

방사선 치료학

-제 14장 방사선치료 선량 측정방법-



kee bog kim

4. 방사선치료의 선량 측정 방법

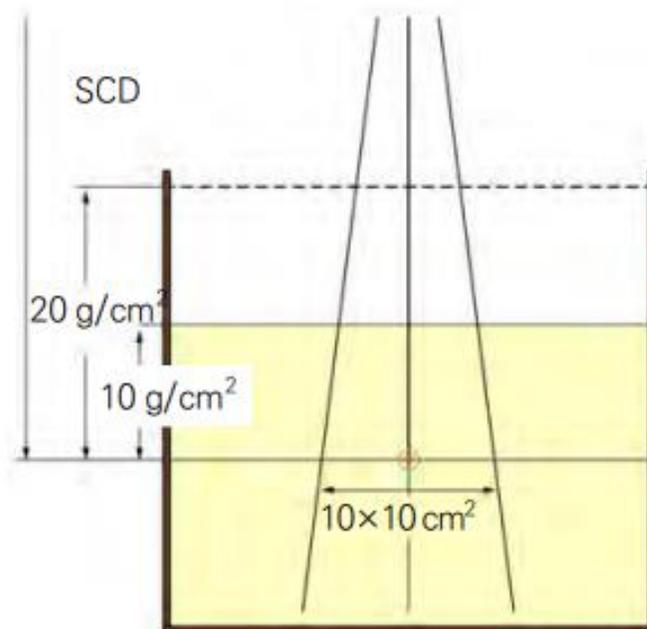
■ 치료 거리에 따른 방사선치료 방법

- ▷ 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.

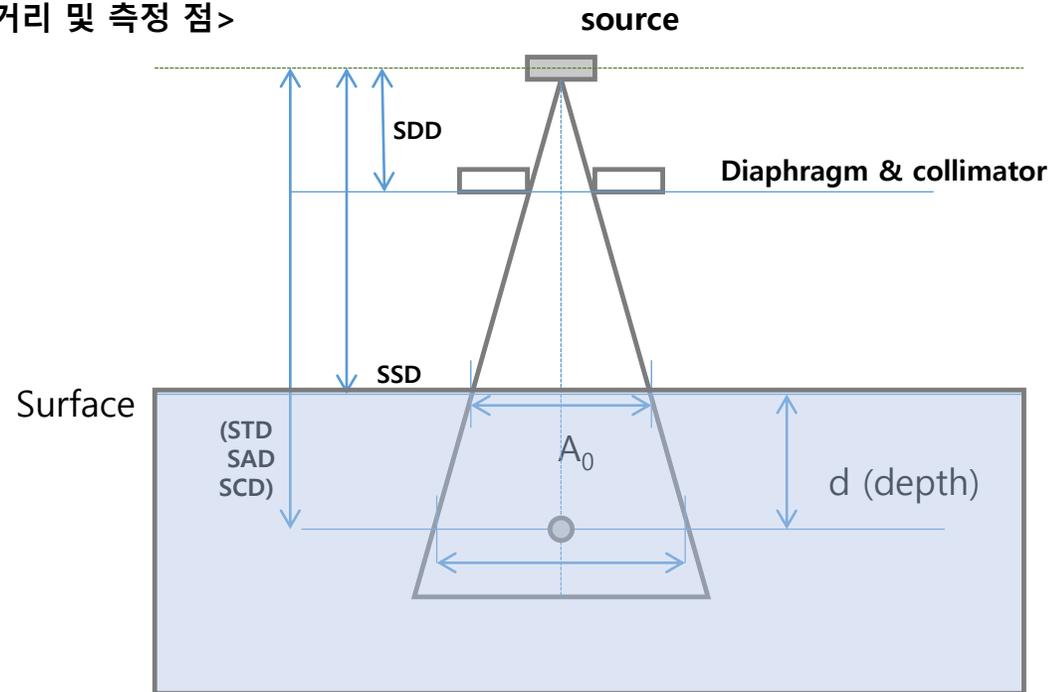
- *측정빔의 선질변수는
- 광자선: TPR_{20,10}(SCD가 일정한 상태에서 깊이 20g/cm²와 10g/cm²에서의 흡수선량 또는 TPR의 비)
 - 전자선: R₅₀(물에서 빔축상 최대선량의 50%가 되는 깊이)

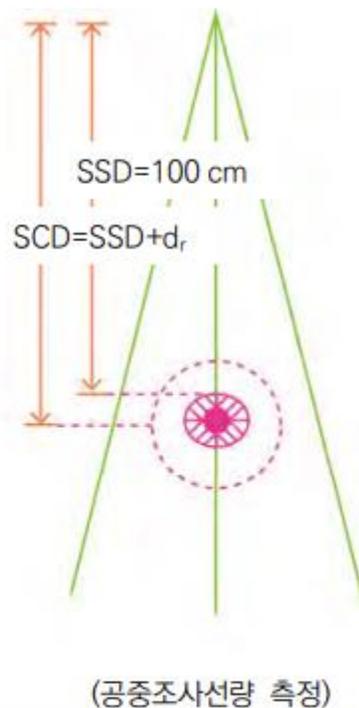
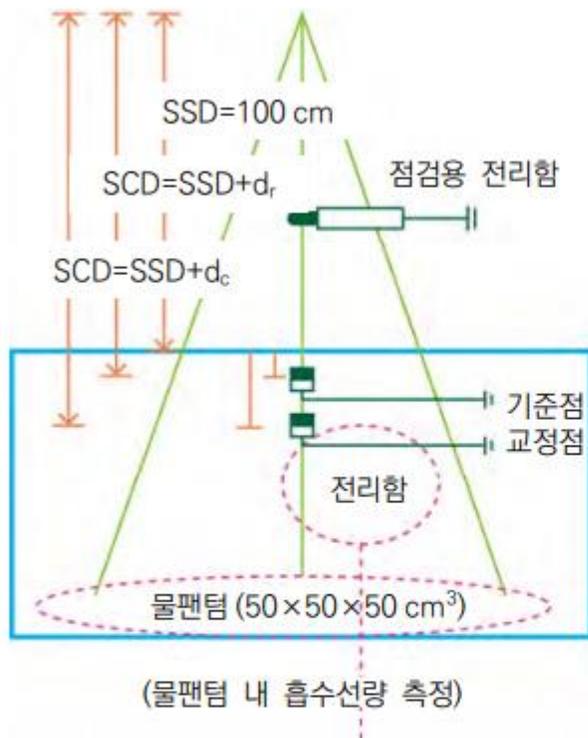


광자선 선질변수의 결정

➤ 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; $R_{angemax} = E[\text{MeV}] \times 1/2$
- 치료유효깊이(80% dose) = $E[\text{MeV}] \times 1/3$
- 90% 깊이선량 = $E[\text{MeV}] \times 1/4$

■ 전리함

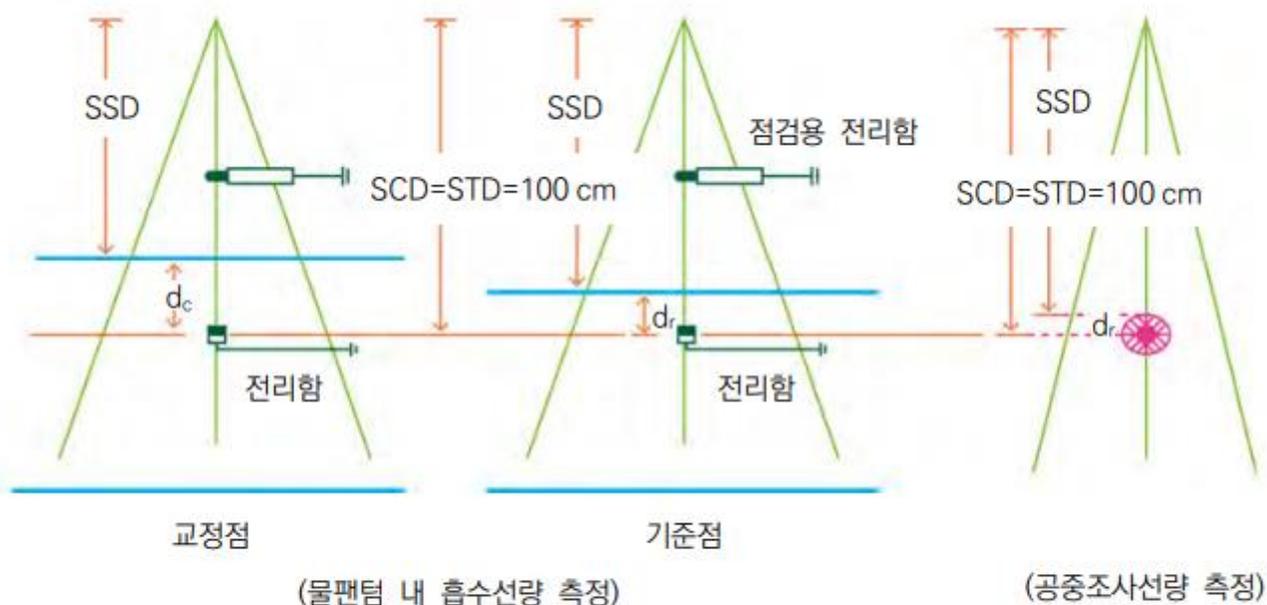
- 부피; 치료 $\leq 0.6 \text{ cm}^3 \leq$ 진단
- 길이; 3 cm 이하 사용

■ 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, γ -ray (cm)		Electron Beam (mm)			
^{137}Cs	0.15	$1 \leq E_0 < 5 \text{ MeV}$	D_{surface}	^{60}Co	5
^{60}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

