

---

## 6MV 선형가속기의 비대칭 조사야의 변화에 따른 선량분포

고신대학교 의학부 방사선종양학과

윤주호 · 이철수 · 엄하용

---

### Study on 6 MV Photon beam Dosimetry by Asymmetric Collimator Variation of Linear Accelerator

Joo Ho Yoon · Chul Soo Lee · Ha Yong Yum

*Dept. of Radiation Oncology, Kosin Medical College, Kosin University, Pusan, Korea*

Recently linear accelerator in radiation therapy in asymmetric field has been easily used since the improvement and capability of asymmetrical field adjustment attached to the machine. It has been thought there have been some significant errors in dose calculation when asymmetrical radiation fields have been utilized in practice of radiation treatments if the fundamental data for dose calculation have been measured in symmetrical standard fields.

This study investigated how much the measured data of dose distributions and their isodose curves are different between in asymmetrical and symmetrical standard fields, and how much there difference affect the error in dose calculation in conventional method measured in symmetrical standard field. The distributions of radiation dose were measured by photon diode detector in the water phantom (RFA-300P, Scanditronix, Sweden) as tissue equivalent material on utilization of 6 MV linear accelerator with source surface distance (SSD) 1000 mm. The photon diode detector has the velocity of 1 mm per second from water surface to 250 mm depth in the field size of 40 mm × 40 mm to 250 mm × 250 mm symmetric field and 40 mm × 20 mm to 250 mm × 125 mm asymmetrical fields. The measurements of percent depth dose (PDD) and subsequent plotting of their isodose curves were performed from water surface to 250 mm depth from Y-center axis in 100 mm × 50 mm field in order to absence the variability of depth dose according to increasing field sizes and their affects to plotted isodose curves. The difference of PDD between symmetric and asymmetric field was maximum 4.1% decrease in 40 mm × 20 mm field, maximum 6.6% decrease in 100 mm × 50 mm and maximum 10.2% decrease 200 mm × 100 mm, the larger decrease difference of PDD as the greater field size and as greater the depth. The difference of PDD between asymmetrical field and equivalent square field showed maximum 2.4% decrease in 60 mm × 30 mm field, maximum 4.8% decrease in 150 mm × 75 mm and maximum 6.1% decrease in 250 mm × 125 mm, and the larger decreased differenced PDD as the greater field size and as greater the depth, these differences of PDD were out of 5% of dose calculation as defined by International Commission on radiation unit and Measurements(ICRU). In the dose distribution of asymmetrical field (half beam) the plotted isodose curves were observed

to have deviations by decreased PDD as greater as the blocking of the beam moved closer to the central axis, and as the asymmetrical field increased by moving the block 10 mm keeping away from the central axis, the PDD increased and plotted isodose curves were gradually more flattened, due to reduced amount of the primary beam and the fraction of low energy soft radiations by passing through in asymmetrical field by moving independent jaw each 10 h beam flattening filter. As asymmetrical radiation field as half beam radiation technique is used, the radiation dosimetry calculated in utilizing the fundamental data which measured in standard symmetrical field should be converted on bases of nearly measured data in asymmetrical field, measured beam data files of various asymmetrical field in various energy and be necessary in each institution.

*Key Words : Asymmetric field, Dose distribution, 6MV linear accelerator*

## I. 서 론

방사선치료에서 비대칭 조사야(half beam technique)를 사용할 경우에는 완전한 대칭 조사야에서 납 차폐(lead block)로 조사야의 반을 차폐하여 치료하였으나, 최근 방사선치료에 이용하는 대부분 선형가속기(linear accelerator)에는 콜리메이터(collimator jaw)가 독립적으로 움직이는 기능을 갖추고 있다. 이것은 기계의 중심축(central axis)에서 벗어난 중심을 가진 조사야, 즉 비대칭조사야(asymmetric field)를 형성할 수가 있는데 비대칭 조리개(independent jaw)는 1개 또는 그 이상의 콜리메이터를 이용해서 대응하는 반대쪽 콜리메이터와 독립적으로 움직일 수 있다. 이는 단순히 조사야를 결정하는 콜리메이터로서의 기능 뿐만 아니라, 차폐납의 사용을 줄일 수 있는데 환자에게 불필요한 산란선의 영향을 감소시킬 수 있고, 무거운 차폐용 블럭을 사용할 경우 발생할 수 있는 안전사고의 위험을 방지할 수 있다. 또한 비대칭 조사야 치료법은 두 대칭 조사면이 겹치는 경우 조사면의 접점(junction)에서 일어나는 선량 과소(cold spot) 또는 선량 과대(hot spot)도 효과적으로 줄일 수 있어 보다 정밀한 치료를 가능케 함으로 방사선치료에 광범위하게 사용하고 있다.<sup>1~14)</sup> 임상적인 예로는 수아종(medulloblastoma), 임파종(lymphoma) 등의 두경부 종양의

방사선치료와 유방암(breast cancer)의 방사선 치료를 들 수 있다.<sup>11~14)</sup> 그러나 현재 방사선량의 계산에 사용되는 모든 기본자료는 등가대칭 조사야를 기준으로 작성되었기 때문에 비대칭적인 조사야의 경우 현재 사용하고 있는 계산 방식을 그대로 사용할 경우에는 다소 무리가 있을 것이라 생각된다.<sup>1~14)</sup> 조사선량은 각 기기의 특성에 따라 가변성이 있으므로 직접 선량측정을 한 후 이 측정값들을 방사선 치료시 선량계산의 기준으로 삼아야 할 것이다. 비대칭 조사야를 임상에 적용하기 위하여 비대칭 조사야의 변화된 중심에서의 방사선량의 정확한 측정은 방사선 치료의 기본이 되는 매우 중요한 요소이며 방사선의 종류, 에너지, 조사범위에 따른 정확한 선량측정이 요구되고 있다.

이에 방사선치료에서 가장 많이 사용하는 6 MV 선형가속기를 이용하여 비대칭 조사야의 크기에 따른 심부선량분포도를 실측하여 방사선 치료의 선량계산 지표로 삼고자 하였다.

