

# 방사선 치료학

-제 14장 방사선치료 선량 측정방법-



**kee bog kim**

## 4. 방사선치료의 선량 측정 방법

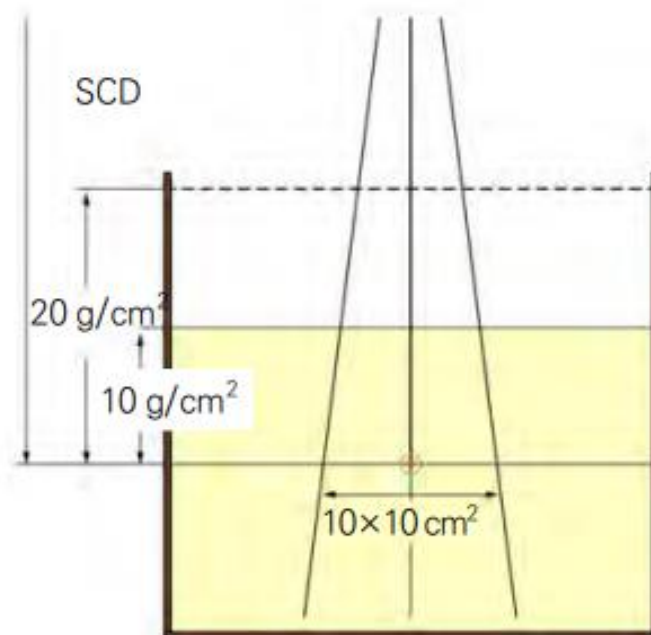
### ■ 치료 거리에 따른 방사선치료 방법

- ▷ SSD법: 선원-표면(피부면)간 거리(source-to-surface(skin)-distance; SSD)
- ▷ SAD법: 선원-회전 중심간 거리(source-to-axis-distance; SAD)
- ▷ STD법: 선원-종양 중심간 거리(source-to-tumor-distance; STD)

### ■ 선량 측정에서 사용되는 거리

- ▷ SCD: 선원-챔버간 거리(source-to-chamber-distance; SCD)
- ▷ 기준점(reference point): 최대 선량 지점( $D_r$ ,  $D_{max}$ )
- ▷ 교정점(calibration point):
  - ◇ 깊이에 따른 선량의 변동이 최소화되어 안정된 지점( $D_c$ )
  - ◇ 최대 선량의 약 80% 지점
  - ◇ 과거는 5cm 깊이를 권고하였으나 **최근 10cm 깊이를 권고**하고 있음.

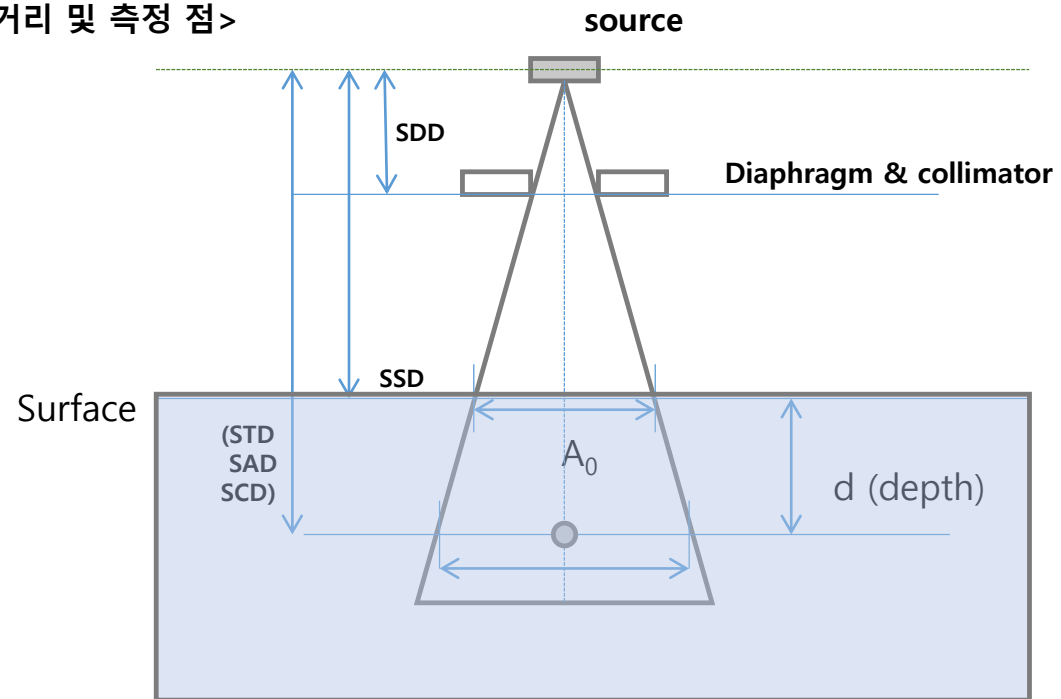
- \*측정빔의 선질변수는
- 광자선: TPR<sub>20,10</sub>( SCD가 일정한 상태에서 깊이 20g/cm<sup>2</sup>와 10g/cm<sup>2</sup>에서의 흡수선량 또는 TPR의 비)
  - 전자선: R<sub>50</sub>(물에서 빔축상 최대선량의 50%가 되는 깊이)

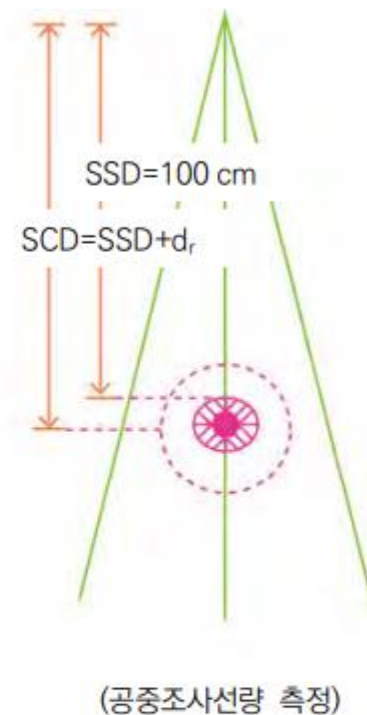
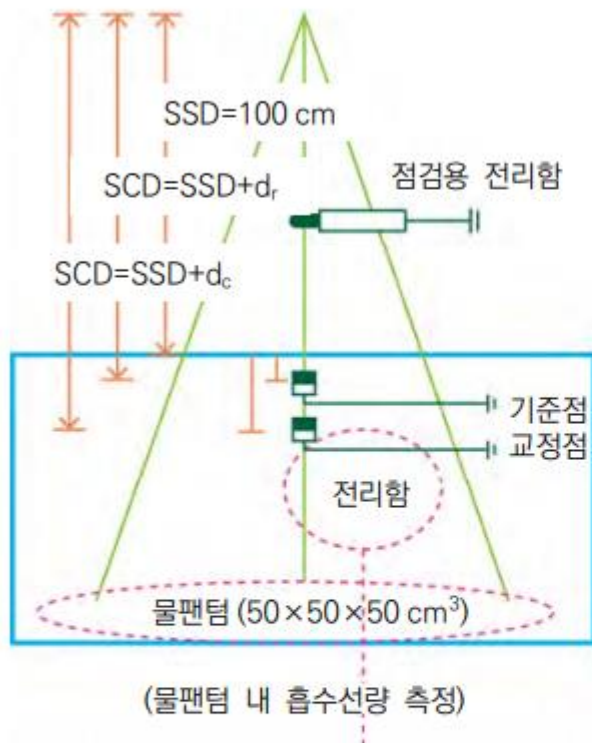


광자선 선질변수의 결정

➤ 방사선 측정 및 치료거리

<방사선 치료 거리 및 측정 점>





- 광자선 기준점
  - 137Cs=0.15cm, 60Co=0.5cm
  - 10MV/4, 20MV/5, 30MV/6
- 전자선 기준점
  - 기준점; 1~4=S, 5~10=10, 10~20=20, 20~30=30
  - 최대비정; Rangemax=E[MeV]×1/2
  - 치료유효깊이(80% dose)=E[MeV]×1/3
  - 90% 깊이선량=E[MeV]×1/4

■ 전리함

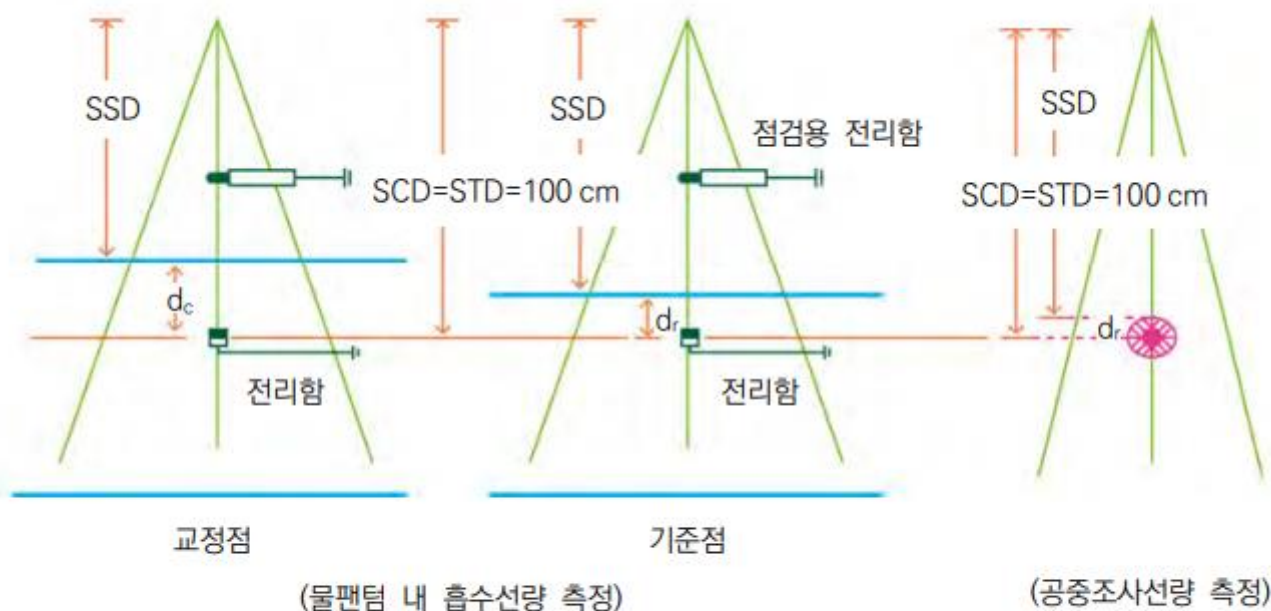
- 부피; 치료 ≤ 0.6 cm<sup>3</sup> ≤ 진단
- 길이; 3 cm 이하 사용

■ 빌드업 캡

주어진 에너지에서 빌드업이 되도록 충분한 두께의 빌드업 캡을 씌운 전리함 사용

[A] SSD 법에 의한 측정 방법

방사선치료 기술에 따른 선량 측정 방법



- 3D 물 팬텀 내에 기준선량계를 위치시키고, 선원에서 기준 거리인 100 cm을 정확하게 일치
- SSD법은 기준 거리를 표면으로 하고 SAD 또는 STD법은 회전 중심과 종양 중심으로 한다.
- SSD법은 선원 - 표면간 거리 (SSD)를 100 cm, 교정점 깊이 ( $d_c$ )에 기준선량계를 위치시킨다 ( $SCD = SSD + d_c$ ).
- SAD 또는 STD법은 선원-챔버간 거리 (SCD)를 100 cm
- 3D 물 팬텀 내에 증류수를 교정점 깊이 ( $d_c$ )만큼 유입 ( $SSD = SCD - d_c$ ).

[B] SAD, STD 법에 의한 측정방법

방사선치료 기술에 따른 선량 측정 방법

기준점 ( $D_{max}$ )				교정점	
X, $\gamma$ -ray (cm)		Electron Beam (mm)			
$^{137}\text{Cs}$	0.15	$1 \leq E_0 < 5 \text{ MeV}$	$D_{\text{surface}}$	$^{60}\text{Co}$	5
$^{60}\text{Co}$	0.5	$5 \leq E_0 < 10 \text{ MeV}$	10	2~10 MV	5
4 MV	1	$10 \leq E_0 < 20 \text{ MeV}$	20	11~25 MV	7
6 MV	1.5	$20 \leq E_0 < 30 \text{ MeV}$	30	26~35 MV	10
8 MV	2	■ 광자선 기준점 • $^{137}\text{Cs} = 0.15 \text{ cm}$ , $^{60}\text{Co} = 0.5 \text{ cm}$ , $\frac{4 \sim 10 \text{ MV}}{4}$ , $\frac{11 \sim 20 \text{ MV}}{5}$ , $\frac{20 \sim 30 \text{ MV}}{6}$ ■ 전자선 기준점 • 기준점; 1~4 = S, 5~10 = 10, 10~20 = 20, 20~30 = 30 • 최대비정; $\text{Range}_{\text{max}} = E [\text{MeV}] \times 1/2$ • 치료유효깊이 (80% dose) = $E [\text{MeV}] \times 1/3$ • 90% 깊이선량 = $E [\text{MeV}] \times 1/4$			
10 MV	2.5				
15 MV	3				
20 MV	4				
30 MV	5				

광자선과 전자선의 에너지에 따른 기준점과 교정점 깊이

### Ⅲ. 인체 (팬텀)에서 흡수선량

#### ■ 선량 및 선량분포 변화인자

- ▷ **기계적 요인** : 방사선의 종류 및 에너지 (선질), SSD, 조사야의 크기 및 형태
- ▷ **피사체 인자** : 피사체의 크기, 조사 부위의 표면의 형태, 불균질부 (heterogeneous part; 골, 폐, 공동 등)에 존재하는 조직 밀도
- ▷ **의도적 변화 인자** : 볼루스, 조직보상여과기, 쇄기필터, 조사방향 등

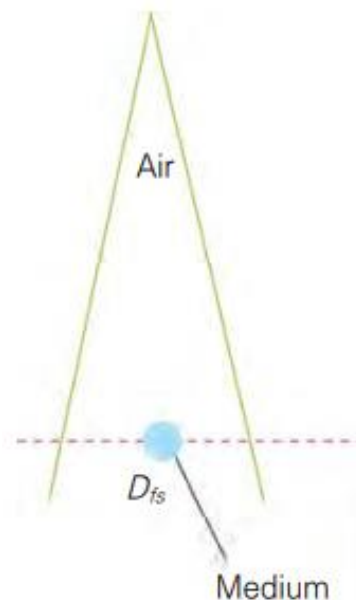


## 선량과 치료시간 계산

### 1. 공중선량 (Air Dose. $D_a$ or Dose in free space, $D_{air}$ , $D_{fs}$ )

: 선속 중심선상에서 어느 한 점의 공기 중의 선량, 즉 1차선만 측정된 “입사선량”으로 정의.

