

Clinical Application of in Vivo Dosimetry System in Radiotherapy of Pelvis

BoKyung Kim*, Eui Kyu Chie*, Soon-Nyung Huh[†],
Hyoung-Koo Lee[†], Sung Whan Ha*,[†]

*Department of Therapeutic Radiology, [†]Institute of Radiation Medicine,
Seoul National University, College of Medicine

[†]Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Catholic University

골반부 방사선 치료 환자에서 in vivo 선량측정시스템의 임상적용

김보경*, 지의규*, 허순녕[†], 이형구[†], 하성환*,[†]

*서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실,

[†]서울대학교 의학연구원 방사선의학연구소

[†]카톨릭대학교 의과대학 생체의공학교실

(2001년 12월 27일 접수, 2002년 3월 25일 채택)

Abstract - The accuracy of radiation dose delivery to target volume is one of the most important factors for good local control and less treatment complication. In vivo dosimetry is an essential QA procedure to confirm the radiation dose delivered to the patients. Transmission dose measurement is a useful method of in vivo dosimetry and it's advantages are non-invasiveness, simplicity and no additional efforts needed for dosimetry. In our department, in vivo dosimetry system using measurement of transmission dose was manufactured and algorithms for estimation of transmission dose were developed and tested with phantom in various conditions successfully. This system was applied in clinic to test stability, reproducibility and applicability to daily treatment and the accuracy of the algorithm. Transmission dose measurement was performed over three weeks. To test the reproducibility of this system, X-ray output was measured before daily treatment and then every hour during treatment time in reference condition (field size; 10 cm x 10 cm, 100 MU). Data of 11 patients whose pelvis were treated more than three times were analyzed. The reproducibility of the dosimetry system was acceptable with variations of measurement during each day and over 3 week period within $\pm 2.0\%$. On anterior-posterior and posterior fields, mean errors were between -5.20% and +2.20% without bone correction and between -0.62% and +3.32% with bone correction. On right and left lateral fields, mean errors were between -10.80% and +3.46% without bone correction and between -0.55% and +3.50% with bone correction. As the results, we could confirm the reproducibility and stability of our dosimetry system and its applicability in daily radiation treatment. We could also find that inhomogeneity correction for bone is essential and the estimated transmission doses are relatively accurate.

Key words : In vivo dosimetry, Radiation therapy, Transmission dose, Tissue inhomogeneity.

요약 - 방사선치료 시 종양에 정확한 양의 방사선을 조사하는 것은 국소 재발을 방지하고 합병증의 빈도를 낮춰 효과적인 치료를 가능하게 하는 중요한 요소이다. 종양에 조사되는 방사선량의 측정을 통해 치료의 정확성을 확인하기 위한 여러 방법들이 시도되고 있으며, 투과선량을 이용한

측정법도 그 중 한 예로 비침습적이며 매 치료 시 측정이 가능한 장점을 가지고 있다. 본 교실에서는 투과선량을 이용한 in vivo 선량측정시스템과 임의의 치료 조건에서 투과선량을 계산하기 위한 알고리즘을 개발하였다. 본 교실에서 개발한 in vivo 선량측정시스템의 단기간 및 장기간의 재현성을 확인하고, 환자의 방사선치료에서의 이용 시 발생할 수 있는 문제점을 파악하고 알고리즘의 정확성을 확인하기 위하여 본 연구를 시행하였다. 2000년 7월 25일부터 8월 14일 사이에 방사선치료를 시행 받은 환자 66명을 대상으로 투과선량의 측정을 시행하였으며, 이 중 골반부위의 방사선 치료를 3회 이상 시행 받은 11명의 환자를 대상으로 측정선량과 예측선량의 비교 분석을 시행하였다. 측정시스템의 재현성의 확인을 위하여 환자의 치료 전 및 치료 중 매시간 기준 조사조건에서 측정치를 확인하였다. 일별 및 일 중 변동은 $\pm 2\%$ 이내로 재현성을 확인할 수 있었다. 본 시스템의 사용 시 별다른 문제점은 없었으나, 2명의 흉부 치료환자에서 투과선이 치료용테이블의 측면 금속을 관통하는 문제가 발생하였다. 골반부위 환자에서는 골반부위의 불균질조직에 의한 영향의 확인을 위하여, CT 및 simulation film을 이용하여 골 조직의 두께를 확인하여 보정 전 및 후의 값을 비교하였다. 전후방 및 후방조사야의 경우 골 조직의 보정을 시행하지 않은 경우 평균 오차가 -5.20% 내지 $+2.20\%$ 이었으며, 보정을 시행한 경우 -0.62% 내지 $+3.32\%$ 로 환자에 따라 정도의 차이는 있으나 골 보정이 필요함을 확인할 수 있었다. 측정치와 예측치 간 오차의 표준편차는 1.19% 내지 2.46% 로서 재현성이 높음을 확인할 수 있었다. 좌우 측방조사야에서 골 보정을 시행하지 않은 경우 평균오차는 -10.80% 내지 $+3.46\%$ 로서 골 조직의 보정이 필요하지 않은 1인의 환자를 제외하면 모두 음수 값을 지녔고, 보정을 시행한 경우 -0.55% 내지 $+3.50\%$ 의 평균오차를 지니 골 보정의 필요성을 확인할 수 있었다. 측정치와 예측치 간 오차의 표준편차는 1.09% 내지 6.98% 로 전후방조사야의 경우보다 재현성이 낮음을 알 수 있었다. 복외위로 방사선치료를 시행 받은 환자의 경우를 제외하면, 표준편차는 1.09% 내지 3.12% 로 1례 외에는 2.57% 이내로 재현성이 높음을 확인할 수 있었다. 본 실험을 통하여 in vivo 선량측정시스템의 안전성과 재현성을 확인할 수 있었다. 정확한 예측치를 얻기 위하여 불균질 조직이 조사야에 포함되는 경우 보정이 요구되며, 골반의 경우 골 조직의 보정이 중요한 요인임을 알 수 있었다. 이를 위하여 불균질 조직에 대한 정확한 정보가 요구되며, 이는 CT 영상을 이용하는 것이 크게 도움이 되리라 생각된다.

중심어 : in vivo dosimetry, 투과선량, 방사선치료, 조직 불균질성

서 론

방사선치료는 악성종양의 치료에 있어 수술 및 항암화학요법과 더불어 가장 널리 사용되는 치료 방법이다. 방사선치료에 있어서 종양의 효과적인 치료를 통한 국소치유 및 이에 따른 생존율 향상이 치료의 목표라 할 수 있을 것이다. 정확한 치료를 위해서는 방사선이 종양부위에 정확히 조사되어야 하고 종양에 도달하는 방사선량이 정확하여야 한다. 그러나 계통적 오차 (systematic error)나 무작위적 오차 (random error) 등의 발생으로 방사선량의 오차가 발생할 수 있으며, 계통적 오차의 경우 치료를 수행하고 있는 병원 자체에서 발견이 어렵고 또한 대개 치료 후 상당 기간이 경과한 후에 발견되게 된다.

