

Description de la distribution de la dose dans les faisceaux de photons

PLAN

I – Rappels

II – Les faisceaux de photons en RT

III – Etude du faisceau dans l'air

IV – Expression de la qualité des faisceaux

V – Etude du faisceau dans l'eau

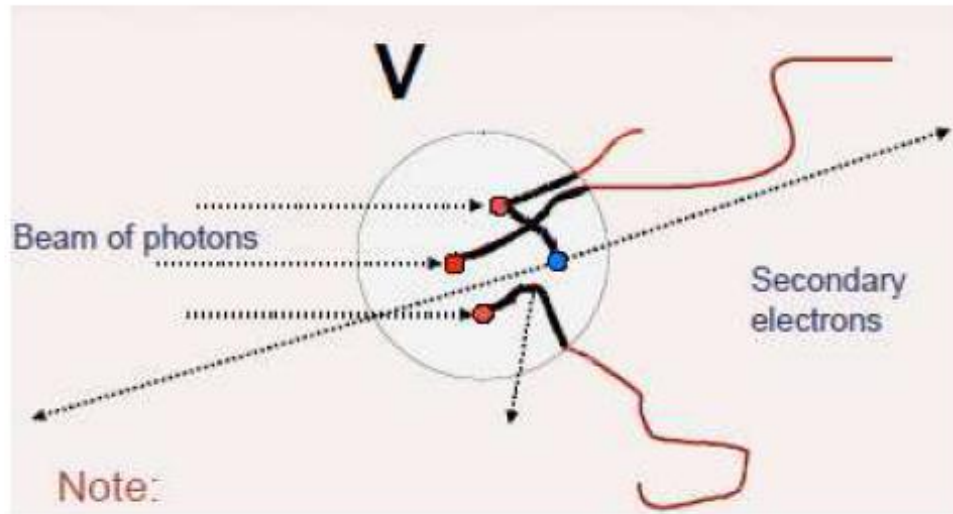
VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe

VII – Variation 2D: courbes isodoses

VIII – Variation de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau

I - Rappels

Dose absorbée:



La notion de dose absorbée permet de caractériser l'absorption d'énergie « en un point » c.à.d. dans un petit volume de masse dm ; dm est défini autour d'un point P pour un matériau donné. On parle d'énergie absorbée ou d'énergie communiquée à la matière.

dE_a représente l'énergie absorbée dans le petit volume de masse dm et de volume dV .

$E_a : \Sigma E_{a_i}$ énergies communiquées à la matière (absorbée par la matière) par les particules chargées dans dm .

$$E_a = \Sigma E_{a_e} - \Sigma E_{a_s}$$

ΣE_{a_e} : somme des énergies des particules qui entrent dans le volume dV de masse dm

ΣE_{a_s} : somme des énergies des particules qui sortent du volume dV de masse dm

Propriétés :

- La dose absorbée dépend de l'entourage de dm
- La dose absorbée est une quantité mesurable

Unités :

$J.kg^{-1}$ ou Gy (grays)

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1} = 100 \text{ cGy} = 100 \text{ rad}$$

Définition :

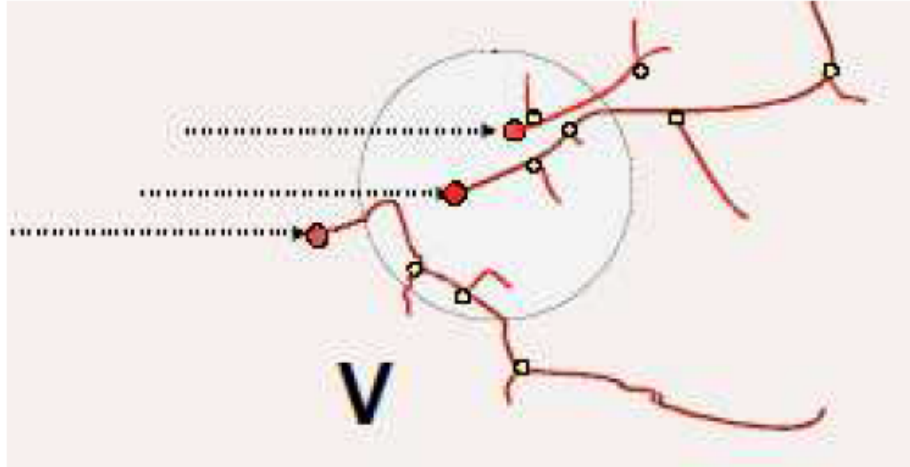
$$D = \frac{dE_a}{dm}$$

Dose équivalente (H): facteur de pondération des rayonnements

Dose efficace (E) : facteur de sensibilité des tissus

I - Rappels

Kerma:



Définition:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

La notion de kerma permet de caractériser le transfert d'énergie « en un point » c.à.d. dans un petit volume de masse dm ; dm est défini autour d'un point P pour un matériau donné.

dE_{tr} représente l'énergie transférée dans le petit volume de masse dm et de volume dV .

E_{tr} : Σ énergies cinétiques des particules chargées libérées (mises en mouvement) dans dm .

Propriétés :

- le kerma est proportionnel à la fluence énergétique
- Le kerma est directement proportionnel à l'énergie du photon incident
- Le kerma n'est pas directement mesurable
- Le kerma ne dépend pas de l'entourage de dm .

Unités :

$J.kg^{-1}$ ou Gy (grays)

$1 Gy = 1 J.kg^{-1} = 100 cGy = 100 rad$

Remarque :

Le kerma ne peut être défini que pour un rayonnement indirectement ionisant

$K = K_c + K_{rad}$

Le kerma par collision K_c ou K_{col} :

$$K_{col} = K \cdot (1 - \bar{g})$$

Où la fraction d'énergie perdue par collisions est :

$$(1 - \bar{g})$$

\bar{g} : Énergie émise par rayonnement

II – Les faisceaux de photons en RT

Notions:

→ Photons de basse et moyenne énergie

➔ jusqu'à qqes centaines de keV

→ Photons de haute énergie

➔ de l'ordre de qqes dizaine de MeV

(produits par des accélérateurs linéaires)

→ Milieu homogène: 2 cas étudiés

- dans l'air

- dans l'eau (milieu de référence)

II – Les faisceaux de photons en RT

Définitions et conventions (cf notes)

S la source

Le collimateur

Le diaphragme

L'axe du faisceau

Le champ

DSP

DSA

Isocentre

II – Les faisceaux de photons en RT

Définitions et conventions

S la source :

- cas du cobalt = source radioactive de ^{60}Co . Le point source S est le centre de la fenêtre de sortie de la source
- cas d'un AL d'e- = source est définie par la cible. Le point source S est le centre de la cible
- cas tube à RX = idem AL

Le collimateur: dispositif de protection destiné à définir les dimensions d'un faisceau de rayonnement

II – Les faisceaux de photons en RT

Définitions et conventions

Le diaphragme: partie du collimateur qui définit la taille du champ

L'axe du faisceau (ou rayon central): peut être défini en 3 étapes

- sous un plan mécanique, l'axe du collimateur est défini par rapport à l'axe de rotation du collimateur (axe autour duquel il tourne)

- sens géométrique: pour définir géométriquement l'axe du faisceau, le centre de la source doit être placé sur l'axe du collimateur. L'axe du faisceau est alors confondu avec l'axe du collimateur

III – Etude du faisceau dans l'air

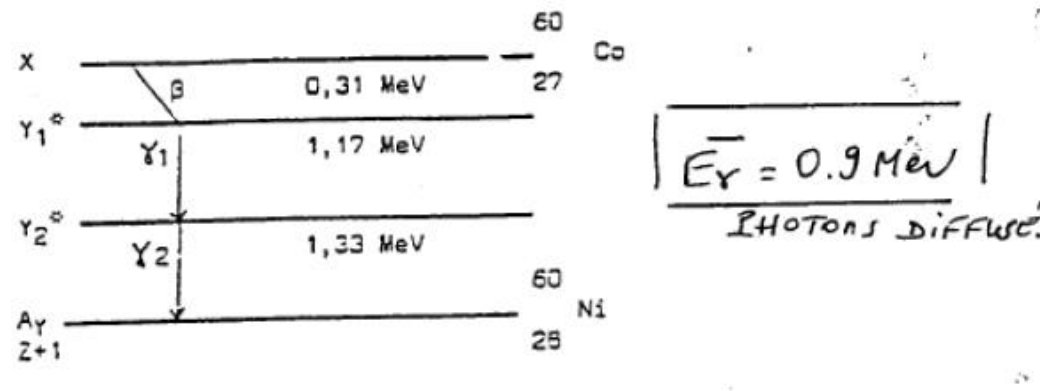
Etude du faisceau dans l'air : Paramètres liés au générateur (ou source) et intervenant sur le débit de dose

Cas des sources radioactives: Le débit de dose est proportionnel à l'activité de la source

Photons gamma: ^{60}Co

Origine: nucléaire

Spectre: raies



III – Etude du faisceau dans l'air

Etude du faisceau dans l'air : Paramètres liés au générateur (ou source) et intervenant sur le débit de dose

Production des RX:

Rayonnement de freinage

+

fluorescence

Cas des RX produits par des tubes RX

Spectre: continu + raies caractéristiques superposées

Filtration: Inhérente + additionnelle
rôle de radioprotection du patient
(suppression des composantes de plus basse énergie)

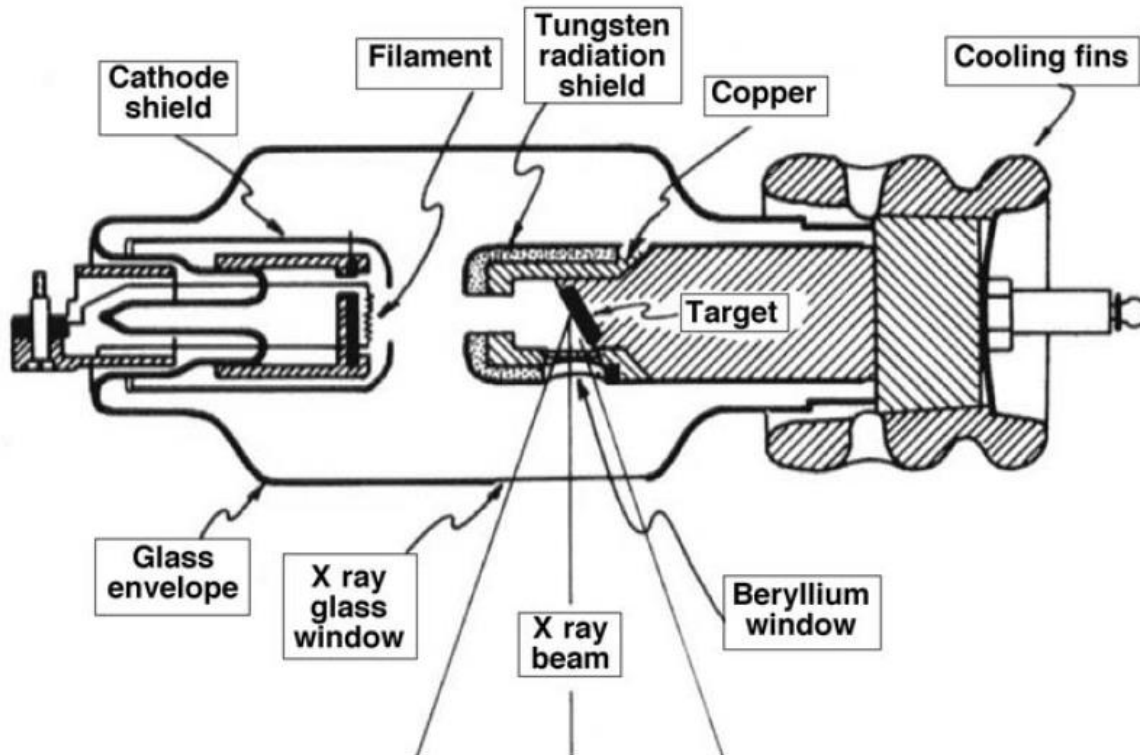
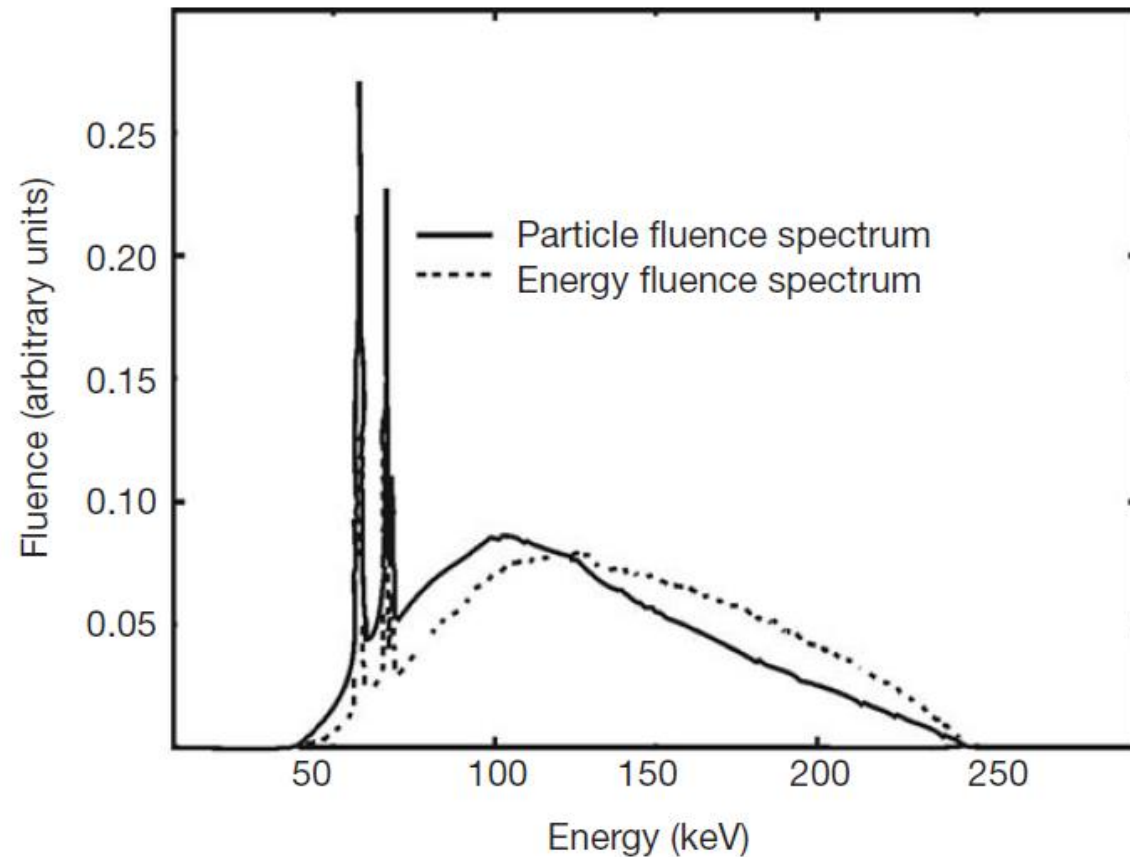


FIG. 5.2. Typical therapy X ray tube (reprinted from Johns, H.E., and Cunningham, J.R., with permission).

III – Etude du faisceau dans l'air

- tubes à rayons X: exemple de spectre



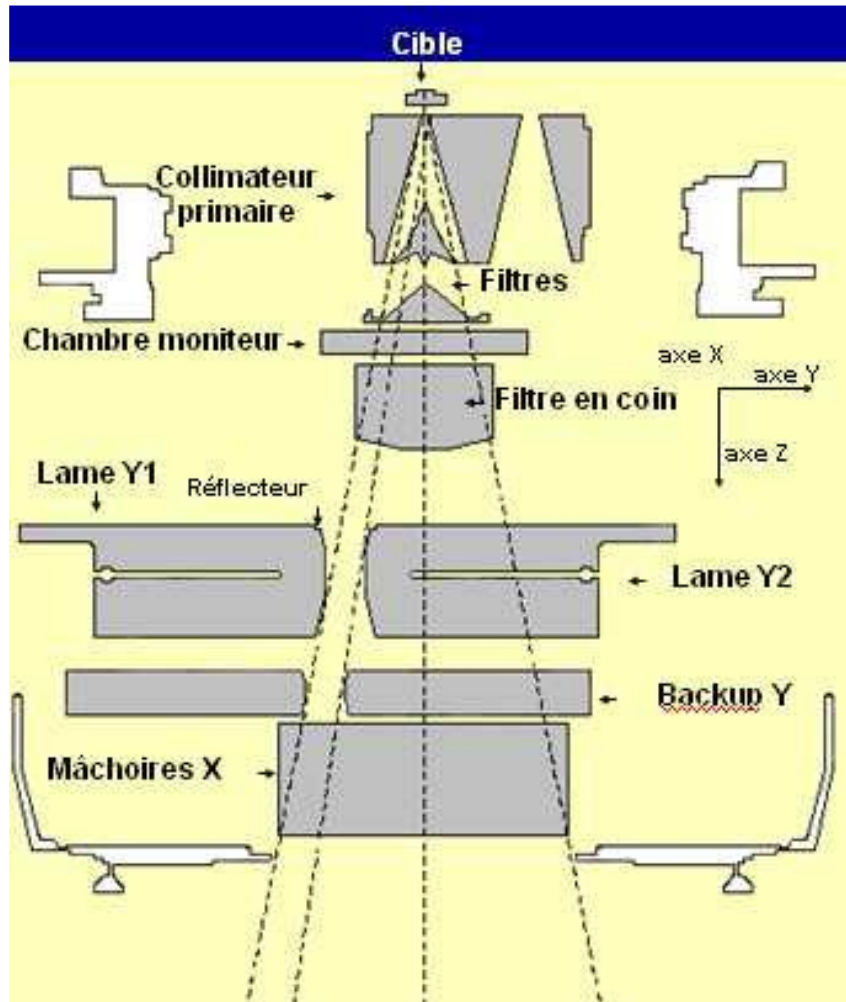
Le débit de dose:

- Est proportionnel à l'intensité I du courant
- Varie comme U^3

FIG. 2.1. Photon fluence and energy fluence spectra at 1 m from the target of an X ray machine with a tube potential of 250 kV and added filtration of 1 mm Al and 1.8 mm Cu (target material: W; inherent filtration: 2 mm Be).

