

## Development of the Algorithm for On-line Dosimetry System for High Energy Radiation Treatment

Hong Gyun Wu and Sung Whan Ha

Department of Therapeutic Radiology, Seoul National University College of Medicine

### 고에너지 방사선치료용 on-line 선량측정시스템을 위한 알고리즘의 개발

우흥균 · 하성환

서울대학교 의과대학 치료방사선과학 교실

**Abstract**—Purpose : The objective of this study is to develop an algorithm for estimation of tumor dose using measured transmission dose as a part of the development of on-line dosimetry system.

Materials and Methods : Data of transmission dose were measured under various FS, Tp and PCD with a special water phantom for 6 MV and 10 MV X-ray. SCD (source-chamber distance) was set to 150 cm. Measurements were conducted with a 0.125 cc ion chamber.

Results : Using measured data and regression analysis, two algorithms were developed for estimation of expected reading for measured data. Algorithm 1 consisted of the quadratic function of PCD and the tertiary function of A/P (area-perimeter ratio). Algorithm 2 consisted of the tertiary function of  $\log(A/P)$  and the tertiary function of PCD. Algorithm 2 required less data set and was more accurate in comparing expected and observed dose.

Conclusion : Using the algorithm developed, transmission dose can be estimated for any exposure condition, i.e. any given Tp, PCD and FS with high accuracy. To complete this algorithm, further developments are needed regarding the beam modifying device, the tissue inhomogeneity and the irregular body surface.

**Key words** : on-line dosimetry, algorithm, PCD, FS, Tp

**요약**—목적 : 고에너지 방사선치료용 on-line 선량측정시스템의 개발의 일부로서, 측정된 투과선량을 이용하여 종양선량을 계산하는데 필요한 알고리즘의 개발이 목적이다.

방법 : 첫번째로 다양한 크기의 조사야 (FS), 다양한 두께의 phantom (Tp), 다양한 거리의 phantom to chamber distance (PCD)에서 6 MV 및 10 MV X-선에 대하여 특수 제작한 water phantom을 대상으로 phantom의 후방에서 투과선량을 측정하여 기본적인 beam data를 얻었다. 선원-측정기간 거리는 150cm으로 고정시켰다. 측정은 0.125cc ion chamber를 이용하였다. 두번째로 노출환경 (조사야의 크기, phantom의 두께, PCD)과 측정치와의 상관관계에 대한 알고리즘을 개발하고, 마지막으로 측정치와 알고리즘에 의한

예상치를 비교하여 알고리즘의 정확성을 평가하였다.

결과 : 측정데이터를 이용하여 회귀분석을 시행해서 두가지 알고리즘을 개발하였다. 알고리즘 1은 PCD에 대한 2차 함수와 A/P (area-perimeter ratio)에 대한 3차 함수로 이루어져 있으며, 알고리즘 2는  $\log(A/P)$ 에 대한 3차 함수와 PCD에 대한 3차 함수로 이루어져 있다. 알고리즘 1에서는 측정치와 예상치의 오차가 1.0% 미만이었으며, 알고리즘 2에서는 측정치와 예상치의 오차가 거의 0.5% 미만이었다. 또한 알고리즘 2는 알고리즘 1을 사용할 때보다 적은 data를 가지고서도 더욱 정확하게 fitting 할 수 있었다. 따라서 fitting 상수들을 구하는데 필요한 측정시간을 알고리즘 1을 사용할 때보다 반으로 줄일 수 있었다.

결론 : phantom의 후방에서 측정된 투과선량을 이용하여, 임의의 Tp, PCD, FS에서 투과선량을 정확하게 예측할 수 있는 두가지의 알고리즘을 개발하였다. 향후 보조 장치에 의한 영향, 조사야 차폐의 영향, 신체조직의 조직특성 (불균일도, inhomogeneity), 신체 형태의 굴곡에 대한 연구를 완성하면 매치로시마다 종양에 흡수된 방사선량을 확인할 수 있는 on-line dosimetry가 가능할 것이다.

중심어 : on-line dosimetry, 알고리즘, PCD, FS, Tp

## 서 론

각종 암환자의 방사선치료시에는 인체내의 종양부위에 정확한 양의 방사선이 조사되도록 하는 것이 필수적이다. 그러나 여러 가지 원인으로 인하여 종양에 조사되는 방사선량에 오차가 발생할 수 있으며 따라서 이를 최소화하기 위한 정도관리 프로그램이 필요하다. 3 내지 8 주간에 걸쳐 매일 시행되는 방사선치료시 종양에 도달하는 방사선량을 실제 측정을 통하여 확인하기 위해서는 측정기를 체내에 삽입하고 치료시마다 선량을 측정하여야하나 (in vivo dosimetry) 이는 실제로는 거의 불가능하다[1, 2].

서울대학교 의과대학 치료방사선학교실에서는 1995년 12월부터 연구를 시작하여 환자를 투과한 방사선량을 환자의 후방에서 측정하여 이로부터 종양에 조사된 방사선량을 계산하는 알고리즘을 개발함으로써 매치로시마다 종양에 흡수된 방사선량을 확인할 수 있는 on-line dosimetry system을 개발하고 있다. 방사선이 발생장치로부터 조사되어 환자의 신체를 완전히 통과한 후 방사선측정기에 도달하는 방사선량은 조사야의 크기 및 형태, 보조기구, 환자의 두께, 통과조직의 특성, 공간적 위치관계 등의 영향을 받는다[3]. 따라서 이러한 인자들을 고려한 알고리즘이 필요하며 이 개발에는 특수 phantom의 제작, 특수 전리함의 제작, 알고리즘의 개발, 불균질물질에 대한 보정, 불규칙표면에 대한 보정 등이 포함되어 있다. 본 논문에서는 이 중에서 알고리즘의 개발에 대하여 기술하

고자 한다. 이 연구의 목적은 첫번째는 다양한 크기의 조사야 (FS), 다양한 두께의 phantom (Tp), 다양한 거리의 phantom to chamber distance (PCD)에서 측정을 통하여 기본적인 beam data를 구하고, 두번째로 방사선조사조건 (조사야의 크기, phantom의 두께, PCD)과 측정치와의 상관관계에 대한 알고리즘을 개발하고, 마지막으로 측정치와 알고리즘에 의한 예상치를 비교하여 알고리즘의 정확성을 평가하는 것이다.