방사선량의 적절한 정도 유지를 위해서는 방사선치료 시 환자에 실제로 도달한 방사선량의 측정을 통해 치료의 정확성에 대한 평가 및 확인이 필요하다. 이를 위하여 in vivo 선량측정시스템이 필요하며 이러한 목적으로 신체 내에 방사선량 측정장치를 삽입하는 방법, 환자 신체 표면 입사

부위의 방사선량 측정법 및 환자의 후면에서 출구방사선량을 측정하는 방법 등이 시도되고 있다.

본 교실에서는 환자를 투과한 선량을 환자의 신체 이면에서 측정하여 이로부터 종양에 조사된 방사선량을 확인할 수 있는 in vivo 선량측정시스템을 개발하였다. 이는 입사부위 선량 측정시 측정기 크기에 따른 민감성의 차이가 환자체내의 선량분포에 미치는 영향, 인체 내 선량 측정시의 침습성 및 반복측정의 어려움 등의 단점을 보완한 방법이라 할 수 있다. 이를 위하여 방사선량 측정기 비교 및 특성 연구와 방사선치료기기, 측정기 및 환자의 공간적 위치에 따른 영향 연구, 개방조사야에서의 투과선량 계산을 위한 알고리즘의 개발[1,2], 불균질 조직에서의 선량 보정에 대한 연구[3] 및 차폐체 및 기타 보조기구 사용 시 투과선량 계산 알고리즘 연구[2] 등이 시행되었다.

위의 연구들을 통하여 얻은 결과를 실제 환자의 방사선치료에 적용하여 고에너지 방사선치료용 in vivo 선량측정시스템의 임상적 이용 시 시스템의 재현성 및 문제점, 시스템 이용 시의 고려

사항 및 계산 알고리즘의 정확도 확인을 위하여 본 연구를 시행하였다.

연구 대상 및 방법

2000년 7월 25일부터 8월 14일까지 서울대학교 병원 치료방사선과에서 선형가속기로 치료를 시행 받은 환자 66명에서 투과선량의 측정을 시행하였으며 이 중 골반부위의 방사선치료를 3회 이상 시행 받은 11명의 환자를 대상으로 측정선량과 예측선량의 비교 분석을 시행하였다.

방사선치료기기로는 서울대학교병원에 설치된 Varian 사의 Clinac 2100C 선형가속기를 이용하여, 6 MV 및 10 MV X 선에서 선량의 재현성을 확인하는 기준측정을 시행한 후 실험을 시행하였다.

이온함 (ion chamber)은 본 교실에서 제작한 9 채널 이온함을 이용하였고, 선원-측정기 거리 (source-chamber distance, SCD)는 150 cm로 고정하였다. 시스템의 재현성을 높이기 위하여 매질 (medium) 내에 9개의 연결 전선 (connection cable)을 삽입하였고, 각 전선간의 간섭을 최소화하기 위하여 전선간의 간격은 1 cm로 하였고, 외부의 잡음 (noise)의 영향을 최소화하기 위하여 0.01 mm 두께의 구리 호일로 차폐를 시행하고 고전압의 접지를 별도로 구성하였다. 측정기와 환자, 방사선원의 공간적인 위치는 Fig. 1과 같으며 실제 환자 치료에서의 이용은 Fig. 2와 같다.

전위계 (electrometer)로는 본 교실에서 제작한 디지털 9채널 측정기 (digital multi-channel electrometer)를 이용하였다. 본 측정기는 9채널 전리함의 9개 회로의 신호를 1개로 변환하는 multiplexer 회로 및 interface로 구성되었고, 이온함과 전위계의 연결을 위하여 gantry 표면에 connection interface를 제작하여 부착하였다. 디지털 9채널 측정기의 zero drift와 leakage current는 50 fAmp 이하이고, 10 MU에서 640 MU의 범위에서 0.5%의 선형성을 유지할 수 있다.

매일 환자의 치료 시작 전에 기준 조사조건, 즉 10 x 10 cm의 개방 조사야로 6 MV와 10 MV X 선으로 100 MU를 조사하여 측정치를 비교하였으며, 온도와 기압의 측정을 시행하였고 환자의 치료 중 시스템의 안정성 및 재현성의 확인을 위하여 1 시간 간격으로 재측정을 시행하였다.

측정을 시행한 66명의 환자에서 set-up 상의 문제점 및 투과선량 측정의 문제점 등의 유무를 확인하였다. 환자의 치료 시 선원과 이온함 사이에 환자의 신체 외에 측정에 영향을 줄 수 있는 요인을 제거하도록 하였으며, 이의 제거가 불가능한 경우는 측정에 주는 요인의 분석을 위하여 그대로 측정을 시행하였다.

골반부위 방사선치료를 3회 이상 시행 받은 11명의 환자를 대상으로 투과선량의 예상치 계산을 위하여 자료를 수집하였으며, 방사선 조사범위에 골 조직이 포함되는 경우 CT 및 simulation film을 이용하여 골 조직의 두께를 측정하였다.

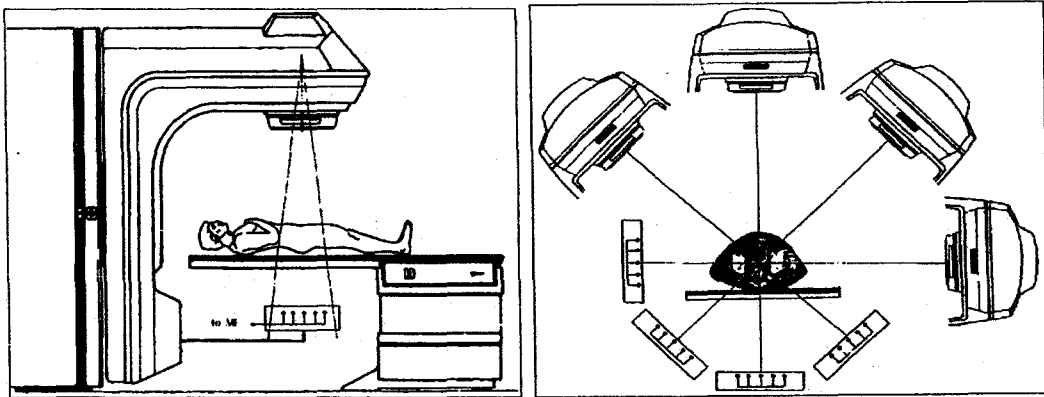


Fig. 1. The schematic diagram of in vivo dosimetry system measuring transmission dose. The detector can measure the transmission dose when the linear accelerator rotates.