## II. 실험장치 및 방법

### 1. 실험장치

선형가속기는 에너지가 6 MV-X선이며, 선원표면간거리(source surface distance, SSD)는 1,000 mm로 되어 있다. 조사야를 결정하는 4개의 콜리

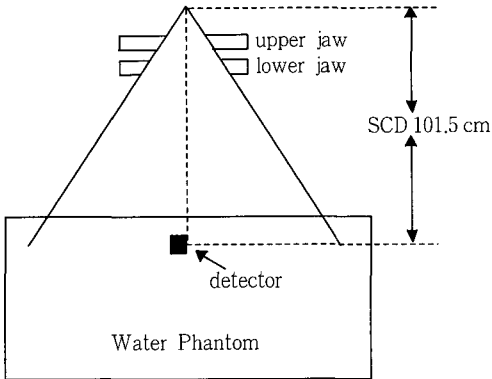


Fig. 1. Experimental set up

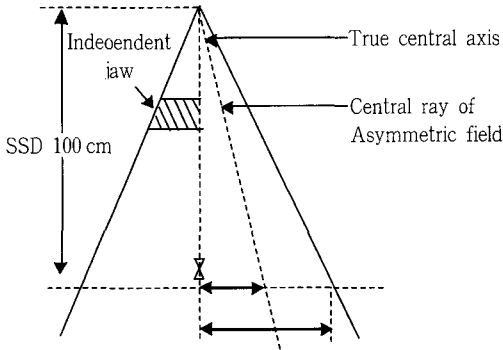
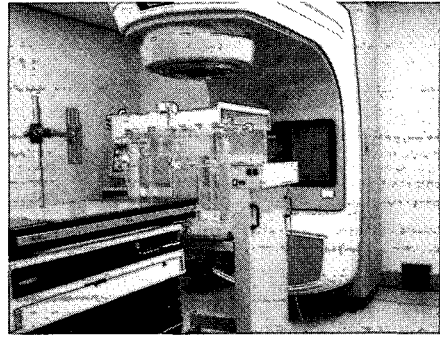
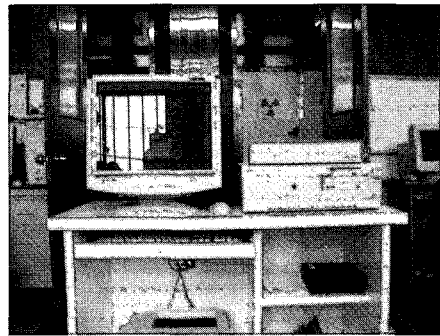


Fig. 2. Geometry of field blocking by and independent jaw

메이터(upper jaw 2개, lower jaw 2개)는 독립적으로 움직일 수 있어 비대칭 조사야를 만들 수 있다(Fig. 1, 2). 인체조직에 조사되는 방사선량은 전리함, 반도체 등의 방사선량 검출기를 이용할 경우 간접측정만이 가능하다. 인체 깊이에 따른 선량분포는 조직등가팬텀(phantom)을 이용하여 계측되어야 하므로, 측정장비는 조직등가물질로 방사선에 대한 흡수 및 산란 성질이 인체의 근육 및 연부조직과 유사하고 그 원소 구성이 일정하면서 재현성이 높고 손쉽게 이용할 수 있는 물팬텀(RFA-300P, Scanditronix, Sweden)을 사용하였으며 크기는 495 mm × 495 mm × 495 mm이다. Semiconductor detector type의 field detector는 팬텀 내에서 3차원적으로 이동이 가



a. Water phantom set up



b. RFA-300P control panel

Fig. 3. RFA-300P water phantom

능하며 검출기를 수동으로 이동시킬 수 있는 control unit가 부착되어 있으며 이는 cable을 통해 조종실에 설치된 RFA-300P와 연결이 되어 있다(Fig. 3).

## 2. 실험방법

대부분 임상에서 선량계산을 할 때 사용하고 있는 심부선량 백분율(percent depth dose, PDD), 조직공기선량비(tissue air ratio, TAR), 조직최대선량비(tissue maximum ratio, TMR) 등은 균질인 물에 광자방사선이 직각으로 입사되는 조건에서 구한 측정치를 근거로 한다.<sup>9,10)</sup> 본 연구에서의 심부선량 백분율은 물팬텀 내에서 3차원적으로 움직이는 검출기를 이용하여 측정된 수치를 RFA-300P에 저장하며 측정하였다. 6MV 선형 가속기의 선원-표면간거리는 1,000 mm이므로 선

원과 물표면과의 거리를 1,000 mm로 고정시키고 물표면으로 부터 250 mm 깊이까지 검출기를 움직여 측정하였다. 선원의 중심축상의 최대선량점(Dmax)을 결정하기 위하여 검출기를 1 mm / sec의 속도로 수직으로 이동시키며 수회씩 반복 측정하였고, 방사선은 240 cGy / min의 선량을 조사하였다. 선량단면도(beam profile)는 최대선량점 15 mm 깊이와 물표면에서 50 mm 간격으로 250 mm 깊이까지 중심축을 지나는 선량의 변화를 측정하였다. 6 MV 선형가속기의 편평도는 선량최대 및 선량최소점에서 대칭성은 선원 중심과 조사야 내의 크기 80%지점의 값으로 계산하였다.

### 1) 표준 조사야(100 mm×100 mm)의 선량 단면도

물팬텀을 이용하여 표준선량계산의 지표인 100 mm×100 mm의 조사야로 선원-표면간거리 1,000 mm를 물표면에 맞춘 다음 15 mm(최대선량점), 50 mm, 100 mm, 150 mm, 200 mm, 250 mm의 깊이에서 선량단면도를 X축과 Y축을 따라 측정하였으며 편평성(flatness), 대칭성(symmetry)이 AAPM<sup>1)</sup>에서 요구하는 ±3%의 적합한 범주에 있는지 확인한다.

### 2) 대칭 조사야와 비대칭 조사야의 선량측정

대칭조사야(symmetric field)의 선량단면도는 선원-표면간거리를 1,000 mm로 일정하게 맞추고 검출기를 물속 15 mm 깊이에 잠기도록 한 후, 40 mm×40 mm, 60 mm×60 mm, 80 mm×80 mm, 100 mm×100 mm, 150 mm×150 mm, 200 mm×200 mm, 250 mm×250 mm 크기의 각 조사야에 대하여 선원의 중심축상에서 15 mm 깊이와 물표면에서 250 mm 깊이까지 50 mm 간격으로 측정하였다. 심부선량 백분율은 선원-표면간거리를 일정하게 1,000 mm로 맞추고 검출기를 최대선량점의 깊이에 잠기도록 한 후 물표면에서 250 mm 깊이까지 광자방사선이 물표면

에 직각으로 입사되는 조건에서 검출기를 수직으로 이동시키면서 40 mm×40 mm, 60 mm×60 mm, 80 mm×80 mm, 100 mm×100 mm, 150 mm×150 mm, 200 mm×200 mm, 250 mm×250 mm 크기의 대칭 조사야에서 측정하였다. Y 축 콜리메이터를 이용한 비대칭 조사야의 심부선량 백분율 측정은 40 mm×20 mm, 60 mm×30 mm, 80 mm×40 mm, 100 mm×50 mm, 150 mm×75 mm, 200 mm×100 mm, 250 mm×125 mm 크기의 비대칭 조사야를 가지고 대칭 조사야와 같은 방법으로 측정하였다.

### 3) 비대칭 조사야(half beam)를 equivalent square field에서의 선량측정

비대칭 조사야를 등가 정사각형(A/P) 방법을 이용하여 equivalent square field로 변환하여 심부선량 백분율을 측정하여 비대칭 조사야에서 측정된 값과 비교하였다.

