

## 두경부 방사선 치료 환자에서 투과선량 알고리즘의 임상 적용시 불균질 조직 보정에 관한 연구

서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실

김수지\* · 하성환 · 우홍균 · 허순녕

**목 적:** 두경부에 방사선 치료를 받는 환자에서 투과선량측정시스템을 적용하여 시스템의 재현성과 선량 계산 알고리즘의 정확도를 확인하기 위하여 본 연구를 시행하였다.

**대상 및 방법:** 2001년 9월 5일부터 9월 18일까지 4 MV 선형가속기를 이용하여 두경부에 방사선치료를 시행한 환자를 대상으로 하였으며, 3회 이상의 측정을 시행하고 조사야의 중심이 차폐되지 않은 35명의 환자를 대상으로 분석을 시행하였다. 매일 환자의 치료 시작 전과 치료 중 한 시간 간격으로 10×10 cm<sup>2</sup> 개방 조사야에 100 MU을 조사하고 측정을 시행하여 시스템의 안정성 및 재현성을 확인하였다. 투과선량 계산 알고리즘의 정확도를 평가하기 위하여 두경부 방사선치료 환자에서 투과선량의 예상치를 구하고 측정치와 비교하였다. 투과선량 예상치는 환자의 CT 또는 MR 영상과 모의치료 시의 X-선 필름을 사용하여 방사선 투과 부위의 골조직, 공기, 지방조직의 두께를 측정하고 이에 대한 불균질 조직의 영향을 보정하였다.

**결 과:** 10×10 cm<sup>2</sup> 개방 조사야에 100 MU을 조사하여 측정을 시행하였을 때 측정치의 일 중의 오차가 ±0.5% 이내이고 일간의 오차가 ±1.0% 이내로 시스템의 안정성 및 재현성을 확인할 수 있었다. 투과선량 예상치와 실제 측정치 간의 평균 오차는 뇌 부위 치료 환자에서는 ±5% 이하, 두부 치료 환자에서는 ±2.5% 이하, 경부 치료 환자에서는 ±5% 이하이었다.

**결 론:** 투과선량측정시스템의 안정성과 재현성을 확인할 수 있었고, 외부 형태가 불규칙하고 불균질 조직이 포함되는 부위에 대하여 CT, MR 등의 영상을 이용하여 불균질 조직에 대한 보정을 함으로써 정확한 예상치를 구할 수 있음을 확인하였다.

**핵심용어:** In vivo 선량측정시스템, 투과선량, 방사선치료, 두경부 종양, 뇌종양, 조직 불균질성

### 서 론

악성 종양의 효과적인 방사선치료를 위하여 주변의 정상 조직에 대한 방사선 부작용은 최소화하면서 정확한 양의 방사선이 종양 부위에 도달하여야 한다. 그러나 치료 기기 출력의 오차, 치료 계획용 컴퓨터에 입력된 데이터나 프로그램의 오류, 치료 기기의 오작동, 치료 기기 조작 시 각종 인적 오류 등의 원인으로 인하여 방사선 치료계획과 실제 치료시의 방사선 조사량 간에 오차가 생길 수 있다. 따라

서 방사선량의 적절한 정도 유지를 위하여 방사선치료 시 환자에 실제로 도달한 방사선량을 측정할 수 있는 in vivo 선량측정시스템이 필요하다.

환자를 투과한 방사선량을 환자의 후면에서 측정하여 이로부터 종양에 조사된 방사선량을 계산할 수 있는 in vivo 선량측정시스템을 개발하였으며 이를 이용하여 방사선량 측정기 비교 및 특성 연구와 방사선치료기기, 측정기 및 환자의 공간적 위치에 따른 영향 연구, 개방 조사야에서 투과선량-종양선량의 전환을 위한 예비적인 알고리즘의 개발,<sup>1)</sup> 불균질 조직에서의 선량 보정에 대한 연구<sup>2)</sup> 및 차폐체 및 기타 보조기구 사용 시 투과선량 계산 알고리즘 연구<sup>3,4)</sup> 등이 시행되었다. 개발된 선량측정시스템의 재현성 및 문제점, 알고리즘의 정확도 확인을 위하여 골반부에 방사선치료를 받은 환자들을 대상으로 in vivo 선량측정시스템을 적용하여 분석한 바 있다.<sup>5)</sup> 골반부 방사선치료 환자

이 논문은 2004년 3월 31일 접수하여 2004년 6월 14일 채택되었음.

책임저자: 허순녕, 서울특별시 종로구 연건동 28번지

서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실

Tel: 02)760-3573, Fax: 02)742-2073

E-mail: snhuh@daum.net

\*현소속: 가톨릭대학교 의과대학 방사선종양학교실

들을 대상으로 한 연구에서 개발된 in vivo 선량측정시스템이 안정성과 재현성을 지님을 확인할 수 있었고, 방사선량을 정확히 예측하기 위해서는 골반의 경우 골 조직의 보정이 중요한 요인임을 알 수 있었다.

본 연구에서는 두경부에 방사선치료를 받는 환자들을 대상으로 in vivo 선량측정시스템을 적용하였을 때 알고리즘의 정확도 확인 및 문제점 파악을 위해서 연구를 시행하였다.

## 연구 대상 및 방법

### 1. 대상

2001년 9월 5일부터 9월 18일까지 두경부에 방사선치료를 시행 받은 환자 중 3회 이상의 측정을 시행하고 조사야의 중심이 차폐되지 않은 35명의 환자를 대상으로 분석을 시행하였다.

### 2. 연구방법

#### 1) 방사선치료기기

Varian사의 Clinac 4/100 선형가속기의 4 MV의 X선을 사용하여 선량의 재현성을 확인하는 일치성점검검사(consistency check test)를 시행한 후 실험을 시행하였다.

#### 2) 이온함(ion chamber) 및 전위계(electrometer)

자체 제작한 9채널 이온함과 9채널 디지털 측정기(multi-channel digital electrometer)를 이용하였고, 선원-측정기 거리(source-chamber distance, SCD)는 150 cm로 고정하였다. 측정기의 zero drift와 leakage current는 50 fAmp 이하이고, 10 MU에서 640 MU의 범위에서 0.5%의 선형성을 유지할 수 있었다.

