

- 원 저 -

팬텀투과계수와 유효조사면 개념을 이용한 종양선량 확인에 관한 연구

고려대학교 보건대학 · 프린세스 마가렛트 병원* · 경기대학교**
김유현 · 여인환* · 권수일**

- Abstract -

IN-VIVO DOSE RECONSTRUCTION USING A TRANSMISSION FACTOR AND AN EFFECTIVE FIELD CONCEPT

You Hyun Kim · In Hwan Yeo · Soo Il Kwon

Dept. of Radiation Technology, College of Health Sciences, Korea University

*Dept of Radiation Physics, Princess Margaret Hospital/University Hospital Network, Canada**

*Dept. of Physics, Kyonggi University***

The aim of this study is to develop a simple and fast method which computes in-vivo doses from transmission doses measured during patient treatment using an ionization chamber. Energy fluence and the dose that reach the chamber positioned behind the patient is modified by three factors: patient attenuation, inverse square attenuation, and scattering. We adopted a straightforward empirical approach using a phantom transmission factor (PTF) which accounts for the contribution from all three factors. It was done as follows.

First of all, the phantom transmission factor was measured as a simple ratio of the chamber reading measured with and without a homogeneous phantom in the radiation beam according to various field sizes(r_p), phantom to chamber distance(d_g) and phantom thickness(T_p).

Secondly, we used the concept of effective field to the cases with inhomogeneous phantom (patients) and irregular fields. The effective field size is calculated by finding the field size that produces the same value of PTF to that for the irregular field and/or inhomogeneous phantom. The hypothesis is that the presence of inhomogeneity and irregular field can be accommodated to a certain extent by altering the field size. Thirdly, the center dose at the prescription depth can be computed using the new $TMR(r_{p,eff})$ and $Sp(r_{p,eff})$ from the effective field size. After that, when $TMR(d, r_{p,eff})$ and $Sp(r_{p,eff})$ are acquired, the tumor dose is as follows.

$$D_{center} = D_t / PTF(d_g, T_p) \times \left(\frac{SCD}{SAD} \right)^2 \times BSF(r_o) \times S_p(r_{p,eff}) \times TMR(d, r_{p,eff})$$

To make certain the accuracy of this method, we checked the accuracy for the following four cases: in cases of regular or irregular field size, inhomogeneous material included, any errors made and clinical situation. The errors were within 2.3% for regular field size, 3.0% irregular field size, 2.4% when inhomogeneous material was included in the phantom, 3.8% for 6 MV when the error was made purposely, 4.7% for 10 MV and 1.8% for the measurement of a patient in clinic.

It is considered that this method can make the quality control for dose at the time of radiation therapy because it is non-invasive that makes possible to measure the doses whenever a patient is given a therapy as well as eliminates the problem for entrance or exit dose measurement.

I. 서 론

암을 치료하기 위한 방사선치료의 효과는 정상조직에

서의 부작용을 최소화하면서 종양조직만을 선택적으로 제거하느냐에 달려있다. 이러한 정상조직에서 생길 수 있는 부작용과 종양의 치유는 흡수선량에 따라 상당히 민

감하게 작용한다¹⁻³⁾.

따라서 방사선 치료 시에 방사선이 종양부위에 정확히 조사되어야 함은 물론 종양에 도달하는 방사선량이 정확하여야 한다. 일반적으로 방사선 치료 시 선량전달에 있어서 약 3~4%의 불확정도를 임상에서의 오차한계로 간주한다^{4,5)}. 그러나 실제에 있어서는 상당한 오차가 발생하는 것으로 밝혀지고 있으며 실제로 유럽 각 국에서의 조사결과에 의하면 228개의 방사선 치료장치를 조사한 결과 33개의 장치에서 처방한 선량과 실제 조사된 선량 사이에 3~6%의 오차가 발견되었고 12개의 장치에서 6% 이상의 오차가 발견되었다⁶⁾. 또한 치료계획용 컴퓨터를 이용하는 경우에도 입력된 데이터 또는 프로그램의 오류에 의한 오차가 발견되는 경우가 있어 실제 환자에 조사되는 방사선량은 약 15%까지의 오차를 나타내는 것으로 보고되고 있다⁷⁾. 이러한 오차는 암 치료의 성공여부를 크게 좌우하며 또한 치료에 따르는 부작용에 미치는 영향이 매우 커서 양질의 치료를 위해서는 오차의 범위를 최소화할 필요가 있다. 즉 방사선치료의 적절한 정도를 유지하기 위해서는 방사선 치료 시 실제로 종양에 도달한 방사선량을 매 치료 시마다 확인할 필요가 있다.

이를 위하여 여러 연구자들에 의해 다이오드나 열형광선량계(TLD)를 이용하여 실제 종양에 도달한 선량을 확인하려는 연구가 수행되었다⁸⁻¹¹⁾.

그런데 이들 방법 중에 실제 인체 내부에 침습적으로 방사선량 측정장치를 직접 삽입하여 선량을 측정하는 방법은 사용 가능한 부위가 극히 제한되며 전체 치료기간 동안 수십 회에 걸쳐 반복적으로 매일 시행하는 방사선 치료에 적용하는 것은 거의 불가능하다. 종양선량 측정방법의 또 다른 방법들로는 환자 신체표면 입사부위의 방사선량을 측정하거나 환자 후면 출구방사선량을 측정하는 방법이 있다. 그러나 신체표면 입사부위의 방사선량을 측정하는 방법은 방사선 측정기의 크기에 따른 민감도의 정확도가 다르고 측정기 자체가 인체 내 방사선량 및 분포에 영향을 미칠 수 있으며, 환자 체내에서의 감쇄에 대한 고려가 되지 않으므로 감쇄에 대한 데이터의 오류 및 계산상의 오류를 발견할 수 없는 문제점이 있다. 또한 방사선치료에서는 한 환자에서 매일 다수의 조사면을 사용하므로 매 조사면마다 측정기를 다시 부착해야 하는 불편함도 있어서 적용에 한계가 있다.