### 4) 등선량분포(isodose distribution) 측정

대칭 조사야 40 mm×40 mm, 60 mm×60 mm, 80 mm×80 mm, 100 mm×100 mm, 150 mm×150 mm, 200 mm×200 mm, 250 mm×250 mm의 등선량곡선과 비대칭 조사야 40 mm×20 mm, 60 mm×30 mm, 80 mm×40 mm, 100 mm×50 mm, 150 mm×75 mm, 200 mm×100 mm, 250 mm×125 mm의 선량분포를 비교 분석하기 위해 등선량곡선을 측정하였다.

### 5) 차폐의 변화에 따른 비대칭 조사야의 선량변화

비대칭 조사야(100 mm×50 mm) 중심축에서 10 mm, 20 mm, 30 mm, 40 mm 간격으로 Y축 콜리메이터를 확대시켜 심부선량 백분율을 물표면에서 250 mm 깊이까지 각각 측정하여 대칭 조사야 100 mm×100 mm와 비교하고, 입체적인 선량분포 변화를 비교하기 위해 물표면으로부터 250 mm 깊이까지 등선량곡선을 측정하였다 (Fig. 4).

1) American Association of Physicists Medicine

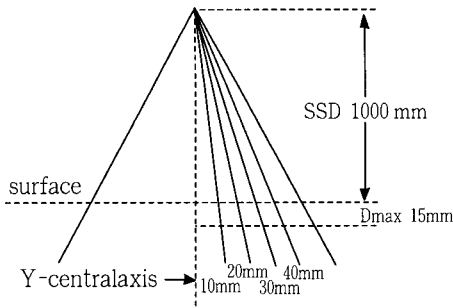


Fig. 4. The measurements of percent depth dose according to the change of independent jaw

### III. 결 과

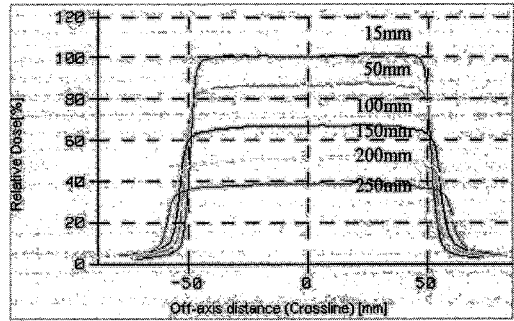
#### 1. 표준 조사야의 선량단면도 분석

선량계산의 표준 조사야(100 mm × 100 mm)의 선량단면도를 분석한 결과(Fig. 5), X축상에서의 편평성의 오차값은 15 mm 깊이에서 0.6%, 100 mm 2.3%, 250 mm 3.6%이었고, 대칭성의 오차값은 15 mm에서 0.9%, 100 mm 1.0%, 250 mm 1.4%이었다. Y축상에서의 편평성의 오차값은 15 mm 깊이에서 1.0%, 100 mm 2.4%, 250 mm 3.3%이었고 대칭성의 오차값은 15 mm 깊이에서 1.8%, 100 mm 2.2%, 250 mm 1.7%이었다. 이 결과 X 축, Y 축 측정오차 범위인 ± 3%의 적합한 수준이었으며 측정깊이가 깊어짐에 따라 편평성, 대칭성의 오차값이 커져서 대칭성, 편평성이 떨어지는 현상을 보였다(Table 1).

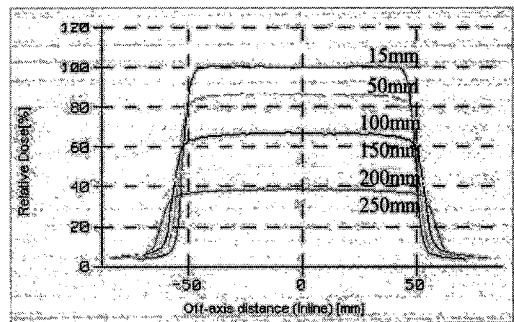
Table 1. Beam profile measured for standard field size (100 mm × 100 mm)

Unit : %

		depth(mm)					
		15	50	100	150	200	250
X-axis	flatness	0.6	1.5	2.3	2.7	3.2	3.6
	symmetry	0.9	1.0	1.0	2.0	1.8	1.4
Y-axis	flatness	1.0	1.6	2.4	2.9	3.4	3.3
	symmetry	1.8	1.7	2.2	2.2	2.1	1.7



a. X-axis



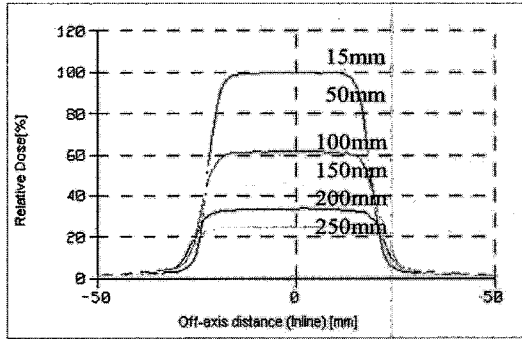
b. Y-axis

Fig. 5. Beam profile measured for standard field size (100 mm × 100 mm) according to the change of depth

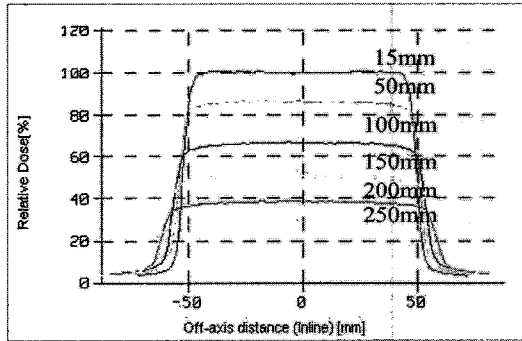
#### 2. 대칭 조사야와 비대칭 조사야의 선량 비교

선형가속기에서 동일한 양의 방사선이 방출되더라도 일정지점에 도달하는 방사선량은 조사야의 크기에 따라서 달라진다. 대칭 조사야와 비대칭 조사야의 선량변화를 분석한 결과, 40 mm × 40 mm 대칭 조사야의 선량단면도를 보면 최대선량점 15 mm 깊이에서 편평성 2.9%, 50 mm 3.7%, 250 mm 4.4%로 측정오차 범위인 ± 3%를 벗어나 측정되었고 대칭성도 15 mm 깊이에서 30.7%, 50 mm 19.4%, 250 mm 20.9%로 측정오차를 크게 벗어났으며 100 mm × 100 mm 조사야에서는 편평성이 0.6%에서 최대 2.3%, 대칭성은 0.9%에서 최대 2.3%로 측정되어 양호

