

## Transmission Dose Estimation Algorithm for in vivo Dosimetry

Hyong Geun Yun\* · Eui Kyu Chie<sup>†</sup> · Soon Nyung Huh<sup>†§</sup> ·  
Hyoung Koo Lee<sup>||</sup> · Hong Gyun Woo<sup>††</sup> · Kyo Chul Shin\* ·  
Siyong Kim<sup>||</sup> and Sung Whan Ha<sup>††</sup>

\*Dankook University College of Medicine,

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

<sup>†</sup>Seoul National University,

<sup>§</sup>Torsion Meditronics,

<sup>||</sup>Catholic University College of Medicine

<sup>||</sup>University of Florida

### 투과선량을 이용한 생체내 (in vivo) 선량측정을 위한 알고리즘

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

\*단국대학교,

<sup>†</sup>서울대학교,

<sup>†</sup>서울대학교,

<sup>§</sup>Torsion Meditronics,

<sup>||</sup>카톨릭대학교,

<sup>||</sup>Florida 대학

(2001년 12월 11일 접수, 2002년 8월 14일 채택)

**Abstract - Purpose :** Measurement of transmission dose is useful for in vivo dosimetry of QA purpose. The objective of this study is to develop an algorithm for estimation of tumor dose using measured transmission dose for open radiation field.

**Materials and Methods :** Transmission dose was measured with various field size (FS), phantom thickness (Tp), and phantom chamber distance (PCD) with a acrylic phantom for 6 MV and 10 MV X-ray. Source to chamber distance (SCD) was set to 150 cm. Measurement was conducted with a 0.6 cc Farmer type ion chamber. Using measured data and regression analysis, an algorithm was developed for estimation of expected reading of transmission dose. Accuracy of the algorithm was tested with flat solid phantom with various settings.

**Results :** The algorithm consisted of quadratic function of  $\log(A/P)$  (where A/P is area-perimeter ratio) and tertiary function of PCD. The algorithm could estimate dose with very high accuracy for open square field, with errors within  $\pm 0.5\%$ . For elongated radiation field, the errors were limited to  $\pm 1.0\%$ .

**Conclusion :** The developed algorithm can accurately estimate the transmission dose in open radiation fields with various treatment settings.

**Key words :** in vivo dosimetry, algorithm, transmission dose, open radiation field

**요약** - 연구 목적 : 각종 암 환자의 방사선치료시 환자에 조사되는 방사선량을 매 치료시마다 간편하게 확인하기 위한 생체내(in vivo) 선량측정의 한 방법으로 투과선량을 이용하는 새로운 시스템에 필요한 알고리즘을 개발하고자 하였다. 이를 위하여 본 교실에서 이미 개발한 바 있는 알고리즘을 개선하고자 하였다.

연구 재료 및 방법 : 알고리즘은 투과선량의 기본 측정치를 A/P (area-perimeter ratio)의 4차 함수로 회귀한 후에 각 계수들을 PCD (phantom-chamber distance)의 3차 함수로 회귀하여 구성하였다. 또한 기본 측정조건들의 감소 가능성을 확인하기 위하여 각각의 PCD 및  $T_p$  (phantom thickness)당 조사야를 8개만 사용한 경우와 15개를 사용한 경우에서 측정치와 계산치를 비교하였다. 임의의 방사선조사조건에서의 알고리즘의 정확도를 확인하기 위하여 기본 측정조건에 포함되지 않은 장방형의 방사선조사야, 기본 측정에 포함되지 않은 임의의 팬텀 두께, 임의의 PCD 조건에서 측정을 시행하고 알고리즘을 이용한 계산치와 비교하였다.

연구 결과 : 기본 측정치와 알고리즘을 이용한 계산치 간의 오차를 분석한 결과 기존의 알고리즘에 비하여 정확도가 크게 향상되었으며 정방형 개방 조사야의 경우 오차의 범위를  $\pm 0.5\%$  이내로 제한할 수 있었다. 또한 기본 측정조건을 약 2분의 1로 감소시킬 수 있었다. 임의의 개방조사야의 방사선조사조건에서 측정을 시행하고 알고리즘을 이용한 계산치와 비교한 경우도 대부분의 경우  $\pm 1.0\%$  이하의 오차를 나타내었다.

