

## 부정형 방사선 조사면에 대한 투과선량 보정 알고리즘

단국대학교 의과대학 치료방사선과학교실\*, 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실<sup>†</sup>,  
서울대학교 의학연구원 방사선의학연구소<sup>‡</sup>, Torsion Meditronics<sup>§</sup>,  
가톨릭대학교 의과대학 생체의공학교실<sup>||</sup>, Florida 대학 방사선종양학과<sup>¶</sup>

윤형근\* · 지의규<sup>†</sup> · 허순녕<sup>‡§</sup> · 우홍균<sup>†‡</sup> · 이형구<sup>||</sup> · 신교철\* · 김시용<sup>¶</sup> · 하성환<sup>†‡</sup>

**목적** : 방사선치료시 환자에 조사되는 방사선량을 매 치료시마다 간편하게 확인하기 위한 생체내(in vivo) 선량측정의 한 방법으로 투과선량을 이용하는 새로운 시스템에 필요한 알고리즘을 이미 개발한 바 있다. 본 연구에서는 조사면 일부가 차폐된 부정형 조사면에서 적용하기 위한 보정 알고리즘을 개발하고자 하였다.

**재료 및 방법** : 알고리즘을 개발하기 위한 기본 자료를 마련하기 위하여 투과선량 측정을 시행하였다. 측정에는 선형가속기의 6 MV 및 10 MV의 X선을 이용하였고, 이온함형 측정기 및 전위계를 사용하였다. 측정조건으로는 조사면의 크기(collimator opening)는 2×2 cm<sup>2</sup>에서 32×32 cm<sup>2</sup>까지 한 번을 2 cm씩 증가시켜 16단계로 하였고, 팬텀 두께(phantom thickness; Tp)는 0, 10, 20 및 30 cm, 팬텀과 측정기간의 거리(phantom chamber distance; PCD)는 10, 30 및 50 cm으로 하였다. 이 때 조사면의 일부를 차폐하였으며 차폐되지 않은 유효조사면(effective field size)의 크기를 5×5, 10×10, 15×15 및 20×20 cm<sup>2</sup>으로 하였다.

**결과** : 조사면의 일부가 차폐체에 의하여 차폐된 경우 종양선량이 감소되며 동시에 투과선량도 감소된다는 물리적인 추론을 이용하여 방사선조사면 일부 차폐가 투과선량에 미치는 영향을 보정하기 위한 알고리즘을 개발하였으며 조사면 일부가 차폐된 여러 측정 조건에서 알고리즘을 이용한 계산치와 실제측정치 간의 오차는 ±1.0% 이내이었다.

**결론** : 투과선량 계산 알고리즘은 조사면 일부가 차폐된 불규칙 조사면의 경우 ±1.0% 이하의 오차 범위로 정확히 투과선량을 계산할 수 있음을 확인하였다.

**핵심용어** : 투과선량, 알고리즘, 생체내 선량측정시스템, 차폐, 부정형 조사면

### 서 론

비침습적이고 간편한 생체내 방사선량 측정을 시행하기 위하여 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실에서는 환자를 투과한 방사선량을 환자의 신체 이면에서 측정하고 이로부터 종양에 조사된 방사선량을 구하는 시스템을 개발하고 있다. 이러한 방법은 인체내 선량측정을 대신할 수 있고 입사부위 선량측정이나 출구부위 선량측정에 따르는 문제점들도 피할 수 있으며 비침습적이므로 매회 환자 치료시마다 측정을 시행함으로써 방사선치료시의 방사선량에 대한 정도관리를 극대화 할 수 있는 방법으로 사료된다. 이러한 측정 시스템을 확립하기 위하여 환자 신체를 투과한 방사선량을

측정하고 이로부터 신체내 종양에 조사된 방사선량을 정확히 계산해 낼 수 있어야 하는데 본 교실에서는 그 기본적인 작업으로 이미 방사선량 측정기 비교 및 특성 연구와 방사선치료기기, 측정기 및 환자의 공간적 위치 관계에 따른 영향 연구 등을 시행하였고, 개방 조사면에서 투과선량-종양선량 전환을 위한 알고리즘을 개발한 바 있으며,<sup>1,2)</sup> 불균질 조직에 대한 선량 보정에 관하여도 연구한 바 있다.<sup>3)</sup>

실제 환자 치료시에는 조사면의 일부가 차폐된 불규칙형태의 조사면을 사용하는 경우가 많아서 이미 개발된 개방조사면에서의 투과선량계산 알고리즘의 적용이 어렵다. 본 연구의 목적은 이러한 조사면 일부가 차폐된 부정형 조사면에서 적용하기 위한 보정 알고리즘을 개발하는 것이다.

### 재료 및 방법

#### 1. 투과선량의 측정

방사선원으로는 단국대학교 의과대학 부속병원 치료방사선과에 설치되어 있는 선형가속기(미국 Varian사제, Clinac

본 연구는 보건복지부 선도기술의료공학기술사업 연구비(HMP-98-G-1-031-A)의 지원에 의하여 이루어진 것임.

이 논문은 2001년 10월 12일 접수하여 2002년 8월 19일 채택되었음.

책임저자: 하성환, 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실  
Tel: 02)760-2524, Fax: 02)742-2073  
E-mail: swha@snu.ac.kr

1800 C)의 6 MV와 10 MV X선을 이용하였고 방사선량은 240 MU/min 또는 400 MU/min로 하였다. 측정기는 Farmer 형 이온함(영국 NE technology사제, NE 2571, sensitive volume 0.6 cc)을 이용하였고 선량보강(build-up)은 2.5 cm 두께를 사용하였으며 전위계(electrometer)로는 NE 2620 선량-선량율계(dose-doserate meter) (영국 NE technology사제, NE 2620)를 사용하였다. 사용 전에 30 분 이상 예열을 하였고 매 측정간에는 30초 이상의 간격을 두었다. 선원-측정기 거리(source-chamber distance, SCD)는 150 cm로 하였다.

