

고에너지 광자선의 선질 지표에 관한 비교¹⁾

경기대학교 물리학과*, 경희대학교 의과대학 방사선종양학교실*
 원자력병원 방사선종양학과†, 가톨릭대학교 강남성모병원 치료방사선과‡
 가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, 연세대학교 의과대학 치료방사선학교실¶

신동오·†, 지영훈·†, 박성용·, 박현주·, 김희남§
 홍성언†, 권수일·, 서태석", 최보영", 추성실¶

의료용 가속기에서 방출되는 고 에너지 X-선의 정확한 흡수선량을 결정하기 위해서는 방출된 X-선의 에너지에 대한 평가가 필요하다. 의료용 가속기에서 방출되는 X-선의 에너지를 직접 측정하는 방법은 매우 어려울 뿐만 아니라 현실적이지 못하다. 따라서 고 에너지 X-선의 에너지 평가에는 선질 지표들을 사용하는 방법이 일반적으로 이용되고 있다. 선진 각 국 및 각 학회의 표준측정법들에서는 에너지 결정 인자로서 방사선 중심축에서의 최대선량깊이, 선량곡선의 경사 및 선량 레벨과 같은 다양한 선질 지표들이 사용되고 있으며, 의료용 가속기 제작사에 따라서도 X-선 에너지 결정 인자로서 상이한 선질 지표를 사용하고 있는 실정이다. 본 연구는 위에서 언급한 다양한 선질 지표들 중에서 우리에게 가장 적합한 것을 선택하기 위하여 실시하였다. 국내에서 사용중인 11개 기관의 의료용 가속기 4종류(Mitsubishi, Scanditronix, Siemens, Varian) 18대에 대한 명목상 에너지(4, 6, 10, 15, 21 MV) 30개에 대하여 선진 각 국 및 각 학회의 표준측정법들의 권고 및 제작사들에서 기준으로 채택하고 있는 선질 지표들로 구한 에너지를 상호 비교 분석하였다. 그 결과 명목상의 에너지가 동일하여도 가속기의 기종 및 선질 지표에 따라 에너지 분산을 보이고 있으며, 선질 지표들 중 10cm 깊이에서의 심부선량백분율을 나타내는 $D_{10}(\%)$ 이 에너지의 분포 및 편차가 가장 적게 나타났다. 모든 선질 지표들에서 에너지가 증가함에 따라 에너지 편차는 커지는 경향을 보였다. 정확한 흡수선량 결정에 필요한 에너지 결정에 있어 명목상의 에너지와 중심축에서의 심부선량이 1대 1로 대응하는 물리적인 의미가 있는 통일된 선질 지표를 사용하는 것이 시설간의 자료 비교 및 선질 평가에 가장 바람직하다.

중심 단어 : 표준측정법, 선량측정, 광자선, 선질지표, 심부선량, 흡수선량

서 론

의료용 가속기에서 방출되는 고 에너지 X-선의 정확한 흡수선량을 결정하기 위해서는 방출된 X-선의 에너지에 대한 평가가 필요하다. 에너지 결정은 북유럽임상물리학회(NACP, 1980)¹⁾에서 선질 지표로 전리량의 비를 사용하여 결정하는 선질 평가법이 소개된 이후 선진 각 국 및 각 학회의 표준측정법들에서는 에너지 결정 인자로서 방사선 중심축에서의 최대선량깊이, 곡선의 경사 및 선량 레벨과 같은 다

양한 선질 지표들이 사용되고 있으며^{2~4)}, 의료용 가속기 제작사에 따라서도 X-선 에너지 결정 인자로서 상이한 선질 지표를 사용하고 있는 실정이다^{5,6)}.

고에너지 X-선을 이용한 방사선치료에 있어서 X-선의 명목상 에너지와 조직내 흡수선량 계산 인자 등의 중심축상 심부선량 자료가 1대 1로 대응하는 것이 바람직하지만 명목상의 에너지가 동일하여도 이들 자료가 각 시설 및 제작사, 동일 모델간에도 차이가 있는 경우가 많다. 그 원인의 많음은 명목상의 X-선 에너지 설정시의 불확정도가 있음을 의미한다.

순수한 물리학적인 고에너지 광자선에 대한 에너

1) 이 연구는 '보건의료기술연구 개발사업 연구비'지원에 의하여 이루어진 것임.

