

분할정위적 방사선수술시 수정체 및 갑상선의 선량평가

서울대학교병원 치료방사선과

민제순, 유숙현, 박진홍, 박흥득

I. 서론

분할 정위적 방사선수술은 다수의 3차원적 조사 방향을 설정하여 두부의 작은 병변에 총치료계획선량(20Gy 전후)을 약10회 정도로 나누어서 정밀하게 조사하는 방사선 외부조사로서, 원하는 병변 부위에만 국한해서 집중적으로 방사선을 조사할 수 있으며 병변밖의 급격한 선량의 감소로 주위정상조직에는 최소한의 방사선이 조사되는 잇점이 있다. 따라서 현재에는 감마나이프 같은 고가장비의 도입없이 기존의 선형가속기에 간단한 보조기구를 부착하여 여러종류의 두뇌암 치료를 시행할수 있어 보편화되고 있는 추세이다. 하지만 분할 정위적 방사선수술에 있어서 조사중심점의 정확한 선량평가 및 두개강 내 선량측정에 대해서는 많은 연구가 이루어지고 있지만 수정체나 갑상선과 같은 외부장기의 흡수선량 측정에 대한 연구는 부족한 실정이다. 수정체의 경우 Merriam(1957)등은 최소 200cGy 선량의 단일조사를 시행후 백내장이 발생되었으나 실제 임상적으로는 400내지 500cGy 이상의 선량부터 의미있게 관찰하였고 분할조사시 750-950cGy의 선량에서 60%의 발생율이고 1150cGy 이상에선 100%로 보고하였다. 갑상선 또한 방사선에 민감한 장기로 방사선으로 인한 갑상선암에 대한 연구가 보고되고 있지만 대부분의 경우 고선량을 대상으로 한 것으로 저선량에 대한 정확한 평가를 내리기에는 객관적 자료가 부족하다. 실제 Shore(1980)등에 의한 암의 분석결과 저선량의 위험율은 고선량의 2-3배 낮은 것으로 나타났지만 이 두 기관의 흡수되는 산란 및 누출선량은 방사선

의 체성 및 유전적 효과로 인해 정확한 선량평가가 요구되어진다.

그러므로 본원에서는 분할 정위적 방사선수술시 수정체와 갑상선의 선량을 열형광선량계(thermoluminescence dosimetry, TLD)를 이용하여 전산화 치료 계획시 조사중심점의 위치, 조사방향과 조사각도, 주요장기의 포함여부 등 그에 따른 흡수선량에 대하여 알아보하고자 한다.

II. 측정장비 및 방법

1. 측정장비

본원에서 보유하고 있는 선형가속기 (Clinac 2100C/505, Varian, USA) 6MV X-선을 이용하여 인체팬텀 (Huestis) 두부부위의 좌우 상안검과 좌우 갑상선 표면에 열형광소자(Lif, TLD-100초 chip)를 부착하고 열형광선량계(TLD system-4000, Harshaw)로 각부위의 선량을 측정하였다.

2. 측정방법

1) 고정장치 및 뇌단층촬영

인체모형 두부부위를 Vack-lock과 optimold로 고정시키고 기준점을 임의로 설정한 뒤 뇌단층촬영을 시행하여 영상을 재구성하였다.