## 재료 및 방법

On-line dosimetry system의 알고리즘을 개발하기 위하여 인체조직 두께에 따른 감쇄율을 측정하였다. Phantom은 인체조직에 대응하는 가장 적합한 phantom 재료인 물을 사용하는 water phantom을 제작하여 사용하였다. Phantom을 환자 치료용 couch 위에 위치하고 물 phantom의 두께를 임의로 조절할 수 있도록 하였으며  $60 \times 60 \text{ cm}^2$ 의 크기로 하여 최대 방사선조사야인  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 의 경우도 충분히 포함되도록 하였다. Varian사의 2100C 선형가속기의 6 MV와 10 MV X-선에 대하여 측정하였으며 선량률은 240 MU/min이었다. Ion chamber는 0.125 cc Farmer type (Multidata사, SN 233643-267)을 이용하였으며 central axis상에 위치시켰으며, electrometer (Keithley사, 35616)에 연결하여 판독하였다. Electrometer의 setting은 bias는 positive, range는  $10^{-8} \text{ C}$ , speed는 fast로

하였다. Electrometer는 측정에 앞서 30분 이상 warming up 시키도록 하였다. Source to chamber distance (SCD)는 150cm으로 고정시켰고, ion chamber의 build-up은 2.61 cm acryl을 사용하였다. 후방산란에 의한 영향을 동일하게 하기 위하여 0.5cm의 납과 0.2 cm의 duralumin으로 제작한 30×30cm 크기의 back-scatterer를 사용하였다 (그림 1).

방사선 조사야의 크기는 3×3cm에서 40×40cm의 범위에서 15 단계로 나누었고, PCD를 10, 20, 30, 40 및 50cm으로 변화시켜 측정하였다. phantom의 두께는 5, 10, 20 및 30cm에 대하여 측정하였다.

자료의 분석은 Microsoft사의 Excel 97 software를 사용하여 회귀분석을 시행하였다.

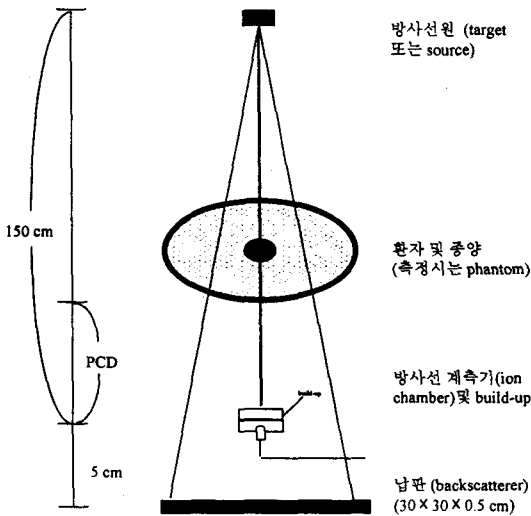


Fig. 1. 방사선원, 환자, 측정기, backscatter 의 위치 관계. 측정기의 위치는 선원으로부터 150cm으로 결정하였으며 측정시 2.5cm 전후의 build-up 및 ion chamber 후측에 크기 30×30 cm, 두께 5mm의 납판을 사용하였다.

### 결 과

온도와 기압 및 선형가속기의 출력의 변화가 측정치에 미치는 영향을 배제하기 위하여 매 실험 때마다 조사야 10×10cm에서 phantom이 없을 때 투과선량을 측정하였고, 모든 측정치를 조사야 10×10cm에서

phantom이 없을 때의 측정치로 나눈 값 (normalized reading)으로 분석을 시행하였다. 투과선량에 영향을 미치는 인자인 phantom의 두께, PCD, 조사야의 크기를 변수로 하여 회귀분석을 시행하여 두가지 알고리즘을 개발하였다.

#### (1) 알고리즘 1

① 여러 PCD, FS, Tp에서 측정을 하여 각 조건에서의 측정치 D를 얻었다.

② 측정치로부터 회귀분석을 하여 주어진 Tp에서 FS별로 PCD의 2차함수로 나타내었다.

$$D(Tp,FS) = a(PCD)^2 + b(PCD) + c \dots (i)$$

위 식에서 주어진 Tp에서 FS별로 상수 a, b, c를 구하였다.

③ 다음에 각 상수 a, b, c를 FS (A/P)의 3차함수로 나타내었다.

$$a, b, c = d(A/P)^3 + e(A/P)^2 + f(A/P) + g \dots (ii)$$

(단, A/P : area-perimeter ratio)(i)에서 구한 a, b, c를 이용하여 상수 d, e, f, g를 구하였다.

④ 식 (i)과 (ii)의 함수를 이용하여 주어진 Tp에 대한 D값을 계산할 수 있었다.

⑤ Tp와 D는 지수적 관계를 가지므로 exponential interpolation을 통하여 임의의 Tp에서의 D값을 계산할 수 있었다.

#### (2) 알고리즘 2

① 여러 PCD, FS, Tp에서 측정을 하여 각 조건에서의 측정치 D를 얻었다.

② 주어진 측정치로 회귀분석을 시행하여 주어진 Tp에서 PCD 별로 FS의 3차함수로 나타내었다.

$$D(Tp,PCD) = a[\log(A/P)]^3 + b[\log(A/P)]^2 + c[\log(A/P)] + d \dots (iii)$$

(단, A/P : area-perimeter ratio)

위 식에서 주어진 Tp에서 PCD별로 상수 a, b, c, d를 구하였다.

③ 다음에 각 상수 a, b, c, d를 PCD의 3차함수로 회귀분석을 시행하였다.

$$a, b, c, d = e(PCD)^3 + f(PCD)^2 + g(PCD) + h \dots (iv)$$

(iii)에서 구한 a, b, c, d를 이용하여 상수 e, f, g, h를 구하였다.

④ 알고리즘 1과 마찬가지로 식 (iii)과 (iv)의 함수를 이용하여 임의의  $T_p$ , FS, PCD에서의 D를 계산할 수 있었다.

(3) 알고리즘 1을 사용한 결과

6 MV X-선,  $T_p=20\text{cm}$ 의 경우, FS (A/P)와 normalized reading의 관계는 그림 2에 나타내었다.

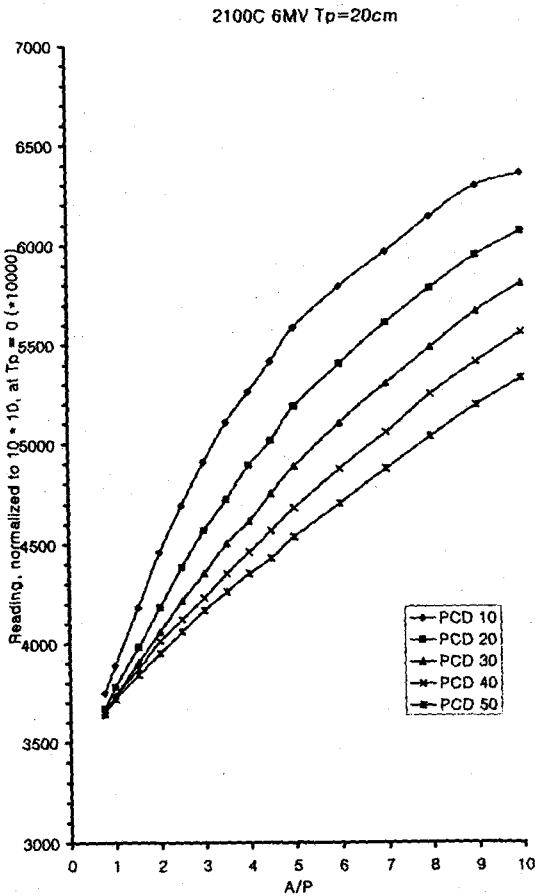


Fig. 2. 6 MV X-선,  $T_p=20\text{cm}$ 에서 PCD, FS에 따른 측정치의 plotting.