결론 : 악성종양환자의 방사선치료시 투과선량을 이용하여 환자에 조사되는 방사선량을 실시간으로 측정하기 위한 생체내 선량측정시스템에 필요한 개선된 알고리즘은 기본 측정자료들 약 2분의 1로 축소한 경우에도 정방형 개방 조사야의 경우  $\pm 0.5\%$  이하의 오차 범위, 장방형의 개방 조사야에서는  $\pm 1.0\%$  이하의 오차 범위로 정확히 투과선량을 계산할 수 있음을 확인하였다.

중심어 : 투과선량, 알고리즘, 생체내 선량측정시스템, 개방 조사야

## 서 론

방사선 치료에 있어 방사선량의 적절한 정도 유지를 위하여는 환자에 실제로 전달된 방사선량을 매 치료 시마다 실시간으로 확인할 필요가 있다. 이를 위한 생체내 선량측정시스템에는 실제 인체 내부에 방사선량 측정 장치를 침습적으로 삽입하는 방법, 환자 신체표면 입사부위나 환자후면 출구방사선량을 측정하는 방법 등이 있으나 매일의 치료에 실제로 사용하기엔 난점이 많다.

이러한 난점들을 극복하고 생체내 선량 측정을 시행하기 위하여 서울대학교 의과대학 치료방사선과학 교실에서는 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 환자치료시마다 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 서울대학교 의과대학 치료방사선과학 교

실에서는 그 기본적인 작업으로 이미 방사선량 측정기 비교 및 특성 연구와 방사선치료기기, 측정기 및 환자의 공간적 위치 관계에 따른 영향 연구 등을 시행하였고, 개방 조사야에서 투과선량-종양선량 전환을 위한 예비적인 알고리즘을 개발한 바 있으며[1], 불균질 조직에 대한 선량 보정에 관하여도 연구한 바 있다[2]. 측정된 투과선량으로부터 종양선량을 구하는 방법으로는 우선 방사선 조사조건과 측정된 투과선량을 이용하여 선형가속기의 출력을 구하고 이로부터 다시 조사조건을 이용하여 종양선량을 구하는 두 단계의 계산법을 사용하고 있으며 본 연구에서는 첫 단계의 계산에 필요한 알고리즘을 개선하고자 한다.

본 연구의 목적은 현재까지 알고리즘 개발 연구를 위한 측정에 사용된 선형가속기와 다른 모델의 선형가속기를 사용하여 정방형 개방 조사야에서 투과선량을 측정하고 이를 이용하여 기존 알고리즘의 정확도를 판단하며 정확도를 향상시키기 위하여 알고리즘을 개선하는 것이다.

## 연구재료 및 방법

### 1. 투과선량의 기본 측정

방사선원으로는 단국대학교 의과대학 부속병원

치료방사선과에 설치되어 있는 선형가속기(미국 Varian사제, Clinac 1800 C)의 6 MV 와 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 두께의 아크릴을 사용하였으며 전위계(electrometer)로는 NE 2620 선량-선량율계(dose-doserate meter) (영국 NE technology 사제, NE 2620)를 사용하였다. 사용 전에 전위계를 30 분 이상 예열을 하였고 이온함과 전위계가 측정전의 상태로 돌아갈 수 있도록 매 측정간에는 30초 이상의 간격을 두었다. 선원-측정기 거리(source-chamber distance, SCD)는 150 cm로 하였다.

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

측정기와 팬텀, 방사선원 등의 공간적 위치관계는 Fig. 1과 같다.

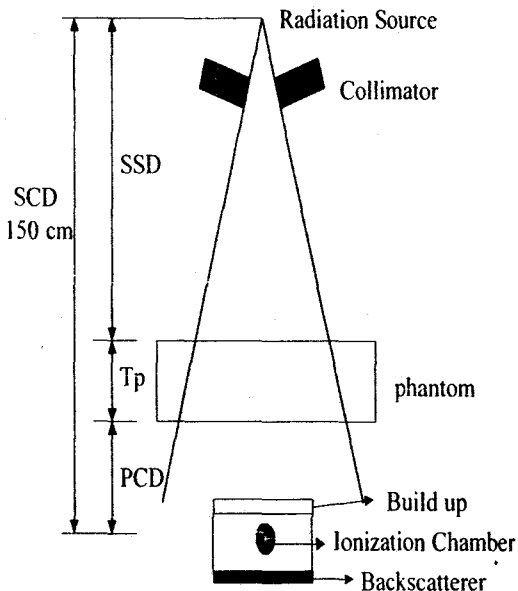


Fig. 1. Geometric relationship between radiation source, phantom, and ion chamber. (SCD : source chamber distance, SSD : source surface distance, Tp : phantom thickness, PCD : phantom chamber distance.)