출구방사선량을 측정하는 방법의 경우는 환자 후면의 피부에 방사선 측정기를 부착하여 투과 방사선량을 측정하는 것으로 누운 상태에서 치료하는 경우 측정기를 환자 후면에 부착하는 데 어려움이 있고 한 환자에서 여러 조사면을 사용하는 경우 매 조사면마다 측정기를 다시 부착하여야 하는 불편이 있다.

본 연구에서는 이러한 여러 방법들의 난점과 제한점들을 극복하고 종양 선량 측정을 시행하기 위하여 실험적 방법을 통하여 전리함에 도달하는 선량에 영향을 미치는 3가지 요소, 즉 환자에 의한 감약, 거리역자승법칙에 의한 감약, 산란선의 영향 등을 한꺼번에 고려한 팬텀투과

인자(Pantom Transmission Factor, 이하 PTF)와 유효 조사면(effective field size, $r_{p,eff}$) 개념을 도입하여 다음과 같은 단계로 연구를 수행하였다.

첫째, 균질한 물 팬텀에서 다양한 조사면의 크기(r_p), 팬텀 전리함간 거리(d_g), 팬텀 두께(T_p)에 따른 투과선량(D_t)을 측정하고 이 측정값과 팬텀이 없을 때의 선량(D_0)과의 비인 팬텀투과인자(PTF)를 구한다. 그리고 임의의 PTF값을 알면 조사면의 크기를 알 수 있도록 하기 위하여 앞에서 구한 PTF값을 조사면에 대한 3차 함수로 회귀하여 그래프를 작성한다.

둘째, 팬텀내의 불균질 물질이 있는 경우와 부정형의 조사면을 보상하기 위하여 유효조사면 개념을 이용한다. 즉, 앞에서 구한 3차 회귀그래프에서 팬텀내의 불균질 물질이 있는 경우와 부정형의 조사면일 경우의 PTF값에 해당하는 조사면을 구하여 유효 조사면(effective field size, $r_{p,eff}$)으로 한다. 여기서 부정형 조사면과 불균질물질이 포함되었을 경우의 PTF값은 MU값과 D_t 를 이용하여 구할 수 있다.

셋째, 종양선량은 위에서 구한 유효 조사면에서의 TMR($r_{p,eff}$)과 $S_p(r_{p,eff})$ 를 구하여 본 연구에서 개발한 식 $D_{center} = D_t / PTF(d_g, T_p) \times \left(\frac{SCD}{SAD} \right)^2 \times BSF(r_0) \times S_p(r_{p,eff}) \times TMR(d, r_{p,eff})$ 를 이용하여 구하였다.

그리고 이 방법의 정확성을 확인하기 위하여 정방형과 부정형 조사면일 경우, 불균질물질이 포함되었을 경우, 입의 에러를 만들었을 경우 그리고 임상에서 실제로 환자 치료시 본 알고리즘의 정확성을 실험하였다.

II. 재료 및 방법

1. 투과선량 측정

방사선치료장치로서 K대학병원 치료방사선과에 설치되어 있는 선형가속기(미국 Varian사, Clinac1800 C)로부터 발생되는 6 MV와 10 MV X-선을 이용하였고 이때 출력 선량율은 320 MU/min이었다. 측정은 Farmer type 전리함(PTW M233641-1169)을 미소전위계(electrometer, PTW IQ4)에 연결하여 측정하였고 이때 build-up은 1.5 cm 및 2.5 cm 두께를 사용하였다. 측정용 팬텀으로는 물 팬텀(미국 Radiation Products Design사)을 이용하였다. 측정 전에 약 30분 이상 측정기를 켜 놓아 예열을 하였으며 모든 측정장치와 팬텀들은 24시간이상 치료실 안에 놓아둠으로서 주위환경조건에 따른 오차를 적게 하였다. 측정의 공간적인 위치관계는 Fig. 1과 같다.

측정은 에너지(6 MV, 10 MV)별로 물의 두께(T_p)를 0, 5, 10, 15, 20, 25, 30 cm로 7단계를 변화시켰고 조사면의 크기(r_p)는 A/P 0.75, 1.25, 2.0, 2.5, 3.75, 5.0, 6.25, 7.5로 8단계로 구분하여 측정하였다. 또 팬텀-전리함 거리(phantom chamber distance, d_g)를 10, 20, 30, 40, 50 cm의 5단계로

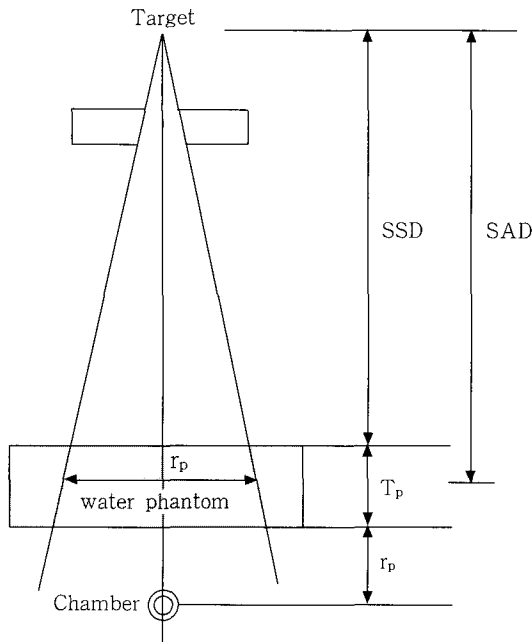


Fig. 1. Experimental setup.

(SSD : source surface distance, SAD : source axis distance,
 Tp : phantom thickness, : phantom chamber distance,
 rp : field size)

변화시켜 에너지별로 280개의 측정 조건에서 측정하였다.

또한 모든 측정은 SAD를 100 cm으로 일정하게 하고 팬텀-전리함 거리 및 팬텀의 두께에 따라 전리조를 이동시켜 측정하였다. 측정에 환경요인과 선형가속기의 출력 변화가 측정값에 미치는 영향을 배제하기 위하여 매 실험마다 팬텀이 없는 상태($T_p=0$)에서의 선량을 같은 조사면의 크기에서 3회 이상씩 측정하여 그 평균을 기준측정값(D_0)으로 하고 팬텀투과 후 측정값(D_t)을 이 기준측정값으로 나눈 값(D_t/D_0)을 팬텀투과인자(Pantom Transmission Factor, PTF)로 정의하고 그 값을 사용하였다.