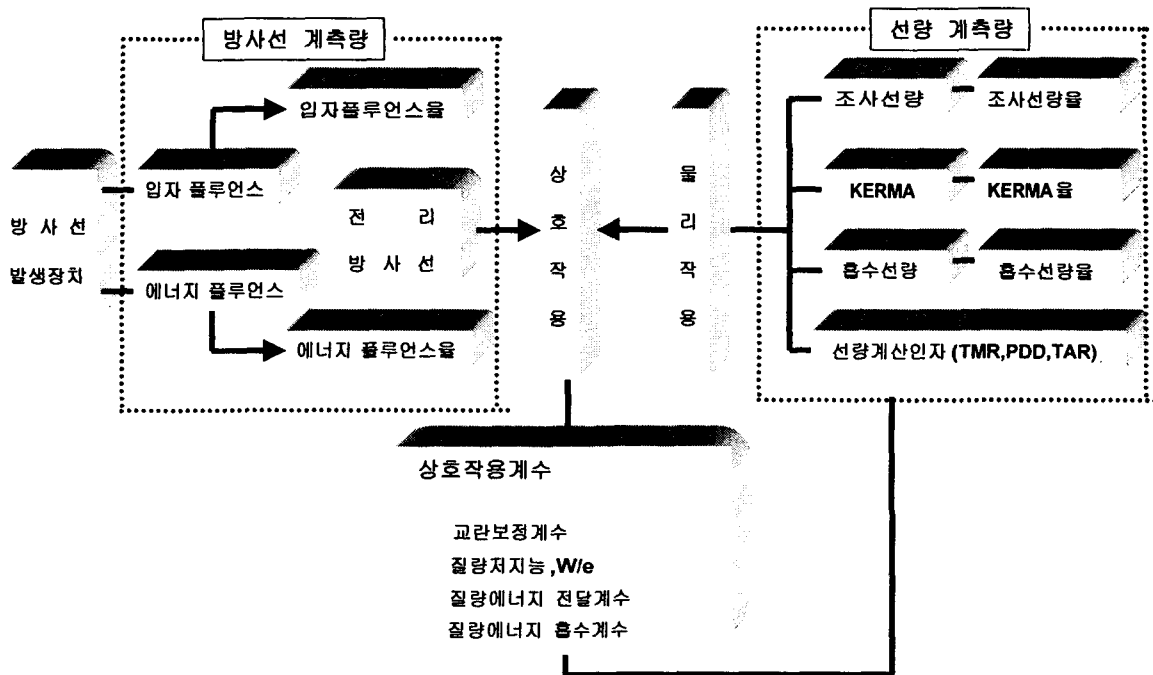


Fig. 1. The relationship of interaction between radiation and material.

지 측정법으로서는 자장에 의한 가속 전자의 편향을 이용하는 방법, 광핵 반응을 이용하는 방법, 대결정의 NaI을 이용한 신텔레이션 펄스의 파고 분석에 의한 방법 등이 있으나 의료용 가속기에서 방출되는 입자수와 방사선 에너지의 방사선계측량은 방사선 그 자체이기 때문에 방사선치료 현장에서 직접 측정하기는 대단히 어려운 실정이며, 가속 전자의 비정, 반가층(HVL) 등의 측정에 의한 방법을 이용한 방법도 있다^{1~7,13,14)}. 따라서 최근 대부분의 고에너지 광자선에 대한 표준측정법에서는 Fig. 1.과 같이 방사선과 물질과의 상호작용의 결과, 질량저지능비와 교란보정계수 등의 상호작용계수를 구하여 선량계측량으로서의 에너지 흡수의 형태와 양을 결정하는 실용적인 측정 및 근사계산법을 권고하고 있다. 즉, 선량 측정시 간접적인 방법으로 최대선량깊이, 곡선의 경사, 선량 레벨 등 중심축상 심부선량 자료로부터 선질을 결정하고 있다^{8~12)}. 그러므로 선진 각국 및 각 학회의 표준측정법에서 권고하고 있는 치료용 고에너지 X-선의 선질 지표와 방법들에 대해서 상호 비교하고, 흡수선량 측정시 에너지 결정법에 있어서 문제점

들을 검토하고자 한다.

재료 및 방법

의료용 가속기에서 발생하는 X선 에너지는 직접 측정하기가 곤란하여 실용적인 방법으로 대표적인 심부선량을 측정하여 선질을 결정하고 있다.