III – Etude du faisceau dans l'air

Cas des accélérateurs linéaires:



Production des RX:

Rayonnement de freinage

Spectre: continu

Filtre égalisateur (ou cône): permet de rendre le fx homogène

Chambre moniteur: contrôle du débit, de l'homogénéité et de la symétrie du fx

Le débit de dose varie avec de nombreux paramètres électroniques. En pratique on regarde la variation de D/M (dose par unité moniteur)

III – Etude du faisceau dans l'air

En un point P se situant sur l'axe du faisceau, dans l'air, à distance de la source, les composantes du faisceau sont:

Photons primaires + photons diffusés + électrons de contamination



Tête d'irradiation: chambre
moniteur, filtre, collimateur

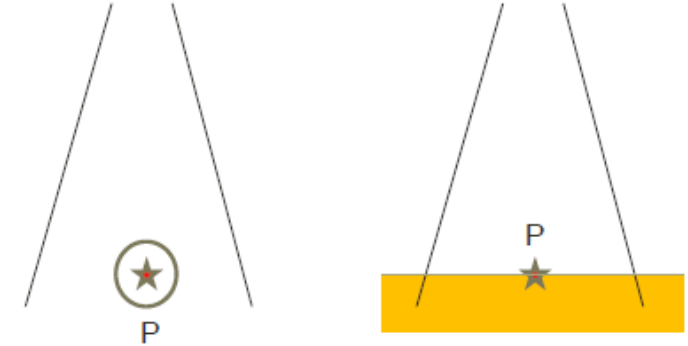
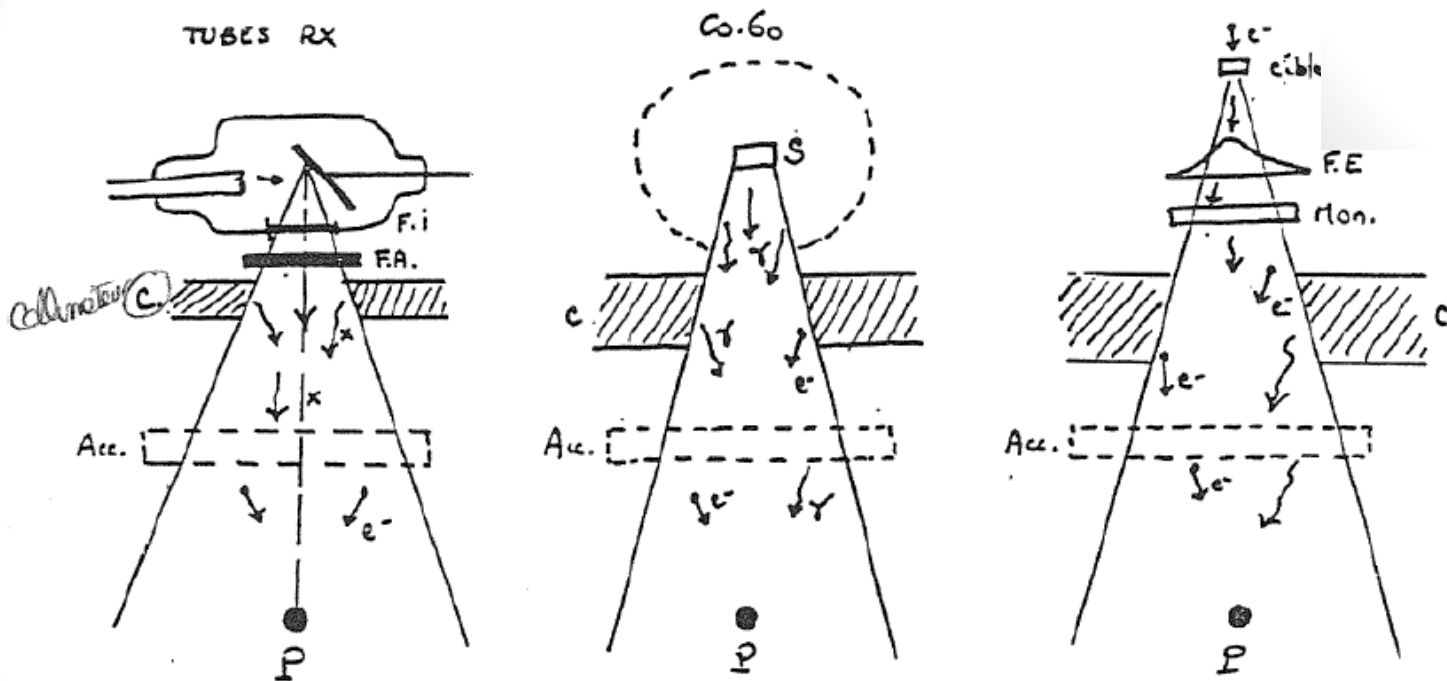
chambre moniteur, filtre, collimateur
air

$$D_p = D_{ph_prim+diff} + D_{elec_conta}$$

III – Etude du faisceau dans l'air

La dose au point P est appelée la dose « air » ou la dose en « surface »

Le faisceau de photons dans l'air



A la surface du milieu:
photons primaires = photons
issus de la source + photons
diffusés dans la tête et dans l'air

> En P :

Photons primaires + photons diffusés + électrons de contamination

III – Etude du faisceau dans l'air

Etude du faisceau dans l'air : Paramètres géométriques intervenant sur le débit de dose

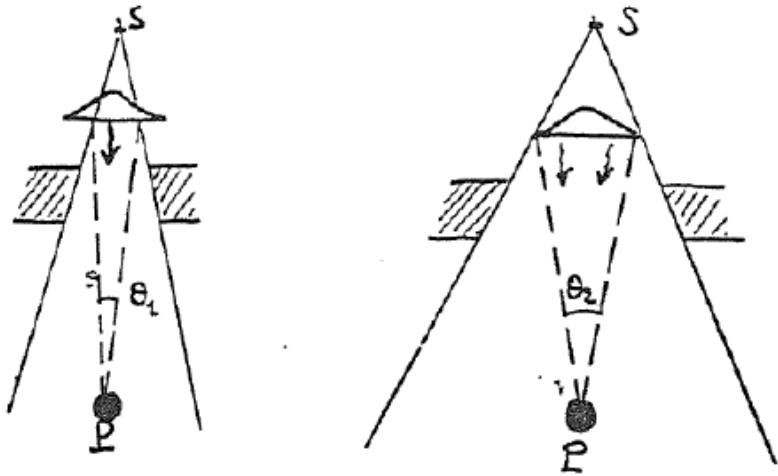
2 facteurs d'influence:

- ouverture du collimateur
- distance à la source

III – Etude du faisceau dans l'air

Paramètres géométriques intervenant sur le débit de dose: **ouverture du collimateur**

Influence du filtre

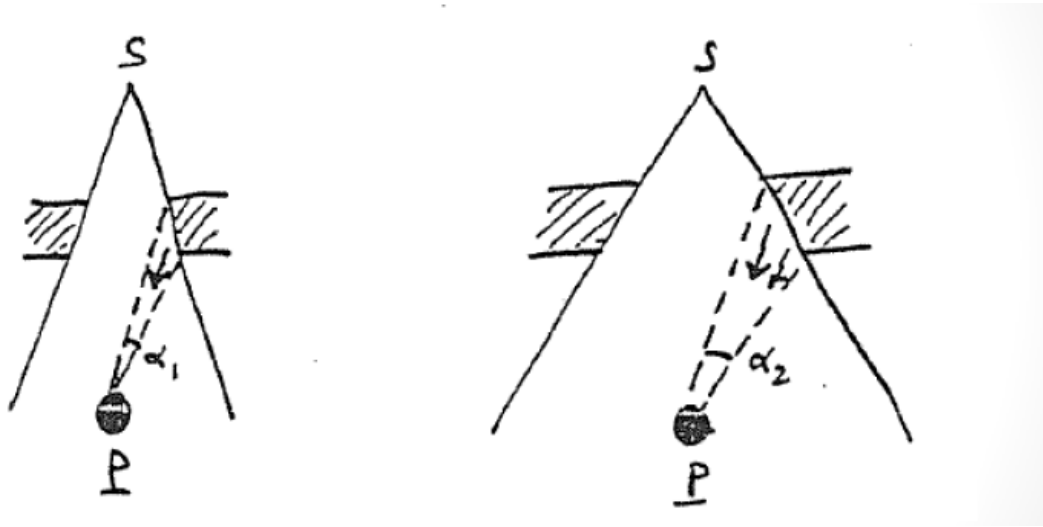


Si ouverture collimateur augmente, la surface émettrice du filtre égalisateur augmente donc le nombre de photons en P augmente

III – Etude du faisceau dans l'air

Paramètres géométriques intervenant sur le débit de dose: **ouverture du collimateur**

Influence du collimateur



Idem que pour le filtre
Si ouverture collimateur augmente, la surface apparente du colli vue de P augmente donc le nombre de photons en P augmente (augmentation du nombre de photons diffusés arrivant du colli)

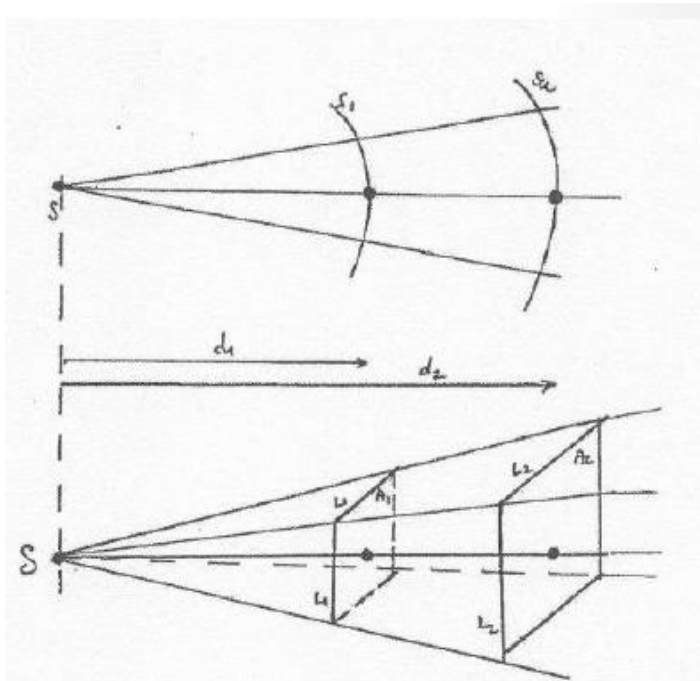
→ L'accroissement relatif de la fluence en énergie des photons primaires est d'autant plus grand que l'indice de qualité du faisceau (énergie) est élevé

III – Etude du faisceau dans l'air

Paramètres géométriques intervenant sur le débit de dose: **distance à la source**

Hypothèses:

- pas d'interactions dans l'air
- fluence uniforme dans un plan (petite ouverture)

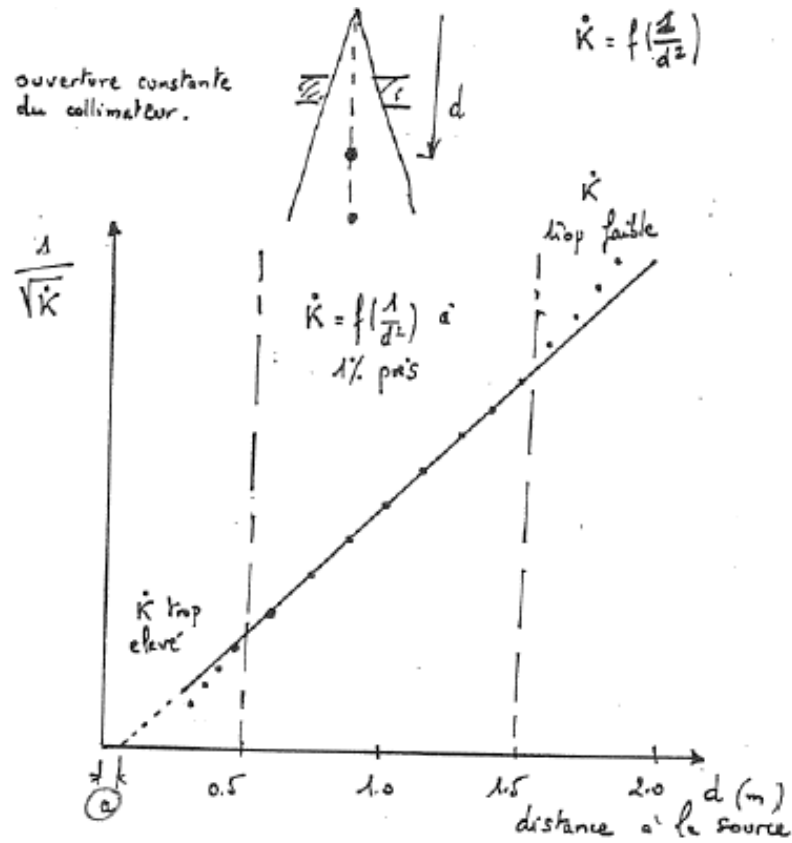


Loi de l'inverse carré de la distance

➔ Démonstration: cf notes

III – Etude du faisceau dans l'air

Paramètres géométriques intervenant sur le débit de dose: **distance à la source**



Validité de loi:

- valable si la contribution du diffusé est indépendante de la distance
- écart à la loi aux faibles (loi sous estime) et grandes (loi surestime) distances

IV – Expression de la qualité des faisceaux

Spécification de la qualité d'un faisceau: **notion de spectre**

Nécessité de spécification de la qualité:

- comparaison des faisceaux dans un milieu
- comparaison des traitements

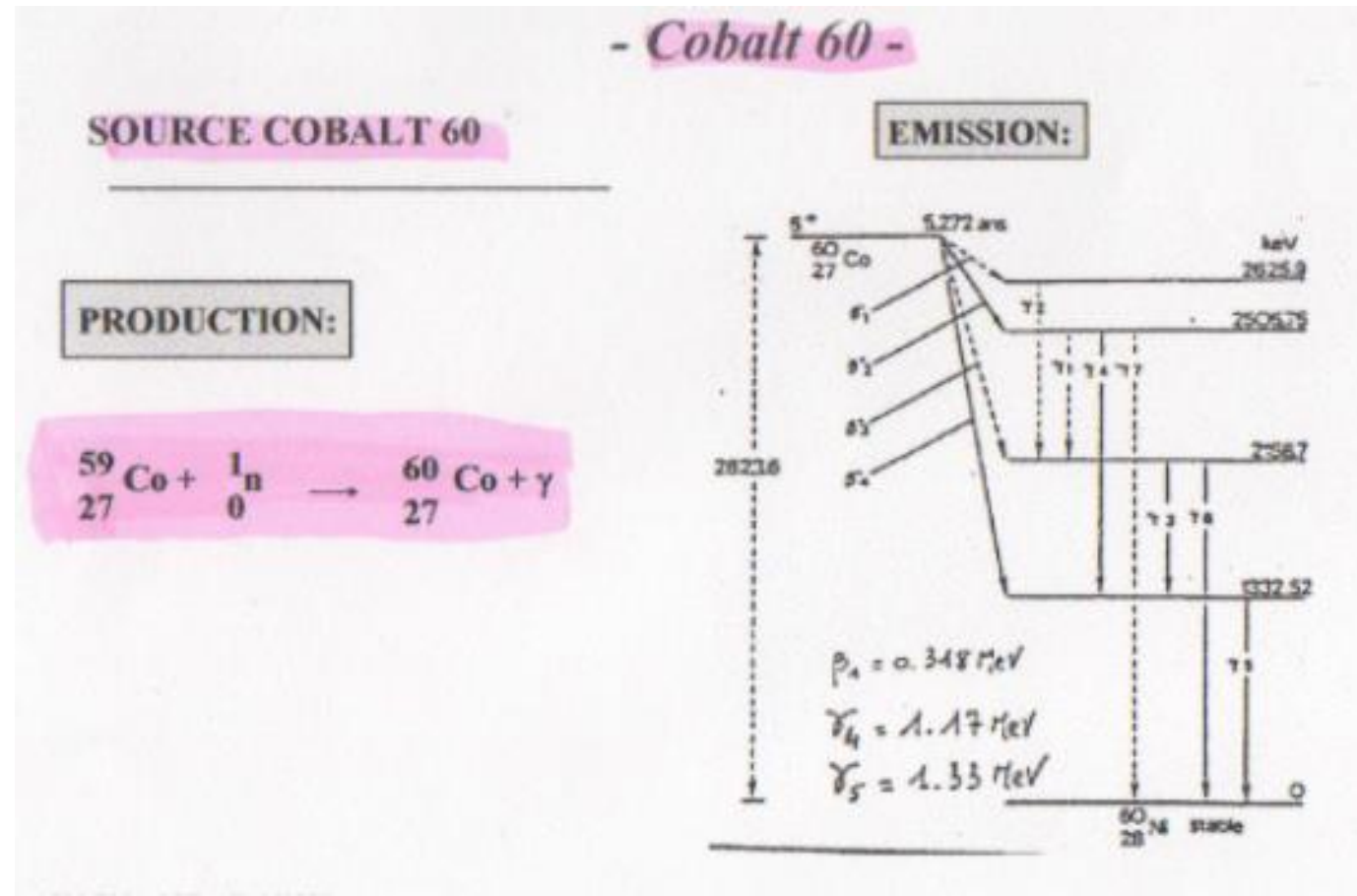
→ la distribution spectrale de la fluence (ou de la fluence en énergie) appelée **spectre** permet la caractérisation la plus complète