#### 3) 시스템의 재현성 확인

매일 환자의 치료 시작 전 10×10 cm<sup>2</sup>의 개방 조사야로 4 MV X선으로 100 MU을 조사하여 측정치를 비교하였으며, 온도와 기압의 측정을 시행하였고 환자의 치료 중 시스템의 안정성 및 재현성의 확인을 위하여 한 시간 간격으로 재측정을 시행하였다.

#### 4) 투과선량의 계산

투과선량의 예측치 계산을 위하여 본 교실에서 측정을 통해 얻은 알고리즘을 이용하였다.<sup>1)</sup> 투과선량 예측치 계산의 기본 알고리즘은 다음과 같다.

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

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

$$a (PCD, Tp) = f_a (Tp) (PCD)^3 + g_a (Tp) (PCD)^2 + h_a (Tp) (PCD) + i_a (Tp)$$

$$b (PCD, Tp) = f_b (Tp) (PCD)^3 + g_b (Tp) (PCD)^2 + h_b (Tp) (PCD) + i_b (Tp)$$

$$c (PCD, Tp) = f_c (Tp) (PCD)^3 + g_c (Tp) (PCD)^2 + h_c (Tp) (PCD) + i_c (Tp)$$

$$d (PCD, Tp) = f_d (Tp) (PCD)^3 + g_d (Tp) (PCD)^2 + h_d (Tp) (PCD) + i_d (Tp)$$

$$e (PCD, Tp) = f_e (Tp) (PCD)^3 + g_e (Tp) (PCD)^2 + h_e (Tp) (PCD) + i_e (Tp)$$

Do: 기준측정치, field size = 10×10 cm, Tp = 0 cm에서의 측정치

PCD: Phantom to chamber distance

Tp: thickness of patient

A/P: ratio of area to perimeter

a, b, c, d, e 각 식의 계수들을 regression을 하여 구한다. 정확한 투과선량 예측치 계산을 위하여 조사야의 일부가 차폐된 경우 및 조직 결손이 있는 경우의 보정 알고리즘을 개발하였다.<sup>3,4)</sup> 또한 15, 30, 45, 60도의 쐐기형필터(wedge filter)에 대한 보정인자를 구하였다. 최대선량점(D<sub>max</sub>) 깊이, 10 cm 깊이, 20 cm 깊이에 대하여 측정을 시행하였고, 이때 조사야 크기는 5×5 cm<sup>2</sup>, 10×10 cm<sup>2</sup>, 15×15 cm<sup>2</sup>로 하였다.

#### 5) 불균질 조직의 보정

각 환자에서 골조직, 지방조직, 공기로 찬 부위의 두께는 환자의 모의치료시 촬영한 X-선 필름과 방사선 치료 전의 CT 또는 MRI를 사용하여 측정하였다. 방사선 조사면의 중심축(central axis)에 해당하는 부위와 일치하는 모의치료 X-선 사진, CT 또는 MRI 영상에서 골조직, 지방조직, 또는 공기로 찬 부위의 두께를 측정하였다.

골조직, 지방조직 및 공기로 찬 부비동, 비강, 구강 같은 부위에 대한 보정을 위하여 아래의 식을 사용하여 불균질 조직의 유효방사선투과두께를 계산하였다.

Soft tissue equivalent length for 1 cm of other tissue =

$$(\rho_e)_{\text{other tissue}} / (\rho_e)_{\text{soft tissue}}$$

$\rho_e$  (electron density): number of electrons per cubic centimeter

골조직 1 cm는 연조직 1.65 cm, 지방조직 1 cm는 연조직 0.888 cm, 공기로 찬 부위는 연조직 0 cm로 각각 보정하였다.<sup>6)</sup>

연구결과

1. 투과선량측정시스템의 재현성

시스템의 재현성 확인을 위하여 매일 환자의 치료 전 온도와 기압을 측정하고 10×10 cm<sup>2</sup>의 개방 조사야로 100 MU를 조사하여 측정을 시행하였으며, 환자의 치료 중 1 시간 간격으로 반복 측정을 시행하였다. 측정치의 일 중의 오차는 ±0.5% 이내였고, 측정기간 중 4 MV X선에 대한 일간 오차의 범위는 평균치로부터 -1.01%에서 +0.71%이었으며, 표준편차는 0.39%이었다. 이상과 같이 측정기간의 재현성은 표준편차가 0.5% 이내로 시스템의 안정성을 확인할 수 있었다(Fig. 1, 2).

2. 썸기인자(Wedge factor) 측정결과

15, 30, 45, 60도의 썸기형 필터(wedge filter)에 대하여 측정 깊이와 조사야의 크기를 변화시키면서 썸기인자를 구하였다. 10 cm 깊이(D10), 20 cm 깊이(D20)에서의 썸기인자는 최대선량점(D<sub>max</sub>) 깊이에서의 썸기인자보다 큰 값을 보였다. 그리고 그 차이를 D<sub>max</sub>에서의 썸기인자에 대한 백분율로 나타냈을 때, 측정 깊이가 깊을수록, 조사야의 크기가 작을수록, 그리고 썸기각도(wedge angle)가 클수록 차이가 커짐을 알 수 있었다(Table 1).

3. 뇌 치료 환자에서의 측정결과

전체 환자 중 12명의 환자가 뇌종양으로 치료를 받았다. 천막상부에 위치한 종양으로 치료받은 환자가 8명, 천막하

부에 위치한 종양으로 치료받은 환자가 4명이었다. 전체 조사야 수는 26개였고 투과선량 측정을 시행한 전체 횟수는 204회였다.

천막상부에 위치한 종양에 대한 16개의 조사야에서 골조직에 대한 보정만이 필요하였고 천막하부에 위치한 종양에 대한 10개의 조사야에서 골조직과 공기에 대한 보정이 필요하였다.