2. 실제 임상치료 조건에서 phantom을 이용한 알고리즘의 정확도 확인

1) 정방형 조사면에서의 알고리즘의 정확도 확인

정방형 조사면에 대한 알고리즘을 확인하기 위하여 선형가속기 에너지 6 MV와 10 MV에 대해, 물 팬텀의 두께를 15, 20, 25 cm으로 하고 각 두께에 대하여 조사면의 크기를 A/P 1.25, 2.5, 3.75, 5.0으로 정하여 팬텀 중심에 100 cGy를 RTP(Maxplan, USA)에 의해 MU계산을 하여 조사한다. 이 때 팬텀 전리함간의 거리를 10~50 cm로 변화시키면서 본 연구에서 고안한 식에 의해 예측한 중심선량과 직접 전리함을 팬텀 중심에 넣고 측정된 값을 비교하였다.

2) 부정형조사면 일 경우의 알고리즘의 정확도 확인

부정형 조사면 일 경우의 알고리즘의 정확도를 확인하기 위하여 선형가속기 에너지 6 MV와 10 MV에 대해, 물 팬텀의 두께를 15, 20, 25 cm으로 하고 각 두께에 대하여 조사면을 Fig. 2의 a), b)와 같이 만들어 팬텀 중심에 100 cGy를 RTP(Maxplan, USA)에 의해 MU계산을 하여 조사하였다. 이때 정방형 조사면의 실험에서 가장 잘 일치한 결과를 낸 팬텀 전리함간 거리 10 cm에 전리함을 고정하고 본 연구에서 고안한 식에 의해 예측한 중심선량과 직접 전리함을 팬텀 중심에 넣고 측정된 값을 비교하였다.

3) 불균질 팬텀에서의 알고리즘의 정확도 확인

불균질 팬텀에서의 알고리즘의 정확도를 확인하기 위하여 팬텀-전리조간 거리(d_g)를 10 cm로 고정하고 선형가속기 에너지 6 MV와 10 MV에 대해, 물 팬텀의 두께를 20 cm으로 하고 Fig. 3(a)와 같이 물 팬텀 속에 코르크를 넣어 폐 모양을 만들고 조사면의 크기를 SAD 100 cm에서 A/P 2.5, 3.75, 5.0으로 변화시키고 중심에 100 cGy를 RTP(Maxplan, USA : 유효비정보정법에 의해 불균질물질 보정을 함)에 의해 MU계산을 하여 조사한다. 이때 본 연구에서 고안한 식에 의해 계산한 중심선량과 직접 전리함을 팬텀 중심에 넣고 측정된 값을 비교하였다.

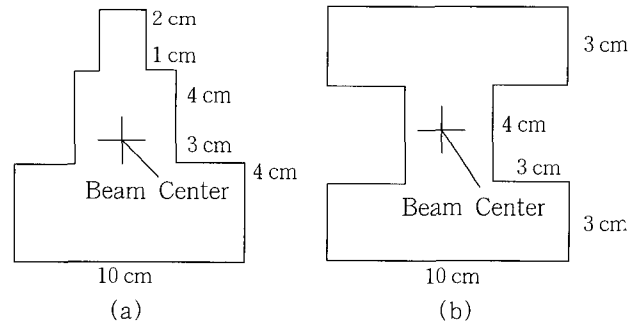


Fig. 2. Irregularly shaped fields created using block.

4) 임의의 오차를 유발시켰을 경우의 알고리즘의 정확도 확인

Fig. 3(b)와 같이 20 cm의 물 팬텀 속에 4 cm 두께의 코르크를 설치하였다. 조사면의 크기(r_p)를 A/P 1.0에서 7.5까지 변화시키고 팬텀 중심에 100 cGy를 조사하고자 RTP에 의한 MU 계산을 할 경우 코르크를 보상하지 않고 계산하였다. 이때 본 연구에서 개발한 식에 의한 예측 값과 팬텀 중심에 전리조를 삽입하여 측정된 값과 비교하였다.

5) 임상 실험

실제 환자 치료 시 알고리즘의 정확도를 확인하기 위하여 임상에서 폐 치료환자 18명, 복부치료환자 14명 그

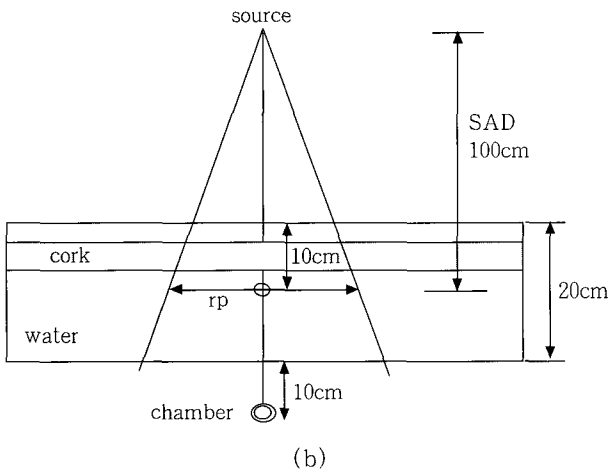
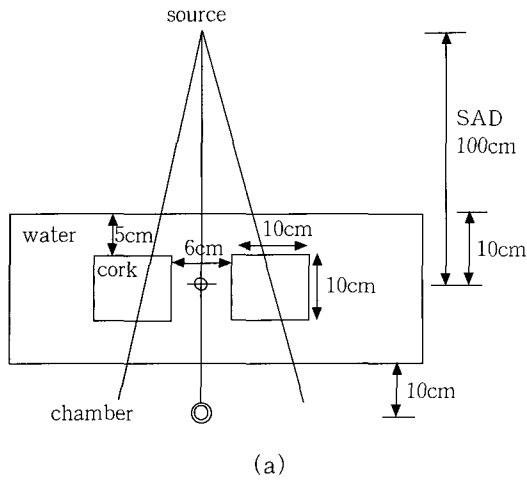


Fig. 3. Schematic drawing of the transmission dose measurements with an ionization chamber behind in-homogeneous phantoms. The phantom consists of cork in water.