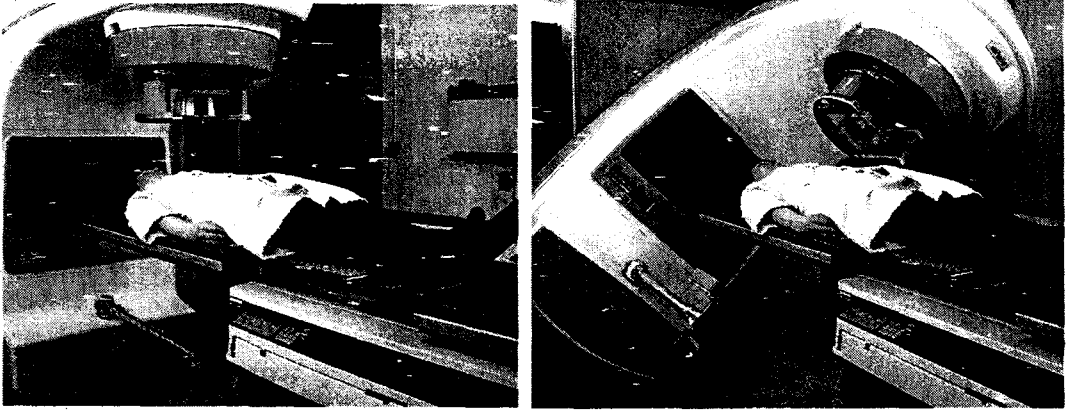


Fig. 2. Pictures of actual transmission dosimetry during treatment of a patient. When patients are treated with oblique fields, the system rotates along with the gantry rotation.

치료 기간 중의 측정치를 알고리즘에 의한 예상치와 비교 분석을 시행하였다. 투과선량의 예측치 계산을 위하여 본 교실에서 측정을 통해 얻은 알고리즘을 이용하였고 이는 아래의 식과 같다[3].

투과선량 예상치의 기본 알고리즘

$$D(PCD, Tp, \log(A/P)) = D_0 [a(PCD, Tp)(\log(A/P))^4 + b(PCD, Tp)(\log(A/P))^3 + c(PCD, Tp)(\log(A/P))^2 + d(PCD, Tp)(\log(A/P)) + e(PCD, Tp)]$$

a, b, c, d, e를 각각 PCD의 3차식으로 Taylor 전개를 하면,

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

단, D_0 : 기준측정치 (field size = 10x10 cm, $Tp = 0$ cm에서의 측정치)

PCD : phantom to chamber distance

Tp : thickness of patient

A/P : ratio of area to perimeter

Tp 와 D 는 거의 지수적 관계를 지니므로 지수적 내삽을 통하여 임의의 Tp 에서 D 의 값을 계산할 수 있다.

측정치와 예상치간의 오차는 6 MV X선의 경우 $0.11 \pm 0.087\%$, 10 MV X선의 경우 $0.10 \pm 0.081\%$ 의 값을 보였다. 실제 임상조건에서 phantom을 이용한 알고리즘의 정확도 확인을 시행하였을 때, 6 MV 및 10 MV X선 모두에서 외삽을 통해 계산을 시행하여야 하는 경우와 조사야가 아주 긴 모양을 가진 경우외의 대부분의 임의의 측정조건에서 $\pm 1\%$ 이내의 오차를 보였다[3].

조사야의 일부가 차폐된 경우의 보정 알고리즘

$$D_b = D_e [1 + f \{ (S_{co} - S_{ce}) / S_{ce} \}]$$

단,

D_b : collimator 개방이 유효조사야보다 큰 경우의 투과선량

D_e : collimator 개방과 유효조사야 크기가 동일한 경우의 투과선량

f : correction factor

S_{co} : collimator 개방이 유효조사야보다 큰 경우 collimator 개방에 따른 S_c (scatter correction factor)

S_{ce} : collimator 개방과 유효조사야 크기가 동일한 경우의 S_c (scatter correction factor)

알고리즘은 collimator 개방에 비하여 유효조사야가 5x5 cm로 매우 작아서 임상적으로 이용될 가능성이 낮은 경우를 제외하고는 ±1.0% 미만의 오차를 보였고, 측정조건의 77.5%에서 ±0.5% 이하의 오차를 보였다[2].

Soft tissue equivalent length for 1 cm of other tissue = $(\rho_e)_{\text{other tissue}} / (\rho_e)_{\text{soft tissue}}$
 단, ρ_e (electron density) : number of electrons per cubic centimeter

불균질 조직 보정 알고리즘

불균질 조직 보정의 필요성 확인을 위하여 wedge factor와 방사선차폐물의 영향만을 보정한 경우 및 유효 방사선투과 두께를 이용하여 불균질 조직의 보정도 함께 시행한 경우 각각의 예측치를 구하여 측정치와 비교하였다. 골 조직의 유효 방사선투과 두께는 아래의 식을 이용하여 골조직 1 cm를 연조직 1.65 cm로 보정하였다[4].

연구결과

시스템의 재현성 확인을 위해 매일 환자의 치료 전 온도와 기압의 측정 및 6 MV와 10 MV X선 각각에 대하여 기준 조사조건, 즉 10 cm x 10 cm의 개방 조사야로 100 MU를 조사 후 측정을 시행하였으며, 환자의 치료 중 1 시간 간격으로

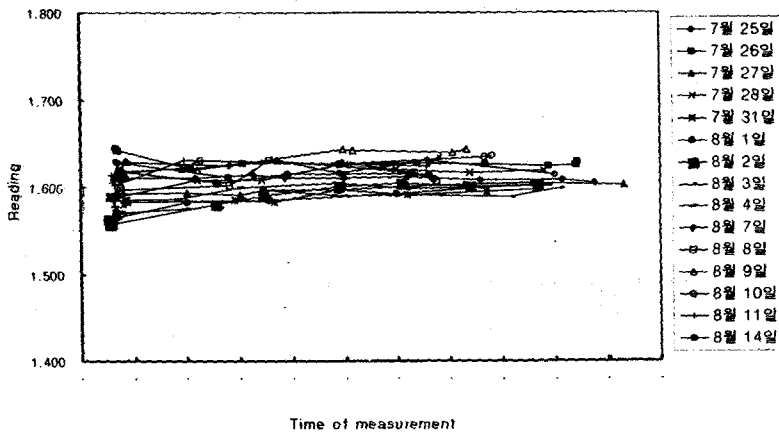


Fig. 3. The variation of reference reading of 6 MV X-ray during each day over three weeks (Field size : 10 cm x 10 cm, 100 MU).

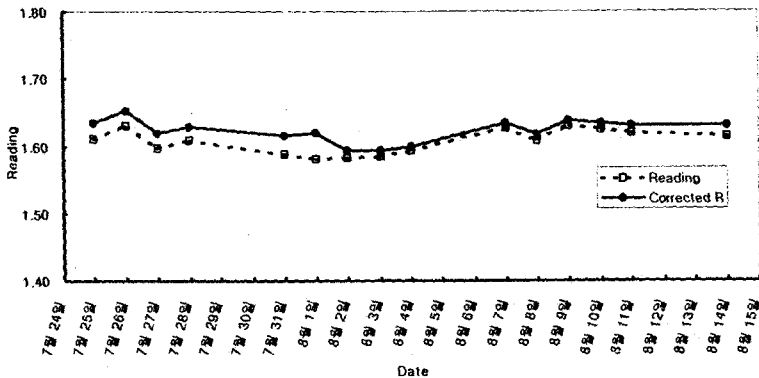


Fig. 4. The daily variation of reference reading of 6 MV X-ray over three weeks (Field size : 10 cm x 10 cm, 100 MU). Corrected reading refers to correction for temperature and pressure.