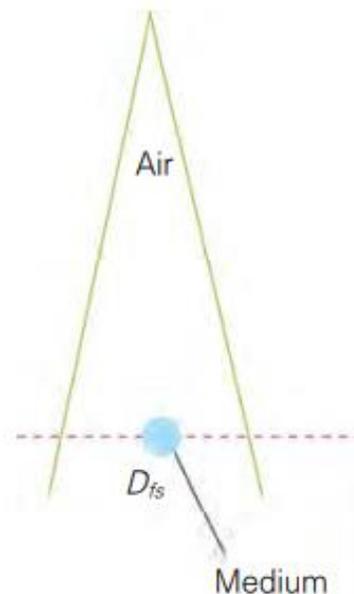
- ▷ 기계적 요인 : 방사선의 종류 및 에너지 (선질), SSD, 조사야의 크기 및 형태
- ▷ 피사체 인자 : 피사체의 크기, 조사 부위의 표면의 형태, 불균질부 (heterogeneous part; 골, 폐, 공동 등)에 존재하는 조직 밀도
- ▷ 의도적 변화 인자 : 볼루스, 조직보상여과기, 쇄기필터, 조사방향 등

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

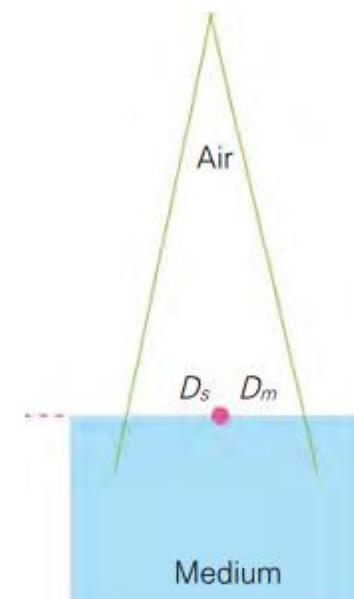
후방산란 D_b 가 최대인 선질 = HVL : 0.6mmCu (400 KV)

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})

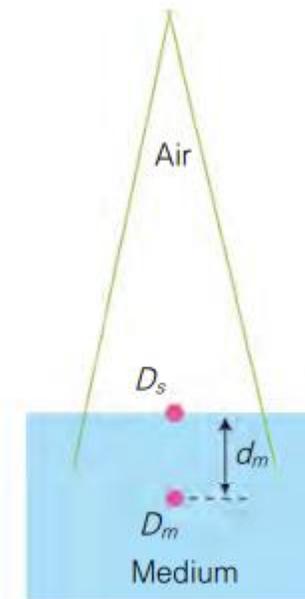
- 방사선을 인체에 조사할 때 인체내의 빔 중심축상에서 가장 큰 흡수 선량

■ 광자 에너지에 따른 최대선량

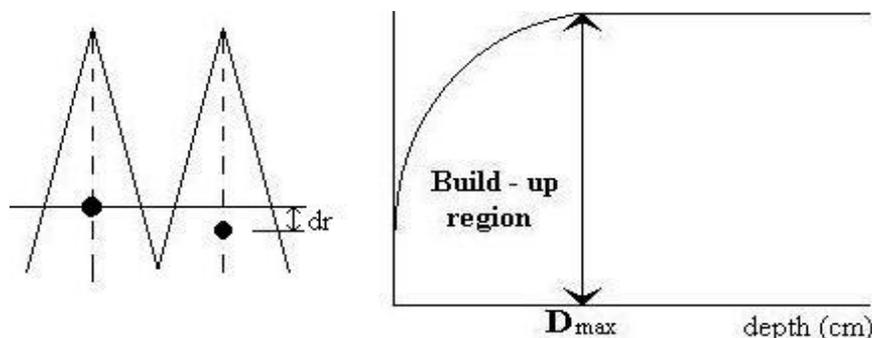
- ▷ 400kV 이하: 표면선량이 최대선량($D_s = D_{max}$)
- ▷ 400kV 이상: 깊이에서의 심부선량이 최대선량($D_d = D_{max}$)

■ 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.



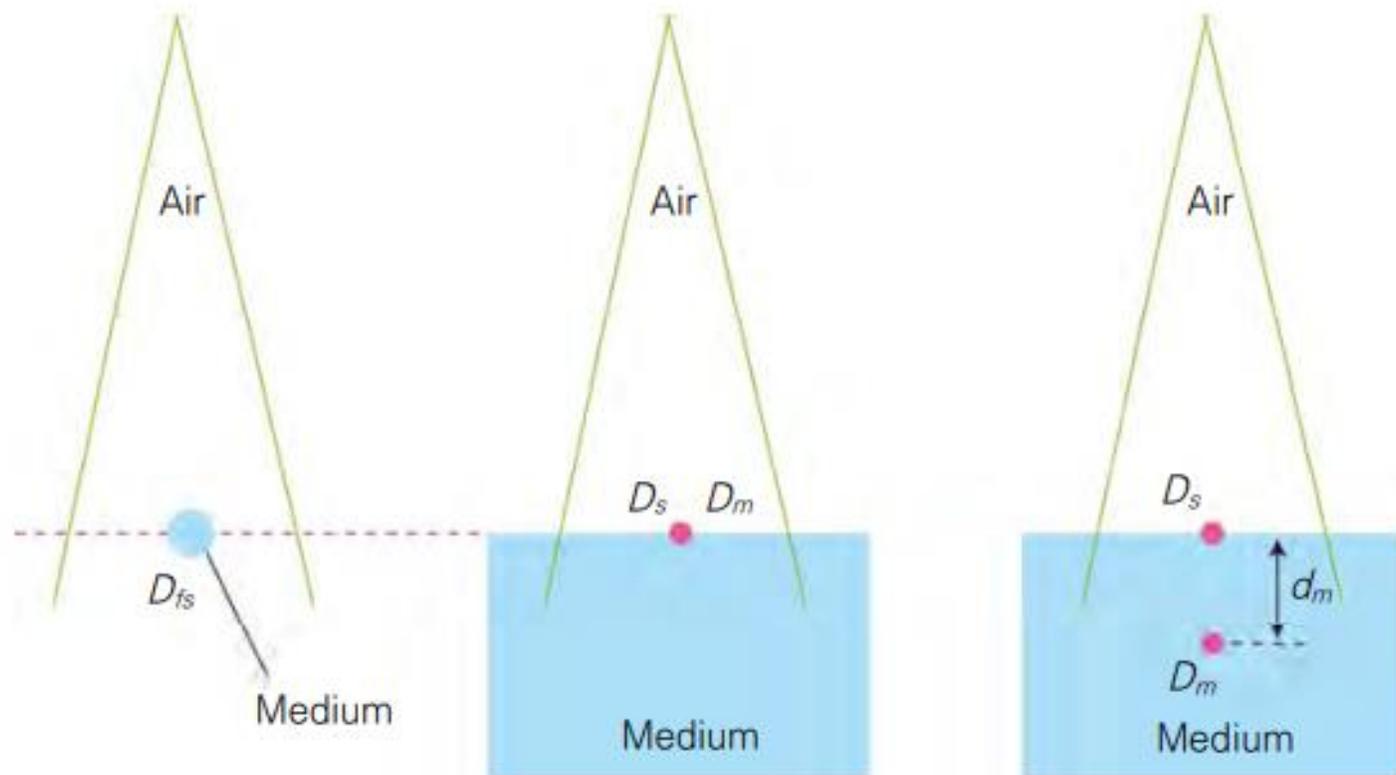
[C] 최대선량 (D_m) (<400kV)



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 _{max} (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)

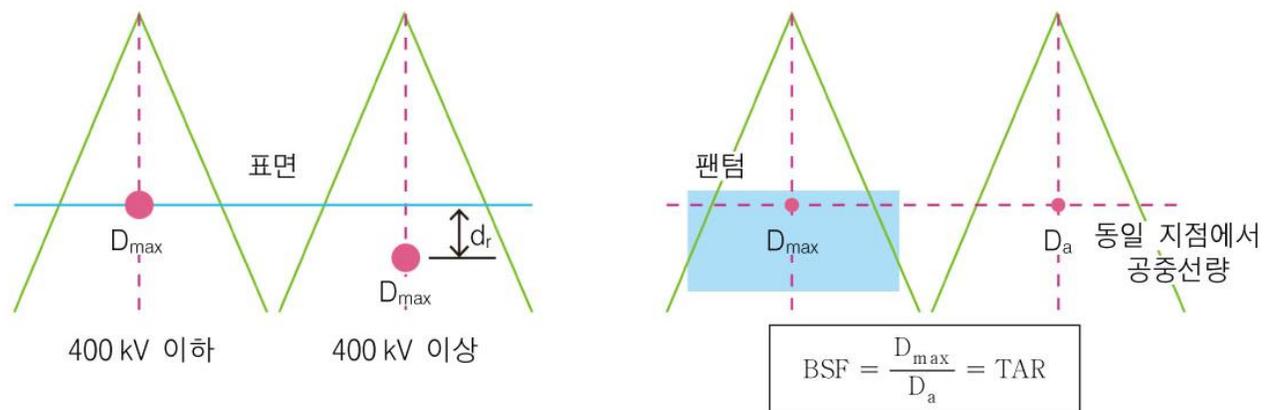
400 KV↓ : 후방산란계수 (BSF. Back Scatter Factor)

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.

