

Distribuzioni di dose e Treatment Planning System per fasci di fotoni ed elettroni

W.R. Hendee Part B - cap., F.M. Khan – cap.9

- ❖ Dosimetria di fasci di fotoni
- ❖ %DD Percentage Depth Dose
- ❖ TAR Tissue-Air Ratio
- ❖ BSF Backscatter Factor
- ❖ SAR Scatter-Air Ratio
- ❖ TMR Tissue-Maximum Ratio, SMR
- ❖ Tecniche di calcolo della dose – esempi numerici
- ❖ Curve di isodose



NOTA BENE gli esempi riportati hanno **esclusivamente**
valore didattico



Dosimetria di fasci di fotoni

In radioterapia la determinazione della dose nel paziente e' basata su misure in acqua o in mezzi omogenei acqua-equivalenti. Le misure vengono fatte con una camera a ionizzazione in condizioni tipiche di trattamento, lungo l'asse centrale del fascio a diverse profondita' e a profondita' fissata per distanze diverse dall'asse, il tutto per campi di dimensioni diverse.

Vengono usati modelli per il calcolo della distribuzione di dose basati su grandezze derivate da **risultati sperimentali** ed i risultati del calcolo vengono confrontati con misure.

Segue la descrizione delle grandezze dosimetriche usate per la elaborazione dei piani di trattamento.

Dose primaria e diffusa

Dose **primaria**: dovuta a fotoni emessi dalla sorgente che arrivano al punto di interesse senza interagire;

dose **diffusa**: dovuta a fotoni che arrivano al punto di interesse dopo aver subito interazioni.

Due sorgenti principali di radiazione diffusa: il **collimatore** ed il **fantoccio**.

Il contributo del collimatore viene valutato misurando la dose in aria per aperture diverse; quello del fantoccio puo'essere determinato a partire dalle tavole del SAR o SMR (vedi).

In alcune tecniche di calcolo della dose i due contributi alla radiazione diffusa vengono valutati separatamente, in altre complessivamente, facendo uso della grandezza RFF (vedi), che tiene conto della dipendenza dalle dimensioni del campo nel fantoccio.

%DD Percentage Depth Dose

Rapporto tra la dose alla profondita' d , $D(d,r)$ e la dose alla profondita' della dose massima, $D(d_m,r)$, moltiplicato per 100:

$$\%DD(d,r) = \frac{D(d,r)}{D(d_m,r)} * 100$$

dove r e' la dimensione del campo alla **superficie**

SSD Skin to Source Distance:
distanza sorgente – pelle (superficie
esposta del paziente)

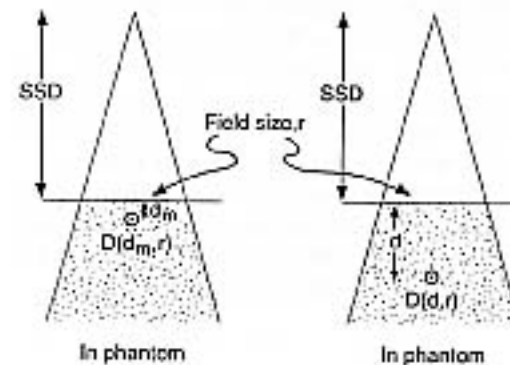


Figure 3.1. Determination of percentage depth dose. The field size is defined at the surface.

Dipendenza della %DD dall'energia del fascio

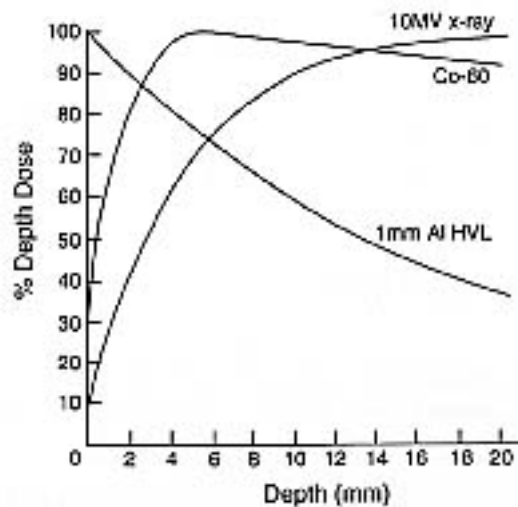


Figure 3.2. Percentage depth dose in the build-up region for different photon beams.

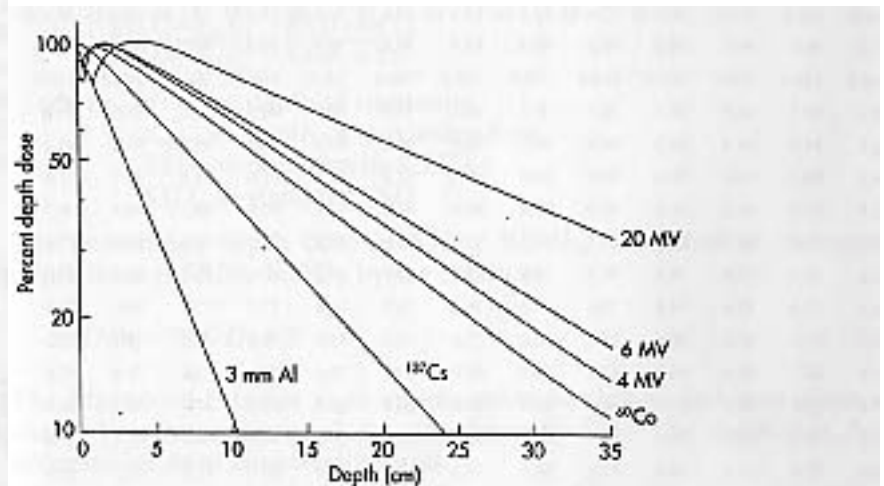


Figure 3.3. Percent depth dose for 100 cm² area X-ray and gamma-ray beams of different energies as a function of depth in water. The SSD is 100 cm for all beams except the 3.0 mm = 15 cm) X-ray beam and the ¹³⁷Cs beam (SSD = 35 cm). (From: Hendee WR, Medical Physics, ed 1, Chicago, 1970, Mosby-Year Book, used with permission.)

Bassa energia: dose massima alla pelle
Alta energia: skin sparing effect

A $d > d_m$ %DD diminuisce con d ; ad una data profondita' %DD e' maggiore per energie di fascio piu' alte.

Dipendenza della %DD dalle dimensioni del campo

Soprattutto a bassa energia di fascio %DD ad una data profondita' **aumenta con le dimensioni del fascio** (contributo alla dose della radiazione diffusa e' maggiore a profondita' $> d_m$).

Valori per %DD a **d** diverse e fasci di vario tipo sono tabulati in funzione di **r** per campi quadrati.

