

조직 결손에 대한 투과선량 계산 알고리즘 보정

단국대학교 의과대학 치료방사선과학교실*, 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실†
서울대학교 의학연구원 방사선의학 연구소‡, Torsion Meditronics§, 가톨릭대학교 의과대학 생체의공학학교실||

윤형근* · 지의규† · 허순녕†§ · 이형구|| · 우홍균†† · 신교철* · 하성환††

목적 : 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실에서는 생체내(in vivo) 선량측정시 방사선 조사 조건으로부터 투과선량을 예측하는데 필요한 투과선량 계산 알고리즘을 개발한 바 있으며 조사면 내에 조직의 일부가 결손된 경우에도 적용할 수 있도록 보정 알고리즘을 개발하고자 하였다.

재료 및 방법 : 알고리즘을 개발하기 위한 기본 자료를 마련하기 위하여 측정을 시행하였다. 측정에는 선형가속기의 6 MV 및 10 MV X선을 이용하였고 측정기 및 전위계를 사용하였다. 측정조건은 조사면의 크기는 10×10 cm², 20×20 cm² 및 30×30 cm²로 하였고, 팬텀 두께는 20 cm, PCD는 10 cm, 30 cm 및 50 cm로 하였다. 이때 팬텀이 조사면의 일부에서 결손되도록 하였으며 결손 범위를 0 내지 100%로 하였다. 또한 조직 결손 및 불규칙한 윤곽선을 가진 경우에 알고리즘의 정확도를 평가하기 위하여 조직 결손이 가장 심한 경우에 해당하는 유방암 환자를 모델로 팬텀 모형을 만들어 투과선량을 측정하였다.

결과 : 조사면의 일부에 존재하는 조직 결손이 투과 선량에 미치는 영향을 보정하기 위한 알고리즘을 물리학적 이론을 이용하여 개발하였으며 알고리즘은 다양한 측정조건들에서 측정값과 대부분 ±1.0%이내의 오차를 보였다. 유방암환자의 모형을 이용한 측정값과는 ±3.0% 이내의 오차를 나타내었다.

결론 : 투과선량 계산 알고리즘은 조직이 일부 결손된 경우의 대부분에서 ±1.0% 이하의 오차 범위로 정확히 투과선량을 계산할 수 있었고 임상적으로 극단적인 조건에서도 ±3.0% 이내의 오차를 보이므로 임상적용이 충분히 가능함을 알 수 있었다.

핵심용어 : 투과선량, 알고리즘, 생체내 선량측정, 조직 결손

서 론

방사선치료의 적절한 정도 유지에 꼭 필요한 생체내 선량 측정을 간편하게 시행하기 위하여 서울대학교 의과대학 치료방사선과학교실에서는 환자를 투과한 방사선량을 환자의 신체 이면에서 측정하고 이로부터 종양에 조사된 방사선량을 구하는 시스템을 개발하고 있다. 이러한 방법은 침습적인 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.¹⁾ 이러한 측정 시스템을 확립하기 위하여는 환자 신체를 투과한 방사선량을 측정하고 이로부터 신체내 종양에 조사된 방사선량을 정확히 계산해 낼 수 있

어야 한다. 본 교실에서는 그 기본적인 작업으로 이미 방사선량 측정기 비교 및 특성 연구와 방사선치료기기, 측정기 및 환자의 공간적 위치 관계에 따른 영향 연구 등을 시행하였고,¹⁾ 개방 조사면에서 투과선량-종양선량 전환을 위한 알고리즘을 개발한 바 있으며,^{2,3)} 불균질 조직에 대한 선량 보정에 관하여도 연구한 바 있다.⁴⁾ 또한 조사면 일부가 차폐된 불규칙 조사면의 경우의 보정 알고리즘도 개발하였다.⁵⁾

본 연구의 목적은 이미 개발된 투과선량 계산 알고리즘을 실제 환자 치료시 흔히 나타나는 조사면의 일부에 조직이 결손된 경우에 적용할 수 있도록 보정 알고리즘을 개발하는 것이다.