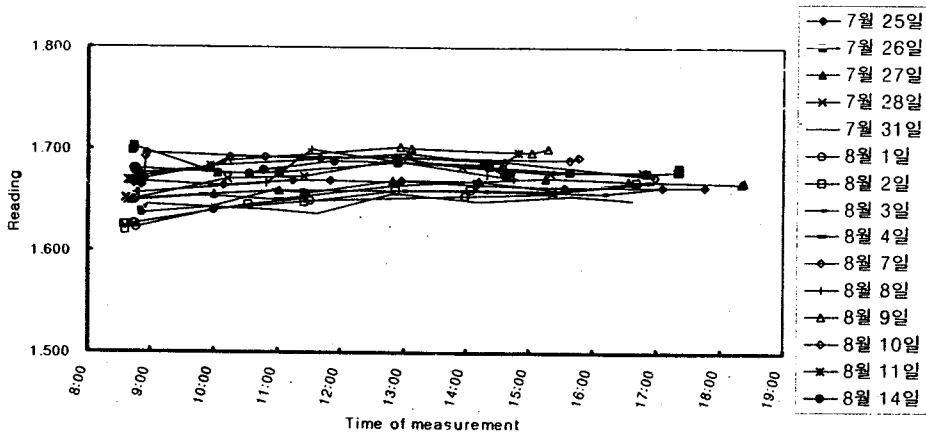


Fig. 5. The variation of reference reading of 10 MV X-ray during each day over three weeks (Field size : 10 cm x 10 cm, 100 MU).

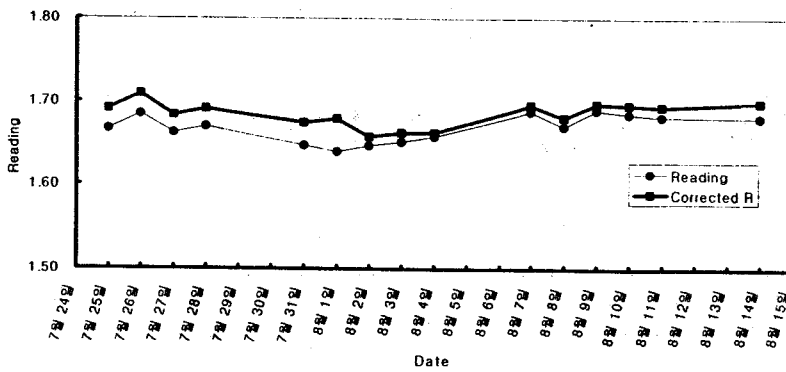
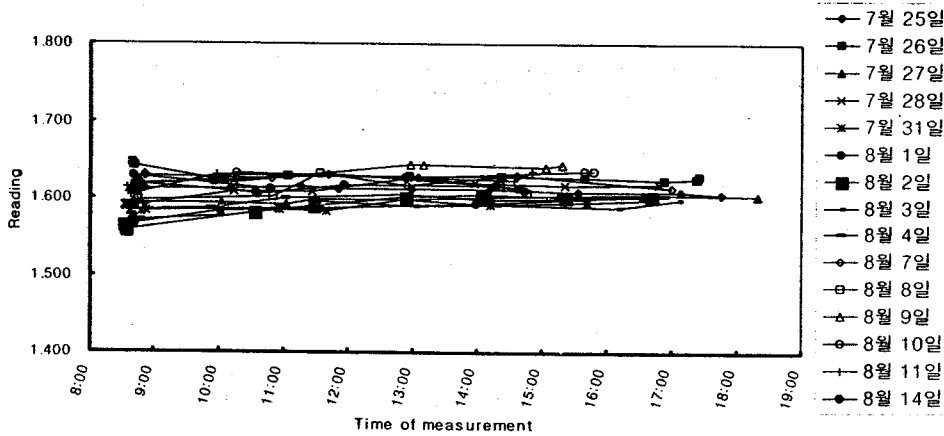


Fig. 6. The daily variation of reference reading of 10 MV X-ray over three weeks (Field size : 10 cm x 10 cm, 100 MU). Corrected reading refers to correction for temperature and pressure.

반복 측정을 시행하였다. 기준 측정치의 일일 중의 오차는 6 MV와 10 MV X선에 대하여 각각 $\pm 1\%$ 이내였으며, 측정기간 중 6 MV와 10 MV X선에 대한 일간 오차의 범위는 각각 평균치로부터 -1.58% 에서 $+1.50\%$, -1.69% 에서 $+1.26\%$ 이었으며, 표준편차는 각각 1.16%, 1.00%이었다. 이상과 같이 측정기간동안의 재현성은 표준편차가 2% 이내로 시스템의 안정성을 확인할 수 있었다 (Fig. 3~Fig. 6).

in vivo 선량측정시스템의 장착 시 이로 인해 방사선치료에 장애가 되는 환자의 경우는 없었다. 다만 유방암 환자 중 치료 시 이용되는 breast board의 상승 각도가 큰 경우 set-up 시 환자치료 테이블의 높이가 낮아져 선량측정시스템과 접촉하는 경우가 발생하였다. 본 선량측정시스템을 이용하여 측정을 시행한 경우 치료 시간이 환자 1인당 약 3분 정도 연장됨을 확인할 수 있었다. 환자를 투과한 방사선이 측정 시스템에 도달하기 전 치료용 테이블의 금속부분을 관통하게 되는 경우가 2명의 환자에서 발생하였고, 이는 테이블의 모델에 기인한 것으로 측정치는 30% 내지 50% 정도의 큰 차이를 보였다.

골반부위는 타 부위에 비하여 조직의 불균질성이 적고, 비교적 대칭적인 불균질성을 지닌 부위이므로 투과선량에 영향을 주는 요인에 대한 분석이 용이하리라는 판단 하에 골반부위의 치료환자를 대상으로 분석을 시행하였다. 실제 환자에서 방사선 조사야의 위치와 방향은 Fig. 7 및 Fig. 8과 같다.



Fig. 7. Schema of treatment beam position displayed on CT image (supine position). A patient with metastatic vaginal stump cancer from ovary treated with anterior-posterior, right lateral and left lateral ports. The white arrows indicate the direction and path of radiation.

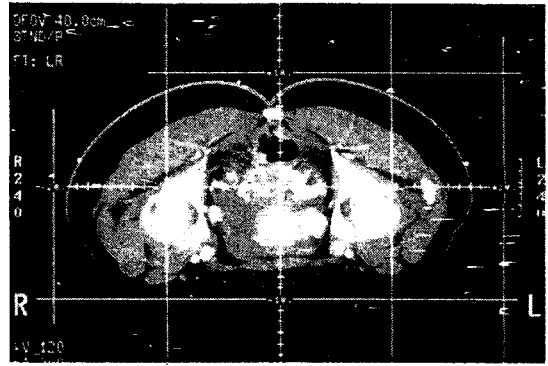


Fig. 8. Schema of treatment beam position displayed on CT image (prone position). A patient with rectal cancer treated with posterior-anterior, right lateral and left lateral ports. The white arrows indicate the direction and path of radiation. In prone position, the thickness of a patient change markedly with a small error of beam positioning to anterior or posterior direction (lateral ports).