E' possibile approssimare campi rettangolari e circolari con campi quadrati di dimensioni opportune (legge empirica: Area/Perimetro)

Table 3.1. Percent Depth Doses for 6 MV X Rays (Varian 6-100, 100 cm SSD)

Depth (cm)	Field Size (cm × cm)													
	4 × 4	6 × 6	8 × 8	10 × 10	12 × 12	14 × 14	16 × 16	18 × 18	20 × 20	25 × 25	30 × 30	35 × 35	40 × 40	
1.0	97.8	98.0	98.1	98.2	98.3	98.4	98.5	98.6	98.7	99.0	99.2	99.5	99.8	
d_{max}	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	
2.0	98.1	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	
3.0	93.5	94.0	94.4	94.7	94.8	94.9	94.9	94.9	95.0	95.0	95.0	95.1	95.2	
4.0	88.5	89.4	90.0	90.4	90.8	91.0	91.3	91.4	91.5	91.6	91.6	91.7	91.8	
5.0	83.5	85.0	86.1	86.8	87.2	87.4	87.5	87.6	87.7	87.9	88.2	88.4	88.7	
6.0	79.3	80.8	81.9	82.6	83.2	83.5	83.7	83.8	84.0	84.2	84.6	84.8	85.2	
7.0	74.4	76.4	77.8	78.6	79.2	79.6	79.8	80.1	80.2	80.6	81.1	81.5	82.0	
8.0	70.1	72.0	73.6	74.6	75.4	75.8	76.2	76.5	76.8	77.3	77.7	78.0	78.5	
9.0	65.3	67.6	69.4	70.6	71.4	72.0	72.6	73.0	73.3	73.8	74.3	74.7	75.2	
10.0	61.9	64.1	65.6	66.8	67.8	68.5	69.0	69.6	70.0	70.6	71.0	71.6	72.0	
11.0	57.6	60.2	62.0	63.4	64.4	65.2	65.8	66.2	66.7	67.2	67.7	68.2	68.8	
12.0	53.9	56.2	58.2	59.6	60.6	61.4	62.0	62.6	63.0	64.0	64.5	65.1	65.6	
13.0	50.6	52.8	55.0	56.6	57.8	58.6	59.2	59.7	60.1	60.9	61.6	62.3	63.0	
14.0	47.5	49.8	51.8	53.4	54.6	55.5	56.2	56.8	57.2	58.0	58.8	59.4	60.1	
15.0	44.7	46.7	48.6	50.2	51.6	52.6	53.4	54.0	54.4	55.4	56.1	56.7	57.3	
16.0	41.7	43.7	45.6	47.4	48.8	49.8	50.6	51.4	51.9	53.1	53.8	54.2	54.5	
17.0	39.2	41.2	43.0	44.5	45.8	47.0	47.8	48.6	49.2	50.4	51.2	51.8	52.2	
18.0	36.8	38.6	40.4	41.9	43.2	44.4	45.3	46.0	46.8	48.0	49.0	49.5	50.0	
19.0	34.6	36.4	38.4	39.9	41.2	42.2	43.1	43.8	44.4	45.6	46.5	47.1	47.6	
20.0	32.6	34.5	36.2	37.7	38.9	39.8	40.7	41.4	42.9	43.3	44.1	44.8	45.4	
22.0	28.8	30.6	32.2	33.7	35.0	36.0	36.8	37.6	38.1	39.2	40.1	40.8	41.6	
24.0	25.3	27.0	28.6	30.0	31.2	32.2	33.0	33.6	34.2	35.5	36.4	37.0	37.7	
26.0	22.4	23.9	25.2	26.4	27.6	28.6	29.4	30.2	30.8	32.1	33.0	33.5	34.1	
28.0	19.9	21.3	22.6	23.7	24.8	25.6	26.5	27.2	27.9	29.1	29.8	30.4	31.0	
30.0	17.5	18.8	20.0	21.1	22.2	23.0	23.8	24.4	25.0	26.2	27.0	27.6	28.2	

Used with permission from Coffey H CW, et al: X-ray beam characteristics of the Varian Clinac 6-100 linear accelerator, Med. Phys. 7:716, 1980.

Tavola %DD per Rx 6MV

Table 3.1. Percent Depth Doses for 6 MV X Rays (Varian 6-100, 100 cm SSD)

Depth (cm)	Field Size (cm × cm)												
	4 × 4	6 × 6	8 × 8	10 × 10	12 × 12	14 × 14	16 × 16	18 × 18	20 × 20	25 × 25	30 × 30	35 × 35	40 × 40
1.0	97.8	98.0	98.1	98.2	98.3	98.4	98.5	98.6	98.7	99.0	99.2	99.5	99.8
d_{max}	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
2.0	98.1	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5	98.5
3.0	93.5	94.0	94.4	94.7	94.8	94.9	94.9	94.9	95.0	95.0	95.0	95.1	95.2
4.0	88.5	89.4	90.0	90.4	90.8	91.0	91.3	91.4	91.5	91.6	91.6	91.7	91.8
5.0	83.5	85.0	86.1	86.8	87.2	87.4	87.5	87.6	87.7	87.9	88.2	88.4	88.7
6.0	79.3	80.8	81.9	82.6	83.2	83.5	83.7	83.8	84.0	84.2	84.6	84.8	85.2
7.0	74.4	76.4	77.8	78.6	79.2	79.6	79.8	80.1	80.2	80.6	81.1	81.5	82.0
8.0	70.1	72.0	73.6	74.6	75.4	75.8	76.2	76.5	76.8	77.3	77.7	78.0	78.5
9.0	65.3	67.6	69.4	70.6	71.4	72.0	72.6	73.0	73.3	73.8	74.3	74.7	75.2
10.0	61.9	64.1	65.6	66.8	67.8	68.5	69.0	69.6	70.0	70.6	71.0	71.6	72.0
11.0	57.6	60.2	62.0	63.4	64.4	65.2	65.8	66.3	66.7	67.2	67.7	68.2	68.8
12.0	53.9	56.2	58.2	59.6	60.6	61.4	62.0	62.6	63.0	64.0	64.5	65.1	65.6
13.0	50.6	52.8	55.0	56.6	57.8	58.6	59.2	59.7	60.1	60.9	61.6	62.3	63.0
14.0	47.5	49.8	51.8	53.4	54.6	55.5	56.2	56.8	57.2	58.0	58.8	59.4	60.1
15.0	44.7	46.7	48.6	50.2	51.6	52.6	53.4	54.0	54.4	55.4	56.1	56.7	57.3
16.0	41.7	43.7	45.6	47.4	48.8	49.8	50.6	51.4	51.9	53.1	53.8	54.2	54.5
17.0	39.2	41.2	43.0	44.5	45.8	47.0	47.8	48.6	49.2	50.4	51.2	51.8	52.2
18.0	36.8	38.6	40.4	41.9	43.2	44.4	45.3	46.0	46.8	48.0	49.0	49.5	50.0
19.0	34.6	36.4	38.4	39.9	41.2	42.2	43.1	43.8	44.4	45.6	46.5	47.1	47.6
20.0	32.6	34.5	36.2	37.7	38.9	39.8	40.7	41.4	42.0	43.3	44.1	44.8	45.4
21.0	28.8	30.6	32.2	33.7	35.0	36.0	36.8	37.6	38.1	39.2	40.1	40.8	41.6
24.0	25.3	27.0	28.6	30.0	31.2	32.2	33.0	33.6	34.2	35.5	36.4	37.0	37.7
26.0	22.4	23.9	25.2	26.4	27.6	28.6	29.4	30.2	30.8	32.1	33.0	33.5	34.1
28.0	19.9	21.3	22.6	23.7	24.8	25.6	26.5	27.2	27.9	29.1	29.8	30.4	31.0
30.0	17.5	18.8	20.0	21.1	22.2	23.0	23.8	24.4	25.0	26.2	27.0	27.6	28.2

Used with permission from Coffey H CW, et al X-ray beam characteristics of the Varian Clinac 6-100 linear accelerator, Med. Phys. 7:716, 1980.

Dipendenza della %DD dalla SSD

La %DD **aumenta con la SSD** perche' l'effetto dell'andamento $1/f^2$ sul rapporto D/D_m diminuisce all'aumentare di SSD. Nella pratica clinica si usa come SSD standard 100 o 80 cm, compromesso per non abbattere troppo il dose rate (rateo di dose) e quindi contenere il tempo di trattamento.