재료 및 방법

1. 투과선량 측정

투과선량은 조직에서 흡수되지 않고 투과하여 이온함(ion chamber)에 도달하는 1차선과 조직내에서 1회 또는 2회 이상 산란된 후 이온함에 도달하는 산란선으로 구성되어 있다. 따라서 조직이 일부 결손된 경우 산란선의 감소를 예상할 수

이 논문은 2001년 10월 12일 접수하여 2002년 5월 3일 채택되었음.

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

있으며 이의 보정 알고리즘 개발을 위한 측정을 시행하였다.

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 폴리스티렌을 사용하였으며 전위계(electrometer)로는 선량-선량율계(dose-doserate meter) (영국 NE technology사제, NE 2620)를 사용하였다. 사용 전에 이온함과 선량계를 연결하고 전원을 켜 상태에서 30 분 이상 예열을 하였고 매 측정간에는 30 초 이상의 간격을 두었다.

측정용 팬텀으로는 크기 40 cm×57.5 cm, 두께 1 cm의 아크릴(acrylic) 팬텀을 필요한 두께만큼 쌓아서 이용하였으며 이의 밀도는 1.17이었다. 또한 선형가속기실내에서의 산란에 의한 영향을 최소화하고 동시에 산란선의 양을 일정하게 하기 위하여 후방산란체(backscatterer)를 사용하였으며 후방산란체로는 아크릴 1 cm+납 5 mm+두랄루민(duralumin) 2 mm (각각 30×30 cm)를 사용하였다.

선원-측정기 거리(source-chamber distance, SCD)는 150 cm로 하였으며 조사면의 크기(collimator opening, SSD 100 cm)에서의 크기로 정의함)는 10×10 cm², 20×20 cm² 및 30×30 cm²로 하였고, 팬텀 두께(Tp)는 20 cm, 팬텀-측정기간 거리

(phantom chamber distance, PCD)는 10 cm, 30 cm 및 50 cm로 하였다. 이때 팬텀이 조사면의 일부에서 결손되도록 하였으며 결손 범위를 0 내지 100%로 하였다. 이 때의 측정조건을 도시하면 Fig. 1과 같다.

온도와 기압 및 선형가속기의 출력의 변화가 측정치에 미치는 영향을 배제하기 위하여 매 실험 때마다 기준측정조건 즉 조사면 크기 10×10 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 시행하였으며 편의상 보정 측정치에 10,000을 곱한 값을 사용하였다.

2. 조사면 일부에 조직이 결손된 경우에 대한 알고리즘 개발

조사면의 일부에 조직이 결손된 경우 조직 결손이 투과선량에 미치는 영향을 보정하기 위한 알고리즘을 개발하고자 하였다. 팬텀을 투과하여 측정기에 도달하는 방사선을 입사된 방사선이 감쇄되어 도달하는 1차선과 팬텀내에서 산란된 산란선으로 구분하여 고려하였다. 1차선은 선형가속기 출력과 팬텀의 두께에 의하여 결정되나 산란선은 조사된 방사선량, 방사선이 조사되는 팬텀의 면적, 팬텀의 두께, 팬텀-측정기간 거리 등에 의하여 결정되는 것으로 간주하여 조사면 일부에서 조직이 결손된 경우의 투과선량 보정 알고리즘을