= 입사선량 (Irradiated dose)



[A] 공중선량 ( $D_{fs}$ )

## 2. 표면선량 (Surface Dose. $D_s$ ) = 피부선량 (Skin dose)

- 광자선이 물질 속으로 입사할 때 물질의 입사면에서의 흡수선량
- $D_s = D_a + D_b$ , 즉 1차선(공중선량)에 후방산란선량을 부가시킨 선량

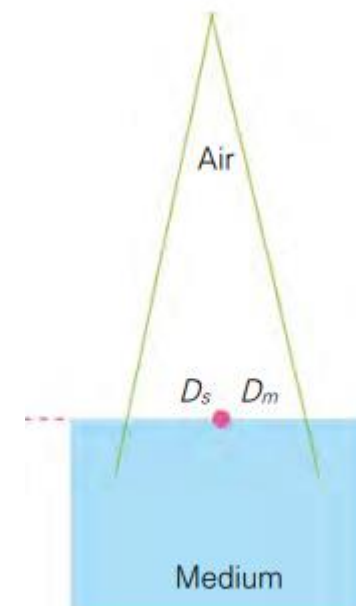
# 후방산란  $D_b$ 가 최대인 선질 = HVL : 0.6mmCu (400 KV)

따라서 HVL = 0.6mmCu (400 KV) 이하에서는 1, 2 차선이 모두 흡수되므로 **후방산란이 감소**하고 이상에서는 전방산란이 증가한다.

- 광자Energy↓
- Field size↑
- SSD↓
- Filter Z 낮고 Thickness↓

- 표면선량↑

- 저 에너지 광자는 장파장의 함유량이 증가되어 **측방산란이 증가**되고 **전방산란이 감소**하여 **표면(피부)선량이 증가**된다.
- 피부 보호 효과 (skin sparing effect)를 고려하기 위해서는 방사선 **에너지를 증가**시켜야 한다.



[B] 표면선량 ( $D_s$ )(400kV)

- **고에너지** 광자는 장파장의 함유량이 감소되어 **전방산란이 증가**되고 표면(피부)선량이 감소(측방산란 감소)하기 때문에 **수직입사**(사입사는 표면선량 증가와 Build up이 표면쪽으로 이동하는 선속산란(spoiler)발생 (shadow tray-피부간 거리를 15cm이상 유지해결)
- 2차 전자의 비정이 짧아져 흡수는 표면에서 최대=표면선량
- 피부 보호 효과(skin sparing effect)가 일어난다.
- 밀도가 큰조직의 뒤에 존재하는 종양치료에 유용하다.

광자Energy ↑ (흡수체 내에서 평균투과력 증가확산 감소->반음영감소->용적선량감소->장해발생 감소)  
Field size↑  
PDD ↑  
Filter Z 높고 Thickness ↑(광자선속은 필터에의해 장파장 함유 감소)

- 표면선량 ↓

### 3. 최대선량 (Peak or Maximum Dose. $D_m$ or $D_{max}$ )

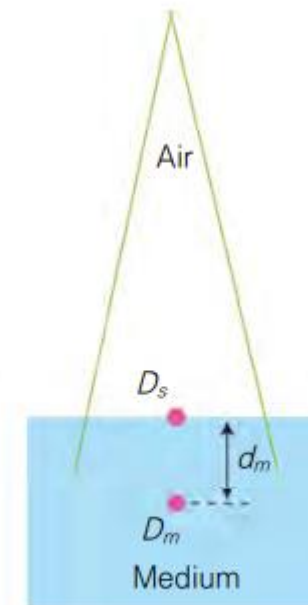
- 방사선을 인체에 조사할 때 인체내의 빔 중심축상에서 가장 큰 흡수 선량

#### ■ 광자 에너지에 따른 최대선량

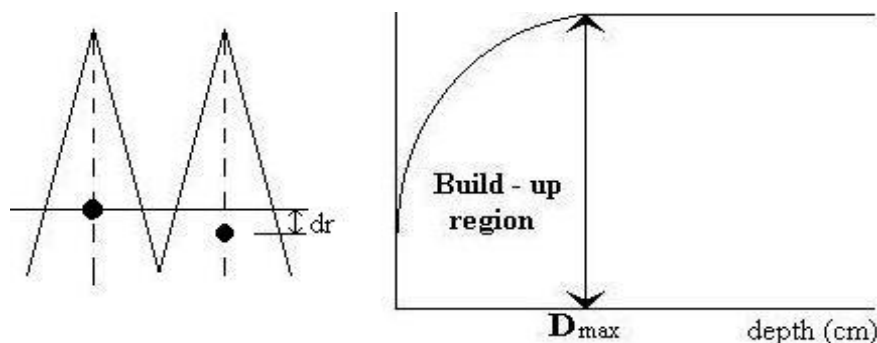
- ▷ 400kV 이하: 표면선량이 최대선량( $D_s = D_{max}$ )
- ▷ 400kV 이상: 깊이에서의 심부선량이 최대선량( $D_d = D_{max}$ )

#### ■ 빌드업(Build-up) 현상

- ▷ 에너지가 높게 되면 표면선량보다 특정 깊이까지는 깊이가 깊어질수록 선량이 증가하며 어떤 지점에서 최대선량이 되는 현상(이차전자평형 또는 하전입자평형)
- ▷ Build-up 깊이를 최대선량 깊이 또는 기준점 깊이.



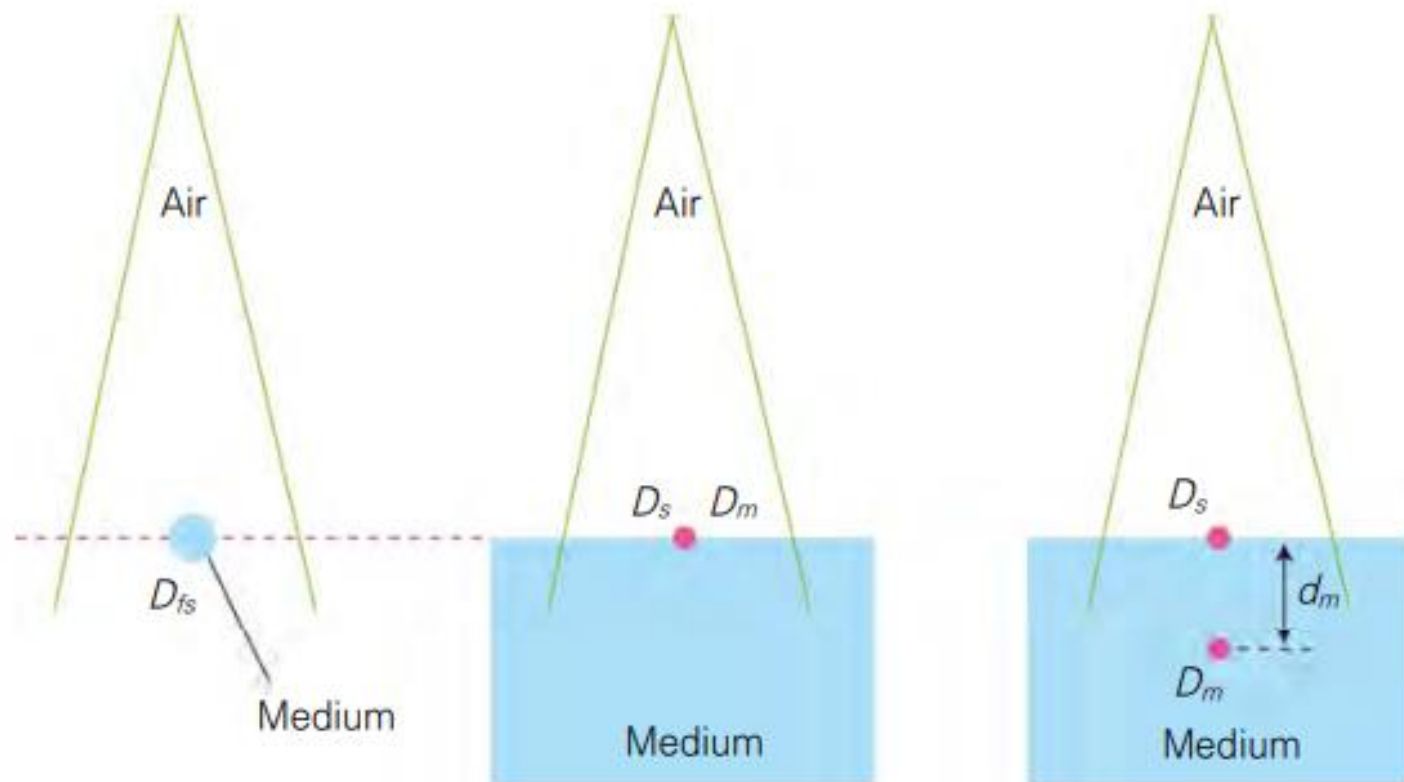
[C] 최대선량 ( $D_m$ ) (<400kV)



400 KV↓ 400 KV↑

[기준점의 위치]

$$\text{Build up factor} = \frac{\text{최대선량}}{\text{표면선량}} = \frac{D_{\max}}{D_s}$$

[A] 공중선량 ( $D_{fs}$ )[B] 표면선량 ( $D_s$ )(<400kV)[C] 최대선량 ( $D_m$ )(<400kV)

공중선량( $D_{fs}$ ), 표면선량( $D_s$ ), 최대선량( $D_m$ )의 정의

Energy	$D_{max}$	Scatter factor
400 kV 이하	표면선량 ( $D_s$ )	후방산란계수 (Back Scatter Factor: BSF)
400 kV	BSF <sub>max</sub> (선질; HVL = 0.6 mmCu)	
400 kV 이상	임의의 깊이에서 심부선량 (Build up)	전방산란계수 (Peak Scatter Factor: PSF)

에너지에 따른 산란계수의 정의

## 4. 산란계수 Scatter factor

**BSF (back scatter factor) - (저에너지 광자에서 크며 고에너지에서 거의 1에 가깝다)**

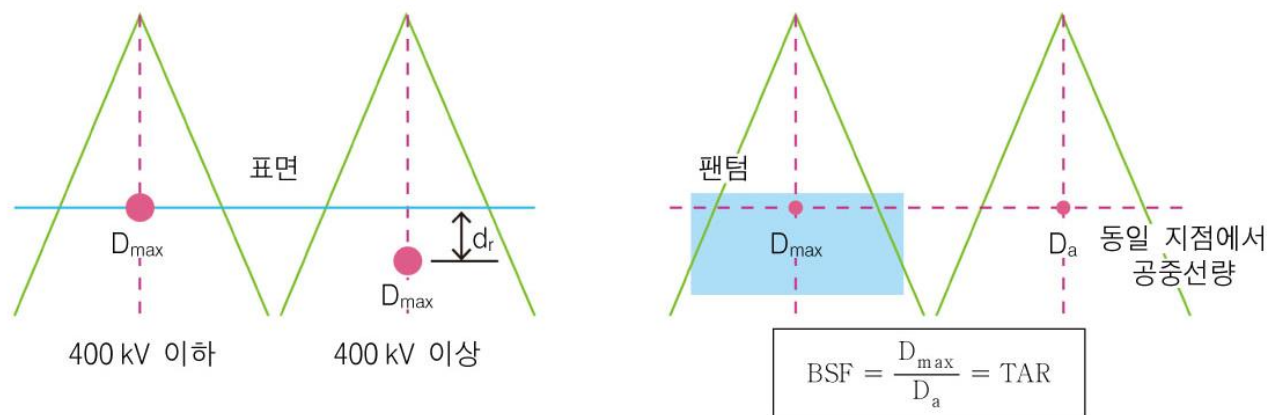
400 KV↓ : 후방산란계수 (BSF. Back Scatter Factor)

400 KV : 표면선량이 최대

400 KV↑ : 전방(peak)산란계수 (PSF. Peak Scatter Factor)

i.  $400\text{ KV}\downarrow = \frac{D_s}{D_a} = \frac{D_a + D_b}{D_a}$  (표면선량  $D_s$ )

ii.  $400\text{ KV}\uparrow = \frac{D_{\max}}{D_a} = \text{TAR}(d_{\max}, r_{dm})$  (최대선량이 어느 깊이에서 심부선량 **Build up**,)  
 후방산란계수는 빔 중심축상의 최대선량 깊이에서 조직공중선량비 (tissue-air ratio; TAR).  
 $r_{dm}$  : 최대선량 깊이 ( $d_{\max}$ )의 field size



[A] 기준점 위치

[B] 후방산란 계수

에너지에 따른 기준점의 위치와 후방산란계수

# HVL = 0.6 ~ 0.8mmCu에서 BSF가 최대이고 그 이상이나 이하에서 감소한다.

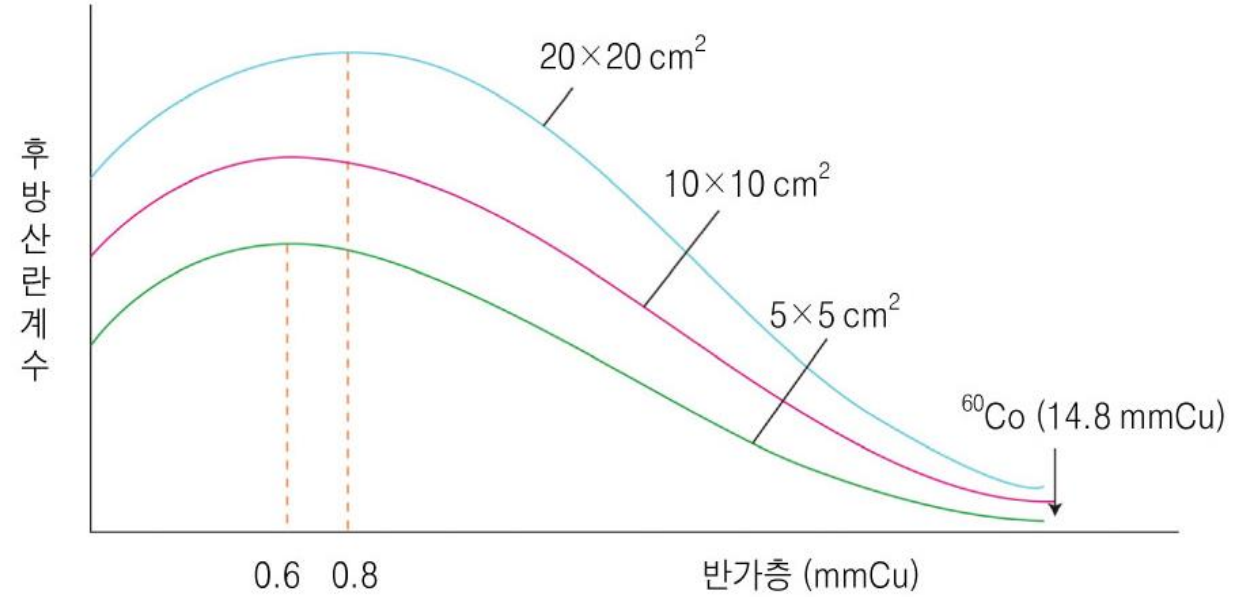
# 후방산란율 (PBS. Percentage Back Scatter)

좌우인자

① 에너지(선질)↓  
 ② 조사야↑  
 ③ 피사체 두께↑

- BSF↑

(단 SSD 의존성은 없다)



광자에너지(선질)와 조사야 크기에 따른 후방산란계수



## 5. 심부선량 (Depth dose, Dd)

- 흡수체 내의 어떤 깊이에서의 1차선과 2차선을 합한 흡수선량
- 방사선의 종류, 깊이, 콜리메이터 시스템, 입사각도(조사방향)에 영향을 받음.