Per SSD diversi dallo standard si puo' usare il **fattore di conversione di Mayneord F**

$$F = \left(\frac{SSD_n + d_m}{SSD_s + d_m} \right)^2 \left(\frac{SSD_s + d}{SSD_n + d} \right)^2$$

where d = depth of treatment,
 d_m = depth of maximum dose,
 SSD_n = non-standard SSD,
 SSD_s = standard SSD

quindi:

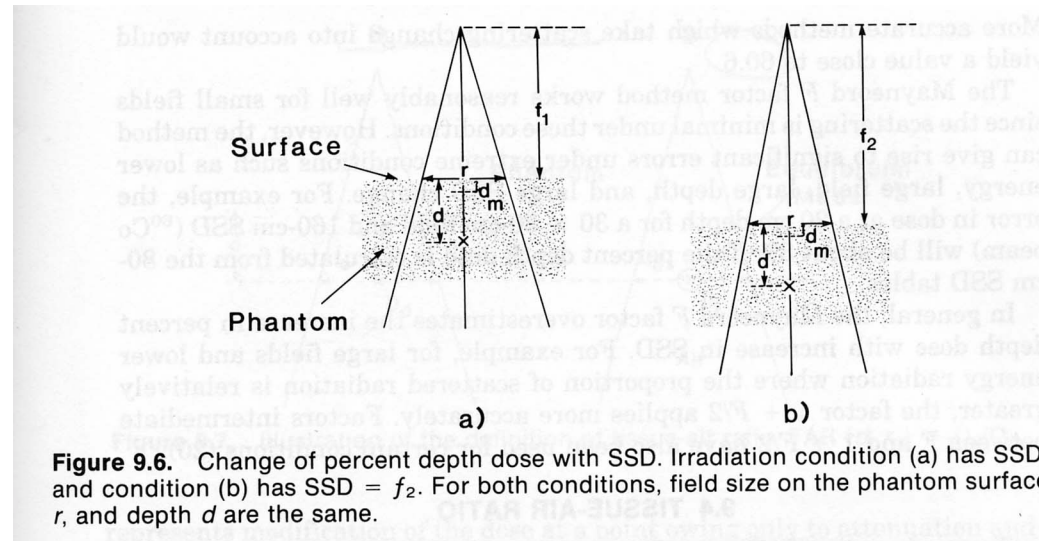
$$\%DD_n = \%DD_s * F$$

Approssimazione: si considera costante al variare di SSD il contributo della dose diffusa, legittima per campi piccoli con $\Delta \%DD \sim 0.5\%$; per grandi campi a basse energie, e grandi variazioni di SSD l'errore e' $\sim 3\%$.

Esercizio: dimostrate la relazione $\%DD_n = \%DD_s * F$

Dipendenza della %DD dalla SSD – fattore F di Mayneord

Si dimostri la relazione: $\%DD_n = \%DD_s * F$ dove F e' il fattore di Mayneord



$F > 1$ se $f_2 > f_1$

La dose varia con la profondità'
causa dei fattori: **a)** dipendenza $1/f^2$,
con f distanza dalla sorgente;
b) **attenuazione** esponenziale del
fascio;
c) **diffusione**, la cui variazione con d
viene trascurata (K_s).

TAR Tissue-Air Ratio

Si basa su misure in aria e nel fantoccio. La misura in aria viene fatta ponendo intorno al punto di misura la massa necessaria al raggiungimento dell'equilibrio.

$$TAR(d, r) = \frac{D(d, r)}{D_{air}(r)}$$

SAD Source to Axis Distance

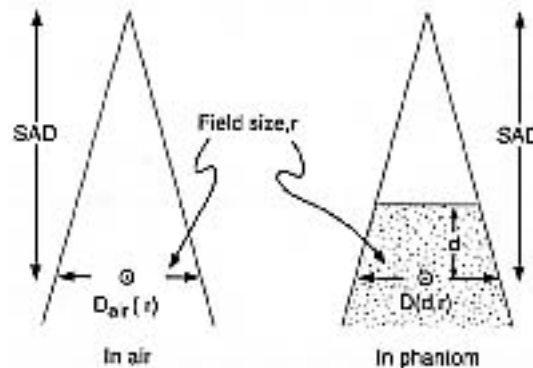


Figure 3.4. Determination of tissue-air ratio. The field size is defined at the measurement point.

Con $D(d,r)$ dose al fantoccio a profondita' d , per campo r , e $D_{air}(r)$ dose in aria allo stesso punto per lo stesso campo (apertura collimatori), quindi alla stessa **SAD**.

TAR dipende da **d**, **r** e dall'**energia** del fascio; e' **indipendente da SSD**. Viene usato per trattamenti **isocentrici**, rotazionali ed a grande SSD oltre che con campi irregolari.

Dai valori tabulati del TAR si puo' risalire alla %DD.

TAR($d,0$) e' legato alla **dose primaria** (campo 0×0); si ottiene estrapolando misure con campi di dimensioni che tendono a 0.

BSF Backscatter Factor

Rapporto tra la dose al fantoccio alla profondita' corrispondente alla dose massima e la dose in aria allo stesso punto:

$$BSF(r) = \frac{D(d_m, r)}{D_{air}(r)}$$

BSF eguaglia il TAR quando $d=d_m$ e rappresenta il contributo alla dose diffusa dagli strati di tessuto sottostanti e sovrastanti il punto di misura. BSF dipende dal campo e dall'energia del fascio. E' significativamente >1 per fasci di basse energie, ~ 1 ad alte energie.

Table 3.2. Tissue/Air Ratios for ^{60}Co Gamma Rays

Depth of Overlying Tissue (cm)	Field Size (cm)						
	0 × 0	4 × 4	6 × 6	8 × 8	10 × 10	15 × 15	20 × 20
0.5*	1.000	1.014	1.021	1.029	1.036	1.052	1.061
1	0.965	0.992	1.005	1.017	1.028	1.045	1.057
2	0.905	0.953	0.972	0.898	1.002	1.023	1.034
4	0.792	0.871	0.898	0.921	0.938	0.966	0.982
6	0.694	0.783	0.817	0.845	0.864	0.899	0.921
8	0.608	0.696	0.732	0.762	0.785	0.826	0.853
10	0.534	0.617	0.651	0.681	0.707	0.755	0.787
12	0.469	0.544	0.580	0.610	0.635	0.686	0.722
14	0.412	0.479	0.515	0.544	0.570	0.624	0.659
16	0.361	0.426	0.456	0.485	0.511	0.564	0.601
18	0.317	0.376	0.407	0.434	0.459	0.510	0.550
20	0.278	0.331	0.360	0.386	0.409	0.460	0.501

*This entry is also the backscatter factor BSF
From the British Journal of Radiology, Supplement 11, 1972. Used with permission.

Relazione tra %DD e TAR

Dimostrare che:

$\%DD(d,r,f)$

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

Da questa relazione si arriva a convertire la %DD da una profondita' ad un'altra con migliore precisione facendo l'uso del TAR.