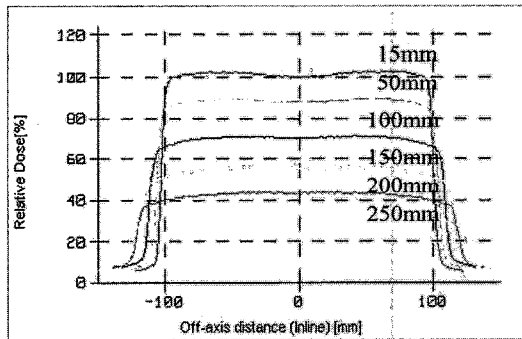
한 수치를 보였다. 200 mm×200 mm 조사야에서는 편평성이 1.3%에서 최대 5.1%, 대칭성은 0.8%에서 최대 1.3%로 양호한 수치를 보였다 (Fig. 6). Fig. 7의 대칭 조사야와 비대칭 조사야의 심부선량 백분율을 보면 40 mm×40 mm 대칭 조사야에서는 50 mm 깊이에서 86.9%, 100



a. 40mm × 40mm

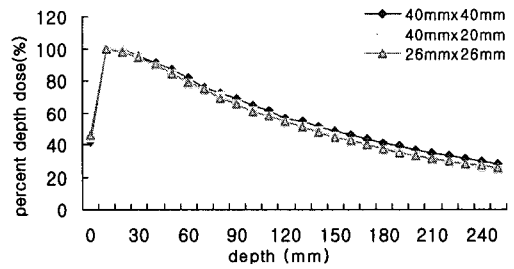


b. 100 mm × 100 mm

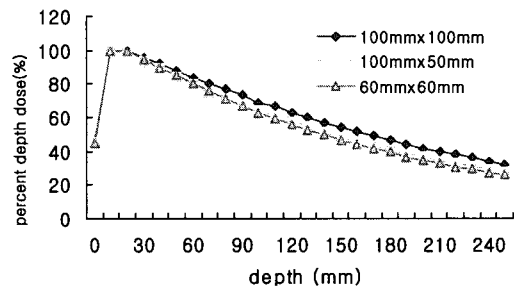


c. 200 mm × 200 mm

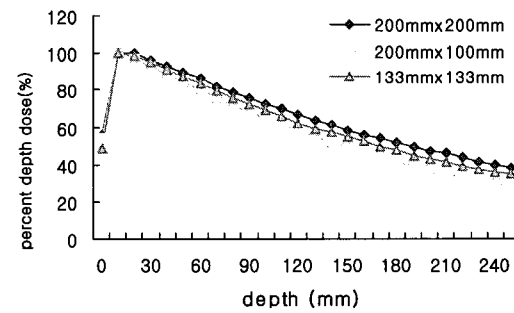
Fig. 6. Beam profile measured in symmetric field according to the change of depth



a.



b.



c.

Fig. 7. The comparison percent depth dose between symmetric field and asymmetric field and equivalent square field

mm 64.5%, 200 mm 37.0%로 비대칭 조사야 40 mm×20 mm의 50 mm 깊이에서 84.1%, 100 mm 61.4%, 200 mm 32.9%와 비교하였을 때 최대 4.1%의 오차를 보였으며, 100 mm×100 mm 대칭 조사야의 심부선량 백분율은 50 mm 깊이에서 88.2%, 100 mm 68.6%, 150 mm 54.5%로 비대칭 조사야 40 mm×20 mm의 50 mm 깊이에서 84.2%, 100 mm 63.9%, 150 mm 47.9%와

비교하였을 때 최대 6.6%의 오차를 보였다. 대칭 조사야 200 mm×200 mm의 심부선량 백분율은 50 mm 깊이에서 89.5%, 100 mm 72.2%, 200 mm 47.2%로 비대칭 조사야 200 mm×100 mm의 50 mm 깊이에서 84.2%, 100 mm 64.6%, 200 mm 37.0%와 비교하였을 때 최대 10.2%의 심부선량 백분율의 오차를 보였으며, 비대칭 조사야의 조사야가 커지고 측정깊이가 깊어질수록 대칭 조사야와의 오차의 폭은 커졌다(Fig. 8, Table 2).

### 3. 비대칭 조사야와 등가정방형 조사야의 심부선량백분율 비교

비대칭 조사야를 등가정방형 방법을 이용하여 대칭 조사야로 변환하여 심부선량 백분율을 측정 비교한 결과(Table 3), 비대칭 조사야 60 mm×30 mm의 50 mm 깊이에서의 심부선량 백분율은 85.3%, 150 mm 깊이에서 26.1%이었고 대칭 조사야로 변환시킨 40 mm×40 mm의 50 mm 깊이에서 86.9%, 150 mm

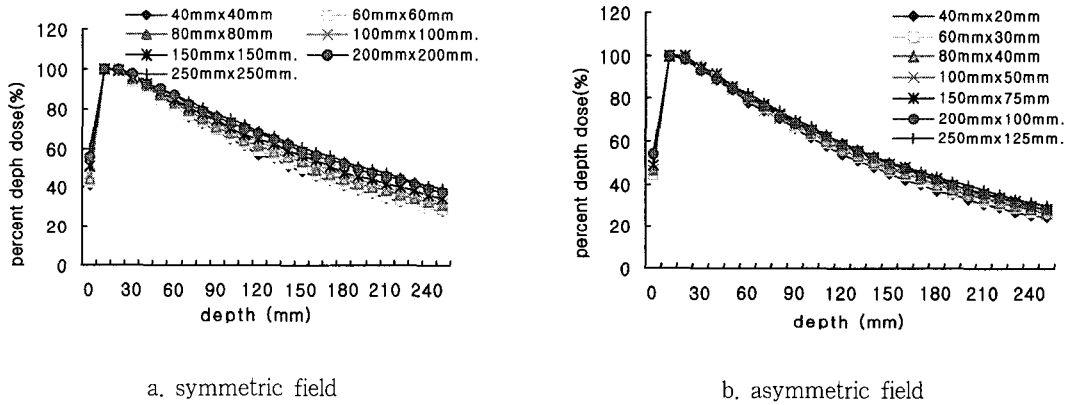


Fig. 8. The measurements of percent depth dose between symmetric field and asymmetric field

Table 2. The comparison of percent depth dose between symmetric field and asymmetric field according to the change of depth

Unit: %

Depth (mm)	Field size(mm)						
	40×40 (40×20)	60×60 (60×30)	80×80 (80×40)	100×100 (100×50)	150×150 (150×75)	200×200 (200×100)	250×250 (250×125)
50	86.9 (84.1)	84.9 (85.3)	86.7 (85.6)	88.2 (84.2)	87.9 (85.4)	89.5 (84.2)	89.3 (85.8)
100	64.5 (61.4)	64.8 (62.9)	67.6 (63.4)	68.6 (63.9)	69.3 (65.6)	72.2 (64.6)	74.0 (66.7)
150	48.4 (44.9)	49.2 (46.7)	52.9 (47.2)	54.5 (47.9)	55.4 (49.7)	58.1 (49.1)	59.7 (50.6)
200	37.0 (32.9)	37.1 (34.9)	40.1 (35.6)	41.7 (37.0)	43.6 (37.5)	47.2 (37.0)	48.8 (39.4)
250	28.5 (24.5)	28.7 (26.1)	31.3 (26.6)	32.1 (27.5)	35.0 (28.7)	37.8 (28.1)	39.1 (30.0)