천막상부에 위치한 종양에 대한 조사야에서 불균질 조직 보정을 하지 않고 썸기인자와 방사선 차폐물의 영향만을 보정한 경우의 측정치와 예상치 간의 평균오차는 -8.18%에서 +0.51%까지의 범위에 있었으며, 오차의 표준편차는 0.19%에서 1.61%로 모두 2.0% 이내의 값을 보여 측정의

Table 1. Wedge Factor at Various Field Size and Depth (Clinac 4/100 4 MV X-ray)

Wedge angle	field size (cm×cm)	D max (A)	D10 (B)	% diff (B/A-1) ×100	D20 (C)	% diff (C/A-1) ×100
15	5×5	0.805	0.810	0.69	0.817	1.51
	10×10	0.806	0.809	0.41	0.816	1.28
	15×15	0.808	0.812	0.41	0.818	1.15
30	5×5	0.684	0.692	1.26	0.701	2.50
	10×10	0.686	0.691	0.73	0.701	2.15
	15×15	0.690	0.695	0.71	0.703	1.85
45	5×5	0.541	0.552	2.05	0.563	3.96
	10×10	0.545	0.552	1.27	0.563	3.40
	15×15	0.551	0.557	1.16	0.568	3.12
60	5×5	0.389	0.403	3.58	0.416	7.09
	10×10	0.390	0.399	2.35	0.411	5.40
	15×15	0.394	0.403	2.19	0.416	5.52

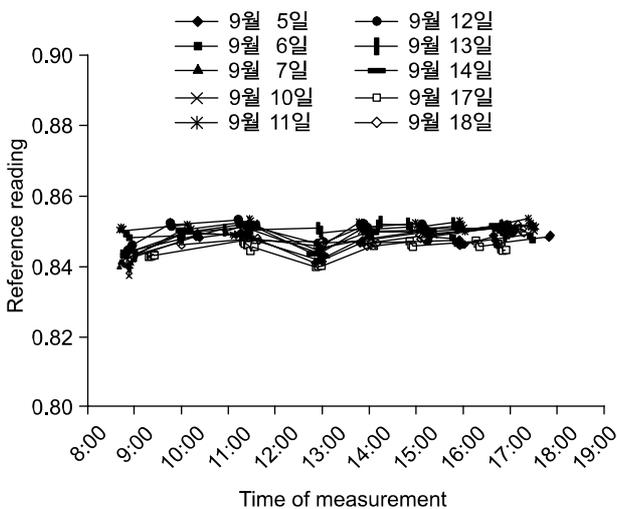


Fig. 1. The variation of reference reading of 4 MV X-ray during each day over two weeks.

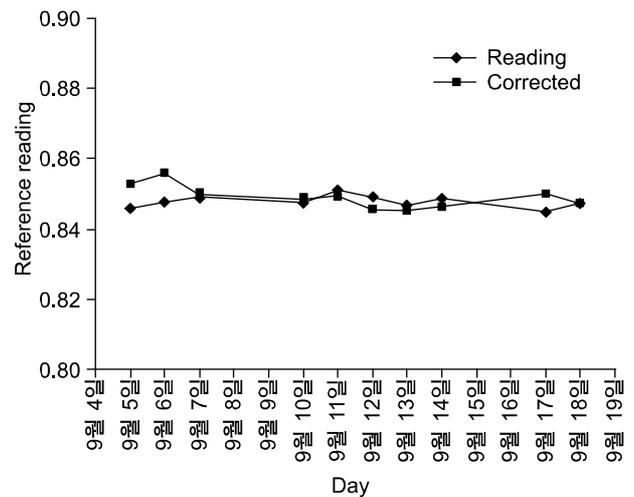


Fig. 2. The daily variation of reference reading of 4 MV X-ray over two weeks.

재현성이 높음을 알 수 있었다. 골조직에 대한 보정을 시행했을 때 평균오차의 범위는 -1.84%에서 +4.10%이었고 97%의 측정치에서 ±5.0% 이내의 오차를 보였다(Table 2).

천막하부에 위치한 종양에 대한 조사야에서 불균질 조직 보정을 하지 않고 뼈기인자와 방사선 차폐물의 영향만을 보정한 경우의 측정치와 예상치 간의 평균오차는 -8.18%에서 +0.51%까지의 범위에 있었으며, 오차의 표준편차는

0.19%에서 1.61%로 모두 2.0% 이내의 값을 보여 측정의 재현성이 높음을 알 수 있었다. 골조직에 대한 보정을 시행했을 때 평균오차의 범위는 +8.62%에서 +16.00%이었고, 골 조직과 공기에 대한 보정을 시행했을 때 평균오차는 -1.87%에서 +1.35%이었으며 98%의 측정치에서 ±5.0% 이내의 오차를 보였다(Table 3).

4. 두부 치료 환자에서의 측정결과

연구대상 환자 중 9명의 환자가 두부에 방사선치료를 받는 환자들이었고, 이들 환자에 대한 총 조사야 수는 21개였다. 치료 중 투과선량 측정을 시행한 횟수는 총 114회였

Table 2. Difference between Measured and Estimated Transmission Dose in Patients Treated to Supratentorial Brain

Beam direction	Difference, mean±SD* (%)		
	No correction	Bone correction	
김○범	Lt	-2.16±0.19	2.00±0.20
	Rt	-1.87±0.47	2.30±0.49
김○역	Lt	-5.32±0.91	-0.27±0.96
	Rt	-5.87±0.61	-0.84±0.64
김○형	Lt	-6.87±0.71	-1.34±0.75
	Rt	-5.84±0.54	-0.25±0.57
박○경	Lt	-1.29±1.61	1.26±1.66
	Rt	-0.86±0.83	1.71±0.85
설○환	Lt	-5.29±0.47	-1.77±0.49
	Rt	-4.76±0.43	-1.23±0.45
유○기	Lt	-8.18±1.14	-1.84±1.21
	Rt	-6.70±0.77	-0.41±0.83
이○하	Lt	-2.95±1.52	2.24±1.60
	Rt	-1.85±0.77	3.39±0.81
정○임	Lt	0.22±1.17	3.80±1.21
	Rt	0.51±0.61	4.10±0.63

\*: Standard deviation

Table 3. Difference between Measured and Estimated Transmission Dose in Patients Treated to Infratentorial Brain