측정용 팬텀으로는 크기 40×57.5 cm, 두께 1 cm의 아크릴(acrylic) 팬텀을 필요한 두께만큼 깎아서 이용하였으며 이의 밀도는 1.17이었다. 또한 후방산란체(backscatterer)로는 아크릴 1 cm+납 5 mm+두랄루민(duralumin) 2 mm (각각 30×30 cm)를 사용하였다.

측정조건으로는 조사면의 크기(collimator opening, SSD 100 cm에서의 크기로 정의함)는 2×2 cm<sup>2</sup>에서 32×32 cm<sup>2</sup>까지 한 변을 2 cm씩 증가시켜 16 단계로 하였고, 팬텀 두께(Tp)는 0, 10, 20 및 30 cm, 팬텀과 이온함까지의 거리(phantom chamber distance, PCD)는 10, 30 및 50 cm으로 하였다. 이 때 차폐물(beam block)을 사용하여 조사면의 일부를 차폐하였으며 차폐되지 않은 유효조사면(effective field size, SSD 100 cm에서의 크기로 정의함)의 크기를 5×5, 10×10, 15×15 및 20×20 cm으로 하여 에너지 별로 각각 총 400가지 조건에서 측정하였다(Fig. 1).

온도와 기압 및 선형가속기의 출력의 변화가 측정치에 미

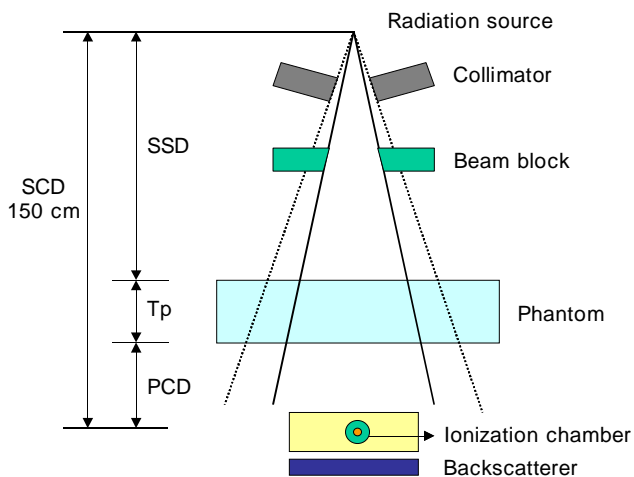


Fig. 1. Geometric relationship between radiation source, collimator, shielding block, phantom, and ion chamber. Abbreviations: SCD, source chamber distance; SSD, source surface distance; Tp, phantom thickness; PCD, phantom chamber distance.

치는 영향을 배제하기 위하여 매 실험 때마다 기준측정조건 즉 조사야 크기 10×10 cm<sup>2</sup> 및 팬텀이 없는 상태(즉 Tp=0)에서의 선량을 3회 이상씩 측정하여 이를 평균하여 기준측정치(D<sub>0</sub>, reference reading)로 정의하였으며, 모든 측정치를 기준 측정치로 나눈 값 즉 보정 측정치(corrected reading)를 사용하여 분석을 시행하였으며 편의상 보정 측정치에 10,000을 곱한 값을 사용하였다.

## 2. 조사면의 일부가 차폐된 경우의 보정 알고리즘의 개발

조사면의 일부가 차폐체에 의하여 차폐된 경우 차폐체가 없는 경우에 비하여 phantom 내의 흡수선량이 감소되며 동시에 투과선량도 감소될 것으로 예상할 수 있다. 또한 차폐체에 의하여 유효조사면이 일정하게 정하여진 경우 콜리메이터의 개방이 증가됨에 따라 phantom 내의 흡수선량이 증가될 뿐만 아니라 투과선량도 증가될 것임을 예상할 수 있다. 따라서 유효조사면의 크기를 고정하고 콜리메이터 개방의 크기를 변화시켜 투과선량에 미치는 영향을 분석하고 방사선 조사면의 일부 차폐가 투과선량에 미치는 영향을 보정하기 위한 알고리즘을 개발하고자 하였다.