$f = \text{SSD}$
 $D_{f.s.} = D_{\text{air}}$

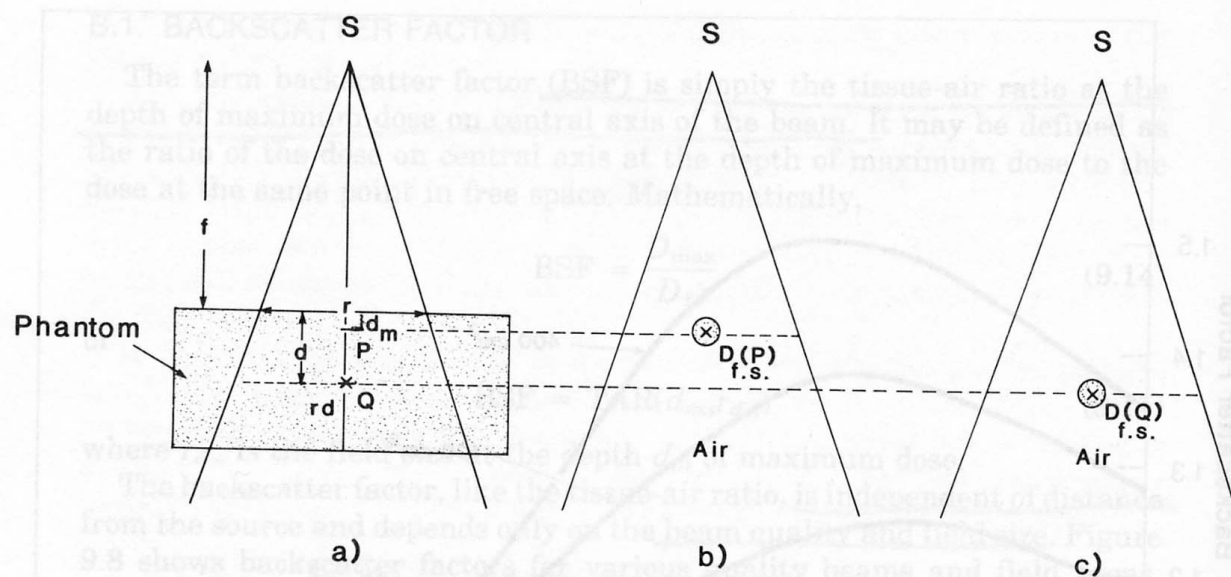


Figure 9.9. Relationship between TAR and percent depth dose. See text.

Relazione tra %DD e TAR

$$\frac{D_{air}(Q)}{D_{air}(P)} = \left(\frac{f + d_m}{f + d} \right)^2; \quad r_d = r \cdot \frac{f + d}{f} \quad \text{e, per definizione:}$$

$$TAR(d, r_d) = \frac{D_d(Q)}{D_{air}(Q)} \quad \text{da cui: } D_d(Q) = TAR(d, r_d) \cdot D_{air}(Q)$$

$$\text{dato che: } D_{\max}(P) = D_{air}(P) \cdot BSF(r) \quad \text{e} \quad \%DD(d, r, f) = \frac{D_d(Q)}{D_{\max}(P)} \cdot 100$$

$$\%DD(d, r, f) = TAR(d, r_d) \cdot \frac{1}{BSF(r)} \cdot \frac{D_{air}(Q)}{D_{air}(P)} \cdot 100$$

in cui, sostituendo il rapporto tra le dosi con la prima relazione, si e' dimostrato l'assunto.

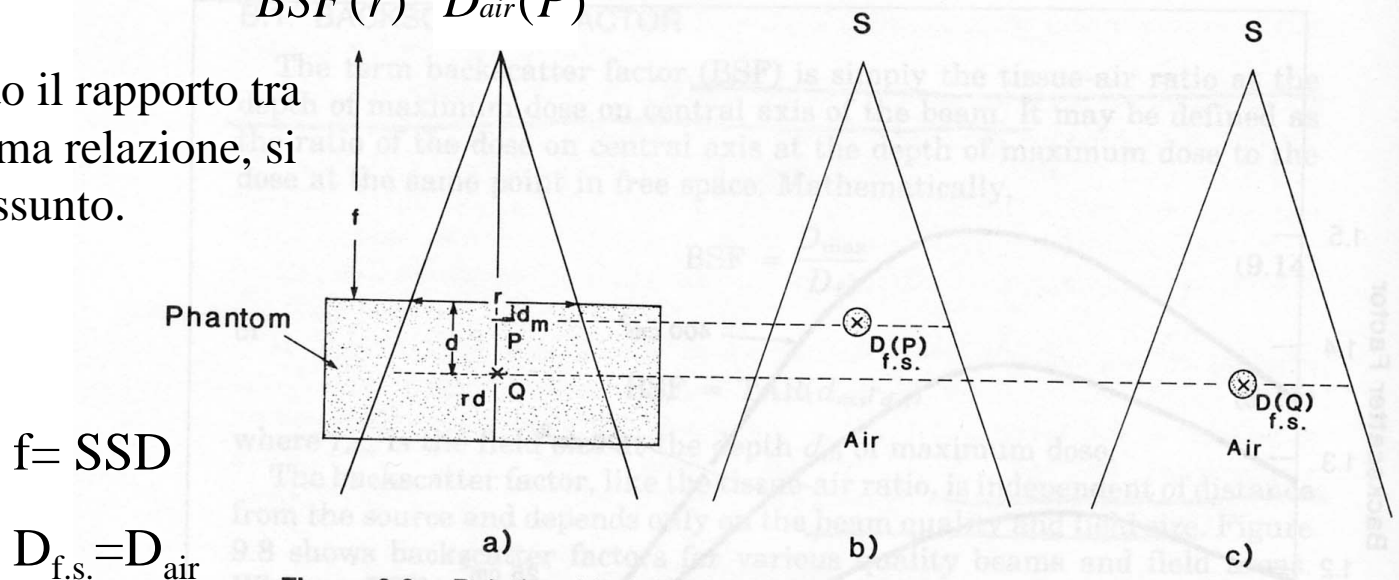


Figure 9.9. Relationship between TAR and percent depth dose. See text.

Esempio pratico 1

Un paziente dev'essere trattato con radiazione da ^{60}Co . Si supponga che l'unita' sia stata calibrata in aria in termini di rateo di dose, si determini il tempo di trattamento necessario per somministrare 200cGy ad una profondita' di 8 cm, con i dati seguenti: rateo di dose in aria: 150 cGy/min a 80.5 cm per un campo 10x10 cm, SSD = 80 cm, %DD = 64.1 e BSF = 1.036.

$$\dot{D}_{\max} = \dot{D}_{\text{air}} \times BSF = 150 \times 1.036 = 155.4 \text{ cGy} / \text{min}$$

$$D_{\max} = \frac{D}{\%DD} \times 100 = \frac{200}{64.1} \times 100 = 312 \text{ cGy}$$

$$\text{Tempo di trattamento} = \frac{D_{\max}}{\dot{D}_{\max}} = \frac{312}{155.4} \text{ min} = 2.01 \text{ min}$$

Esempio pratico 2

Si determini il tempo richiesto per somministrare, con unita' di telecobaltoterapia, 200cGy all'isocentro, che e' posto alla profondita' di 10 cm nel paziente, con i seguenti dati: SAD = 80 cm, campo di 6 x 12 cm (all'isocentro), rateo di dose in aria al SAD per tale campo = 120 cGy/min e TAR = 0.681.

Dimensioni del campo quadrato equivalente di un campo rettangolare di lati a,b:

$$\text{campo rettangolare: } \frac{A}{P} = \frac{a \times b}{2(a+b)}; \quad \text{campo quadrato: } \frac{A}{P} = \frac{a}{4} \Rightarrow a' = 4 \times \frac{A}{P}$$

$$\frac{A}{P} = \frac{6 \times 12}{2(6+12)} = 2 \Rightarrow a' = 4 \times \frac{A}{P} = 8 \text{ cm}$$

dati : $TAR(10,8 \times 8) = 0.681$ e dose richiesta : $D_d = 200 \text{ cGy}$;

$$\text{visto che } TAR = \frac{D_d}{D_{air}} \Rightarrow D_{air} = \frac{200}{0.681} = 293.7 \text{ cGy}$$

dato il rateo di dose in aria : $\dot{D}_{air} = 120 \text{ cGy/min}$

$$\text{tempo di trattamento} = \frac{293.7}{120} = 2.45 \text{ min}$$

SAR Scatter-Air Ratio

Definito per calcolare la dose diffusa in un campo di radiazione nel fantoccio:

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

rapporto tra la dose **diffusa** in un dato punto nel fantoccio e la dose in aria allo stesso punto.
Usato per calcolare separatamente la dose primaria e quella diffusa in campi irregolari.
Dipende dall'energia del fascio, dalla profondità' e dalle dimensioni del campo.