Problème: le spectre est difficilement mesurable ou calculable (méthodes Monte Carlo)

Solution: définir la qualité des faisceaux par 1 voire 2 paramètres traduisant l'atténuation du faisceau dans un milieu de référence et facilement accessible par mesure en routine

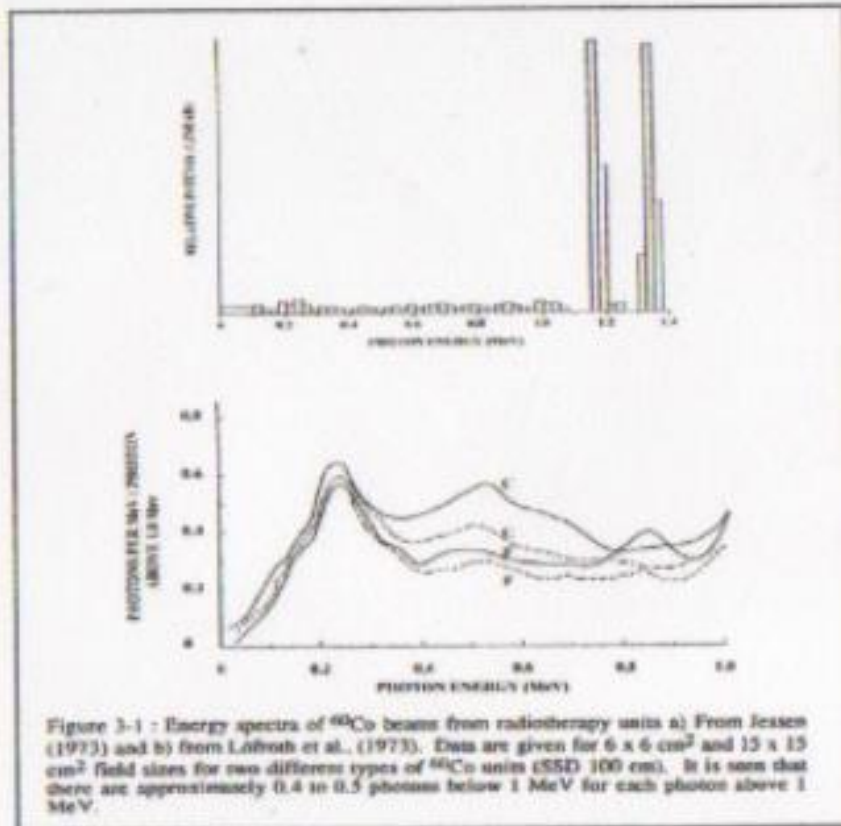
IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des sources radioactives**



IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des sources radioactives**



photons à $\neq E$
cas diffusion
= \rightarrow énergie moyenne
du spectre \neq à 1,25 MeV
ESTRO booklet 3
- 1997

→ Expression de la qualité du faisceau par le **symbole du radionucléide + son nombre de masse** (ex. ^{60}Co)

Photons primaires

+

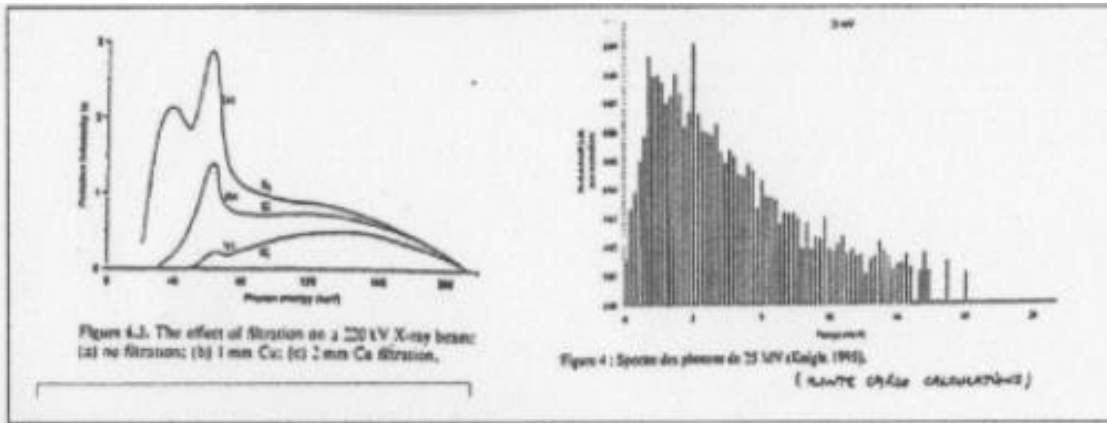
Photons diffusés

(dans la source, le collimateur, les accessoires et le fantôme)

$E_{\gamma} \approx 0.9 \text{ MeV}$

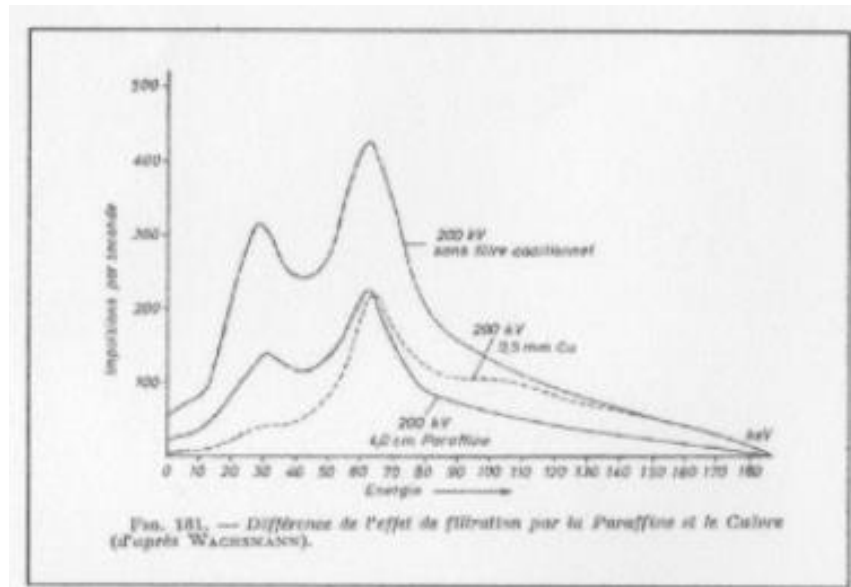
IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX BE (< 300 kV)**



➔ Spectre continu de rayonnement de freinage

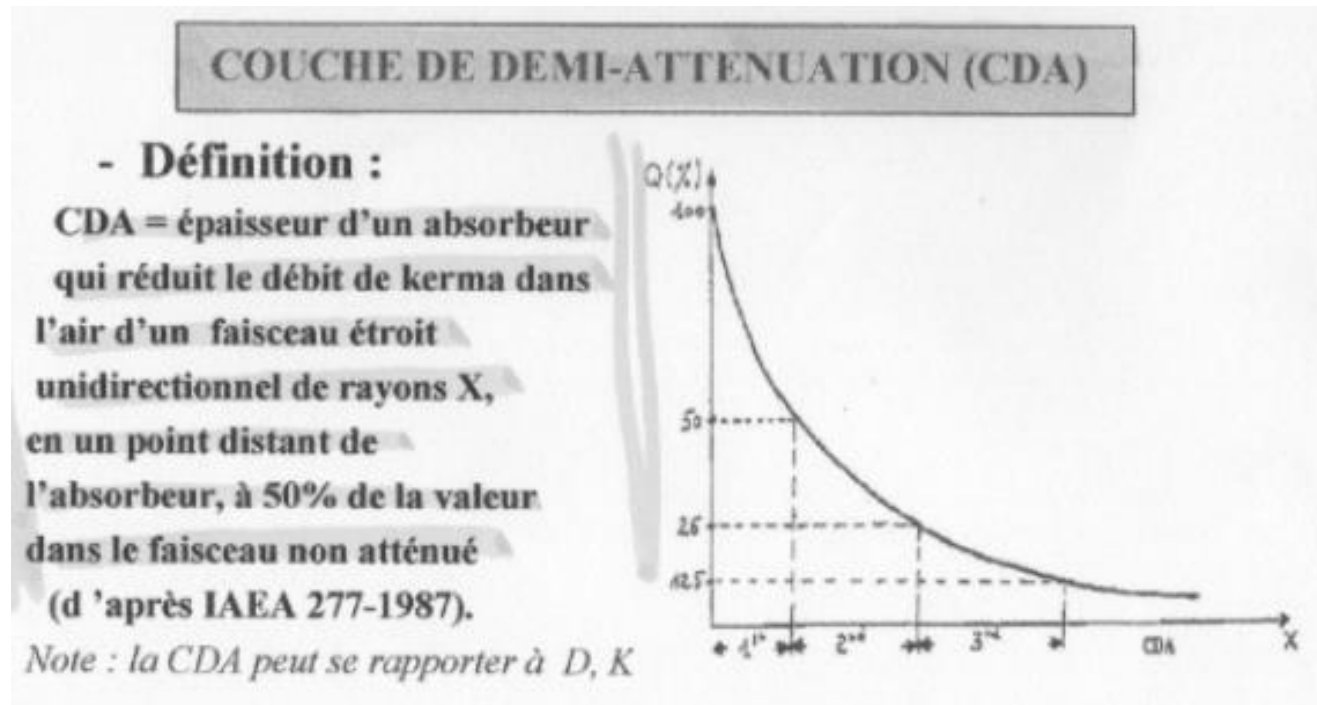
Expression de la qualité du faisceau par la CDA



IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX BE (< 300 kV)**

Expression de la qualité du faisceau par la CDA



La CDA se définit pour un champ de dimension « 0 » (primaire seul)

IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX BE (< 300 kV)**

Expression de la qualité du faisceau par la CDA

- Milieu de référence pour l'expression de la CDA :

Milieu dans lequel le coefficient d'atténuation varie rapidement et de façon monotone avec l'énergie des rayons X :

- eau (ne convient pas)
- pas de présence de raies K

→ CHOIX DE MATERIAUX DE Z ELEVE

ALUMINIUM : 10 to 120 kV [$W_k = 1.56$ keV]

CUIVRE : 120 to 1000 kV [$W_k = 9$ keV]

→ La CDA seule ne suffit pas à exprimer la qualité du faisceau

- couple U(kV) + 1ere CDA

Ou - 1ere CDA + 2eme CDA

Ou - 1ere CDA + h (coefficient d'homogénéité égale au rapport 1ere CDA / 2eme CDA)

IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX BE (< 300 kV)**

Détermination de la CDA: montage expérimental

Determination : EN CONDITIONS DE FAISCEAU ETROIT (Faisceau de photons primaires)

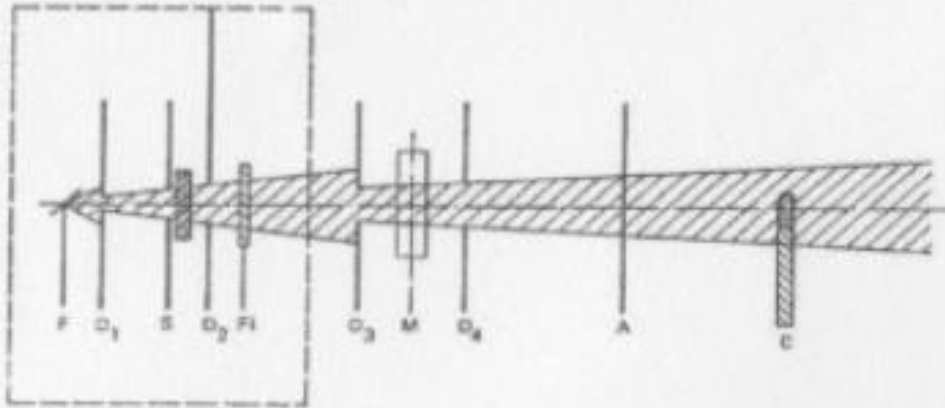


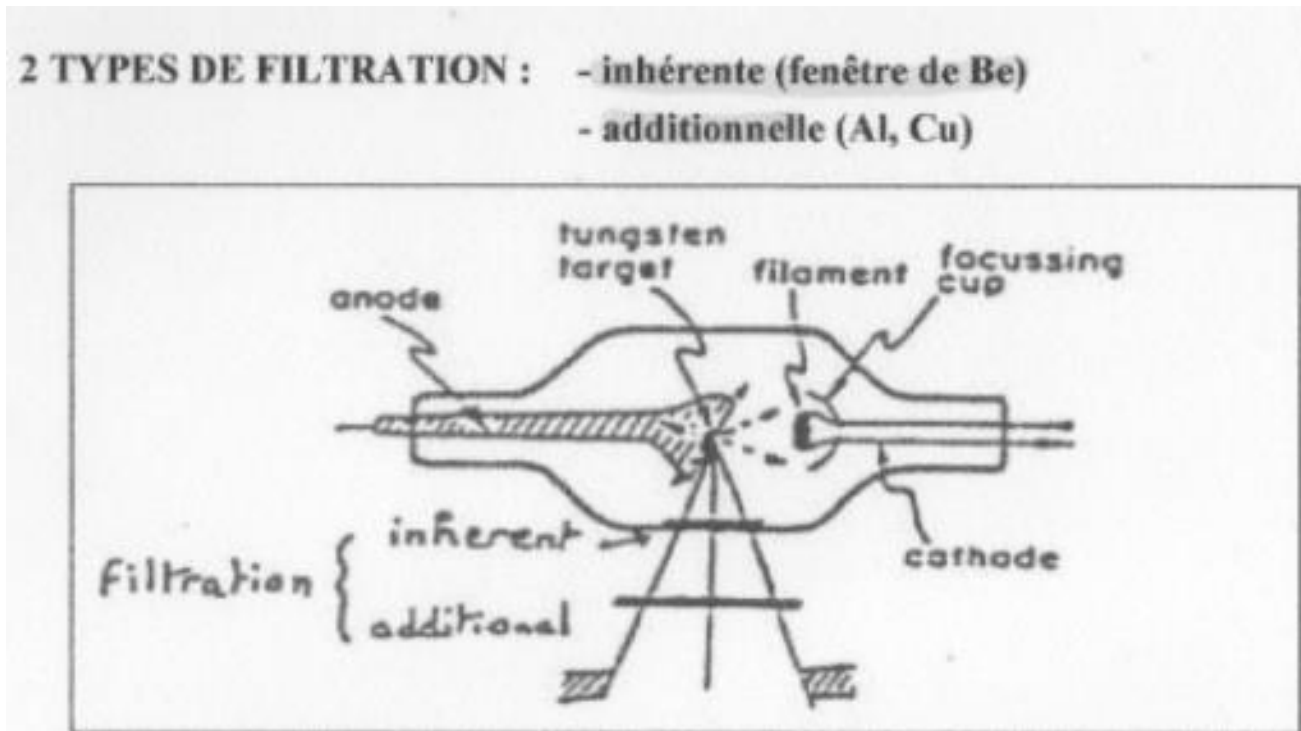
FIG. 9. Experimental set-up for determining half-value thickness: *F* is the focus of the X-ray tube, *D*₁–*D*₄ diaphragms to define beam cross-section or to reduce scattered radiation, *S* the shutter, *FI* a filter, *M* a monitor chamber, *A* an absorber of variable thickness (*Al* or *Ca*), *C* an ionization chamber. Recommended dimensions: *FC* about 100 cm, *MA* about 20 cm for tube potentials greater than 50 kV and about 30 cm for tube potentials less than 50 kV. The diaphragm *D*₄ should reduce the beam diameter at *A* to at least 4 cm. The components inside the broken line in the tube-housing are generally fixed for an X-ray therapy unit. The positions are, however, not very critical for HVL determinations.

IAEA TRS
277- 1987

IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX BE (< 300 kV)**

Influence de la filtration sur la CDA:

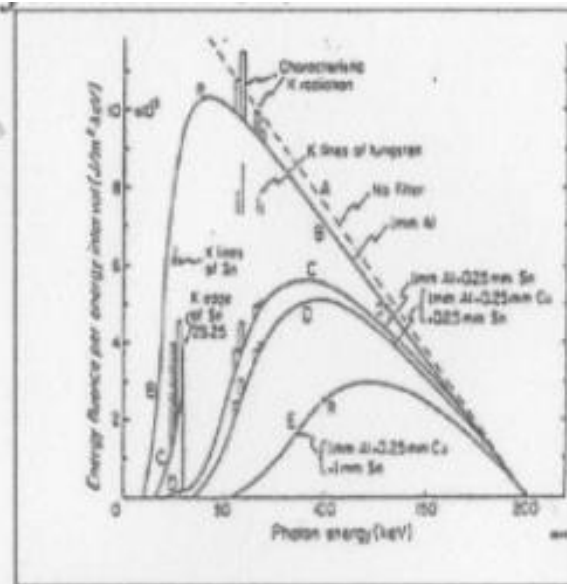


IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX BE (< 300 kV)**

Influence de la filtration sur la CDA:

Si l'épaisseur de filtration : ↗
- La composante de RX de basse énergie ↘
- L'énergie moyenne des rayons X ↗
CDA ↗
pénétration dans les tissus ↗
mais le débit de dose ↘



COMPROMIS ENTRE : - une qualité de faisceau ↗
- un débit de dose ↘

Note : importance de mesurer la CDA pour chaque type de faisceau, soit pour chaque différence de potentiel et pour chaque filtre.

IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX BE (< 300 kV)**

Exemple de valeurs de CDA en fonction de la tension et de la filtration:

VALEUR APPROXIMATIVE DE LA CDA (en mm Cu) EN FONCTION DE LA TENSION
ET DE LA FILTRATION

Filtration en Cu	Tension aux bornes du tube en kV								
	140	160	180	200	250	300	400	800	1000
0,5	0,65	0,75	0,90	1,05	1,40	1,75	2,4	3,0	3,7
1	0,95	1,10	1,35	1,45	2,00	2,30	3,1	3,6	4,7
1,5	1,15	1,35	1,60	1,80	2,40	2,80	3,5	4,1	5,3
2	1,30	1,55	1,80	2,05	2,70	3,10	3,8	4,4	6,1
3						3,4	4,3	5,0	7,1
4						4,0	4,8	5,6	8,5
5						4,3	5,2	6,2	9,4
6						4,6	5,6	6,7	10,0

VALEUR DES FILTRATIONS NORMALES

kV	50	80	100	120	200	500	1000
mm	3	7	10	0,6	1	3	5
	Al			Cu			

Tubiana et al. -1983

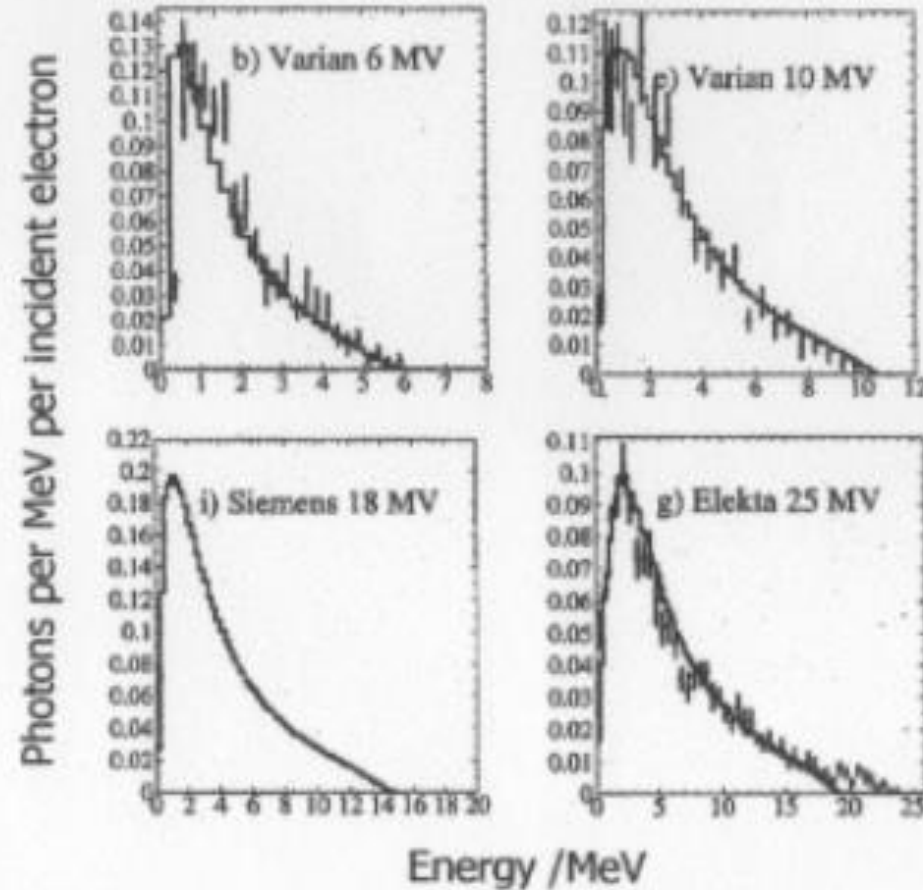
IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX HE (> 300 kV)**

➔ Spectre de photons
-E comprise entre les
valeurs 0 et U («nominal
accelerating potential»)

Energie moyenne photons:
10MV: ~ MV/3
>10MV: ~ MV/3.5-4

*Sheikh-Bagheri
et al. - 2002*



d'après J Olofsson 2005

IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX HE (> 300 kV)**

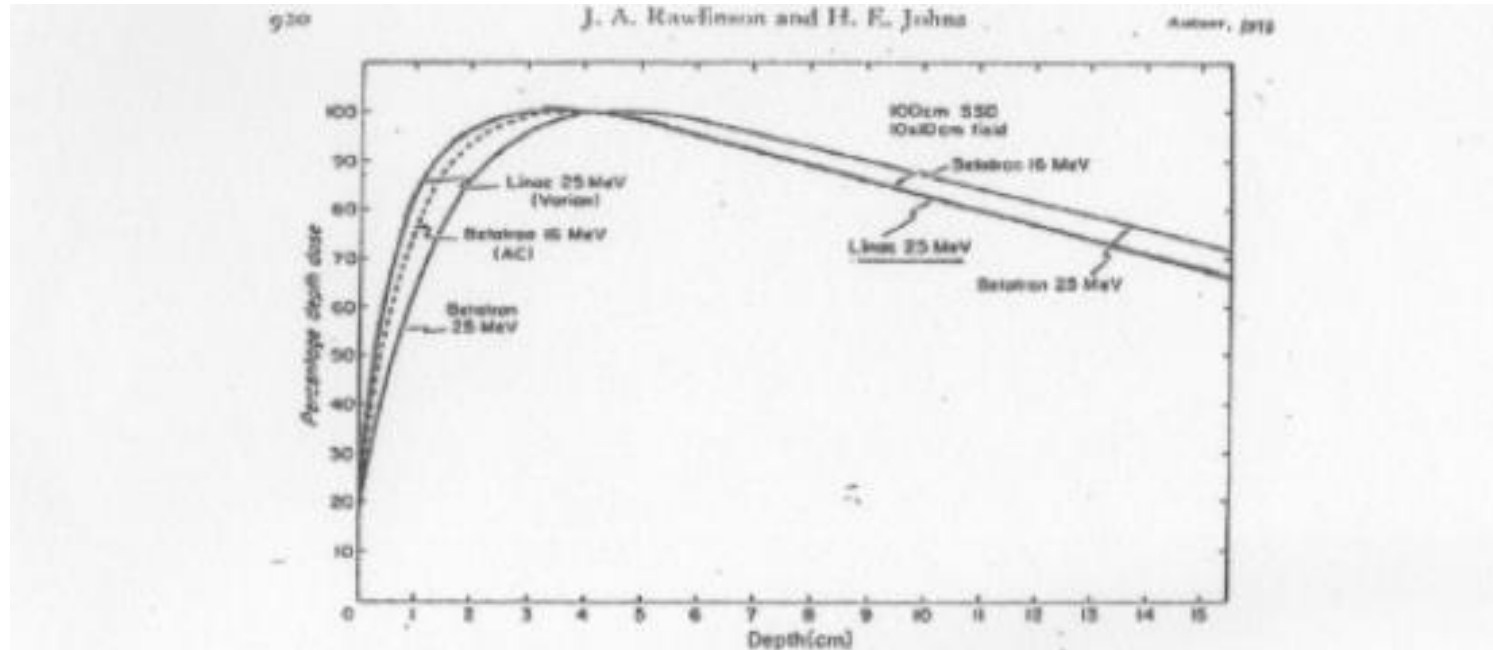


FIG. 1. Depth dose data from a 10x10 cm field at SSD 100 cm. (A) Allis Chalmers Betatron operating at 16 MeV, (B) Varian Linac operating at 25 MeV and (C) Allis Chalmers Betatron operating at 25 MeV.

Le nombre de MV est un paramètre qui n'est pas suffisant pour spécifier précisément la qualité d'un faisceau de photons produit par un accélérateur

IV – Expression de la qualité des faisceaux

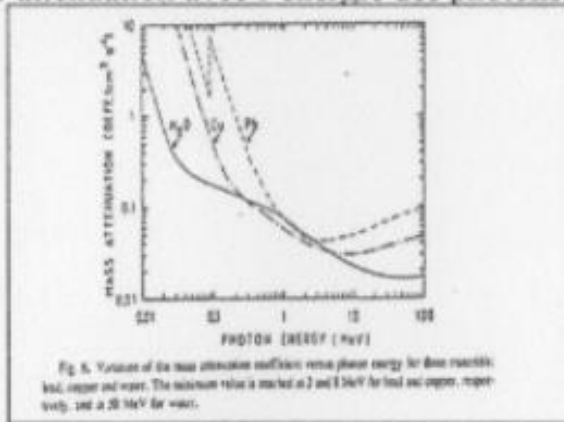
Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX HE (> 300 kV)**

→ CHOIX D'UN PARAMETRE EXPRIMANT LES PROPRIETES D'ATTENUATION DU FAISCEAU DANS UN MILIEU DANS DES CONDITIONS GEOMETRIQUES DE REFERENCE

MILIEU DE REFERENCE → EAU

- Les matériaux de Z élevé ne conviennent pas à cause de l'allure de la courbe de variation de coefficient massique d'atténuation avec l'énergie des photons.

- *Par exemple :*
dans le plomb : les valeurs de $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$
sont les mêmes
à 1,7 MeV et à 10 MeV.



Dutreix - Bridier, 1985

CONDITIONS GEOMETRIQUES DE REFERENCE :

10 cm x 10 cm à distance source-détecteur 100 cm

Note : Les conditions de « faisceau étroit » ne conviennent pas car ne satisfont pas à la réalisation des conditions d'équilibre électronique latéral

IV – Expression de la qualité des faisceaux

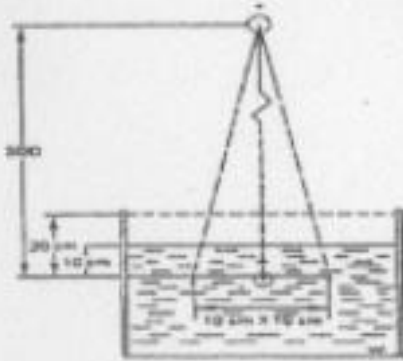
Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX HE (> 300 kV)**

$$\text{TPR}_{10}^{20} \text{ (TISSUE-PHANTOM RATIO)*}$$

* ou rapport tissu-fantôme (recommandé par la plupart des protocoles de dosimétrie : IAEA...)

DEFINITION

- C'est le rapport des doses absorbées dans l'eau, sur l'axe du faisceau, aux profondeurs 20 cm et 10 cm dans un fantôme d'eau, obtenues à une distance source-détecteur constante ($\cong 100$ cm) et pour un champ de 10 cm x 10 cm aux profondeurs de mesure.
- Ce rapport est également appelé **INDICE DE QUALITE (QI ou I)**

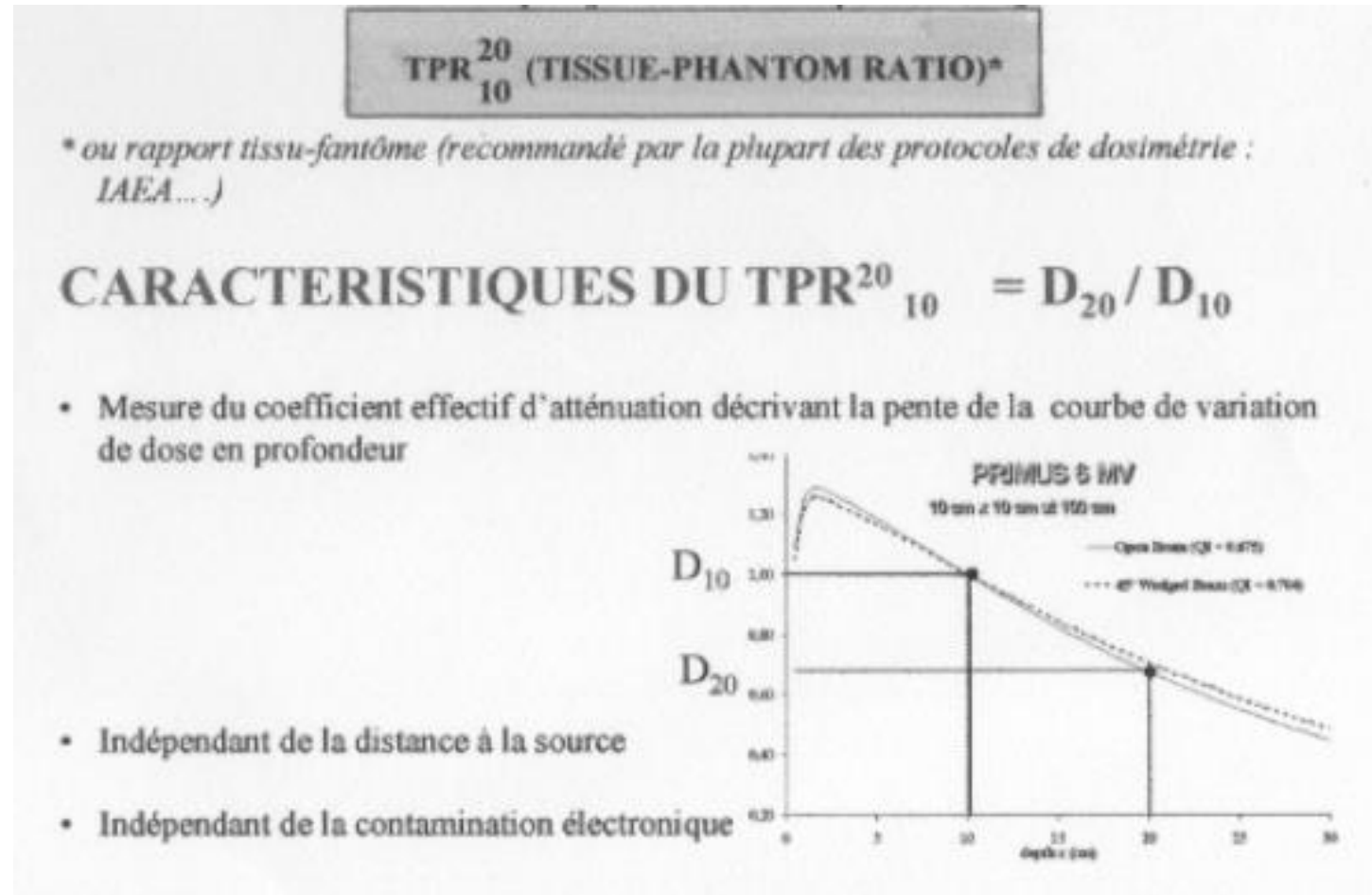


$$\text{TPR}_{10}^{20} = \frac{D_{20}}{D_{10}}$$

Ref. IAEA TRS 277 (1987), IAEA TRS 398 (2000)

IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX HE (> 300 kV)**



IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX HE (> 300 kV)**

RELATION entre TPR_{10}^{20} et le COEFFICIENT APPARENT D'ATTENUATION LINEIQUE μ_a

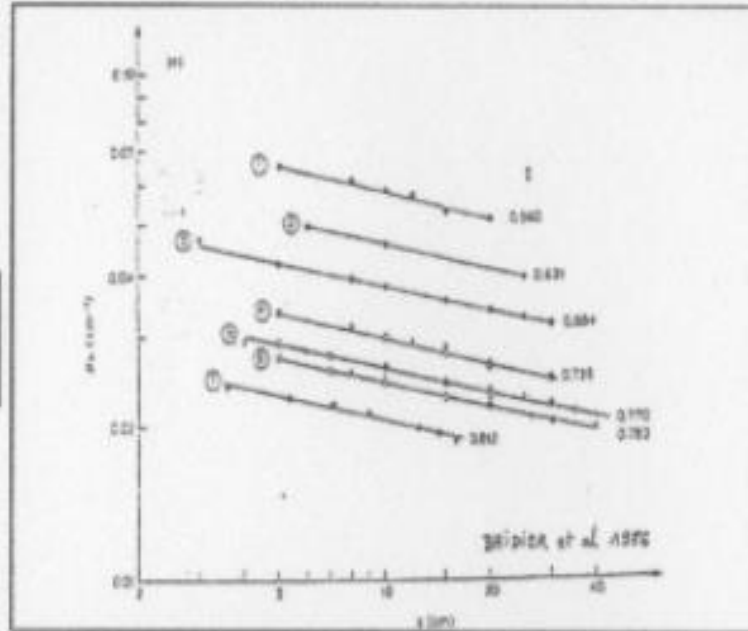
Le TPR_{10}^{20} (Indice, de Qualité: I) permet de calculer facilement le **coefficient apparent d'atténuation linéique μ_a** pour des champs (a) entre 5 cm x 5 cm to 30 cm x 30 cm.

