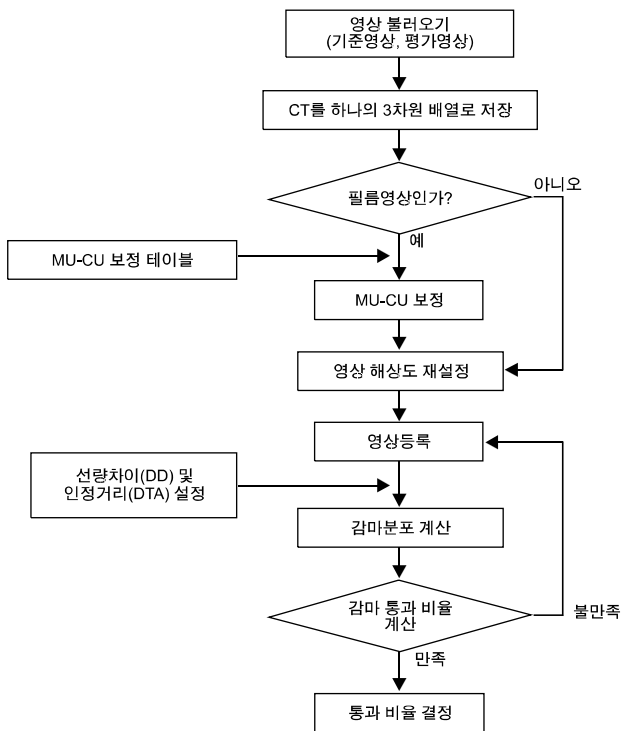


Fig. 2. Brief flowchart of dose distribution comparing program.

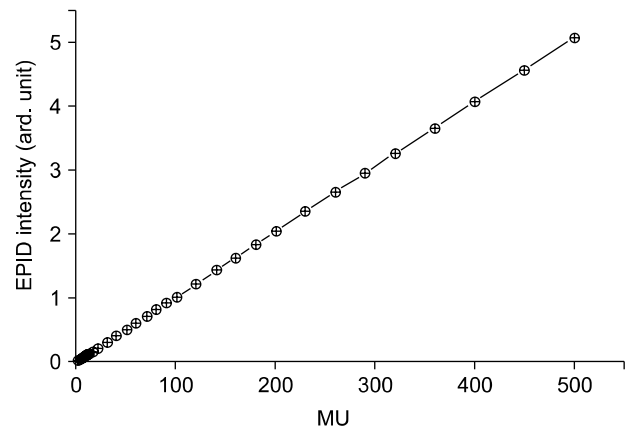


Fig. 3. EPID signal according to MU from the LINAC.

픽셀 중에서 1 미만의 감마값을 갖는 픽셀수의 비율을 통과비율로 하였다.

결 과

Fig. 3은 EPID에 0부터 500 MU까지 방사선을 조사하였을 때 EPID 신호값의 평균을 나타내고 있다. 그래프에서 보는 바와 같이 EPID 신호는 MU에 따라 거의 선형인 관계를 나타내고 있지만 수십 MU이하의 매우 작은 MU에서는 그 비율이 약간 달라지는 경향이 있음을 확인하였다. 본 계산에서는 아래 그래프를 선형 보간으로 곡선맞춤 하여 적용하였다.

개발된 선량분포 비교프로그램이 상용 프로그램과 동일한 결과를 주는 지 비교한 결과가 Table 2에 나와있다. EPID로 측정된 투과선량분포 영상과 치료계획시스템에서 계산한 EPID 위치에서의 투과선량분포를 상용 프로그램(RIT, Radiological Imaging Technology, Inc., Colorado Springs, CO, USA)과 본 연구에서 개발한 선량비교 프로그램을 사용하여 감마평가를 수행한 후 그 통과비율들을 서로 비교하였다. 감마통과율이 서로 동일하지는 않았지만 통계적으로 유의한 범위 내에서 동일한 것으로 간주할 수 있었다.