6 MV X-선,  $T_p=20\text{cm}$ 의 경우를 예로 들면 FS (A/P)별로 측정치와 PCD와의 관계를 2차식으로 fitting 하여 FS별로 fitting 수식 및 상수 a, b, c를 구하는 과정은 그림 3과 같다. 다음으로 그림 3에서 FS별로

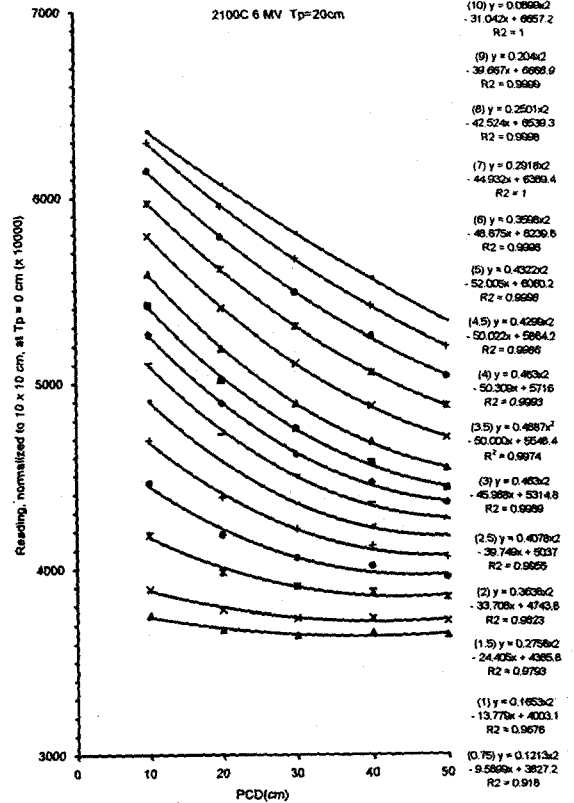


Fig. 3. 6 MV X-선,  $T_p=20\text{cm}$ 에 대한 측정치와 PCD와의 관계. PCD에 대한 이차 함수로 fitting 하였음. Field size는 area/perimeter 비율로 괄호안에 표시하였음.

구한 상수 a, b, c의 값을 이용하여 각각을 FS (A/P)에 대한 함수관계로 나타내기 위하여 3차식을 이용한 curve fitting은 그림 4a, 4b, 4c와 같다. 6 MV X-선,  $T_p=20\text{cm}$ 의 경우, 수식화에 필요한 각 상수들의 값들은 표 1과 같다. 위의 상수들과 식 (i), (ii)를 이용하여 계산된 선량 (예상치)과 측정치를 PCD별로 A/P에 대한 함수로서 그림 5에 나타내었다.

Table 1. 알고리즘 1에서 6 MV X-선,  $T_p=20\text{cm}$ 인 경우의 a, b, c 함수의 상수

	d	e	f	g
a	0.0027556	-0.0587793	0.3355088	-0.1088264
b	0.1933809	-4.5515098	30.6407536	-11.5385420
c	3.5801124	-98.8636052	986.7467937	3128.8624162

$a, b, c = d(A/P)^3 + e(A/P)^2 + f(A/P) + g$

A/P : area/perimeter

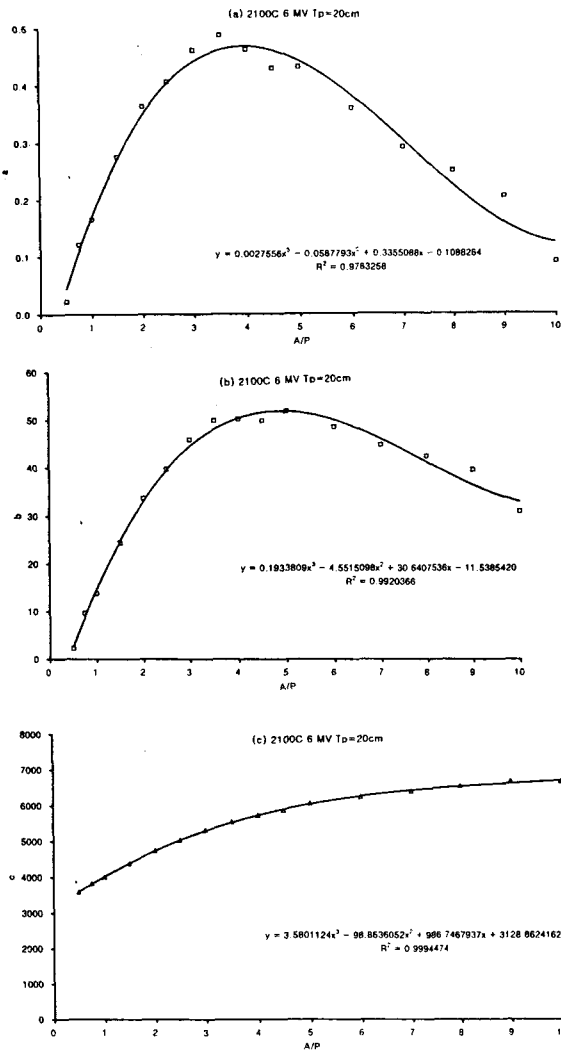


Fig. 4. 6 MV X-선,  $T_p=20\text{cm}$ 에서의 A/P와 a, b, c와의 관계. a, b, c를 각각 식(ii)를 이용하여 A/P 에 대한 3차식으로 fitting 하였다.  
 a. 상수 a; b. 상수 b; c. 상수 c

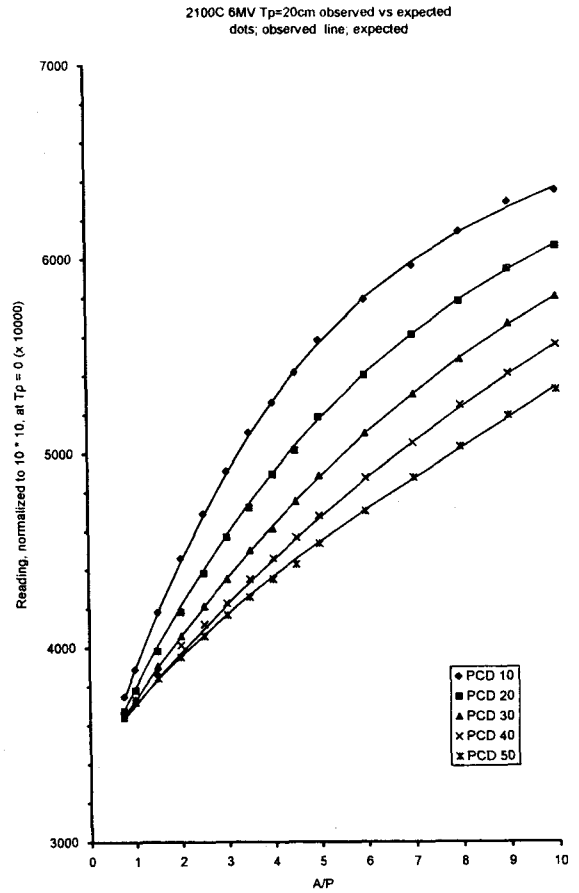


Fig. 5. 6 MV X-선,  $T_p=20\text{cm}$ 에서의 측정치와 계산치의 비교. Mark : 측정치; 곡선: 계산치.