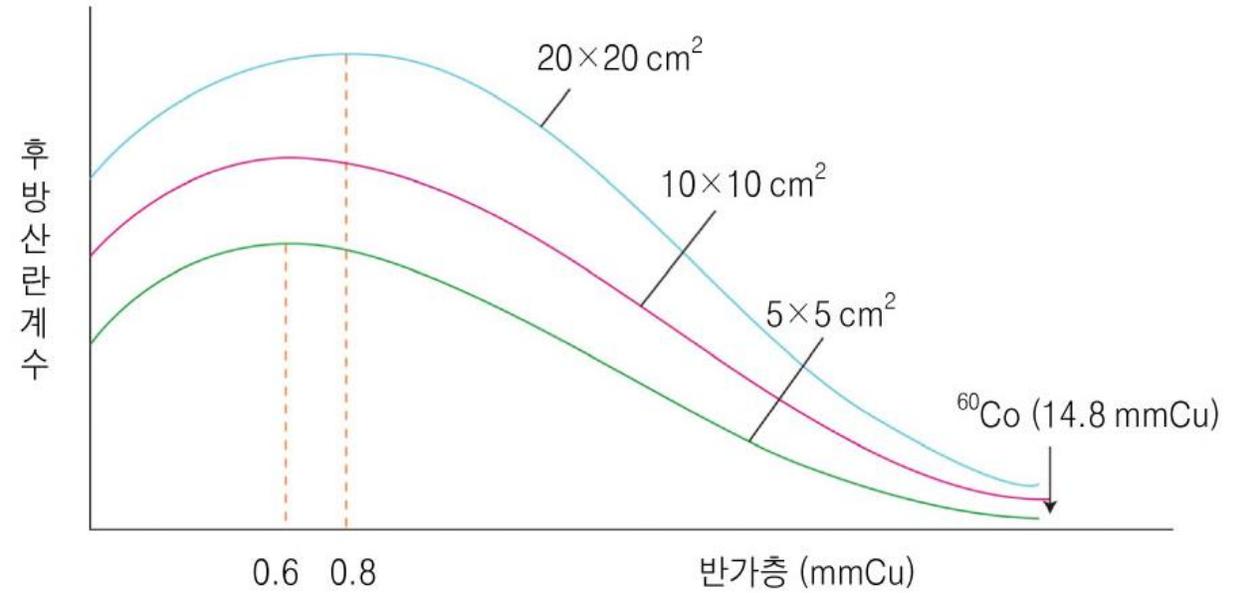
후방산란율 (PBS. Percentage Back Scatter)

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 ↓

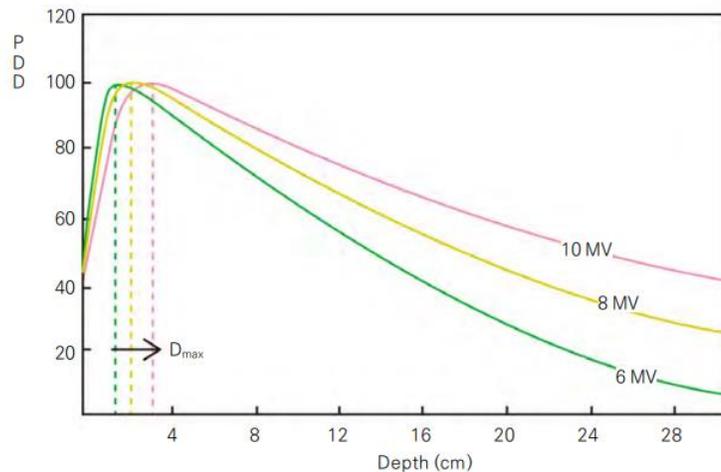
-> PDD ↑

➤ 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.



- 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.

광자 에너지에 따른 중심축 상의 심부선량분포

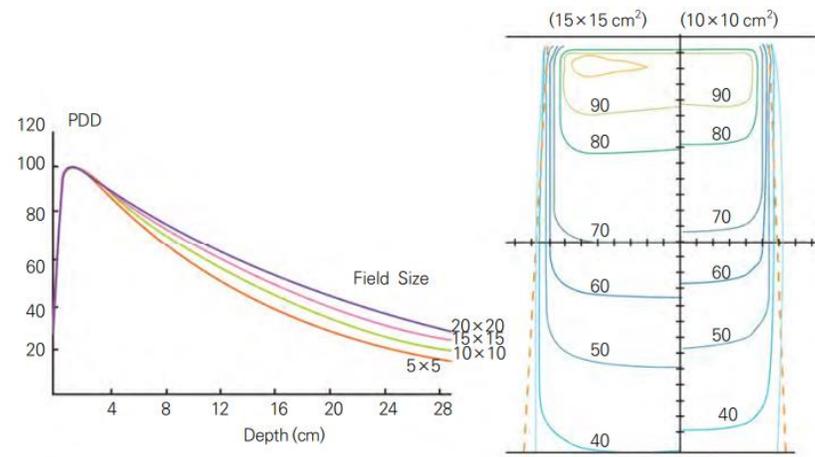
2) 조사야 크기(30*30, 20*20, 10*10) 및 형태(부정형irregular field)의 의존성

: 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



[A] 심부선량 백분율

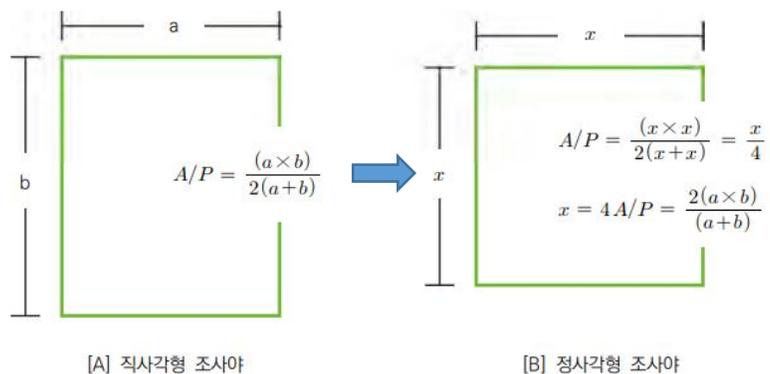
[B] 등선량 분포도

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

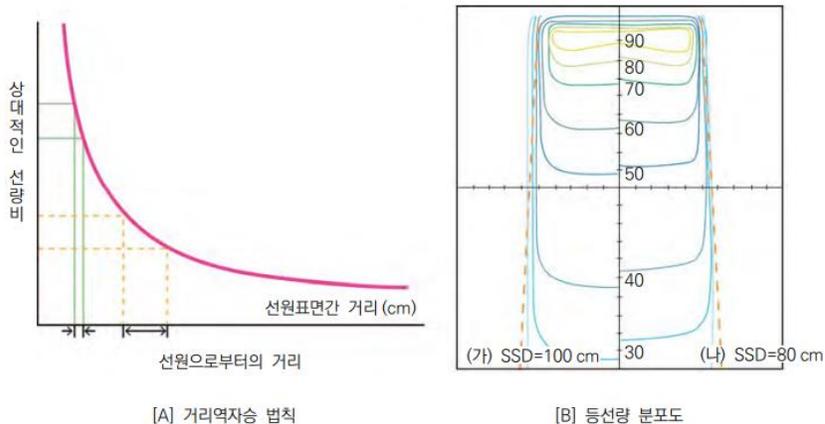
$$3 = a/4, a = 4 \times 3 = 12$$

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 cm 에서 조사야의 변화를 간단한 비례식으로 나타내면 $\text{SSD} = 80 \text{ cm}$ 일 때 10 cm 깊이의 조사야를 구하면 ?

$$80 : 10 = 90 : x$$

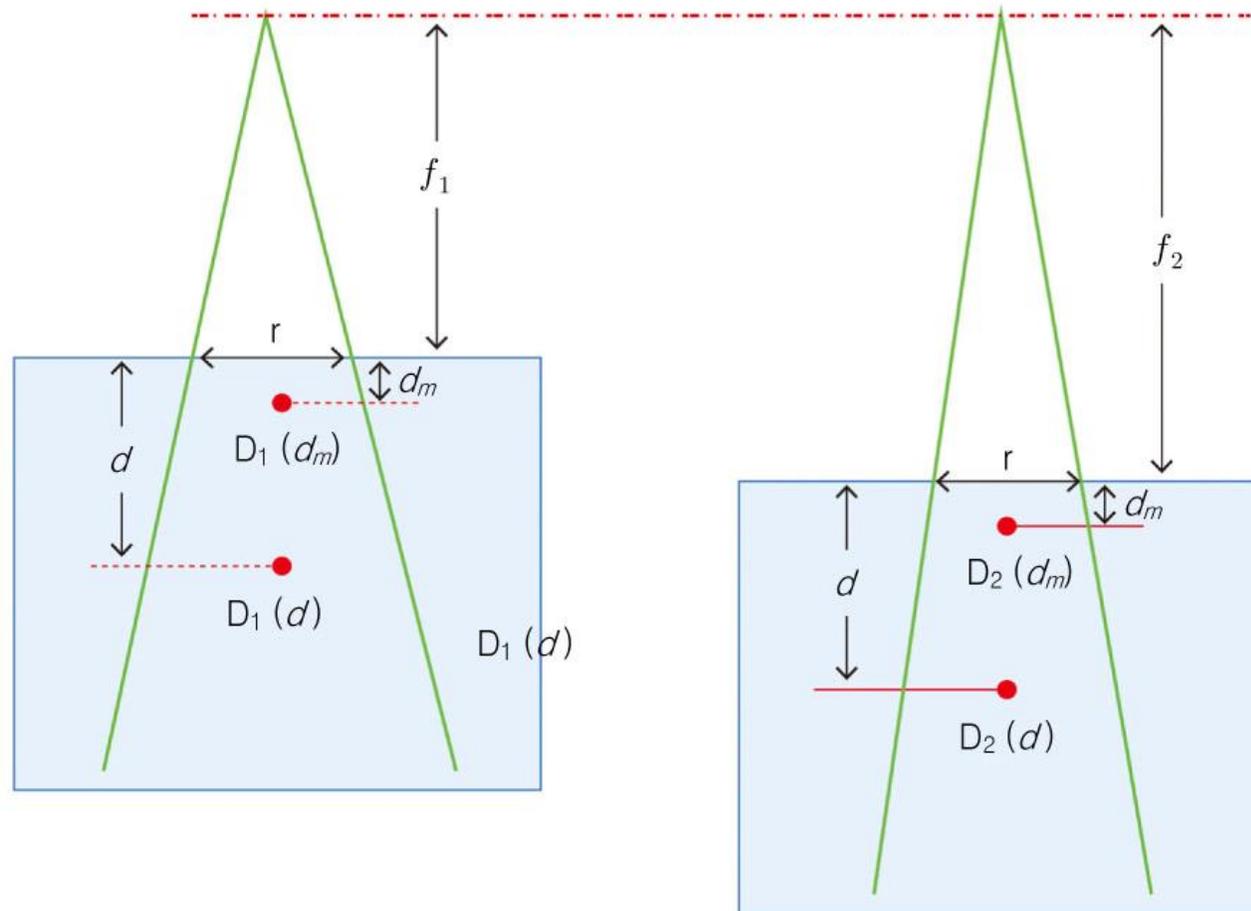
$$x = \frac{900}{80} = 11.25 \text{ cm}$$