에너지(6 MV, 10 MV) 별로 아크릴 팬텀의 두께(Tp) 5, 10, 20, 30, 및 40 cm 에 대하여 측정하였다. 방사선 조사야 크기(field size, FS)는 3 x 3, 4 x 4, 6 x 6, 8 x 8, 10 x 10, 12 x 12, 14 x 14, 16 x 16, 18 x 18, 20 x 20, 24 x 24, 28 x 28, 32 x 32, 36 x 36, 및 40 x 40 cm의 15 단계를 사용하였다. 팬텀-측정기 거리(phantom-chamber distance, PCD)는 10, 20, 30, 40, 및 50 cm의 5 단계를 사용하였으며 따라서 에너지별로 375 개의 측정 조건에서 측정하였다. 또한 팬텀이 없는 상태 (Tp=0)에서 15 가지 조사야에 대하여 측정하였다.

온도와 기압 및 선형가속기의 출력의 변화가 측정치에 미치는 영향을 배제하기 위하여 매 실험 때마다 기준측정조건 즉 조사야 크기 10 x 10 cm 및 팬텀이 없는 상태(즉 Tp=0)에서의 선량을 3회 이상씩 측정하여 이를 평균하여 기준측정치(D0, reference reading)로 정의하였으며, 모든 측정치를 기준측정치로 나눈 값 즉 보정 측정치(corrected reading)를 사용하여 분석을 시행하였다.

## 2. 알고리즘의 개발

투과선량을 측정하고 이로부터 환자의 종양에 조사된 방사선량을 구하는 과정은 두 단계로 구성되어 있으며 측정된 투과선량으로부터 알고리즘을 이용하여 선형가속기의 출력을 구하는 첫 단계와 방사선 조사조건을 이용하여 출력으로부터 종양선량을 구하는 두 번째 단계이다.

본 연구에서는 투과선량으로부터 선형가속기의 출력을 구하기 위한 알고리즘의 개선 및 개발을 수행하였으며 이는 지정된 375 가지의 조건 즉 5 가지의 Tp, 15 가지의 조사야 크기(FS), 5 가지의 팬텀-측정기 거리(PCD)에서의 상대측정치를 이용하여 투과선량과 Tp, FS, PCD간의 관계식을 구함으로써 이를 이용하여 임의의 조사조건에서의 투과선량 상대 측정치를 계산할 수 있도록 하였다.

### 1) 구 알고리즘의 정확도 확인

본 교실에서 이미 개발한 바 있는 구 알고리즘은 다음과 같다.

D를  $\log(A/P)$ 의 3 차식으로 다항전개,

$$D(\text{PCD}, T_p, \log(A/P)) \approx D_0 [a(\text{PCD}, T_p) \{\log(A/P)\}^3 + b(\text{PCD}, T_p) \{\log(A/P)\}^2 + c(\text{PCD}, T_p) \{\log(A/P)\} + d(\text{PCD}, T_p)] \quad (i)$$

a, b, c, d를 각각 PCD의 3 차식으로 다항전개

하면,

$$\begin{aligned}
 a(\text{PCD}, T_p) &\approx e_a(T_p)(\text{PCD})^3 + f_a(T_p)(\text{PCD})^2 + g_a(T_p)(\text{PCD}) + h_a(T_p) \\
 b(\text{PCD}, T_p) &\approx e_b(T_p)(\text{PCD})^3 + f_b(T_p)(\text{PCD})^2 + g_b(T_p)(\text{PCD}) + h_b(T_p) \\
 c(\text{PCD}, T_p) &\approx e_c(T_p)(\text{PCD})^3 + f_c(T_p)(\text{PCD})^2 + g_c(T_p)(\text{PCD}) + h_c(T_p) \\
 d(\text{PCD}, T_p) &\approx e_d(T_p)(\text{PCD})^3 + f_d(T_p)(\text{PCD})^2 + g_d(T_p)(\text{PCD}) + h_d(T_p)
 \end{aligned}
 \tag{ii}$$

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

단, D : 측정된 투과선량,

D<sub>0</sub> : 기준측정치, 즉 FS=10x10 cm, T<sub>p</sub>=0 에서의 측정치,

PCD : phantom chamber distance (cm),

FS : field size, 단위는 A/P (area-perimeter ratio).