Fig. 4는 개발한 체내선량 계산프로그램 중 일부를 화면 캡처한 것이다. 화면에서는 불러온 인체팬텀위에 등중심점

을 표시하고 EPID의 위치를 지정한 후 주방사선의 발산각을 고려하여 전산화 단층영상을 재구성하는 과정을 보여주고 있다. 개발한 체내선량 계산프로그램을 사용하여 계산한 등중심점 위치에서의 체내선량과 치료계획시스템에서 제공하는 등중심점 위치에서의 선량분포와 비교하였는데, 대상 환자 중에서 한 환자의 한 치료빔에 대한 감마값 분포를 Fig. 5에 나타내었다. Fig. 5의 경우 선량차이 3%, 인정거리 3 mm를 적용하여 계산한 감마통과율은 고체팬텀(a)에서 95%, 인체팬텀(b)에서 79.9%이었다.

모든 환자 및 모든 치료 빔들에 대한 감마통과율을 Table 3에 나타내었다. 균질한 고체팬텀에서는 평균 95%, 비균질 인체팬텀에서는 평균 81.8%의 감마통과율을 보였다.

고 찰

전자포탈영상장치는 치료환자의 셋업을 위해 환자의 포탈영상을 찍는 장치로 방사선치료기 몸체에 부착되어있어

Table 2. Comparison of gamma passing rates evaluated by commercial software and home-made software respectively.

RIT	Home-made
96.02	95.72
94.33	93.76
93.45	94.25
94.76	96.29
94.48	91.23
92.64	94.14
92.72	92.92
91.34	91.18
92.66	95.45
91.94	92.82
96.62	93.79
95.45	96.13
95.74	92.63
95.26	93.48
97.44	93.11
92.01	90.64
93.55	94.62
93.06	96.21

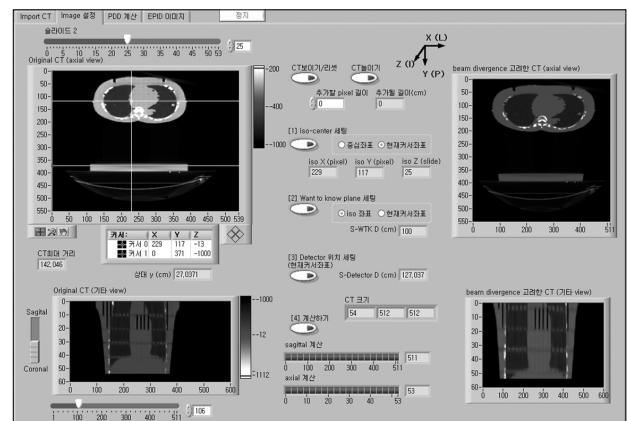


Fig. 4. Screen capture of developed software for calculating patient dose.

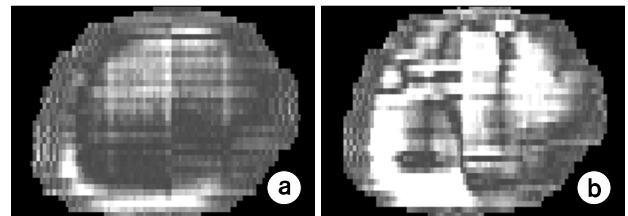
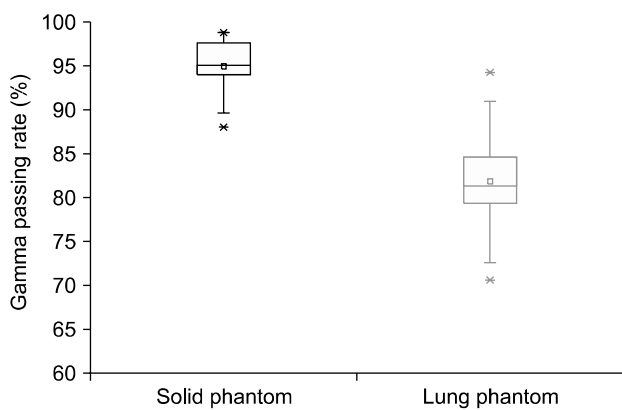


Fig. 5. Gamma distribution evaluated between dose distributions calculated from the EPID and given from the treatment planning system. (a) homogeneous solid phantom, (b) inhomogeneous humanoid phantom.

Table 3. Gamma passing rates for patient dose distribution in solid phantom and humanoid phantom respectively.