$$100 : 10 = 110 : x$$

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

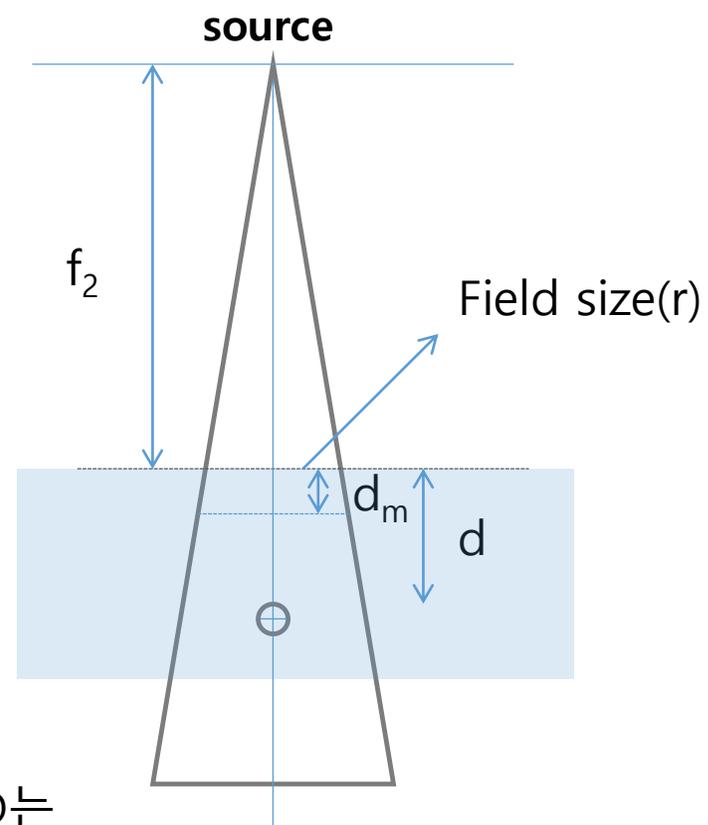
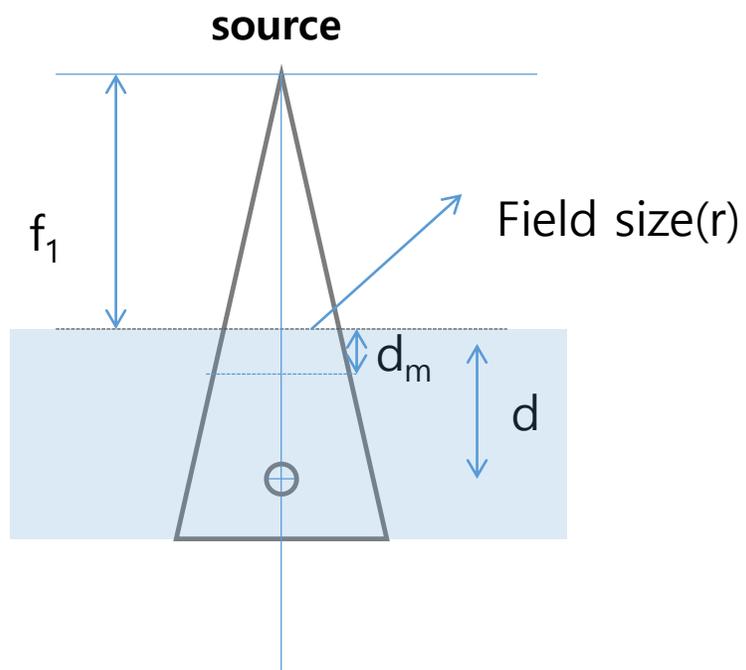
동일 10 cm 깊이에서 $\text{SSD} = 80 \text{ cm}$ 보다 $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ 일 때 $11.25 : 11.00 = 1.0227 : 1$ 의 비율로 조사야가 감소하고 조사야의 감소만큼 선량은 감소하게 된다.

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

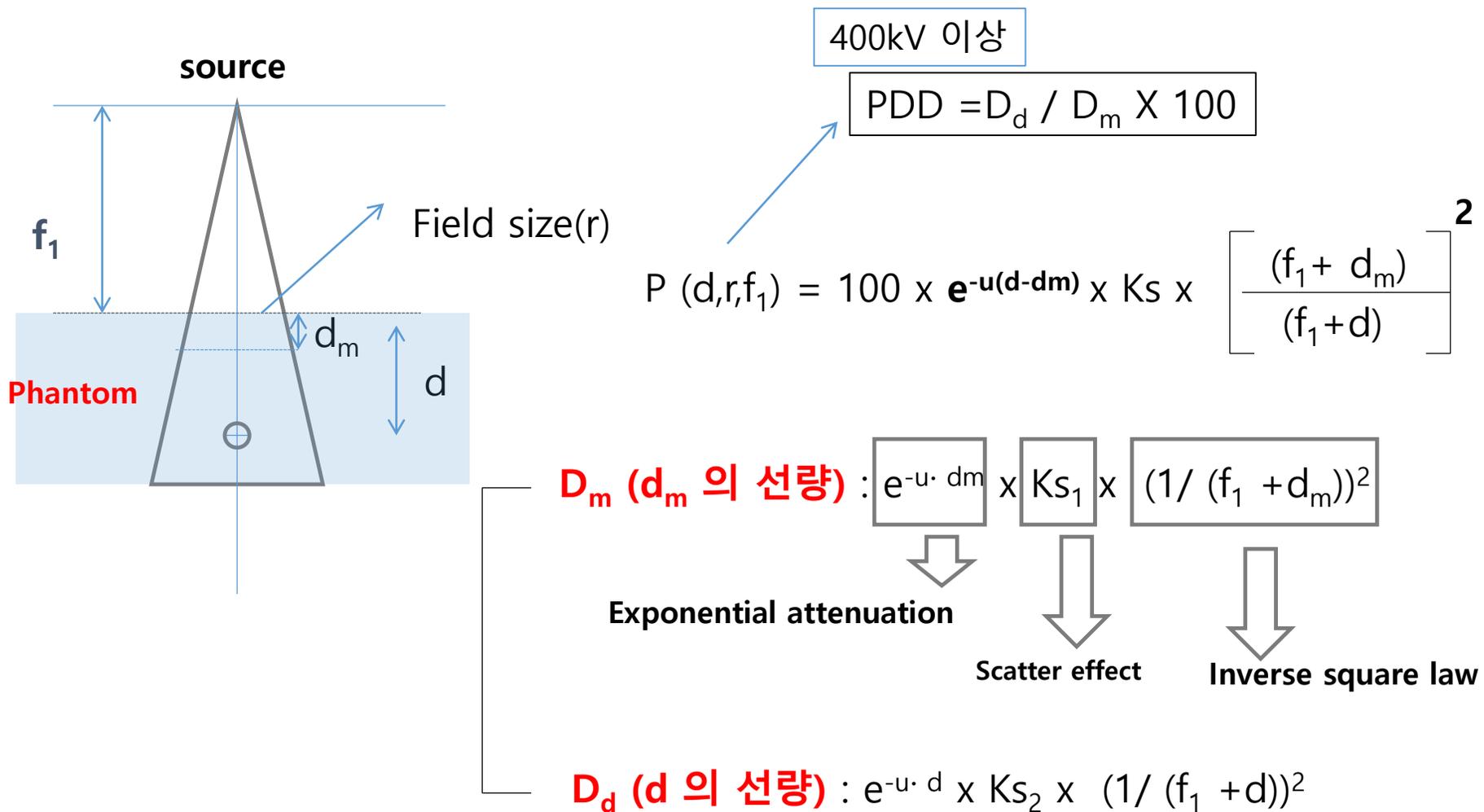
[A] $SSD=f_1$ [B] $SSD=f_2$ (SSD 증가)

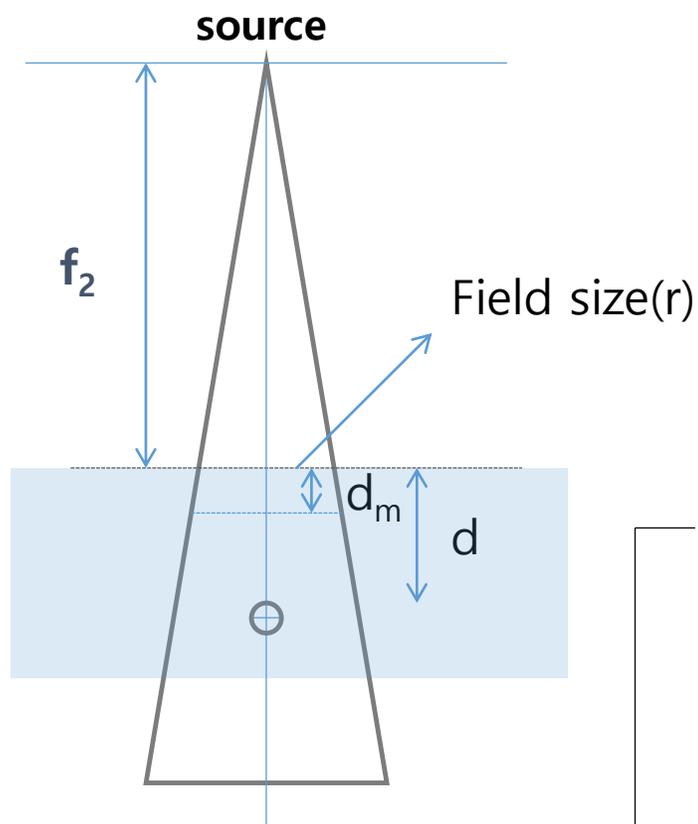
SSD의 증가에 따른 PDD의 변화 고찰

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.