Beam direction	Difference, mean±SD (%)			
	No correction	Bone correction	Bone, air correction	
민○기	Lt	0.29±0.67	14.43±0.76	0.29±0.67
	Rt	0.42±0.72	14.59±0.82	0.42±0.72
서○정	Lt	1.59±0.78	8.62±0.83	0.55±0.77
	Rt	2.40±0.73	9.48±0.78	1.35±0.72
오○연	Lt-1	-1.04±0.51	11.49±0.57	0.51±0.52
	Rt-1	-1.88±0.55	10.53±0.62	-0.34±0.56
	Lt-2	2.54±0.58	9.80±0.65	-1.01±0.51
정○희	Rt-2	-2.52±0.49	9.81±0.55	-0.99±0.50
	Lt	5.52±1.71	14.65±1.86	-1.87±1.59
Rt	6.76±0.80	16.00±0.87	-0.72±0.74	

Table 4. Difference between Measured and Estimated Transmission Dose in Patients Treated to Head

Beam direction	Difference, mean±SD (%)				
	No correction	Bone correction	Bone, air corr.	Bone, air, fat correction	
강○헌	LPO*	-6.15±0.6	-1.52±0.65	-1.52±0.65 <sup>  </sup>	-2.00±0.64
김○화	Lt	14.86±1.50	19.11±1.56	1.93±1.33	0.88±1.32
	Rt	13.69±1.55	17.90±1.60	0.90±1.37	-0.14±1.36
김○자	LPO	20.05±1.72	1.76±1.46	-0.84±1.42	0.19±1.44
류○자	RPO <sup>†</sup>	-3.70±0.83	2.95±0.88	2.95±0.88 <sup>  </sup>	2.43±0.88
문○금	LPO	11.97±3.22	15.64±3.32	-0.88±2.85	-1.90±2.82
안○준	Lt	2.15±1.05	2.15±1.05 <sup>§</sup>	-2.38±1.00	-2.38±1.00 <sup>¶</sup>
이○상	Lt-1	3.13±2.49	6.87±2.58	-0.98±2.39	-0.98±2.39 <sup>¶</sup>
	Rt-1	3.78±2.44	8.42±4.90	-0.36±2.35	-0.36±2.35 <sup>¶</sup>
	Lt-2	3.12±2.28	6.80±2.97	-1.01±2.75	-1.01±2.75 <sup>¶</sup>
	Rt-2	4.05±1.74	8.26±1.42	0.34±1.32	0.34±1.32 <sup>¶</sup>
이○로	RPO	-20.63±1.50	1.55±1.92	1.55±1.92 <sup>  </sup>	1.06±1.91
정○희	LAO <sup>‡</sup>	-3.75±1.02	5.10±1.11	-0.20±1.06	-0.20±1.06 <sup>¶</sup>
	RPO	-4.10±0.31	4.76±0.34	-0.55±0.32	-0.55±0.32 <sup>¶</sup>

\*Left posterior oblique, † Right posterior oblique, ‡ Left anterior oblique, §No bony tissue was present in the center of the field, ||No air cavity was present in the center of the field, ¶No fatty tissue was present in the center of the field

다. 방사선이 aquaplast를 고정시키는 아크릴 판과 환자의 머리를 받쳐주는 pillow를 통과하는 조사야의 수는 7개, 총 측정횟수는 41회였고 이들 측정치는 예상치와의 오차 분석에서 제외하였다.

불균질 조직 보정을 하지 않고 뼈기인자와 방사선 차폐물의 영향만을 보정한 경우의 측정치와 예상치간의 평균 오차는 -20.63%에서 +20.05%까지의 값을 보였다. 그러나 오차의 표준편차는 0.31%에서 3.22%로 한 개의 조사야에서만 3.22%이었고 나머지는 모두 3.0% 이내의 값을 보여 측정의 재현성이 높음을 알 수 있었다.

불균질 조직의 보정은 골조직의 보정만을 하였을 때, 골조직과 공기에 대한 보정을 하였을 때, 골조직과 공기, 지방조직에 대한 보정을 하였을 때의 예상치를 모두 구하여 예상치와 측정치간의 오차를 비교하였다(Table 4). 골조직에 대한 보정이 필요한 조사야는 13개였고, 공기에 대한 보정이 필요한 조사야는 10개, 지방조직에 대한 보정이 필요한 조사야는 7개였다. 골조직에 대한 보정을 시행했을 때 평균오차의 범위는 -1.52%에서 +19.11%이었고, 골조직과 공기에 대한 보정을 시행했을 때 평균오차는 -2.38%에서 +2.95%로 84%의 측정치에서 ±3.0% 이내의 오차를

Table 5. Difference between Measured and Estimated Transmission Dose in Patients Treated to Neck