$$\text{QI} = \exp (- 10 \cdot \mu_{10})$$

$$\text{Ln } \frac{\mu_a}{\mu_{10}} = -\alpha \cdot \text{Ln } a_{(\text{cm})} + \beta$$

$$\begin{aligned} \alpha &= 0.164 \\ \beta &= 0.370 \end{aligned}$$

Bridier et al. 1986



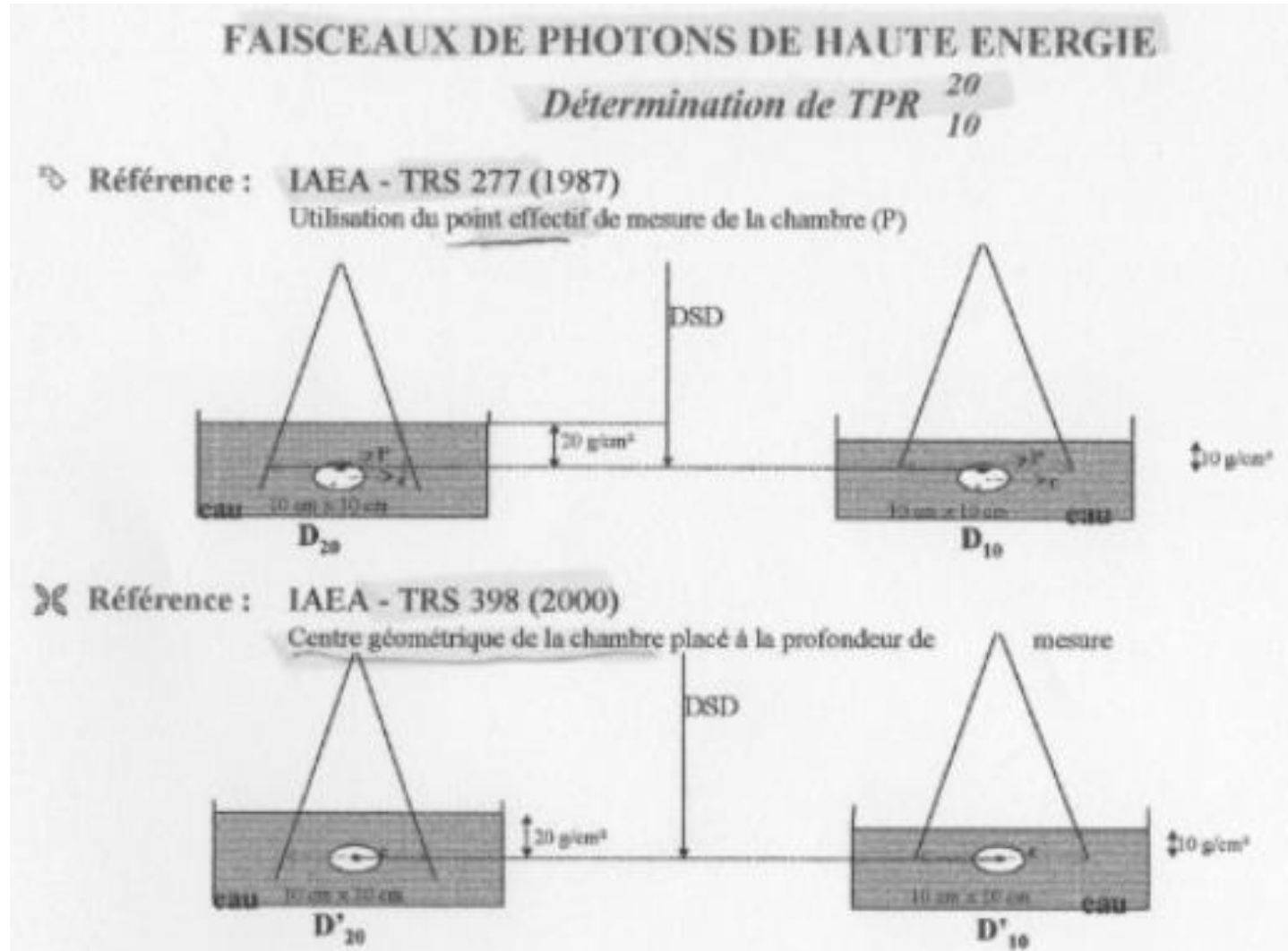
TPR_{10}^{20} se rapporte rigoureusement aux rapports des doses absorbées dans l'eau mais l'utilisation du rapport des ionisations fournit une précision acceptable:

car

- faible variation de $s_{w,air}$ avec la profondeur
- facteurs de correction de perturbation (p_u) supposés constants avec la profondeur

IV – Expression de la qualité des faisceaux

Indice de qualité d'un faisceau: **cas des RX HE (> 300 kV)**

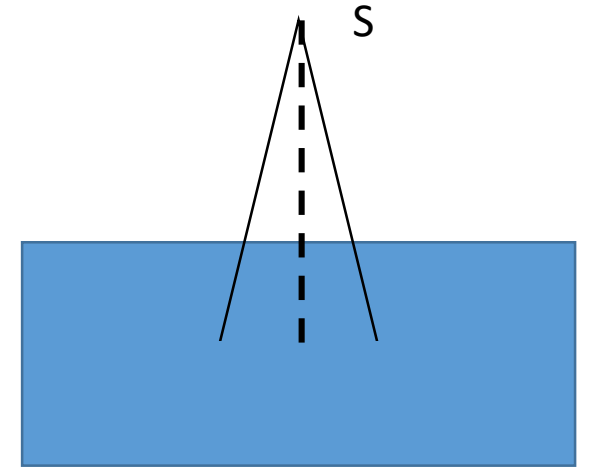


V – Etude du faisceau dans l'eau

Milieu de référence: définition

Eau

- proche des tissus
- composition simple et facile à reproduire
- propriétés dosimétriques similaires pour photons et e^- qq soient E

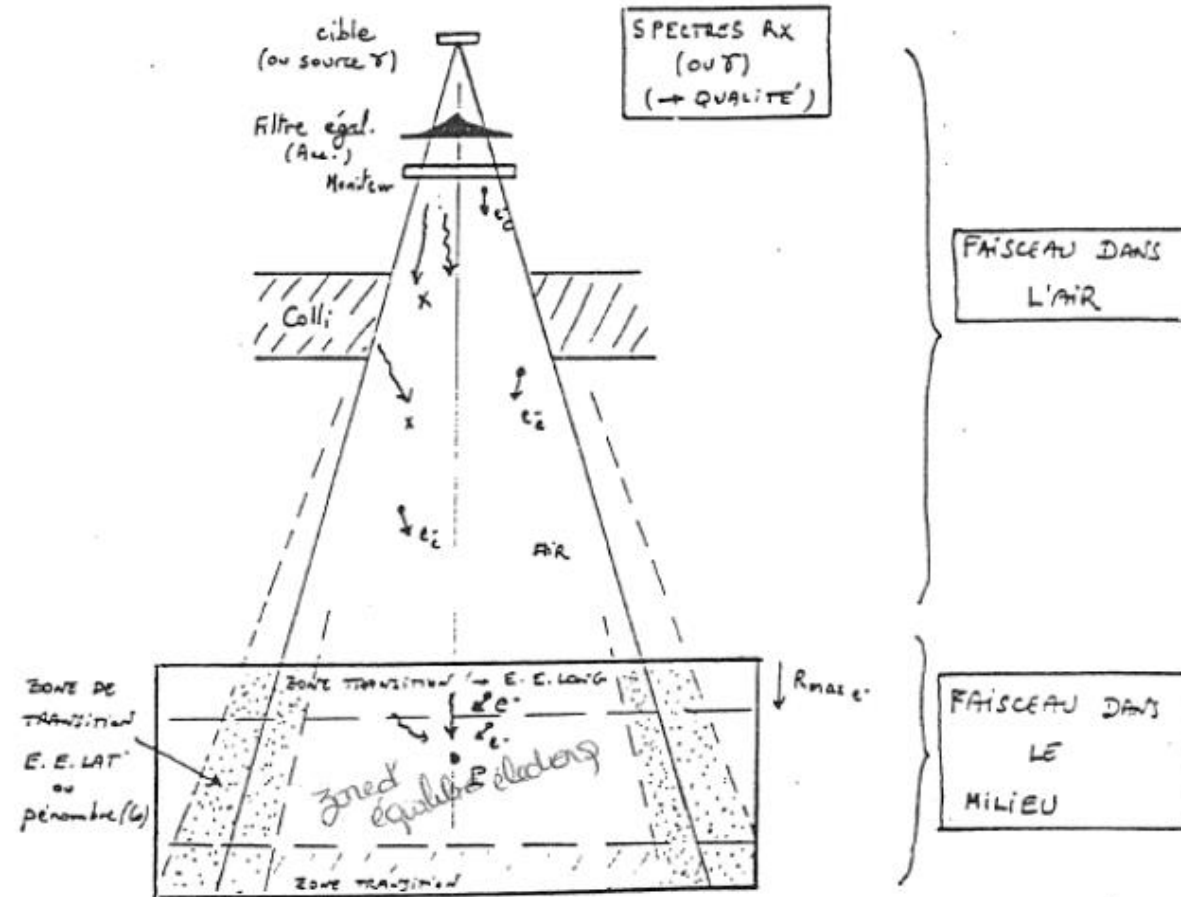


Surface plane perpendiculaire à l'axe du faisceau

Milieu semi-infini: les dimensions du fantôme sont supérieures aux dimensions du faisceau

V – Etude du faisceau dans l'eau

Composantes du faisceau dans le milieu



Rappel :

- Equilibre électronique : Energie transmise = Energie absorbée

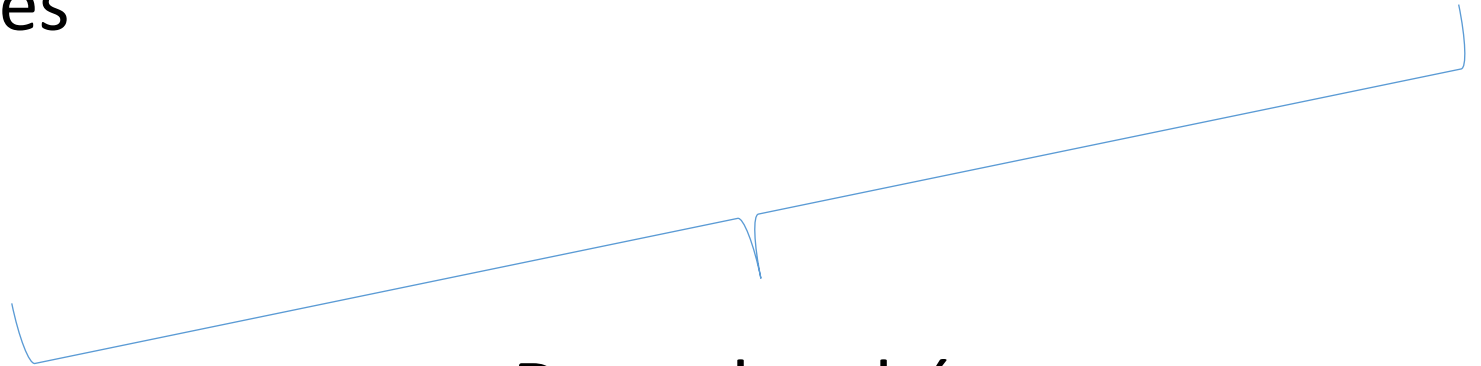
V – Etude du faisceau dans l'eau

Etude du faisceau dans le milieu

Photons primaires + photons diffusés + électrons de contamination



e- secondaires



Dose absorbée

V – Etude du faisceau dans l'eau

Etude du faisceau dans le milieu

En un point du milieu:

$$D_{\text{totale}} = D_{\text{primaire}} + D_{\text{secondaire ou diffusée}}$$

$$\text{On note: } D(r, z) = D_p(z) + D_s(r, z)$$

Dose primaire: dose déposée par les e- créés par les photons lors de leur première interaction après leur entrée dans le milieu

Dose secondaire: dose déposée par tous les autres e-

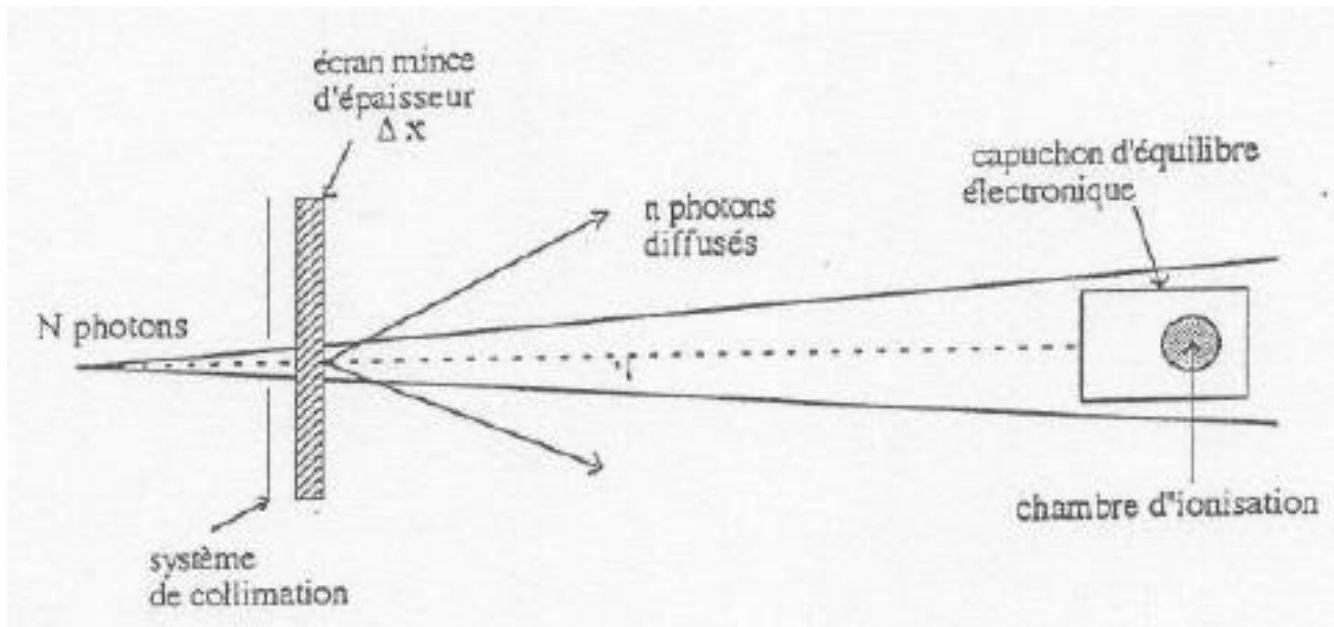
➔ photons primaires: photons émis par la cible et diffusés par cône ou système de collimation

➔ Photons secondaires: diffusés par le milieu

V – Etude du faisceau dans l'eau

Etude du faisceau dans le milieu

Dose primaire: serait la dose mesurée dans un champ de rayon nul (dépend de la source et de la collimation)



Mesure de la dose primaire en faisceau étroit à distance de la source avec une chambre de petit volume possédant un capuchon d'e.e (réduire au maximum la contribution du diffusé)
champ juste suffisant pour assurer e.e. latéral

V – Etude du faisceau dans l'eau

Etude du faisceau dans le milieu

Dose primaire:

$$D_p(z) = D_{\max} \cdot \exp(-\mu_0(z-z_{\max}))$$

Dose diffusée: ~ différence entre dose primaire et dose mesurée
(dépend de la taille du champ, forme et composition du
volume diffusant)

V – Etude du faisceau dans l'eau

Expression du diffusé: connaître la contribution du rayonnement diffusé par le milieu sur la dose à l'entrée

Coefficients de diffusion à l'entrée : Dose à l'entrée du milieu donnée par rapport à la dose due au rayonnement primaire au même point

RX de basse énergie

→ coefficient de rétrodiffusion BSF (back scatter factor)

RX de haute énergie

→ coefficient de diffusion à l'entrée PSF (peak scatter factor)

V – Etude du faisceau dans l'eau

Expression du diffusé:

Entrée = Surface ($z = 0$) : RX BE

Entrée = Maximum de dose ($z = z_{\max}$) : RX HE

$$\text{BSF (A)} = \frac{D_p(z=0 ; A) + D_s(z=0 ; A)}{D_p(z=0 ; A)}$$

A: surface du champ à la DSP

Z_{\max} profondeur du maximum de dose en profondeur sur l'axe

$$\text{PSF (A)} = \frac{D_p(z_{\max} ; A) + D_s(z_{\max} ; A)}{D_p(z_{\max} ; A)}$$

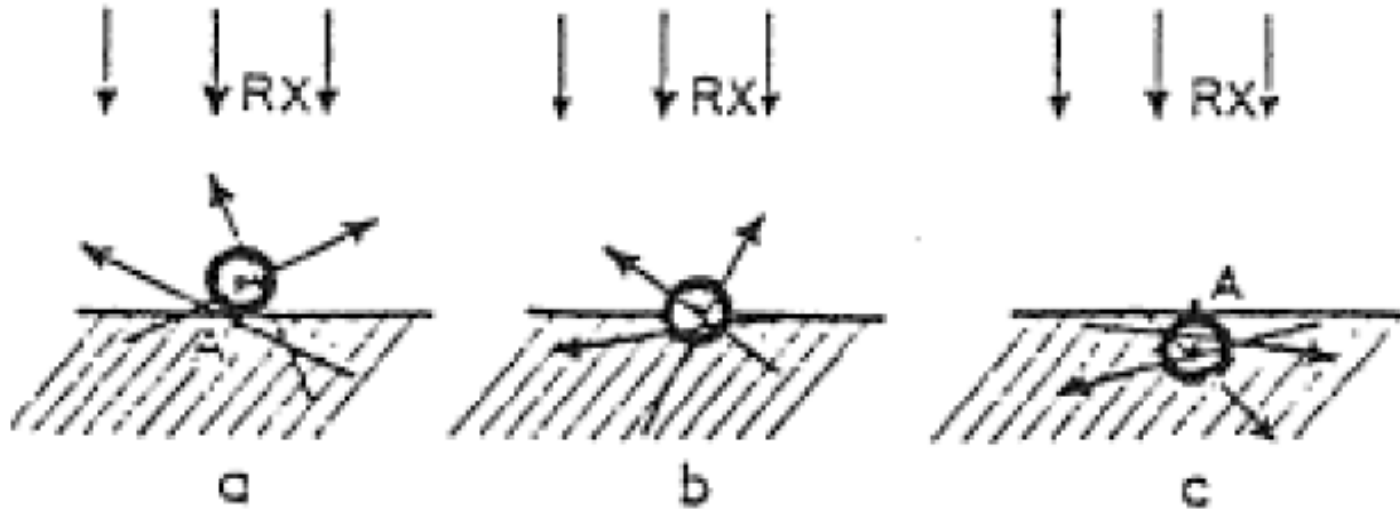
V – Etude du faisceau dans l'eau

Expression du diffusé: Détermination de la dose à la surface (RX BE)