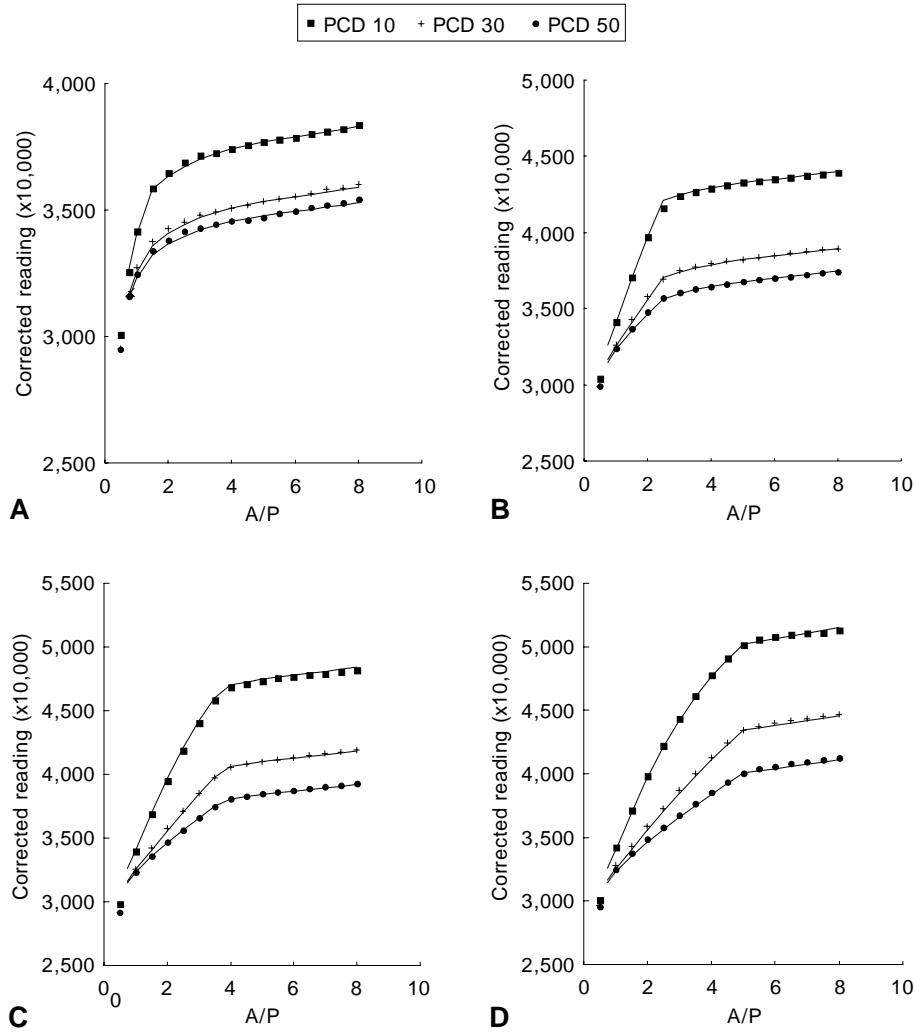
## 3. 알고리즘의 정확도 확인

5×5 cm<sup>2</sup> 내지 20×20 cm<sup>2</sup>의 정방형 유효조사면에서의 측정치와 알고리즘을 이용한 계산치를 비교하였고 실제 환자에서 사용하기 위하여 제작한 부정형의 차폐체를 사용하고 해당 환자와 동일한 두께의 phantom 및 조사 조건에서 투과선량을 측정하고 알고리즘을 이용한 계산치와 비교하였다. 이를 위하여 폐암 4례, 자궁경부암 3례에서의 차폐체 및 치료조건을 이용하였다. 또한 조사면의 상단부분이 차폐되는 불규칙 조사면의 대표적인 예에 속하는 맨틀조사영역(mantle field)과 전체 조사면의 40%와 50%를 각각 차폐한 경우 6 MV X선과 10 MV X선 각각에서 투과선량을 측정하여 알고리즘에 의한 계산치와 비교하였다.

## 결 과

### 1. 조사면의 일부가 차폐된 경우의 투과선량 측정 결과

조사면의 일부가 차폐된 상태에서의 투과선량 측정치는 콜리메이터 개방이 증가함에 따라 증가하는 양상을 나타내었다. 개방조사면(차폐체가 없는 경우)의 경우에는 투과선량이 지속적으로 비교적 빠른 속도로 증가되나<sup>2)</sup> 차폐체가 있는 경우에는 콜리메이터의 개방이 유효조사야 즉 차폐체 내의 개방된 부분보다 작은 경우와 큰 경우에 차이가 있었다. 즉 콜리메이터의 개방이 유효조사면 즉 차폐체 내의 개방된



**Fig. 2.** Measured and estimated transmission dose after correction of partial field block (6 MV X-ray,  $T_p=20$  cm). The marks indicate measured data and the lines indicate calculated dose. **(A)** effective FS= $5 \times 5$  cm; **(B)** effective FS= $10 \times 10$  cm; **(C)** effective FS= $15 \times 15$  cm; **(D)** effective FS= $20 \times 20$  cm.

부분보다 작은 경우에는 유효조사면은 콜리메이터 개방(collimator opening)과 동일하며 콜리메이터 개방에 따라 측정치가 빠르게 증가하나, 콜리메이터 개방이 차폐체 개방 크기보다 커진 경우 즉 유효조사면이 차폐체 개방 크기와 동일하게 일정한 경우에는 콜리메이터 개방의 증가에 따른 투과선량의 증가율이 훨씬 둔화되는 것을 볼 수 있었다. 6 MV X선의 경우 phantom 두께 20 cm, 유효조사야  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>,  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>,  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup>,  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup>인 경우의 측정치는 Fig. 2와 같다. 이러한 양상은 phantom 두께가 10 cm이나 30 cm인 경우에도 동일하였고 10 MV X선을 사용한 경우에도 같은 양상을 나타내었다(Fig. 3).

## 2. 보정 알고리즘의 개발 및 정확도 확인

### 1) 차폐체가 없는 개방조사면에서의 알고리즘

본 연구자들이 이미 개발한 바 있는 개방 조사면에서의 알고리즘은 다음과 같았다.<sup>2)</sup>

$$D_{(PCD, T_p, \log(A/P))} \approx D_0 [a_{(PCD, T_p)} \{\log(A/P)\}^4 + b_{(PCD, T_p)} \{\log(A/P)\}^3 + c_{(PCD, T_p)} \{\log(A/P)\}^2 + d_{(PCD, T_p)} \{\log(A/P)\} + e_{(PCD, T_p)}] \dots \dots (i)$$