식 (i)과 (ii)를 이용하여 주어진 T<sub>p</sub>에서 임의의 FS 및 PCD 에서의 D값을 계산할 수 있다.

T<sub>p</sub>와 D는 거의 지수적 관계를 가지므로 exponential interpolation을 통하여 임의의 T<sub>p</sub>에서의 D값을 계산할 수 있다(Fig 2).

위와 같이 구한 계산치를 에너지 별 375 개의 측정조건에서의 측정치와 비교하였다.

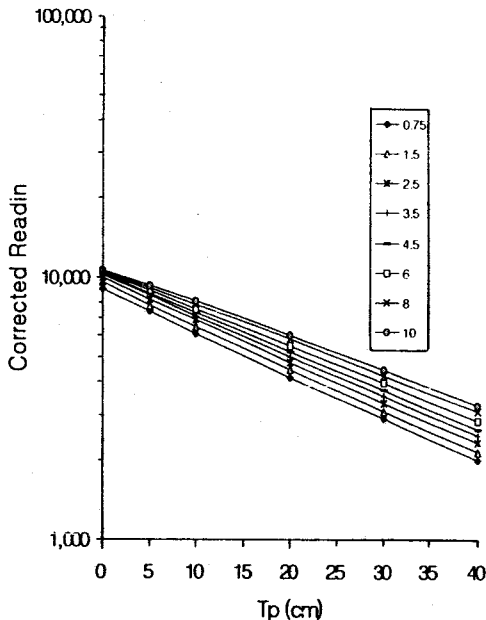


Fig. 2. Relationship between T<sub>p</sub> and transmission dose (PCD=40 cm in 6 MV X-ray). Transmission dose decreases exponentially with T<sub>p</sub> increment in each field size (shown as A/P in legend) (corrected reading = reading / reference reading × 10,000)

### 2) 구 알고리즘의 개선을 통한 신 알고리즘의 개발

본 연구에서는 구 알고리즘의 정확도를 높이기 위하여 식 (i)을 변형하여 4차 함수의 수식을 사용하였고 동일한 방법으로 정확도를 분석하였다.

$$\begin{aligned}
 \text{즉, } D(\text{PCD}, T_p, \log(A/P)) &\approx D_0 [a(\text{PCD}, T_p) \\
 &\{\log(A/P)\}^4 + b(\text{PCD}, T_p)\{\log(A/P)\}^3 + c(\text{PCD}, T_p) \\
 &\{\log(A/P)\}^2 + d(\text{PCD}, T_p)\{\log(A/P)\} + e(\text{PCD}, T_p)]
 \end{aligned}
 \tag{iii}$$

a, b, c, d, e를 각각 PCD의 3 차식으로 다항전개하면,

$$\begin{aligned}
 a(\text{PCD}, T_p) &\approx f_a(T_p)(\text{PCD})^3 + g_a(T_p)(\text{PCD})^2 + h_a(T_p)(\text{PCD}) + i_a(T_p) \\
 b(\text{PCD}, T_p) &\approx f_b(T_p)(\text{PCD})^3 + g_b(T_p)(\text{PCD})^2 + h_b(T_p)(\text{PCD}) + i_b(T_p) \\
 c(\text{PCD}, T_p) &\approx f_c(T_p)(\text{PCD})^3 + g_c(T_p)(\text{PCD})^2 + h_c(T_p)(\text{PCD}) + i_c(T_p) \\
 d(\text{PCD}, T_p) &\approx f_d(T_p)(\text{PCD})^3 + g_d(T_p)(\text{PCD})^2 + h_d(T_p)(\text{PCD}) + i_d(T_p) \\
 e(\text{PCD}, T_p) &\approx f_e(T_p)(\text{PCD})^3 + g_e(T_p)(\text{PCD})^2 + h_e(T_p)(\text{PCD}) + i_e(T_p)
 \end{aligned}
 \tag{iv}$$

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

T<sub>p</sub>와 D는 거의 지수적 관계를 가지므로 지수적 내삽(exponential interpolation)을 통하여 임의의 T<sub>p</sub>에서의 D값을 계산할 수 있다.