식 (i), (ii)를 이용하여 계산했을 때, 측정치와 계산치의 백분율오차를 6 MV X-선에 대하여  $T_p$  별로 (5, 10, 20, 30 cm) 그림 6a-d에 나타내었다. 마찬가지로 10 MV X-선에 대한 백분율오차를 그림 7a-d에 나타내었다. 그림 6a-d, 7a-d에서 나타나듯이 측정치와 계산치의 백분율오차가 거의 모두 1.0% 미만인 것을 알 수 있었다.

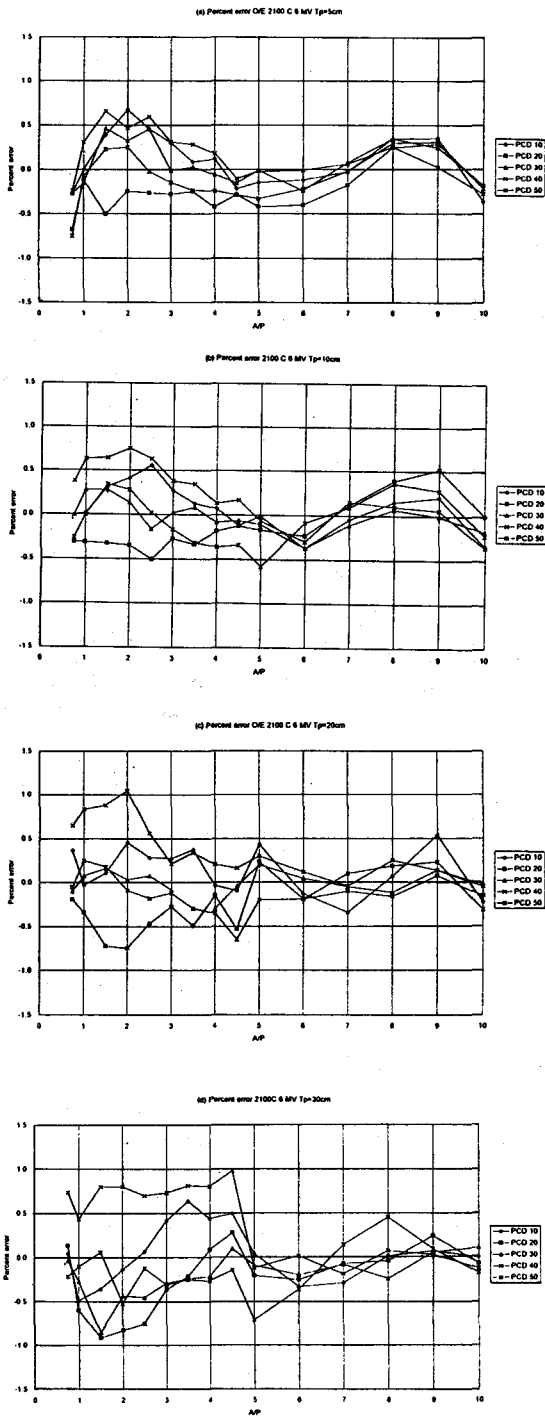


Fig. 6. 식 (i)과 (ii)를 이용하여 계산했을 때, 측정치와 계산치의 백분율오차. 6 MV X-선. a.  $T_p=5\text{cm}$ ; b.  $T_p=10\text{cm}$ ; c.  $T_p=20\text{cm}$ ; d.  $T_p=30\text{cm}$

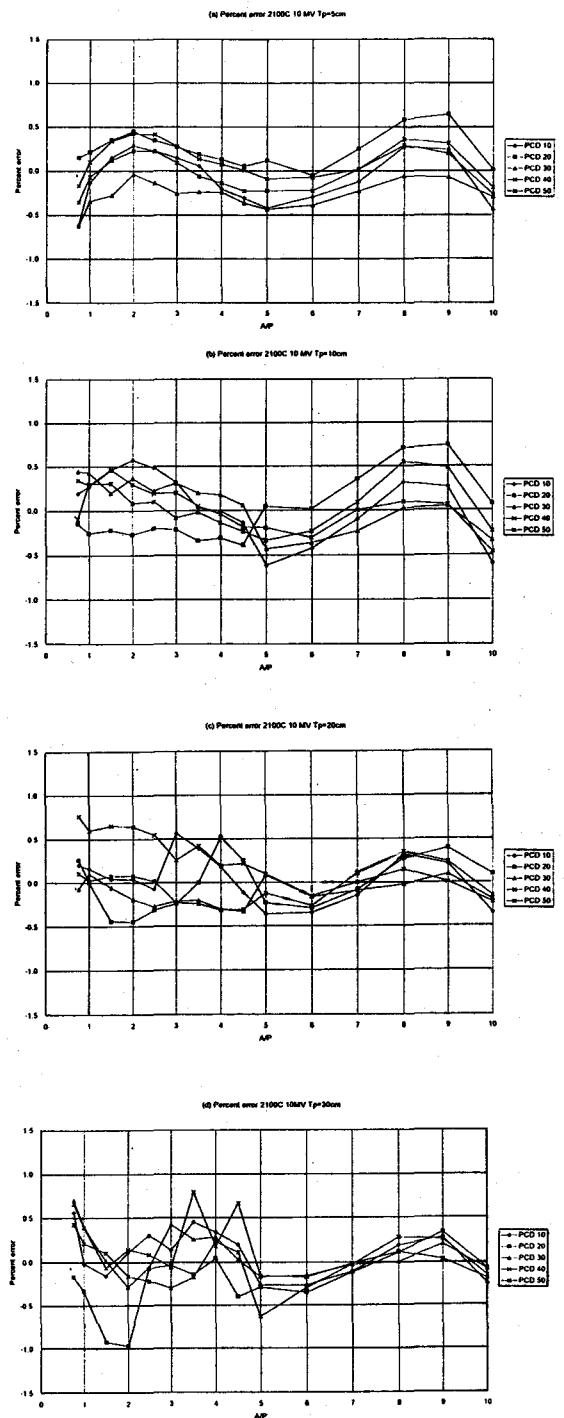


Fig. 7. 식 (i)과 (ii)를 이용하여 계산했을 때, 측정치와 계산치의 백분율오차. 10 MV X-선. a.  $T_p=5\text{cm}$ ; b.  $T_p=10\text{cm}$ ; c.  $T_p=20\text{cm}$ ; d.  $T_p=30\text{cm}$

(4) 알고리즘 2를 이용한 결과

측정된 모든 데이터 (각 Tp, PCD별 15개의 측정치)를 사용하여 회귀분석을 시행하여 예상치를 구한 경우와 각 Tp, PCD에서 8개의 측정치 (A/P : 0.75, 1.0, 1.5, 3.0, 4.5, 6.0, 8.0, 10.0)를 선택하여 구한 예상치 간에 차이가 거의 없었으며 8개의 측정치만을 사용한 예를 보면 다음과 같다.