의료용 가속기에서 방출되고 있는 선질을 결정하는 지표로는 Fig. 2.와 같이 정격치료거리(SSD = 100 cm 혹은 SAD 100 cm)에서 기준 조사면의 크기 10 x 10 cm²에 대한 조직선량비(TPR) 혹은 심부선량백분율(PDD)을 이용하여 최대선량깊이(d_{max}), 10 cm와 20cm에 있어서의 전리량비(TPR_{10}^{20} , PDD_{10}^{20}) 및 10 cm 깊이에서의 심부선량백분율($D_{10}(\%)$)인 선량곡선의 경사, 조직선량비(TPR_{10}^{20})가 0.7인 깊이(cm) 혹은 심부선량백분율이 80%인 깊이(cm)가 되는 선량레벨($d_{0.7}$, d_{80}) 등이 일반적으로 사용되고 있다. 선진 각국 및 각 학회의 고에너지 광자선에 대한 표준측정법(영국병원물리학회(HPA, 1983), 미국의학물리학

Table 1. Comparison of beam quality index for each protocol

AAPM(1983)	JARP(1986)	IAEA(1987)	HPA(BJR 25)(1996)
TPR_{10}^{20}	$TPR_{10}^{20}, d_{0.7}$	$TPR_{10}^{20}, D_{10}^{20}$	$D_{10}(\%), d_{80}$

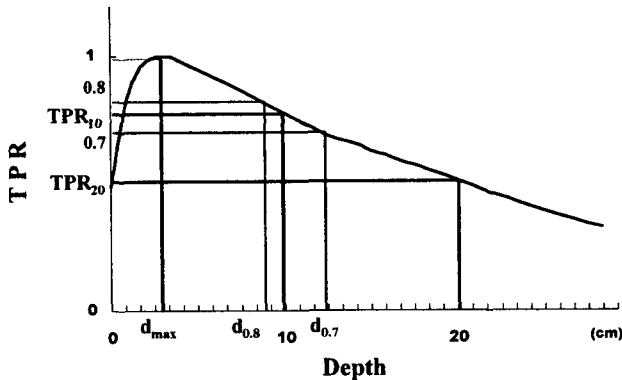


Fig. 2. The relationship of nominal X-energy and quality index

회(AAPM, 1983), 일본의학방사선물리부회(JARP, 1986), 국제원자력기구(IAEA, 1987))에서는 Table. 1. 과 같이 에너지 결정을 위하여 상이한 선질 지표를 사용하고 있다^{1,2,3,7)}. 또한 Table. 2.와 같이 제작사는 고에너지 X-선 선질 결정시 기존의 발표 자료를 근거로 HPA가 영국의학방사선학회와 공동으로 발표한 심부선량 자료집 BJR 11(1972), BJR 17(1983)을 기준으로 하여 의료용 가속기 인수검사시 에너지를 규정하고 있다. 따라서 국내에서 사용중인 11개 기관의 의료용 가속기 18대(Varian 10대, Siemens 6대, Mitsubishi 1대, Microtron 1대)에 대한 명목상의 X-선 에너지 30종류(4 MV: 4종류, 6 MV: 14종류, 10 MV: 7종류, 15 MV: 4종류, 21 MV: 1종류)에 대해

서 설문 조사하였다. 각 시설에 대한 명목상의 에너지(λ)와 선량의 경사를 나타내는 전리량비(TPR_{10}^{20}), 선량 레벨 $d_{0.7}$, d_{80} 과의 관계는 JARP 표준측정법에 서 권고하고 있는 아래와 같은 근사식을 이용하였다.

$$\lambda(MV) = -778.93 + 3660.7 \overline{TPR} - 5737.0 \overline{TPR}^2 + 3015.0 \overline{TPR}^3 \quad (1)$$

$$(3 MV \leq \lambda \leq 15 MV)$$

$$\lambda(MV) = 0.5493 \exp(0.1787 d_{0.7}) \quad (2)$$

$$(3 MV \leq \lambda \leq 30 MV)$$

$d_{0.7}$ 은 TPR_{10}^{20} 가 0.7인 심부선량 깊이이다.

$$\lambda(MV) = 0.6032 \exp(0.240 d_{80}) \quad (3)$$

$$(4 MV \leq \lambda \leq 25 MV)$$

d_{80} 은 심부선량백분율이 80%인 깊이이다.

명목상의 에너지(λ)와 10 cm 깊이에서의 심부선량 백분율($D_{10}(\%)$)과의 관계는 LaRivier⁸⁾등이 BJR 11 심부선량 자료를 근거로 유도한 근사식을 이용하여 에너지 분산 및 편차를 비교 분석하였다.

$$\lambda(MV) = 10^{(D_{10}(\%) - 46.78)/26.09} \quad (4)$$

$$(4 MV \leq \lambda \leq 45 MV)$$

또한 BJR 11, BJR 17에 이어 최근 개정된 심부선량 자료집 BJR 25(1996)⁵⁻⁷⁾를 근거로 명목상의 에너지와 최대선량깊이, 선량곡선의 경사, 임상적으로