a, b, c, d, e를 각각 PCD의 3차식으로 Taylor 전개하면  $\dots \dots (ii)$

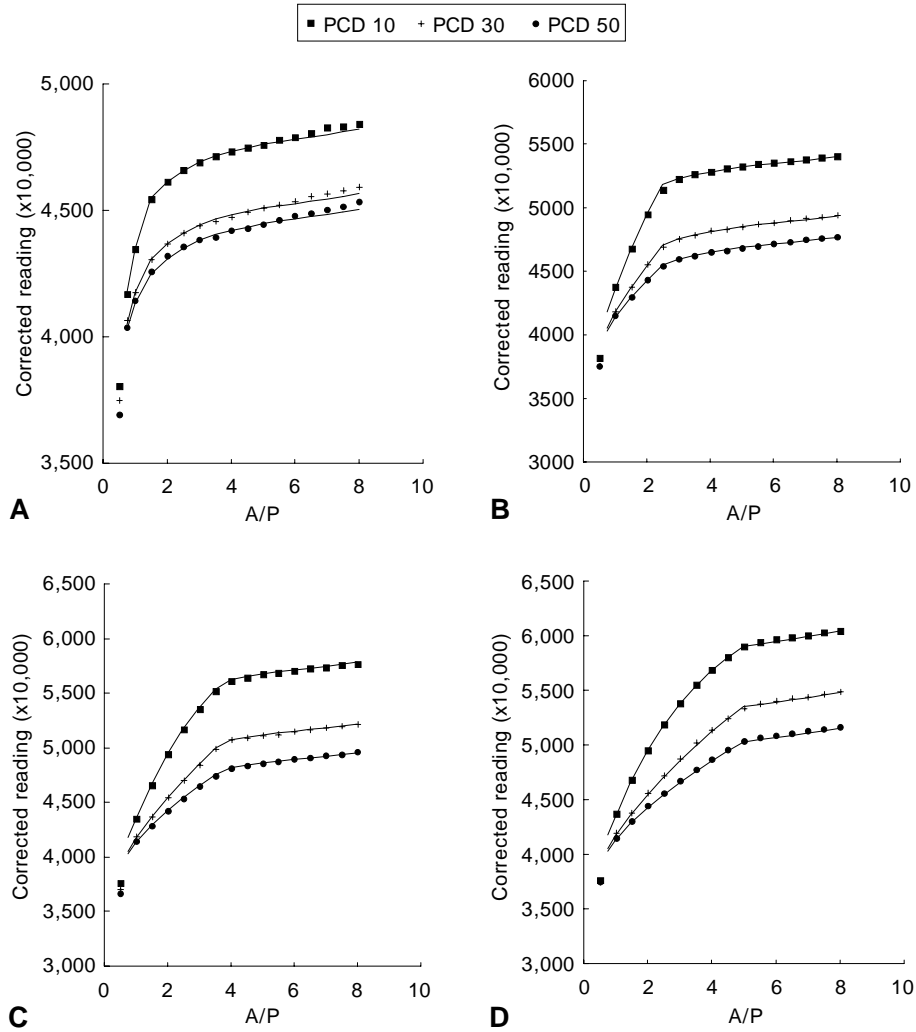
$$a_{(PCD, T_p)} \approx f_a(T_p)(PCD)^3 + g_a(T_p)(PCD)^2 + h_a(T_p)(PCD) + i_a(T_p)$$

$$b_{(PCD, T_p)} \approx f_b(T_p)(PCD)^3 + g_b(T_p)(PCD)^2 + h_b(T_p)(PCD) + i_b(T_p)$$

$$c_{(PCD, T_p)} \approx f_c(T_p)(PCD)^3 + g_c(T_p)(PCD)^2 + h_c(T_p)(PCD) + i_c(T_p)$$

$$d_{(PCD, T_p)} \approx f_d(T_p)(PCD)^3 + g_d(T_p)(PCD)^2 + h_d(T_p)(PCD) + i_d(T_p)$$

$$e_{(PCD, T_p)} \approx f_e(T_p)(PCD)^3 + g_e(T_p)(PCD)^2 + h_e(T_p)(PCD) + i_e(T_p)$$



**Fig. 3.** Measured and estimated transmission dose after correction of partial field block. The marks indicate measured data and the lines indicate calculated dose (10 MV X-ray,  $T_p=20$  cm). (A) effective FS=5×5 cm; (B) effective FS=10×10 cm; (C) effective FS=15×15 cm; (D) effective FS=20×20 cm.

a, b, c, d, e 각 식의 계수들을 회귀(regression)하여 구한다.

단, D: 측정된 투과선량,

$D_0$ : 기준측정치, 즉 FS=10×10 cm,  $T_p=0$ 에서의 측정치

PCD: phantom chamber distance (cm)

A/P: area-perimeter ratio,

식 (i)과 (ii)를 이용하여 주어진  $T_p$ 에서 임의의 FS 및 PCD에서의 D값을 계산할 수 있으며  $T_p$ 와 D는 거의 지수적 관계를 가지므로 exponential interpolation을 통하여 임의의  $T_p$ 에서의 D값을 계산할 수 있다.

## 2) 조사면의 일부가 차폐된 경우 보정 알고리즘의 개발 및 정확도 확인

콜리메이터 개방이 차폐체 개방 크기보다 작은 경우는 차

폐 효과가 나타나지 않으므로 개방조사면의 알고리즘이 그대로 적용된다. 그러나 콜리메이터 개방이 차폐체 개방 크기(즉, 이 경우 유효조사면 크기에 해당)보다 큰 경우, 측정 결과 나타난 현상을 적용하기 위하여 보정 알고리즘을 개발하였다.

선형가속기의 콜리메이터 개방 즉 조사면 크기가 유효조사면(실제 팬텀에 방사선이 조사되는 조사면 즉, 이 경우 차폐체 개방 크기와 동일함) 크기보다 큰 경우와 콜리메이터 개방의 크기가 유효조사면 크기가 동일한 경우의 측정치를 비교하면 전자의 경우 후자에 비하여 측정치가 큰 것으로 나타났다. 이는 콜리메이터 개방에 따라 선형가속기의 출력이 증가됨에 따른 것으로 판단되었다. 그러나 실제 측정치는

Table 1. Correction Factors Minimizing Errors of Calculated Transmission Dose

Effective field size (cm <sup>2</sup> )	Correction factor*								Suggested correction factor <sup>†</sup>
	6 MV				10 MV				
	Tp=0	Tp=10 <sup>†</sup>	Tp=20 <sup>†</sup>	Tp=30 <sup>†</sup>	Tp=0	Tp=10 <sup>†</sup>	Tp=20 <sup>†</sup>	Tp=30 <sup>†</sup>	
5×5	0.6	0.6	0.7	0.6	0.5	0.6	0.6	0.5	0.6
10×10	0.7	0.7	0.8	0.8	0.8	0.7	0.8	0.7	0.8
15×15	1.0	0.9	0.9	1.1	1.1	0.9	0.9	0.9	1.0
20×20	1.1	1.1	1.1	1.0	1.3	1.1	1.1	1.1	1.0