- 좌우인자 

① 에너지(선질) ↑
② 조사야 ↑
③ SSD ↓

 - Dd ↑

✓ 기타 흡수체의 크기, 표면형태, 불균질부 등의 조직밀도에 따라 변화

- 종양선량 (tumor dose) : 종양체적 중심에 전달되는 흡수선량
- 조직선량 (tissue dose) 또는 장기선량 (organ dose) : 종양을 제외한 주변의 정상조직 또는 장기에 전달되는 흡수선량
- 작용선량 (active dose) : 피사체의 어느 부분에 있어서 직접 작용하는 1차선, 2차선의 총선량
- Given dose : 한 빔에 있어서 최대 선량지점에 전달되는 흡수선량
- 규격화 선량 (normalized dose) : 어떤 기준점의 특정 흡수선량에 대한 다른 위치의 상대적 흡수선량

✓ 빔 중심축 상에 따른 심부선량의 변화를 정의하는 목적으로 사용되는 양

[1] Percent depth dose (PDD, %DD)

[2] Tissue-air ratio (TAR)

[3] Tissue-phantom ratio (TPR)

[4] Tissue-maximum ratio (TMR)

## 6. 심부선량 백분율 (Percentage Depth Dose, PDD, %DD)

- SSD가 일정한 상태에서 깊이에 따른 선량분포를 나타내는 측정량
- 중심축상의 기준점 깊이(reference depth,  $d_r$ ) 또는 최대선량 깊이( $d_m$ )에서의 최대선량( $D_{max}$ )에 대한 어느 깊이에서의 흡수선량( $D_d$ )을 백분율로 나타낸 것이다.
- 최대선량 깊이( $d_m$ ) : 400kV 이상의 고에너지 엑스선에서는 최대선량깊이로 정의. 그 이하 엑스선에서는 표면으로 정의한다.

$$PDD = \frac{D_d}{D_{max}} \times 100(\%)$$

i. 400 KV ↓ =  $\frac{D_d}{D_s} \times 100(\%)$

ii. 400 KV ↑ =  $\frac{D_d}{D_m} \times 100(\%)$

- 좌우인자

- ▷ 에너지 (선질) ↑
- ▷ 조사야 크기 및 형태: 조사야 ↑ 정형 (regular field)일 경우
- ▷ SSD ↑
- ▷ 필터의 두께가 ↑ 원자번호 ↑
- ▷ 깊이 ↓

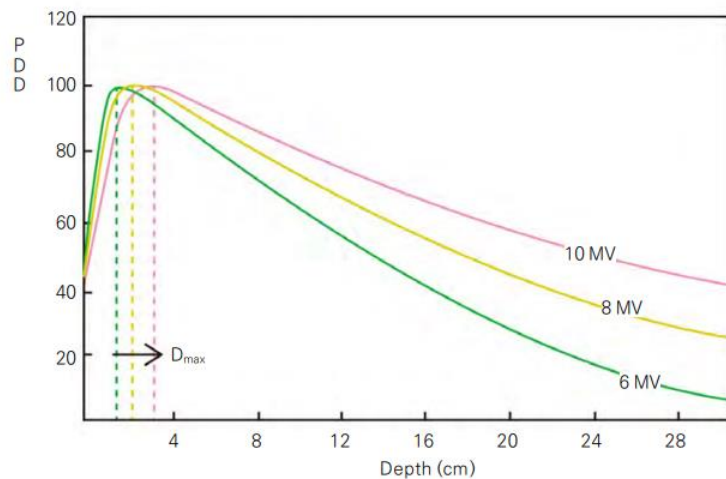
-> PDD ↑

# ➤ 좌우인자

## 1) 에너지(선질)과 깊이의 의존성

: Energy↑ ( 투과력 큼) ⇒ PDD↑

- ① 선량분포가 심부로 이동 - 심부 치료 용이
- ② 선량감소 느리다
- ③ 표면선량이 작다
- ④ Dmax depth가 증가한다.



광자 에너지에 따른 중심축 상의 심부선량분포

- Dmax 이하 깊이에서 PDD는 감소 (Why: 광자 Energy fluence 감소)
- 깊이에 따른 광자선 강도(세기)의 감쇠는 에너지(선질)에 직접 의존하므로 저 에너지 보다 고 에너지에서 PDD는 증가한다.

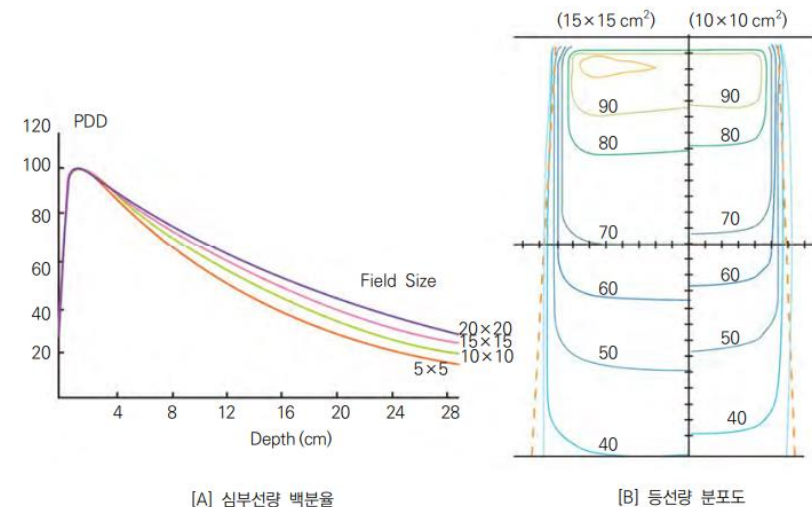
## 2) 조사야 크기(30\*30, 20\*20, 10\*10) 및 형태(부정형irregular field)의 의존성

: Field size ↑  $\Rightarrow$  PDD ↑,  
 $\uparrow$

- 콜리메이터와의 충돌 단면적이 증가, 물질의 상호작용 단면적이 증가되기 때문에 부가Scatter ray ↑

(단, Dmax 깊이보다 더 깊은 곳에서 더 증가되므로 조사야가 증가함에 따라 PDD도 증가한다)

- Energy ↑  $\Rightarrow$  전방 산란 ↓ 하므로 저에너지보다 고 에너지에서 조사야의 영향이 작다
- 에너지가 동일할 때 Dmax는 거의 일정하지만 조사야가 증가할수록 선량 감소가 작아진다

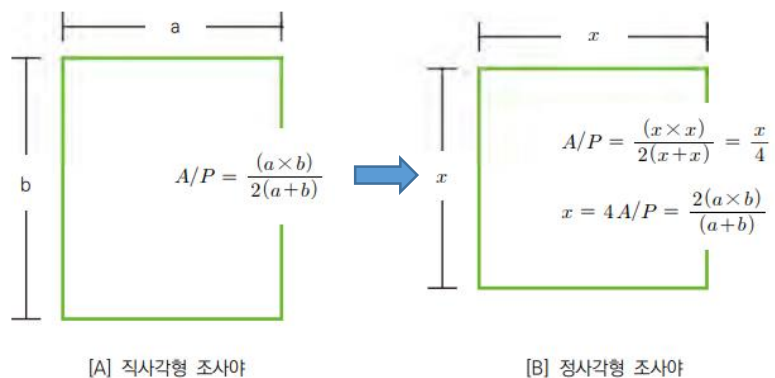


조사야 크기에 따른 중심축 상의 심부선량분포

## ➤ Sterling 등에 의해 고안된 근사적인 등가조사야 계산법

- 실제 종양치료에 사용되는 조사야 : 직사각형 형태(rectangular field, irregular shaped(block) field) 사용하고 있으나 조사야가 가로와 세로 비가 다른 직사각형으로 되면 동일한 면적의 정사각형 조사야 보다 PDD가 감소
- 치료계획시스템에 적용되는 선속 데이터 : 정사각형 조사야 사용.

$$A/P \text{ (Area/Perimeter)} = \frac{ab}{2(a+b)}$$



- A(area) : 장방형 조사면의 면적
- P(perimeter) : 장방형 조사면의 둘레의 길이
- a, b : 장방형 조사면의 한 변의 길이

이 식에서  $a=b$ 라면,

$$A/P = \frac{(a \times b)}{2(a+b)} = \frac{a^2}{4a} = \frac{a}{4}$$

위 수식에서  $a = 4 \times A/P$  임을 알 수 있겠지요.

✓ 등가원형 조사면의 반경의 계산식 :  $r = \frac{4 \cdot A/P}{\sqrt{\pi}} = 2.26 \cdot A/P$

문제) 조사면의 크기  $10 \times 15\text{cm}$ 의 둘레 면적비와 등가정사각형을 구하시오.

$$A/P = a \times b / 2(a+b) \text{에 대입하면, } A/P = 10 \times 15 / 2(10+15) = 150/50 = 3$$

즉, 둘레면적비가 3이다.

이 둘레면적비를  $A/P = a/4$ 에 대입하면

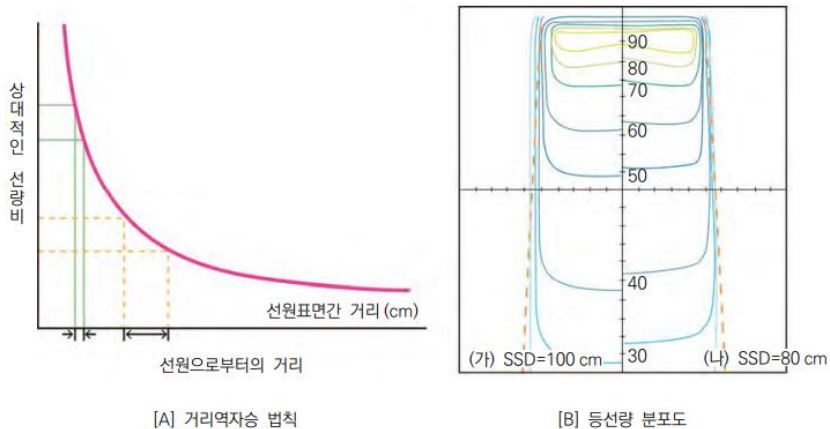
$$3 = a/4, a = 4 \times 3 = 12$$

따라서  $10 \times 15\text{cm}$ 의 직사각형은 약  $12 \times 12\text{cm}$ 의 정사각형이 되는 것이다.

### 3) 선원-표면간 거리(SSD)의존성

: SSD↑      ⇒      PDD↑

Inverse square's law에 의해 한 점의 실제 선량률은 SSD가 증가할수록 감소하지만 최대선량(Dm)에 대한 어느 깊이의 상대적인 선량인 PDD는 SSD가 증가할수록 증가한다



상대선량률(relative dose rate)을 inverse square law에 의해 SSD에 따라 표현한 것으로 두 지점 사이에서 떨어지는 선량률은 SSD가 클때보다 짧을 때 더 커진다

그러므로 PDD를 증가시키기 위해 SSD를 증가시켜야 되지만 임상에서는 standard SSD(100cm)을 사용한다

선원-표면간 거리(SSD)에 따른 중심축 상의 심부선량분포



예)

표면에서 조사야를  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 라 할 때  $\text{SSD} = 80 \text{ cm}$ 와  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ 에 대한 깊이  $10 \text{ cm}$ 에서 조사야의 변화를 간단한 비례식으로 나타내면  $\text{SSD} = 80 \text{ cm}$  일 때  $10 \text{ cm}$  깊이의 조사야를 구하면 ?

$$80 : 10 = 90 : x$$

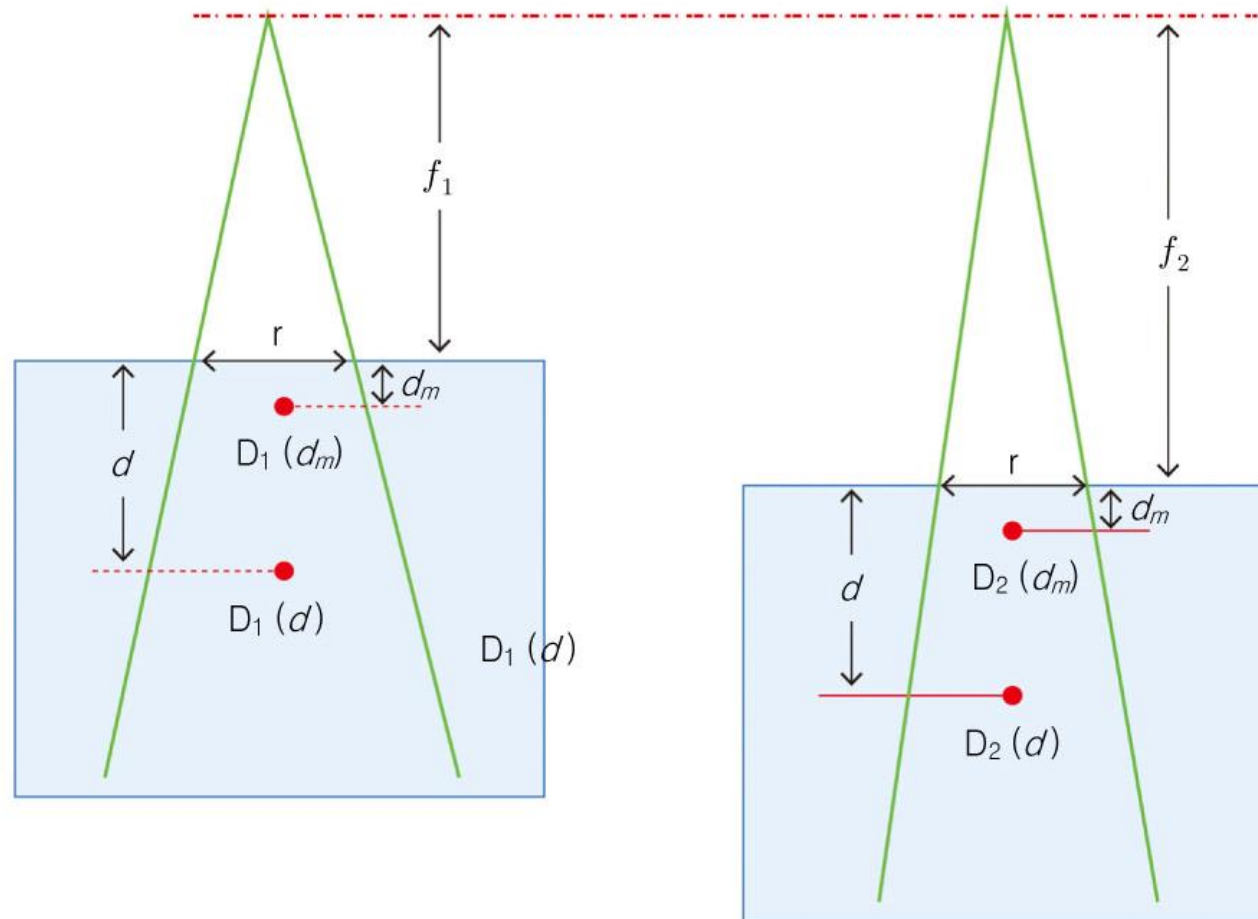
$$x = \frac{900}{80} = 11.25 \text{ cm}$$