Solid Phantom	Field1	Field2	Field3	Field4	Field5	Field6	Avg	SD
Case 1	95.0	96.0	95.7	93.5	89.6	94.7	94.1	2.35
Case 2	98.1	97.3	88.0	98.2	98.6	97.7	96.3	4.08
Case 3	94.9	97.6	95.8	94.0	90.2	95.1	94.6	2.46
Case 4	94.6	95.4	98.8	94.7	98.2	92.9	95.8	2.28
Case 5	94.1	95.3	96.7	88.5	94.1	97.7	94.4	3.21
Lung Phantom	Field1	Field2	Field3	Field4	Field5	Field6	Avg	SD
Case 1	79.9	77.8	83.1	82.1	80.6	81.4	80.8	1.84
Case 2	80.5	90.9	79.3	82.2	70.6	72.5	79.3	7.31
Case 3	82.9	84.6	80.6	79.1	89.8	79.7	82.8	3.99
Case 4	81.3	81.9	79.5	89.5	94.3	75.2	83.6	7.00
Case 5	82.1	85.0	79.2	76.3	87.2	85.4	82.5	4.14


Fig. 6. Box plot of gamma passing rates represented in Table 2. Average passing rate was 95% for solid phantom and 81.8% for humanoid phantom.

독립적으로 사용하는 다른 선량측정 장치에 비해 환자 치료 중에도 쉽게 작동할 수 있는 장점이 있다. 그러나 선량을 측정하는 장치가 아니므로 절대 선량을 측정하기 위해서는 복잡하고 정밀한 보정 과정을 거쳐야만 한다. 본 연구에서는 절대선량이 아닌 상대적인 선량 분포를 이용하므로 선량과 영상장치의 신호의 관계만을 미리 측정하여 이용하여도 충분하였다. 또한 수십 cGy 이상에서는 강한 선형의 관계를 보이고 있어 상대선량을 비교하는 연구에서는 전자포탈영상장치가 유용하게 사용될 수 있을 것으로 생각된다.

선량분포 비교프로그램으로 계산된 감마통과율의 경우 상용 프로그램과 유사하기는 하지만 정확하게 동일한 값을 갖지는 않았다. 이는 두 가지의 이유가 있을 수 있는데 첫 번째로 영상등록 과정의 차이를 들 수 있다. 일반적으로 상용의 선량분포 비교프로그램은 자동으로 영상등록을 하지

만 개발된 프로그램은 수동으로 영상등록을 하여야만 한다. 영상등록은 회전은 불가하고 전후좌우로 수평이동과 확대 및 축소를 할 수 있도록 개발하였다. 신호세기의 정규화도 그 비율을 조절할 수 있도록 하여 영상등록의 자유도가 광범위하지만 이를 수동으로 하여야 하므로 할 때마다 감마분포가 상이하게 계산될 수 있다. 그 다음으로 해상도의 차이에서 기인할 수 있다. 영상등록을 할 때 영상을 수평 이동시키는 최소 단위가 해상도에 따라 정해지는 한 개의 픽셀 단위로 정해진다. 따라서 해상도가 다를 경우 계산된 감마분포도 달라질 수 있는 것이다. 본 연구에서 영상의 해상도는 감마계산의 인정거리에 비해 충분히 작은 픽셀간 거리를 갖도록 조정된 후 계산하였다.

체내 선량계산프로그램은 주방사선만을 사용하여 간단하게 계산하였음에도 치료계획 시스템에서 계산된 선량분포와 잘 맞음을 알 수 있다. 특히 균질한 고체팬텀에서는 감마통과율이 연구에 사용된 모든 빔에서 90% 이상이었고 평균 95% 수준이었다. 그러나 비균질한 팬텀에서는 그 값이 다소 작게 나타났는데, 이는 비균질한 팬텀으로부터 생기는 산란선에 의한 영향으로 볼 수 있다. 다만 체내 선량분포의 정확성을 보다 정확하게 평가하려면 치료계획 시스템에서 계산된 선량분포가 아닌 직접 측정한 선량분포와 비교하는 것이 더욱 효과적일 것이다. 지금까지의 연구로부터 주방사선만의 간단한 계산만으로도 체내선량을 충분히 검증할 수 있음을 알 수 있고, 산란선에 대한 고려를 추가한다면 더욱 유용할 것으로 기대된다.