**Table 3.** The comparison of percent depth dose between asymmetric field and equivalent square field according change of depth

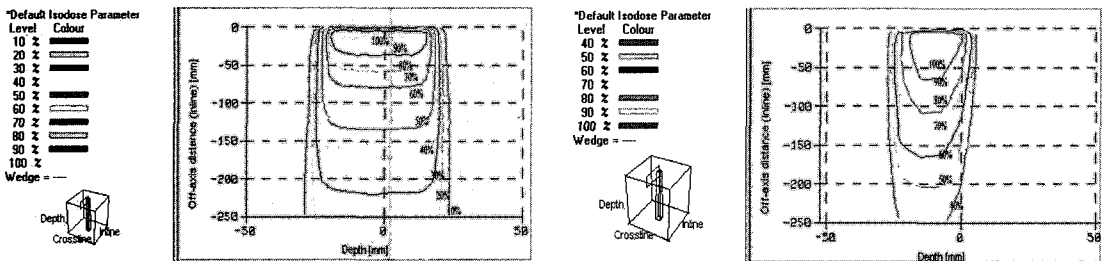
Depth (mm)	Field size(mm)							
	26×26 (40×20)	40×40 (60×30)	53×53 (80×40)	60×60 (100×50)	100×100 (150×75)	133×133 (200×100)	166×166 (250×125)	
50	84.1 (84.1)	86.9 (85.3)	84.2 (85.6)	85.3 (84.2)	88.2 (85.4)	87.2 (84.2)	87.1 (85.8)	
100	60.7 (61.4)	64.5 (62.9)	64.5 (63.4)	62.9 (63.9)	68.6 (65.6)	69.2 (64.6)	69.6 (66.7)	
150	44.3 (44.9)	48.4 (46.7)	48.5 (47.2)	46.7 (47.9)	54.5 (49.7)	55.1 (49.1)	55.8 (50.6)	
200	33.0 (32.9)	37.0 (34.9)	36.7 (35.6)	34.9 (37.0)	41.7 (37.5)	42.9 (37.0)	44.2 (39.4)	
250	25.7 (24.5)	28.5 (26.1)	29.2 (26.6)	26.1 (27.5)	32.1 (28.7)	34.9 (28.1)	36.1 (30.0)	

250 mm 28.5% 이었다. 선량의 감소 폭은 최대 2.4%로 측정되었다. 비대칭 조사야 150 mm×75 mm의 50 mm 깊이에서의 심부선량 백분율은 85.4%, 150 mm 49.7%, 250 mm 깊이에서 28.7% 이었고 대칭 조사야로 변환시킨 100 mm×100 mm의 50 mm 깊이에서 88.2%, 150 mm 54.5%, 250 mm 32.1%이었다. 선량의 감소 폭은 최대 4.8%로 측정되었다. 비대칭 조사야 250 mm×125 mm에서는 50 mm 깊이에서 85.8%, 150 mm 50.6%, 250 mm 30.0% 이었고 대칭 조사야로 변환하여 측정된 166 mm×166 mm에서는 50 mm 깊이에서 87.1%, 150 mm 69.2%, 250 mm 깊이에서 36.1% 이었다. 선량의 감소는 최대 6.1%로 측정되었다. 등가 정방형 조사야로 변환하여 측정

비교한 심부선량 백분율도 조사야가 커지고 측정되는 깊이가 깊어짐에 따라 선량의 감소 폭은 증가하는 결과로 관찰되었다.

#### 4. 등선량분포 비교

대칭 조사야와 비대칭 조사야의 등선량곡선을 보면(Fig. 9), 물 표면으로부터 250 mm 깊이까지 전체적으로 중심부의 선량분포와 조사야 가장자리쪽의 선량분포가 비교적 평탄한 것을 볼 수 있었으며 조사야가 커지면서 조사야 가장자리 쪽으로 곡선의 형태가 커지는 것을 볼 수 있다. 비대칭 조사야의 등선량곡선을 보면 차폐되는 중심축에 가까울수록 심부선량의 감소로

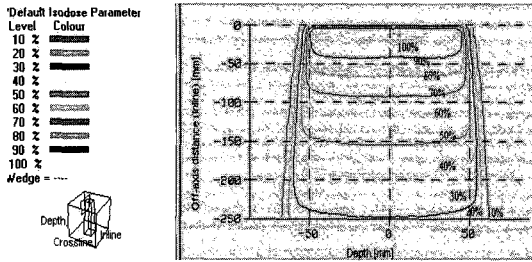


a. symmetric field 40 mm×40 mm

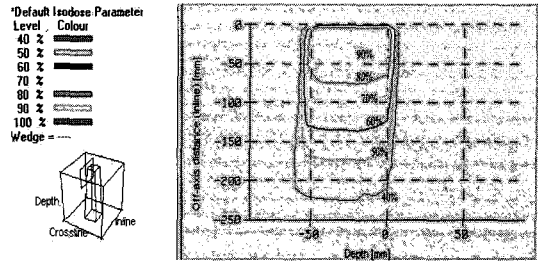
b. asymmetric field 40 mm×20 mm

**Fig. 9-I.** The comparison of isodose curves between symmetric field and asymmetric field



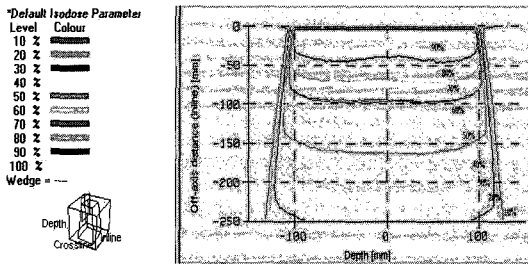


a. symmetric field 100 mm × 100 mm

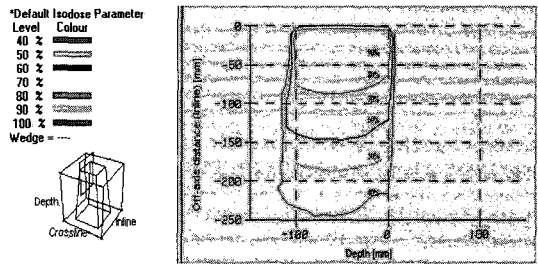


b. asymmetric field 100 mm × 50 mm

Fig. 9-II. The comparison of isodose curves between symmetric field and asymmetric field



a. symmetric field 200 mm × 200 mm



b. asymmetric field 200 mm × 100 mm

Fig. 9-III. The comparison of isodose curves between symmetric field and asymmetric field

곡선의 형태가 불균등해지는 것을 관찰할 수 있었다.