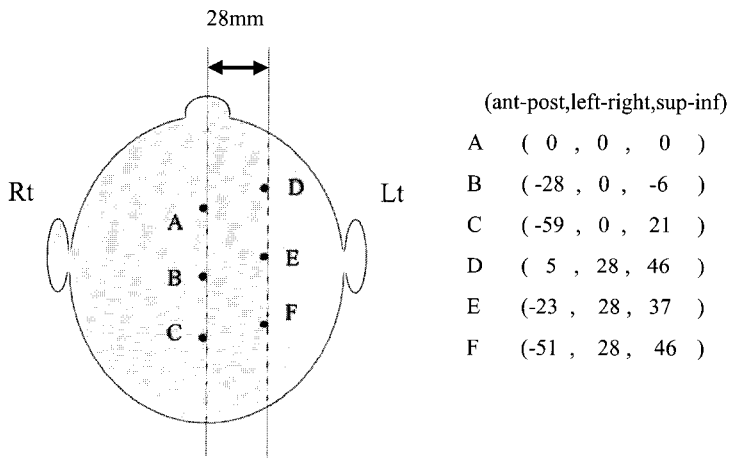
2) 전산화 치료계획

여섯군데의 조사중심점을 선정하였으며 좌우 중심선상에 3군데와 좌우 중심선상으로부터 좌측으로 28mm 떨어진 평행선상위에 정하였다. 이 지점은 좌측 수정체와 갑상선이 중심선에서 25~30mm정도 떨어진 것을 고려한 것이다. 각 조사중심선상의 맨 앞쪽부터 조사중심점 A, B, C, D, E, F로 명하였고 기준점은 뇌하수체 지점으로서 조사중심점 A 좌표 (0,0,0)(Anterior-Posterior, Left-Right, Superior-Inferior)로 <그림 1> 과 같이 선정하였다.

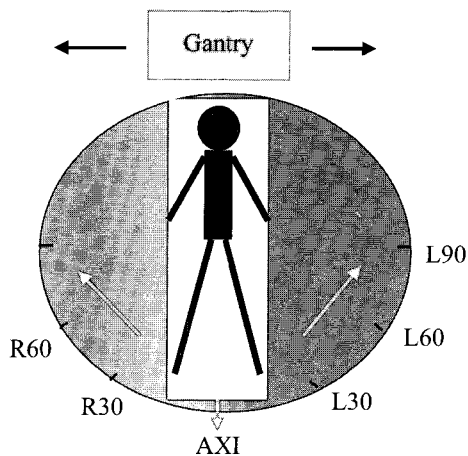
본원에서 개발한 선형가속기를 이용한 3차원 전산화 치료계획 시스템(그린 나이프)으로 치료계획을 시행하였다. 보조 콜리메이터의 크기는 직경 20mm를 사용하였고 각 조사중심점마다 6 arc, couch의 각도는 30도 간격으로 환자의 오른쪽 방향 90도에서 왼쪽방향 60도까지 시행하였으며 표기는 L90, L60, L30, AXI, R30, R60 으로 나타내기로 하였다.

<그림 2>

각 조사방향에 대한 조사각도는 100도를 기준으로



<그림 1> 조사중심점 위치 선정



<그림 2> 치료계획에 따른 조사방향

* 단위 : cGy

	조 사 중 심 점 (Isocenter)					
	A	B	C	D	E	F
수정체(우)	4.55 (0.30%)	3.50 (0.23%)	2.35 (0.16%)	4.55 (0.30%)	5.75 (0.38%)	5.25 (0.35%)
수정체(좌)	4.70 (0.31%)	4.05 (0.27%)	2.45 (0.16%)	14.6 (0.97%)	13.85 (0.92%)	11.25 (0.75%)
갑상선(우)	3.35 (0.22%)	3.35 (0.22%)	1.30 (0.07%)	1.87 (0.12%)	2.05 (0.14%)	1.35 (0.09%)
갑상선(좌)	2.05 (0.20%)	3.15 (0.21%)	3.00 (0.13%)	4.96 (0.40%)	1.70 (0.11%)	1.65 (0.11%)