대상 환자 11명 중 6명의 자궁경부암 환자는 전후방조사야 및 좌우 측방조사야로, 1명의 난소암이 vaginal stump로 전이된 환자는 전방조사야 및 좌우 측방조사야로 치료받았다. 4명의 직장암 환자 중 2명은 골반부위를 후방 및 좌우 측방조사야로, 나머지 2명은 중앙부위의 추가조사야를 좌우 측방조사야로 방사선치료를 시행 받았다.

측정기간 동안의 환자별 측정치의 변동은 11명의 환자 중 1명 (90.9%)을 제외하고는 5.0% 이내의 값을 보여 측정의 재현성이 높음을 확인할 수 있었다. 전후방조사야 및 후방조사야의 경우 모든 환자에서 3% 이내의 표준편차를 보였으며, 9명 중 7명 (77.8%)에서는 2.0% 이내의 표준편차를 보였다. 좌우 측방조사야의 경우 11명 중 8명 (72.7%)에서는 3.0% 이내의 표준편차를 보였으나, 3명 (27.3%)에서는 3.12%에서 6.98% 사이의 표준편차를 보여 좌우 측방조사야의 경우가 재현성이 떨어짐을 확인할 수 있었다. 3.0% 이상의 표준편차를 보인 환자 중 2명의 경우는 복외위로 골반부위의 치료를 시행 받은 환자 (patient 8, 9)로 각각 4.23%와 6.98%의 값을 보였다. 복외위로 치료를 시행 받은 환자 중 중앙부위의 추가조사야를 받은 경우 (patient 10, 11)에는 3.0% 이내의 표준편차를 보였다.

11명의 환자에서 측정치와 알고리즘을 이용하여 계산한 예상치간의 오차는 Table 1 및 2와 같다. 전후방 및 전방 또는 후방조사야로 방사선치료를 시행 받은 9명의 경우 평균오차는 골 조직

Table 1. Difference between Measured and Estimated Transmission Dose in Patients Treated to Pelvis with AP/PA Fields.

	Difference, mean \pm SD* (%), (range of difference)	
	no correction	bone correction†
Pt 1	+2.20 \pm 1.19 (+0.28~+4.71)	+3.32 \pm 1.19 (+2.10~+5.85)
Pt 2	-0.68 \pm 2.00 (-3.47~+1.95)	+0.45 \pm 2.00 (-2.54~+3.08)
Pt 3	+0.95 \pm 1.62 (-2.26~+3.48)	+1.59 \pm 1.62 (-1.65~+4.13)
Pt 4	+0.22 \pm 1.84 (-2.98~+2.93)	+2.49 \pm 1.84 (-0.78~+5.26)
Pt 5	-3.19 \pm 1.36 (-4.89~-0.96)	+0.13 \pm 1.36 (-1.63~+2.43)
Pt 6	+1.02 \pm 1.62 (-1.08~+3.85)	+2.15 \pm 1.62 (+0.58~+5.02)
Pt 7†	-5.11 \pm 2.46 (-9.16~-1.39)	-0.62 \pm 2.46 (-4.87~+3.27)
Pt 8†	-5.15 \pm 2.29 (-7.33~-0.96)	+0.90 \pm 2.29 (-3.11~+5.35)
Pt 9†	-5.20 \pm 1.51 (-6.76~-1.74)	+0.52 \pm 1.51 (-0.91~+4.18)

* : Standard deviation

†: The equivalent soft tissue thickness was calculated by conversion of 1 cm thickness of bone into 1.65 cm of soft tissue.

†: AP field only in patient 7, PA field only in patients 8 & 9. In all other patients, radiotherapy was given with AP & PA opposing fields.

Table 2. Difference between Measured and Estimated Transmission Dose in Patients Treated to Pelvis with RT & LT Lateral Fields.

	Difference, mean \pm SD (%), (range of difference)	
	no correction	bone correction*
Pt 1	-3.79 \pm 1.30 (-5.38~-1.04)	+1.98 \pm 1.30 (+0.28~+4.89)
Pt 2	-3.50 \pm 2.57 (-6.56~-0.62)	+0.87 \pm 2.57 (-2.32~+7.55)
Pt 3	-9.27 \pm 2.02 (-11.69~-5.52)	+3.50 \pm 2.02 (+0.74~+7.78)
Pt 4	-4.01 \pm 2.32 (-7.70~-1.64)	+2.50 \pm 2.32 (-1.44~+5.03)
Pt 5	-2.88 \pm 1.16 (-4.04~-0.73)	+1.50 \pm 1.16 (+0.28~+3.74)
Pt 6	-6.95 \pm 2.33 (-10.40~-3.25)	-0.55 \pm 2.33 (-3.26~+3.39)
Pt 7	-10.80 \pm 3.12 (-16.38~-6.62)	+0.70 \pm 3.12 (-5.56~+5.41)
Pt 8	-7.90 \pm 6.98 (-21.78~+5.84)	-0.07 \pm 6.98 (-18.26~+10.62)
Pt 9	-1.65 \pm 4.23 (-7.74~+10.80)	+1.43 \pm 4.23 (-5.29~+13.28)
Pt 10	-2.13 \pm 1.09 (-3.51~-0.69)	+0.12 \pm 1.09 (-1.29~+1.59)
Pt 11†	+3.46 \pm 2.26 (-0.22~+5.83)	

* : The equivalent soft tissue thickness was calculated by conversion of 1 cm thickness of bone into 1.65 cm of soft tissue.

† : Bone correction was not done because no bone was included in dose measurement area.

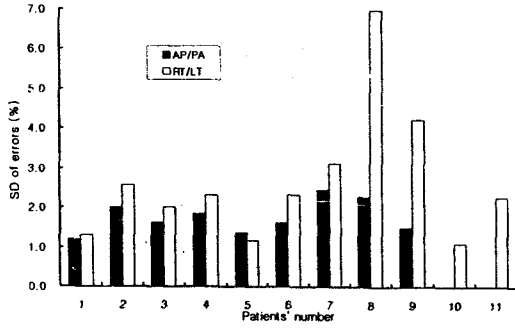


Fig. 9. The standard deviation of errors of all the patients treated more than three times. In case of AP/PA fields, standard deviation of errors were all within 3.0%. In lateral fields, patients 8 and 9, who were treated to pelvis in prone position had larger standard deviations than other patients. But patients 10 and 11, who were also treated with small lateral fields for tumor bed boost in prone position, standard deviation were within 3.0%.

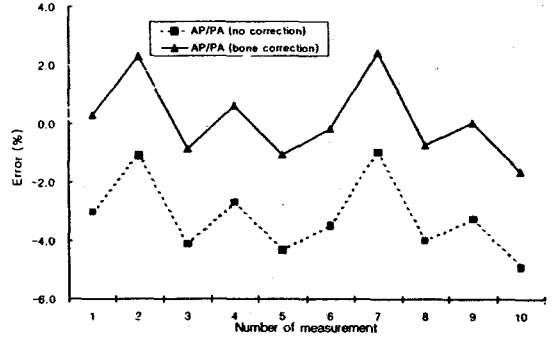


Fig. 10. The errors between measured and estimated transmission doses in a patient treated with AP/PA fields. All the errors had negative values before bone correction, but after bone correction, the errors decreased and all were within $\pm 3.0\%$.