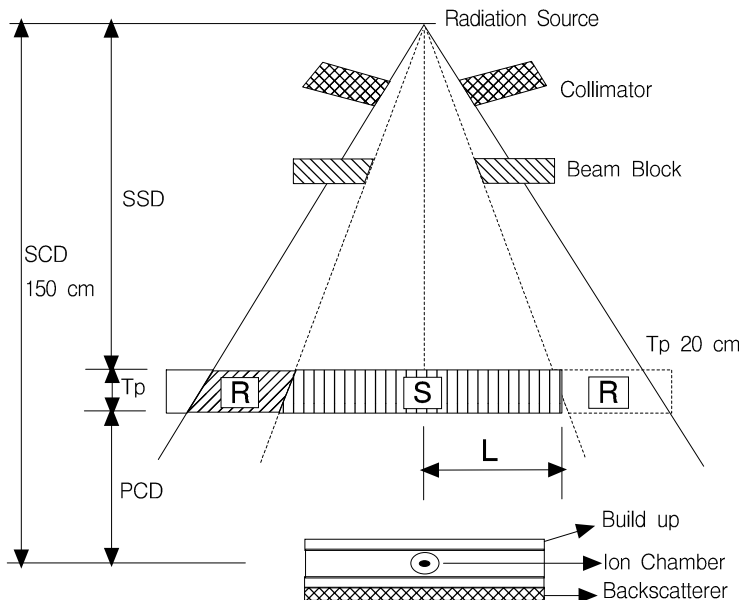


Fig. 1. Geometric relationship between radiation source, phantom, and ion chamber (SCD: source chamber distance, SSD: source surface distance, Tp: phantom thickness, PCD: phantom chamber distance, R, S, L are described in the text).

개발하였다.

3. 실제 임상 치료 조건에서 조사면의 일부에서 조직 결손이 있는 경우 알고리즘의 정확도 평가

조직 결손 및 불규칙한 윤곽선을 가진 경우에 알고리즘의 정확도를 평가하기 위하여 조직 결손이 가장 심한 경우에 해당하는 유방암 환자를 모델로 하였으며, 유방암 환자 중 유방절제술을 시행한 환자 2례와 보존적 수술 즉 4분위 절제술(quadrantectomy)을 시행한 환자 3례에서 환측 유방의 윤곽과 동일한 형태로 팬텀을 구성하여(Fig. 2), 방사선을 조사하여 구한 투과선량 측정치와 알고리즘에 의한 계산치를 비교하여 보정알고리즘의 정확도를 평가하였다.

결 과

1. 차폐체가 없는 개방조사면에서의 알고리즘

본 연구자들이 이미 개발한 바 있는 개방 조사면에서의 알고리즘은 다음과 같았다.²⁾

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

a, b, c, d, e를 각각 PCD의 3차식으로Taylor 전개하면,

$$\begin{aligned} a(PCD, Tp) &\approx fa(Tp)(PCD)^3 + ga(Tp)(PCD)^2 + ha(Tp)(PCD) + ia(Tp) \\ b(PCD, Tp) &\approx fb(Tp)(PCD)^3 + gb(Tp)(PCD)^2 + hb(Tp)(PCD) + ib(Tp) \\ c(PCD, Tp) &\approx fc(Tp)(PCD)^3 + gc(Tp)(PCD)^2 + hc(Tp)(PCD) + ic(Tp) \\ d(PCD, Tp) &\approx fd(Tp)(PCD)^3 + gd(Tp)(PCD)^2 + hd(Tp)(PCD) + id(Tp) \end{aligned}$$

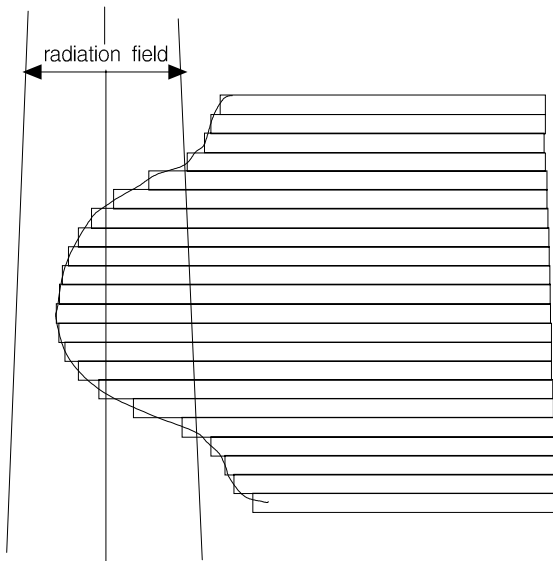


Fig. 2. Schematic diagram of tissue deficit experiment simulating treatment for breast cancer patient.

$$e(PCD, Tp) \approx fe(Tp)(PCD)^3 + ge(Tp)(PCD)^2 + he(Tp)(PCD) + ie(Tp)$$

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

단, D: 측정된 투과선량,

D₀: 기준측정치, 즉 FS = 10×10 cm, Tp=0에서의 측정치,

PCD: phantom chamber distance (cm),

A/P: area-perimeter ratio,

Tp: 팬텀 두께

식 (i)과 (ii)를 이용하여 주어진 Tp에서 임의의 FS 및 PCD에서의 D값을 계산할 수 있으며 Tp와 D는 거의 지수적 관계를 가지므로 exponential interpolation을 통하여 임의의 Tp에서의 D값을 계산할 수 있다.