\*Correction factor minimizing difference between estimated and measured data, <sup>†</sup>Correction factor to be used for general purposes, <sup>†</sup>unit : cm

선형가속기 출력의 차이에 의한 증가보다는 그 영향이 적음을 알 수 있었으며 따라서 출력 증가의 일부만이 투과선량에 반영됨을 알 수 있었다. 따라서 콜리메이터 개방에 따른 선형가속기의 출력 즉 Sc의 증가의 차이의 일부분을 반영하는 수식을 개발하였다.

$$즉, Db=De\{1+(Sco-Sce)/Sce \times f\}$$

단, Db: 콜리메이터 개방이 차폐체 개방 크기보다 큰 경우의 투과선량

De: 콜리메이터 개방과 차폐체 개방 크기가 동일한 경우의 투과선량

Sco: 콜리메이터 개방이 차폐체 개방 크기보다 큰 경우 콜리메이터 개방에 따른 콜리메이터 산란계수(collimator scatter factor, Sc)

Sce: 콜리메이터 개방과 차폐체 개방의 크기가 동일한 경우 Sc

f: 보정계수(correction factor)

각 에너지와 차폐체 개방 크기 별로 Tp (phantom thickness)=0, 10, 20 및 30 cm를 포함한 모든 측정조건들에서의 오차절대값들의 평균을 최소화하는 f값들을 구한 결과는 Table 1 및 Fig. 4와 같다. 즉 6 MV, 10 MV X선 모두에서 차폐체 개방 크기 5×5 cm<sup>2</sup>에서는 f=0.6 전후, 10×10 cm<sup>2</sup>에서는 f=0.8 전후, 15×15 cm<sup>2</sup>에서는 f=1 전후, 20×20 cm<sup>2</sup>인 경우도 f=1 전후이었다. Fig. 2와 3에서 점으로 표시된 측정치들과 알고리즘을 이용해서 구한 선으로 표시된 계산치들이 대체로 일치함을 볼 수 있다.

차폐체 사용시 투과선량에 미치는 영향을 보정하기 위한 알고리즘을 이용한 계산치는 측정치와 비교하여 전체 조건의 98.9%에서 ±1% 미만의 오차를 나타내었고, 이 중 77.5%에서는 ±0.5% 미만의 오차를 나타내었다. 또한 1% 이상의 오차를 보인 경우 9개 중에서 8개가 차폐체 개방 크기 5×5 cm<sup>2</sup>이고 콜리메이터 개방이 20×20 cm<sup>2</sup> 이상인 경우로서 콜리메이터 개방에 비해서 유효조사면 크기가 매우 작아서 임

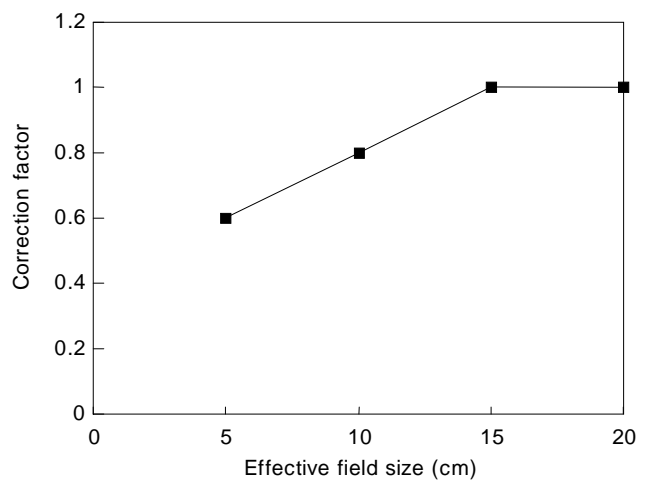


Fig. 4. Suggested correction factor by effective field size.

상적으로 이용될 가능성이 매우 낮은 경우들이었다(Table 2).

차폐체 개방 크기 5×5 cm<sup>2</sup>과 15×15 cm<sup>2</sup> 사이의 다른 크기의 조사면들에서는 f값을 interpolation으로 구하고 차폐체 개방 크기 20×20 cm<sup>2</sup>보다 큰 경우는 f=1로 하면 정확한 결과를 얻을 수 있었다.

## 2. 부정형 조사면에서의 알고리즘 정확도 확인

실제 환자에서 사용되는 부정형의 차폐체를 사용하여 phantom을 투과한 투과선량을 측정하고 보정 알고리즘을 이용하여 계산한 계산치와 실제 측정치를 비교한 결과 6 MV X선의 경우 조사면 일부를 차폐한 6례, 10 MV X선의 경우 조사면 일부를 차폐한 7례의 모든 경우에서 알고리즘에 의한 계산치와 측정치간의 오차의 절대값이 1%보다 작았다 (Table 3, 4).

## 고안 및 결론

방사선치료는 수술 및 항암치료와 함께 한국인 사망원인

**Table 2. Distribution of Error between Measured and Estimated Transmission Dose in Partially Blocked Radiation Field**

Energy	Block opening (effective FS)	No. of measured conditions	Distribution of absolute error (%)		
			<0.5%	0.5~1.0%	1.0~1.5%
6 MV	5×5 cm <sup>2</sup>	140	84 (60.0%)	51 (36.4%)	5 (3.6%)
	10×10 cm <sup>2</sup>	110	91 (82.7%)	18 (16.4%)	1 (0.9%)
	15×15 cm <sup>2</sup>	90	74 (82.2%)	16 (17.8%)	0 (0.0%)
	20×20 cm <sup>2</sup>	60	49 (81.7%)	11 (18.3%)	0 (0.0%)
10 MV	5×5 cm <sup>2</sup>	140	94 (67.1%)	43 (30.7%)	3 (2.2%)
	10×10 cm <sup>2</sup>	110	86 (78.2%)	24 (21.8%)	0 (0.0%)
	15×15 cm <sup>2</sup>	90	88 (97.8%)	2 ( 2.2%)	0 (0.0%)
	20×20 cm <sup>2</sup>	60	54 (90.0%)	6 (10.0%)	0 (0.0%)
Total		800	620 (77.5%)	171 (21.4%)	9 (1.1%)