	Beam direction	Difference, mean±SD (%)			
		No correction	Bone correction	Bone, air corr	Bone, air, fat
김○준	Lt	9.55±1.94	9.55±1.94*	1.82±1.80	1.82±1.80 <sup>‡</sup>
	Rt	8.01±2.17	8.01±2.17*	0.42±2.02	0.42±2.02 <sup>‡</sup>
김○훈	Lt	-0.78±2.18	-0.78±2.18*	-0.78±2.18 <sup>†</sup>	-0.78±2.18 <sup>‡</sup>
	Rt	0.20±2.70	0.20±2.70*	0.20±2.70 <sup>†</sup>	0.20±2.70 <sup>‡</sup>
김○경	Lt	6.02±1.94	6.02±1.94*	6.02±1.94 <sup>†</sup>	3.35±1.89
	Rt	6.17±1.81	6.17±1.81*	6.17±1.81 <sup>†</sup>	3.49±1.76
김○신	Lt	-3.63±2.02	-3.63±2.02*	-3.63±2.02 <sup>†</sup>	-3.63±2.02 <sup>‡</sup>
	Rt	-4.51±1.88	-4.51±1.88*	-4.51±1.88 <sup>†</sup>	-4.51±1.88 <sup>‡</sup>
박○상	Lt	-0.83±1.26	-0.83±1.26*	-0.83±1.26 <sup>†</sup>	-0.83±1.26 <sup>‡</sup>
	Rt	-0.63±1.70	-0.63±1.70*	-0.63±1.70 <sup>†</sup>	-0.63±1.70 <sup>‡</sup>
심○자 양○석	Ant	-2.83±1.67	8.40±1.86	0.94±1.73	0.94±1.73 <sup>‡</sup>
	Ant	-14.84±1.91	-0.17±2.24	-0.17±2.24 <sup>†</sup>	-0.17±2.24 <sup>‡</sup>
	Post	-15.68±2.22	-1.16±2.60	-1.16±2.60 <sup>†</sup>	-1.16±2.60 <sup>‡</sup>
우○수	Lt	-6.95±1.59	-2.49±1.67	-2.49±1.67 <sup>†</sup>	-2.49±1.67 <sup>‡</sup>
	Rt	-5.67±0.16	-1.15±0.17	-1.15±0.17 <sup>†</sup>	-1.15±0.17 <sup>‡</sup>
유○근	Lt	4.91±0.45	4.91±0.45*	1.80±0.44	1.80±0.44 <sup>‡</sup>
	Rt	6.47±1.06	6.47±1.06*	3.31±1.03	3.31±1.03 <sup>‡</sup>
이○희	Lt	1.87±1.29	1.87±1.29*	-0.61±1.26	-0.61±1.26 <sup>‡</sup>
	Rt	1.58±0.69	1.58±0.69*	-0.90±0.68	-0.90±0.68 <sup>‡</sup>
장○만	Lt	2.80±2.30	2.80±2.30*	-2.06±2.19	-2.06±2.19 <sup>‡</sup>
	Rt	4.32±2.27	4.32±2.27*	-0.62±2.17	-0.62±2.17 <sup>‡</sup>
장○석	Lt-1	3.89±1.85	3.89±1.85*	-1.06±1.76	-1.06±1.76 <sup>‡</sup>
	Rt-1	4.97±1.93	4.97±1.93*	-0.03±1.84	-0.03±1.84 <sup>‡</sup>
	Lt-2	-1.59±1.13	-1.59±1.13*	-1.59±1.13 <sup>†</sup>	-1.59±1.13 <sup>‡</sup>
	Rt-2	-0.14±1.10	-0.14±1.10*	-0.14±1.10 <sup>†</sup>	-0.14±1.10 <sup>‡</sup>
	Ant	-1.25±3.28	-1.25±3.28*	-1.25±3.28 <sup>†</sup>	-1.25±3.28 <sup>‡</sup>
정○자 최○종	Lt-1	3.74±0.92	3.74±0.92*	3.74±0.92 <sup>†</sup>	3.74±0.92 <sup>‡</sup>
	Rt-1	3.00±0.64	3.00±0.64*	3.00±0.64 <sup>†</sup>	3.00±0.64 <sup>‡</sup>
	Lt-2	-1.37±1.39	-1.37±1.39*	-1.37±1.39 <sup>†</sup>	-1.37±1.39 <sup>‡</sup>
	Rt-2	-1.21±0.60	-1.21±0.60*	-1.21±0.60 <sup>†</sup>	-1.21±0.60 <sup>‡</sup>
	Lt-1	10.07±2.29	10.07±2.29*	3.75±2.16	3.75±2.16 <sup>‡</sup>
홍○인	Rt-1	8.65±2.21	8.65±2.21*	2.41±2.08	2.41±2.08 <sup>‡</sup>
	Lt-2	5.38±0.74	5.38±0.74*	-0.67±0.69	-0.67±0.69 <sup>‡</sup>
	Rt-2	5.02±1.82	5.02±1.82*	-1.02±1.71	-1.02±1.71 <sup>‡</sup>

\*No bony tissue was present in the center of the field, <sup>†</sup> No air cavity was present in the center of the field, <sup>‡</sup> No fatty tissue was present in the center of the field.

보였다. 골조직과 공기, 지방조직에 대한 보정을 모두 시행했을 때의 예상치와 측정치 간의 평균오차는 -2.38%에서 +2.43%로 86%의 측정치에서 ±3.0% 이내의 오차를 보였다.

5. 경부 치료 환자에서의 측정결과

전체 환자 중 18명의 환자가 경부에 치료를 받았다. 이 중 한 명은 두부에도 치료를 받았다. 총 조사야 수는 39개였고 투과선량 측정을 시도한 횟수는 총 239회였다. 방사선이 aquaplast를 고정시키는 아크릴 판과 pillow를 통과하게 되는 조사야가 5개였고 이들 조사야는 분석대상에서 제외시켰다.

불균질 조직 보정을 하지 않고 뼈기인자와 방사선 차폐물의 영향만을 보정한 경우의 측정치와 예상치 간의 평균 오차는 -15.68%에서 +10.07%까지의 값을 보였다. 그러나 오차의 표준편차는 0.16%에서 3.28%로 한 개의 조사야에서만 3.28%이었고 나머지는 모두 3.0% 이내의 값을 보여 측정의 재현성이 높음을 알 수 있었다.

불균질 조직의 보정은 골조직의 보정만을 하였을 때, 골조직과 공기에 대한 보정을 하였을 때, 골조직과 공기, 지방조직에 대한 보정을 하였을 때의 예상치를 모두 구하여 예상치와 측정치 간의 오차를 비교하였다(Table 5). 골조직에 대한 보정이 필요한 조사야는 5개였고, 공기에 대한 보정이 필요한 조사야는 15개, 지방조직에 대한 보정이 필요한 조사야는 2개였다. 골조직에 대한 보정을 시행했을 때 평균오차의 범위는 -4.51%에서 +10.07%이었다. 골조직과 공기에 대한 보정을 시행했을 때 평균오차는 -4.51%에서 +6.17%이었고 77%의 측정치에서 ±3.0% 이내, 92%

의 측정치에서 ±5.0% 이내의 오차를 보였다. 골조직과 공기, 지방조직에 대한 보정을 모두 시행했을 때의 평균오차는 -4.51%에서 +3.75%이었고 80%의 측정치에서 ±3.0% 이내, 95%의 측정치에서 ±5.0% 이내의 오차를 보였다.