2. 조사면의 일부에서 조직이 결손된 경우의 보정 알고리즘의 개발 및 정확도

조직 결손 실험의 각 실험조건(Fig. 1)에서 L (조사면의 중심축으로부터 팬텀의 가까운 쪽 끝까지의 거리)이 2 cm 이 후부터는 팬텀 결손이 없어질 때까지 측정치가 증가하게 되는데(Fig. 3) 그러한 측정치의 증가는 팬텀의 산란선 증가에 의한 것이므로 방사선조사범위에 포함된 팬텀의 면적 즉 유효 조사면 크기 등과 관련을 가지게 된다. 이런 물리학적인 이론을 이용하되 개방 조사면에서의 기본알고리즘 개발에 쓰인 측정조건에서는 조사면의 중심이 팬텀의 중심과 일치한데 비해 팬텀 결손 실험(Fig. 1)의 경우는 조사면의 중심이

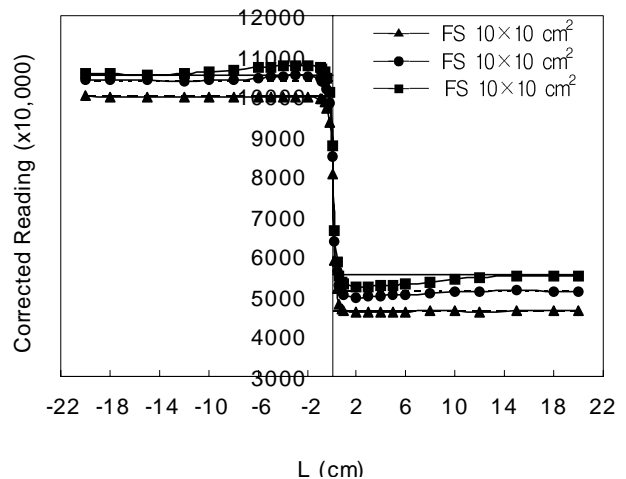


Fig. 3. Transmission dose in case of tissue deficit (6 MV X-ray, Tp=20 cm and PCD=30 cm). L is the distance between phantom edge and central axis (CA) of radiation field. The marks indicate measured data. Horizontal lines indicate estimated dose for Tp=0 (left half) and Tp=20 cm (right half), respectively, for each field size. (+ sign of L means CA traverse the phantom, while - sign of L means CA doesn't traverse the phantom)

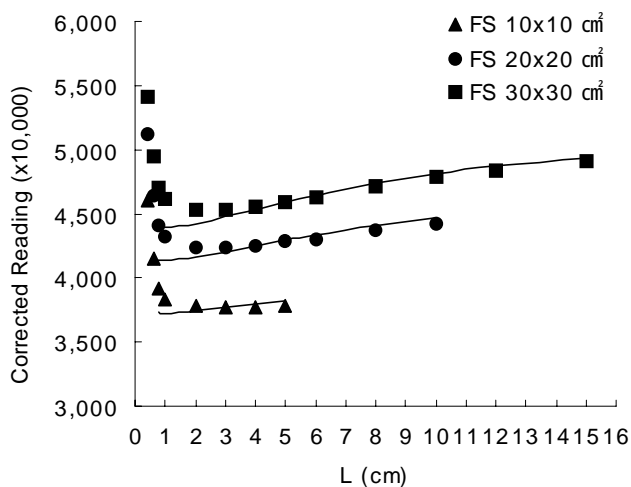


Fig. 4. Measured and estimated transmission dose using correction algorithm for tissue deficit (6 MV X-ray, $T_p=20$ cm, $PCD=30$ cm). The marks indicate measured data and the lines indicate estimated dose.