Variation rapide de la dose aux environs de la surface

La chambre d'ionisation indique la valeur moyenne de la dose dans le volume qu'elle occupe

Position (b) la plus correcte : la chambre doit être à demi enfoncée dans le milieu



$$\text{BSF}(A) = \frac{D_p(z=0; A) + D_s(z=0; A)}{D_p(z=0; A)}$$

V – Etude du faisceau dans l'eau

Expression du diffusé: Détermination du PSF

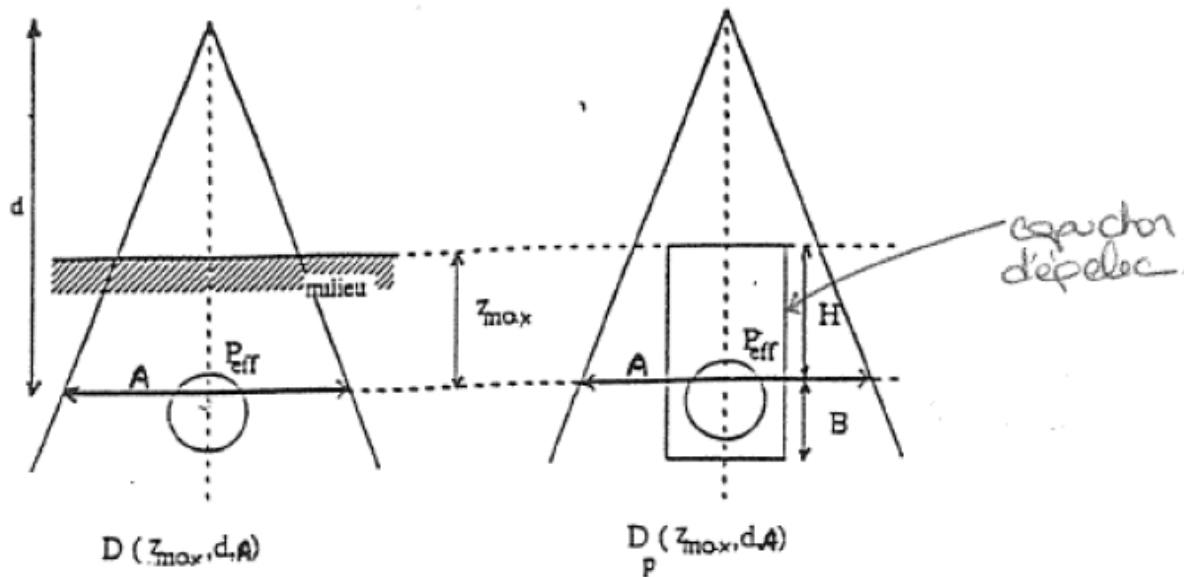


Figure VI.1: Dispositif expérimental utilisé pour mesurer le coefficient de diffusion. La dose absorbée doit être mesurée pour chaque énergie à une profondeur constante, aussi bien dans le capuchon que dans le fantôme, indépendamment de la taille de champ.

$$PSF(A) = \frac{D_p(z_{max}; A) + D_s(z_{max}; A)}{D_p(z_{max}; A)}$$

Mesure de la dose absorbée à une profondeur constante aussi bien dans le capuchon que dans le fantôme

V – Etude du faisceau dans l'eau

Expression du diffusé:

Influence de la taille de champ

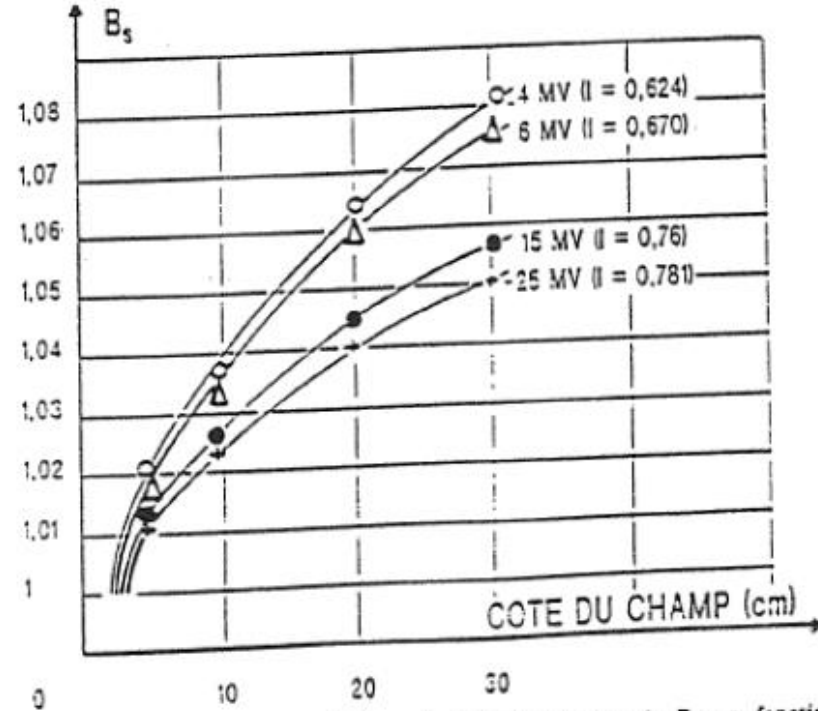


Figure VI-2: Variation du coefficient de diffusion à l'entrée B_s en fonction des dimensions du champ d'irradiation pour 4 faisceaux d'indice de qualité 0.624 - 0.670 - 0.760 et 0.781. Les courbes ont été extrapolées à 1 pour un champ carré de côté égal à la plus grande dimension de la section transversale du capuchon.

Augmentation de B_s quand la taille de champ augmente (augmentation du diffusé)

V – Etude du faisceau dans l'eau

Expression du diffusé:

Influence de la taille de champ

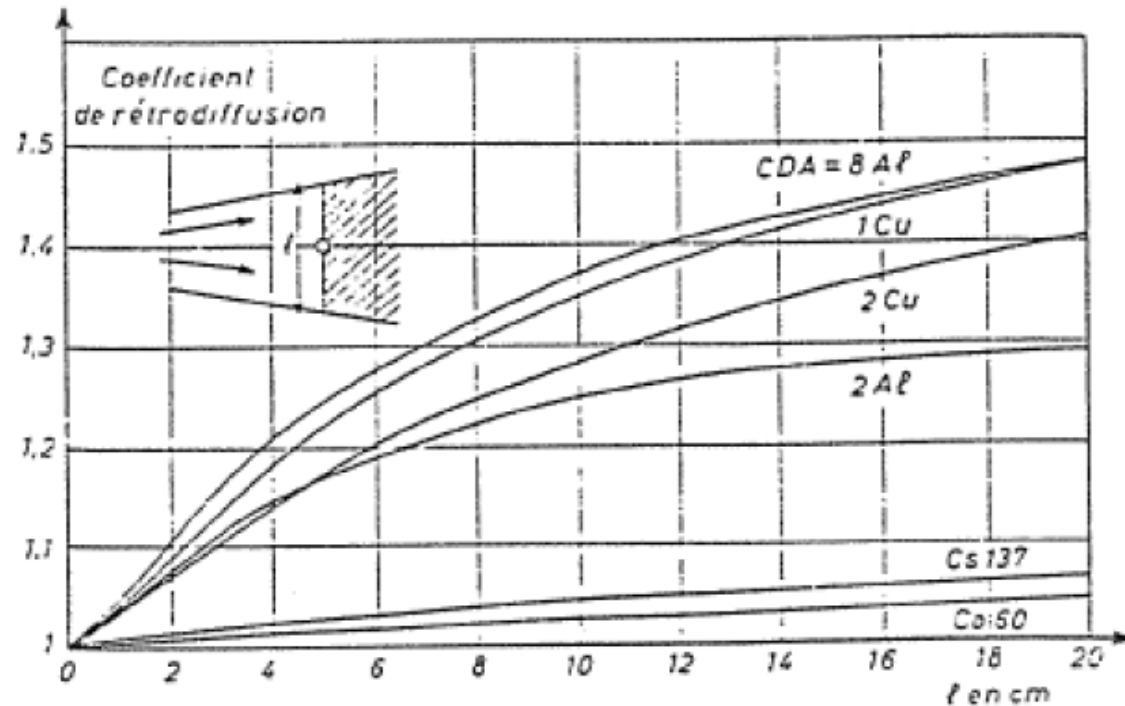


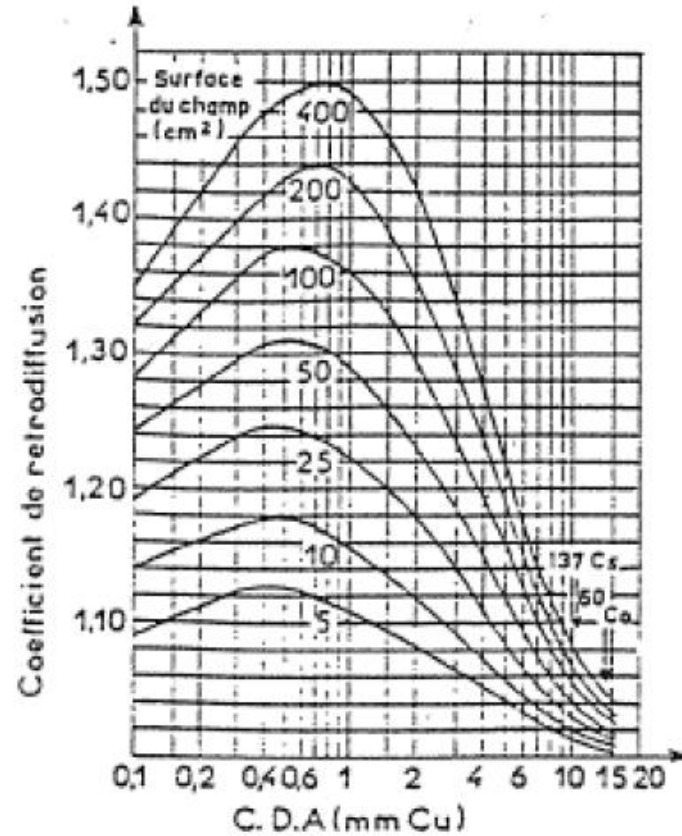
FIG. 183. — Variation du coefficient de rétrodiffusion en fonction de la largeur du champ carré.

La variation de B_s en fonction de la taille de champ est rapide pour les énergies classiques mais faible pour les rayonnements γ du Cobalt et du Césium

V – Etude du faisceau dans l'eau

Expression du diffusé:

Influence de la couche de demi-atténuation



V – Etude du faisceau dans l'eau

Expression du diffusé: Détermination du PSF

Influence de l'épaisseur du milieu

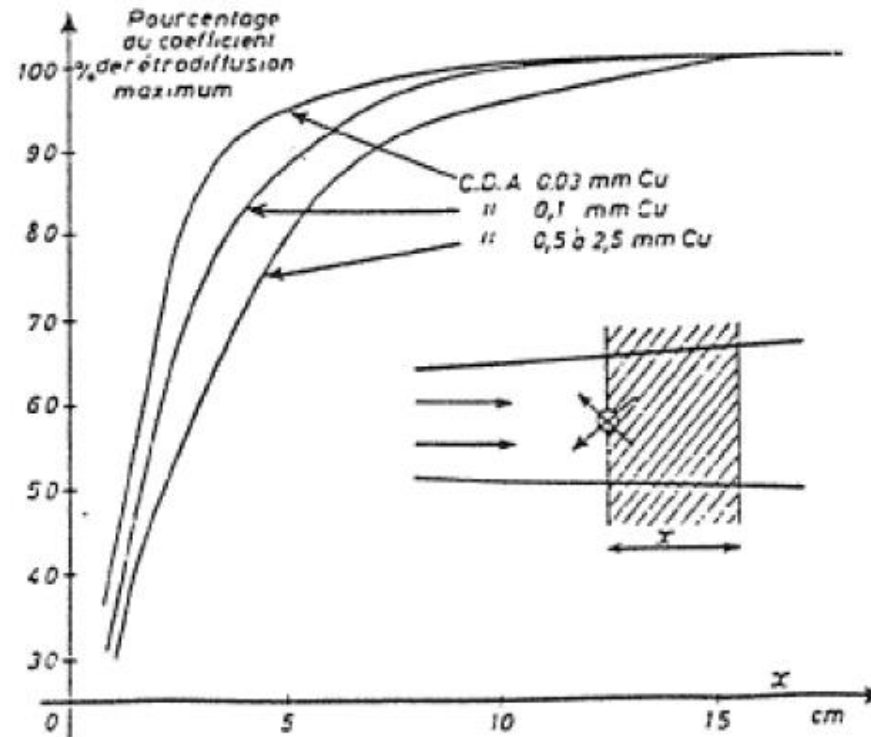


FIG. 182. — Variation du coefficient de rétrodiffusion en fonction de l'épaisseur x du milieu (d'après QUIMBY E. H., MARINELLI L. D., et FARROW J. H. Am. J. of Roentgen, 39, 799, 1938)

Augmentation de B_s avec l'épaisseur x du milieu – Palier à une valeur maximum

V – Etude du faisceau dans l'eau

Expression du diffusé:

Fonction de diffusion: traduit la quantité de diffusé en profondeur

$$F_s(z ; A) = \frac{D_s(z ; A)}{D_p(z=z_{\max} ; A)}$$

$$F_s(z ; A) = \frac{\text{dose due au rayonnement diffusé en } z > z_{\max}}{\text{dose due au rayonnement primaire en } z_{\max}}$$

V – Etude du faisceau dans l'eau

Expression du diffusé:

Fonction de diffusion: traduit la quantité de diffusé en profondeur

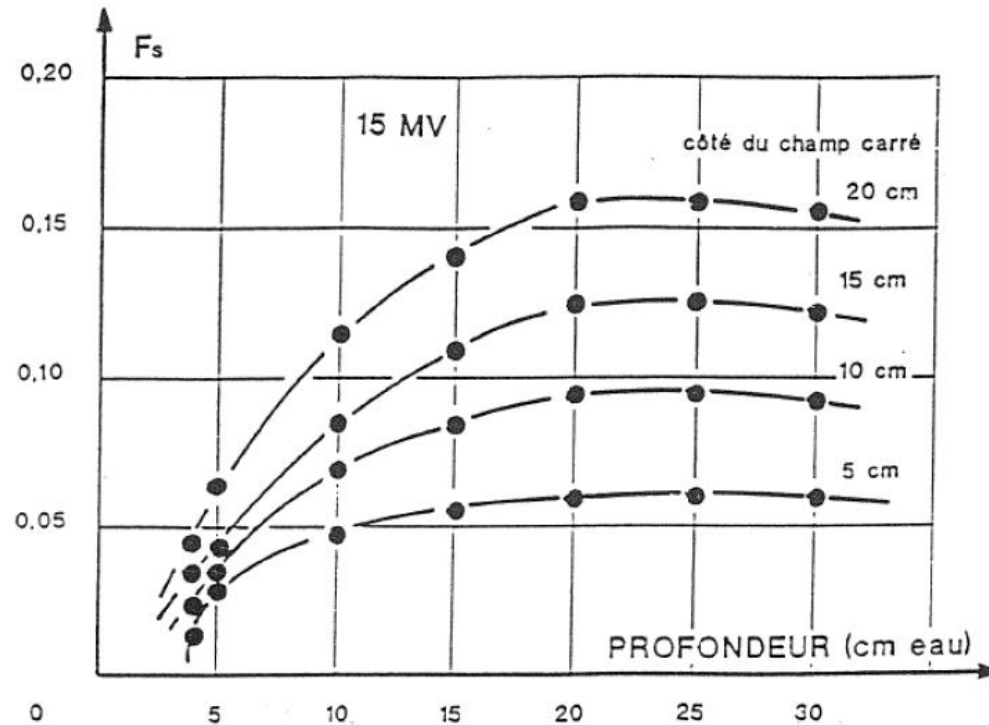


Figure VII-1: Variations de la fonction de diffusion en fonction de la profondeur d'un milieu irradié par un faisceau de photons de 15 MV, de sections 5 x 5, 10 x 10, 15 x 15 et 20 x 20 cm².