6 MV X-선, Tp=20cm의 경우를 예로 들면 측정치 D와 log(A/P)와의 관계를 그림 8에 나타내었다. 여기에서는 각 PCD마다 8개의 FS만을 사용하여 fitting 하였다. 그림 8에 나타낸 fitting formula의 상수들을 PCD에 대한 함수로 fitting하면 그림 9와 같다. 이때 식 (iii), (iv)를 이용한 수식화에 필요한 상수

들의 값은 Table 2와 같다. 위의 상수들과 식 (iii), (iv)를 이용하여 계산된 예상치와 측정치를 PCD별로 A/P에 대한 함수로서 그림 10에 나타내었다.

Table 2. 알고리즘 2에서 6 MV X-선, Tp=20cm인 경우의 a, b, c 합수의 상수

	e	f	g	h
a	-0.0111	-0.1729	95.93	2202.1
b	0.0265	-1.8712	-26.94	2899.9
c	-0.0098	1.4068	-71.738	1879.5
d	-0.0077	0.8653	-32.079	4121.3

a, b, c, d = e(PCD)<sup>3</sup> + f(PCD)<sup>2</sup> + g(PCD) + h  
PCD : phantom-chamber distance

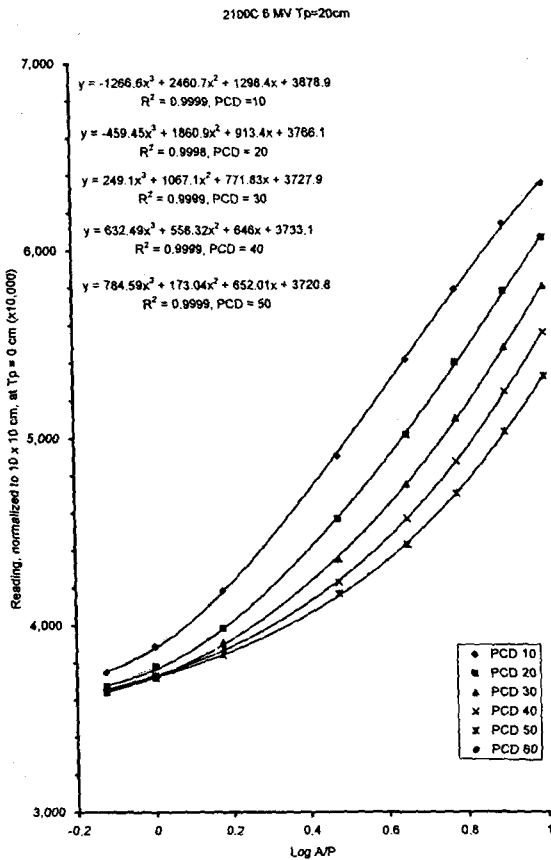


Fig. 8. 6 MV X-선, Tp=20cm의 경우 측정치와 log(A/P)와의 관계. 각 PCD마다 8개의 data와 식 (iii)을 이용하여 fitting 하였다.

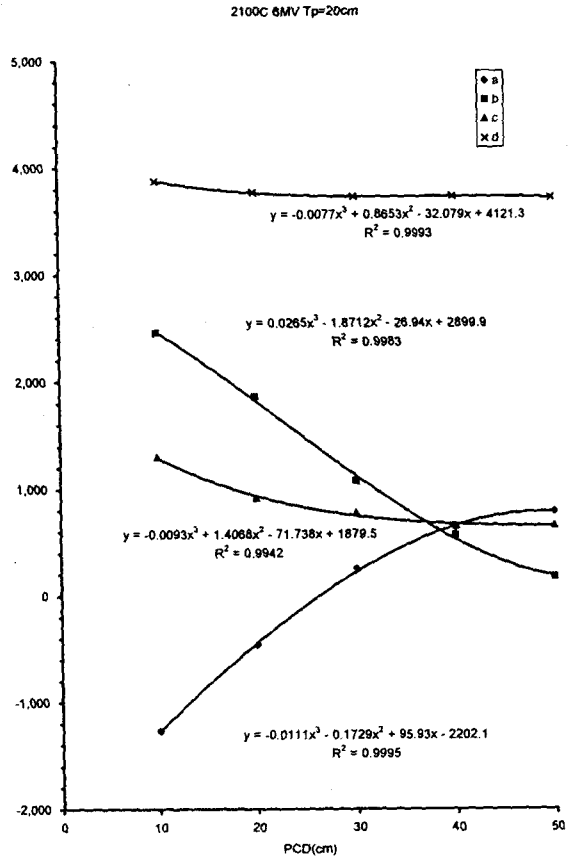


Fig. 9. 6 MV X-선, Tp=20cm의 경우 a, b, c, d와 PCD와의 관계. 식 (iv)를 사용하여 a, b, c, d를 PCD에 대한 3차식으로 fitting 하였다.

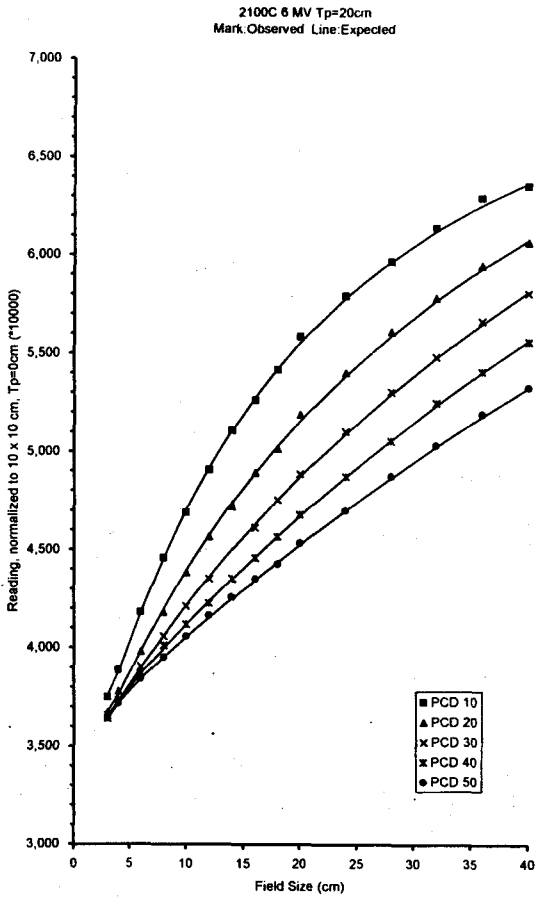


Fig. 10. 6 MV X-선,  $T_p=20\text{cm}$ 의 경우 식 (iii)과 (iv)를 이용한 계산치와 측정치와의 비교. Mark : 측정치 ; 곡선 : 계산치.