### 5. 차폐의 변화에 따른 비대칭 조사야의 선량의 변화

대칭 조사야 100 mm × 100 mm의 선량단면도를 보면(Fig. 10), 대칭성 0.9%, 편평도 0.8%로 양호하였으나, 비대칭 조사야 100 mm × 50 mm 중심축에서 Y축 콜리메이터를 10 mm씩 확대하여 비대칭 조사야가 100 mm × 60 mm, 100 mm × 70 mm, 100 mm × 80 mm, 100 mm × 90 mm인 경우에 측정된 것을 보면 100 mm × 60 mm 조사야에서 편평성이 2.7%이었고 100 mm × 70 mm 1.9%, 100 mm × 80 mm 1.3%, 100 mm × 90 mm 0.8%로 중심축에서 바깥으로 콜리메이터를 많이 이동시킬수록 평탄해지는 것을 알 수 있다. 심부선량 백분율을 비교한 것을 보면(Table 4),

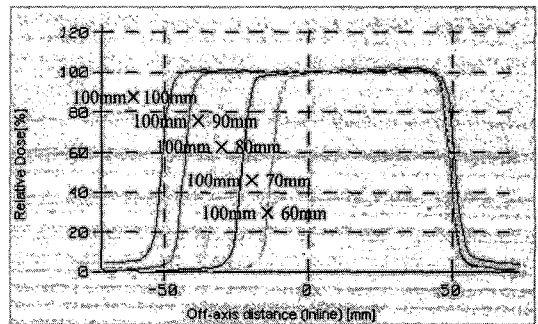


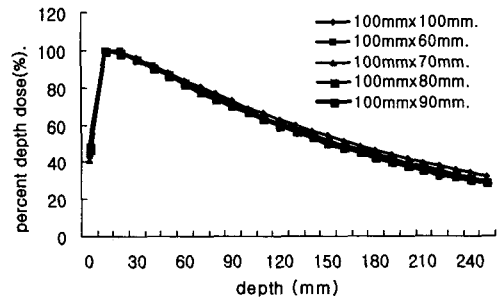
Fig. 10. Beam profile according to the change of independent jaw

100 mm × 60 mm의 비대칭 조사야에서는 50 mm 깊이에서 85.8%, 150 mm 49.8%, 250 mm 깊이에서 27.1%이었고, 100 mm × 70 mm 비대칭 조사야의 50 mm 깊이에서 85.6%, 150 mm 49.7%, 250 mm 깊이에서 28.6%이었고, 100 mm × 80 mm

**Table 4.** The measurements of percent depth dose according to the change of asymmetric field  
Unit : %

Depth (mm)	Field size (mm)				
	100 × 100	100 × 60	100 × 70	100 × 80	100 × 90
50	88.2	85.8	85.6	86.4	87.1
100	68.6	65.0	65.3	66.7	67.2
150	54.5	49.8	49.7	51.0	52.4
200	41.7	37.6	38.0	39.1	39.9
250	32.1	27.1	28.6	28.9	29.4

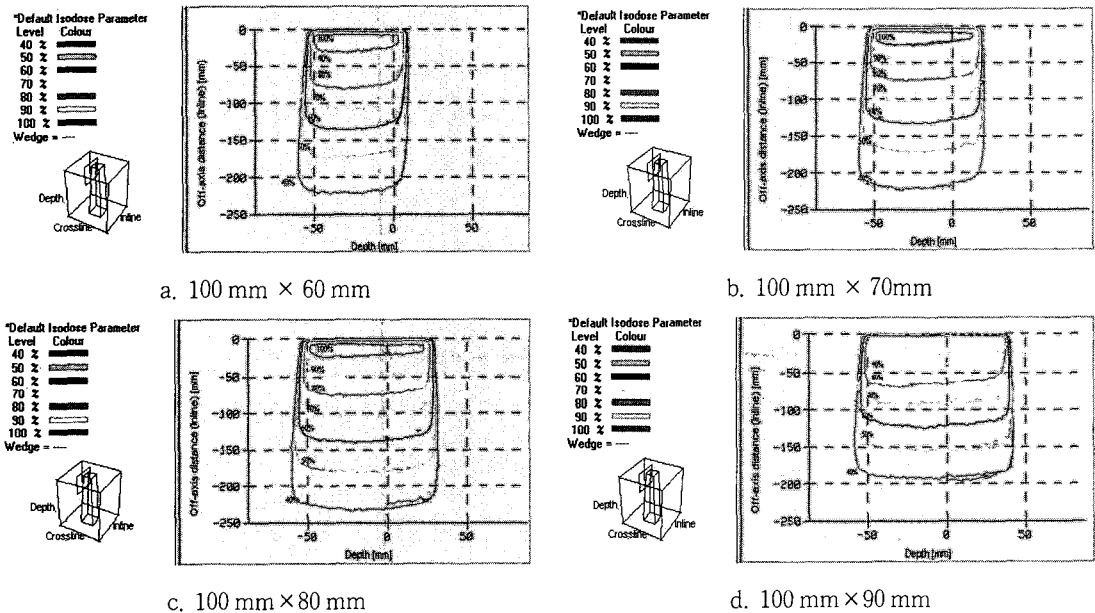
비대칭 조사야의 50 mm 깊이에서 86.4%, 150 mm 51.0%, 250 mm 깊이에서 28.9%이었고, 100 mm × 90 mm 비대칭 조사야의 50 mm 깊이에서 87.1%, 150 mm 52.4%, 250 mm 깊이에서 29.4%로 조사야가 확대되면서 심부선량 백분율은 점차 증가하였다(Fig. 11). 등선량곡선의 형태도 조사야가 커져 갈수록 점차 평탄해지는 것을 확인할 수 있었다(Fig. 12).



**Fig. 11.** percent depth dose according to the change of asymmetric field

#### IV. 고찰

방사선치료에 있어서 정확한 선량의 측정은 기본적으로 필수적이다. 방사선에 의한 치료성과와, 치료 후 수반되는 합병증은 방사선의 선량에 매우 민감하고 밀접한 관계가 있기 때문에 국제방사선단위위원회(ICRU)<sup>2)</sup>에서는 종양의 실제투여선량과 계획된 선량의 오차가 ±5%를 초과