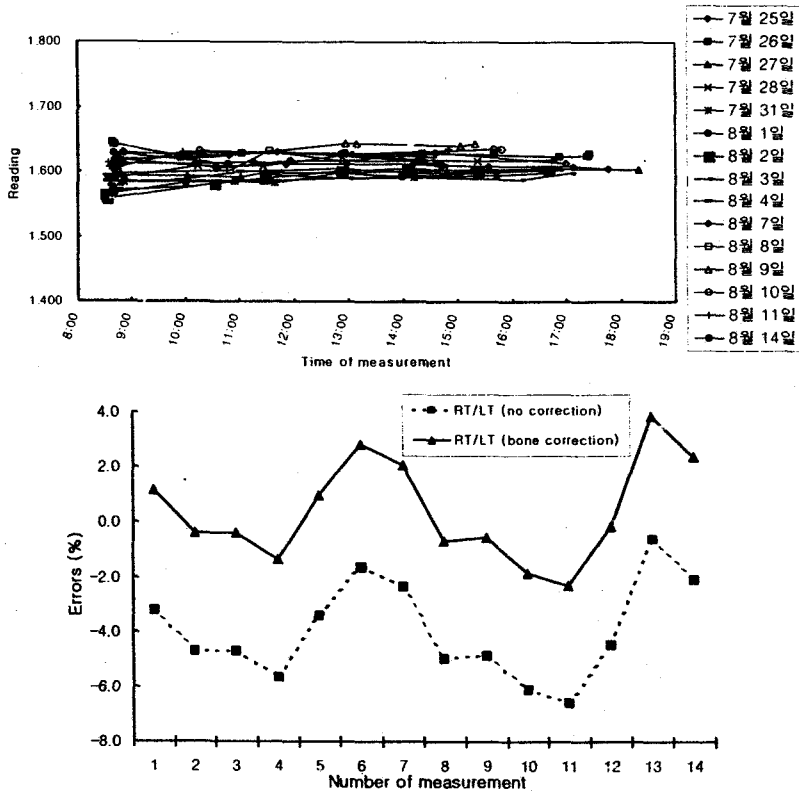


Fig. 11. The errors between measured and estimated transmission doses in patient treated with lateral opposing fields. All the errors had negative values before bone correction, but after bone correction, errors decreased and were within $\pm 4.0\%$.

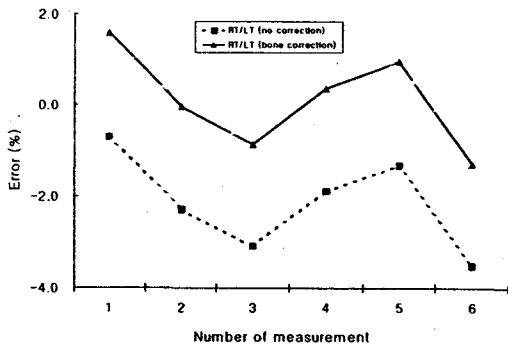


Fig. 12. The errors between measured and estimated transmission doses in a patient treated with small lateral opposing fields for tumor bed boost for rectal cancer. After bone correction, errors decreased and all were within $\pm 2.0\%$.

의 불균질성을 보정하지 않은 경우 -5.20% 에서 $+2.20\%$ 의 값을 보였고, 골 조직의 보정을 시행한 경우 -0.62% 에서 $+3.32\%$ 의 범위 평균오차를 보였다. 골 조직의 보정을 시행한 경우 9명 중 8명 (88.9%)에서 $\pm 3.0\%$ 이내의 오차를 보였으며, 1명은 $+3.32\%$ 의 오차를 보였다. 5명 (55.6%)에서는 $\pm 1.0\%$ 이내의 오차를 보였다.

좌우 측방조사야의 경우 11명의 환자에서, 골 조직의 보정을 시행하지 않은 경우 -10.80% 에서 $+3.46\%$ 의 오차를 보였으며, 골보정이 요구되지 않는 1명의 환자를 제외하면, 모두 -10.80% 에서 -2.13% 의 음수값을 보였다. 11명의 환자 중 10명에서는 골 조직의 보정이 요구되었고, 보정을 시행한 경우 -0.55% 에서 $+3.50\%$ 의 오차를 보였다. 10명의 환자 중 9명 (81.8%)에서 $\pm 3.0\%$ 이내의 오차를, 6명 (54.6%)에서는 $\pm 1.0\%$ 이내의 오차를 보였다. 골 조직의 불균질성 보정을 시행한 후에는 총 11명의 환자 모두에서 평균오차는 $\pm 5.0\%$ 이내의 범위에 포함되었으며, 골반부 측방조사야의 실례는 Fig. 11 및 Fig. 12와 같다. 따라서 환자 및 방사선조사의 방향에 따라 정도의 차이는 있으나 골반뼈와 대퇴골 등에 의한 불균질성의 보정이 필요함을 확인할 수 있었다.

고 찰

악성종양은 한국인의 사망원인 중 가장 빈도가 높은 3대 질환 중의 하나로 이의 치료를 위해서는 수술 및 항암약물치료 방사선치료 등이 주로 시행되고 있다. 악성종양은 그 빈도가 증가하는 추세로 세계적으로 2015년에는 매년 천오백만 명

의 환자가 발생할 것으로 추정되며 악성종양 환자 중 약 50%가 질병의 경과 중 방사선치료를 필요로 하게 된다. 현재 국내에서는 매년 약 20,000 명의 환자가 42개의 병원에서 약 70대의 방사선 치료기기를 이용하여 방사선치료를 시행 받고 있으며 매년 10%의 증가 추세를 보이고 있다[5].

방사선치료에 있어 치료의 성공을 위해서는 방사선이 종양부위에 정확히 조사되어야 하고 또한 종양에 도달하는 방사선량이 정확해야 한다. 그러나 실제의 환자 치료에 있어서는 상당한 오차가 발생하며, 실제 환자에 조사된 방사선량이 약 15%까지 오차를 나타내는 경우도 보고되고 있다 [6]. 이에 실제 환자에 조사된 방사선량의 확인이 필요하며 여러 방법들이 시도되었다. Voordecker 등은 반도체 측정기를 사용하여 in vivo 측정을 시행하여 650회의 측정 중 2회의 큰 오류를 발견할 수 있었고, 잘못된 치료를 방지할 수 있었다 [7]. 이러한 in vivo 측정의 유용성이 인정되어 여러 병원의 협동 연구 시 치료의 적절성 확인을 위한 방법의 일부로 포함되는 경우가 많다[8,9].

인체에 조사된 방사선량의 확인을 위한 방법으로는 실제로 인체 내부에 방사선량 측정장치를 삽입하는 침습적인 방법이 있는데 이는 사용 부위가 극히 제한되고 30 내지 40회 이상에 걸쳐 매일 시행되는 방사선치료에 실제로 적용하는 것은 거의 불가능하다[10,11]. 이러한 단점의 보완을 위하여 환자의 매 치료 시 환자의 신체 내부에 조사된 방사선량을 쉽게 측정 가능한 비침습적인 방법이 요구되었다.