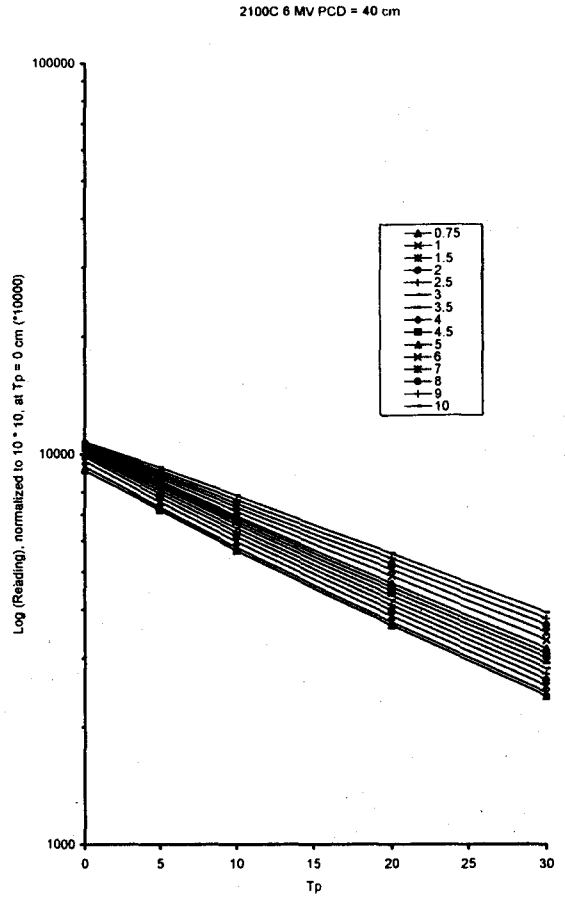


Fig. 11. 6 MV X-선, PCD/40cm의 경우,  $T_p$ 와 예상치와의 관계. FS 별로  $T_p$ 의 증가에 따라 측정치가 지수함수적으로 감소되는 현상을 알 수 있다.

6 MV X-선, PCD=40cm의 경우, 측정치와  $T_p$ 와의 관계를 그림 11에 나타내었다. FS별로  $T_p$ 의 증가에 따라 측정치가 지수함수적으로 감소되는 현상을 알 수 있다.

6 MV X-선,  $T_p=20\text{cm}$ 의 경우를 예로 들면, 식 (iii), (iv)를 이용하여 계산했을 때, 측정치와 계산치의 백분율오차를 6 MV와 10 MV X-선에 대하여  $T_p$ 별로 (5, 10, 20, 30cm) 그림 12a-d, 13a-d에 나타내었다. 측정치와 예상치의 오차가 거의 0.5% 미만인 것을 알 수 있다.



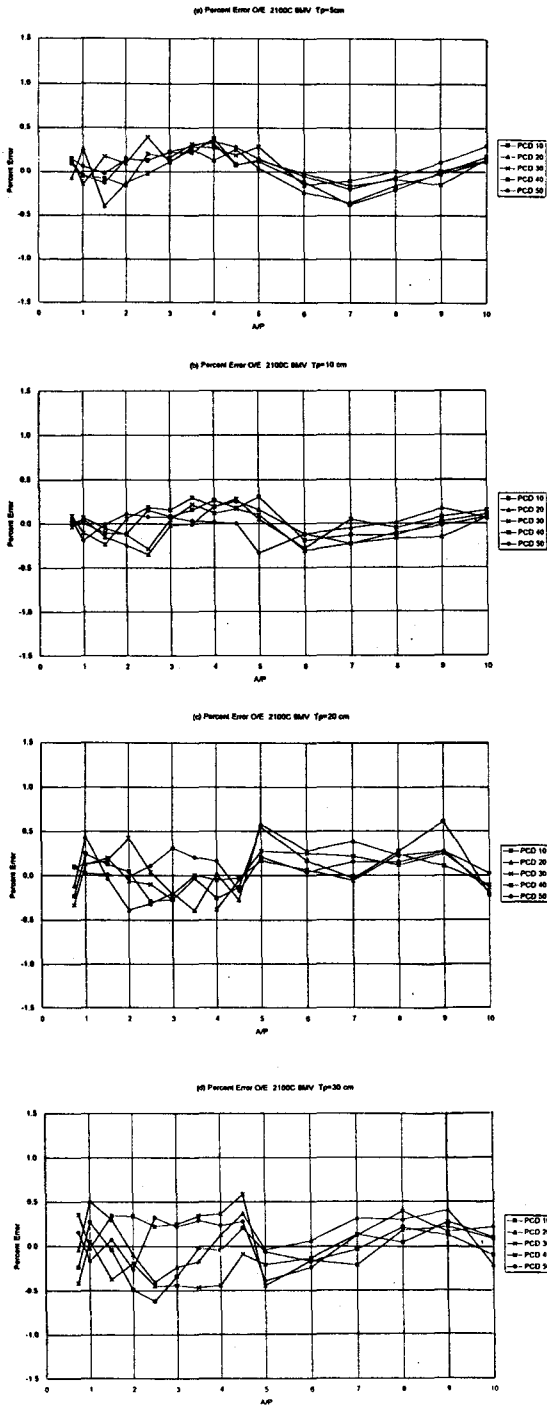


Fig. 12. 식 (iii)과 (iv)를 이용하여 계산했을 때, 측정치와 계산치의 백분율오차. 6 MV X-선. a.  $T_p=5\text{cm}$ ; b.  $T_p=10\text{cm}$ ; c.  $T_p=20\text{cm}$ ; d.  $T_p=30\text{cm}$