결론

주방사선만을 고려한 간단한 방법으로 체내선량을 계산

할 수 있는 프로그램과 선량분포 비교프로그램을 개발하였다. 개발된 프로그램을 사용하여 균질한 고체팬텀과 비균질한 인체팬텀에서 체내선량을 계산하고 선량분포를 비교하였다. 개발한 선량분포 비교프로그램으로 감마평가를 한 결과 상용 프로그램과 비슷한 정도의 감마통과율을 얻을 수 있었다. 투과선량으로부터 계산된 체내선량분포는 치료 계획 시스템에서 주어진 선량분포와 유사한 결과를 얻을 수 있었다. 개발된 체내선량 계산프로그램은 실제환자에게 투여되는 방사선량을 예측해 볼 수 있는 유용한 도구가 될 수 있으며 환자 정도 관리에 응용할 수 있다.

References

1. Boellaard R, M. van Herk, Mijnheer BJ: A convolution model to convert transmission dose images to exit dose distributions. *Medical Physics* 24:189-200 (1997)
2. Ronald Boellaard, Marion Essers, Marcel van Herk, Ben J. Mijnheer: New method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 41(2):465-474 (1998)
3. Louwe RJW, Damen EMF, M. van Herk, Minken AWH, Torzsok O, Mijnheer BJ: 3D dose reconstruction of breast cancer treatment using portal imaging. *Medical Physics* 30: 2376-2398 (2003)
4. WJC van Elmpt, Nijsten SMJJG, Mijnheer BJ, Minken AWH: Experimental verification of a portal dose prediction model. *Medical Physics* 32:2805-2818 (2005)
5. Markus Wendling, Robert J. W. Louwe, Leah N. McDermott, Jan-Jakob Sonke, Marcel van Herk, Ben J. Mijnheer: Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. *Medical Physics* 33(2): 259-336 (2006)
6. Wouter J. C. van Elmpt, Sebastiaan M. J. J. G. Nijsten, Robert FH, et al: Monte Carlo based 3D dose reconstruction method derived from portal dose images. *Medical Physics* 33(7):2426-2478 (2006)
7. Louwe RJW, Wendling M, MB van Herk, Mijnheer BJ: 3D heart dose reconstruction to estimate normal tissue complication probability after breast irradiation using portal dosimetry. *Medical Physics* 34(4):1354-1371 (2007)
8. Markus Wendling, Leah N. McDermott, Anton Mans, Jan-Jakob Sonke, Marcel van Herk, Ben J. Mijnheer: Simple backprojection algorithm for 3D in vivo EPID dosimetry of IMRT treatments. *Medical Physics* 36(7):3310-3321 (2009)
9. Faiz M. Khan: *The Physics of Radiation Therapy*. 4th ed, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2010), pp. 146-148
10. Daniel a. Low, James F. Dempsey: Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Medical Physics* 30(9):2455-2464 (2003)
11. Janusz Winiecki, kTomasz Morgas, Karolina Majewska, Barbara Drzewiecka: The gamma evaluation method as a routine QA procedure of IMRT. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy* 14(5):162-168 (2009)

방사선치료에서 투과선량을 이용한 체내선량 검증프로그램 개발

*국립중앙의료원 방사선종양학과, [†]고려대학교 바이오융합공학과, [‡]국민건강보험 일산병원 방사선종양학과

황의중* · 백태성^{†‡} · 윤명근[†]

방사선치료에서는 환자 체내에 전달된 선량이 원래 의도한 데로 분포되는 지 확인하기 위하여 균질한 팬텀을 이용한 정도 관리를 치료 전에 주로 시행하고 있다. 하지만 균질한 팬텀을 이용한 정도 관리는 표면이 불규칙적이고 불균질한 인체에 대한 선량분포를 완전히 보증해 주지는 못하고 있다. 본 연구에서는 환자를 투과하는 선량의 분포를 측정하여 역으로 환자체내 선량 분포를 계산하는 투과선량 기반 체내선량 검증프로그램을 개발하였다. 투과선량은 주방사선과 산란방사선으로 이루어져 있는데, 본 연구에서는 전자포탈영상장치로 측정한 선량분포로부터 주방사선만을 이용한 간단한 식으로 환자체내선량분포를 계산하는 프로그램과 감마값 분포를 평가하여 두 선량분포를 서로 비교할 수 있는 프로그램을 개발하였다. 개발된 프로그램을 이용하여 계산한 팬텀의 등중심점을 지나는 관상면의 체내선량 분포는 치료계획시스템에서 제공하는 동일 평면의 선량분포와의 비교결과 균질팬텀에서 평균 95%, 비균질팬텀에서 81.8%의 감마통과율을 보였다.

중심단어: 방사선치료, 정도 관리, 전자포탈영상장치, 투과선량, 체내선량