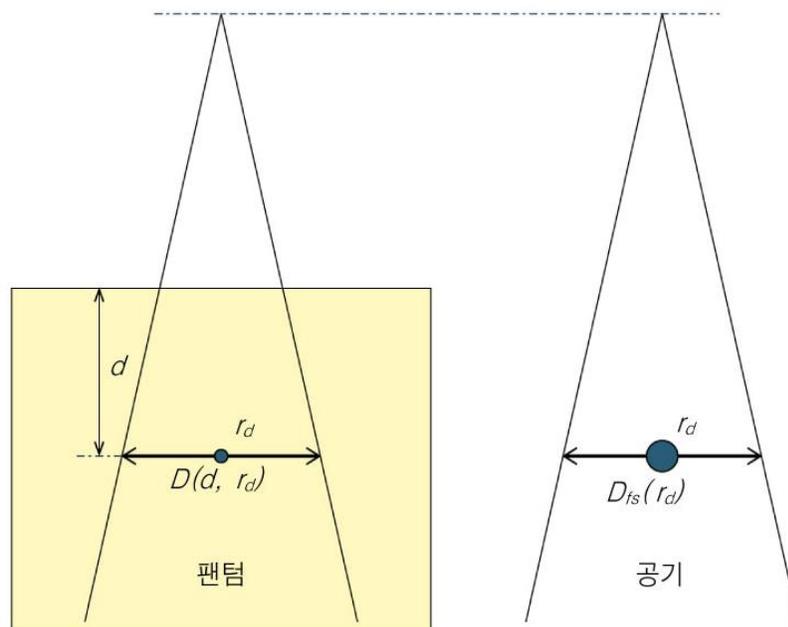
7. TAR (Tissue – Air – Ratio) : 조직공중선량비

- 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

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

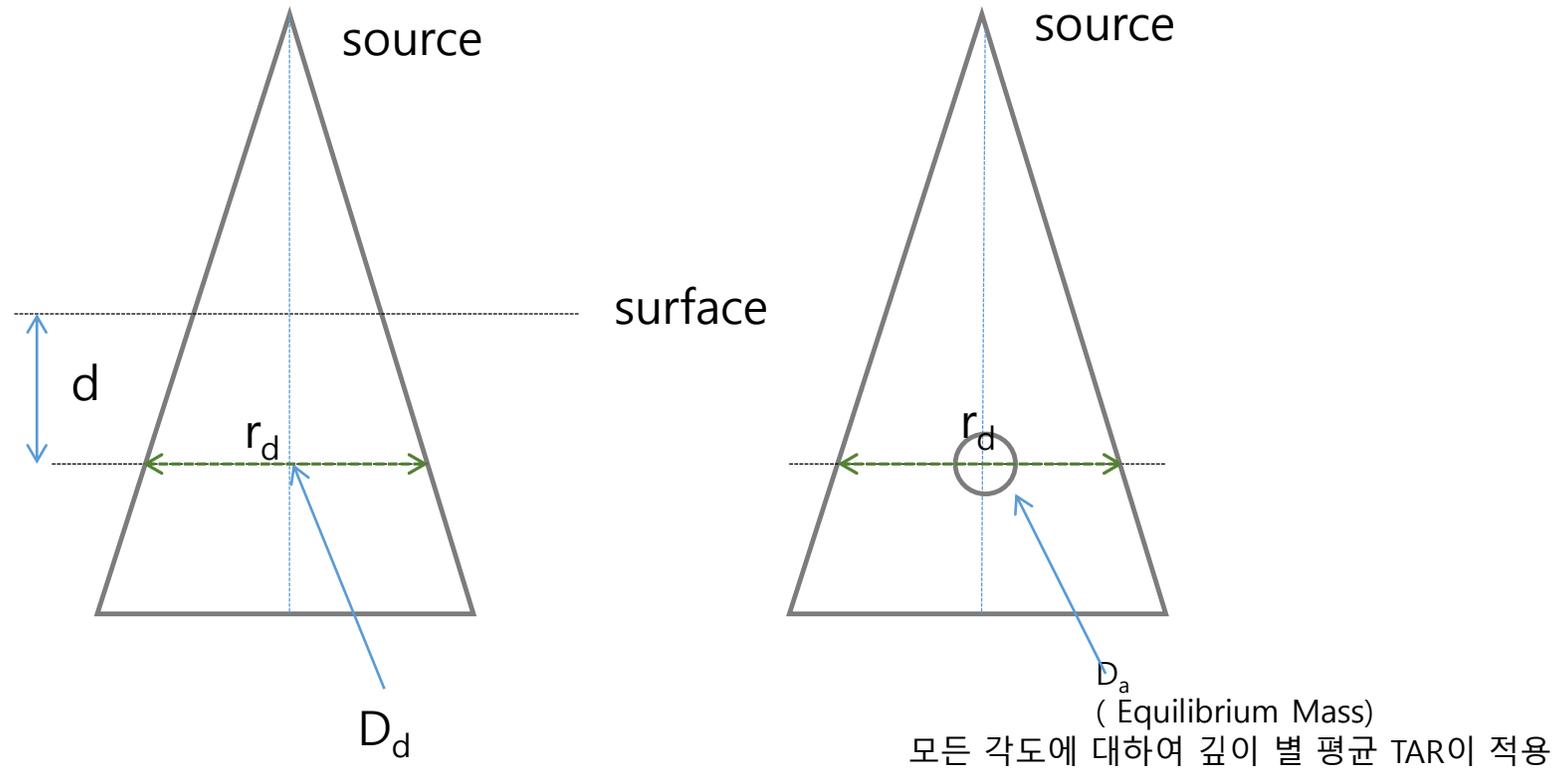
d : phantom 깊이 d cm
 r_d : 그 깊이에서의 조사야

- 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

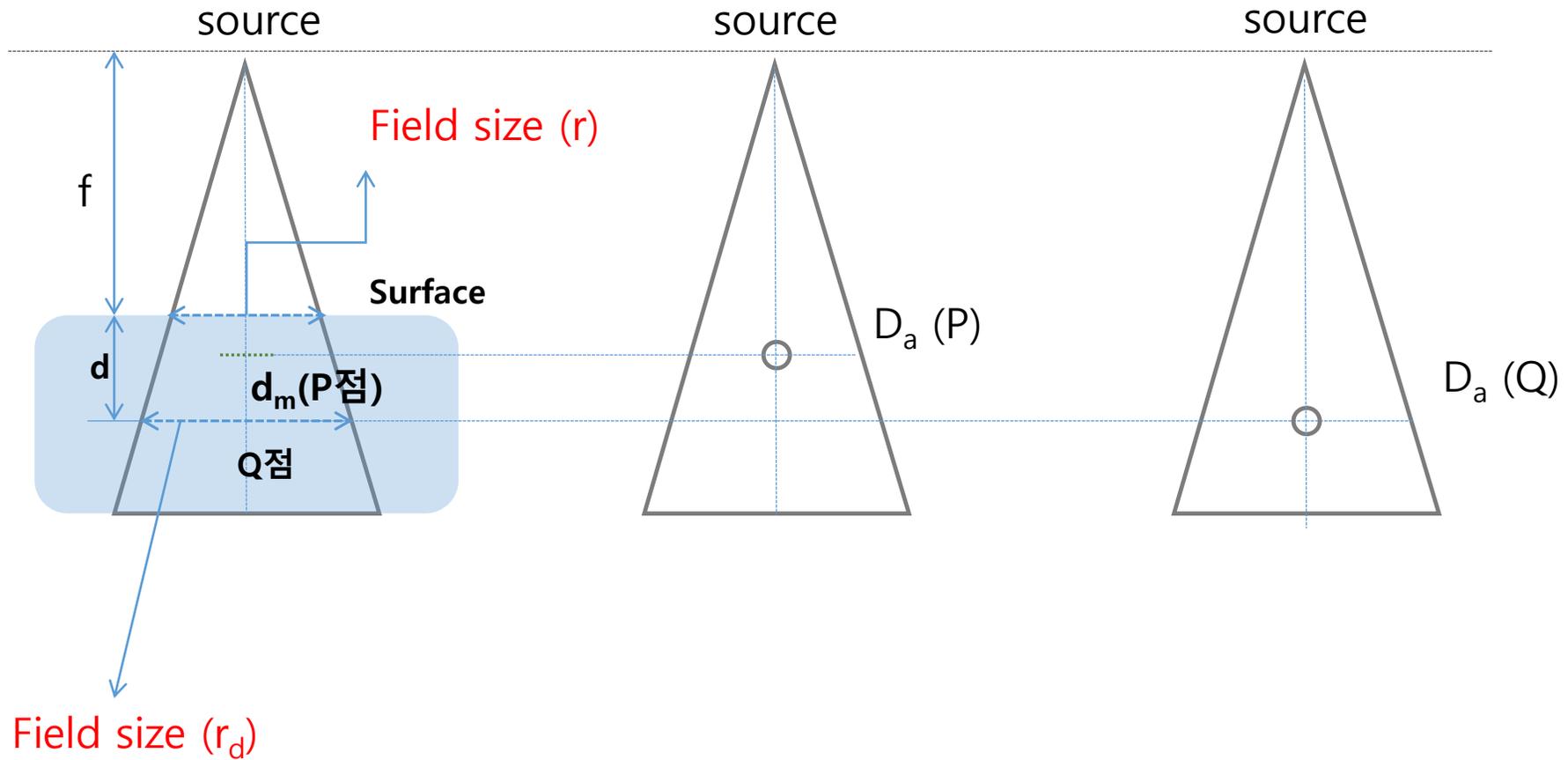
3) TAR 와 PDD 의 관계

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

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

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

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



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

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

↓

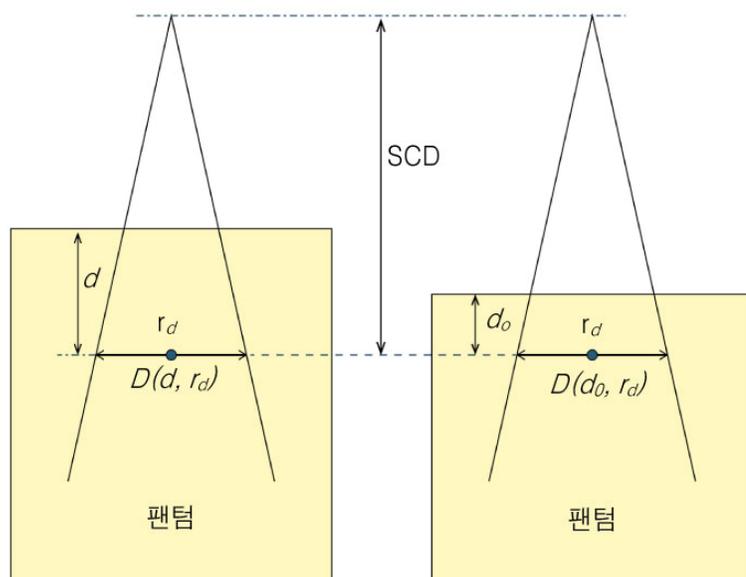
Mayneord F factor

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(d₀)에서의 흡수선량의 비

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

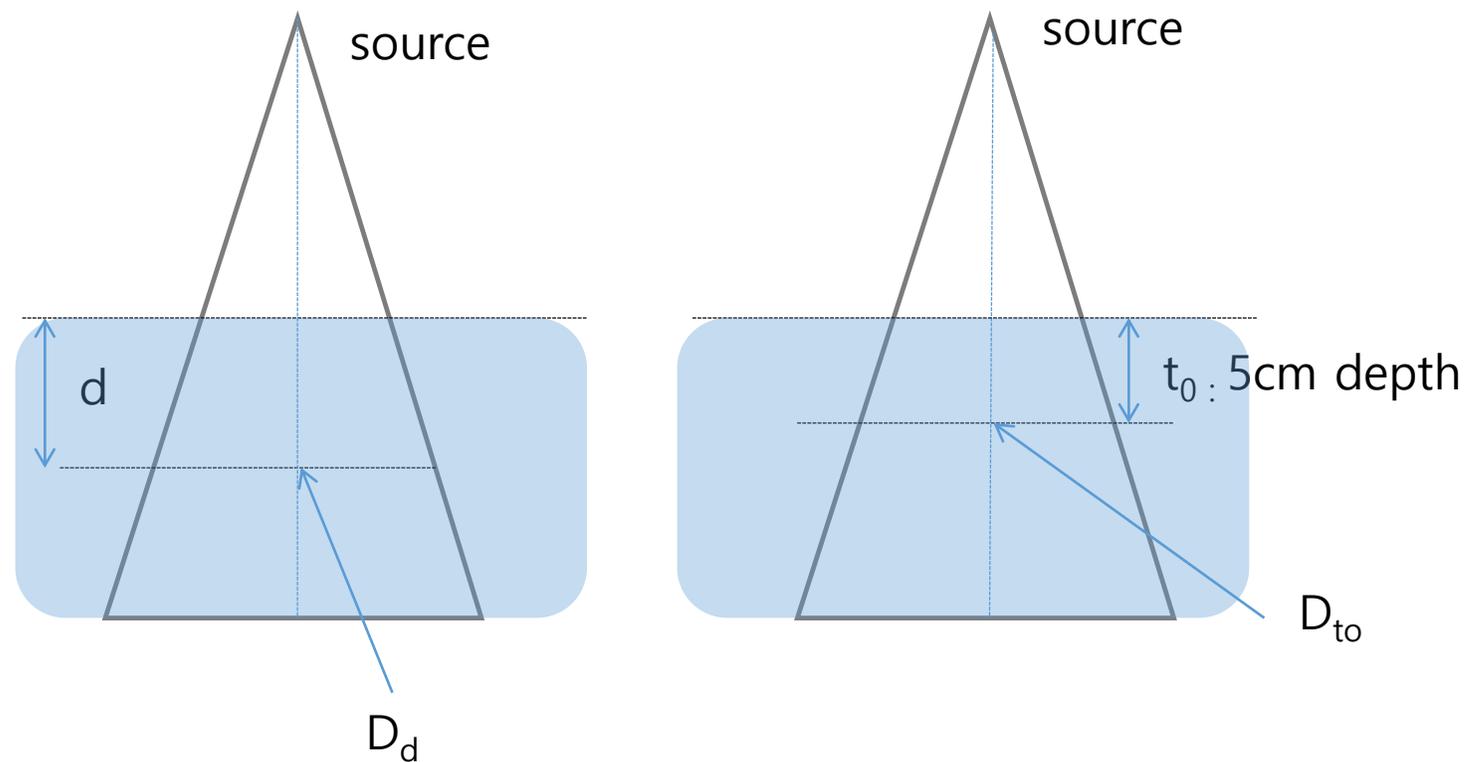


조직팬텀선량비(TPR)의 정의

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 $d_0 = D_{\max}$