6. 환자 set-up에 따른 투과선량 측정의 제한

두경부에 방사선 치료를 받는 환자들에서 아크릴 판으로 제작한 환자 고정 장치를 사용하는 경우가 있다(Fig. 3). 이때에 전방 조사야의 투과 방사선은 환자 고정 장치를 지나면서 흡수되므로 실제 측정치는 예상치에 훨씬 못 미칠 뿐 아니라 환자의 신체를 통과한 방사선이 pillow와 아크릴 판을 지나서 전리함에 도달하게 되므로 환자의 두께(Tp)와 환자-측정기간 거리(PCD)를 사용하여 방사선량의 예상치를 구하기도 어렵다는 문제점이 있었다.

고찰 및 결론

악성 종양의 방사선 치료에 있어서 종양이 효과적으로 치유되기 위해서는 정확한 부위에 방사선이 조사되어야 할 뿐만 아니라 정확한 방사선량이 치료하고자 하는 부위에 도달하여야 한다. 그러나 실제 치료시에는 환자에 조사된 방사선량이 약 15%까지 오차를 나타내는 경우도 있는 것으로 보고되고 있다<sup>7)</sup>.

치료기기 출력의 오차나 치료 계획용 컴퓨터를 이용하는 경우의 입력된 데이터 혹은 프로그램의 오류에 의한 오차를 계통적 오차(systematic error)라고 한다. Calandrino 등은 diode detector를 이용해서 in vivo 선량측정을 시행한

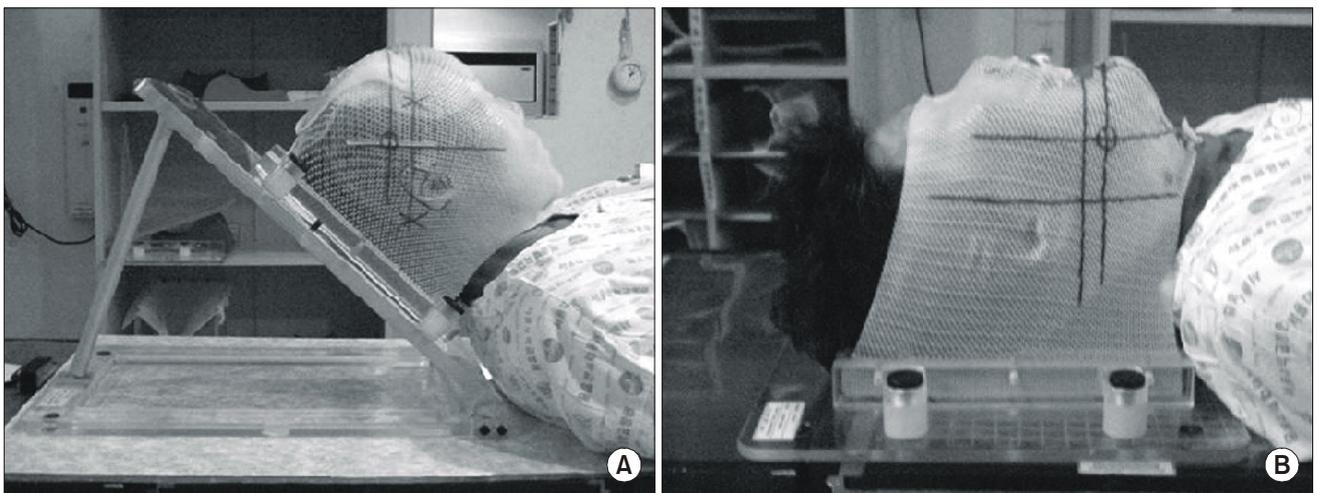


Fig. 3. (A) The head-tilt holder used in the treatment of brain tumor patients (B) The aquaplast holder used in the treatment of head and neck cancer patients.

650명의 환자 중 3예(0.45%)에서 5% 이상의 계통적 오차가 나타난 것으로 보고하였다.<sup>8)</sup>

치료기기의 오작동이나 기기 조작 시 각종 인적 오류에 의해서 수시로 발생할 수 있는 오차를 무작위적 오차(random error)라고 한다. Noel 등은 반도체 측정기를 이용하여 입사선량과 출구선량을 측정하여 인체내 각 지점의 깊이에 따른 선량을 계산할 수 있는 formula를 개발하여 7,519명의 환자에서 in vivo 선량측정을 시행하여 79회의 오차를 발견하였고 그 중 78회가 인적 오류에 의한 오차였다고 보고하였다.<sup>9)</sup>

따라서 이러한 오차들을 피하고 방사선량의 적절한 정도 유지를 위해서는 환자에 실제로 도달하는 방사선량일 때 치료시마다 확인할 필요가 있다. 이를 위하여 실제 인체 내부에 방사선량 측정 장치를 침습적으로 삽입하는 방법이 있으나 수십 회에 걸쳐 매일 반복적으로 시행하는 방사선 치료에 적용하는 것은 실질적으로 거의 불가능하다.<sup>10,11)</sup>

환자 신체 표면의 입사선량을 측정하는 방법은 측정기의 크기가 클수록 sensitivity가 높고 정확도가 향상되나 용적이 큰 측정기를 사용할 경우 인체 내 방사선량 및 분포에 영향을 미칠 수 있으므로 이러한 영향을 최소화하기 위하여 측정기의 크기를 소형으로 하고 있는데 그 결과 sensitivity가 감소하고 정확도도 낮아지게 되는 문제점을 가지고 있다. 또한 이 방법은 환자 체내에서의 방사선 감쇠에 대한 고려가 되지 않는다는 문제가 있다. 환자의 후면에서 출구선량을 이용하는 방법은 환자가 누워서 치료 받는 경우에 측정기를 환자 후면에 부착하는 데 어려움이 있고 한 환자에서 여러 조사야를 사용하는 경우 매 조사야마다 측정기를 다시 부착하여야 하는 불편이 있다.