신 알고리즘을 이용하여 구한 계산치 들과 실제의 기본 측정치들을 비교하였다.

### 3) 알고리즘간의 정확도 비교 및 기본 측정조건 축소 가능성 분석

기본 측정치와 구 알고리즘 및 신 알고리즘을 이용하여 구한 계산치 사이의 오차 분포 및 범위를 비교하였으며 ±0.5% 및 ±1% 이상의 오차가 발생하는 빈도 및 절대오차의 평균치를 비교하였다. 또한 알고리즘에 사용되는 매개변수(parameter)들을 구하기 위하여 기기별, 에너지별로 기본 측정을 시행하여야 하므로 측정조건 종류가 적을수록 간편히 사용할 수 있다. 측정된 15 개의 조사야 중 3x3, 6x6, 10x10, 14x14, 18x18, 24x24, 32x32 및 40x40 cm의 8 개의 조사야만을 선택하여 동일한 방법으로 알고리즘의 매개변수(parameter)들을 구하고 이를 알고리즘에 적용하여 계산치를 구하고 이를 375 개의 측정치와 비교하여 알고리즘 별로 오차의 분포와 범위를 비교하였다.

### 2. 기본 측정 조건과 상이한 임의의 조건에서의 알고리즘 정확도 확인

임의의 조건 즉 알고리즘 개발의 기본자료로 측정된 조건과 상이한 조건에서 측정된 투과선량

과 계산치의 차이를 분석하여 오차의 범위를 확인하였다. 체계적인 분석을 위하여 여러 가지 상이한 조건들이 포함된 시험 프로토콜(protocol)을 사용하였으며 시험 프로토콜에 사용된 각 측정조건들은 다양한 조사야 크기(4x4, 10x10, 17x17, 20x20, 23x23, 30x30, 38x38, 10x25 및 35x10 cm), 다양한 Tp (5, 10, 15, 25 및 34 cm), 다양한 PCD (10, 12, 20, 30, 40, 48, 50 및 60 cm)들의 조합으로 구성된 65 가지의 측정조건으로 하였다.

### 연구 결과

#### 1. 개방 조사야에서 투과선량 계산 알고리즘의 정확도

##### 1) 투과선량의 기본 측정치와 이를 이용한 알고리즘의 정확도 확인

본 실험에서 6 MV X선을 사용하여 구한 보정 측정치와 신 알고리즘에서 8 개의 조사야를 이용한 경우의 계산치를 Tp=20 cm인 경우에 대해 예시하면 Fig. 3과 같았다. 보정 측정치들이 A/P 즉 조사야 크기의 증가에 따라 증가하였으며, PCD가 작을수록 측정치가 큰 경향을 보였으며 이러한

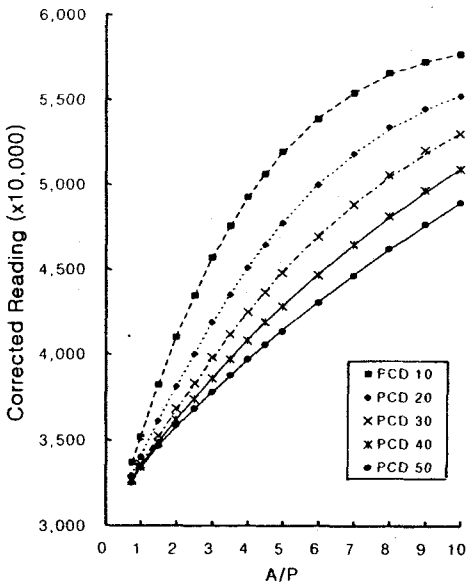


Fig. 3. Comparison between measured and estimated transmission dose using new algorithm for each PCD (Tp=20 cm in 6 MV X-ray). The marks indicate measured data and the lines indicate estimated dose.

경향은 조사야의 크기가 클수록 뚜렷하였다. 또한 점으로 나타난 보정 측정치와 선으로 나타난 계산치는 잘 일치하고 있다.