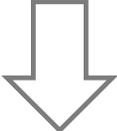
i. TPR : phantom내 임으로 주어진 지점선량과 고정된 기준점 깊이 선량과의 비

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

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 ↑

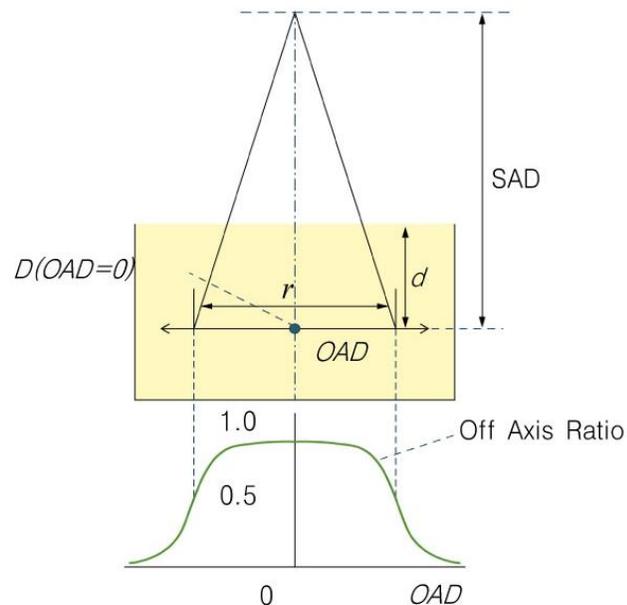
10. 최대산란율(Scatter-maximum ratio; SMR)-전산화 치료계획을 위한 컴퓨터 프로그램에 적용

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

Sp(yd)와 Sp(0)는 조사면
yd와 0×0cm²에 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

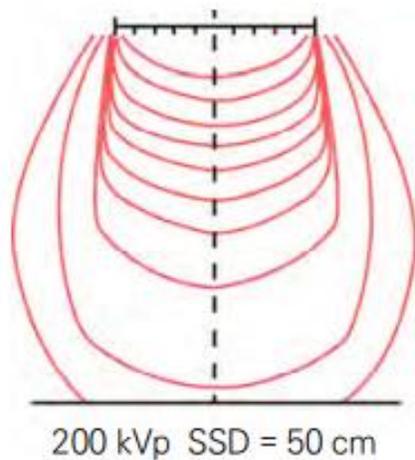
$$I = 1.44 \cdot D_0 \cdot A \cdot d_{1/2} \cdot \left(1 - e^{-0.693d/d_{1/2}}\right) \cdot \left(1 + \frac{2.88d_{1/2}}{SSD}\right) \quad (D_0: \text{빔축상 최대선량, } d: \text{환자의 두께, } d_{1/2}: \text{흡수선량이 50\%로 줄어드는 깊이})$$

-적분선량 단위: g-cGy or kg-Gy

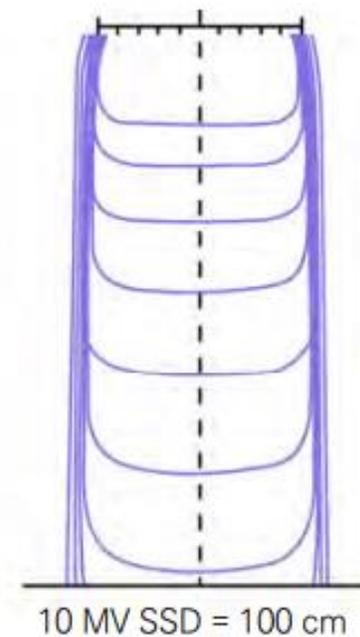
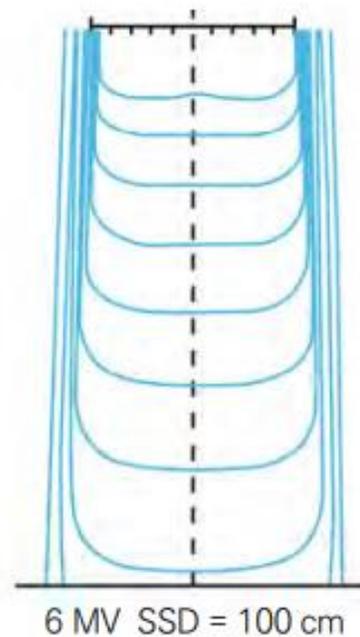
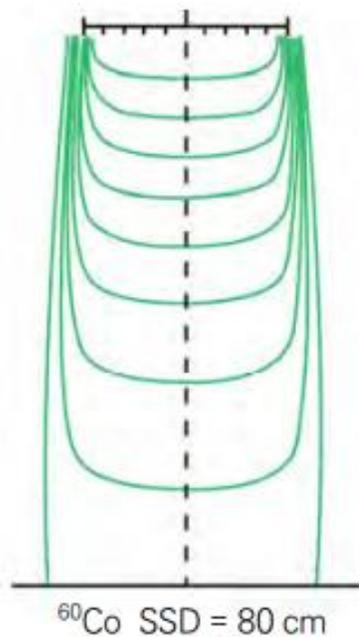
-투과력이 낮은 방사선일수록 적분선량은 증가(즉, 적분선량은 광자선 에너지 증가에 따라 감소)

-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.