* % : 선량평가점 흡수선량 / 최대흡수선량 × 100

표 1. 조사중심점에 따른 흡수선량

수정체 흡수선량

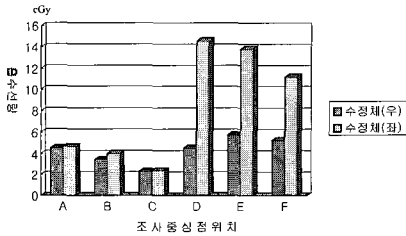


그림3. 조사중심점에 대한 선량

갑상선 흡수선량

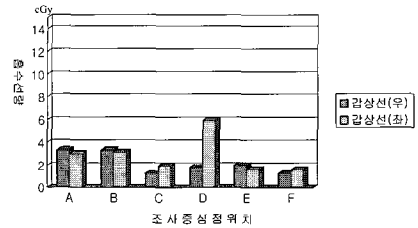


그림4. 조사중심점에 대한 흡수선량

로 하였고, 이때 좌측으로 28mm 떨어진 D, E, F 조사중심점에서는 L90방향에서 출사빔이 포함되는 것을 알 수 있었다. 모든 치료계획은 조사중심점별로 최대선량점에 1500cGy, 80% isodose line에 300cGy로 5회 분할하였다.

3) 선량측정 및 평가

인체팬텀 두부부위 좌우 상안검과 좌우 갑상선 위 표면에 열처리된 TLD chip을 부착하여 치료계획에서 얻은 선량을 조사하였다.

각 부위의 선량을 평가하기 위하여 열형광선량 시스템을 이용하였고 온도는 preheat 100℃, acquire 최대350℃, anneal 350℃로 정하고 시간은 10초, 30초, 5초로 하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 조사중심점 변화에 따른 흡수선량

<표 1>은 각각의 조사중심점에 따른 수정체와 갑상선의 흡수선량으로 좌측으로 치우친 조사중심점 D, E, F는 대체적으로 좌측 수정체가 우측 수정체에 비해 2~3배 높은 선량이 측정되었다. 각 장기에서 가장 가까운 거리에 있는 조사중심점 D는 좌측 수정체 14.6cGy(0.97%), 좌측 갑상선 4.96cGy(0.40%)의 선량으로 가장 높았고, 조사중심점과의 거리가 멀어질수록 선량이 감소하는 것은 알 수 있었다.

	조 사 방 향 (Arc plane)						Total	%
	Axi	L90	L60	L30	R30	R60		
수정체(우)	0.42	0.44	0.37	0.41	0.97	0.94	4.55	0.30
수정체(좌)	0.41	11.3	1.42	0.61	0.43	0.52	14.6	0.97
갑상선(우)	0.31	0.23	0.26	0.34	0.31	0.42	1.87	0.12
갑상선(좌)	0.41	4.53	0.33	0.22	0.28	0.19	5.96	0.40

* 단위 : cGy

* % : 선량평가점 흡수선량 / 최대흡수선량 × 100

표 2. 조사중심점D에서의 조사방향에 따른 흡수선량

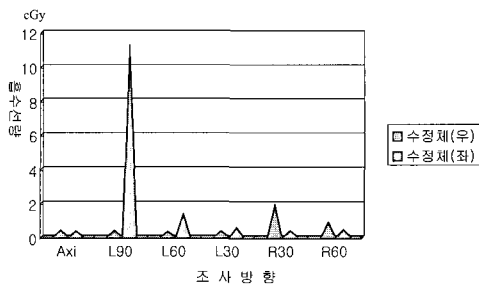


그림5. 조사중심점 D에서의 선량

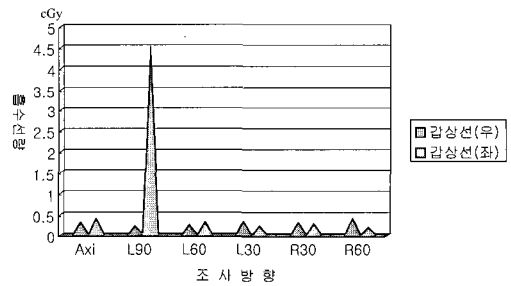


그림6. 조사중심점 D에서의 선량

2. 조사방향에 따른 흡수선량

<표 2>는 좌측 수정체와 좌측 갑상선에서 가장 가까운 거리에 위치한 조사중심점 D에서의 조사방향에 따른 흡수선량의 변화이다. 각 조사방향에 대해 최대흡수선량 250cGy 조사하였을 때의 선량으로 우측 수정체는 R30에서 0.97cGy(0.32%), 좌측 수정체는 L90에서 11.3cGy(3.77%)로 높은 선량이 측정되었다.