$$100 : 10 = 110 : x$$

$$x = \frac{1100}{100} = 11.00 \text{ cm}$$

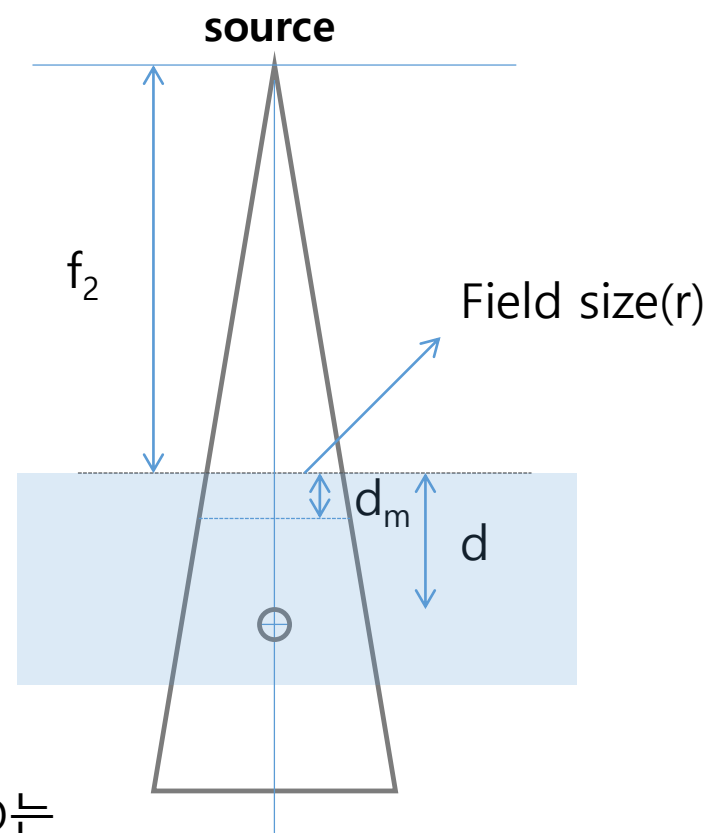
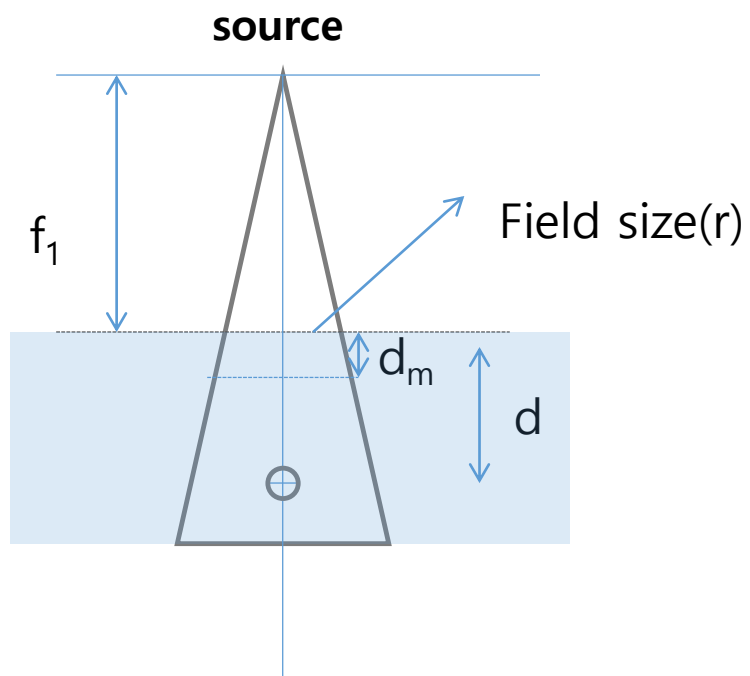
동일  $10 \text{ cm}$  깊이에서  $\text{SSD} = 80 \text{ cm}$  보다  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$  일 때  $11.25 : 11.00 = 1.0227 : 1$ 의 비율로 조사야가 감소하고 조사야의 감소만큼 선량은 감소하게 된다.

따라서 동일 최대선량( $D_{\text{max}}$ )에 대한  $10 \text{ cm}$  심부선량은  $\text{SSD} = 80 \text{ cm}$  보다  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$  일 때 2.27% 선량이 감소하는 결과 **SSD가 증가하면 PDD는 증가한다.**

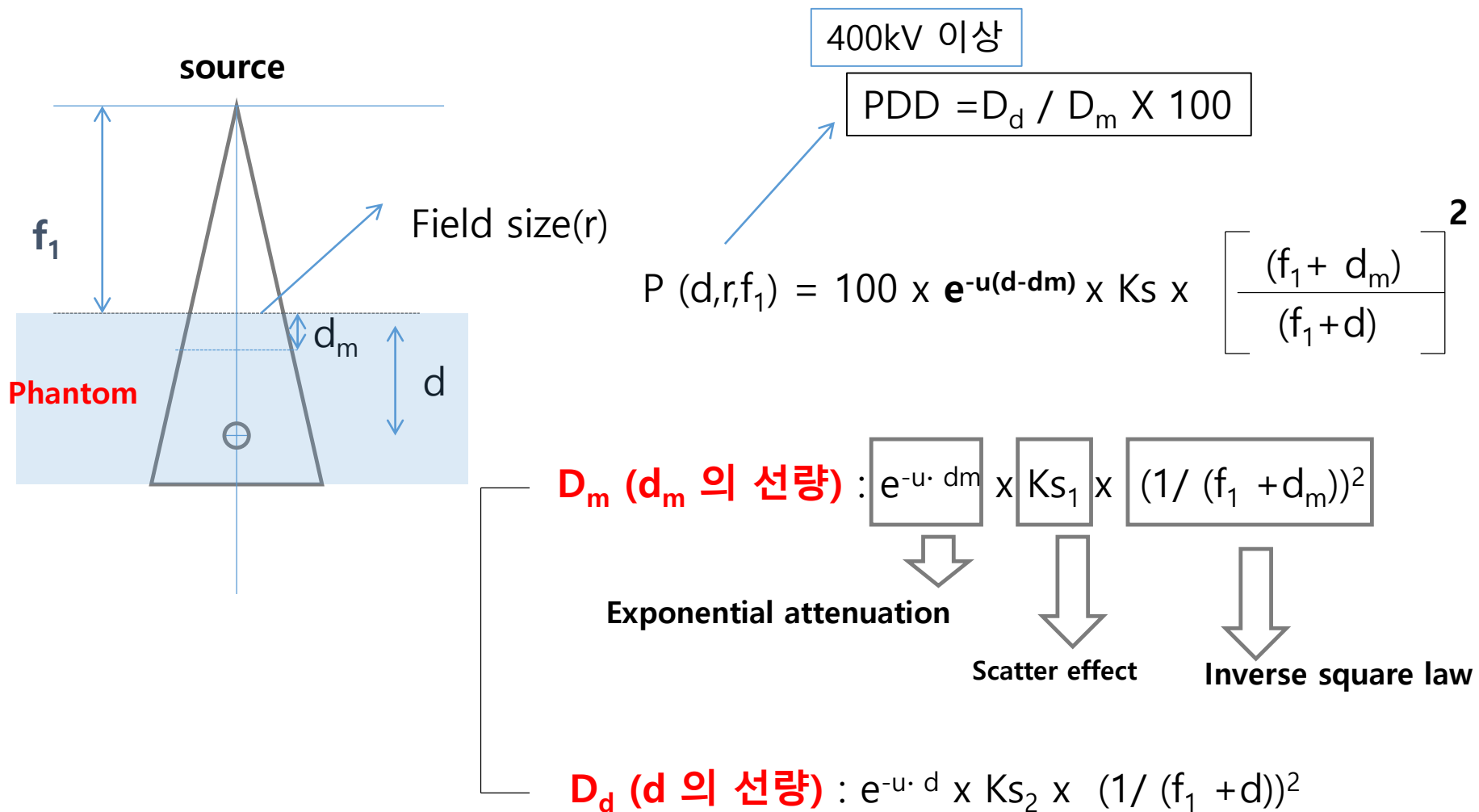
[A]  $SSD=f_1$ [B]  $SSD=f_2$  (SSD 증가)

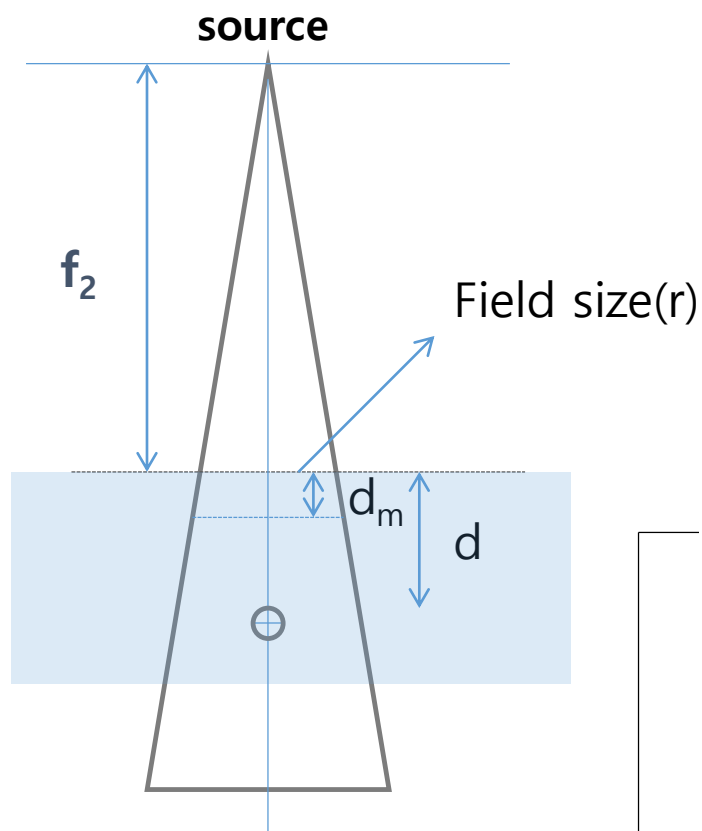
SSD의 증가에 따른 PDD의 변화 고찰

## SSD 변화에 따른 PDD 변화



SSD가  $f_1$ 에서  $f_2$ 로 변화 하였을 때 PDD는 어떻게 계산하는가 ?





$$\text{PDD} = D_d / D_m \times 100$$

$$P(d, r, f_2) = 100 \times e^{-u(d-d_m)} \times K_S \times \left[ \frac{(f_2 + d_m)}{(f_2 + d)} \right]^2$$

$$D_m \text{ (} d_m \text{의 선량)} : e^{-u \cdot d_m} \times K_{S_1} \times (1 / (f_2 + d_m))^2$$

Exponential attenuation

Scatter effect

Inverse square law

$$D_d \text{ (} d \text{의 선량)} : e^{-u \cdot d} \times K_{S_2} \times (1 / (f_2 + d))^2$$

$$P(d, r, f_1) = 100 \times e^{-u(d-d_m)} \times K_S \times \left[ \frac{(f_1 + d_m)}{(f_1 + d)} \right]^2$$



$$P(d, r, f_2) = 100 \times e^{-u(d-d_m)} \times K_S \times \left[ \frac{(f_2 + d_m)}{(f_2 + d)} \right]^2$$

$$\frac{P(d, r, f_2)}{P(d, r, f_1)} = \frac{\boxed{\phantom{100 \times e^{-u(d-d_m)} \times K_S \times \left[ \frac{(f_2 + d_m)}{(f_2 + d)} \right]^2}}}{\boxed{\phantom{100 \times e^{-u(d-d_m)} \times K_S \times \left[ \frac{(f_1 + d_m)}{(f_1 + d)} \right]^2}}} = \left[ \frac{(f_2 + d_m)}{(f_1 + d_m)} \right]^2 \left[ \frac{(f_1 + d)}{(f_2 + d)} \right]^2$$

$$P(d, r, f_2) = \left[ \frac{(f_2 + d_m)}{(f_1 + d_m)} \right]^2 \left[ \frac{(f_1 + d)}{(f_2 + d)} \right]^2 \times P(d, r, f_1)$$

$$\frac{P(d, r, f_2)}{P(d, r, f_1)} = \left[ \frac{(f_2 + d_m)^2}{(f_1 + d_m)^2} \right] \left[ \frac{(f_1 + d)^2}{(f_2 + d)^2} \right]$$

↓

Mayneord F factor

$f_2 > f_1 = \text{F factor} > 1$

↓

$f_2 < f_1 = \text{F factor} < 1$

- **SSD가 증가할 수록 PDD가 증가 한다.**

- F-factor는  $f_2$ 가  $f_1$ 보다 크면 언제나 1보다 크다.
- 이것은 PDD2가 언제나 PDD1보다 크다는 것을 의미

## 4) 깊이와 필터에 대한 의존성

일반적으로 Depth  $\uparrow$   $\rightarrow$  PDD  $\downarrow$

**Why: Inverse square's law 에 따른** 감약과 피사체 속을 통과하는 거리가 증가되므로 물질과의 상호작용에 의한 선량률이 감소하여 pdd 커지기 때문.

고에너지의 광자의 경우 PDD는 빌드업 깊이(최대선량 깊이)까지는 표면으로부터 점차 증가하다가 그 이후부터는 깊이에 따라 점차 감소된다.

필터의 두께가  $\uparrow$  or 원자번호  $\uparrow$   $\rightarrow$  광자선 속은 필터에 의해 장파장의 함유량은 감소되어 선질이 증가하기 때문에 흡수체 내에서 평균 투과력이 증가되어 PDD는 증가하게 된다.