Table 2. Comparison of beam quality index for various manufactures

제작사 기준 값	Varian		Siemens		Mitsubishi		Scanditronix	
	BJR 11(1972)		BJR 17(1983)		JARP(1986)		NACP(1980)	
명목상의 에너지(MV)	d_{max}	$D_{10}(\%)$	d_{max}	$D_{10}(\%)$	d_{max} $d_{0.7}$	$D_{10}(\%)$ TPR_{10}^{20}	J_{20}^{10}	$D_{10}(\%)$
4	1.1	63±2.0	1.1	63±2.0	1.0	62±2.0		
6	1.5	67±2.0	1.5	67±2.0	11.1±0.5 1.5	0.62±0.01 67±2.0	1.71	66±2.0
10	2.4	73±2.0	2.4	74±2.0	2.5 16.2±0.5	74±2.0 0.74±0.01	1.59	73±2.0
15	3.0	77±2.0	3.0	77±2.0	3.0	77±2.0		77.5±2.0
21							1.48	

유효한 방사선치료 깊이를 나타내는 선량 레벨 등과의 관계를 비교하였으며, 현재 국내에서 사용중인 의료용 가속기 제작사에서 권고하고 있는 명목상의 에너지와 이들 선질 지표와의 관계도 비교 검토하였다.

결과 및 고찰

에너지란 일을 할 수 있는 능력으로서 의료용 전자 가속기에서는 가속관에서 가속되는 전자의 최대 운동에너지를 말한다. 가속기 에너지는 일반적으로 전자가 표적에 충돌해서 발생하는 제동 X-선 에너지에 해당하는 명목상 에너지(nominal energy) 혹은 명목 가속 전압(nominal accelerating voltage)을 사용하고 있다. 가속기에서 발생된 광자가 물질에 입사하는 X-선 에너지는 가속된 전자 에너지, 표적 물질의 원자번호 및 두께, 여과체의 모양과 두께, 가속기 헤드의 구조에 영향을 받아 단일 변수로 나타내는데 어려움이 있다. 그래서 Table. 1.과 같이 AAPM, IAEA는 선질 결정 지표로서 곡선의 경사인

전리량비(TPR_{10}^{20}) 혹은 선량비(D_{10}^{20}), JARP는 전리량비(TPR_{10}^{20}) 혹은 선량 레벨($d_{0.7}$), 영국병원물리학회(HPA)는 영국의학방사선학회와 공동으로 심부선량 자료집의 개정판(BJR 25)에서 10 cm 깊이에서의 최대선량에 대한 심부선량백분율($D_{10}(\%)$)과 임상에서 관심있는 치료 유효깊이인 심부선량백분율이 80%되는 깊이(d_{80})로 선질을 결정하고 있다. 또한 Table. 2.와 같이 가속기 설치 및 에너지 재조정시 에너지 규정 방법이 신뢰가 되는 대표적인 심부선량 자료를 근거로 Varian은 BJR 11, Siemens는 BJR 17, Mitsubishi는 JARP 표준측정법의 자료를 기준으로 하여 독자적으로 결정하고 있을 뿐 아니라 최근 발표된 BJR 25자료를 기준으로 사용하고 있지 않아 명목상의 에너지와 이들 규정값간의 차이가 문제가 될 수 있다.

중심축상 심부선량 곡선의 경사는 간단히 측정할 수 있고, 에너지 차이에 따라 변화하므로 최근 대부분의 표준측정법에서 저지능비 및 교란보정계수를

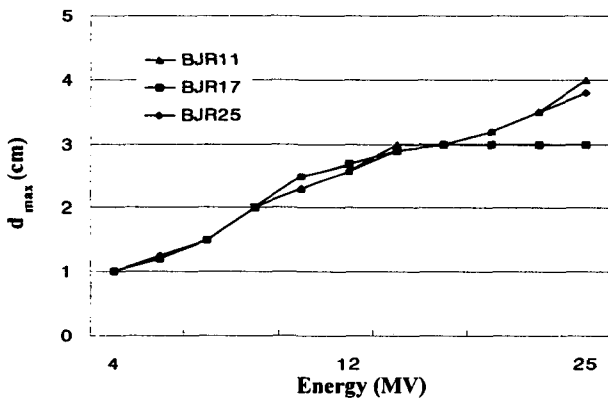


Fig. 3. The relationship between nominal X-energy and depth of maximum dose(d_{max}) (BJR 11, BJR 17, BJR 25)