Campi irregolari – Metodo di Clarkson

Si calcola separatamente il contributo della dose primaria, $TAR(d,0)$, e si somma quello della dose diffusa sommando il SAR dei settori in cui si e' suddiviso il campo (figura). In questo caso si e' diviso il campo in 18 settori di di raggio r_n ed angolo 20° ognuno:

$$SAR(d, irreg) = \sum_{n=1}^N \left(\frac{\theta}{360} \right) SAR(d, r_n)$$

$$D_{irreg} = D_{air} [TAR(d,0) + SAR(d, irreg)]$$

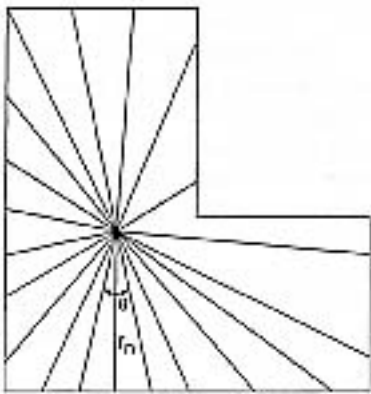


Figure 3.8. Diagram illustrating the use of Clarkson's method of sector summation for irregular field. The scatter-air ratio at depth, d , for a sector with radius, r_n , and angle θ , is $\frac{\theta}{360} SAR(d, r_n)$.

TMR Tissue-Maximum Ratio

$$TMR(d, r) = \frac{D(d, r)}{D(d_m, r)}$$

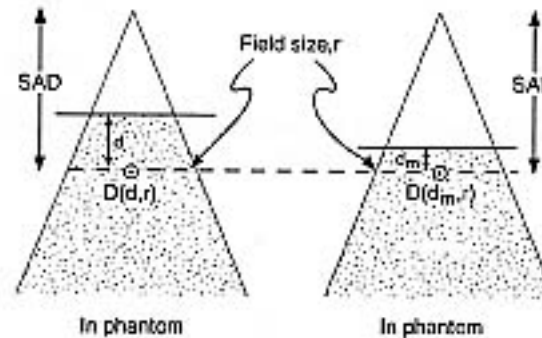


Figure 3.5. Determination of tissue-maximum ratio. The field size is defined at the measurement point.

rapporto tra $D(d, r)$ dose al fantoccio a profondita' d , per un campo r , e $D(d_m, r)$ dose al fantoccio alla profondita' d_m per lo stesso campo e stessa SAD.

TMR Tissue-Maximum Ratio

Grandezza basata su misure **solo su fantoccio**; le misure in aria ad alte energie diventano impraticabili a causa delle dimensioni che deve assumere il build-up cap (strato di materiale tessuto-equivalente per il raggiungimento dell'equilibrio). TMR dipende dalla profondità, dal campo, dall'energia del fascio, e' **indipendente dalla SSD**.

Ad alta energia d_m dipende debolmente dalle dimensioni del campo ed una variazione delle dimensioni del campo corrisponde solo ad un piccolo spostamento di d_m . Nella pratica i valori di TMR sono misurati e tabulati per campi diversi a d fissata, tipicamente d_m , per un campo 10x10.

$$\begin{aligned} TMR(d, r) &= \frac{D(d, r)}{D(d_m, r)} \quad \text{nel fantoccio} \\ &= \frac{TAR(d, r)}{BSF(r)} \end{aligned}$$

Analogamente al SAR si definisce, come misura della dose diffusa nel fantoccio,

$$SMR(d, r) = TMR(d, r) - TMR(d, 0)$$

TMR Tissue-Maximum Ratio – Table

Table 3.3. Tissue Maximum Ratios for 6-MV X Rays (Varian Clinac 6-100, 100 cm SAD)

Depth (cm)	Field Size (cm × cm)									
	0 × 0	4 × 4	6 × 6	8 × 8	10 × 10	12 × 12	16 × 16	20 × 20	30 × 30	40 × 40
1.0	0.950	0.966	0.968	0.989	0.970	0.972	0.974	0.977	0.983	0.980
1.5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
2.0	0.990	0.991	0.992	0.992	0.992	0.993	0.994	0.995	0.996	0.998
3.0	0.950	0.957	0.964	0.969	0.972	0.974	0.976	0.977	0.981	0.984
4.0	0.892	0.924	0.934	0.944	0.949	0.953	0.958	0.959	0.961	0.965
5.0	0.851	0.891	0.904	0.914	0.921	0.926	0.933	0.936	0.942	0.949
6.0	0.812	0.858	0.874	0.886	0.894	0.901	0.910	0.915	0.924	0.930
7.0	0.776	0.822	0.841	0.856	0.866	0.874	0.885	0.892	0.901	0.909
8.0	0.735	0.787	0.806	0.822	0.834	0.842	0.853	0.868	0.880	0.887
9.0	0.701	0.749	0.769	0.786	0.802	0.814	0.832	0.842	0.856	0.865
10.0	0.678	0.720	0.740	0.758	0.774	0.788	0.808	0.821	0.834	0.846
12.0	0.595	0.649	0.672	0.691	0.712	0.728	0.748	0.762	0.781	0.797
14.0	0.537	0.590	0.614	0.636	0.656	0.672	0.698	0.714	0.736	0.754
15.0	0.502	0.550	0.564	0.608	0.628	0.646	0.675	0.692	0.714	0.731
16.0	0.477	0.535	0.559	0.581	0.601	0.620	0.648	0.667	0.693	0.712
18.0	0.428	0.479	0.504	0.526	0.547	0.566	0.596	0.617	0.647	0.668
20.0	0.391	0.439	0.464	0.486	0.507	0.525	0.554	0.574	0.605	0.625
22.0	0.348	0.399	0.422	0.444	0.464	0.482	0.511	0.531	0.564	0.586
24.0	0.301	0.359	0.384	0.406	0.426	0.444	0.472	0.492	0.530	0.551
26.0	0.266	0.328	0.350	0.371	0.390	0.407	0.434	0.454	0.488	0.514
28.0	0.240	0.297	0.319	0.338	0.356	0.373	0.398	0.420	0.454	0.480
30.0	0.216	0.270	0.290	0.308	0.326	0.342	0.366	0.386	0.425	0.446

Modified with permission from Coffey II CW, et al: X-ray beam characteristics of the Varian Clinac 6-100 linear accelerator, Med. Phys. 7:716, 1980.

Unita' Monitor M.U.

La quantita' di dose erogata da un acceleratore e' espressa in **unita' monitor (Monitor Units MU)**.

Questa unita' di misura rappresenta la quantita' di tempo richiesta per rilasciare una particolare dose al tessuto. Il fisico calcola il numero di unita' monitor per un trattamento corrispondente al valore della dose in cGy deciso dal radioterapista.

I **linac** sono generalmente calibrati in modo da fornire **1cGy per MU** per un campo 10x10 a SSD standard e profondita' d_m .

RFF(r) quindi corrisponde all'output della macchina per il campo r .

Per un'unita' **Co-60** la calibrazione viene fatta in termini di **dose rate** in **cGy/min per MU** per un campo 10x10 a d_m . L'output per il Co-60 per il campo r e':

RFF(r) x K_c dove K_c e' il fattore di calibrazione per un campo 10x10.