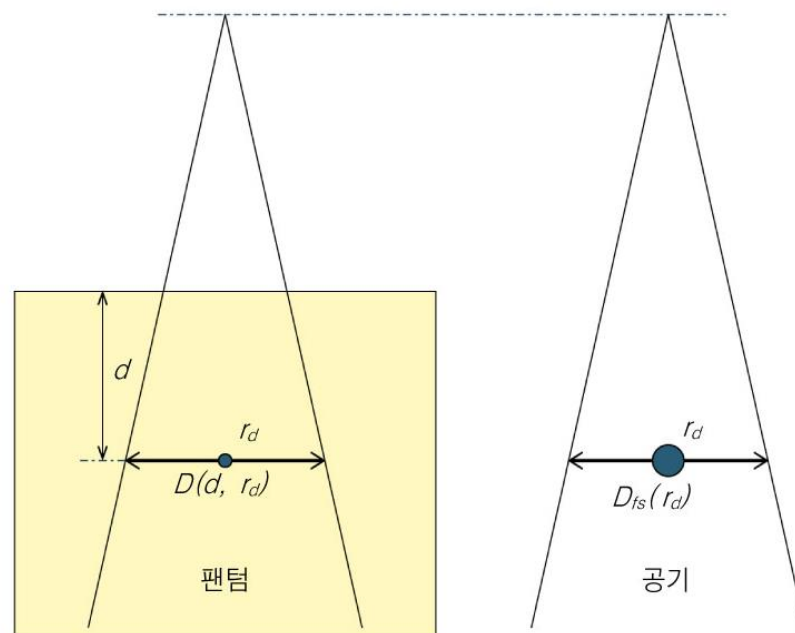
## 7. TAR (Tissue – Air – Ratio) : 조직공중선량비

- 조직선량과 공중선량의 비로서 조직의 흡수선량을 그 위치의 공중선량(조직이 없을 때)으로 나눈 값으로 정의
- TAR을 알고 있는 경우에 공중선량을 측정함으로써 조직의 흡수선량을 결정할 수 있다
- TAR은 회전조사에 대한 선량계산 시 적용

$$\text{TAR}(d, r_d) = \frac{D_d}{D_a}$$

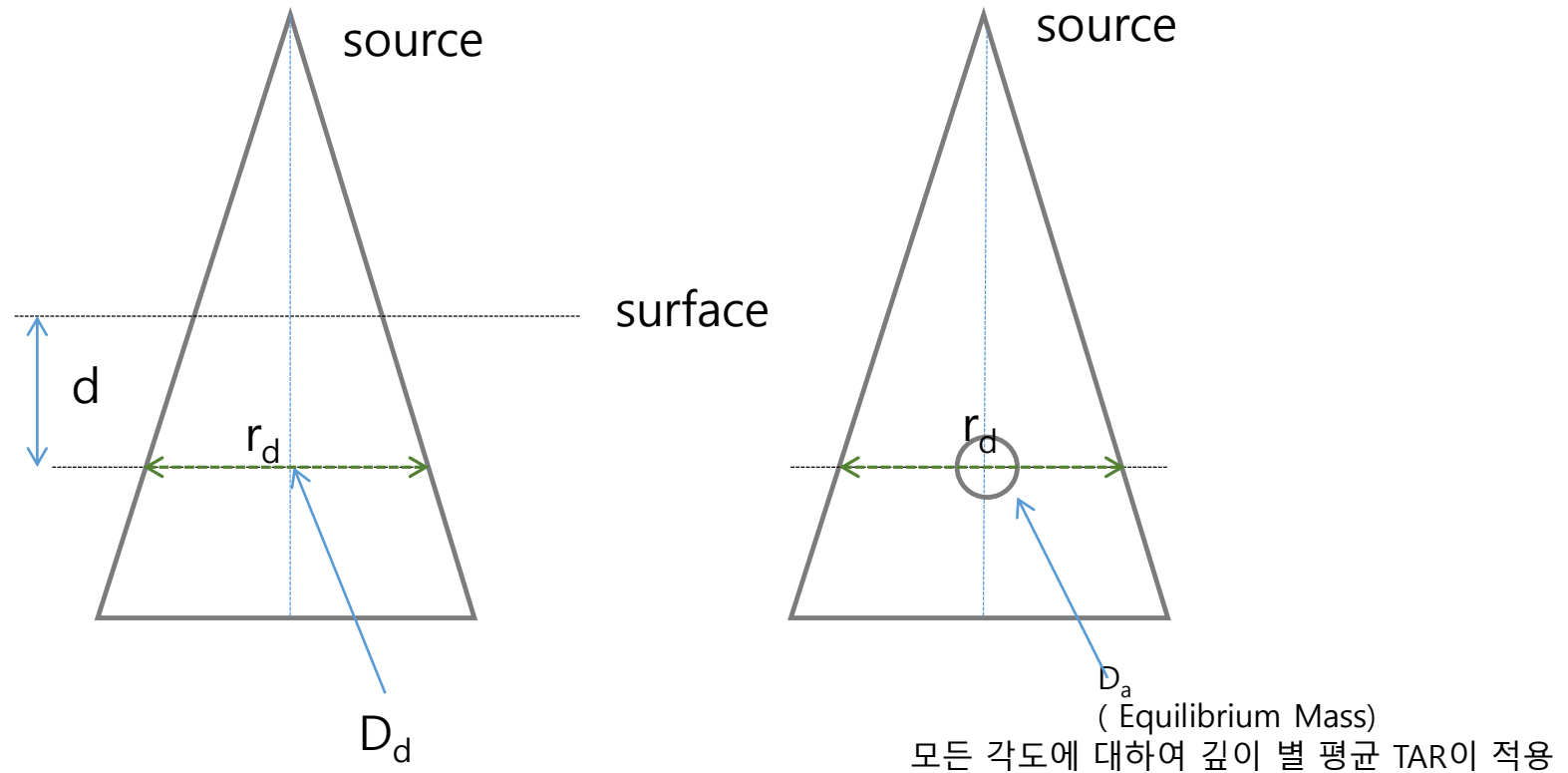
$d$  : phantom 깊이  $d$  cm  
 $r_d$  : 그 깊이에서의 조사야

- ① 운동조사
- ② **Stationary Isocentric Technique** 의 선량계산
- ③ STD를 일정하게 하는 고정조사



조직공중선량비(TAR)의 정의

TAR(  $d, r_d$  ) = 조직선량 / 공중선량 의 비로 정의 =  $D_d / D_a$



TAR = 조직선량 / 공중선량 의 비로 정의 =  $D_d / D_a$

- ① 운동조사
- ② **Rotationaly Isocentric Technique** 의 선량계산
- ③ **STD**를 일정하게 하는 회전조사

1) 선원으로부터 거리에 의존하지 않는다 (SSD)

: TAR은 동일저점  $D_d$ ,  $D_a$  두 선량의 비 이므로 photon fluence의 거리의존성이 無

2) 에너지, 깊이, 조사야 의존성 (TAR, PDD)

: MV에서  $D_{max}$ 에서 최대 그 후에는 거의 지수함수적으로 감소

## ➤ TAR 좌우 인자

1) 선원으로부터 거리에 의존하지 않는다 (SSD 의존성이 없다)

: TAR은 동일지점  $D_d, D_a$  두 선량의 비 이므로 photon fluence의 거리의존성이 無

2) 에너지 ↑  
깊이 ↓  
조사야 ↑

TAR ↑ (TAR, PDD)

: MV에서  $D_{max}$ 에서 최대 그 후에는 거의 지수함수적으로 감소

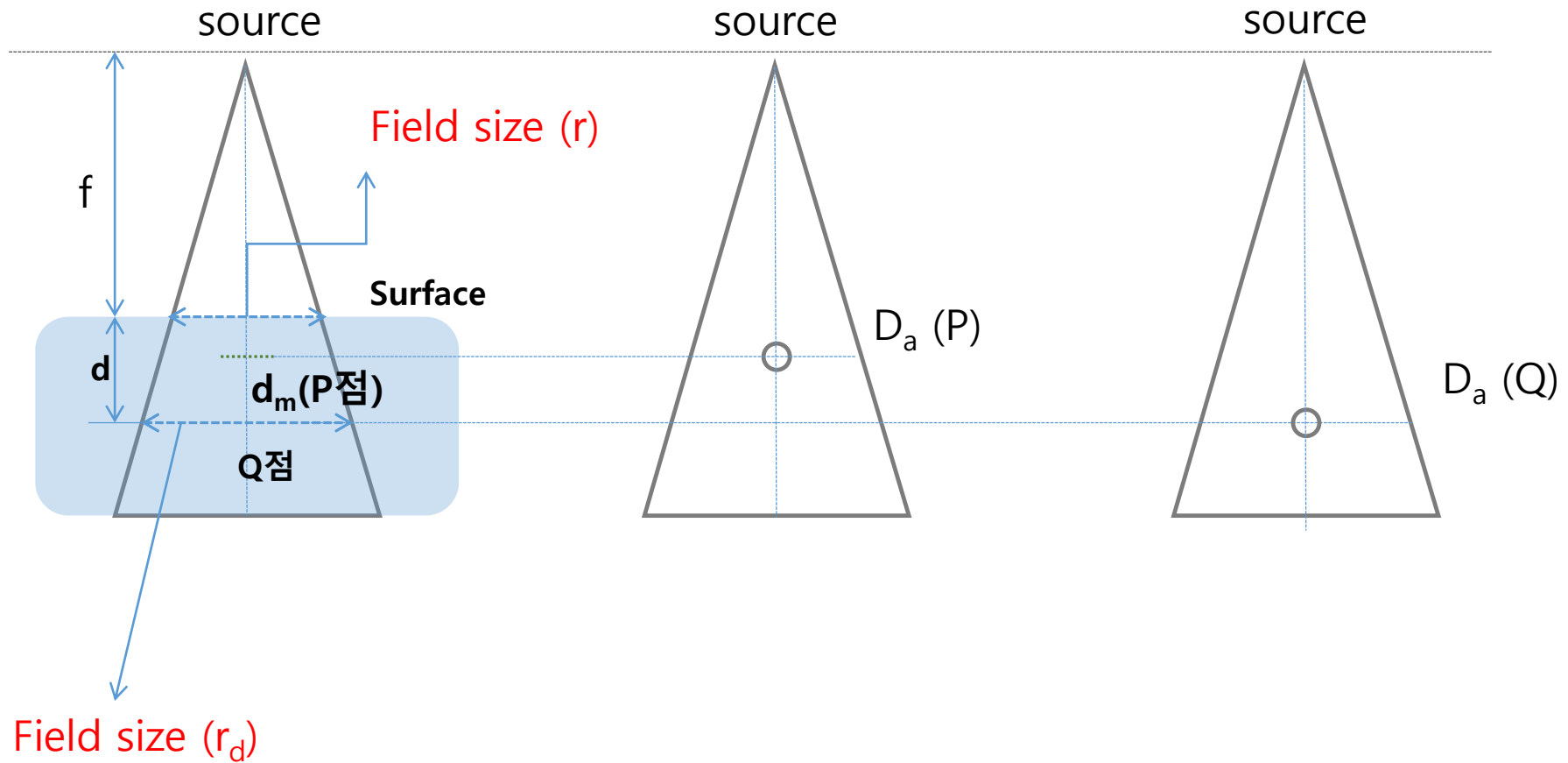
3) TAR 와 PDD 의 관계

$$P(d, r, f) = TAR(d, r_d) \cdot \frac{1}{BSF(r)} \cdot \left( \frac{f + d_n}{f + d_n} \right)^2$$

4) TAR method : SSD 변화에 따른 PDD 변환을 아는 방법으로 **Mayneord F method보다 정확하다**

$$P(d, r, f_1) = P(d, \frac{r}{\sqrt{F}}, f_1) \cdot \frac{BSF(\frac{r}{\sqrt{F}})}{BSF(r)} \cdot F$$

# TAR 와 PDD 관계



$$1) f : f + d = r : r_d \implies R_d = r \cdot (f + d / f)$$

$$2) \text{TAR} (d, r_d) = \frac{D_d(Q)}{D_a(Q)} \quad \text{TAR} = \text{조직선량} / \text{공중선량} \text{의 비로 정의} = D_d / D_a$$

$$D_d(Q) = \text{TAR} (d, r_d) \cdot D_a(Q)$$

$$3) D_{\max}(P) = D_a(P) \cdot \text{BSF}(r) = > \text{최대선량} = \text{공중선량} \times \text{후방산란 계수}$$

$$4) P (d, r, f) = \frac{D_d(Q)}{D_{\max}(P)} \times 100 = \frac{\text{TAR} (d, r_d) \cdot D_a(Q)}{D_{\max}(P)} = \frac{\text{TAR} (d, r_d) \cdot D_a(Q)}{D_a(P) \cdot \text{BSF}(r)}$$

$$4) P(d, r, f) = \frac{D_d(Q)}{D_{\max}(P)} \times 100 = \frac{\text{TAR}(d, r_d) \cdot D_a(Q)}{D_{\max}(P)} = \frac{\text{TAR}(d, r_d) \cdot D_a(Q)}{D_a(P) \cdot \text{BSF}(r)}$$

$$\frac{D_a(Q)}{D_a(P)} = \left[ \frac{(f + d_m)}{(f + d)} \right]^2 \Rightarrow \text{Inverse square law}$$

$$5) P(d, r, f) = \text{TAR}(d, r_d) \cdot 1 / \text{BSF}(r) \cdot \left[ \frac{(f + d_m)}{(f + d)} \right]^2 \times 100$$

PDD와 TAR

$$P(d, r, f_1) = \text{TAR}(d, r_d) \cdot 1 / \text{BSF}(r) \cdot \left[ \frac{(f_1 + d_m)}{(f_1 + d)} \right]^2$$

$$P(d, r, f_2) = \text{TAR}(d, r_d) \cdot 1 / \text{BSF}(r) \cdot \left[ \frac{(f_2 + d_m)}{(f_2 + d)} \right]^2$$



$$\frac{P(d, r, f_2)}{P(d, r, f_1)} = \frac{\text{TAR}(d, r_d, f_2)}{\text{TAR}(d, r_d, f_1)} \cdot \left[ \frac{(f_2 + d_m)}{(f_1 + d_m)} \right]^2 \cdot \left[ \frac{(f_1 + d)}{(f_2 + d)} \right]^2$$



$$\frac{P(d, r, f_2)}{P(d, r, f_1)} = \frac{\text{TAR}(d, r_d, f_2)}{\text{TAR}(d, r_d, f_1)} \cdot \left[ \frac{(f_2 + d_m)^2}{(f_1 + d_m)^2} \cdot \frac{(f_1 + d)^2}{(f_2 + d)^2} \right]$$

↓

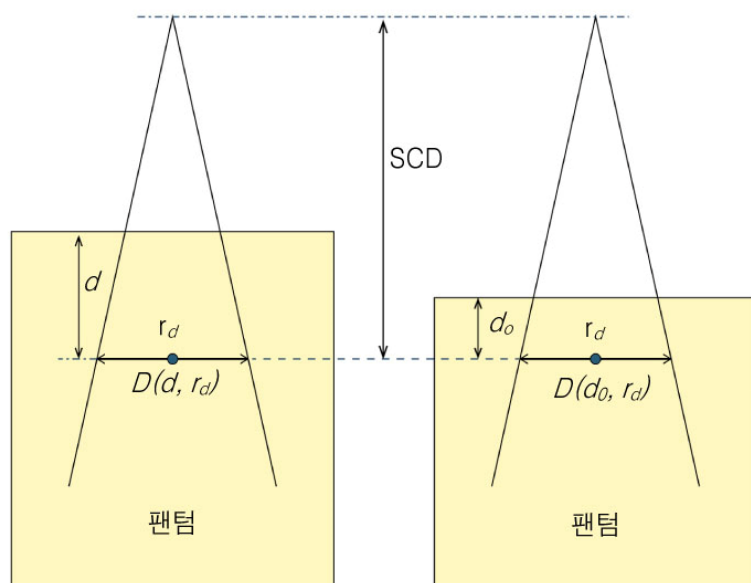
Mayneord F factor

TAR Method 는 두 개의 SSD에 대해서 깊이 d에 투여된 두 조사 야의 TAR 비로 Mayneord F factor로 교정한다.