Tn vivo 방사선량 측정시스템의 비침습적인 방법으로 입구방사선량과 출구방사선량을 측정하는 방법이 있으며 이는 반복 측정이 쉽다는 장점을 지닌다. Millwater 등은 반도체 측정기를 이용해 실제 환자 치료 시의 입구선량과 출구선량의 동시 측정을 시도하였는데, 입구선량은 측정치와 예측치 간에 평균 0.4%의 오차를 보였고 출구선량은 32%의 환자에서 5% 이상의 오차를 보였다. 이러한 결과는 50명의 환자 중 한 명에서 종양부위의 표적선량이 5% 이상의 오차를 보임을 의미한다고 하였다[12]. Adeyemi 등의 연구에서는 전체 환자의 5%에서 단일조사야에서 5% 이상의 오차를 보였다[13]. 이러한 종양부위의 표적선량의 오차는 악성종양의 치료 성적에 영향을 미치고 치료의 부작용에도 큰 영향을 주게되므로 양질의 치료를 위하여 이러한 치료의 오차를 줄이기 위한 노력이 필요하다. Noel 등도 반도체 측정

기를 이용하여 입구선량과 출구선량의 측정을 시도하였고, 이를 이용해 인체내의 각 지검에서의 깊이에 따른 선량을 계산할 수 있는 식을 개발하였다. 계산식 자체의 오차는 2% 이내의 범위로 추정되었고 이를 이용해 7519명의 환자에서 시행한 in vivo 선량측정 상 79회의 오차가 발생하였고 이 중 50% 이상에서 10% 이상의 오차가 발생하였다. 또한 분할조사 시 방사선 조사범위의 조직 두께의 변화에 따라 표적선량에 차이가 발생할 수 있다는 것을 확인하였다[14]. Miszczyk 등에 의하면 두경부암의 환자의 경우 입구선량, 출구선량, 방사선 조사부위의 부피를 측정된 결과 20회의 치료 후에는 조사부위 부피의 평균값이 작아지고 이에 의하여 유의한 과선량의 조사가 발생하였다. 따라서 이러한 오차들을 줄이고 적절한 치료의 정도 유지를 위하여 매 방사선치료 시 환자에 실제로 도달하는 선량의 확인이 요구되었다[15].

방사선량의 측정에는 이온함, 반도체 측정기, TLD, film 등이 이용되며, 영국의 한 조사에 의하면 이들 중 이온함과 반도체가 가장 많이 이용되고 있는 것으로 나타나 있으며[16] 특히 여러 종류의 반도체 측정기를 이용해 광자선의 입구선량, 출구선량 및 중간면 선량을 측정하는 방법이나 전자선의 입구선량을 구하는 연구 및 알고리즘이 많았다[17-25]. TLD를 이용한 측정은 전피부 전자선조사의 경우의 in vivo 선량측정에 많이 사용되고[26] 뇌, 두경부 등 다른 부위의 측정에도 널리 사용되지만 재현성이 낮은 단점을 지닌다[27]. 이외에 portal film 시스템[28]이나 radiochromic film[29]을 이용한 연구들도 시행되었다. 비교적 부착이 간편한 TLD 시스템을 이용한 실험의 경우 출구선량이 약 2%의 오차의 범위에서 측정이 가능하였다[30]. MOSFET (metal oxide semiconductor field-effect transistor) 측정기를 이용한 입구 및 출구선량의 측정의 경우 mid-plane 깊이와 출구 표면선량을 입구 표면선량으로 나눈 값과 연관시켜 팬텀의 mid-plane 깊이의 선량을 추정할 경우 이온함을 이용해 측정할 경우와 2% 이내의 오차를 보였다[31].

투과선량을 측정하여 중앙선량을 계산하는 방법으로는 이온함을 이용하는 본 연구의 방법 외에 EPID (electronic portal image device)를 이용하는 방법이 있다. 대개의 경우 liquid-filled EPID로 환자의 약 50 cm 이상의 후방에서 영상을 얻어 convolution model[32]이라는 수학적 방법으로 분석을 시행하여 예상치를 얻게 된다.

Boellarrd 등은 EPID를 이용하여 측정된 경우와 전리함으로 측정된 경우의 비교시 임상적으로 흔히 사용되는 범위에서 균질의 팬텀에 개방 조사야로 방사선을 조사한 경우 1.2% 이내 (1 SD 이내), wedge를 사용한 경우 또는 불균질 팬텀에 방사선을 조사한 경우 1.7% (1 SD 이내)의 오차로 투과선량을 측정할 수 있었고 따라서 이러한 정확도로 이차원적 투과선량을 측정할 수 있다고 하였다[33-37]. 또한 Kroonwijk (1998) 등은 측정된 PDIs (portal dose images)와 예측된 PDIs를 비교하여 내부기관의 운동도 알아낼 수 있다고 하였다[38].

이러한 연구들을 바탕으로 본 교실에서는 선량 측정의 편리성 및 치료기간 동안의 반복측정의 가능성을 위해 환자를 통과한 투과선량을 측정하는 방법을 이용한 선량측정 시스템과 투과선량을 이용해 환자에서의 선량을 유추해내는 알고리즘을 개발하였다. phantom 실험을 통한 시스템의 안정성 및 알고리즘의 정확성을 확인하였고[3], 이러한 연구를 바탕으로 환자치료 시의 시스템 및 algorithm의 유용성을 확인이 요구되어 본 연구를 시행하게 되었다. 본 연구를 통해 본 시스템이 환자의 치료 시의 이용에 별다른 문제를 초래하지 않는 것을 확인하였고, 평소의 치료시간보다 1인당 약 3분 정도 길어지는 것을 알 수 있었다. 시스템의 안정성에 대하여는 일중과 일간의 변동이 $\pm 2\%$ 로 크지 않음을 확인할 수 있었다. 또한 환자의 치료에 있어 투과선량의 측정치와 예측치의 오차가 불균질 조직의 보정을 시행한 경우 대개 $\pm 3\%$ 이내의 범위에 포함이 되었고, 조직의 불균질성의 보정이 오차의 범위를 결정하는 주요 요인으로 확인되었다. 따라서 투과선의 경로에 존재하는 불균질 조직의 확인 및 이의 두께에 대한 정확한 정보를 얻을 수 있는 CT 영상과 본 시스템이 병용된다면 좀 더 정확한 예측치의 파악이 가능하리라 생각된다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 선도기술의료공학기술 개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (HMP 98-G-1-031-A)