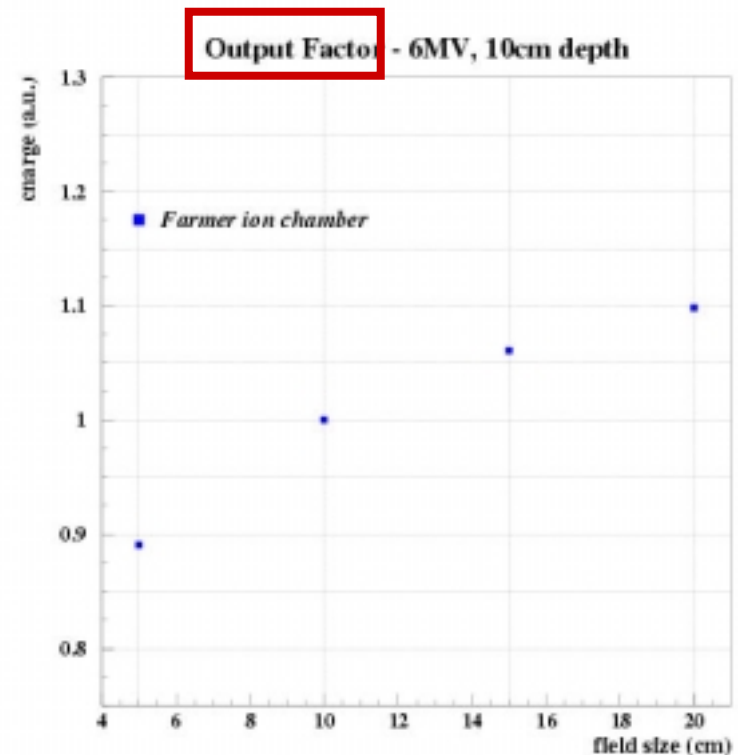
In base a questa calibrazione, si possono calcolare le unita' monitor che l'acceleratore deve erogare, affinche' un certo valore di dose D in cGy sia rilasciato ad una certa profondita' d , da un campo di dimensioni r .

RFF Relative Field size Factor

Rapporto tra la dose nel fantoccio a d_m (dose massima) per un campo di dimensioni r e la stessa dose per un campo 10x10, per lo stesso numero di MU (tempo di trattamento).

$$RFF(r) = \frac{D(d_m, r)}{D(d_m, 10)}$$

Misura il contributo della dose diffusa per campi di dimensione variabile in rapporto al campo standard (10x10 cm).



SSD Treatment

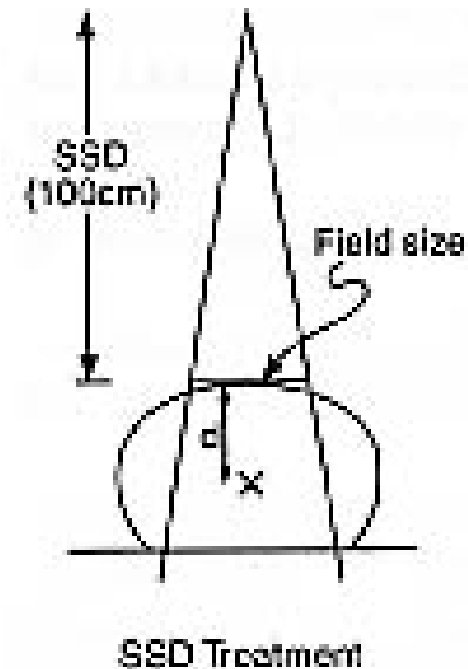
Irradiazione “a distanza” o “in SSD”

La SSD e' fissata alla distanza standard (100 cm).
A questa SSD si trovano i valori tabulati della %DD dai quali si ottiene la dose lungo l'asse centrale di un campo quadrato. Per campi circolari o rettangolari esistono fattori di conversione. Per SSD non standard si usa il fattore di Mayneord.

Calcolo del numero di MU per trattamenti con un **acceleratore lineare**:

$$MU = \frac{TD}{\frac{\%DD(d, r)}{100} * RFF(r) * K}$$

TD e' la dose al tumore (cGy) alla profondita' d
RFF per il campo r
K e' il fattore che tiene conto di eventuali sistemi di configurazione del campo (blocchi, cunei, etc.).



SSD Treatment – unita' Co-60

$$MU = \frac{TD}{\frac{\%DD(d,r)}{100} * RFF(r) * K_c * K}$$

dove:

TD e' la dose al tumore (cGy) alla profondita' d

RFF per il campo r

K_c e' il fattore di calibrazione in cG/min alla profondita' d_m per un campo 10x10

K e' il fattore che tiene conto di eventuali sistemi di configurazione del campo (blocchi, cunei, etc.).

SSD Treatment

Irradiazione “a distanza” o “in SSD” – esempio 1

Si calcolino le MU necessarie per erogare una dose di 100cGy ad un paziente alla profondità' di 12 cm usando un campo 16x16 a SSD di 100 cm con il fascio di Rx da 6MV di un acceleratore Clinac 6.

La macchina e' stata calibrata per erogare 1.00 cGy per MU per un campo 10x10 alla profondità' di 1.5 cm per SSD = 100cm.

Non vengono usati modificatori per il fascio, $K=1.00$.

$\%DD(12cm)=62.0$, $RFF(16x16)=1.035$.

$$MU = \frac{100}{.62 * 1.035 * 1.00} = 156$$

Esempio 2 - Si determino le MU per le stesse condizioni di calibrazione dell'esempio 1, per le stesse condizioni di trattamento, salvo una SSD di 110 cm.

SSD Treatment

Irradiazione “a distanza” o “in SSD” – esempio 2

Si determino le MU per le stesse condizioni di calibrazione dell'esempio 1, per le stesse condizioni di trattamento, salvo una SSD di 110 cm.

$$= \frac{100}{.62 * 1.017 * 1.035 * 1.00} = 153$$

Isocentric treatment Irradiazione “in isocentrica”

L'isocentro dell'unità viene posto in corrispondenza del target; la SAD e' fissata. Il fascio puo' essere diretto verso il target da angoli diversi nel piano di rotazione della sorgente.

TMR o TAR sono le grandezze usate nel calcolo delle MU. Inoltre, poiche' la macchina viene calibrata a d_m per SSD standard, siccome SSD cambia (SAD fissato), e' necessario il fattore di calibrazione:

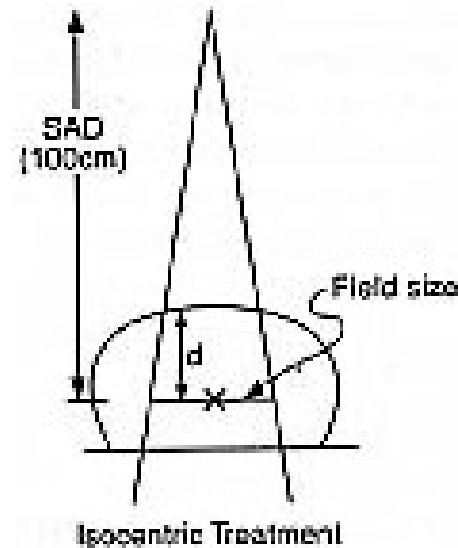
$$IF = \left(\frac{SCD}{SAD}\right)^2$$

dove:

SCD=dist. sorgente p.to di calibrazione

SAD

$$MU = \frac{TD}{TMR(d, r) * RFF(r) * IF * K}$$



Isocentric treatment

Irradiazione “in isocentrica” – esempio

Si calcolino le MU necessarie per somministrare 100 cGy al paziente ad una profondità di 10 cm con un campo 16x16 “in isocentrica” con il fascio Rx da 6 MV di un Clinac 6. La macchina e' stata calibrata a 1.00 cGy per MU per un campo 10x10 a $d_m=1.5$ cm per SSD=100cm.