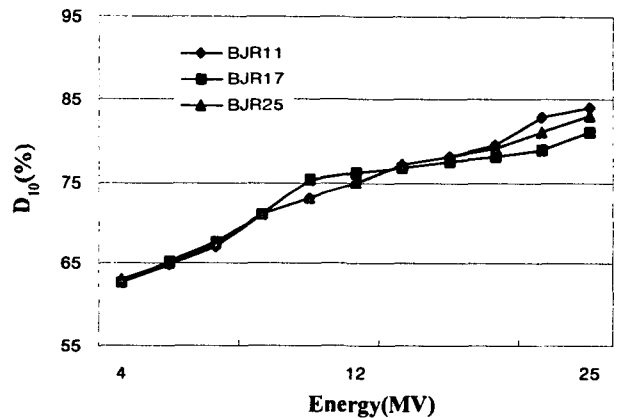


Fig. 4. The relationship between nominal X-energy and PDD at 10 cm ($D_{10}(\%)$) (BJR 11, BJR 17, BJR 25)

Table 3. Comparison of deviation for nominal X-energy for each facility with TPR_{10}^{20}

에너지 지표	4 MV(n=4)	6 MV(n=14)	10 MV(n=7)	15 MV(n=4)
TPR_{10}^{20}	$0.642 \leq TPR \leq 0.652$ (0.636)	$0.667 \leq TPR \leq 0.690$ (0.675)	$0.732 \leq TPR \leq 0.754$ (0.743)	$0.759 \leq TPR \leq 0.762$ (0.760)
	$4.05 \leq \lambda \leq 4.69$ (4.32)	$5.10 \leq \lambda \leq 6.02$ (5.28)	$10.92 \leq \lambda \leq 12.07$ (10.61)	$10.86 \leq \lambda \leq 13.36$ (13.07)
	$\Delta\lambda=0.64$	$\Delta\lambda=0.92$	$\Delta\lambda=2.84$	$\Delta\lambda=0.5$

Table 4. Comparison of deviation for nominal X-energy for each facility with $d_{0.7}$

에너지 지표	4 MV(n=4)	6 MV(n=14)	10 MV(n=7)	15 MV(n=4)
$d_{0.7}(cm)$	$11.1 \leq d_{0.7} \leq 11.5$ (11.31) $3.99 \leq \lambda \leq 4.29$ (4.15) $\Delta\lambda=0.3$	$12.5 \leq d_{0.7} \leq 13.4$ (12.92) $5.13 \leq \lambda \leq 6.02$ (5.54) $\Delta\lambda=0.89$	$16.0 \leq d_{0.7} \leq 17.5$ (16.68) $9.58 \leq \lambda \leq 12.53$ (10.61) $\Delta\lambda=2.95$	$17.63 \leq d_{0.7} \leq 18.58$ (18.18) $12.82 \leq \lambda \leq 15.20$ (14.17) $\Delta\lambda=2.38$

Table 5. Comparison of deviation of nominal X-energy for each facility with d_{80} .

에너지 지표	4 MV(n=4)	6 MV(n=14)	10 MV(n=7)	15 MV(n=4)
$d_{80}(cm)$	$8.0 \leq d_{80} \leq 8.5$ (8.21) $4.11 \leq \lambda \leq 4.64$ (4.33) $\Delta\lambda=0.53$	$8.9 \leq d_{80} \leq 9.9$ (9.38) $5.11 \leq \lambda \leq 6.49$ (5.74) $\Delta\lambda=1.38$	$11.7 \leq d_{80} \leq 12.74$ (12.14) $10.0 \leq \lambda \leq 12.83$ (11.16) $\Delta\lambda=2.83$	$13.24 \leq d_{80} \leq 13.76$ (13.52) $14.47 \leq \lambda \leq 16.39$ (15.49) $\Delta\lambda=1.92$

Table 6. Comparison of deviation of nominal X-energy for each facility with $D_{10}(\%)$

에너지 지표	4 MV(n=4)	6 MV(n=14)	10 MV(n=7)	15 MV(n=4)
$D_{10}(\%)(cm)$	$62.1 \leq D_{10}(\%) \leq 64.3$ (63.25) $3.87 \leq \lambda \leq 4.69$ (4.29) $\Delta\lambda=0.82$	$66.5 \leq D_{10}(\%) \leq 69.0$ (67.16) $5.70 \leq \lambda \leq 7.11$ (6.05) $\Delta\lambda=1.41$	$73.0 \leq D_{10}(\%) \leq 74.6$ (73.81) $10.12 \leq \lambda \leq 11.65$ (10.88) $\Delta\lambda=1.53$	$76.2 \leq D_{10}(\%) \leq 77.4$ (76.93) $13.42 \leq \lambda \leq 14.32$ (14.32) $\Delta\lambda=1.5$