##### 2) 신, 구 알고리즘의 정확도 비교와 조사조건의 축소가능성 분석

구 알고리즘을 이용하여 구한 계산치들과 실제 측정치들을 비교해 보면 측정치와 계산치 간의 차이 즉 오차의 분포는 6 MV X선의 경우  $\pm 1.0\%$ 이내인 경우가 98.4%,  $0.5\%$ 이내인 경우가 86.4%이었고 오차의 절대치의 평균은 0.23%, 표준편차는 0.24%이었으며(Table 1), 10 MV X선의 경우  $\pm 1.0\%$ 이내인 경우가 100.0%,  $\pm 0.5\%$ 이내인 경우가 96.3%이었고 오차의 절대치의 평균은 0.17%, 표준편차는 0.15%이었다(Table 2).

Table 1. Distribution of error according to each algorithm for ransmission dose estimation in square open radiation field (6 MV X-ray)

Error range (%)	Old algorithm		New algorithm	
	15*	8*	15*	8*
$\leq -2.0$	-	-	-	-
-2.0 ~ -1.5	-	-	-	-
-1.5 ~ -1.0	0.5	1.6	-	-
-1.0 ~ -0.5	5.9	7.5	-	-
-0.5 ~ +0.5	86.4	84.0	100.0	100.0
+0.5 ~ +1.0	6.1	6.9	-	-
+1.0 ~ +1.5	1.1	-	-	-
+1.5 ~ +2.0	-	-	-	-
$\geq +2.0$	-	-	-	-
mean of absolute error	0.23 $\pm 0.24$	0.26 $\pm 0.24$	0.11 $\pm 0.09$	0.12 $\pm 0.10$

\* numbers indicate number of field size used for regression.

이에 비해 신 알고리즘을 이용한 경우는 6 MV X선의 경우 모든 측정조건에서 오차가  $\pm 0.5\%$ 이 하였고 오차의 절대치의 평균은 0.11%, 표준편차는 0.087% 이었으며(Table 1), 10 MV X선의 경우 역시 모든 측정조건에서 오차가  $\pm 0.5\%$ 이 하였고 오차의 절대치의 평균은 0.10%, 표준편차는 0.081%이었다(Table 2).

신 알고리즘으로 8 개의 조사야만을 이용하

Table 2. Distribution of error according to each algorithm for transmission dose estimation in square open radiation field (10 MV X-ray)

Error range (%)	Old algorithm		New algorithm	
	15*	8*	15*	8*
≤ -2.0	-	-	-	-
-2.0 ~ -1.5	-	-	-	-
-1.5 ~ -1.0	-	-	-	-
-1.0 ~ -0.5	1.3	2.7	-	0.3
-0.5 ~ +0.5	96.3	95.7	100.0	99.7
+0.5 ~ +1.0	2.4	1.6	-	-
+1.0 ~ +1.5	-	-	-	-
+1.5 ~ +2.0	-	-	-	-
≥ +2.0	-	-	-	-
mean of absolute error	0.17 ±0.15	0.19 ±0.15	0.10 ±0.08	0.1 ±0.09

\* numbers indicate number of field size used for regression.

여 계산치를 구한 결과는 6 MV X선의 경우 100% 모두에서 오차가 ±0.5%이내이었으며, 오차 절대치의 평균값이 0.12%, 표준편차가 0.099%이었고 10 MV X선의 경우는 99.7%에서 오차가 ±0.5%이내이었고 단 한가지의 측정조건(0.3%)에서만 오차가 0.51%이었으며(Table 1, 2) 오차 절대치의 평균값이 0.11%, 표준편차가 0.087%이었다. 이런 결과로부터 6 MV, 10 MV 모두에서 8 개의 조사야만으로 계산치를 구하여도 충분한 정확도를 보였다.

이상의 결과를 종합해 보면 두 가지 알고리즘 중에서 신 알고리즘이 보다 정확하였으며, 특히 신 알고리즘의 경우에는 조사야 크기를 8 가지만 사용하여도 15 개의 조사야 크기를 사용한 경우와 동일하게 충분한 정확도를 유지할 수 있었다.

## 2. 임의의 조건에서의 알고리즘 정확도

6 MV X선, 10 MV X선 에 대해서 각각 시험 프로토콜에서 임의로 선정한 65 개의 측정조건들에 대하여 측정을 하되 8 개의 조사야를 이용한 신 알고리즘을 기준으로 하여 위의 방법대로 계산치를 구하여 측정치와의 오차를 구하였다.