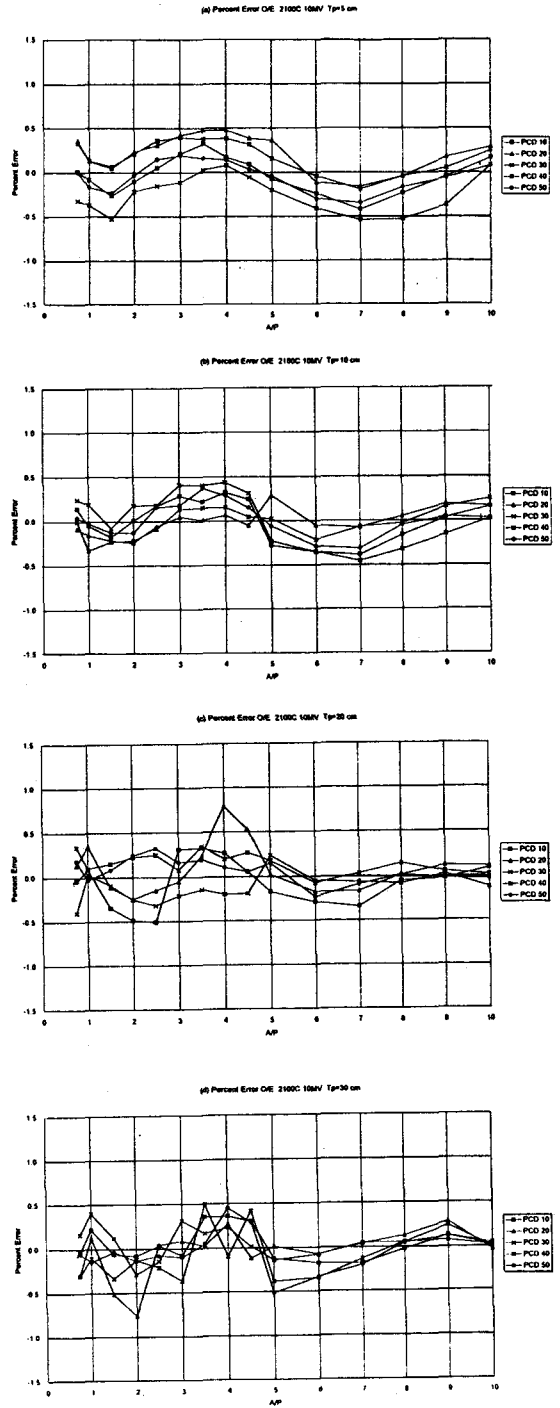


Fig. 13. 식 (iii)과 (iv)를 이용하여 계산했을 때, 측정치와 계산치의 백분율오차. 10 MV X-선. a.  $T_p=5\text{cm}$ ; b.  $T_p=10\text{cm}$ ; c.  $T_p=20\text{cm}$ ; d.  $T_p=30\text{cm}$

## 고 안

방사선치료에 있어서 방사선이 종양부위에 정확히 조사되어야함은 물론 종양에 도달하는 방사선량이 정확하여야한다. 실제로 유럽 각국에서의 조사결과[4]에 의하면 228 개의 방사선치료기를 조사한 결과 33 개의 기기에서 처방한 선량과 실제 조사된 선량 사이에 3 내지 6%의 오차가 발견되었고 12 개의 기기에서 6% 이상의 오차가 발견되었다. 또한 치료 기기만이 아니라 인체내 방사선량을 계산하는 장치인 치료계획용 컴퓨터를 이용하는 경우에도 입력된 데이터 또는 program 의 오류에 의한 오차가 발견되는 경우가 있어[5] 실제 환자에 조사되는 방사선량은 약 15%까지의 오차를 나타낸 것으로 보고되고 있다. 이러한 오차는 암치료의 성공여부를 크게 좌우하며 또한 치료에 따르는 부작용에 미치는 영향이 매우 커서 양질의 치료를 위하여는 오차의 범위를 최소화할 필요가 있다. 그러나 이러한 체계상의 오차(systematic error)는 방사선치료를 시행하는 병원 자체에서 발견하는 것은 거의 불가능하며 실제로 환자 치료시 발견하기 매우 힘들다. 방사선이 정해진 양보다 많은 경우는 때로 급성부작용의 발생 빈도가 증가되어 발견되는 경우도 있으나 차이가 작은 경우나 특히 방사선량이 적은 경우에는 발견이 거의 불가능하다.

이러한 체계상의 오차외에 수시로 기기의 오작동이 발생할 소지가 있고 각종 인적오류가 발생할 수 있으므로[6] 방사선치료의 적절한 정도유지(quality assurance)를 위해서는 방사선치료시 환자에 실제로 도달한 방사선량을 매 치료시마다 확인할 필요가 있다. 이를 위하여 실제 인체내부에 방사선량 측정 장치를 침습적(invasive)으로 삽입하는 방법(in vivo dosimetry)이 있으나 이는 사용 가능한 부위가 극히 제한되고 30 내지 40 회에 걸쳐 반복적으로 매일 시행하는 방사선치료에 적용하는 것이 거의 불가능하여 연구목적 이외에는 사용되고 있지 않다. 따라서 환자 신체내부에 조사된 방사선량을 비침습적(non-invasive)으로 매치료시마다 측정함으로써 방사선치료의 정도 관리에 필수적인 on-line 방사선량 측정시스템을 개발할 필요가 있다.

On-line 방사선량 측정 방법으로는 신체표면의 방사선 입사부위에서 측정하는 방법, 방사선 출구부위에서 측정하는 방법 및 환자 후방에서 투과선량을 측정하는 방법이 있다.

Leunens 등은[7] diode를 이용하여 entrance dose와 exit dose를 측정하여 contour inaccuracy와 tissue inhomogeneity가 expected dose와 measured dose의 차이에 중요한 인자라고 하였다. Noel 등은[8] silicon diode를 이용하여 entrance dose와 exit dose를 측정하여 7,519 명중에서 79 error를 발견하여 보고하였으나 치료후에 분석결과가 나왔기 때문에 진정한 의미의 on-line dosimetry 라고 할 수는 없었다. 환자 신체표면의 방사선 입사부위에 측정기를 위치하여 방사선량을 측정하는 기술은 개발되어 상용화되어 있다(Patient Dose verification System TN-RD-50, Thomson & Nielson Electronics Ltd., Canada). 이 경우 방사선측정기구가 환자에 도달하는 방사선량에 미치는 영향을 최소화하기 위하여 선량계의 크기를  $0.04 \text{ mm}^2$  로 제한하여 측정기 자체의 오차 범위가 3%에 달한다. 이는 통상적인 측정계 오차범위인 1% 미만에 비하여 높은 수치이다. 또한 입사선량 측정은 환자의 신체 표면에 일일이 부착하여야하는 번거로움이 있으며 환자가 누운 상태에서 후면으로부터 방사선이 조사되는 경우에는 적용하기 어렵다. 따라서 이러한 기술은 치료방사선과의 정기적인 정도관리에는 유용하게 사용될 수 있으나 매일 매일의 치료시 모든 환자의 매 조사야에 적용하기에는 적합하지 않다.

환자후면출구방사선량 측정 기술은 환자 후면의 피부에 방사선측정기를 부착하여 투과 방사선량을 측정하는 방법으로 환자 신체에서 산란되는 방사선의 에너지의 범위가 넓어짐으로 인하여 측정에 오류를 유발할 수 있으며 누운 상태에서 치료하는 경우 측정기를 환자 후면에 부착하는데 어려움이 있고 한 환자에서 여러 조사야로 치료하는 경우 매 조사야 치료시마다 새로 부착하여야 하는 불편으로 임상적 실용화에는 한계가 있다[9].