## 8. 조직팬텀선량비(TPR)와 조직최대선량비(TMR)

조직팬텀선량비(tissue phantom ratio; TPR)는 SCD가 일정한 상태에서 임의 깊이(d)에서의 흡수선량과 기준 깊이(d<sub>0</sub>)에서의 흡수선량의 비

$$TPR(d, r_d) = \frac{D(d, r_d)}{D(d_0, r_d)}$$

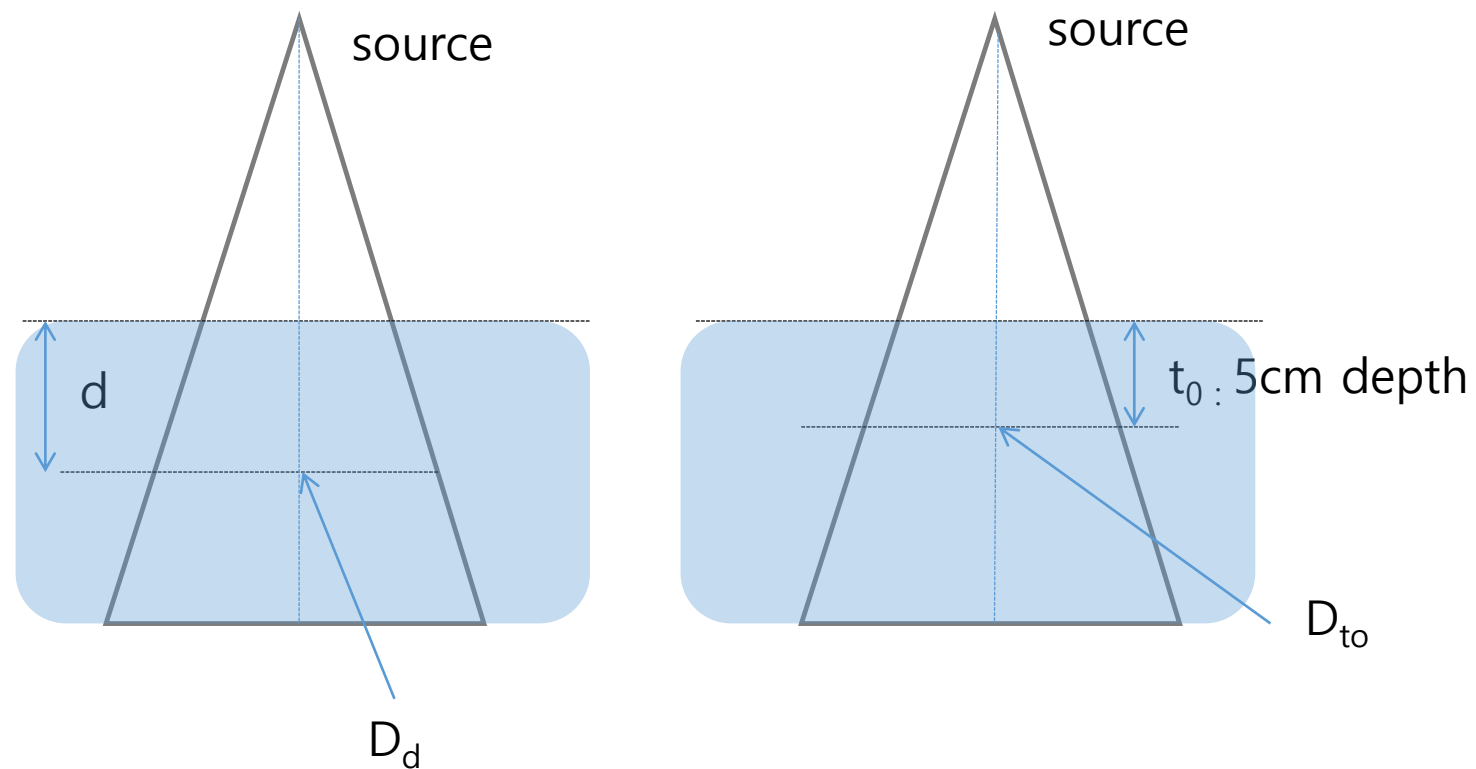


조직팬텀선량비(TPR)의 정의

조직팬텀선량비는 동일한 SCD 조건에서 측정되며, 선질, 깊이, 조사면에 의존하며, SSD의 변화에 무관

TPR은 SSD에 의존하지 않으며 단지 깊이, 조사면, 에너지에 의존하고 조사면과 에너지에 따라 증가.

TPR = 팬텀내의 어느 지점에서의 선량 / 기준점 깊이에서의 선량 비로 정의  
=  $D_d / D_{t_0}$



TPR (Tissue –Phantom Ratio): 팬텀 내의 어느 지점의 선량과 고정된 기준점 깊이의 선량과의 비를 말한다.

$$\text{TPR} = \frac{\text{팬텀 내의 어느 지점에서의 선량, } D_d}{\text{기준점 깊이에서의 선량, } D_{t_0}}$$

$t_0$  : 기준점 깊이 (reference depth)



기준 점 깊이가 최대 선량이 될 경우 **TMR**이 된다.

(Tissue –Maximum Ratio)

## TPR (Tissue – Phantom – Ratio) 와 TMR (Tissue – Maximum – Ratio)

여기서 기준 깊이( $d_0$ )를 최대선량 깊이로 정리하면  $d_0 = D_{\max}$

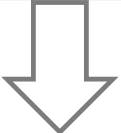
i. TPR : phantom내 임으로 주어진 지점선량과 고정된 기준점 깊이 선량과의 비

$$\text{TPR}(d, r_d) = \frac{D_d \text{ (phantom내 임의의 깊이의 선량)}}{D_{t_0} \text{ (phantom내 고정된 기준점 깊이의 선량)}}$$

ii. if  $t_0 = D_{\max}$  이면  $\text{TMR} = \frac{D_t \text{ (조직선량)}}{D_{\max} \text{ (최대선량)}}$

TPR과 TMR은 SSD에 의존되지 않으므로 임상적으로 TMR 데이터를 이용하여 SAD법에 사용되고 있음  
 $t_0$  는 에너지에 대하여 5cm깊이를 standard 로 하지만 일반적으로 지지를 받지 못하고  $D_{\max}$  은 선량계산에 매우 바람직한 단순성을 가지고 있으므로 이것을 고정된 기준점 깊이로 사용한다면 TMR값이 된다

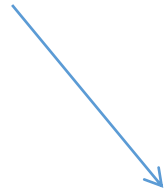
# TMR

$$P(d, r, f) = 100 \times \boxed{e^{-u(d-d_m)}} \times K_S \times \left[ \frac{(f + d_m)}{(f + d)} \right]^2 \quad d_m = t_0, f = \text{SSD}$$


TMR(d,0) → 0x0 조사 야의 곡선은 깊이에 따라 가파르게 떨어지는 것을 확인

$$\text{TMR}(d, r_d) = (P(d, r, f) / 100) \cdot \left[ \frac{(f + d_m)}{(f + d)} \right]^2 \cdot \boxed{\frac{S_p(r_{t0})}{S_p(r_d)}}$$

$$5) P(d, r, f) = \text{TAR}(d, r_d) \cdot 1 / \text{BSF}(r_d) \cdot \left[ \frac{(f + d_m)}{(f + d)} \right]^2 \times 100$$


$$\text{TMR}(d, r_d) = (P(d, r, f) / 100) \cdot \left[ \frac{(f + d)}{(f + d_m)} \right]^2$$



$$\text{TMR}(d, r_d) = \frac{\text{TAR}(d, r_d)}{\text{BSF}(r_d)}$$

## 9. 공중 산란율 SAR (Scatter – Air – Ratio)

- SAR은 물질 속 산란선의 영향을 계산하기 위한 양으로 맨틀조사야와 같은 부정형 조사면의 선량계산에 사용.

$$SAR(d, r_d) = TAR(d, r_d) - TAR(d, 0)$$

여기서  $TAR(d, 0)$ 은  $0 \times 0 \text{cm}^2$  조사면에 대한

(1 차선량과 산란선량을 독립해서 계산하는 맨틀조사야 irregular field에 적합)

정의) 동일 지점 내 phantom 산란선량과 공중선량과의 비  
: 동일 지점의 총 선량 - 1차 선량

→ TAR 처럼

① SSD 의존성 無

2) 에너지 ↑  
깊이 ↓  
조사야 ↑

SAR ↑



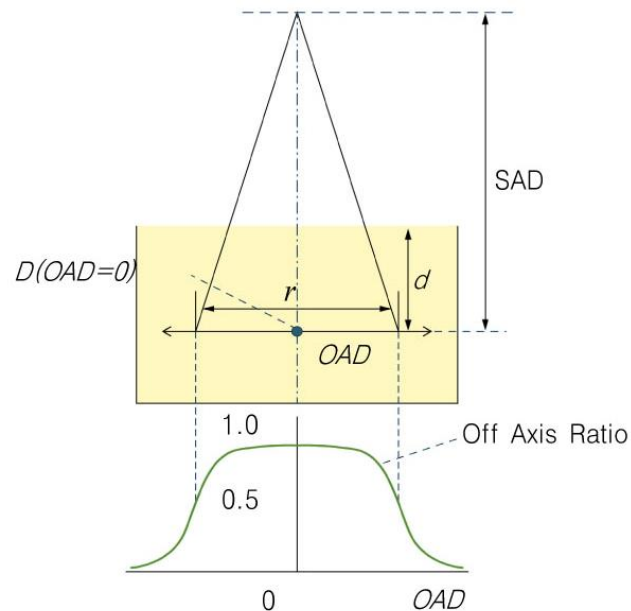
## 10. 최대산란율(Scatter-maximum ratio; SMR)-전산화 치료계획을 위한 컴퓨터 프로그램에 적용

$$SMR(d, r_d) = TMR(d, r_d) \frac{S_p(r_d)}{S_p(0)} - TMR(d, 0)$$

Sp(yd)와 Sp(0)는 조사면  
yd와 0×0cm<sup>2</sup>에 대한 팬텀산란인자

## 11. 축 이탈비(Off axis ratio; OAR)

- 팬텀 속 2차원 또는 3차원적 선량분포를 알기 위해서는 빔축을 따라 횡방향(조사면과 평행한 방향)의 거리에 따른 흡수선량을 측정 것.
- OAR은 팬텀속 빔축상 임의 깊이에서 조사면과 평행한 방향에 대한 흡수선량 분포를 빔축의 흡수선량으로 나눈 값



$$OAR(r, d, OAD) = \frac{D(r, d, OAD)}{D(r, d, 0)}$$

OAD(off axis distance)는 중심으로부터 이격된 거리  
OAR은 OAD, 조사면, 깊이에 의존하는 복잡한 양이지만,  
2차원 또는 3차원적 팬텀속 선량분포의 계산에서 중요한  
측정량이다.

축이탈비(OAR)의 정의와 예

## 12. 적분선량 (Integral dose)= 용적선량

: 방사선 조사면에 포함된 조직의 흡수선량을 체적에 대하여 적분한 결과(=조직에 흡수되는 에너지)

- 방사선이 통과한 전체 용적에 부여된 총 에너지
- 조사야 내 조직전체가 받은 흡수선량
- 방사선치료 시 정상조직과 종양조직이 받는 모든 선량

$$I = \int_0^d D(x) A \rho dx \quad (D(x): \text{깊이 } x \text{에서의 흡수선량, } A: \text{ 조사면의 면적, } \rho: \text{ 밀도})$$

-빔의 확산을 고려한 Mayneord의 적분선량 공식으로는

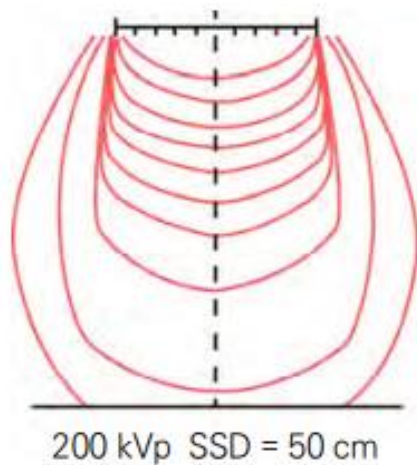
$$I = 1.44 \cdot D_0 \cdot A \cdot d_{1/2} \cdot \left(1 - e^{-0.693d/d_{1/2}}\right) \cdot \left(1 + \frac{2.88d_{1/2}}{SSD}\right) \quad (D_0: \text{빔축상 최대선량, } d: \text{환자의 두께, } \\ d_{1/2}: \text{흡수선량이 50\%로 줄어드는 깊이})$$

-적분선량 단위: g-cGy or kg-Gy

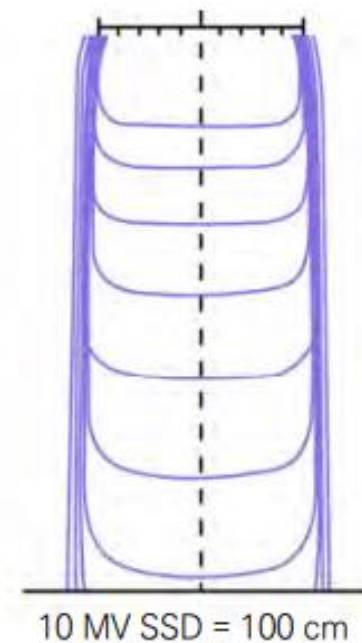
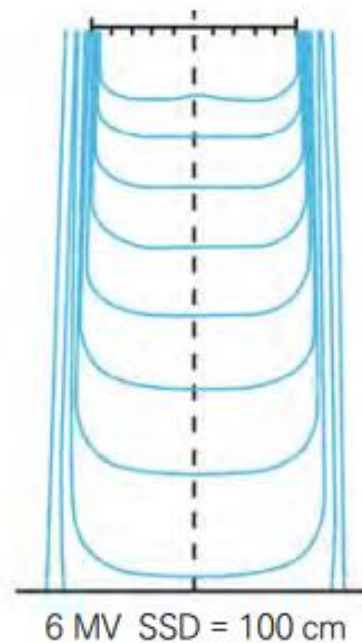
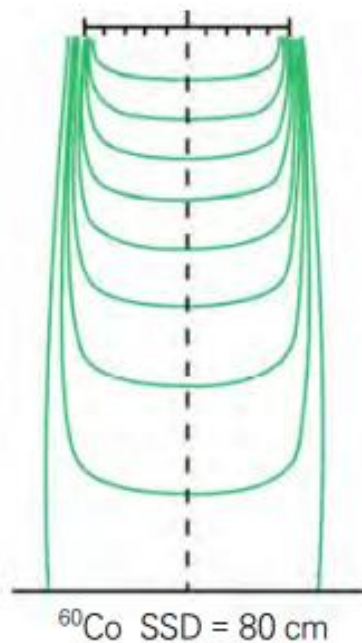
-투과력이 낮은 방사선일수록 적분선량은 증가(즉, 적분선량은 광자선 에너지 증가에 따라 감소)

-적분선량은 광자선 에너지에 따른 조직에 전달되는 총에너지를 예상할 수 있도록 하므로 치료계획시 에너지의 선택에 유용한 자료가 될 수 있다.

- X-선은 에너지가 커질수록 용적선량 감소한다



- Kv 에너지는 몸전체에서 흡수해서 측방산란이 많다.