하지만 갑상선의 경우에는 좌측 갑상선 L90에서 4.53cGy(1.51%)로 높은 선량이 측정되었고 우측 갑상선은 평균 0.31cGy(0.1%)로 출사빔의 영향을 받지 않은 것으로 측정되었다.

<표 4>, <표 5>는 조사중심점E와 F에서의 조사방향에 대한 흡수선량 측정이다.

조사중심점E와 F는 D지점과는 달리 각각의 장치로부터 거리에서 조금씩 차이가 보이므로 갑상선에서는 빔방향과는 무관한 것을 알 수 있었다.

조사중심점 E, F 우측 수정체는 R30에서 3.62cGy(1.21%), 2.67 cGy(0.89%)로 다른 방향에 비해 높은 것을 알 수 있었고, 좌측 수정체는 L90에서 11.09cGy(3.70%),

9.34cGy(3.11%)로 높은 선량이 측정되었다.

	조 사 방 향 (Arc plane)						Total	%
	Axi	L90	L60	L30	R30	R60		
수정체(우)	0.35	0.39	0.42	0.44	3.62	0.53	5.75	0.30
수정체(좌)	0.32	11.09	1.22	0.51	0.34	0.37	13.85	0.31
갑상선(우)	0.21	0.38	0.26	0.42	0.23	0.55	2.05	0.22
갑상선(좌)	0.24	0.31	0.29	0.33	0.22	0.31	1.70	0.20

* 단위 : cGy

* % : 선량평가점 흡수선량 / 최대흡수선량 × 100

표 4. 조사중심점 E에 대한 흡수선량

	조 사 방 향 (Arc plane)						Total	%
	Axi	L90	L60	L30	R30	R60		
수정체(우)	0.62	0.21	0.18	0.62	2.67	0.95	5.25	0.35
수정체(좌)	0.23	9.34	0.64	0.39	0.18	0.47	11.25	0.75
갑상선(우)	0.22	0.19	0.14	0.28	0.27	0.25	1.35	0.09
갑상선(좌)	0.27	0.29	0.28	0.25	0.25	0.31	1.65	0.11