Augmentation de F_s avec la taille du champ

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Différentes grandeurs pour quantifier les variations 1D en profondeur

- rendement en profondeur (PDD ou RP)
- rapport tissu air (RTA)
- rapport tissu maximum (RTM)
- peak scatter factor (PSF)
- back scatter factor (BSF)
- rapport tissu fantôme (RTF)
- facteur d'ouverture collimateur (FOC)

Relations entre ces grandeurs

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Rendement en profondeur RP

Dose surface = Dose peau

Dose entrée = Dmax

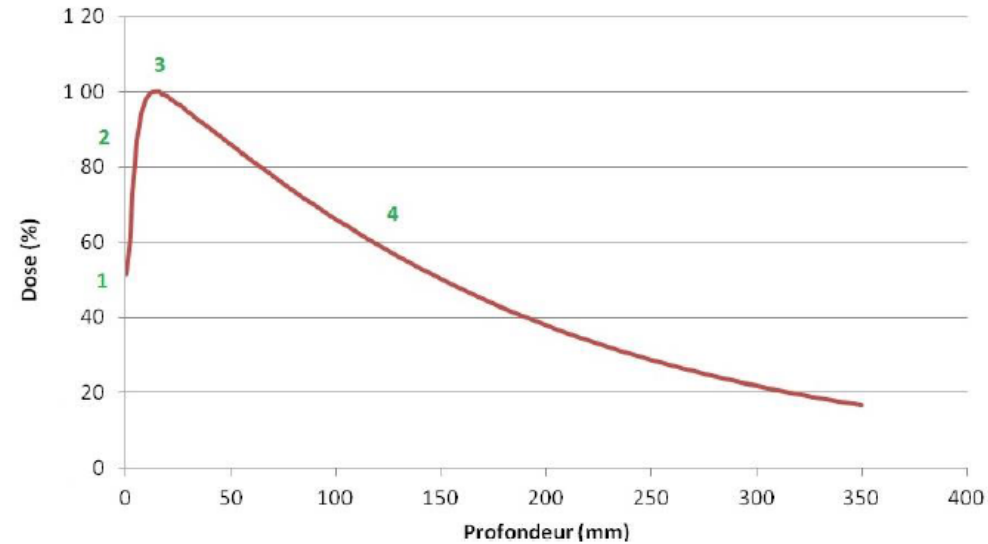


Fig 4 : Allure générale d'un rendement en profondeur

1. Dose à l'entrée : elle est principalement due à trois paramètres
 - Aux photons diffusés provenant des interactions ayant lieu dans la tête de l'accélérateur (cône égalisateur, collimateur)
 - Aux photons rétrodiffusés provenant des interactions dans le milieu irradié
 - Aux électrons de contamination (de haute énergie) produits par les interactions des photons dans la tête d'irradiation et dans l'air
2. Zone de mise en équilibre électronique (build-up) : il s'agit de la zone entre la surface et la dose maximum. Cette augmentation de dose est due au parcours des particules secondaires mises en mouvement par les photons incidents dans le milieu. Ces particules sont des électrons ou positrons créés par des interactions photoélectriques, Compton ou création de paires. [1]
3. Dose maximale dont la profondeur dépend principalement de l'énergie du faisceau (parcours des électrons secondaires). A cette profondeur correspond un équilibre électronique entre les particules chargées qui entrent et les particules chargées qui sortent d'une petite région d'intérêt.
4. Après la zone de mise en équilibre électronique, diminution progressive de la dose après le maximum au fur et à mesure que la profondeur augmente. Cela est dû à la diminution du nombre de photons primaires lié à l'atténuation exponentielle et la loi d'inverse carré des distances.

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

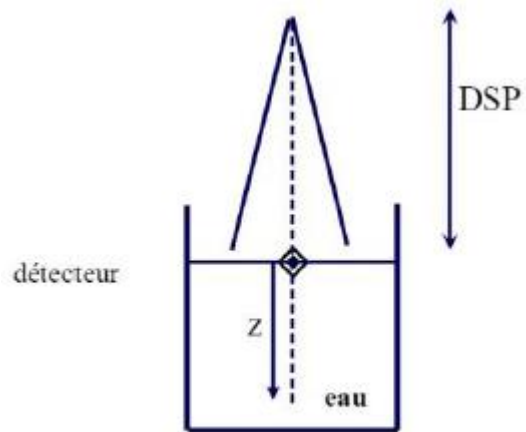
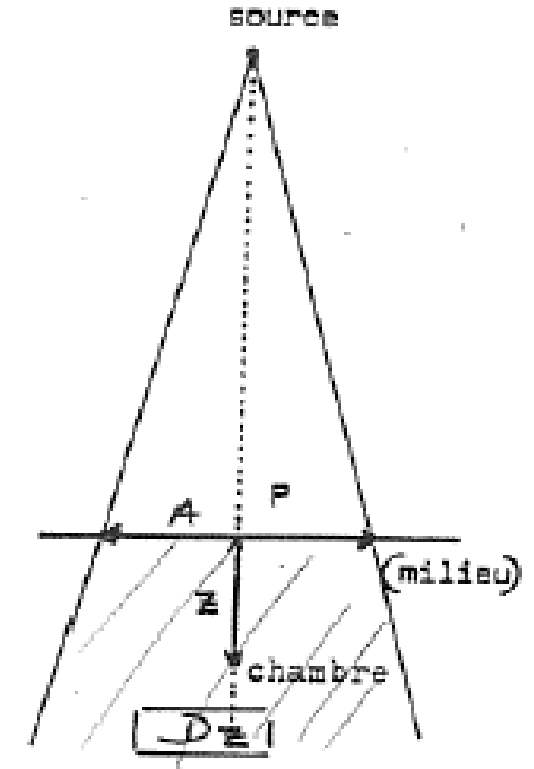
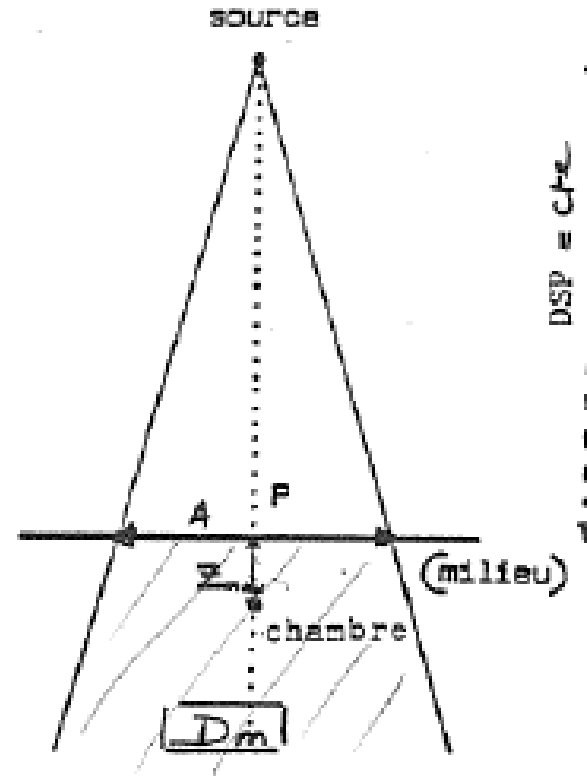


Fig 1 : Conditions de mesure d'un RP

$$RP(z; A; DSP) = \frac{D(z; A)}{D(z=z_{\max}; A)} \times 100$$



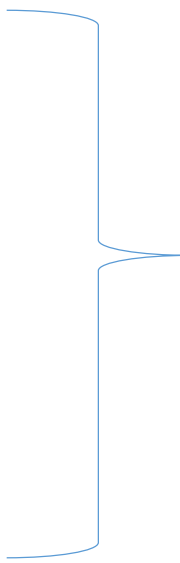
z_{\max} profondeur du maximum de dose en profondeur sur l'axe (RX HE)

$z_{\max} = 0$ pour RXBE

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

Dépend de: - qualité du faisceau
- profondeur z
- la taille de champ A
- la DSP

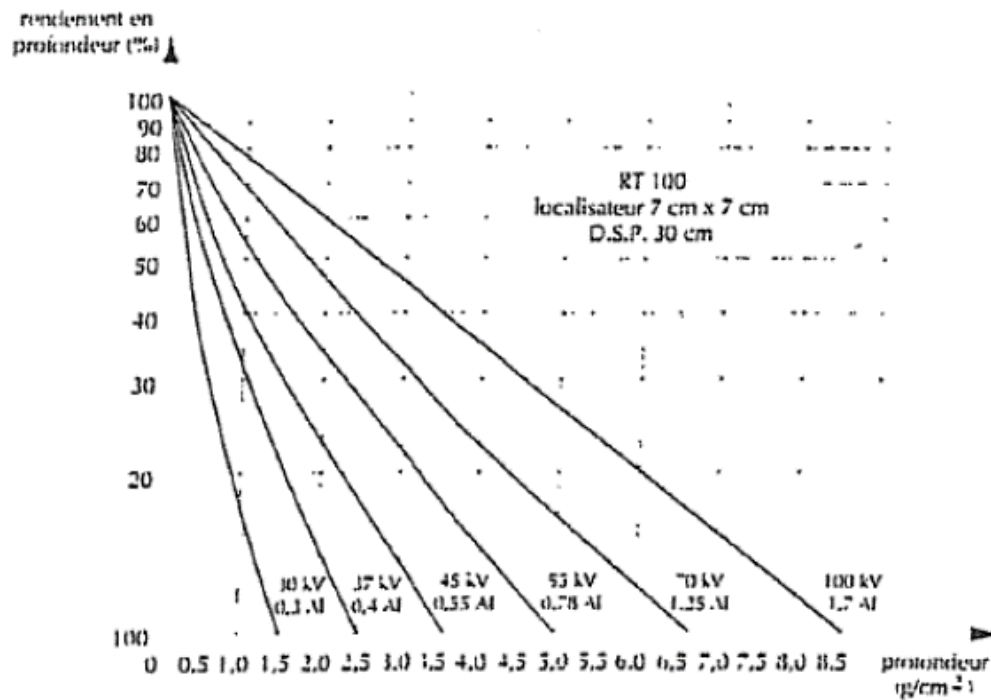


Etude de l'influence de ces paramètres sur: la dose en surface, la dose en entrée, le rendement

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

Dépend de: - qualité du faisceau (énergie) : RX BE



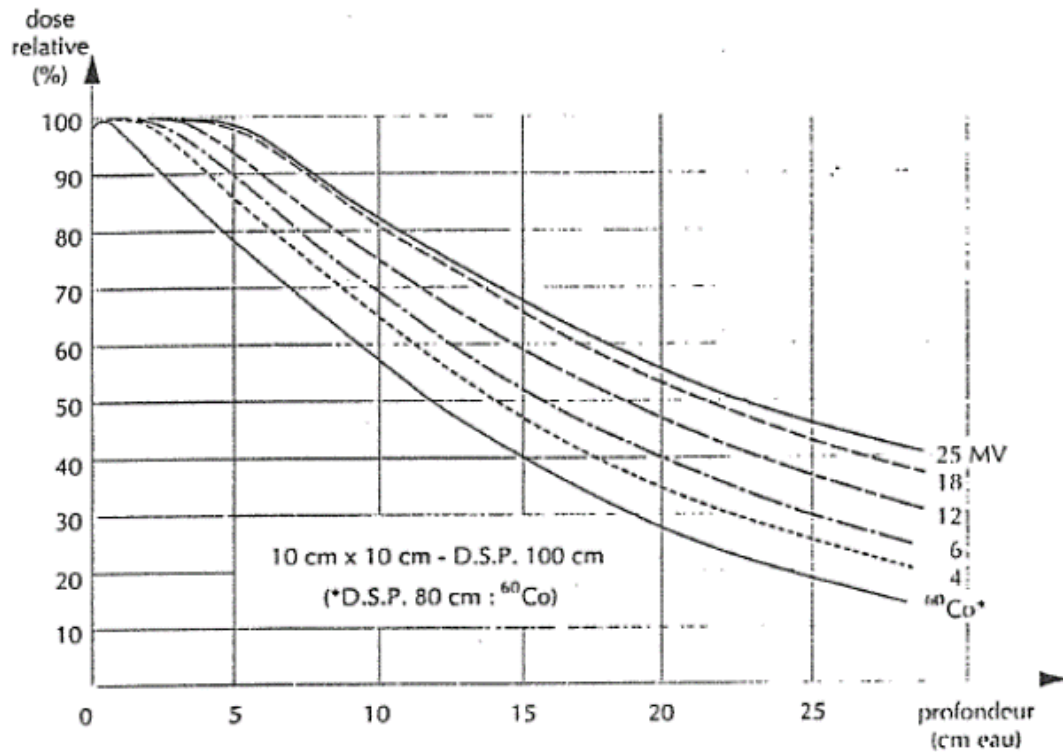
Atténuation du faisceau + rapide
qd E ↘

Figure 3.6 : Courbes de rendement en profondeur dans l'eau relatives à un appareil RT 100 (Massiot-Philips).

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

Dépend de: - qualité du faisceau (énergie) RX HE



Atténuation du faisceau + rapide

qd E ↘

Profondeur du max de dose ↘

qd E ↘

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

Dépend de: - qualité du faisceau (énergie) RX HE

Influence de l'énergie

	D _{entrée} (%)	Z _{max} (mm)	Z _{80%} (mm)	Z _{50%} (mm)
6 MV	51,4	14,03	64,08	150,32
18 MV	31,7	30,98	93,29	203,9

Tableau 2 : Points caractéristiques d'un rendement en profondeur – Influence de l'énergie

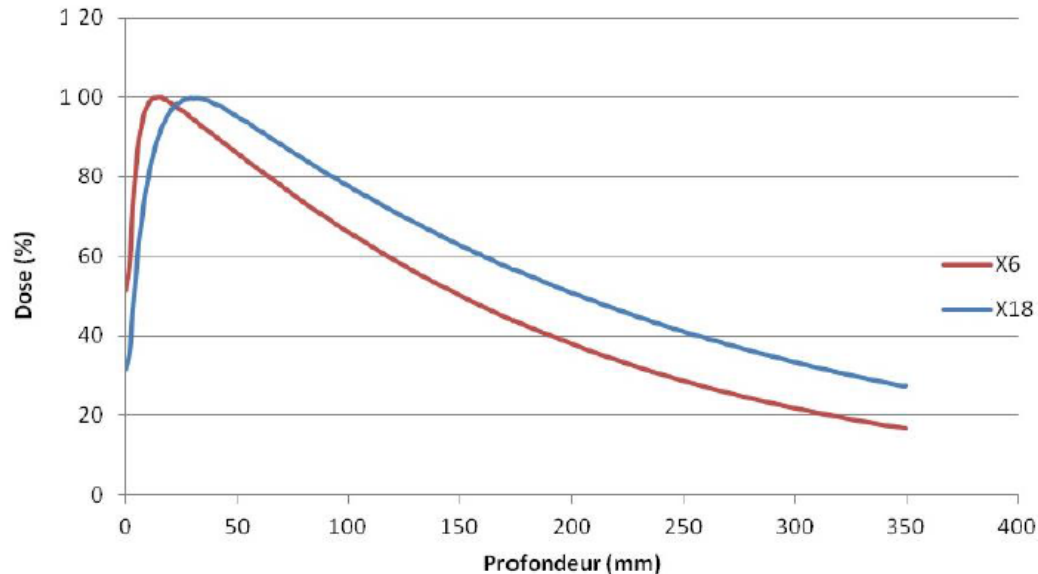


Fig 5 : Courbes de rendement en profondeur photons de 6 MV et 18 MV (DSP 95 cm, champ 10 x 10 cm²)

Atténuation du faisceau + rapide

qd E ↘

Profondeur du max de dose ↘

qd E ↘

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

Dépend de: - profondeur z

→ par définition

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

Dépend de: - la taille de champ

Notion de taille de champ:

- 4 groupes de forme de champs en RT
 - Carré
 - Rectangulaire
 - Circulaire
 - Irrégulier

➔ Possibilité de définir un champ carré équivalent ou un champ circulaire équivalent

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Notion de taille de champ:

2 définitions: taille de champ géométrique ; taille de champ dosimétrique

Selon l'ICRU, la taille de champ géométrique est définie comme la projection de la partie distale du système de collimation sur un plan perpendiculaire à l'axe central du faisceau vue depuis le centre de la source

Taille de champ dosimétrique (physique): définie par l'intersection d'une isodose donnée (généralement 50 %) avec un plan perpendiculaire à l'axe central du faisceau à une distance donnée de la source

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

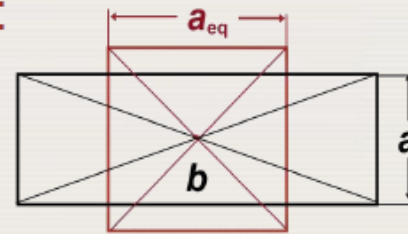
Notion de taille de champ:

Champs équivalents

□ Equivalent square for rectangular field:

- An arbitrary rectangular field with sides a and b will be approximately equal to a square field with side a_{eq} when both fields have the same area/perimeter ratio (Day's rule).

$$\frac{ab}{2(a+b)} = \frac{a_{eq}^2}{4a_{eq}}$$

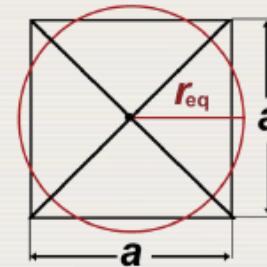


$$a_{eq} = \frac{2ab}{a+b}$$

□ Equivalent circle for square field:

- An arbitrary square field with side a will be equivalent to a circular field with radius r_{eq} when both fields have the same area.