- Mv 에너지는 전방산란이 많아 투과력이 크다.

- 전자선은 에너지가 커질수록 용적선량 증가한다

- 전자선(6~20MeV)은 종양을 지나면 선량이 급격하게 감소하기 때문에 주로 5cm 깊이 이내의 표재성 종양치료에 적용된다. 즉 투과력이 크지 않기 때문에 일정 깊이까지만 들어가서 종양조직 뒤에 위치한 정상조직을 보호할 수 있다. 물리적으로 보면 전자가 양성자에 비해서 1/1840으로 전자가 가볍기 때문이다.
- 전자는 가볍기 때문에 매질을 통과할 때 모두 다 흡수되고 다시말해 비정이 짧다.

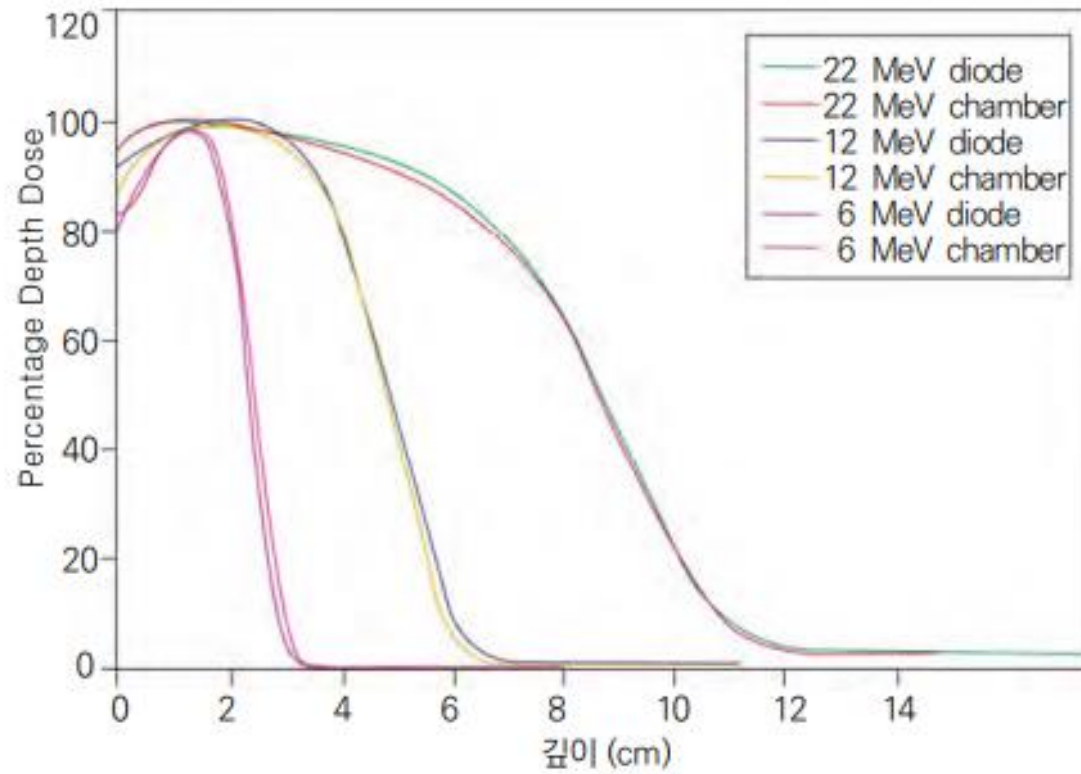
전자선을 이용한 치료의 적응의 대상.

- ① 피부암 및 입술암 치료
- ② 유방암의 가슴벽(흉벽) 조사 치료
- ③ 임파결절에 대한 추가 조사(boost dose)투여
- ④ 두경부암 치료 등

상기 부위들에도 표층치료용 엑스선, 근접치료조사(brachytherapy), 광자선의 접선조사(tangential photon beam) 등을 이용하여 치료할 수 있지만

전자선치료는 표적체적에 균등한 선량분포와 심부조직에 최소선량을 이루는 현저한 장점을 보여준다.

## 1) 실리콘 다이오드 중심축 상의 심부선량곡선



전리함, 다이오드를 이용하여 측정된 심부선량곡선의 비교

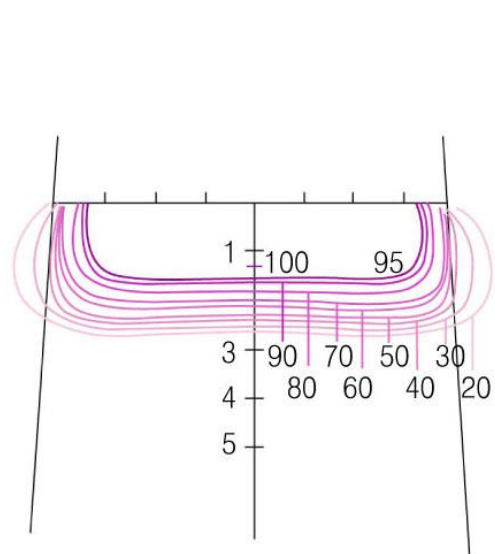
따라서 전자선은 에너지가 커짐에 따라 깊게들어간다.

## 2) 등선량 곡선

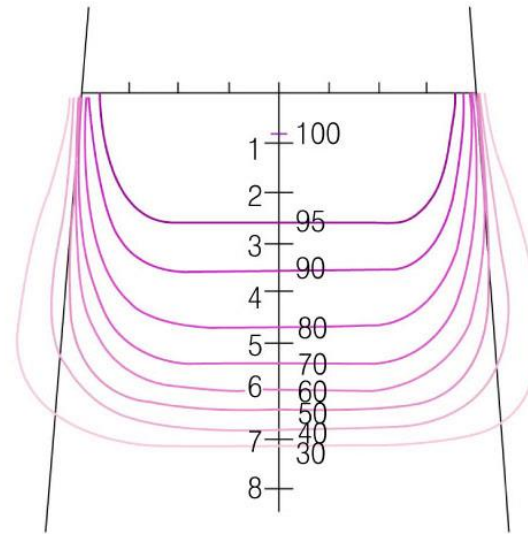
등선량 곡선은 방사선 발생장치에 따라서 그 모양이 다르며 이는 **치료장치의 콜리메이터**(산란박막, 모니터링 챔버, 조사야, 조사통)시스템이 다른 것이 큰 이유이다.

전자선속이 물질을 투과하면서 그 선속은 **산란**으로 인해서 표면 아래로 급하게 **퍼지게** 된다 즉 에너지가 커짐에 따라 **측방산란이 커져서 산란선도 많아**지게 된다.

\*전자선의 평탄도는 중심축에서 95% 깊이의 수직한 기준면에서 정의,  
중심축 선량에 대한 상대선량의 변화는  $\pm 5\%$ (최적  $\pm 3\%$ )를 초과해서는 안 된다.



[A] 7 MeV. Electron Beam  
8 cm Circle,  $\Delta$  1, F5, 50 cm. TSD

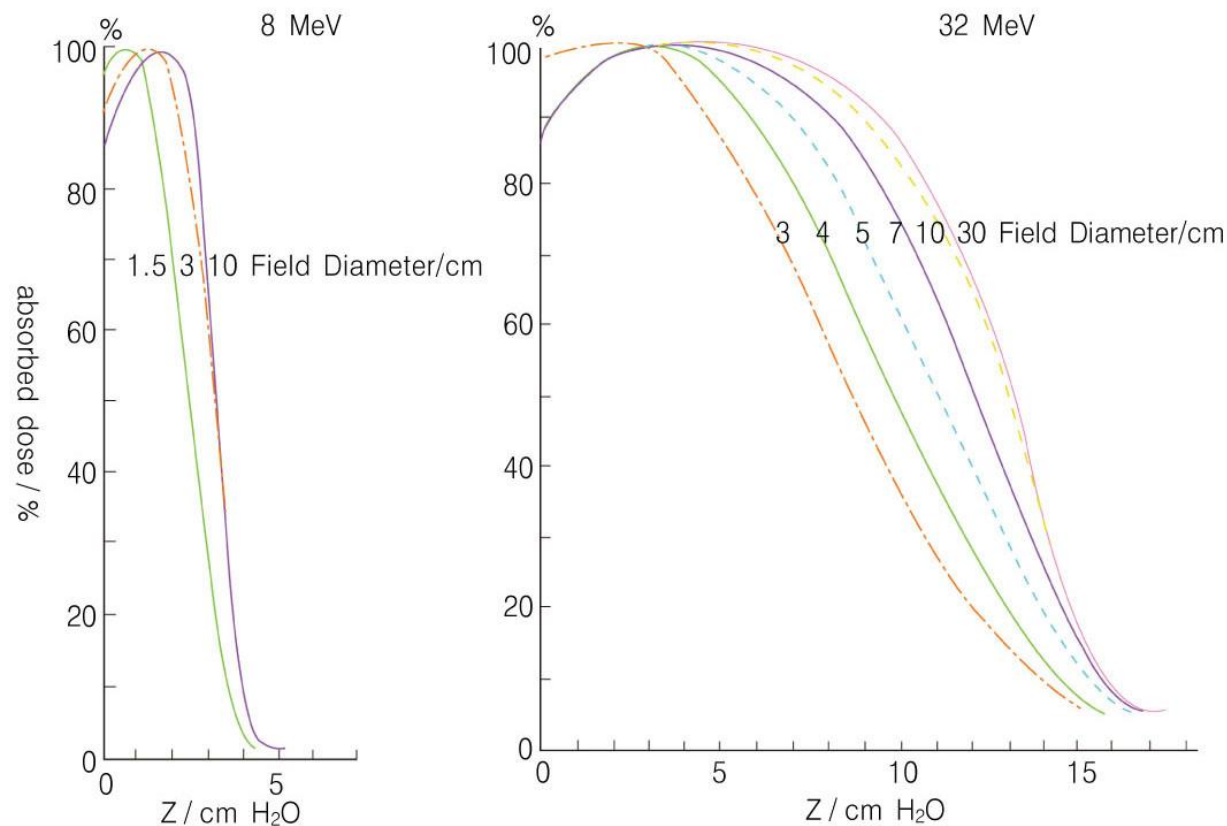


[B] 18 MeV. Electron Beam  
8 cm Circle,  $\Delta$  5, F7, 50 cm. TSD

에너지가 다른 전자선의 등선량 곡선의 비교

조사야에 따른 중심축 심부선량의 변화로 조사야가 커지면 심부선량은 처음엔 증가하지만 측면산란평형에 도달할 때 어느 조사야 이상에서 일정하게 된다.

작은 조사야에서는 최대선량 깊이는 표면을 향하여 이동되므로 실제 임상에서는 작은 조사야의 심부선량 분포는 출력교정에 부가해서 측정되어야 한다.



전자선의 조사야 크기에 따른 심부선량 분포의 변화



저 에너지 X-선 > 고 에너지 X-선 > 고 에너지 전자선 > 저 에너지 전자선





## 적분선량(Integral dose); 용적선량)-방사선이 통과한 전체 용적에 부여된 총에너지

- 광자선은 에너지가 높을수록 용적선량 작다.
- 전자선은 에너지가 낮을수록 용적선량 작다.
- 에너지 크기가 같다면 전자선의 용적선량 작다.
- 조사야 및 반음영이 작을수록 용적선량 작다.
- 환자두께 작을수록 용적선량 작다.(장해크다)

\*용적선량 비 = 종양조직 용적선량 / 정상조직 용적선량 > 1

- 단위: 조사용적 전체가 받은 흡수선량과 그 용적의 질량 곱(g-cGy)

## 13. 방사선치료 선량의 계산

### 1) 기계적 선량 단위(Monitor unit; **MU**)

**MU** : 종양에 원하는 선량을 주기 위한 기계적인 set up 단위로 표준공기상태(STP), Reference field size (10 \* 10), Source – surface – Distance = 100cm, 일 때 Dmax depth에서 1 cGy 흡수선량을 주기 위한 기계적인 단위를 말한다.

#### ■ MU의 정의

- ▷ STP (0 °C, 1기압) 상태에서
- ▷ 기준 조사야 (reference field size) = 10×10 cm<sup>2</sup>
- ▷ 기준 거리 (reference distance) = 100 cm
  - ◇ SSD법: SSD = 100 cm
  - ◇ SAD법: SAD = 100 cm
- ▷ 기준점 깊이 (reference depth. dr) 또는 최대선량 깊이 (dm)에서 흡수선량 1 cGy가 도달하기 위한 기계적 셋업 단위

## SSD Technique

$$\text{MU} = \frac{\text{Daily Tumor Dose}}{\text{PDD} * \text{Sc factor} * \text{Sp factor} * \text{Tray factor} * \text{Wedge factor} * \text{SSD factor}}$$

$PDD_f$  : 심부선량 백분율 보정 인자

$TMR_f$  : 조직최대선량비 보정 인자

$S_c$  : 콜리메이터 산란 인자

$S_p$  : 팬텀 산란 인자

$W_f$  : 썬치 필터 보정 인자

$Tray_f$  : 음영반 보정 인자

## SAD Technique

$$\text{MU} = \frac{\text{Daily Tumor Dose}}{\text{TMR} * \text{Sc factor} * \text{Sp factor} * \text{Tray factor} * \text{Wedge factor} * \text{SAD factor}}$$

MU 계산: 임상 의료기관의 대기압은 표준공기압과 다르고 각각의 환자마다 종양의 크기 및 위치, 깊이나 방사선치료 기법 및 기술 등이 상이하게 다르기 때문에 MU의 정의에 따라 모든 조건들을 보정해서 계산.

$$\text{SSD factor} = \left( \frac{\text{SCD}}{\text{SSD} + t_0} \right)^2 \quad \text{SAD factor} = \left( \frac{\text{SCD}}{\text{SAD}} \right)^2$$

## 예) 방사선치료 장비에서의 선량 계산

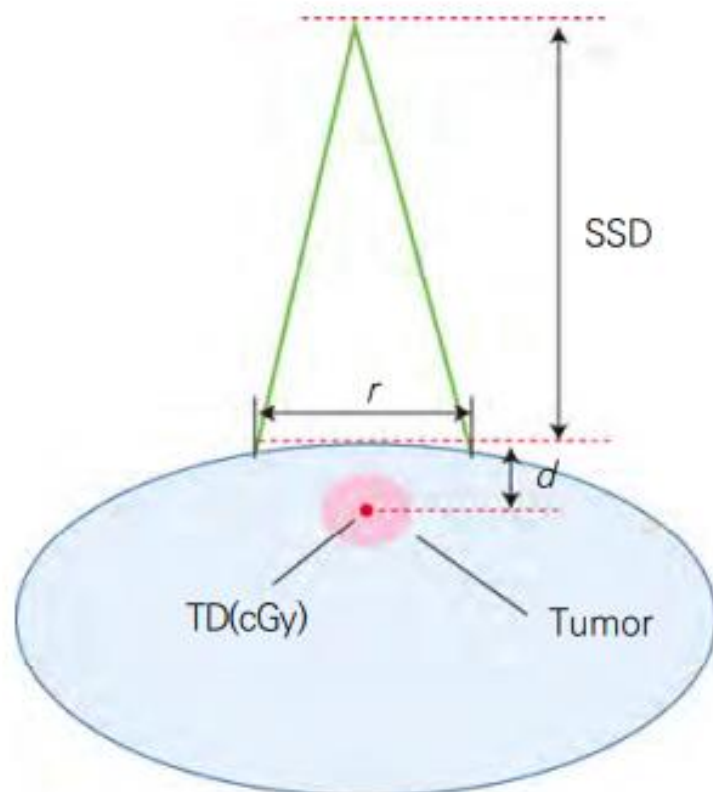
[예제] 6MV 선형가속기가 10×10cm<sup>2</sup>, SSD는 100cm, 1cm의 최대선량 깊이에서 팬텀 내 1MU 당 1cGy로 교정되어 있다.