투과선량을 이용하여 종양선량을 계산하는 방법 중 본 연구와 다른 방법으로는 EPID (electronic portal image device)로 환자의 후방에서 영상을 얻어서 convolution model이라는 수학적 방법으로 분석을 시행하여 예상치를 얻는 방법이 있다.<sup>12,13)</sup> Boellaard 등은 ion chamber로 측정된 경우와 비교하여 대부분의 임상적으로 많이 쓰이는 범위에서 균질한 phantom에 개방 조사야로 방사선을 조사한 경우는 1.2%, 썬(wedge)를 쓰거나 불균질한 phantom에서 조사한 경우는 1.7% 이내의 정확성으로 투과선량을 계산할 수 있었고 따라서 이러한 정확도로 2차원적인 투과선량 측정을 할 수 있다고 하였다.<sup>14~21)</sup>

방사선량을 측정하는 장치로는 ion chamber, diode detector, TLD, film 등이 있다. 이 중 TLD는 전피부 전자선 조사 등의 in vivo 선량측정에 많이 쓰이며<sup>22)</sup> 뇌, 두경부 등의 방사선 치료에도 흔히 쓰이지만 재현성이 떨어지는 단

점이 있다.<sup>23)</sup> 측정 즉시 선량 환산이 가능한 것은 ion chamber와 diode detector인데, diode detector의 경우 방사선에 의한 손상에 따른 측정치 감소가 월 1 내지 2%로 예상되며 energy 의존성이 높고 방사선량률의 영향 및 방사선 입사 방향의 영향이 커서 본 시스템에는 ion chamber가 유리하다.

본 교실에서는 환자를 통과한 투과선량을 측정하는 방법을 이용한 선량측정 시스템과 투과선량을 이용해 환자에서의 선량을 계산하는 알고리즘을 개발하였다. phantom 실험을 통해 선량측정 시스템의 안정성 및 알고리즘의 정확성을 확인하였고, 이러한 연구를 바탕으로 환자 치료시의 시스템 및 알고리즘의 유용성에 대한 확인이 요구되어 골반부 환자들을 대상으로 연구를 시행한 바 있다. 그 결과 시스템의 안정성에 대하여는 일간의 변동이  $\pm 2.0\%$ 로 변동이 크지 않음을 확인할 수 있었고, 환자의 치료에 있어 투과선량의 측정치와 예상치의 오차가 불균질 조직의 보정을 시행한 경우 대개  $\pm 3.0\%$  이내의 범위에 포함이 되는 것으로 확인되었다.<sup>5)</sup>

본 연구에서는 4 MV 선형가속기에서 투과선량측정시스템을 적용하였을 때 시스템의 안정성에 대하여는 일 중의 변동이  $\pm 0.5\%$  이내이고, 일 간의 변동이  $\pm 1.0\%$  이내로 변동이 크지 않음을 알 수 있었다. 환자의 치료에 있어서도 투과선량의 측정치와 예상치의 오차의 표준편차가 대개 3.0% 이내의 범위에 있어 측정의 재현성이 높음을 알 수 있었다.

뇌는 두경부에 비해 비교적 균질한 조직이고 aquaplast를 사용했을 때 환자 자세의 변동이 더 적을 것으로 예상되는 바 실제 측정치에서도 오차의 표준편차가 2.0% 이내로 다른 부위에 비해서 재현성이 더 뛰어남을 알 수 있었다. 천막상부의 종양에 대한 조사야에서는 골조직의 보정을, 천막하부의 종양에 대한 조사야에서는 골조직과 공기에 대한 보정을 한 결과 평균 오차가  $\pm 5.0\%$  이내임을 확인할 수 있었다.

두부에 치료받은 환자들에서는 골조직, 공기, 지방조직에 대한 보정을 모두 시행했을 때 측정치와 예상치 간의 평균 오차가  $\pm 2.5\%$  이내의 범위에 있음을 확인하였다. 그러나 골조직과 공기에 대한 보정만을 시행했을 때에도 평균 오차가  $\pm 3.0\%$  이내의 범위에 있었다. 또한  $\pm 5.0\%$ 를 넘는 큰 오차는 골조직과 공기에 대한 보정만을 시행했을 경우나 골조직, 공기, 지방조직에 대한 보정을 모두 시행했을 경우나 전체 측정치의 5.0% 이하에서 확인되었다. 따라서 두부에 치료받는 환자들에서는 골조직과 공기에 대한 보정이 중요함을 알 수 있었고 지방조직에 대한 보정은

상대적으로 덜 중요한 것으로 판단되었다.

경부에 치료받은 환자들 중 지방조직에 대한 보정을 시행한 환자는 한 명이었다. 방사선이 투과하는 부위가 하악 골 바로 밑에 있었던 환자로 이 외의 환자들에서는 피하지방층의 두께가 얇아서 지방조직의 두께를 측정하기가 어렵고 전체 유효방사선투과두께에 영향을 거의 주지 않을 것이라는 판단하에 보정을 시행하지 않았다. 방사선이 기관 또는 후두를 통과하게 되는 경우에 공기에 대한 보정을 시행하였다. 경부에 치료받은 환자들에서는 불균질 조직에 대한 보정을 시행했을 때 평균 오차가  $\pm 5.0\%$  이내임을 확인하였다. 경부 치료 환자들에서 두부 치료 환자들보다 평균 오차가 더 큰 이유는 경부가 원통형 모양을 하고 있고 특히 전경부는 경사가 급격히 변하는 부위로서 방사선 조사야가 전방 또는 후방으로 이동될 경우 전체 방사선 투과두께 및 유효방사선투과두께가 크게 달라지기 때문으로 생각된다.

뇌 치료 환자들 중 일부에서는 head-tilt holder를 사용할 때 전방 조사야의 경우 투과선량측정시스템을 적용하는데 문제가 있음을 본 연구에서 확인할 수 있었고 그 외의 경우에는 투과선량을 측정하는 데 별 어려움이 없었다.