환자의 후방에서 투과선량을 측정하여 종양에 조사된 선량을 계산하는 방법은 주로 electronic portal

imaging device (EPID)를 이용한 것이 보고되고 있다 [10-15]. Michalski 등[10]은 EPID 를 이용하여 방사선치료의 치료계획을 재계산 및 분석을 시행하였다. 계획된 치료와 실제 들어간 선량의 차이의 분석이 가능했으나 치료계획을 재 계산하기 위하여 70 개의 individual beam이 필요하여 과정이 매우 복잡한 단점을 가지고 있었다. Hansen 등[11]은 EPID를 이용한 transit dosimetry와 TLD 또는 film에 의한 dosimetry와 비교하여 2% 이내의 오차를 보고하였으나 역시 매우 복잡한 알고리즘을 제시하였다. Boellaard 등[12]도 EPID를 이용하여 다양한 임상적 상황에 대하여 투과선량 측정을 시행하였다. 균질 phantom과 비균질 phantom에서 모두 측정하였고 wedge가 있는 경우도 측정하여 ion chamber로 측정한 결과와 비교하였다. Open beam이고 균질 phantom인 경우에는 1.2%의 오차를 보고하였고 wedge가 있거나 비균질 phantom인 경우에는 1.7%의 오차를 보고하였다.

본 실험은 환자후방 측정치-종양선량 전환 알고리즘의 개발 및 hardware의 개발이 목적으로 기존의 EPID를 이용한 방법과는 다른 새로운 기술이다. Hardware의 개발에 대해서는 다른 곳에서 언급할 것이다. 방사선 측정기에 도달하는 방사선은 primary beam과 secondary beam으로 구성되며 primary beam은 환자 또는 phantom의 두께에 따라 감쇄의 정도가 영향을 받는다. Secondary beam 즉 scattered beam은 환자 또는 phantom 내에서 산란된 것으로 방사선물리학적 이론상 phantom 두께, 방사선 조사야의 크기, phantom과 측정기간의 거리 등에 의하여 영향을 받는다. 본 연구에서는 균질한 water phantom을 대상으로 다양한 조사야, PCD,  $T_p$  에서 투과선량을 측정하였고 이 자료를 이용하여 두가지 알고리즘을 개발하였다.

알고리즘 1 에서 계산된 선량과 측정치를 비교했을 때 A/P 값이 9 이상일 때, 계산치의 곡선이 약간 꺾이듯이 증가하는 경향을 보여주고 있는데, 이는 c를 A/P 에 대한 함수로 fitting 할 때 생기는 오차 때문이다. (그림 4c 참조) 이밖에 알고리즘 1의 문제점은 오차는 1.0% 이하로 충분히 작으나 측정치로부터 수식화에 필요한 상수를 도출하는데 많은 측정값들이 필요 (각  $T_p$  마다 15 개의 field size가 필요)하며

따라서 긴 측정 시간이 소요된다는 것이다. 따라서 적은 양의 data를 사용하여 만족할 만한 오차 범위내로 계산할 수 있는 새로운 알고리즘이 필요해서 개발한 것이 알고리즘 2이다. 그림 3을 보면, 선량값 D는 PCD 보다는 field size (A/P)의 변화에 따라 더 변화가 큰 것을 알 수 있으며, 또한 측정치를 field size 에 대한 함수로 plot 할 경우, 그래프의 모양이 로그함수와 유사함을 알 수 있다. 따라서, 측정치를 field size에 대해서 먼저 fitting 한 후 그 fitting 상수들을 PCD에 대해서 fitting 하면 error propagation을 줄일 수 있고, 따라서 적은 양의 data를 가지고도 fitting이 가능해진다. 알고리즘 2를 이용해서 계산된 선량과 측정치를 비교했을 때 (그림 12, 13 참고)알고리즘 1에서보다 오차의 범위가 더 작은 것을 (그림 6, 7)알 수 있다. 결국 알고리즘 2에서는 측정치와 예상치의 오차가 거의 0.5% 미만으로, 알고리즘 1을 사용할 때보다 적은 data를 가지고서도 더욱 정확하게 fitting 할 수 있음을 알 수 있다. 따라서, fitting 상수들을 구하는데 필요한 측정시간을 알고리즘 1을 사용할 때보다 반으로 줄일 수 있다.

## 결 론

Water phantom 을 통과한 방사선량을 후방에서 측정하여 이로부터 종양에 조사된 선량을 계산하는 두가지 알고리즘을 개발하였고, 정확성 및 경제적인 면에서 알고리즘 2가 더 우수한 것을 알 수 있었다. 향후 보조 장치에 의한 영향, 조사야 차폐의 영향, 신체조직의 조직특성 (불균일도, inhomogeneity), 신체 형태의 굴곡에 대한 연구를 완성하면 매치치료시마다 종양에 흡수된 방사선량을 확인할 수 있는 정확한 on-line dosimetry가 가능할 것이다.

## 참 고 문 헌

1. M. Essers, et. al., "In vivo dosimetry during conformal therapy of prostate cancer". *Radiother Oncol* 29, 271-278, (1993).
2. S. Heukelom, et. al., "In vivo dosimetry during

- pelvic treatment". *Radiother Oncol* 25, 111-120, (1992).
3. F.M. Kahn, *The physics of radiation therapy*, 2nd ed., Williams & Wilkins, Baltimore (1994).
  4. J. Chavaudra, "The European pilot network for quality assurance in radiotherapy". abstract, Workshop on Quality Assurance in Radiotherapy, 8-9 May, Vienna (1995).
  5. M.M. Urie, et. al., "The role of uncertainty analysis in treatment planning". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21, 91-107, (1991).
  6. A. Brahme, "Dosimetric precision requirements in radiation therapy". *Acta Radiol Oncol* 23, 379-391, (1984).
  7. G. Leunens, et. al., "Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 2. Determination of the target absorbed dose". *Radiother Oncol* 19, 73-87, (1990).
  8. A. Noel, et. al., "Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry". *Radiother Oncol* 34, 144-151, (1995).
  9. H.M. Ferguson, et. al., "Automated TLD system for tumor dose estimation from exit dose measurements in external beam radiotherapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 38, 899-905, (1997).
  10. J.M. Michalski, et. al., "The use of on-line image verification to estimate the variation in radiation therapy dose delivery". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 27, 707-71, (1993).
  11. V.N. Hansen, et. al., "The application of transit dosimetry to precision radiotherapy". *Med Phys* 23, 713-721, (1996).
  12. R. Boellaard, et. al., "Two-dimensional exit dosimetry using a liquid-filled electronic portal imaging device and a convolution model". *Radiother Oncol* 44, 149-157, (1997).
  13. C. Fiorino, et. al., "Exit dose measurements by portal film dosimetry". *Radiother Oncol* 29, 336-340, (1993).
  14. M.C. Kirby and P.C. Williams, "Measurement possibilities using an electronic portal imaging device". *Radiother Oncol* 22, 45-55, (1991).
  15. X. Ying, et. al., "Portal dose images II : patient dose estimation". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 18, 1465-1475, (1990).

---

\* 본 연구는 보건복지부 1995 의료공학기술 연구개발사업 연구비(HMP-95-G-1-15)지원에 의하여 이루어졌음.