6 MV X선에서의 알고리즘의 시험 결과, 65 개의 측정조건 중 4 개의 측정조건을 제외한 61 개의 측정조건(전체의 93.8%) 에서는 ±1%이하의 오차를 나타내었으며 특히 47 개의 측정조건(전체의 77.0%)에서는 ±0.5%이하의 오차를 나타내었다. ±1%보다 큰 오차를 나타낸 4 개의 측정조건에서의 오차는 FS 35x10 cm, PCD=20 cm, Tp=5 cm인 경우 1.26%, FS 35x10 cm, PCD=10 cm, Tp=5 cm인 경우 1.58%, FS 4x4 cm, PCD=60 cm, Tp=5 cm에서 1.79%, FS 38x38 cm, PCD=60 cm, Tp=5 cm인 경우 1.25%의 오차를 각각 나타내었다.

10 MV X선에서의 알고리즘의 시험 결과, 65 개의 측정조건 중 5 개의 측정조건(전체의 7.7%)을 제외하고 나머지 60 개의 측정조건(전체의 92.3%)에서 1%이하의 오차를 나타내었으며 특히 53 개의 측정조건(전체의 88.3%)에서는 0.5%이하의 오차를 나타내었다. 이 경우에도 1%보다 큰 오차를 나타낸 5 개의 측정조건들은 FS 35x10 cm, PCD=40 cm, Tp=5 cm인 경우 1.03%, FS 35x10 cm, PCD=20 cm, Tp=5 cm인 경우 1.33%, FS 35x10 cm, PCD=10 cm, Tp=5 cm인 경우 1.23%, FS 4x4 cm, PCD=60 cm, Tp=5 cm인 경우 2.49%, FS 38x38 cm, PCD=60 cm, Tp=5 cm인 경우 1.20%의 오차를 각각 나타낸 경우들이었다.

종합해 보면, 6 MV X선, 10 MV X선 모두에서 알고리즘은, 외삽(extrapolation)을 해서 계산해야 하는 경우 (PCD=60 cm)와 조사야가 아주 긴 모양을 가진 경우 (FS 35x10 cm)중에서 ±1%를 약간 넘는 오차가 일부 생기는 것을 제외하고는, 대부분의 임의의 측정조건에서는 ±1% 이하의 오차를 나타내어서 매우 정확하게 성립하였다.

## 고안 및 결론

방사선 치료시에 방사선이 종양부위에 정확히 조사되어야함은 물론 종양에 전달하는 방사선량이 정확하여야 한다. 그러나 실제에 있어서는 상당한 오차가 발생하는 것으로 밝혀지고 있는 바, 실제 환자에 조사된 방사선량이 약 15%까지 오차를 나타내는 경우도 있는 것으로 보고되고 있다[3,4,5]. 이러한 오차 중 치료기기의 오차나 인체내 방사선을 계산하는 장치인 치료계획용 컴퓨터를 이용하는 경우의 입력된 데이터 혹은 프로그램의 오류에 의한 오차 등을 계통적 오차라고

한다. 정도확인 (quality assurance, QA) 연구들에서는 현대적인 장비와 확인체계를 가진 병원에서도 치료환자의 0.5-1%에서 5%를 넘는 계통적 오차가 발생하는 것으로 나타났다[6,7]. 계통적 오차 외에 수시로 기계의 오작동이 발생할 소지가 있고 각종 인적오류가 발생할 수 있다. Noel 등은 7519명의 환자에서 생체내 선량측정(in vivo dosimetry)을 시행한 결과 79회의 오차가 발견되었고 그 중 78회가 인적 오류에 의한 오차였으며 반 이상의 경우에서 10%이상의 오차를 나타낸 것으로 보고하였다[8]. 또한 분할 조사시에 방사선이 조사되는 부위의 조직 두께가 달라짐에 따라 표적 선량이 달라질 수가 있다. Miszczyk 등의 연구에 따르면 두경부암 환자에서 20회 치료 후에는 조사부위의 평균이 작아져서 유의한 과선량 조사를 유발하는 것으로 나타났다[9]. 따라서 이러한 여러 갈래의 오차들을 줄이고 적절한 정도 유지를 위해서는 방사선치료시 환자에 실제로 전달되는 선량을 매 치료시마다 확인할 필요가 있다.