Voordeckers 등은 작은 규모의 치료방사선과에서 반도체 측정기를 사용하여 in vivo 선량측정을 시행하여 650회의 측정 중에서 2회의 큰 오류를 찾아내어서 잘못된 치료를 방지할 수 있었다고 보고하였다.<sup>24)</sup> 또한 여러 병원들의 협동 연구 시에 방사선치료시의 in vivo 선량측정이 quality assurance (정도 유지)의 일부로 포함되는 경우가 많다.<sup>25,26)</sup> 본 연구에서는 골조직 이외의 공기, 지방조직에 대한 정확한 정보를 CT, MRI 등의 영상을 통해 얻어서 불균질 조직에 대한 보정을 시행한다면 투과선량을 사용해 보다 정확한 예측치를 구할 수 있음을 확인할 수 있었다. 따라서 In vivo 선량측정시스템을 임상 적용 시 정확한 예상치를 구하여 측정치와의 오차가 큰 경우 즉시 오차의 원인에 대한 분석을 실시한다면 방사선량의 정도 유지에 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

### 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. 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
3. Yun HG, Chie EK, Huh SN, Lee HK, Wu HG, Shin KC, Ha SW. Transmission dose estimation algorithm for tissue

- deficit. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 2002;20:186-192
4. Yun HG, Chie EK, Huh SN, Wu HG, Lee HK, Shin KC, Kim SY, Ha SW. Transmission dose estimation algorithm for irregularly shaped radiation field. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 2002;20:274-282
5. Kim BK, Chie EK, Huh SN, Lee HK, Ha SW. Clinical application of in vivo dosimetry system in radiotherapy of pelvis. J Korean Asso Radiat Prot 2002;27:37-49
6. Kahn FM. The Physics of Radiation Therapy, 2nd edition. Baltimore, Williams & Wilkins 1994:84-86
7. 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.
8. Calandrino R, Cattaneo GM, Fiorino C, Longobardi B, Mangili P, Signorotto P. Detection of systematic errors in radiotherapy before treatment delivery. Radiother Oncol 1997; 45:271-274
9. Noel A, Aletti P, Bey P, Malissard L. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry. Radiother Oncol 1995;34:144-151
10. Essers M, Lanson JH, Mijnheer B. In vivo dosimetry during conformal therapy of prostate cancer. Radiother Oncol 1993; 29:271-279
11. Heukelom S, Lanson JH, Mijnheer B. In vivo dosimetry during pelvic treatment. Radiother Oncol 1992;25:111-120
12. McNutt TR, Mackie TR, Reckwert P, Papanikolaou N, Paliwal BR. Calculation of portal dose using the convolution/superposition method. Med Phys 1996;23:527-535
13. McNutt TR, Mackie TR, Reckwert P, Paliwal BR. Modeling dose distributions from portal dose images using the convolution/superposition method. Med Phys 1996; 23:1381-1392
14. Boellaard R, van Herk M, Mijnheer B. The dose response relationship of a liquid-filled electronic portal imaging device. Med Phys 1996;23:1601-1611
15. Boellaard R, Herk M, Mijnheer B. A convolution model to convert transmission dose images to exit dose distributions. Med Phys 1997;24:189-199
16. Boellaard R, Essers M, van Herk M, Mijnheer B. New method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1998;41:465-474
17. Boellaard R, van Herk M, Uiterwaal H, Mijnheer B. First clinical tests using a liquid-filled electronic portal image device and convolution model for the verification of the midplane dose. Radiother Oncol 1998;47:303-312
18. Boellaard R, van Herk M, Uiterwaal H, Mijnheer B. Two-dimensional exit dosimetry using a liquid-filled electron portal image device and convolution model. Radiother Oncol 1997;44:149-157
19. Pasma KL, Kroonwijk M, de Boer JC, Visser AG, Heijmen BJ. Accurate portal dose measurement with a fluoroscopic electronic portal image device (EPID) for open and wedged beams and dynamic multileaf collimation. Phys Med Biol 1998;43:2047-2060
20. Michalski JM, Wong JW, Gerber RL, et al. The use of

- on-line image verification to estimate the variation in radiation therapy dose delivery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993; 27:707-716
21. Essers M, Boellaard R, van Herk M, Lanson H, Mijnheer B. Transmission dosimetry with a liquid-filled electronic portal imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;34: 931-941
  22. Antolak JA, Cundiff JH, Ha CS. Utilization of thermoluminescent dosimetry in total skin electron beam radiotherapy of mycosis fungoides. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40: 101-108
  23. Loncol T, Greffe JL, Vynckier S, Scalliet P. Entrance and exit dose measurements with semiconductors and thermoluminescent dosimeters: a comparison of methods and in vivo results. *Radiother Oncol* 1996;41:179-187
  24. Voordeckers M, Goossens H, Rutten J, Van den Bogaert W. The implementation of in vivo dosimetry in a small radiotherapy department. *Radiother Oncol* 1998;47:45-48
  25. Van Tienhoven G, Mijnheer B, Bartelink H, Gonzalez DG. Quality assurance of the EORTC Trial 22881/10882: boost versus no boost in breast conserving therapy. An overview. *Strahlenther Onkol* 1997;173:201-207
  26. 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.

---

**Abstract**

## **Tissue Inhomogeneity Correction in Clinical Application of Transmission Dosimetry to Head and Neck Cancer Radiation Treatment**

Suzy Kim, M.D., Sung Whan Ha, M.D., Hong Gyun Wu, M.D., Soon Nyung Huh, Ph.D.

Department of Radiation Oncology, Seoul National University College of Medicine

Purpose: To confirm the reproducibility of in vivo transmission dosimetry system and the accuracy of the algorithms for the estimation of transmission dose in head and neck radiation therapy patients.

Materials and Methods: From September 5 to 18, 2001, transmission dose measurements were performed when radiotherapy was given to brain or head and neck cancer patients. The data of 35 patients who were treated more than three times and whose central axis of the beam was not blocked were analyzed in this study. To confirm the reproducibility of this system, transmission dose was measured before daily treatment and then repetitively every hour during the treatment time, with a field size of  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  and a delivery of 100 MU. The accuracy of the transmission dose calculation algorithms was confirmed by comparing estimated dose with measured dose. To accurately estimate transmission dose, tissue inhomogeneity correction was done.

Results: The measurement variations during a day were within  $\pm 0.5\%$  and the daily variations in the checked period were within  $\pm 1.0\%$ , which were acceptable for system reproducibility. The mean errors between estimated and measured doses were within  $\pm 5.0\%$  in patients treated to the brain,  $\pm 2.5\%$  in head, and  $\pm 5.0\%$  in neck.

Conclusion: The results of this study confirmed the reproducibility of our system and its usefulness and accuracy for daily treatment. We also found that tissue inhomogeneity correction was necessary for the accurate estimation of transmission dose in patients treated to the head and neck.

---

**Key Words:** In vivo dosimetry, Transmission dose, Radiation therapy, Head and neck cancer, Brain tumor, Tissue inhomogeneity