Dalla tavola 3.3, TMR(10,16x16)=0.808

Dal grafico a pag. 26, RFF(16x16)=1.07

$$IF = \left(\frac{101.5}{100} \right)^2 = 1.03$$

K=1

$$MU = \frac{100}{.808 \times 1.07 \times 1.03 \times 1.00} = 112$$



N.B. Questo e' un esempio fittizio a solo scopo didattico! RFF della figura si riferisce ad una macchina diversa misurato con uno strumento non certificato.

Terapia rotazionale

Trattamento isometrico con la sorgente che ruota intorno all'isocentro. Viene determinato il valor medio di TMR in funzione del profilo della sezione del paziente nel piano di rotazione fornito, ad esempio, dalla TAC.

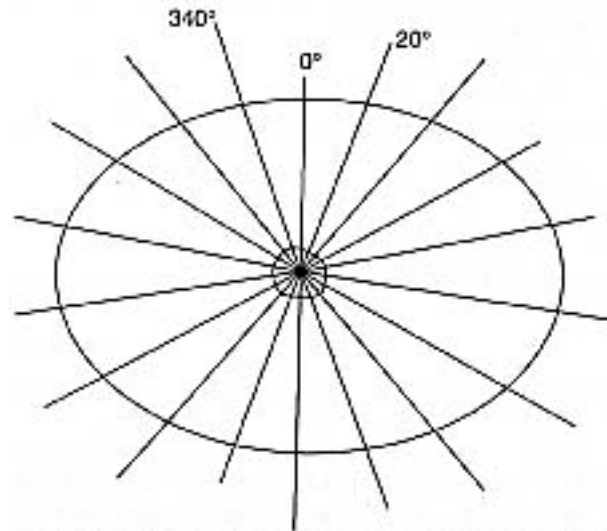


Figure 3.7. Contour of patient superposed on a grid with radius at 20-degrees. The depths of overlying tissue are measured along each radius from the axis of rotation to the surface. Tumor is indicated by the hatched region. (From Hendee WR: Medical Radiation Physics, ed 1., Chicago, 1970, Mosby-Yearbook. Used with permission).

Terapia rotazionale – esempio

$$\overline{\text{Average TMR}} = \frac{\sum_{n=1}^{18} \text{TMR}_n}{18} = 0.763$$

$$\text{MU} = \frac{\text{TD}}{\overline{\text{TMR}} \times \text{RFF} \times \text{IF} \times \text{K}}$$

Per TD=200cGy, RFF=0.98, IF=1.030, K=1.00

$$\text{MU} = \frac{200}{.736 \times .98 \times 1.030 \times 1.00} = 260$$

Example 3

Determination of Average *TMR* for Rotation Therapy

Depth of Overlying			Depth of Overlying		
Angle	Tissue (cm)	<i>TMR</i>	Angle	Tissue (cm)	<i>TMR</i>
0	9.0	.786	180	9.1	.783
20	9.5	.772	200	9.5	.772
40	10.0	.758	220	10.2	.750
60	10.5	.744	240	10.5	.744
80	11.0	.730	260	11.0	.730
100	10.5	.744	280	10.4	.748
120	9.4	.775	300	9.5	.772
140	9.5	.772	320	9.3	.779
160	9.0	.786	340	9.0	.786

Campi irregolari – Metodo di Clarkson

Si calcola separatamente il contributo della dose primaria, $TAR(d,0)$, e si somma quello della dose diffusa sommando il SAR dei settori in cui si e' suddiviso il campo (figura). In questo caso si e' diviso il campo in 18 settori di di raggio r_n ed angolo 20° ognuno:

$$SAR(d, irreg) = \sum_{n=1}^N \left(\frac{\theta}{360} \right) SAR(d, r_n)$$

$$D_{irreg} = D_{air} [TAR(d,0) + SAR(d, irreg)]$$

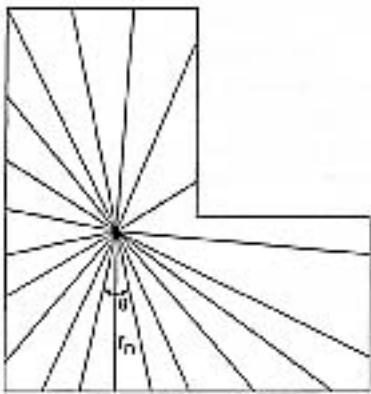


Figure 3.8. Diagram illustrating the use of Clarkson's method of sector summation for irregular field. The scatter-air ratio at depth, d , for a sector with radius, r_n , and angle θ , is $\frac{\theta}{360} SAR(d, r_n)$.

Relative Field Factor in aria RFF_{air} Off Axis Ratio in aria OAF_{air}

RFF_{air} e' misurato in aria in condizioni di equilibrio elettronico quindi lo spessore del build-up cap e' uguale a dm del fascio. Si misura a distanza fissata dalla sorgente per diverse posizioni dei collimatori.

$$RFF_{air}(r) = \frac{D_{air}(r)}{D_{air}(10)}$$

OAF_{air} (Off Axis Ratio) descrive la dose in aria, per una data configurazione dei collimatori, in punti a distanza diversa dall'asse centrale. E' misurato in aria in condizioni di equilibrio elettronico.

$$OAF_{air}(x) = \frac{\text{Dose al punto } x \text{ /cm in aria}}{\text{Dose sull'asse centrale in aria}}$$

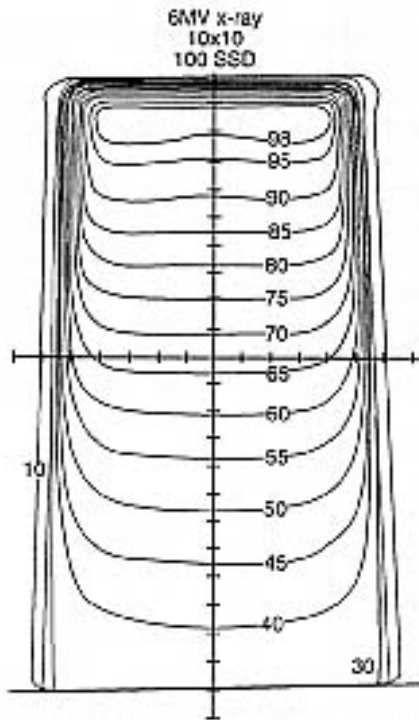
Generalmente, negli acceleratori lineari $OAF_{air} > 1$ (flattening filter)
Telecobaltoterapia $OAF_{air} < 1$.

Curve di isodose – linac

La dose su tutta la larghezza del campo, viene generalmente misurata e graficata nel piano principale: piano che contiene l'asse centrale del fascio e taglia in due la superficie trasversa del campo, incidendo perpendicolarmente sulla stessa.

Per una data profondita' e' misurata la **dose** lungo l'asse centrale ed il fattore **Off Axis Ratio**

$$OAR(x) = \frac{\text{Dose al p.to } x}{\text{Dose lungo l'asse centrale}}$$

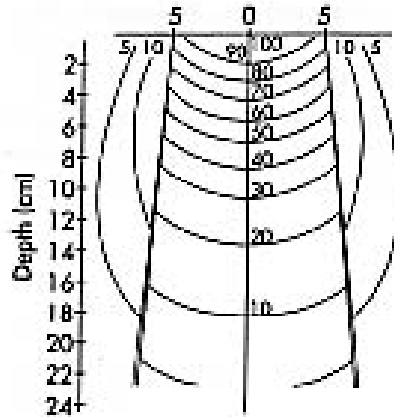


OAR(x) e la dose lungo l'asse centrale vengono misurate nel fantoccio ad acqua usando una piccola camera a ionizzazione o in un fantoccio acqua-equivalente con pellicole fotografiche. Nei linac $OAR > 1$ ai bordi del campo per effetto del filtro omogeneizzatore.