방사선량 확인의 방법 중 실제 인체 내부에 방사선량 측정 장치를 침습적으로 삽입하는 방법이 있으나 이는 사용 부위가 극히 제한되고 30 내지 40 회에 걸쳐 반복적으로 매일 시행하는 방사선 치료에 적용하는 것이 거의 불가능하다[10,11]. 신체표면 입사부위의 방사선량을 측정하는 방법은 방사선 측정기의 크기가 클수록 민감도(sensitivity)가 높고 정확도가 향상되나 측정기의 인체내 방사선량 및 분포에 대한 영향을 최소화하기 위하여 측정기의 크기를 소형으로 하고 있는데 그 결과 민감도와 정확도가 낮아지게 되는 문제점을 가지고 있으며 매 조사야마다 측정기를 다시 부착해야 하는 불편함도 있다. 또한 출구방사선량을 측정하는 방법의 경우는 환자 후면의 피부에 방사선 측정기를 부착하여 투과 방사선량을 측정하는 것으로 누운 상태에서 치료하는 경우 측정기를 환자 후면에 부착하는데 어려움이 있고 매 조사야마다 측정기를 다시 부착하여야 하는 불편이 있다.

이러한 난점과 제한점들을 극복하고 생체내 선량 측정을 시행하기 위하여 본 교실에서는 환자를 투과한 방사선량을 환자의 신체 이면에서 측정하고 이로부터 종양에 조사된 방사선량을 구하는 시스템을 개발하고 있는데 본 연구에서 필요한 알고리즘은 정확성이 보장되면서도 최소한의 측정횟수만으로 이루어지는 것이 이상적이다. 연구 결과 신 알고리즘이 구 알고리즘에 비하여 정

확하였으며 신 알고리즘에서 조사야를 8개만 사용한 경우와 15개를 사용한 경우는 차이가 거의 없었다. 따라서 조사야를 8개만 사용하되 신 알고리즘을 이용하는 것이 가장 이상적이었다.

종합해보면, 본 연구에서는 각종 암 환자의 방사선치료시 종양 방사선량의 실시간 확인을 위한 투과선량을 이용한 생체내 선량측정 시스템에 필요한 알고리즘을 개선하기 위한 연구를 시행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 개방 조사야의 경우 개선된 신 알고리즘은  $\pm 0.5\%$  이내의 오차를 나타내어 정확도가 매우 높았으며 기본 측정조건을 약 2분의 1로 감소시킬 수 있었다.

2. 실제 환자 치료에 흔히 사용되는 조건에서의 시험 결과 개방조사야의 경우  $\pm 1.0\%$  이내의 오차를 나타내었다.

이상의 결과 본 연구에서 개선한 알고리즘의 정확도는 개방조사야에서 만족할 만한 수준임을 알 수 있었다.

## 감사의 글

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

## 참고문헌

1. 우홍균, 하성환, "고에너지 방사선치료용 on-line 선량측정시스템을 위한 알고리즘의 개발", 대한방사선방어학회지, 22(3):207-218 (1997).
2. 우홍균, 허순녕, 이형구, 하성환, "투과선량을 이용한 on-line 선량측정에서 불균질 조직에 대한 선량 보정", 대한방사선방어학회지, 23: 139-147(1998).
3. Urie MM, Goiten M, Loppke K, "The role of uncertainty analysis in treatment planning", Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 21:91-107 (1991).
4. Millwater CJ, MacLeod AS, Thwaites DI, "In vivo semiconductor dosimetry as part of routine quality assurance", Br. J. Radiol., 71:661-668(1998).

5. Adeyemi A, Lord J, "An audit of radiotherapy patient doses measured with in vivo semiconductor detectors", *Br. J. Radiol.*, 70:399-408(1997).
6. Calandrino R, Cattaneo GM, Fiorino C, "Detection of systematic errors in external radiotherapy before treatment delivery", *Radiother. Oncol.*, 45:271-274(1997).
7. Essers M, Mijnheer BJ, "In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 43(2): 245-259(1999).
8. Noel A, Aletti P, Bey P, "Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry", *Radiother. Oncol.*, 34:144-151(1995).
9. Miszczyk L, Wydmanski J, "Evaluation of delivered dose changes during radiation therapy", *Acta. Oncol.*, 38(2): 197-201(1999).
10. Essers M, Lanson JH, Mijjinheer BJ, "In vivo dosimetry during conformal therapy of prostate cancer", *Radiother. Oncol.*, 29:271-279 (1993).
11. Heukelom S, Lanson JH, Mijjinheer BJ, "In vivo dosimetry during pelvic treatment", *Radiother. Oncol.*, 25:111-120(1992).