리고 골반치료환자 28명을 대상으로 실제 치료 시 환자 뒤 10 cm 거리에 전리조를 설치하고 측정된 값을 식에 의해 예측한 중앙선량과 RTP에 의한 중앙 선량값을 비교하였다.

III. 결과 및 고찰

1. 투과선량

본 실험에서 6 MV, 10 MV X선을 사용하여 구한 팬텀 투과선량 상대측정값(조사면 A/P 2.5에서의 측정값을 기준으로 한)은 팬텀-전리함간 거리(d_g)가 10 cm 경우를 보면 각각 Fig. 4 및 Fig. 5과 같이 나타났다. 이 측정값들은 팬텀의 두께가 증가함에 따라 모든 조사면에서 지수함수적으로 감소하였다. 즉 팬텀의 두께(T_p)와 투과선량(D_t)은 지수함수적 관계를 가지므로 내삽법을 통해 임

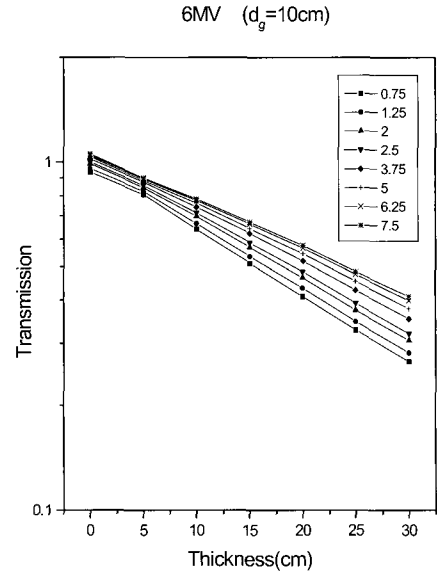


Fig. 4. Relationship between transmission dose and T_p ($d_g = 10$ cm, 6 MV X-ray). Transmission dose decrease exponentially with T_p increment in each field size. Legend indicate the field size(A/P)

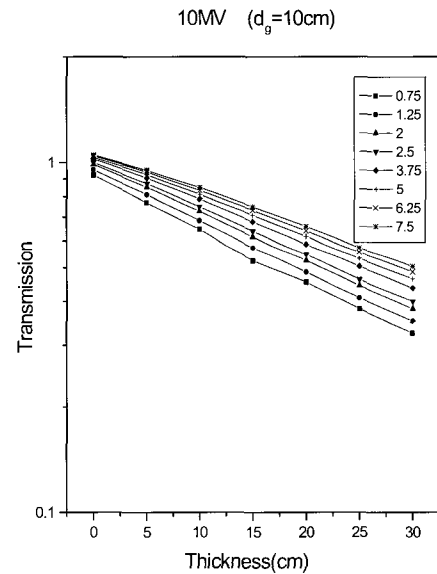


Fig. 5. Relationship between transmission dose and T_p ($d_g = 10$ cm, 10 MV X-ray). Transmission dose decrease exponentially with T_p increment in each field size. Legend indicate the field size(A/P)

의 T_p 에서의 D_t 값을 계산할 수 있다. 또한 Fig. 6과 Fig. 7은 6 MV와 10 MV에서 조사면의 크기가 A/P 3.75 이고 팬텀-전리함간 거리(d_g)가 10~50 cm로 변할 때 팬텀 두께에 따른 PTF의 값을 나타낸다. 여기서 PTF값은 팬텀-전리함간 거리(d_g)가 작을수록 큰 값을 나타냈으며 팬텀의 두께가 증가함에 따라 감소하였다.

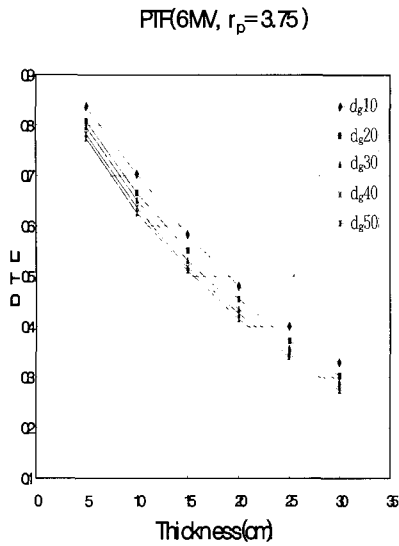


Fig. 6. The phantom transmission factor vs. T_p for 6 MV X-ray for different phantom to chamber distance(d_g) from 10 cm to 50 cm. Irradiation field size A/P = 3.75 at SAD.

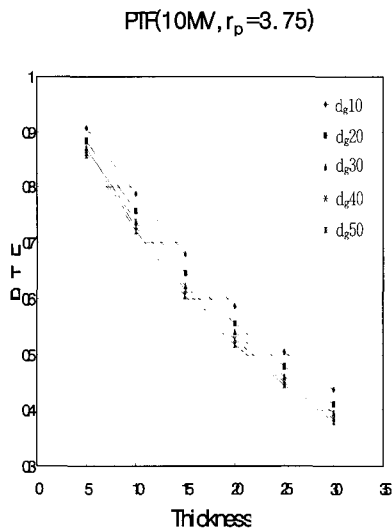


Fig. 7. The phantom transmission factor vs. T_p for 10 MV X-ray for different phantom to chamber distance(d_g) from 10 cm to 50 cm. Irradiation field size A/P = 3.75 at SAD.

한편 Fig. 8과 Fig. 9는 팬텀 두께(T_p)가 20 cm인 경우 조사면의 크기에 따른 PTF값으로서 PTF는 조사면의 크기가 커짐에 따라 증가하였고 이러한 경향은 팬텀-전리함간 거리(d_g)가 작을수록 크게 나타났다.