구하기 위하여 치료용 고에너지 X-선에 대한 선질 결정 지표로 이용하고 있다. Table. 3은 설문 조사한 의료용 가속기 18대에 대한 30종류의 명목상의 에너지 4 MV~15 MV 에 있어서 식(1)을 사용하여 비로 결정한 명목상의 에너지의 분포와 편차를 나타내고 있다. 4 MV X-선의 경우 각 시설간의 에너지는 4.05 ~ 4.69 MV의 범위에 분산되고, 편차는 0.64 MV이고, 6 MV X-선에서는 5.10 ~ 6.02 MV의 범위에 분산되고, 편차는 0.92 MV 이고, 10 MV의 X-선 경우 10.92 ~ 12.07 MV의 범위에 분산되고, 편차는 2.84 MV이고, 15MV의 경우 10.86~13.36 MV

의 범위에 분산되고, 편차는 0.5 MV이었다. 시설간의 동일 명목상의 에너지에서도 에너지는 흩어지고, 에너지가 클수록 크게 나타났다.

Table. 4.는 일본의학방사선물리학회에서 선질 결정시 사용되고 있는 조직선량비가 0.7이 되는 깊이 ($d_{0.7}$)(cm)로 선질 결정 지표로서 임상에서 치료에 관심이 있는 깊이에 해당한다. TPR_{10}^{20}

Table. 5.와 6.은 영국병원물리학회가 선질을 결정하기 위해 권고하고 있는 심부선량이 80% 되는 깊이(d_{80})(cm)와 10 cm 깊이에서의 심부선량분율

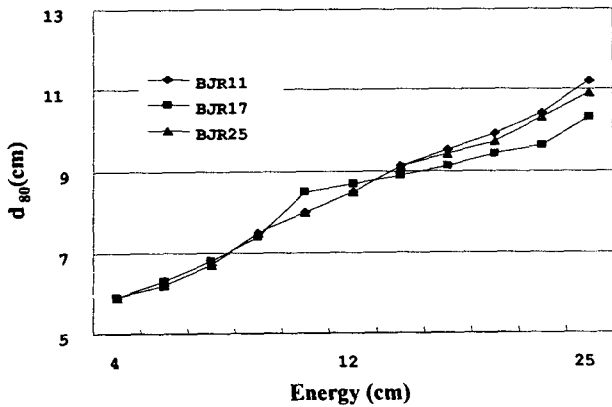


Fig. 5. The relationship between nominal X-energy and depth of 80% of maximum dose (d_{80}) (BJR 11, BJR 17, BJR 25)

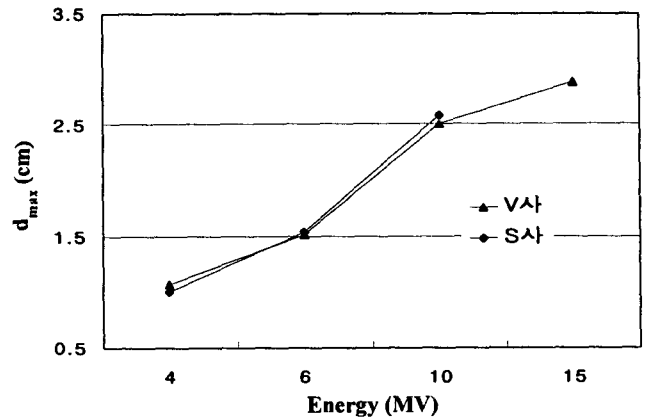


Fig. 7. The relationship between nominal X-energy and depth of maximum dose (d_{max}) with manufactures

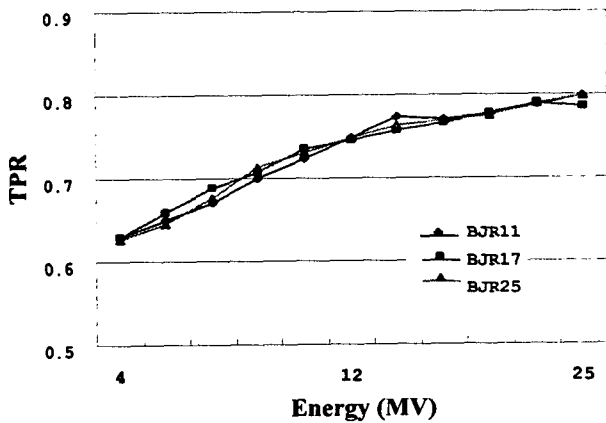


Fig. 6. The relationship between nominal X-energy and TPR_{10}^{20} ratio (BJR 11, BJR 17, BJR 25)