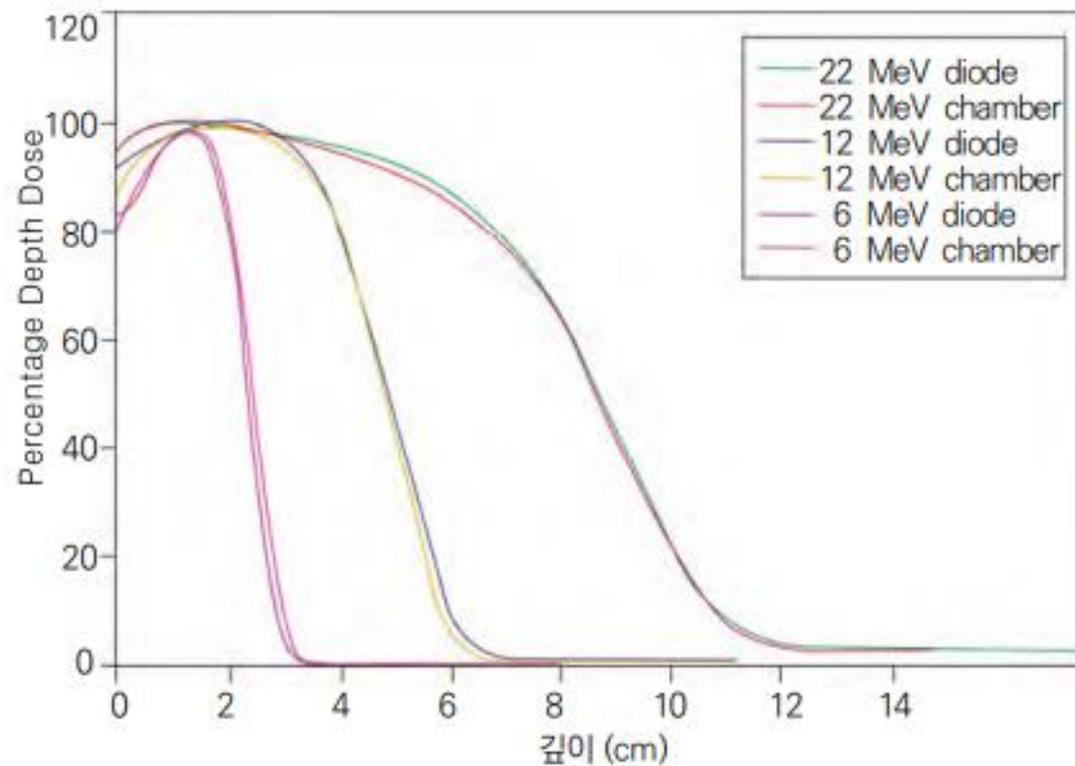
전자선을 이용한 치료의 적응의 대상.

- 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

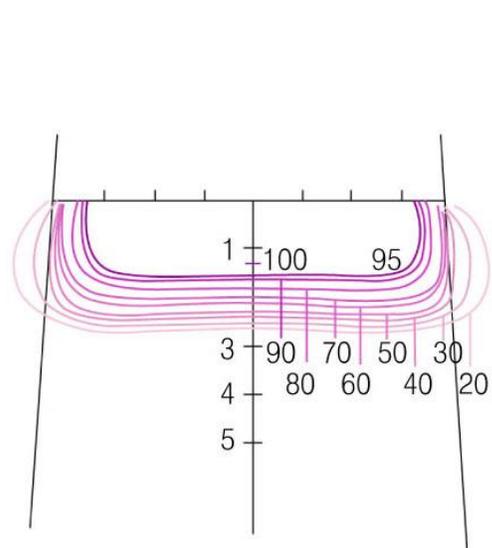
따라서 전자선은 에너지가 커짐에 따라 깊게들어간다.

2) 등선량 곡선

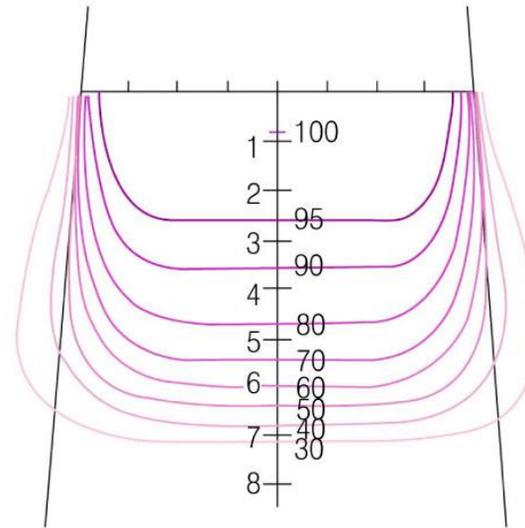
등선량 곡선은 방사선 발생장치에 따라서 그 모양이 다르며 이는 **치료장치의 콜리메이터**(산란박막, 모니터링 챔버, 조사야, 조사통)시스템이 다른 것이 큰 이유이다.

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, Δ 1, F5, 50 cm. TSD

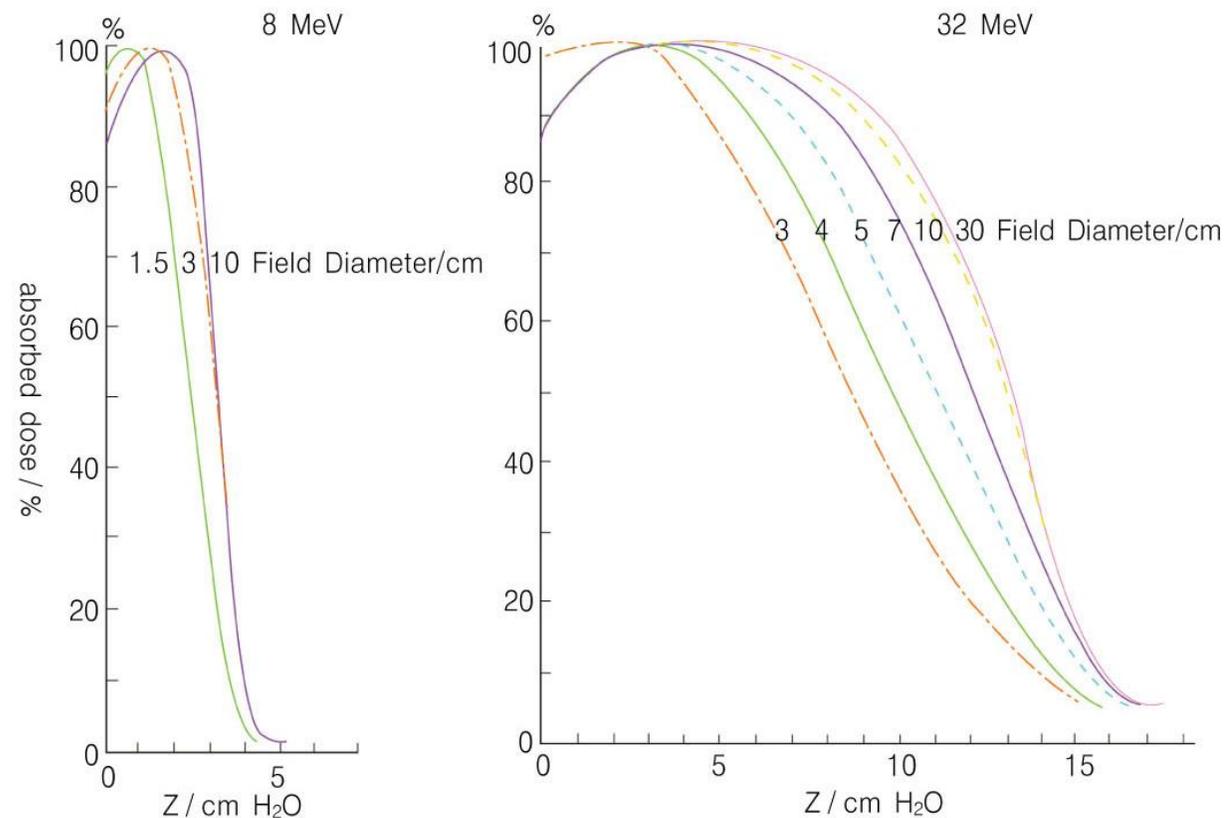


[B] 18 MeV. Electron Beam
8 cm Circle, Δ 5, F7, 50 cm. TSD

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 cm²
- ▷ 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

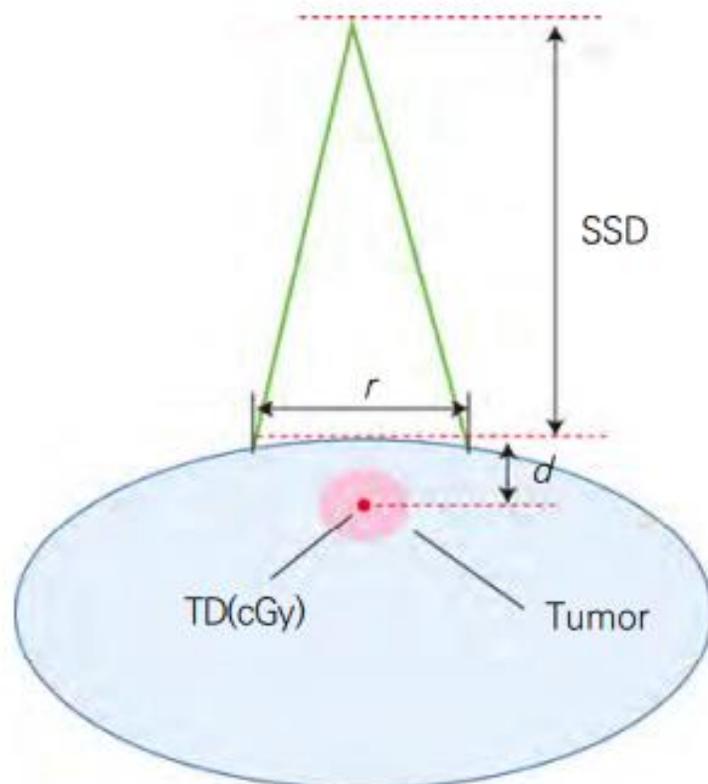
[예제] 6MV 선형가속기가 10×10cm², SSD는 100cm, 1cm의 최대선량 깊이에서 팬텀 내 1MU 당 1cGy로 교정되어 있다.