이것은 팬텀-전리함간 거리(d_g)가 작을수록 산란성분의 영향을 많이 받는다는 결과이다. 조사면이 불규칙하던지

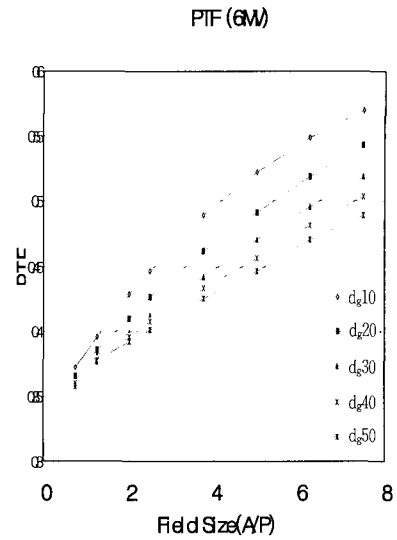


Fig. 8. Phantom transmission factor by field size for $T_p = 20$ cm in 6 MV X-ray.

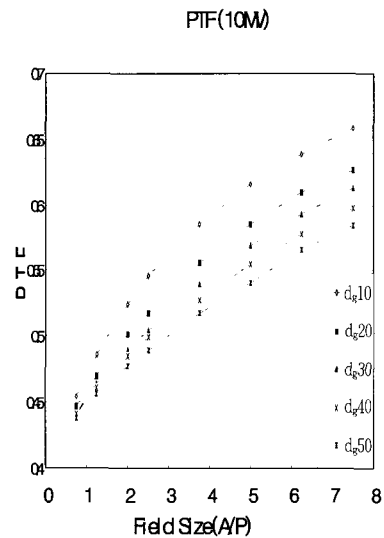


Fig. 9. Phantom transmission factor by field size for $T_p = 20$ cm in 10 MV X-ray.

또는 불규칙 물질이 포함되어 있다면 PTF가 변할 것이고 그 변화의 정도를 조사면의 크기로 보상하기에는 팬텀-전리함간 거리(d_g)가 작을수록 유리하다. 따라서 본 연구에서는 모든 임상실험에서 팬텀-전리함간 거리를 10 cm로 고정하여 실험하였다.

Fig. 10과 11은 6 MV, 10 MV X선에 대한 팬텀-전리함간 거리가 10 cm일 때 유효 조사면을 구하기 위하여 팬텀 두께에 따른 PTF값을 조사면의 3차 함수로 회귀한 그래프이다. 이 그래프를 이용하여 임의의 PTF에 대한 조사면의 크기 즉, 유효 조사면의 크기를 구한다.

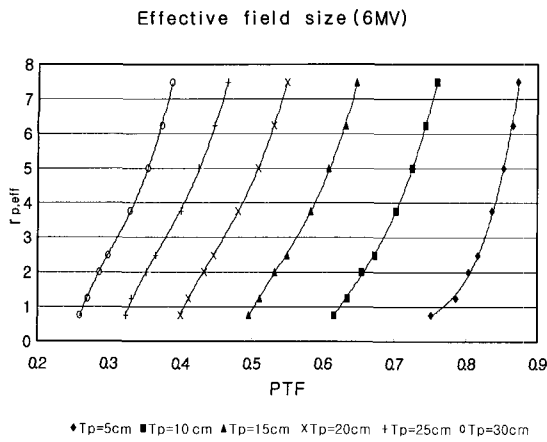


Fig. 10. Effective field size($r_{p,eff}$) by PTF for 6 MV. $d_g = 10$ cm

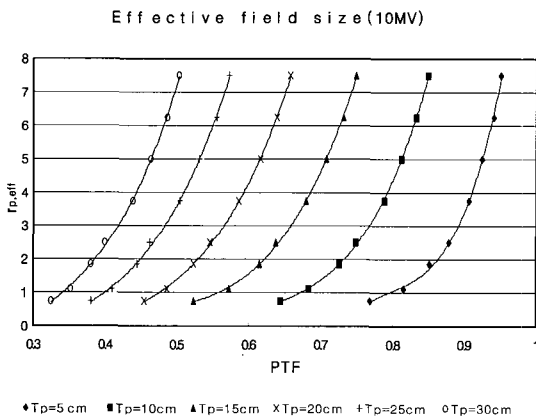


Fig. 11. Effective field size($r_{p,eff}$) by PTF for 10 MV. $d_g = 10$ cm

2. 정방형 조사면에 대한 알고리즘의 정확도

Table 1과 Table 2는 6 MV와 10 MV에 대해, 물 팬텀의 두께를 15, 20, 25 cm으로 하고 각 두께에 대하여 조사면을 A/P 1.25, 2.5, 3.75, 5.0으로 정하여 팬텀 중심에 100 cGy를 주기 위하여 RTP에 의해 MU계산을 하여 조사한 경우로 본 연구에서 고안한 식에 의해 계산한 중심선량과 직접 전리함을 팬텀 중심에 넣고 측정된 값을 비교하였다.

Table 1과 Table 2에서 보듯이 6 MV에서는 팬텀-전리함간 거리가 10 cm일 때는 2.1% 이내에서 잘 일치하였으나 팬텀-전리함간 거리가 증가할수록 오차가 증가하여 팬텀-전리함간 거리가 50 cm이고 팬텀 두께가 25 cm, 조사면의 크기가 A/P 5.0에서는 5.6%의 오차가 나타났다. 10 MV의 경우도 비슷한 경향을 보여 팬텀-전리함간 거

Table 1. Distribution of error between measured and calculated dose for 6 MV. (unit : %) T_p : Thickness, r_p : Field Size, d_g : Phantom to Chamber Distance

T_p (cm)	15			20			25		
d_g (cm) \ r_p (A/P)	1.25	2.5	5.0	1.25	2.5	5.0	1.25	2.5	5.0
10	1.1	1.2	1.6	1.9	1.5	1.8	2.1	1.9	2.1
20	2.2	2.4	2.5	2.5	2.1	2.3	2.6	2.2	3.2
30	3.4	3.2	3.3	3.3	3.2	3.6	3.7	3.4	4.1
40	3.7	3.5	4.1	4.3	3.9	3.7	4.2	3.8	4.5
50	4.3	4.2	4.6	4.9	4.8	4.2	5.1	4.9	5.6

Table 2. Distribution of error between measured and calculated dose for 10 MV. (unit : %) T_p : Thickness, r_p : Field Size, d_g : Phantom to Chamber Distance

T_p (cm)	15			20			25		
d_g (cm) \ r_p (A/P)	1.25	2.5	5.0	1.25	2.5	5.0	1.25	2.5	5.0
10	2.1	1.9	2.2	2.1	1.5	1.7	2.1	1.8	2.3
20	2.6	2.5	2.5	2.5	2.2	2.8	2.6	2.1	3.4
30	3.9	3.9	4.3	3.3	3.5	3.5	3.7	3.4	3.8
40	3.7	4.5	4.6	4.3	3.9	3.7	4.2	3.6	4.4
50	4.5	5.2	4.9	4.9	4.7	4.5	5.1	4.5	5.4

리가 10 cm일 때는 2.3% 이내에서 잘 일치하였으나 팬텀-전리함간 거리가 증가할수록 오차가 증가하여 팬텀-전리함간 거리가 50 cm이고 팬텀 두께가 25 cm, 조사면의 크기가 A/P 5.0에서는 5.4%의 오차가 나타났다.