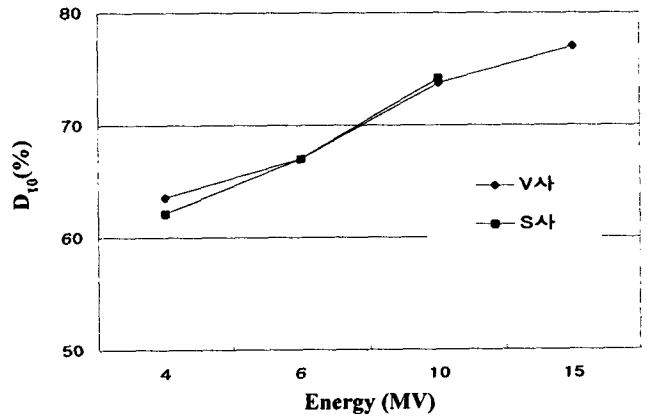


Fig. 8. The relationship between nominal X-energy and PDD at 10 cm (D_{10} (%)) with manufactures

D_{10} (%)로 에너지의 분포 및 편차를 나타내고 있으며, 에너지가 증가함에 따라 에너지 편차는 선형적으로 증가하는 경향을 보이고 있다. 그러나 Table. 2.에서 나타냈듯이 명목상의 에너지 10 MV X-선에서 제작사 마다 에너지를 규정하는 기준 자료값의 차이로 커다란 차이를 나타내고 있다고 생각된다. 그러나 현재 국내에서 사용하고 있는 의료용 가속기에서 방출되고 있는 명목상 X-선 에너지를 평가하기 위한 선질 지표들 중 10 cm 깊이에서의 심부선량백분율 D_{10} (%)이 에너지의 분포 및 편차가 적게 나타나 가장 적당하다고 생각된다. 그러나 에너지가 증가함에 따라 가속기 헤드에서 발생하는 전자가 최대선량 깊이에서의 흡수선량에 상당히 기여하고 있으므로 전자 오염을 제거하기 위해 가속기 헤드 밑에 1mm

두께의 연박막(lead foil)의 사용을 권고하고 있다. Fig. 3~6은 BJR 11, BJR 17 및 BJR 25 자료를 근거로 명목상의 광자선 에너지(MV)에 대한 최대선량 깊이(d_{max}), 10 cm 깊이에서의 심부선량백분율 D_{10} (%), 심부선량백분율이 80% 되는 깊이(d_{80}), 10 cm와 20 cm 깊이에서의 조직선량비(TPR_{10}^{20})의 변화를 나타내고 있다.

최근 개정하여 발표된 BJR 25가 모든 명목상의 에너지(MV)와 선질 지표와의 관계에서 선형적인 관계를 보이고 있었다. 특히 최대선량깊이는 에너지가 증가함에 따라 증가하는 경향을 보이고 있으나 전자 오염에 의한 흡수선량으로의 기여에 문제가 있다.

Fig. 7~10은 제작사 Varian과 Siemens 2기종에 대한 선질 각 국 및 각 학회에서 권고하고 있는 선질

지표들에 대하여 명목상의 광자선 에너지(MV)에 대한 최대선량깊이(d_{max}), 10 cm 깊이에서의 심부선량백분율 $D_{10}(\%)$, 심부선량백분율이 80 %되는 깊이(d_{80}), 10 cm와 20 cm 깊이에서의 조직선량비(TPR_{10}^{20})와의 관계를 비교한 그림이다. 명목상의 X-선 에너지와 이들 규정값이 일치하지 않고, 제작사간 가속기의 종류 등에 의하여 차이를 보이고 있다. 따라서 가속기 시설간 자료 비교 및 정보 교환을 위하여 가능하면 동일한 선질 지표 및 인용 자료를 이용하는 것이 바람직하다고 생각된다.

결론

의료용 가속기에서 발생하는 치료용 고에너지 X-선의 선질결정은 직접적으로 측정하기가 곤란하여 흡수선량 결정시 대표적인 중심축상 심부선량을 기준으로 해서 구하고 있어 심부선량백분율 혹은 조직선량비를 측정시 세심한 주의가 요구된다.

명목상의 에너지가 동일하더라도 선진 각국 및 각 학회의 표준측정법에서 권고하고 있는 선질 지표에 있어 차이가 있고, 제작사간의 에너지 규정법에 있어서도 기준값의 채택에 있어 차이가 있어 선량결정시 신뢰가 되는 기준값의 선택이 중요하다.

동일 명목상의 에너지에서도 에너지가 분산되고, 선질 지표에 따라서도 에너지의 차이가 나타날 때 어느 선질 지표로 에너지를 결정할 것인가가 앞으로 검토해야 한다.