**Fig. 12.** The measured isodose curves according to the change of asymmetric field

2) International Commission on Radiation Unit and Measurements

해서는 안 된다고 권고하고 있다.<sup>16)</sup> 고 에너지 X 선을 사용해서 치료하는 경우, 방사선량의 계산은 선형가속기에서 산출된 심부선량 백분율, 조직최대 선량비, 콜리메이터 산란계수(collimator scatter ratio), 팬텀산란계수(phantom scatter ratio), 중심 축에서 거리 이동된 선량비(off-axis ratio) 등의 기본 데이터들을 이용하여 구한다.<sup>5,6)</sup> 그러나 이러한 기본 데이터들은 대칭 조사야를 사용하여 측정된 것이기 때문에 비대칭 조사야의 치료에서는 기본 데이터들을 그대로 적용한 경우 선량계산의 오차가 발생할 것은 필연적이다. 비대칭 조사야는 크게 네 가지 이유로 인하여 같은 크기의 대칭 조사야와 비교 할 때 중심 선량의 변화를 일으킨다. 그 이유는 다음과 같다. 첫째, 조리개 상단부로부터 가속기내 이온 챔버로 후방 산란된 광자로서 이것은 이온 챔버의 측정값을 증가시켜 측정하고자 하는 선량보다 적은 값에서 X선을 중지시키고, 둘째는 선형가속기 머리(head)부분으로부터의 전방산란으로 콜리메이터, 선속평탄여과판 등 측정점에 산란선을 부가시키는 모든 구성 기기들이 포함되어 있기 때문이다. 셋째는 팬텀 내의 산란선에 의한 것이고, 넷째는 primary profile상의 뿔(horn)에 기인한 출력의 변화 때문이다. 심부선량 백분율에 대한 선질(beam quality)과 측정깊이에 대한 의존성은 선원의 에너지가 높을수록 투과력이 강하기 때문에 더 커지게 되고, 최대선량점 아래에서 깊이가 깊어질수록 심부선량 백분율은 감소하고 있었다. 이는 측정깊이가 깊어질수록 광자선의 세기가 감소하기 때문이다. 또한 조사야의 크기, 형태에 따른 영향으로 극미의 조사야 또는 0 mm×0 mm 조사야에 대한 심부선량은 산란선을 제외한 1차선만을 생각해도 된다. 이 경우 심부선량에 작용하는 산란선의 기여도는 무시해도 될 만큼 적고 0이 된다. 그러나 조사야가 커지면 심부 흡수선량에 산란선의 기여는 증가하게 된다. 산란선량의 증가는 최대선량점의 깊이에서 보다 더 깊은 곳에서 커지게 되므로 심부선량 백분율은 조사야가 클수록 커진다. 조사야의 크기에 의해서 심부선량이 증가

하는 것도 선질의 영향을 받는다. 고 에너지 광자선에서 전방산란이 현저하게 많아진다면 심부선량 백분율을 좌우하는 조사야의 크기도 저에너지보다 고 에너지에서 그 의존성이 적어진다고 할 수 있다. 선원과 표면간 거리에 대한 영향을 보면 선원으로부터 방출되는 광자선의 세기는 거리의 자승에 반비례한다. 이러한 선량률의 거리 역자승의 의존성은 산란이 없는 1차선으로만 다루고 있다고 가정한 경우에 성립된다. 즉 선원내의 콜리메이터나 산란체로부터 나오는 산란선은 1차선에 대한 거리 역자승으로부터 벗어나게 되는 원인이 되고 있다. 고에너지 X-선에서 사용하는 선속평탄여과판은 등선량곡선의 형태를 결정하는데 가장 큰 영향을 준다. Hanson과 Kepka 등<sup>17,18)</sup>은 선형가속기의 머리부에 위치한 선속평탄여과판 설계 자체가 조사야 횡단면에 비교적 평탄한 선량분포를 만들기 위한 것으로 가운데는 두껍게 주변 부는 얇게 가장자리를 향해서 경사지도록 되어 있어서 중심부를 통과하는 방사선의 선원이 단단해지는(beam hardening) 것은 주변부에 비하여 크고 이러한 현상은 선질, 선량단면도, 선량분포에 영향을 준다고 하였다. Leavitt 등<sup>19~21)</sup>은 감소된 선질은 얇은 쪽의 선속평탄여과판을 통과하므로 저에너지 광자선이 통과하게 되고 중심축에서 이동된 거리가 증가함에 따라 심부선량 백분율은 감소하게 되며 이는 깊이가 깊어질수록 이러한 현상이 더 심화되어 나타난다. 방사선량을 산란방사선을 제외한 일차 방사선량의 관점에서 선량분포를 보면 선질은 선원의 중심축에서 측면 거리를 따라 다양하게 변화할 것이므로 비대칭 조사야의 중심축에 따른 심부선량 백분율과 조직최대 선량비의 분포는 같은 크기와 모양의 대칭 조사야의 중심축에 따른 것과 같지 않다고 볼 수 있다. 중심축으로부터 떨어진 지점의 1차 선원은 선속평탄여과판에 따라 중심축으로부터의 거리에 따라서 다양하게 변화한다. 그러나 이러한 현상은 대칭 조사면의 경우 치료하고자 하는 종양의 선량은 통상적으로 선원의 중심 축에서 결정되고 거리 이동에 따른 선량분포는 등선량곡선

(isodose curve)에서 관찰되므로 그리 중요하지 않다. 하지만 비대칭 조사야에서는 측정하고자 하는 방사선량의 중심선량이 중심축에 놓이지 않으므로 거리 이동에 따른 선량보정이 필요하다. 이러한 교정은 측정하고자 하는 지점의 중심축으로부터의 거리와 깊이에 의존하게 된다. 선량단면도에서는 최대 조사야의 중심부에서 80%이내의 선원 평탄성은 10 cm 깊이에서  $\pm 3\%$  이내가 방사선 치료의 정밀도에 중요하다고 볼 수 있다. 따라서 비대칭 조사야의 거리 이동에 따른 선량교정을 무시하면 치료선량계산에 오차를 가져올 것이다. 즉 중심축으로부터 이동 거리와 깊이로 인하여 선원의 평탄성은 변화한다고 생각할 수 있다. 여러 연구결과를 살펴보면 Khan 등<sup>22,23)</sup>은 비대칭 조사야의 중심점과 선원의 중심축에서 X cm 떨어진 점을 생각하면 콜리메이터 산란계수의 계산에 사용되는 콜리메이터의 대칭 혹은 비대칭 조사야에 상관없이 동일하다고 보고하였다. 즉 콜리메이터 산란계수는 실제 콜리메이터의 개폐 크기에 좌우되므로 비대칭 조사야의 조리개턱(collimator jaw)에 의한 각도 변화에 따른 팬텀 내 산란선의 변화는 무시할 만 하다고 하였다. 하지만 이러한 결과는 방사선량 계산의 위치가 치료 조사야의 중심에서 측정될 때의 이론이라는 조건이 붙는다. 팬텀 내 산란계수 역시 선량계산의 위치가 반음영(penumbra) 효과를 피하기 위해 조사야의 가장자리에서 거리를 두고 측정하는 한 대칭 조사야와 차이가 없다고 하였다.

실제 임상에서 환자를 치료할 때에 가장 중요한 참고가 되는 비대칭 조사야의 등선량곡선의 형태에 관해서는 기하학적 반음영의 변화와 차폐된 가장자리 쪽으로 등선량곡선이 편향되는 현상에 대한 여러 연구자의 의견이 일치하고 있다.<sup>6,24~26)</sup> 이는 단지 조사야의 일부를 차폐함으로써 조사야의 크기 감소에 따른 산란방사선의 생성이 감소되어 발생하는 현상으로 설명할 수 있으며 선속평탄여과판을 통과하는 일차적 선원의 감소에 기인하는 것으로도 설명할 수 있다. 이는 대칭 조사야에서는 관찰되지 않는 것으로

이미 선속평탄여과판 자체가 균등한 선량분포를 이룰 수 있게 설계되어 있기 때문이다. 본 연구에서도 대칭 조사야와 비교한 비대칭 조사야의 심부선량 백분율을 보면 40 mm×20 mm에서 최대 4.1%, 200 mm×100 mm에서 최대 10.2%의 차이로 조사야가 커지고 측정깊이가 깊어질수록 큰 차이를 보였으며, 등선량곡선의 분포를 보면 차폐되는 중심축에 가까이 갈수록 곡선의 형태가 불균등해지는 것을 관찰할 수 있었다. 대칭 조사야에서는 조사면의 중심부에 1차 선원의 가장 큰 감약 현상이 일어나고 이는 산란방사선에 의해 보충되지만 비대칭 조사야의 경우 1차 선원의 감약 현상은 큰 반면에 산란선의 생성은 적다. 즉 차폐축 가까운 지점에서 방사선량이 적게 조사될 수 있으므로 방사선치료선량을 계획할 때 반드시 주의를 요한다.