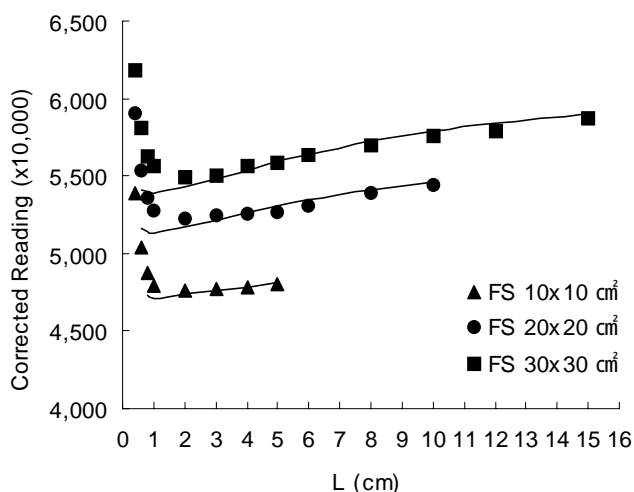


Fig. 5. Measured and estimated transmission dose using correction algorithm for tissue deficit (10 MV X-ray, $T_p=20$ cm, $PCD=30$ cm). The marks indicate measured data and the lines indicate estimated dose.

팬텀의 중심과 일치하지 않는 점을 보정하기 위하여 몇 단계의 대수적인 계산과정을 거쳐서 팬텀 결손시의 보정 알고리즘을 개발하였으며 그 결과는 다음과 같다.

$$\text{즉, } DSR = (Scs \times Do + Sc_0 \times Ds) / (2 \times Sc_s)$$

단, DSR: 조직결손(tissue deficit)이 있는(즉, Fig. 1에서 전 체조사면 중 빗금친 R과 수직선들로 표시된 S부분에만 팬텀이 있는) 경우의 투과선량

Sc_0 : Fig. 1에서 콜리메이터 개방이 실선과 같이 이루어질 때의 콜리메이터 산란계수

Sc_s : Fig. 1에서 콜리메이터 개방이 점선과 같이 이루어질 때의 콜리메이터 산란계수

Ds : Fig. 1에서 콜리메이터 산란계수가 Sc_s 에 해당할 때의 투과선량

Do : Fig. 1에서 콜리메이터 산란계수가 Sc_0 에 해당할 때 조사면 전체를 팬텀이 채운 경우의 투과선량

알고리즘에 의한 계산치와 실제 투과선량의 측정치를 비교한 것 중에서 6 MV X선 $PCD=30$ cm의 경우가 Fig. 4에 예시되어 있는데 L이 3 cm 이상인 17개의 측정조건 중에서 16개에서 $\pm 1.0\%$ 이내의 오차를 나타내었다. 6 MV X선의 경우, $PCD=10$ cm, 30 cm 및 50 cm에서 L이 3 cm 이상인 전체 50개의 측정조건 중에서는 49개(98.0%)에서 $\pm 1.0\%$ 이내의 오차를 나타내었다. 10 MV X선 $PCD=30$ cm의 경우는 Fig. 5에 예시되어 있는데 L이 3 cm 이상인 17개의 측정조건 모두에서 $\pm 1.0\%$ 이내의 오차를 나타내었다. 10 MV X선의 경우, $PCD=10$ cm, 30 cm 및 50 cm에서 L이 3 cm 이상인 전체 50개의 측정조건 중에서 48개(96%)에서 $\pm 1.0\%$ 이내의 오차를 나타내었다.

3. 팬텀을 이용한 유방 모형에서의 알고리즘의 정확도

팬텀을 이용한 유방 모형에서 6 MV X선에서 측정치와 보정 알고리즘을 이용한 계산치를 비교한 결과, 모든 경우에서 $\pm 3\%$ 이내의 오차를 나타내었으며(Table 1), 10 MV X

Table 1. Accuracy of Algorithm in Actual Treatment Conditions with Tissue Deficit (6 MV X-ray, phantom study)

Case	Type of surgery	FS (cm×cm)	PCD (cm)	T_p (cm)	L (cm)	Transmission dose		Error (%)
						estimated	measured	
1	CS	10×20	39.8	12	3.3	5646	5522	-2.19
2	CS	10×19	38.8	14	4.2	5147	4993	-2.99
3	CS	10×18	33.3	14	2.8	5149	5086	-1.23
4	M	7×19	37.0	16	1.95	4470	4557	+1.95
5	M	6×18	35.9	13	1.9	5153	5131	-0.43

M: mastectomy, CS: conservative surgery, FS: field size, PCD: phantom-chamber distance, L: distance between breast edge and central axis of radiation field.