참고문헌

1. 우홍균, 하성환. "고에너지 방사선치료용 on-line 선량측정시스템을 위한 알고리즘의 개발", 대한

- 방사선방어학회지, 22(3), 207-218(1997).
2. 윤형근, "고에너지 방사선치료용 in vivo 선량 측정시스템을 위한 투과선량 계산 알고리즘연구", 서울대학교 대학원 박사학위논문, 2000
 3. 우홍균, 허순녕, 이형구, 하성환, "투과선량을 이용한 on-line 선량측정에서 불균질조직에 대한 선량 보정", 대한방사선방어학회지, 23(3), 139-147(1998).
 4. F.M. Kahn, *The Physics of Radiation Therapy*, 2nd ed., Williams & Wilkins, Baltimore(1994).
 5. 김미숙, 류성렬, 조철구 등. "국내 병원별 방사선치료의 진료 구조 현황", 대한방사선종양학회지, 17(2), 172-178(1999).
 6. M.M. Urie, M. Goitein, K. Doppke, J.G. Kutcher, T. LoSasso, R. Mohen, J.E. Munzenrider, M. Sontag, J.W. Wang, "The role of uncertainty analysis in treatment planning", *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 21(1), 91-107(1991).
 7. M. Voordeckers, H. Goossens, J. Rutten, W. Van den Bergaert, "The implementation of in vivo dosimetry in a small radiotherapy department", *Radiother Oncol.*, 47(1), 45-48(1998).
 8. G. Van Tienhoven, B.J. Mijnheer, H. Bartelink, D.G. Gonzalez, "Quality assurance of the EORTC Trial 22881/10882: boost versus no boost in breast conserving therapy. An overview", *Strahlenther Onkol.*, 173(4), 201-207(1997).
 9. L. Cozzi, A. Fogliata-Cozzi, "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.*, 47(1), 29-36(1998).
 10. M. Essers, J.H. Lanson, B.J. Minjunheer, "In vivo dosimetry during conformal therapy for prostate cancer", *Radiother Oncol.*, 29(2), 271-279(1993).
 11. S. Heukelom, J.H. Lanson, B.J. Mijnheer, "In vivo dosimetry during pelvic treatment", *Radiother Oncol.*, 25(2), 111-120(1992).
 12. C.J. Millwater, A.S. MacLeod, D.I. Thwaites, "In vivo semiconductor dosimetry as part of routine quality assurance", *Br J Radiol.*, 71(846), 661-668(1998).
 13. A. Adeyemi, J. Lord, "An audit of radiotherapy patient doses measured with in vivo semiconductor detectors", *Br J Radiol.*, 70(832), 399-408(1997).
 14. A. Noel, P. Aletti, P. Bey, L. Malissard, "Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systemic in vivo dosimetry", *Radiother Oncol.*, 34(2), 144-151(1995).
 15. L. Miszczyk, J. Wydmanski, "Evaluation of delivered dose changes during radiation therapy", *Acta Oncol.*, 38(12), 197-201(1999).
 16. C.R. Edwards, M.H. Grieveson, P.J. Mountford, P. Rolfe, "A survey of current in vivo radiotherapy dosimetry practice", *Br J Radiol.*, 70(832), 299-302(1997).
 17. R. Alecu, J.J. Feldmeier, M. Alecu, "Dose perturbations due to in vivo dosimetry with diodes", *Radiother Oncol.*, 42(3), 289-291(1997).
 18. R. Alecu, M. Alecu, T.G. Ochrana, "A method to improve the effectiveness of diode in vivo dosimetry", *Med Phys.*, 25(5), 746-749(1998).
 19. R. Alecu, M. Alecu, "In vivo rectal dose measurements with diodes to avoid misadministration during intracavitary high dose rate brachytherapy for carcinoma of cervix", *Med Phys.*, 26(5), 768-770(1999).
 20. R.J. Meiler, M.B. Podgorsak, "Characterization of the response of commercial diode detectors used for in vivo dosimetry", *Med Dosim.*, 22(1), 31-37(1997).
 21. M. Ribas, N. Jorret, T. Eudaldo, D. Carabante, M.A. Duch, M. Ginjaume, G. Gomez de Segura, "Midplane dose determination during

- total body irradiation using in vivo dosimetry", *Radiother Oncol.*, 49(1), 91-98(1998).
22. C.B. Saw, J. Shi, D.H. Hussey, "Energy dependence of a new solid state diode for low energy photon beam dosimetry", *Med Dosim.*, 23(2), 95-97(1998).
 23. R. Sjogren, M. Karlsson, "Influence of electron contamination on vivo surface dosimetry for high-energy photon beams", *Med Phys.*, 25(6), 916-921(1998).
 24. D.M. Frye, S.N. Rustgi, "Diode verification of routine electron-beam treatments", *Med Dosim.*, 24(1), 43-48(1999).
 25. S. Howlett, L. Duggan, S. Bazley, T. Kron, "Selective in vivo dosimetry in radiotherapy using P-type semiconductor diodes: a reliable quality assurance procedure", *Med Dosim.*, 24(1), 53-56(1999).
 26. J.A. Antolak, J.H. Cundiff, C.S. Ha, "Utilization of thermoluminescent dosimetry in total skin electron beam radiotherapy of mycosis fungoides", *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 40(1), 101-108(1998).
 27. T. Loncol, J.L. Greffe, S. Vynckier, P. Salliet, "Entrance and exit dose measurements with semiconductors and thermoluminescent dosimeters: a comparison of methods and in vivo results", *Radiother Oncol.*, 41(2), 179-187(1996).
 28. M. Stasi, V. Casanova Borca, C. Fiorino, "Measurements of exit dose profiles in 60Co beams with a conventional portal film system", *Br J Radiol.*, 70(840), 1283-1287(1997).
 29. L.E. Reinstein, G.R. Gluckman, H.I. Amols, "Predicting optical densitometer response as a function of light source characteristics for radiochromic film dosimetry", *Med Phys.*, 24(12), 1935-1942(1997).
 30. H.M. Ferguson, G.D. Lambert, R.M. Harrison, "Automatized TLD system for tumor dose estimation from exit dose measurements in external beam radiotherapy", *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 38(4), 899-905(1997).
 31. P. Scalchi, P. Francescon, "Calibration of a MOSFET detection system for 6 MV in vivo dosimetry", *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 40(4), 987-993(1998).
 32. T.R. McNutt, T.R. Mackie, P. Reckwert, B.R. Paliwal, "Calculation of portal dose using the convolution/ superposition method", *Med Phys.*, 23(8), 527-535(1996).
 33. R. Boellaard, M. Herk, B.J. Mijnheer, "The dose-response relationships of a liquid-filled electronic portal image device", *Med Phys.*, 23(9), 1601-1611(1996).
 34. R. Boellaard, M. Herk, B.J. Mijnheer, "A convolution model to convert transmission dose images to exit dose distributions", *Med Phys.*, 24(2), 189-199(1997).
 35. R. Boellaard, M. Essers, M. Herk, H. Uiterwaal, B. Mijnheer, "A new method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry", *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 41(2), 465-474(1998).
 36. K.L. Pasma, M. Kroonwijk, J.C. de Boer, A.G. Visser, B.J. Heijmen, "Accurate portal dose measurement with a fluoroscopic electronic portal image device (EPID) for open and wedged beams and dynamic multileaf collimation", *Phys Med Biol.*, 43(8), 2047-2060(1998).
 37. M. Essers, R. Boellaard, M. van Herk, J.H. Lanson, B. Mijnheer, "Transmission dosimetry with a liquid-filled electronic portal imaging device", *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 34(4), 931-941(1996).
 38. M. Kroonwijk, K.L. Pasma, S. Quint, P.C. Koper, A.G. Visser, B.J. Heijmen, "In vivo dosimetry for prostate cancer patients using an electronic portal imaging device (EPID): demonstration of internal organ motion", *Radiother Oncol.*, 49(2), 125-132(1998).