3. 부정형 조사면 일 경우의 알고리즘의 정확도

Table 3은 팬텀-전리함간 거리를 정방형 조사면에서 가장 잘 일치한 10 cm로 고정하고 6 MV와 10 MV에 대해, 물 팬텀의 두께를 15, 20, 25 cm으로 하고 각 두께에 대하여 조사면을 Fig. 7의 a), b)와 같이 만들어 중심에 100 cGy를 주기 위하여 RTP에 의해 MU계산을 하여 조사한 경우이다. 본 연구에서 개발한 알고리즘에 의해 계산한 중심선량과 직접 전리함을 팬텀 중심에 넣고 측정된 값을 비교한 결과 Table 3에서와 같이 실험한 모든 두께에서 식에 의해 계산한 중심 선량 값과 전리함에 의해 측정된 값이 3.6% 이내에서 잘 일치하였다.

4. 불균질 팬텀에서의 알고리즘의 정확도

Fig. 3(a)와 같은 팬텀속에 불균질물질이 포함되어 있

Table 3. Comparison between measured and calculated dose to 100 cGy center dose for 6 MV and 10 MV at $d_g = 10$ cm.

Energy	6 MV						10 MV						
	Field shape	a			b			a			b		
		Calculated dose (cGy)	Measured dose (cGy)	Error (%)	Calculated dose (cGy)	Measured dose (cGy)	Error (%)	Calculated dose (cGy)	Measured dose (cGy)	Error (%)	Calculated dose (cGy)	Measured dose (cGy)	Error (%)
15	99.7	101.2	1.5	101.6	100.8	0.8	100.3	101.8	1.5	101.3	103.4	2.0	
20	99.9	101.8	1.9	97.8	100.6	2.8	101.4	103.9	2.4	102.2	104.3	2.0	
25	98.8	100.9	2.1	96.9	100.2	3.3	99.4	102.1	2.6	101.5	105.3	3.6	

Table 4. Comparison between calculated dose and measured dose to 100 cGy center dose for 6 MV and 10 MV in inhomogeneous phantoms at $d_g = 10$ cm.

Energy	6 MV			10 MV		
	field size (A/P)	Calculated dose(cGy)	Measured dose (cGy)	Error (%)	Calculated dose(cGy)	Measured dose (cGy)
2.5	99.7	102.2	2.4%	101.3	103.8	2.4%
3.75	101.6	103.8	2.1%	102.4	104.9	2.4%
5.0	100.8	104.9	3.9%	102.4	106.1	3.5%

는 기하학적인 상태에서 팬텀-전리함간 거리를 정방형 조사면에서 가장 잘 일치한 10 cm로 고정하고, 중심에 100 cGy를 조사하였을 경우 Table 4에 나타났듯이 6 MV 와 10 MV에서 모두 조사면의 크기가 A/P 2.5, 3.75에서는 2.4%이내에 일치하였으나 조사면의 크기가 A/P 5.0 으로 커짐에 따라 3.9%까지 오차를 나타냈다.

5. 임의의 오차를 유발시켰을 경우의 알고리즘의 정확도를 확인

Fig. 3(b)와 같이 20 cm의 물 팬텀 속에 4 cm 두께의 코르크를 보상하지 않고 MU계산을 하였을 경우 본 연구에서 고안한 식에 의한 예측 값과 팬텀 중심에 전리조를 삽입하여 측정된 값을 비교한 결과 Fig. 17에서 보는 것과 같이 6 MV일 경우는 조사면의 크기 r_p 가 6.5에서 0.951 그리고 10 MV일 경우는 조사면의 크기 r_p 가 5.0에서 0.953으로 나타났다. 이와 같이 조사면의 크기가 6 MV에서는 6.5, 10 MV에서는 5.0 이상이 되면 5%이상의 오차발생하므로 본 알고리즘의 사용에 주의를 해야 한다.

불균질 물질이 팬텀내에 포함하고 있을 경우의 실험은 현재 검증된 알고리즘과의 정확성 비교를 하는 것이 타당할 것이나 본 연구에서는 차후의 연구의 선행 실험의 일환으로 전리함의 측정값과 비교한 실험만을 수행하였다. 따라서 본 알고리즘을 일반화 하기 위해서는 이미 검증된 선

량계산 알고리즘과의 비교가 이루어져야 할 것이다.

6. 임상 실험

임상에서 폐 치료환자 18명, 복부치료환자 14명 그리고 골반치료환자 28명 총 60명을 대상으로 환자 뒤 10 cm (d_g) 거리에 전리조를 설치하고 측정된 값을 식 (13)에 의해 예측한 중앙선량과 RTP에 의해 계산 한 중앙 선량값을 비교한 결과 Table 5와 같이 폐 치료 환자에서 0.979 (S.D. = 0.018), 복부치료환자에서 0.983(S.D. = 0.011) 그리고 자궁경부암 환자에서 0.985(S.D. = 0.009)로 평균 0.982(S.D. = 0.012)의 오차를 나타냈다.