조사야 15×15cm², 10cm 깊이, SSD는 100cm에서 종양에 200cGy를 조사하기 위한 MU값을 계산한다.

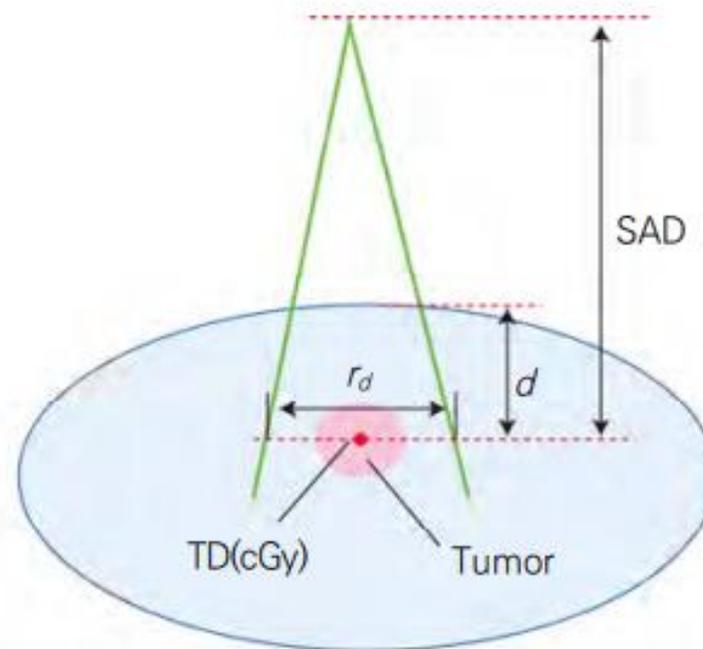
단, (15×15cm²)=1.020, (15×15cm²)=1.010, PDD=65.1 at 10cm이다.

[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

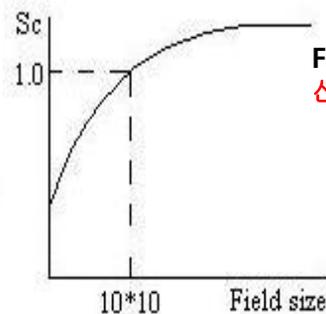
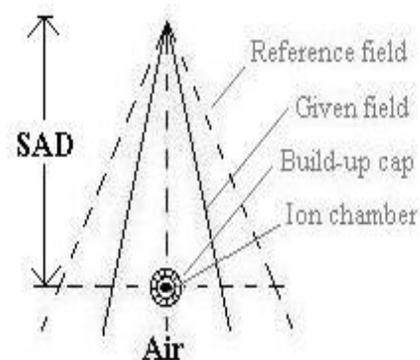
SSD 치료와 SAD 치료에서 종양선량 (TD)의 정의와 조사방법

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 10cm², 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)

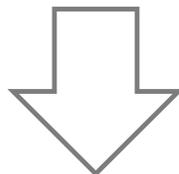
- Phantom scatter factor는 조사야를 변화시킴으로써 팬텀 내의 기준점 깊이에서 발생하는 산란선의 변화를 설명할 수 있는 계수
- 기준점 깊이에서 임의로 주어진 조사야의 선량률과 기준 조사야 선량률과의 비.
- 고정된 collimator opening에 대해서 S_p 는 **팬텀 조사면적의 변화에 관계**.

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



후방산란계수의 정확한 측정이 가능한
코발트, 4MV에서 정의가 됨

S_p factor는 환자에 조사되는 field에 관계됨

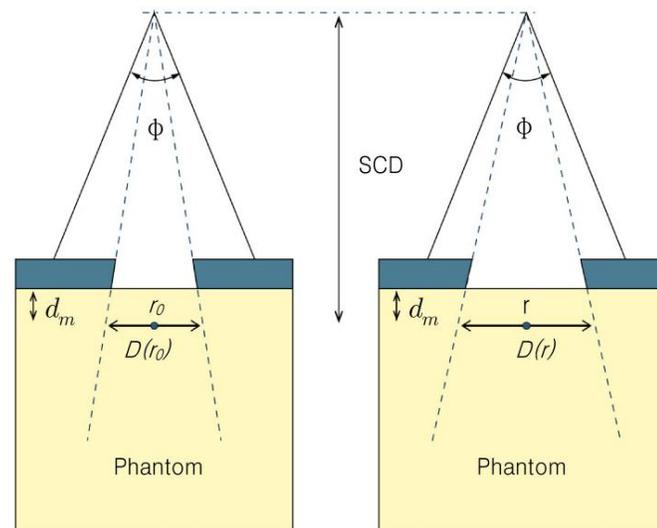
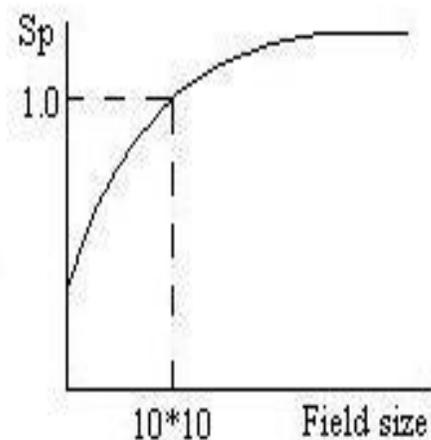
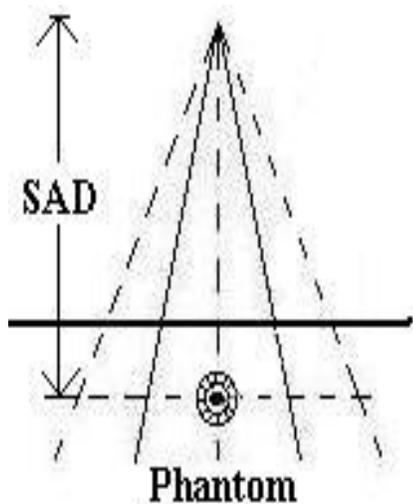


모든 빔에 적용하기 위해서는 $S_p(r) = S_{c.p}(r) / S_c(r)$

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.



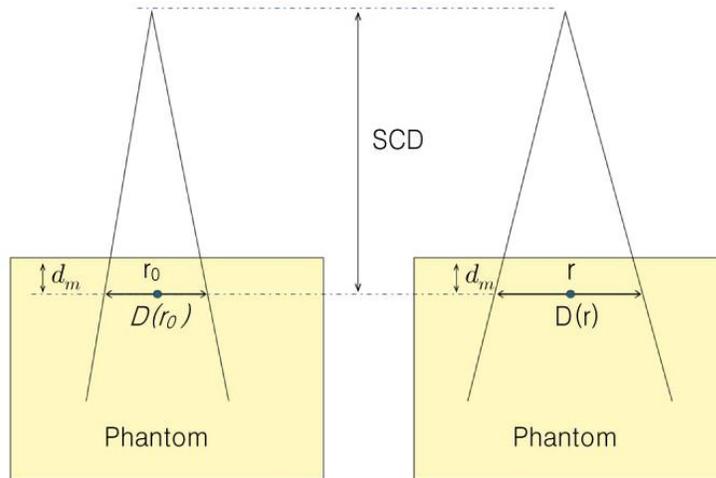
팬텀 산란인자의 정의

4) 총 산란 인자(Output factor; $S_{c,p}$)

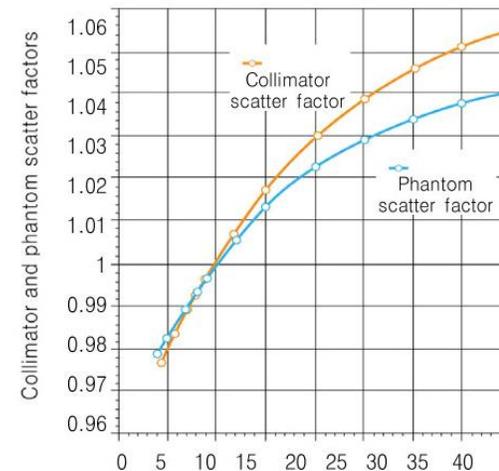
- 콜리메이터 조사면의 변화로 인한 팬텀 속 흡수선량은 **콜리메이터** 산란과 **팬텀** 산란의 두 가지 인자에 영향을 받아서 총산란인자(total scatter factor, output factor)를 콜리메이터 산란인자와 팬텀 산란인자의 **곱**으로 정의

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

(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

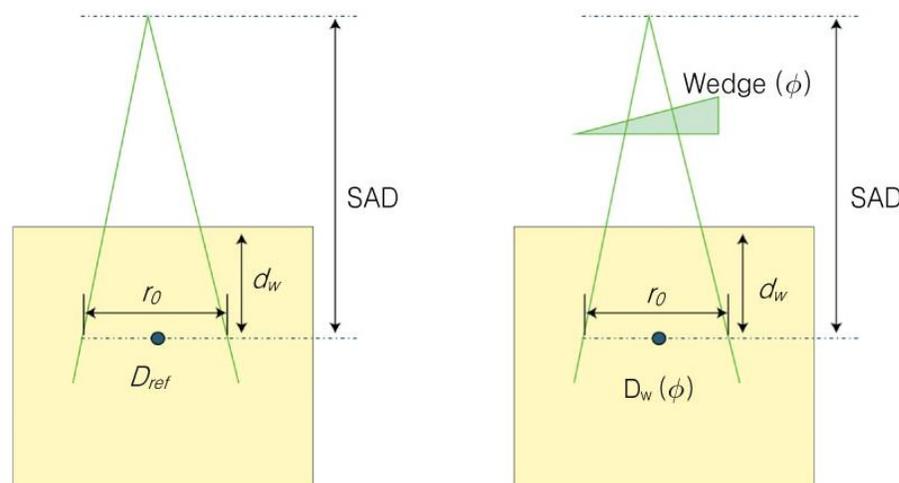
총 산란인자 측정의 기하학적 구조와 S_c , S_p , $S_{c,p}$

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.

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