Table 2. Accuracy of algorithm in Actual Treatment Conditions with Tissue Deficit (10 MV X-ray, phantom study)

Case	Type of surgery	FS (cm×cm)	PCD (cm)	Tp (cm)	L (cm)	Transmission dose		Error (%)
						estimated	measured	
1	CS	10×20	39.8	12	3.3	6508	6382	-1.93
2	CS	10×19	38.8	14	4.2	6058	5920	-2.28
3	CS	10×18	33.3	14	2.8	6068	5991	-1.27
4	M	7×19	37.0	16	1.95	5419	5466	+0.87
5	M	6×18	35.9	13	1.9	6150	5976	-2.84

M: mastectomy, CS: conservative surgery, FS: field size, PCD: phantom-chamber distance, L: distance between breast edge and central axis of radiation field.

선에서도 모든 경우에서 ±3% 이내의 오차를 나타내었다 (Table 2).

고 안

악성 종양의 방사선치료시 방사선이 종양 부위에 정확히 조사되어야 하고 종양에 도달하는 방사선량이 정확하여야 한다. 그러나 여러 가지 원인에 의하여 방사선 조사량이 있어 방사선치료계획과 실제 치료시의 오차가 발생할 수 있다.⁶⁻¹⁰⁾ 이러한 오차를 발견, 확인하여 수정하기 위한 목적으로 생체내 선량측정시스템이 시도되고 있으며 그 방법으로는 실제 인체 내부에 방사선량 측정 장치를 침습적으로 삽입하는 방법, 환자 신체표면 입사부위의 방사선량을 측정하는 방법, 환자후면 출구방사선량을 측정하는 방법 등이 있으나 실제 적용에 한계가 있다.^{11, 12)}

생체내 선량 측정을 시행하기 위하여 본 교실에서는 환자를 투과한 방사선량을 환자의 신체 이면에서 측정하고 이로 부터 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 비침습적 생체내 방사선량 측정 시스템을 확립하기 위하여는 환자 신체를 투과한 방사선량을 측정하고 이로부터 신체내 종양에 조사된 방사선량을 정확히 계산해 낼 수 있어야 한다.

서울대학교 의과대학 치료방사선과학 교실에서는 이미 개방조사면과 조사면 일부가 차폐된 경우 투과선량을 정확히 계산할 수 있는 알고리즘을 개발한 바 있다. 그러나 이전의 알고리즘은 팬텀이 조사면을 완전히 채운 경우에만 적용되는데 실제 임상에서는 환자의 신체가 조사면 전체를 채우지 못하는 경우도 있으므로 조사면의 일부에서 조직이 결손될

경우 투과선량에 미치는 영향을 구명할 필요가 있다.

조사면의 일부에 팬텀의 결손이 있는 경우의 투과선량의 변화를 확인하기 위하여 각 조사면에서 다양한 크기의 팬텀 결손이 생기게 하면서 투과선량을 측정한 결과 L이 약 -0.6 cm 부터 측정치가 급격히 감소하는데 이는 이온함의 유효체적(sensitive volume) 및 이온함 주변의 물질에 도달하여 산란을 일으켜 측정치에 기여하는 방사선이 팬텀에 의해 가려지기 시작하기 때문으로 사료된다. 약 0.6 cm 까지는 계속 급격히 감소하지만 2 cm 정도에서 최소치에 도달한 후 다시 증가하기 시작하는데 이는 전리함의 유효체적과 주변 물질에 직접 도달되는 일차방사선이 완전히 가려진 상태에서 방사선이 팬텀을 통과하는 부분은 점점 커지므로 유효조사면위의 증가에 따라 산란선이 증가하기 때문으로 사료된다.