* 단위 : cGy

* % : 선량평가점 흡수선량 / 최대흡수선량 × 100

표 5. 조사중심점 F에 대한 흡수선량

조사방향에 따른 수정체의 흡수선량

조사방향에 따른 수정체의 흡수선량

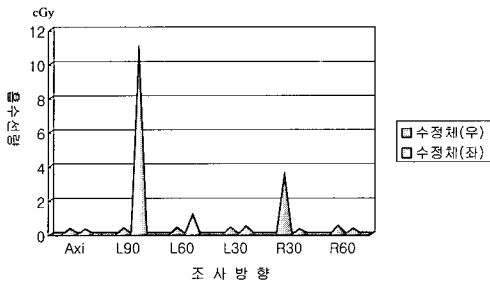


그림7. 조사중심점 E에서의 수정체선량

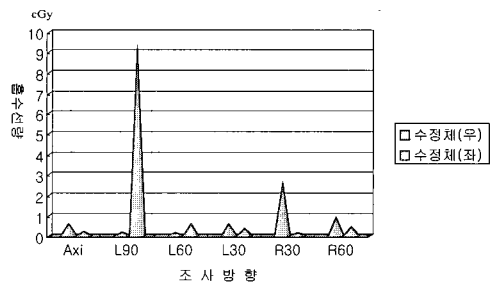


그림8. 조사중심점 F에서의 수정체선량

IV. 결론 및 고찰

조사중심점 A, B, C는 뇌의 중앙에 위치한 관계로 좌우 장기의 선량이 대칭적으로 나타나게 되어 병변의 앞 뒤 위치변화를 관찰하기에 매우 적합한 경우였다. 실제로 본 측정에서는 조사중심점 좌우선량의 차이가 수정체와 갑상선 모두 목표부위의 최대선량치에 비해 평균 0.01%정도 밖에 안돼 매우 대칭적인 선량분포를 보이고 있다. 조사중심점이 뒤쪽으로 위치할수록 수정체와 갑상선의 선량이 떨어지는 것은 치료부위와 선량측정위치의 거리관계를 대변하는 것으로서 같은 중앙선에 위치하고 있다라도 조사선의 측정위치를 직접적으로 통과하지 않는 한 수정체의 경우는 0.16%~0.31%의 선량 차이가 보였고, 갑상선의 경우는 0.07%~0.22%의 선량차이를 보였다. 조사중심점 D, E, F는 우측 수정체와 우측 갑상선을 조사선이 직접 통과하는 경우는 없었다. 이 세 조사중심점의 실험은 병변이 한 쪽 대뇌에 치우쳐 있을 때 편측과 반대측의 각 장기선량이 다를 것으로 보았고 그 정도차이와 함께 치료부위의 위치와 couch 각도에 따른 선량분포가 조사중심점 A, B, C와는 좋은 대조를 이루고 있다. 좌우 장기의 선량차이를 살펴보면 수정체의 경우 좌측이 우측에 비해 2-3배 높은 선량이 들어가는 것을 알 수 있었고, 그 차이는 치료위치가 앞쪽으로 위치할수록 더 컸다. 또한 조사방향에 따라서도 좌측 수정체의 출사빔 포함여부에 의해 0.22%~3.77%까지의 높은 선량차이를 보였다.

이상의 실험 측정으로 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 조사중심점 및 조사방향이 각 장기와 가까울수록 높은 흡수선량을 나타내었다.
2. 출사빔이 수정체나 갑상선을 통과하는 경우 흡수선량이 높았다.
3. 전산화 치료계획시 가능한 출사빔이 수정체나 갑상선을 통과하지 않도록 주의해야하며 매 치료시 주요장기의 흡수선량 측정을 시행하는 것이 바람직하겠다.

※ 참고 문헌

1. Berk HW, Larner JM, Spaulding C, et al. Extercranial absorbed dose with Gamma Knife radiosurgery. Stereotact Funct Neurosurg 61 : 164-172, 1993
2. Chiarego G, Marchetti C, Avanzo RC, et al. Dosimetric considerations on multiple arc stereotactic radiotherapy. radiother Oncol 12:141-152, 1988
3. Betti OO, Derechinsky VE, Hyrerslective encephalic irradiation with linear accelerator. Acta Neurochir 33:385-390, 1984
4. Deeg HJ, Flounoy N, et al. Cataracts after total body irradiation and marrow transplant. Int J Radiat Oncol Biol Phys 10:957-964, 1984
5. Karzimak CJ. Lithium fluoride thermoluminescent dosimetry. Phys Med Biol 9:273, 1964
6. Horowitz YS. hermoluminescence and hermoluminescent dosimetry. Florida, CRC Press, 1984
7. Khan FM. The physics of radiation therapy. 2nd ed., Baltimore, William & Wilkins, 1994
8. Pogdorsak EB, Picke B, Pla M, et al. Dynamic stereotactic radiosurgery. Int J Radiot Oncol Biol Phys 14:115-125, 1988
9. Schneider AB, Favus MJ, Stachura ME, et al. Incidence, prevalence and characteristics of radiation-induced thyroid tumors. Am J Med 64:243-252, 1978
10. Pogdorsak EB, Olivier A, Pla M, et al. Dynamic stereotactic radiosurgery. Int J Radiat Oncol Biol Phys 14:115-125, 1988
11. Kron T. Thermoluminescent dosimetry and its applications in medicine-Part 1:Physics, material and equipment. Australasian Phys Engineer Scin Med 17: 175-99, 1994