환자 후방에서 투과선량을 측정하여 중심선량을 계산하는 방법이 있는데, 대개 환자 후방 약 50 cm 이상의 지점에서 EPID로 영상을 얻어서 convolution model이라는 수학적 방법으로 분석하여 예상값을 계산한다^{12, 13)}. Boellard 등은 전리함으로 측정된 경우와 비교하여 대부분의 임상적으로 많이 쓰이는 범위에서 균질한 팬텀에 개방 조사면으로 조사한 경우는 1.2%, wedge를 쓰거나 불균질의 팬텀에서 조사한 경우는 1.7%의 정확성으로 계산할 수 있으므로 2차원적인 출구선량의 선량계측을 할 수 있다고 하였다¹⁴⁻¹⁷⁾.

Hansen 등은 EPID를 이용한 선량계측과 TLD 또는 필름에 의한 선량계측을 비교하여 2% 이내의 오차를 보고하였으나 현재 임상에서 EPID가 보편화되어 있지 않을 뿐만 아니라 역시 매우 복잡한 알고리즘을 제시하였다¹⁸⁾.

본 실험은 기존의 EPID를 이용한 방법과는 달리 환자 후방에서 전리함을 이용하여 얻은 측정값을 중심선량으로 전환하는 알고리즘을 개발하는 것이 목적으로 위 방법과는 다른 새로운 기술이다. 물론 우 등¹⁹⁾의 연구에서 투과선량을 측정하여 중앙선량을 계산하는 연구가 수행되고 있지만 이 연구는 임의의 투과선량의 측정값으로부터 선형가속기의 출력인 MU값을 구하여 이 MU값에 TMR값을 적용하여 중앙선량을 계산하는 방법으로서 본 연구의 방법과는 다르게 현재 연구가 진행되고 있다.

본 연구에서는 균질한 물 팬텀을 대상으로 다양한 조

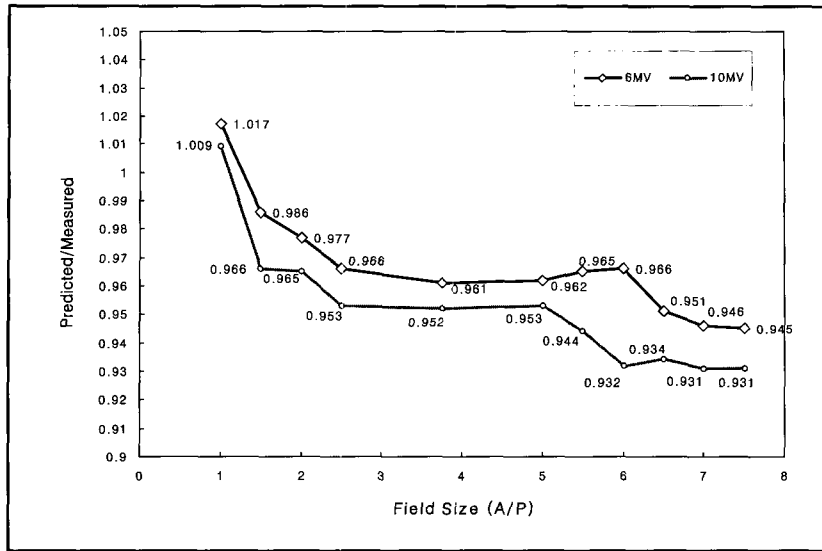


Fig. 12. Ratio of predicted dose and measured dose for 6 & 10 MV at $d_g = 10$ cm.

Table 5. Ratio of predicted dose and planned dose in actual treatment condition for 10 MV at $d_g = 10$ cm.

Lung(18)		Abdomen(14)		Cervix(28)		Total(60)	
mean	S.D.	mean	S.D.	mean	S.D.	mean	S.D.
0.979	0.018	0.983	0.011	0.985	0.009	0.982	0.012

사면(r_p), 팬텀 전리함간 거리(d_g), 팬텀 두께(T_p)에서 투과선량을 측정하였고 이 자료를 이용하여 알고리즘을 개발하였다.

방사선량을 측정하는 측정기로는 전리함, diode, TLD, film 등이 있다. 그러나 방사선에 의한 손상이나 에너지 의존성이 적고 방향 의존성 및 선량을 의존성이 적으며 재현성이 우수한 것은 전리함이므로 본 연구에서는 Farmer type의 전리함을 이용하여 측정을 시행하였다.

측정 시스템이 방사선 치료용 선형 가속기의 종류 및 방사선 치료실의 구조에 관계없이 사용 가능하도록 설계하기 위하여 방사선의 중심축상 선원으로 부터의 측정기까지의 거리를 적절하게 결정해야 한다. 본 실험에서 팬텀-측정기간의 거리에 따른 처방선량과 전리함으로 측정 한 선량과의 관계는 Table 1과 Table 2에서와 같이 6 MV X-선일 경우 d_g 가 10 cm일 때 2.1%의 오차를 보였고 거리가 멀어질수록 오차가 커져 50 cm에서 5% 이상의 오차를 나타냈으며 10 MV X-선일 경우도 비슷한 경향을 보였다. 이는 Boellaard 등의 연구에서 팬텀-전리함간거리가 50 cm 이상에서는 산란선 성분이 거의 영향을 주지 않는다는 것과 일치한다²⁷⁾. 따라서 중심선량을 예측하는데 일차선과 산란선 성분을 따로 분리하여 구하는 방법이라면 팬텀 측정기간의 거리가 멀수록 유리하겠으

나 본 연구에서는 일차선과 산란선의 영향을 함께 분석하기 위한 것이므로 팬텀 측정기간의 거리가 짧은 것이 유리하다. 그러나 테이블의 두께와 선량 증가 두께를 장착한 전리함의 크기를 고려하여 본 연구에서는 팬텀 측정기간의 거리를 10 cm로 정하여 부정형 조사면과 불균질 팬텀에서의 알고리즘의 정확도 실험을 수행하였다.

한편 본 연구가 다른 연구와는 달리 2차원적 또는 3차원적인 선량 확인 방법이 아니라 중심점 한곳에서의 선량을 확인하는 방법이라 할지라도 현재 임상에서 사용하고 있는 치료 계획용 알고리즘의 정확도는 이미 검증된 것들이기 때문에 중앙에 들어간 선량의 정확도를 확인하기 위하여 또 다시 복잡한 알고리즘을 사용하여 2차원 또는 3차원적으로 중앙선량을 확인하는 작업은 불필요하고 시간 낭비일 뿐이다.