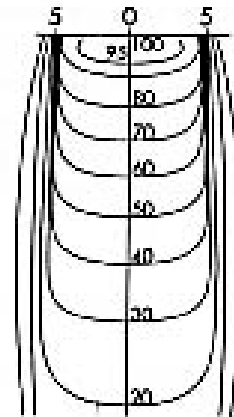
Figure 3.13. Isodose curve for a 6 MV X-ray beam and a 10 cm x 10 cm field size at 100 SSD. The isodose curves are normalized to 100% at d_m depth on the central axis.

Curve di isodose per fasci diversi

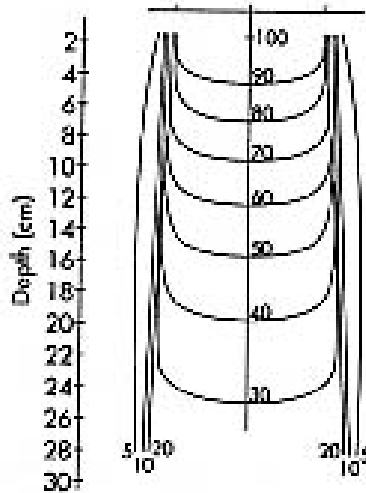
Rx(200 kV)
 Campo 10x10
 SSD 50 cm
 2.0 mm Cu HVL



Raggi γ ^{60}Co
 Campo 10x10
 SSD 80 cm



Rx 6 MV linac
 Campo 10x10
 SSD 100 cm



Rx 20 MV betatrone
 Campo 10x10
 SSD 100 cm

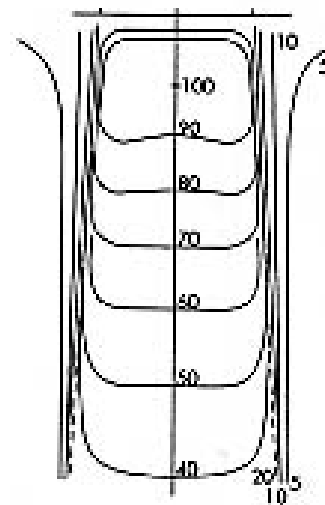


Figure 3.14. Isodose distributions for four different qualities of radiation. Upper left, orthovoltage X rays (200 kVp, 10 × 10 cm, 50 cm SSD, 2.0 mm Cu HVL); upper right, ^{60}Co γ rays (10 × 10 cm, 80 cm SSD); lower left, X rays from a 6 MV linear accelerator (10 × 10 cm, 100 cm SSD); lower right, 20 MV X rays from a betatron (10 × 10 cm, 100 cm SSD). (From Hendee WR: Medical Radiation Physics, ed 1. Chicago, 1970. Mosby-Year Book. Used with permission.)

Curve di isodose – cuneo (wedge)

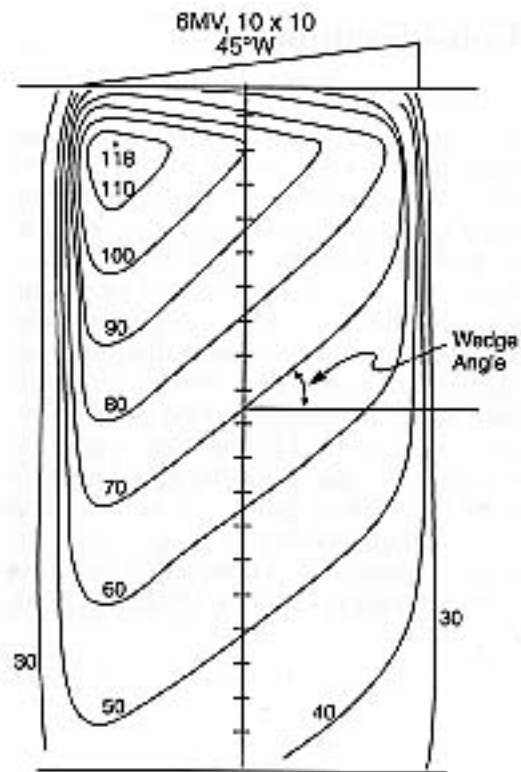


Figure 3.15. Isodose curves for a wedge filter normalized to the depth of maximum dose on the central axis.

Curve di isodose – due campi contrapposti

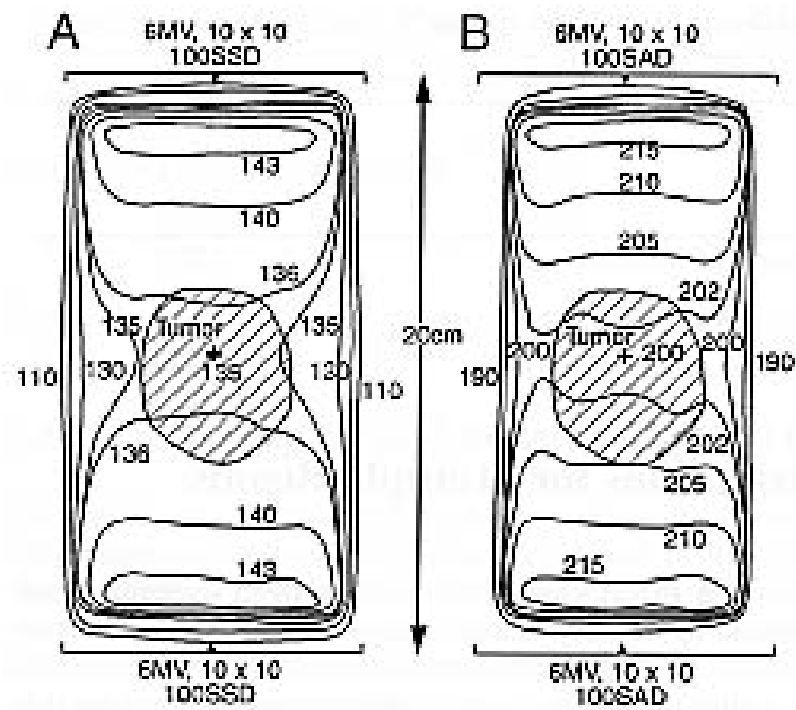


Figure 3.21k. Composite isodose distribution for a pair of parallel opposed fields. **A.** Each beam is given a weight of 100 at the depth of d_{max} . **B.** Isocentric plan with each beam weighted 100 at the isocenter.

Referenze

- H.E. Johns, J.R.Cunningham, The Physics of Radiology, Charles C Thomas Publisher, 1983
- R.K Hobbie, Intermediate Physics for Medicine and Biology, Springer –Verlag, 1997
- M. Pelliccioni, Fondamenti fisici della radioprotezione, Pitagora Editrice, 1993
- H.Lundqvist, J.Carlsson, Nuclide Techniques Course, Universita' di Uppsala, 1998
- H.Cember, Introduction to Health Physics, McGraw-Hill, 1996
- Unita' di Fisica Sanitaria di Ordine Mauriziano, ASL1 Torino, ASL9 Ivrea, Radioterapia dell'Ordine Mauriziano, Radioprotezione 2000, CD
- W.H. Sharf, Biomedical Particle Accelerators, AIP Press, New York 1994
- W.R. Hendee, Biomedical Uses of Radiation, WILEY-VCH, 1999
- F.M. Khan, The Physics of Radiation Therapy, Williams & Wilkins, 1994