Abbreviations: Tp, phantom thickness; PCD, phantom-chamber distance; FS, field size  
 \*transmission dose=corrected reading (reading at given condition/reference reading)×10,000

**Table 3. Accuracy of Algorithm in Actual Treatment Conditions with Partially Blocked Radiation Field (6 MV X- ray, Phantom Study)**

Case	Collimator opening (cm×cm)	Effective field size (cm×cm)	Tp (cm)	PCD (cm)	Transmission dose*		Error (%)
					Estimated	Measured	
Lung cancer 1	14×20	14×19	20.0	40.0	3,966	3,972	+0.16
Lung cancer 2	12×24	10.5×23.5	20.0	40.0	3,891	3,923	+0.83
Uterine cervix cancer	15×15	12×15	16.0	44.0	4,567	4,600	+0.74
Mantle block	32×35	27×26	20.0	30.4	4,658	4,635	-0.51
40% block	24×22	17×19	18.0	40.0	4,436	4,432	-0.08
50% block	25×20	14×18	18.0	40.0	4,311	4,279	-0.75

Abbreviations: Tp, phantom thickness; PCD, phantom-chamber distance  
 \*transmission dose=corrected reading (reading at given condition/reference reading)×10,000

**Table 4. Accuracy of Algorithm in Actual Treatment Conditions with Partially Blocked Radiation Field (10 MV X-ray, Phantom Study)**

Case	Collimator opening (cm×cm)	Effective field size (cm×cm)	Tp (cm)	PCD (cm)	Transmission dose*		Error (%)
					Estimated	Measured	
Lung cancer 1	15×23	14×22	20.0	38.8	5,055	5,030	-0.49
Lung cancer 2	20×23	17×22	20.0	40.4	5,135	5,155	+0.39
Uterine cervix cancer 1	15×15	13.5×15	16.0	40.5	5,606	5,650	+0.78
Uterine cervix cancer 2	16×16	14×16	16.0	40.1	5,656	5,697	+0.74
Mantle block	32×35	27×26	20.0	30.4	5,660	5,618	-0.73
40% block	24×22	17×19	18.0	40.0	5,442	5,446	+0.07
50% block	25×20	14×18	18.0	40.0	5,320	5,291	-0.55

Abbreviations: Tp, phantom thickness; PCD, phantom-chamber distance  
 \*transmission dose=corrected reading (reading at given condition/reference reading)×10,000

중 가장 빈도가 높은 3대 질환의 하나인 악성종양 치료의 주된 방법이다. 전세계적으로는 1995년 기준으로 매년 천만 명의 암환자가 발생하는 것으로 추정되는데, 이로부터 20년 뒤인 2015년에는 매년 천오백만명에 달할 것으로 예상되며, 이 중 약 2분의 1의 환자가 질환의 경과 중 한번 이상 방사

선치료를 받을 필요가 있다. 국내에서는 매년 20,000명 가량이 42개 병원에서 70여대의 방사선 치료기를 통하여 방사선 치료를 받고 있으며 매년 10% 정도의 증가 추세를 보이고 있다.<sup>4)</sup> 방사선치료시에 방사선이 종양부위에 정확히 조사되어야 함은 물론 종양에 도달하는 방사선량이 정확하여야 한

다. 그러나 실제에 있어서는 상당한 오차가 발생하는 것으로 밝혀지고 있는 바, 실제 환자에 조사된 방사선량이 약 15% 까지 오차를 나타내는 경우도 있는 것으로 보고되고 있다.<sup>5-7)</sup> Millwater 등은 반도체측정기를 이용하여 실제 치료시에 입구선량과 출구선량을 측정하였는데 입구선량은 측정치와 계산치 간에 평균 0.4%의 오차만을 나타내었으나 출구선량은 32%의 경우에서 5% 이상의 차이를 나타내었는데 이러한 결과는 50명 중 한명 꼴로 표적범위의 방사선량이 5% 이상의 오차를 나타내는 것을 의미한다고 하였다.<sup>6)</sup> Adeyemi 등의 연구에서는 전체 환자의 5%에서 단일 조사면에서 5% 이상의 오차를 보였다.<sup>7)</sup> 이러한 오차는 암치료의 성공 여부를 크게 좌우하며 치료에 따르는 부작용의 발생에도 큰 영향을 미치므로 양질의 치료를 위해서는 오차의 범위를 최소화 할 필요가 있다. 치료기기의 오차나 인체내 방사선을 계산하는 장치인 치료계획용 컴퓨터를 이용하는 경우의 입력된 데이터 혹은 프로그램의 오류에 의한 오차 등을 계통적 오차라고 한다. 장기간 동안 이루어진 한 quality assurance (QA) 연구에서는 현대적인 장비와 확인체계를 가진 병원에서도 치료 환자의 0.5~1%에서 5%를 넘는 계통적 오차가 발생하는 것으로 나타났다.<sup>8)</sup> Caladrino 등은 double check로 인적 오류는 상당히 피할 수가 있었지만, didode detector를 이용해서 in vivo dosimetry를 시행한 650환자 중 3례(0.45%)에서 double check에서 탐지되지 않은 5% 이상의 계통적 오차가 나타난 것으로 보고하였다.<sup>9)</sup> 그러나 이러한 계통적 오차는 방사선치료를 시행하는 병원 자체에서 발견하기가 어려우며 실제 환자 치료시에 발견하기도 힘들다. 방사선이 정해진 양보다 많은 경우는 때로 급성 부작용의 발생 빈도가 증가되어 발견되는 수도 있으나 오차가 적은 경우나 방사선량이 정해진 양보다 적은 경우는 발견이 매우 어렵다. 따라서 계통적 오차의 탐지를 위해서는 외부 감사(external audit)가 필요하며 흔히 시행되고 있다. 이러한 계통적 오차 외에 수시로 기계의 오작동이 발생할 소지가 있고 각종 인적오류가 발생할 수 있다. Noel 등은 반도체측정기를 이용하여 입사선량과 출구선량을 측정하여 인체내 각 지점의 깊이 에 따른 선량을 계산할 수 있는 formula를 개발하여(formula 자체의 오차는 2% 범위로 추정) 7,519명의 환자에서 in vivo dosimetry를 시행한 결과 79회의 오차가 발견되었고 그 중 78회가 인적 오류에 의한 오차였으며 반 이상의 경우에서 10% 이상의 오차를 나타낸 것으로 보고하였다.<sup>10)</sup> 또한 분할 조사시에 방사선이 조사되는 부위의 조직 두께가 달라짐에 따라 표적 선량이 달라질 수가 있다. Miszczyk 등의 연구에 따르면 두경부 암 환자에서 입구선량, 출구선량, 방사선 조사 부피를 측정