## V. 결 론

선형가속기에서 사용되고 있는 비대칭 조사야의 조건을 변화시키며 측정된 심부선량 백분율, 선량단면도, 선량분포도를 분석한 결과는 다음과 같다.

1. 대칭 조사야와 비교한 비대칭조사야의 심부선량 백분율은 40 mm×20 mm에서는 최대 4.1%, 100 mm×50 mm 최대 6.6%, 200 mm×100 mm는 최대 10.2%의 선량감소가 있었고 조사야가 크고 깊이가 깊어질수록 큰 차이를 보였다.
2. 비대칭 조사야를 등가정사각형 조사야로 변환하여 측정된 심부선량 백분율은 60 mm×30 mm에서는 최대 2.4%, 150 mm×75 mm 최대 4.8%, 250 mm×125 mm는 최대 6.1%의 차이가 있었고 조사야가 커지고 측정깊이가 깊어질수록 선량의 감소가 두드러지게 나타나므로 큰 조사야에서의 정확한 선량 계산이 요구된다.
3. 비대칭 조사야의 등선량곡선은 차폐되는 중심축쪽으로 가까이 갈수록 심부선량의 감소로 곡선의 형태가 불균등하여 중심축

지점에 대한 선량 보정이 필요하였다.

- 비대칭 조사야의 중심 축에서 콜리메이터를 10 mm씩 확대하여 측정 한 결과, 비대칭일수록, 측정깊이가 깊을수록 편평성이 평탄하지 않아 동일한 평면에서의 정확한 선량측정이 요구된다.

이상의 결과를 토대로 비대칭 조사야를 임상에 적용하기 위해서는 변화된 중심에서 정확한 방사선량의 측정을 통하여 선량계산에 이용하는 것이 유용한 것으로 생각된다.

### 참 고 문 헌

- Faiz M.K., Bruce J.G. and Firmin C.D. : Dosimetry of asymmetric X-ray collimator. Med Phys 13 : 936-941, 1986
- Marinello G, Dutrieix A : A general method to perform dose calculations along the axis of symmetrical and asymmetrical photon beams. Med Phys, 19(2) : 275-281, 1992
- Karl L, Prado Ph D, David L, Royce CMD : Asymmetric field calculation Med Dosimetry 17 : 95-99, 1992
- Loshek D.D : Applications and physics of the independent collimator feature of the Varian clinac 2500, in processing of the Tenth Users Meeting.
- Johns H.E, Cunningham JR : The physics of radiology, 4th ed, Thomas Springfield, IL : 371, 1983
- Khan F.M : the physics of radiation therapy, 2nd ed, William & Wilkins : 212-215, 1994
- Baker C.M, Filimonov A, Cinine F, Couglin C.T : Treatment of the intact breast using tangent split beam field and half 15 degree wedges as tissue compensator, Radio Technol 58 : 135-138, 1996
- Fraass B.A, Tepper J.E, Glatstein E, van de Geijn J : Clinical use of math-line wedge for adjacent megavoltage radiation field matching, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 9 : 209-216, 1983
- Chin L.M, Kijewski P.K, Svensson G.K et al : A computer-controlled radiation therapy machine for pelvic and para-aortic nodal areas, Int. J. Radiat. Oncol. Phys. 7 : 61, 1981
- Ayengar K, Palta J, Sun tharalingam N : Dose distribution optimization for tangential irradiation of breast(Abstra). Med. Phys. 12 : 504, 1985
- Bukovitz A, Deutsch M, Slayton R : Orthogonal fields : variations in dose vs. gap size for treatment of the centra nervous system. Radiology 126 : 795, 1978
- Gillin MT, Kline RW : Field separation between lateral and anterior fields on a 6 MV linear accelerator. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 6 : 233, 1980
- Chu J, Sofin L, hakang C et al : A non divergent three field matching technique for breast irradiation, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys, 19 : 1037, 1990
- Devineni V.R Keisch M.E : Medical dosimetry for treatment of head and neck cancers, Med Dosimetry 17 : 57-60, 1992
- Sterling T.D, Perry H, Katz I : Derivation of a mathematical expression for the percent depth dose surface of cobalt 60beams and visualization of multiple field dose distribution, Br. J. Radiol. 37 : 544, 1964
- ICRU Report 24 : Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures : 1-50, 1976
- Hanson W.F, Berkley W.L : Calculative technique to correct for change in linear accelerator beam energy at off-axis points. Med. Phys. 30 : 589, 1980
- Kepka A.G, Johnson P.M, David J : The

- effect of off-axis quality. changes on zero area TAR for megavoltage beams, Phys Med. Biol. 30 : 589, 1985
19. Leavitt D.D, Martin M, Mollern J.H, Lee W.L : Dynamic wedge field techniques through computer controlled collimator motion and dose delivery. Med. Phys. 17 : 87-91, 1990
  20. Loshek D.D, Keler K.A : Beam profile generator for symmetric fields, Med Phys 15 : 604, 1988
  21. Kahn F.M, Gebri B.J, Debel F.C : Dosimetry of asymmetric x-ray collimators. Med. Phys. 13 : 936-941, 1986
  22. Kahn F.M, Sewchand W, Lee J, Williamson J.F : Revision of tissue maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt-60 and higher energy x-ray beams. Med. Phys. 7 : 230, 1980
  23. Chui C, Mohan R : Off-center ratios for three dimensional dose calculation. Med. Phys. 13 : 409, 1986
  24. Palta J.R, Ayyanger K.M, Suntharalingam N : Dosimetric characteristics of a 6MV photon beam from a linear accelerator with asymmetric collimator jaws. Int. J. Radia. Oncol. Biol. Phys. 14 : 383-387, 1988
  25. Sissinger E.D, Gerber R.L, haems W.B, et al : Independent collimator dosimetry for dual photon energy linear accelerator. Int. J. Radia. Oncol. Biol. Phys. 27 : 681-687, 1993
  26. 김정기, 최영민, 이형식, 허원주 : 고에너지 선형가속기의 Independent collimator를 이용한 비대칭 방사선 조사시 방사선량 결정에 미치는 요인에 관한 연구. 대한치료방사선과학회지 14(3) : 237-244, 1996