그러므로 정확한 흡수선량 결정에 필수 불가결한 선질 결정에 있어 명목상의 에너지와 심부선량 자료와 1대 1로 대응하는 물리적 혹은 임상적으로 유용한 통일된 선질 지표 혹은 2가지 이상의 선질 지표로 함께 표시함으로써 시설간의 자료 비교 및 선질 평가에 있어 참고가 되는 유익한 정보를 얻을 수 있다고 생각된다.

참고 문헌

1. NACP: *Procedures in external radiation therapy dosimetry with photon and electron beams with maximum energies between 1 and 50 MeV*. Acta Radio. Oncol. 19:55(1980)

2. AAPM: *A Protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams*. A report of Task Group 21, Radiation Therapy Committee, Medical Physics. 10: 741(1983)
3. IAEA: *Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice*. IAEA Technical Reports Series No. 277. International Atomic Energy Agency, Vienna (1987)
4. 日本醫學放射線學會物理部會編: *放射線治療における高エネルギー X線 および 電子線の 吸収線量の標準測定法*. 通商産業研究社, 東京(1986)
5. HPA: *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy*. British Journal of Radiology, Suppl. 11,(1972)
6. British Journal of Radiology Suppl. 17: *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy*. The British Institute of Radiology, London, 61(1983)
7. British Journal of Radiology Suppl. 25: *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy*. The British Institute of Radiology, London, 62(1996)
8. LaRiviere, P.D.: The quality of high-energy X-ray beams. British Journal of Radiology 62: 473 (1989)
9. Kosunen A., Rogers D.W.O.: Beam quality specification for photon beam dosimetry. Med. Phys. 20: 1181(1993)
10. Brahme A., Andreo P.: Dosimetry and quality specification of high energy photon beams. Acta Radio. Oncol. 25: 213(1986)
11. Karlsson M., Nystrom H.: Beam quality specifications for photon beams. Proc. Int. Symp. on Measurement Assurance in Dosimetry (IAEA-SM-330/54), 299(1994)
12. Ross C.K., Shortt K.R., Rogers D.W.O., et al.: A Test of TPR_{10}^{20} as a beam quality specifier for high energy photon beams. Proc. Int. Symp. on Measurement Assurance in Dosimetry (IAEA-SM-330/10), 309(1994)

13. Meli J.A., Ravinder Nath: Choice of material for HVL measurements in megavoltage x-ray beams. *Med.Phys.* 12: 1081(1985)
14. Followill D.S., Tailor R.C., Tello V.M., et. al.: Beam quality specification for photon beam dosimetry. *Med. Phys.* 25: 1202(1998)

Comparison of Beam Quality Index of High Photon Beam

Dong Oh Shin^{*T}, Young Hoon Ji^{*T}, Sung Yong Park^{*} Hyun Joo Park^{*},
Hoe Nam Kim[§], Sung Eon Hong[†], Soo Il Kwon^{*}, Tae Suk Suh,
Bo Young Choe, Sung Sil Chu[¶]

*Dept. of Physics, Kyonggi University**

Dept.. of Radiation Oncology, College of Medicine, Kyung Hee University[†]

Dept.. of Radiation Oncology, Korea Cancer Center Hospital[†]

Dept.. of Therapeutic Radiology, KangNam Catholic Hospital[§]

Dept.. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Catholic University

Dept. of Radiation Oncology, College of Medicine, Yonsei University[¶]

It is necessarily to evaluate the energy of X-ray emitted from linear accelerator in order to determine the accurate absorbed dose. The method of direct measurement for x-ray energy is very difficult and impractical. Therefore the method of using beam quality index is generally used. Several dosimetry protocols recommend the use of quality indices such as depth of dose maximum at radiation central axis, dose gradient, and dose level. The linear accelerator manufactures follow the recommendation as dosimetry protocols. The study was performed for us to select the most suitable parameter among the quality indices as described above. For photon beams of 4, 6, 10, 15, and 21 MV nominal energies produced by four kinds of accelerators(Mitsubishi, Scanditronix, Siemens, Varian) in eleven institutions, We evaluated the x-ray energies obtained by the quality indices as recommended by several dosimetry protocols and manufactures. Results showed that there were energy spreads according to the same accelerators and quality indices even though nominal energies were same. It appeared that the percent depth dose at 10 cm ($D_{10}(\%)$) gave the smallest deviation and spread of energies. As energies increased, the energy deviation increased for all the quality indices. It is desirable for the use of unified quality index to compare the evaluation of beam quality at different institutions.

Key words : protocol, dosimetry, photon beam, quality index, depth dose, absorbed dose