한 결과 20회 치료 후에는 조사부피의 평균이 작아져서 유의한 과선량 조사를 유발하는 것으로 나타났다.<sup>11)</sup> 따라서 이러한 여러 갈래의 오차들을 피하고 적절한 정도 유지를 위해서는 방사선치료시 환자에 실제로 도달하는 선량을 매 치료시마다 확인할 필요가 있다. Voordeckers 등은 작은 규모의 치료방사선과에서 반도체 측정기를 사용하여 in vivo dosimetry를 시행하여 650 측정 중에서 2회의 큰 오류를 찾아내어서 잘못된 치료를 방지할 수 있었다고 하였다.<sup>12)</sup> 이런 이유로 여러 병원들의 협동 연구 시에 치료시의 in vivo dosimetry가 QA의 일부로 포함되는 경우가 많다.<sup>13, 14)</sup>

생체내 선량 측정을 시행하기 위하여 본 교실에서는 환자를 투과한 방사선량을 환자의 신체 이면에서 측정하고 이로부터 종양에 조사된 방사선량을 구하는 시스템을 개발하고 있는바 개방조사면에서 정확히 적용되는 알고리즘을 이미 개발한 바 있다.<sup>2)</sup>

측정기에 도달하는 방사선은 팬텀에서 감쇄된 일차 방사선(primary radiation)과 팬텀 내에서 산란된 산란선(scattered radiation)으로 구성되는 것으로 판단된다. 이 중 일차 방사선은 팬텀의 두께에 의하여 영향을 받게 되며 산란선은 팬텀의 두께, 방사선 조사면 크기, phantom chamber distance (PCD) 등의 영향을 받을 것으로 판단된다. 실제로 동일한 조사면 크기, 동일한 두께의 팬텀인 경우 팬텀의 위치에 따라 투과선량에 많은 차이를 보인다. 예를 들어 16×16 cm (A/P=4.0)인 경우 PCD=10 cm인 경우는 PCD=50 cm에 비하여 24% 높은 것으로 나타났다. 이는 측정기에 도달하는 산란선의 차이로 사료된다. 이러한 현상은 Boellaard 등의 논문<sup>15)</sup>과 Essers 등의 논문<sup>16)</sup>에도 지적되고 있다. Boellaard 등의 논문 중에서 투과선량은 air gap에 의하여 크게 영향을 받으며 이들의 경우 출구선량(exit dose)과 비교시 30%까지 차이가 나는 것으로 나타나고 있다.

실제 임상에서는 개방조사면 뿐 아니라 조사면의 일부가 차폐된 경우가 많다. 조사면의 일부가 차폐된 경우는 개방조사면와는 다르게 차폐체에 의한 방사선의 차폐와 산란 등이 측정치에 영향을 주게 되므로 여러 차폐조건에 따른 측정치에 대한 영향을 분석하여 각 측정조건에서 측정치로부터 종양선량을 구할 수 있는 알고리즘의 개발이 필요하다. 이때 차폐된 경우에 팬텀내에서의 선량계산에 사용되는 식  $Db = \text{ScoSpeT} (T; \text{transmission})$ 의 알고리즘은 본 연구결과와 맞지 않는 것으로 나타났다. 출구선량을 계산할 경우에는 이러한 방식으로 계산이 가능한 것으로 사료되나 투과선량의 경우에는 위에 제시한 바와 같이 air gap의 영향에 따른 PCD의 영향 등이 크게 나타나서 출구 부위의 방사선량과 차이가

있는 것으로 판단된다.

이렇게 조사면의 일부가 차폐된 경우는 조사면 크기 외에 유효조사면이 또 다른 변수가 되므로 알고리즘을 만들기가 더 어렵고 Taylor 전개를 하더라도 최소한 세 번이나 해야하므로 그 모든 계수들을 회귀분석으로 구할 만큼의 측정값들을 얻는 것이 매우 곤란하다. 따라서 차폐체의 영향을 보정할 수 있는 단순한 알고리즘의 개발이 필요하다. 본 연구에서는 다양한 조건에서의 측정 결과 투과선량이 조사면 크기 증가로 인한 콜리메이터 산란계수( $S_c$ )와 관련이 되지만 차폐체에 의하여 증가정도가 제한되며 이는 차폐체중 개방된 공간의 크기 즉 유효조사면의 크기에 영향을 받는 현상을 받는다는 점에 착안하여 간단한 보정 수식을 제안하였다. 수식의 보정계수(correction factor)  $f$ 는 측정치를 이용하여 구하였으며 오차의 절대치의 합을 최소화하는 보정계수를 구하였다. 그 결과 phantom thickness, phantom chamber distance 및 방사선 에너지(6 MV 및 10 MV X선)와 무관하게 유효조사면의 크기에 따라 보정계수가 거의 동일함을 확인하였고 유효조사면의 크기에 따라 공통적으로 사용할 수 있는 보정계수를 제시하였다(Table 1 및 Fig. 4). 본 논문에서 제시한  $f$  factor를 사용한 경우 결과에 상술된 바와 같이 대다수의 측정조건들에서 계산치와 측정치의 오차가 0.5% 미만으로 매우 정확하였다.  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 과  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  사이의 유효조사야인 경우 linear interpolation한 보정계수를 이용하여 측정치와 비교한 결과 동일한 오차 범위 이내임이 확인되었다. 또한 부정형의 차폐체에서 측정된 투과선량의 경우에도 보정 알고리즘의 정확도를 확인할 수 있었다.