특히 현재 임상에서 컴퓨터 치료계획 시스템의 발달로 인해 복잡한 치료계획도 수행할 수 있게 됨에 따라 수작업에 의한 MU계산이 사실상 불필요하게 될 것이라고 생각되었다. 그러나 아무리 복잡하고 정교한 치료계획 알고리즘이 사용된다 할지라도 현실적으로 수작업에 의한 계산은 여전히 많이 사용되고 있다. 따라서 이러한 수작업에 의한 계산의 정확성을 확인하는 일이라면 중심점 한곳에서의 선량을 확인하는 것으로서도 충분하리라 사료된다. 또한 본 연구의 결과가 입사부위 선량측정이나 출구부위 선량측정에 따르는 문제점을 해결함은 물론 비침습적이고 간단하고 빠른 방법으로 매회 환자 치료 때마다 측정을 시행할 수 있는 것이 본 연구 방법의 장점이다.

그러나 본 연구 결과가 완전한 알고리즘으로서 임상에서 사용되기 위해서는 조사면이 비교적 클 경우 알고리즘의 정확성을 향상시킬 수 있는 방법을 모색하고 사방

향 치료시 빔의 경사에 의한 조직 결손에 대한 실험이 추가로 수행되어야 한다. 또한 무엇보다도 중요한 것은 본 연구가 실험적인 데이터를 기초로한 것인 만큼 실험의 정확성이 선행되어야하며 모든 실험값들을 이용하여 알고리즘을 컴퓨터 프로그램화할 필요성이 있다.

IV. 결 론

방사선치료시 종양선량을 실시간 확인하기 위한 방법으로 환자 후방에서 전리함을 사용하여 측정된 투과선량을 종양선량으로 변환하는 방법을 고안하여 그 정확성을 실험한 결과 다음과 같다.

첫째, 조사면이 정방형일 경우 2.3% 이내의 오차를 보였다.

둘째, 부정형조사면일 경우는 두께가 20 cm 이하인 경우는 3.0% 이내였으나 20 cm 이상에서는 3.6%까지 증가하였다.

셋째, 불균질 물질이 있는 경우 조사면의 크기가 면적둘레비(A/P) 5.0 이하에서는 2.4% 이내의 오차를 보였으나 면적둘레비(A/P) 5.0 이상의 조사면에서는 3.9%까지 오차가 증가하였다.

넷째, 임의로 오차를 유발시켜 본 알고리즘의 정확성을 측정한 결과 조사면의 크기가 면적둘레비(A/P) 5.0 이하일 경우 6 MV에서 3.8%, 10 MV에서 4.7%의 오차를 보였다.

다섯째, 임상 환자를 대상으로 한 실험에서 본 알고리즘에 의한 예측값과 RTP에 의한 계산값의 비가 평균 0.982(S.D. = 0.012)로 1.8%의 오차를 나타내었다.

따라서 본 알고리즘은 조사면의 크기가 면적둘레비(A/P) 5.0 이하에서는 실제 임상에서 사용하기에 매우 간단한 방법으로 종양선량을 확인할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Fletcher GH : textbook of Radiotherapy, 3rd ed, Lea & febiger, Philadelphia, 107-111, (1980).
2. Hall EJ : Radiobiology for the Radiologist, 2nd ed, Harper & Row, Hagertown, 29 - 64, (1978).
3. Fred A. Mettli, Jr., Arthur C. Upton : Medical Effects of Ionizing Radiation, 2nd ed, W.B. Saunders Company, 73-112, (1995).
4. Goitein M. : Calculation of the uncertainty in the dose delivered during radiation therapy, Med. Phys 12, 608-612, (1985).
5. Mijheer B. J., Battermann J. J., Wambersie A. : What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy?, Radiother. Oncol. 8, 237-257, (1987).

6. Chavaudra J. : The European pilot network for quality assurance in radiotherapy, abstract, Workshop on Quality Assurance in Radiotherapy, 8-9 May, Vienna, (1995).
7. Urie MM, Goiten M, Loppke, et al : The role of uncertainty analysis in treatment planning, Int J Radiat Oncol Biol Phys 21, 91-107, (1991).
8. 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.
9. 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).
10. Rizzotti A., Compri R., Garusi G. F. : Dose evaluation to patients irradiated by ⁶⁰Co beams, by means of direct measurements on the incident and on the exit surfaces, Radiother. Oncol. 3, 279-283, (1985).
11. Van Dam J., Marinello G. : Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy, ESTRO booklet No. 1, (1994).
12. Rogers D.W.O., Bielajew A. F. : A comparison of EGS and ETRAN. Monte Carlo Transport of Electrons and Photons, Edited by T.M.Tenkins, W.R. Nelson, and A. Rindi. Plenum Publishing Corporation, New York, 323, (1988).
13. Terrón J. A., Sánchez-Doblado F., Arrá R., Sánchez-Nieto B., Errazquin L. : midline dose algorithm for in vivo dosimetry. Med. Dos. 19, 263-267, (1994).
14. Essers M., Boellaard R., Van Herk M., Lanson J. H., Mijheer, B. J. : Transmission dosimetry with a liquid-filled electronic portal imaging device. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys 34, 931-941, (1996).
15. Boellaard R., Van Herk M., Mijheer B. J. : The dose response relationship of a liquid-filled electronic portal imaging device. Med. Phys. 23, 1601-1611, (1996).
16. Boellaard R., Van Herk M., Mijheer B. J. : A convolution model to convert transmission dose image to exit dose distributions, Med. Phys. 24, 189-199, (1997).
17. Boellaard R., Van Herk M., Mijheer B. J. : Two-dimensional exit dosimetry using a liquid-filled electronic portal imaging device and a convolution model, Radiother. Oncol. 44, 149-157, (1997).
18. Hansen V. N., Evans P. M., Swindell W. : The application of transit dosimetry to precision radiotherapy, Med. Phys. 23, 713-721, (1996).
19. 우홍균, 하성환 등 : 고에너지 방사선치료용 on-line 선량측정시스템을 위한 알고리즘의 개발, 대한방사선방어학회지, 22(3), 207-218, (1997).