조사야 15×15cm<sup>2</sup>, 10cm 깊이, SSD는 100cm에서 종양에 200cGy를 조사하기 위한 MU값을 계산한다.

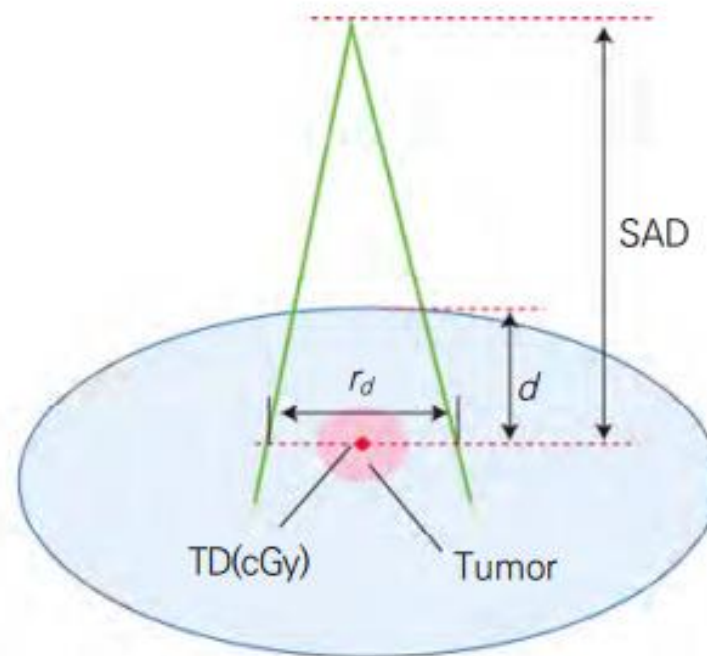
단, (15×15cm<sup>2</sup>)=1.020, (15×15cm<sup>2</sup>)=1.010, PDD=65.1 at 10cm이다.

[풀이] 빼기 필터 및 트레이는 사용하지 않고 SSD를 100cm으로 하였기 때문에,  $W_f$ ,  $Tray_f$ , SSD는 모두 1이고 교정조건 상수  $K=1$ 이다.

$$M = \frac{200}{1 * 65.1 * 1.020 * 1.010 * 1 * 1 * 1} * 100 = 298$$



[A] SSD법



[B] SAD법

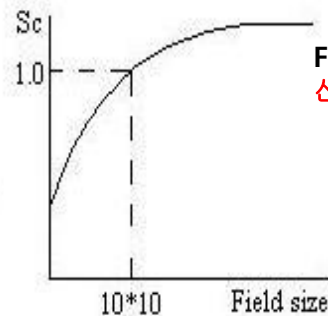
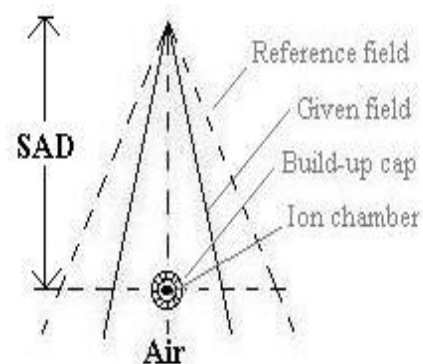
## SSD 치료와 SAD 치료에서 종양선량 (TD)의 정의와 조사방법

두 치료 방법의 기하학적 구조의 차이로 인하여 조사시간의 계산도 서로 상이하다.

## 2) $S_c$ (collimator scatter factor)

$$S_c = \frac{\text{given field output (치료 조사야(given field size)의 공중선량)}}{\text{reference field output (10×10cm) (기준 조사야(reference field size)의 공중선량)}}$$

- $S_c$  : 공기 중에서 어느 조사 야의 출력과 기준조사야(10x 10cm<sup>2</sup>, reference field)의 출력 비.
- $S_c$ 를 결정하기 위해 reference field에 대한 출력을 측정을 하고자 공기 중에서 build-up cap를 씌운 chamber
- 조사야가 커지면 1차선에 의한 collimator 산란선이 증가하기 때문에 출력이 커지게 된다



Field size 증가하면 출력이 커지고 collimator 표면의 면적이 커지는 결과로 산란선은 증가하므로  $S_c$ 는 증가한다.



$S_c$  factor의 조사 야는 SAD에서 정의 된다.

### 3) $S_p$ (phantom scatter factor)

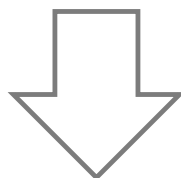
- Phantom scatter factor는 조사야를 변화시킴으로써 팬텀 내의 기준점 깊이에서 발생하는 산란선의 변화를 설명할 수 있는 계수
- 기준점 깊이에서 임의로 주어진 조사야의 선량률과 기준 조사야 선량률과의 비.
- 고정된 collimator opening에 대해서  $S_p$ 는 **팬텀 조사면적의 변화에 관계.**

$$S_p(r) = \text{BSF}(r) / \text{BSF}(r_0)$$



후방산란계수의 정확한 측정이 가능한  
코발트, 4MV에서 정의가 됨

**$S_p$  factor는 환자에 조사되는 field에 관계됨**

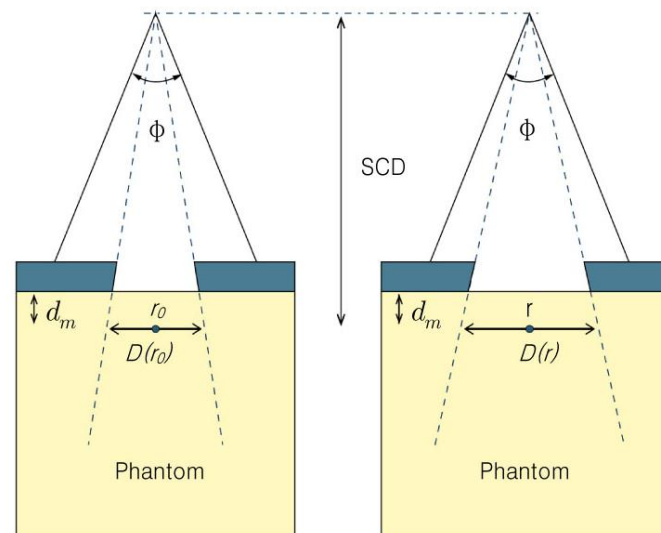
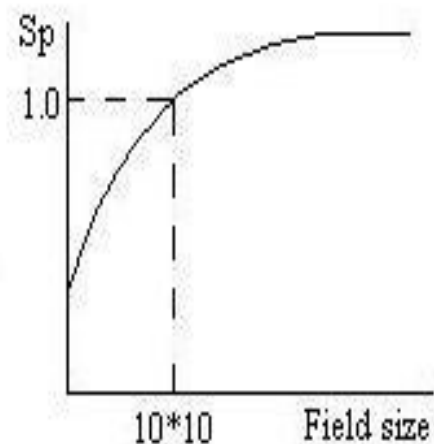
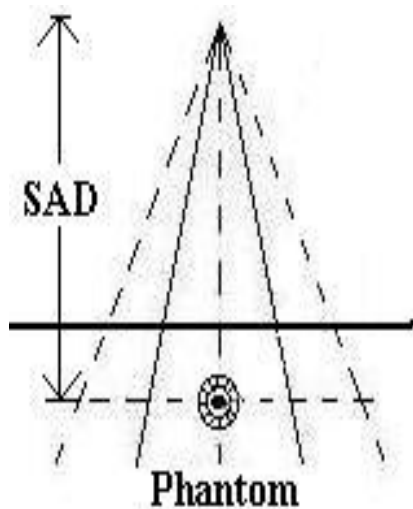


모든 빔에 적용하기 위해서는  $S_p(r) = S_{c.p}(r) / S_c(r)$

## Phantom Scatter Correction Factor ( $S_p$ ) = phantom내 산란 보정인자

$$S_p = \frac{\text{given field dose rate (치료 조사야(given field size)의 팬텀 내 흡수선량)}}{\text{reference field dose rate (기준 조사야(reference field size)의 팬텀 내 흡수선량)}}$$

- 팬텀 산란 인자(phantom scatter factor)는 팬텀에 조사되는 면적의 차이에 따른 팬텀속 산란의 차이로 인한 흡수선량의 변화를 나타낸다.



팬텀 산란인자의 정의

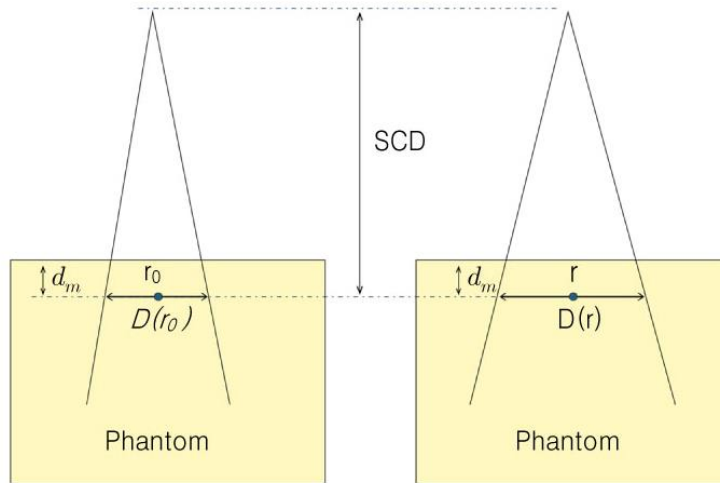


#### 4) 총 산란 인자(Output factor; $S_{c,p}$ )

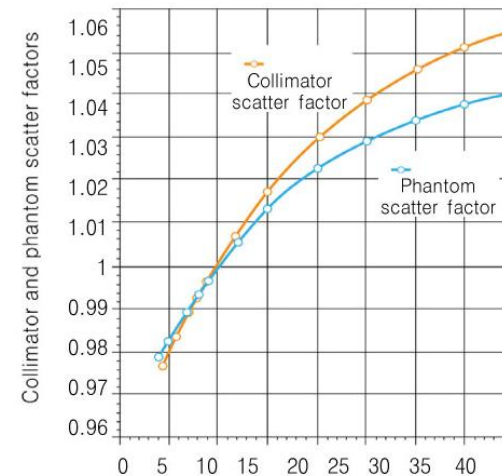
- 콜리메이터 조사면의 변화로 인한 팬텀 속 흡수선량은 **콜리메이터** 산란과 **팬텀** 산란의 두 가지 인자에 영향을 받아서 총산란인자(total scatter factor, output factor)를 콜리메이터 산란인자와 팬텀 산란인자의 **곱**으로 정의

$$S_{c,p}(r) = S_c \cdot S_p = \frac{D(r)}{D(r_0)}$$

( $S_p$ 의 측정이 어려운 경우에는  $S_c$ 와  $S_{c,p}$ 를 측정한 후,  $S_p = S_{c,p}/S_c$ 와 같이 결정)



[A] 기하학적 구조



[B]  $S_c$ ,  $S_p$ ,  $S_{c,p}$  산란인자

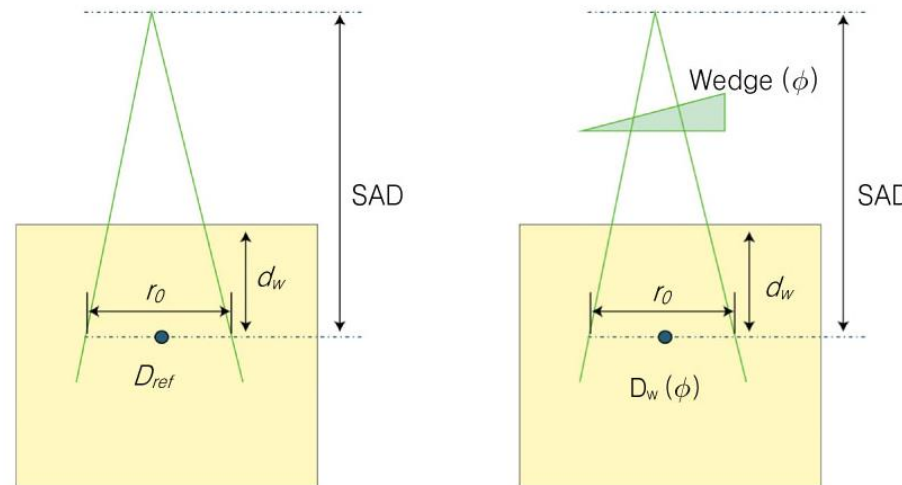
총 산란인자 측정의 기하학적 구조와  $S_c$ ,  $S_p$ ,  $S_{c,p}$

## 5) 썰기필터 보정 인자(Wedge factor, $W_f$ )

: 썰기필터 보정 인자(wedge factor)는 빔의 중심축 상 썰기 필터의 투과율을 의미하며, 썰기인자의 정의는 일반적으로 기준깊이 및 기준 조사면에서 썰기 필터의 **삽입 유무**에 따른 선량비로 정의

$$W_f = \frac{D_w}{D_{ref}} \quad \begin{array}{l} \text{(썰기 필터를 사용했을 때 흡수선량)} \\ \text{(썰기 필터를 사용하지 않았을 때 흡수선량)} \end{array}$$

썰기필터보정인자 측정의 기준깊이( $d_0$ )는 **일반적으로 10cm가 적용**되며 썰기필터의 각도에 따라 측정되며 치료계획 수립 시 선량계산에서 사용된다.



썰기 필터 보정 인자의 결정을 위한 기하학적 구조

## 6) 음영반 보정 인자(Tray factor, )

음영반 보정 인자(tray factor)는 트레이가 삽입되었을 때 투과율을 의미하며, 선량계산에서 **음영반에 의한 광자선의 감쇠를 보정**하기 위하여 적용한다.

음영반 인자의 정의도 빼기인자와 마찬가지로 선량계산 체계에 따라 차이가 있을 수 있으나, 일반적으로 기준깊이 및 기준 조사면에서 **음영반의 삽입 유무에 따른 선량비**로 정의된다.

일반적으로 사용되는 음영반 인자는 판의 두께에 의존하면서 TF=0.96~0.97 정도를 가진다.

$$Tray_f = \frac{D_{Tray}}{D_{ref}} \quad \begin{array}{l} \text{(트레이를 사용했을 때 흡수선량)} \\ \text{(트레이를 사용하지 않았을 때 흡수선량)} \end{array}$$