개방 조사면에서의 기본알고리즘 개발에 쓰인 측정조건에서는 조사면의 중심이 팬텀의 중심과 일치한데 비해 팬텀 결손 실험(Fig. 1)의 경우는 조사면의 중심이 팬텀의 중심과 일치하지 않는 점을 보정하기 위하여 몇 단계의 대수적인 계산과정을 거쳐서 팬텀 결손시의 보정 알고리즘을 개발하였으며 그 과정은 다음과 같았다.

팬텀의 두께와 PCD 가 일정할 경우 이온함에 도달하는 1차선량은 collimator 개방에 의하여 결정되는 선형가속기의 출력과 팬텀의 두께에 의하여 결정되므로 콜리메이터 산란계수 Sc에 비례한다. 그리고 산란선량은 팬텀에 조사되는 방사선량과 팬텀에서 산란된 방사선중 이온함에 도달하는 방사선량에 의하여 결정된다. Fig. 1에서 팬텀중 세로선 무늬부분에서 산란되어 기여하는 양을 S, 빗금 무늬부분에서 산란되어 기여하는 양을 R 이라 하면 이온함에 도달하는 산란선의 양은 콜리메이터 산란계수 Sc와 팬텀중 방사선을 받는 부분의 기여도 즉 S, S+R 또는 S+2R에 비례한다.

$$\begin{aligned}
 \text{Fig. 1에서, } D_o &= (1\text{차선에 의한 부분}) + (\text{산란선에 의한 부분}) \\
 &= \alpha \times S_{c0} + \beta \times (S+2R) \times S_c \\
 &\dots\dots\dots(i) \text{ (여기서 } \alpha, \beta \text{ 는 비례상수)}
 \end{aligned}$$

$$D_s = \alpha \times Sc_s + \beta \times S \times Sc_s \dots\dots\dots (ii)$$

로 나타낼 수 있다.

Do, Ds 는 개방조사면의 알고리즘³⁾으로 계산할 수 있으며 또한 Sc_o와 Sc_s 도 방사선량 기본 자료로부터 구할 수 있다.

팬텀이 일부 결손된 Fig. 1의 geometrical setting에서 구하고자 하는 미지의 투과선량을 D_{SR}이라 하면

$$DSR = \alpha \times Sc_o + \beta \times (S+R) \times Sc_o \dots\dots\dots (iii)$$

(i)식의 좌우변에 Sc_s를 곱하고 (ii)식의 좌우변에 Sc_o를 곱하여서 좌변은 좌변끼리 우변은 우변끼리 각각 더해지면,

$$Sc_s \times Do + Sc_o \times Ds = 2\beta \times (S+R) \times Sc_o \times Sc_s + 2\alpha \times Sc_o \times Sc_s$$

$$\beta \times (S+R) \times Sc_o = (Sc_s \times Do + Sc_o \times Ds - 2\alpha \times Sc_o \times Sc_s) / (2Sc_s) \text{이 된다.}$$

이렇게 구해진 $\beta \times (S+R) \times Sc_o$ 값을 (iii)식에 대입하면,

$$DSR = (Sc_s \times Do + Sc_o \times Ds) / (2Sc_s) \text{가 된다.}$$

이 식에서 우변의 모든 값들을 다 알므로 D_{SR}을 정확히 구할 수 있다. 이 보정 알고리즘은 근사식이 아니고 물리학적 이론을 이용해서 정해(exact solution)를 구한 점이 특징이다.

이러한 알고리즘은 여러 가지 다른 경우의 투과선량계산을 비롯하여 방사선 물리학의 여러 영역에서 널리 쓰일 수도 있을 것으로 사료된다.

한편 Fig. 1에서 팬텀이 조사면의 중심축을 지나지 않는 경우(즉 L<0)는 방사선의 중심축에 있는 측정기만으로는 알고리즘을 적용하는 것이 불가능하므로 조사면 내의 여러 위치에서 측정이 가능한 다채널측정기(multichannel dosimeter)가 필요하게 되며 이를 개발하고 있다.