요약하면 암 환자의 방사선치료시 종양 방사선량의 실시간 확인을 위한 투과선량을 이용한 선량확인시스템에 필요한 알고리즘 중 조사면 일부가 차폐된 경우에 적용하기 위한 보정 수식을 측정치를 이용하여 개발하였으며 정방향 유효조사야의 경우 측정 조건들 중 98.9%에서  $\pm 1.0\%$  이내의 오차를 나타내었고 실제 환자 치료에 흔히 사용되는 부정형 차폐 조건에서 시험 결과  $\pm 1.0\%$  이내의 오차를 나타내어 본 연구에서 개발한 알고리즘은 조사면 일부가 차폐된 경우에 만족할 만한 수준의 정확도로 적용될 수 있음을 알 수 있었다.

### 참 고 문 헌

1. Wu HG, Ha SW. Development of algorithm for on-line dosimetry system for high energy radiation treatment. J Korean Asso Radiat Prot 1997;22:207-218
2. Yun HG, Huh SN, Lee HK, Wu HG, Shin KC, Ha SW. Transmission dose estimation algorithm for in vivo dosimetry for open radiation field. J Korean Asso Radiat Prot (submitted for publication)
3. Wu HG, Shin KC, Ha SW, Huh SN, Lee HK. Inhomogeneity correction in on-line dosimetry using transmission dose. J Korean Asso Radiat Prot 1998;23:139-147
4. Kim MS, Yoo SY, Cho CK, et al. The structure of radiation oncology in 1997. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 1999;17:172-178
5. Urie MM, Goiten M, Loppke K, et al. The role of uncertainty analysis in treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991;21:91-107
6. Millwater CJ, MacLeod AS, Thwaites DI. In vivo semiconductor dosimetry as part of routine quality assurance. Br J Radiol 1998;71:661-668
7. Adeyemi A, Lord J. An audit of radiotherapy patient doses measured with in vivo semiconductor detectors. Br J Radiol 1997;70:399-408
8. Essers M, Mijnheer BJ. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1999;43:245-259
9. Calandrino R, Cattaneo GM, Fiorino C, et al. Detection of systematic errors in external radiotherapy before treatment delivery. Radiother Oncol 1997;45:271-274
10. Noel A, Aletti P, Bey P, et al. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry. Radiother Oncol 1995;34:144-151
11. Miszczyk L, Wydmanski J. Evaluation of delivered dose changes during radiation therapy. Acta Oncol 1999;38:197-201
12. Voordeckers M, Goossens H, Rutten J, et al. The implementation of in vivo dosimetry in a small radiotherapy department. Radiother Oncol 1998;47:45-48
13. Tienhoven G, Mijnheer BJ, Bartelink H, et al. Quality assurance of the EORTC Trial 22881/10882: boost versus no boost in breast conserving therapy. An overview. Strahlenther Onkol 1997;173:201-207
14. Cozzi L, Fogliata-Cozzi A. Quality assurance in radiation oncology. A study of feasibility and impact on action levels of an in vivo dosimetry program during breast cancer irradiation. Radiother Oncol 1998;47:29-36
15. Boellaard R, van Herk M, Mijnheer BJ. A convolution model to convert transmission dose images to exit dose distribution. Med Phys 1997;24:189-199
16. Essers EM, Boellaard R, van Herk M, Lanson H, Mijnheer BJ. Transmission dosimetry with a liquid-filled electronic portal imaging device A convolution model to convert transmission dose images to exit dose distribution. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1996;34:931-941



---

**Abstract**

---

## Transmission Dose Estimation Algorithm for Irregularly Shaped Radiation Field

Hyong Geun Yun, M.D.<sup>\*</sup>, Eui Kyu Chie, M.D.<sup>†</sup>, Soon Nyung Huh, Ph.D.<sup>†§</sup>  
Hyong Koo Lee, Ph.D.<sup>||</sup>, Hong Gyun Wu, M.D.<sup>††</sup>  
Kyo Chul Shin, Ph.D.<sup>\*</sup>, Siyong Kim, Ph.D.<sup>¶</sup> and Sung Whan Ha, M.D.<sup>††</sup>

<sup>\*</sup>Department of Therapeutic Radiology, Dankook University College of Medicine,

<sup>†</sup>Department of Therapeutic Radiology, Seoul National University College of Medicine,

<sup>‡</sup>Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center, Seoul National University,

<sup>§</sup>Torsion Meditronics, <sup>||</sup>Department of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea, College of Medicine, Seoul, Korea

<sup>¶</sup>Department of Therapeutic Radiology, Florida University College of Medicine, USA

**Purpose:** Measurement of transmission dose is useful for in vivo dosimetry. In this study, the algorithm for estimating the transmission dose for open radiation fields was modified for application to partially blocked radiation fields.

**Materials and Methods:** The beam data was measured with a flat solid phantom with various blocked fields. A new correction algorithm for partially blocked radiation field was developed from the measured data. This algorithm was tested in some settings simulating clinical treatment with an irregular field shape.

**Results:** The correction algorithm for the beam block could accurately reflect the effect of the beam block, with an error within  $\pm 1.0\%$ , with both square fields and irregularly shaped fields.

**Conclusion:** This algorithm can accurately estimate the transmission dose in most radiation treatment settings, including irregularly shaped field.

---

**Key Words:** In vivo dosimetry, Algorithm, Transmission dose, Irregular shaped field