결 론

각종 암 환자의 방사선치료시 종양 방사선량의 실시간 확인을 위한 투과선량을 이용한 생체내 선량측정 시스템에 필요한 조직 결손에 대한 보정 알고리즘을 개발하였으며 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 팬텀이 결손된 경우의 보정 알고리즘을 이용한 계산치는 실제 적용 가능한 범위에서 측정치와 비교하여 ±1.0%이내의 오차를 나타내었다.
2. 팬텀을 이용한 유방 모형에서는 ±3.0% 이내의 오차를 나타내었다.
3. 보정 알고리즘은 물리학적 이론을 이용해서 정해(exact solution)를 구한 것이므로 여러 가지 다른 경우의 투과선량계산을 비롯하여 방사선 물리학의 여러 영역에서 널리 쓰일 수도 있을 것으로 사료된다.

따라서 개발한 보정 알고리즘의 정확도는 실험상의 각종 오차요인 즉 선형가속기 출력의 변화, set-up 상의 오차, 측정 시스템의 오차 등 각종 오차의 가능성을 고려하면 만족할 만한 수준임을 알 수 있었고 따라서 투과선량을 이용한 생체내 선량 측정을 임상적으로 유용하게 사용할 수 있을 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

1. Yun HG. Transmission dose estimation algorithm for in vivo dosimetry in high energy X-ray external beam radiotherapy. A thesis for PhD. in medicine, SNU. Dec, 1999.
2. Wu HG, Ha SW. Development of algorithm for on-line dosimetry system for high energy radiation treatment. J Korean Asso Radiat Prot. 1997;22(3):207-218.
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(3):139-147.
4. 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).
5. Yun HG, Huh SN, Lee HK, Wu HG, Shin KC, Ha SW. Transmission dose estimation algorithm for irregularly shaped radiation field. J Korean Soc Ther Radiol Oncol (submitted for publication)
6. 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.
7. Millwater CJ, MacLeod AS, Thwaites DI. In vivo semiconductor dosimetry as part of routine quality assurance. Br J Radiol 1998;71(846):661-668.
8. Adeyemi A, Lord J. An audit of radiotherapy patient doses measured with in vivo semiconductor detectors. Br J Radiol. 1997;70:399-408.
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. Essers M, Mijnheer BJ. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1999;43(2):245-259
11. Essers M, Lanson JH, Minjinheer BJ. In vivo dosimetry during conformal therapy of prostate cancer. Radiother Oncol 1993;29:271-279.
12. Heukelom S, Lanson JH, Minjinheer BJ. In vivo dosimetry during pelvic treatment. Radiother Oncol 1992;25:111-120.

Abstract

Transmission Dose Estimation Algorithm for Tissue Deficit

Hyong Geun Yun, M.D.^{*}, Eui Kyu Chie, M.D.[†], Soon Nyung Huh, M.D.^{†§},
Hyung Koo Lee, M.D.^{||}, Hong Gyun Woo, M.D.^{††},
Kyo Chul Shin, M.D.^{*} and Sung Whan Ha, M.D.^{††}

^{*}Department of Therapeutic Radiology, Dankook University College of Medicine,

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

[‡]Institute of Radiation Medicine, Medical Research Center, Seoul National University, [§]Torsion Meditronics,

^{||}Department of Biomedical Engineering, Catholic University College of Medicine

Purpose: Measurement of transmission dose is useful for in vivo dosimetry. In this study, previous algorithm for estimation of transmission dose was modified for use in cases with tissue deficit.

Materials and Methods: The beam data was measured with flat solid phantom in various conditions of tissue deficit. New algorithm for correction of transmission dose for tissue deficit was developed by physical reasoning. The algorithm was tested in experimental settings with irregular contours mimicking breast cancer patients using multiple sheets of solid phantoms.

Results: The correction algorithm for tissue deficit could accurately reflect the effect of tissue deficit with errors within $\pm 1.0\%$ in most situations and within $\pm 3.0\%$ in experimental settings with irregular contours mimicking breast cancer treatment set-up.

Conclusion: Developed algorithm could accurately reflect the effect of tissue deficit and irregularly shaped body contour on transmission dosimetry.

Key Words: In vivo dosimetry, Algorithm, Transmission dose, Tissue deficit, Irregular contour