$$a^2 = \pi r_{eq}^2$$



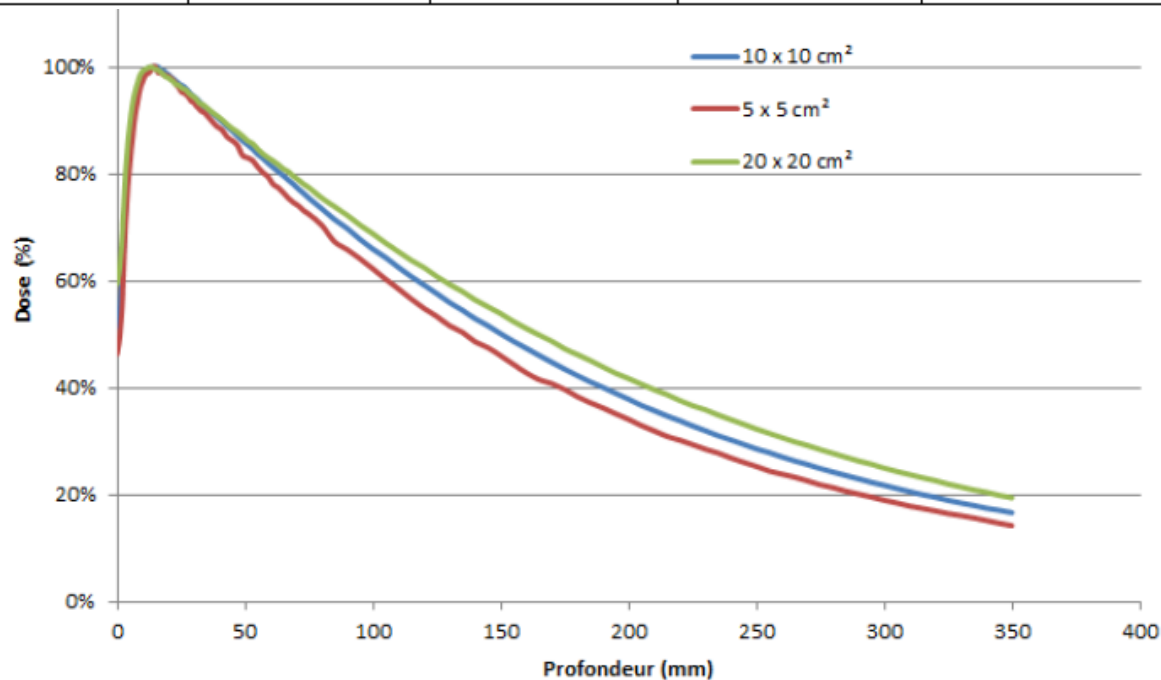
$$r_{eq} = \frac{a}{\sqrt{\pi}}$$

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

Dépend de: - la taille de champ

	D _{entrée} (%)	Z _{max} (mm)	Z _{80%} (mm)	Z _{50%} (mm)
5 x 5 cm ²	46,3	14,03	57,56	136
10 x 10 cm ²	51,4	14,03	64,08	150,32
20 x 20 cm ²	59,4	13	67,9	164,44



Courbes de rendement en profondeur pour différentes tailles de champ : 10 x 10 cm², 5 x 5 cm² et 20 x 20 cm² (6 MV, DSP 95 cm)

Dose entrée ↗ qd taille champ ↗
(rétrodiffusé + diffusé de la tete)

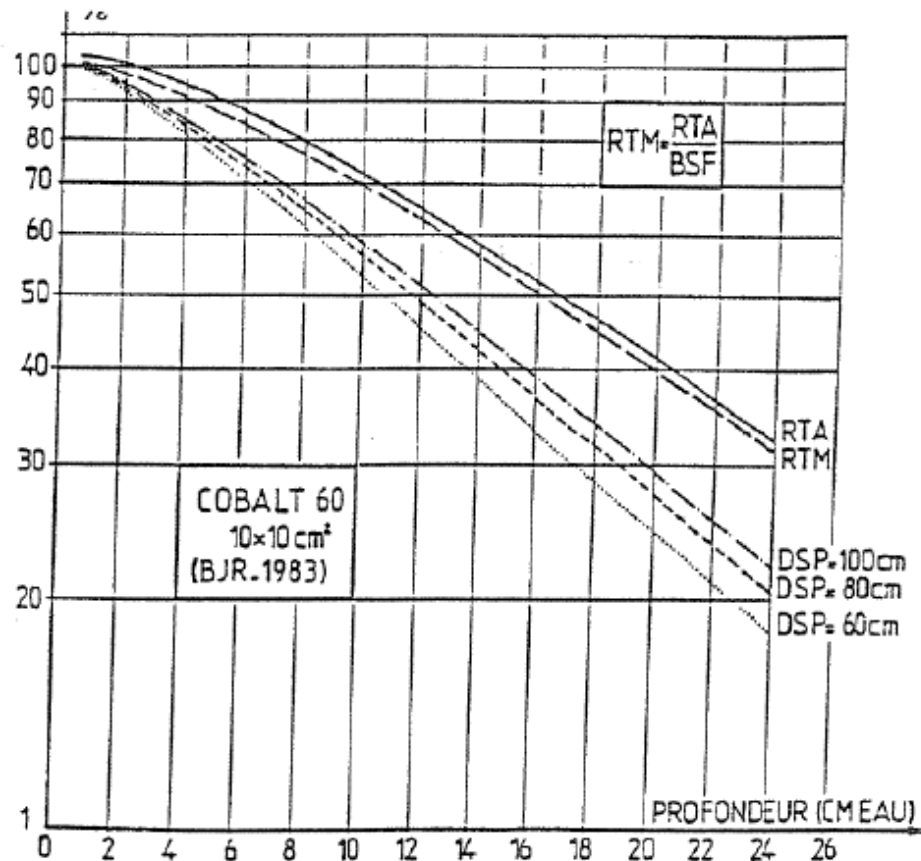
Profondeur du max de dose ↘
qd taille champ ↗ (diffusé)

Rdt augmente avec taille de champ
pour une profondeur donnée
(volume diffusant)

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

Dépend de: - la DSP (RXBE)



A une profondeur donnée le rendement en profondeur ↗
qd la DSP ↗

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

Dépend de: - la DSP (RX HE)

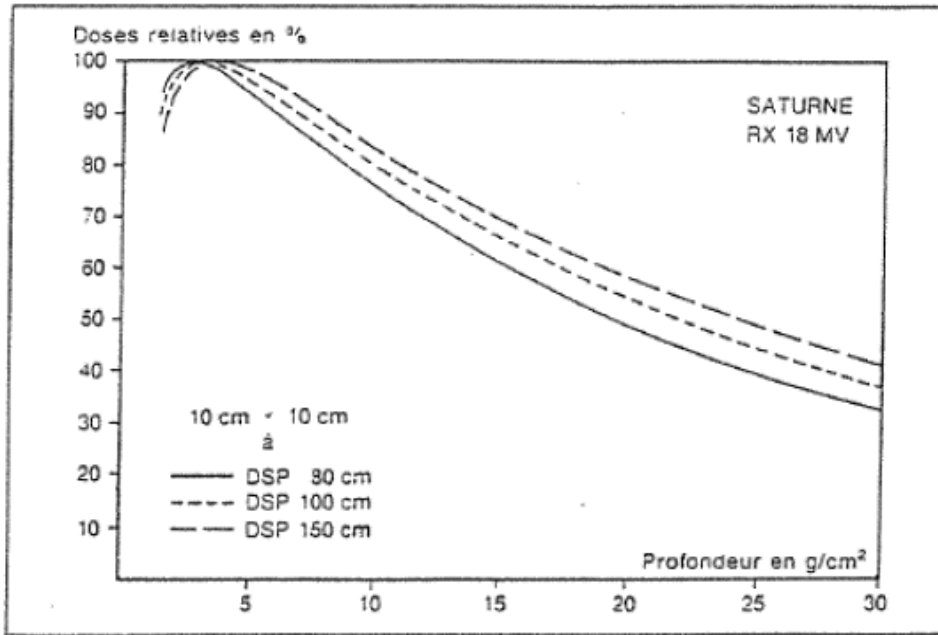


Figure 3.5.5
Variation du rendement en profondeur en fonction de la distance source-peau.

A une profondeur donnée le rendement en profondeur ↗
qd la DSP ↗ (raison?)

Dose à la peau ↘
qd la DSP ↗

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP:

Dépend de: - la DSP (RX HE)

	D _{entrée} (%)	Z _{max} (mm)	Z _{80%} (mm)	Z _{50%} (mm)
85 cm	52,99	14,99	61,10	144,81
105 cm	51,12	15,00	66,35	155,01

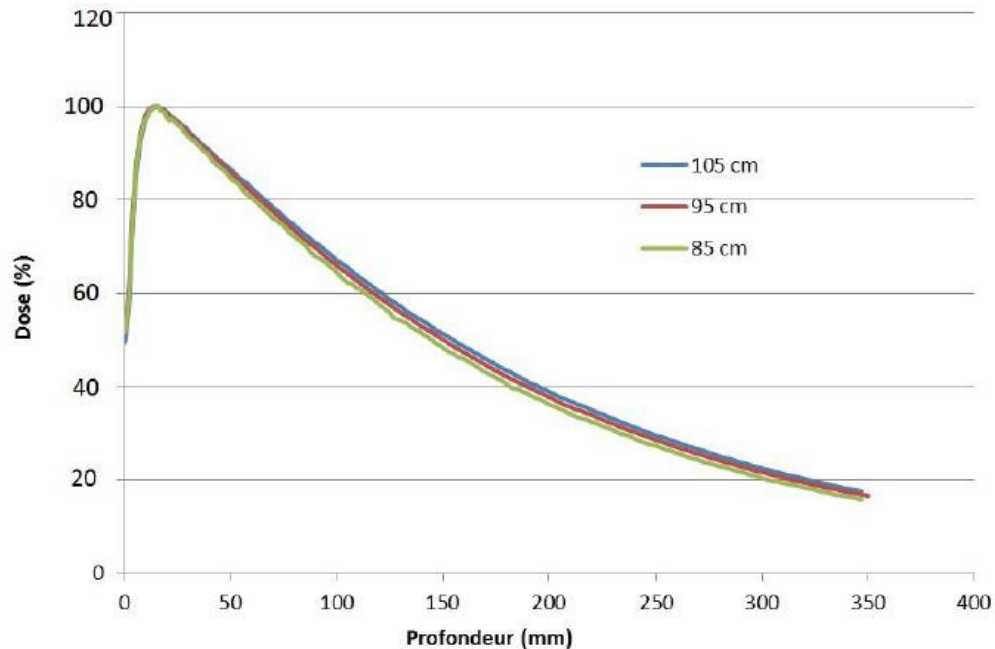


Fig 6 : Courbes de rendement en profondeur pour différentes DSP : 85 cm, 95 cm et 105 cm (6 MV, champ 10 x 10 cm²)

A une profondeur donnée le rendement en profondeur ↗
qd la DSP ↗ (+gd volume diffusant)

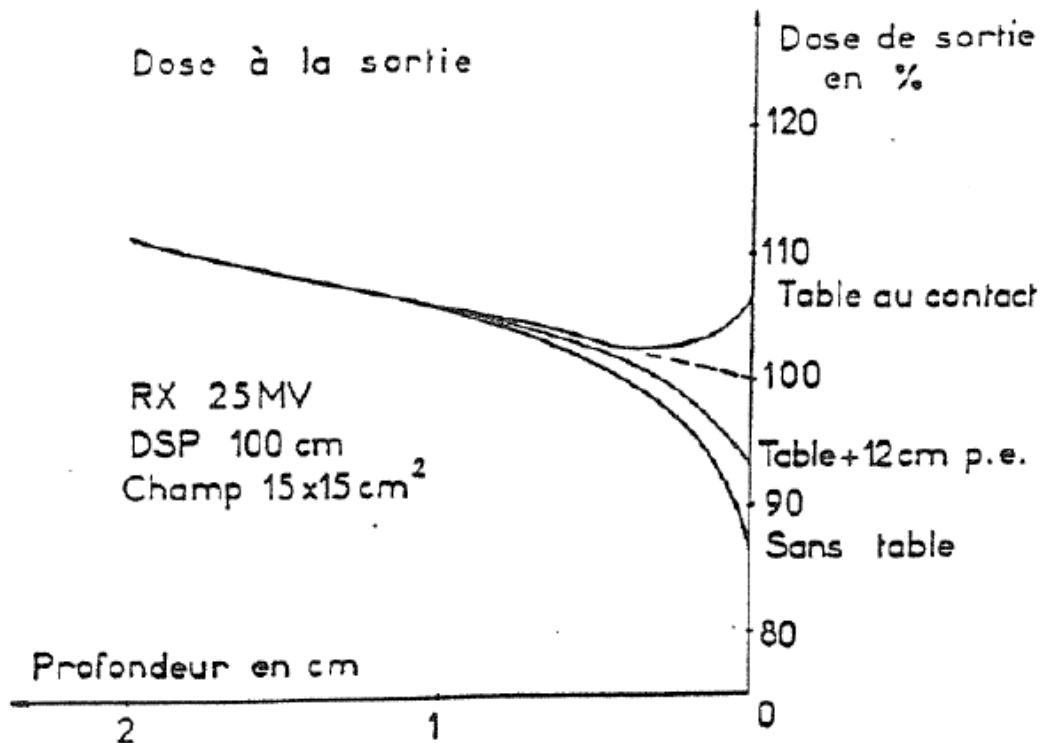
Dose à la peau ↘
qd la DSP ↗

Profondeur du max ↗
qd DSP ↗

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Expression du rendement en profondeur RP: dose à la sortie

- Épaisseur limitée du patient (milieu fini)
- Manque de milieu rétrodiffusant
- Influence du support du patient sur la dose à la sortie



→ Ajout d'un matelas permet de minimiser la dose à la sortie

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

RTA: rapport tissu air

$$\text{RTA}(z; A) = \frac{D_z}{D_0}$$

D_0 dose dans l'eau dans l'air

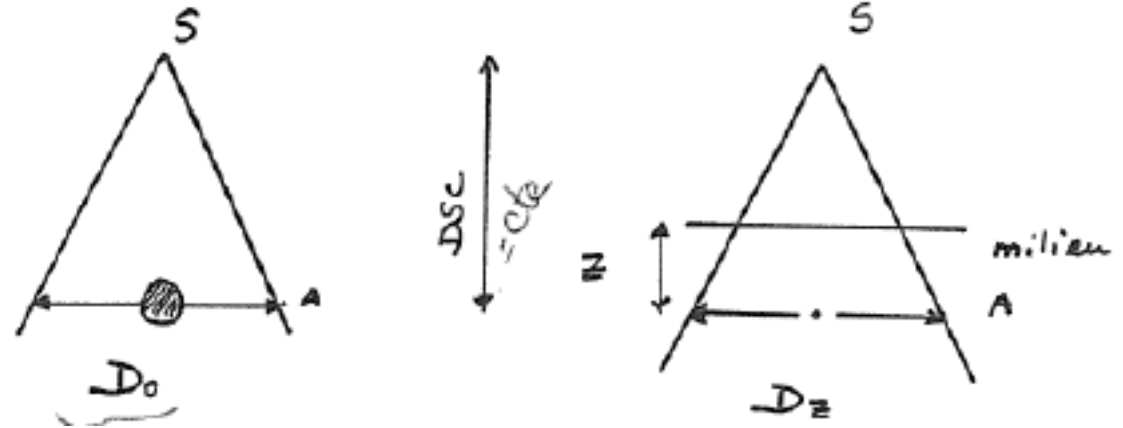
D_z dose dans le milieu

Dépend de:

- la profondeur z
- la taille de champ

Ne dépend pas de la distance source détecteur

cas particulier $\text{RTA}(z_{\text{max}}; A) = \text{PSF}(A)$



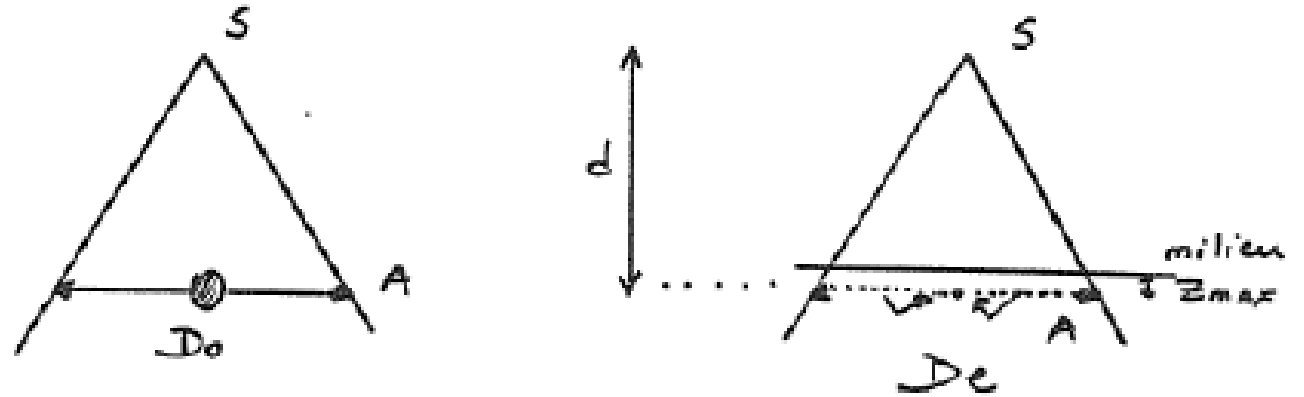
VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

PSF: peak scatter factor

$$PSF = \frac{D_e}{D_0}$$

D_0 Dprimaire

D_e Dprimaire + Ddiffusé



Pour une E donnée, PSF ↗ si A ↗

(car augmentation du diffusé)

Pour A donnée, PSF ↗ si E ↘

(car augmentation du rétrodiffusé)

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

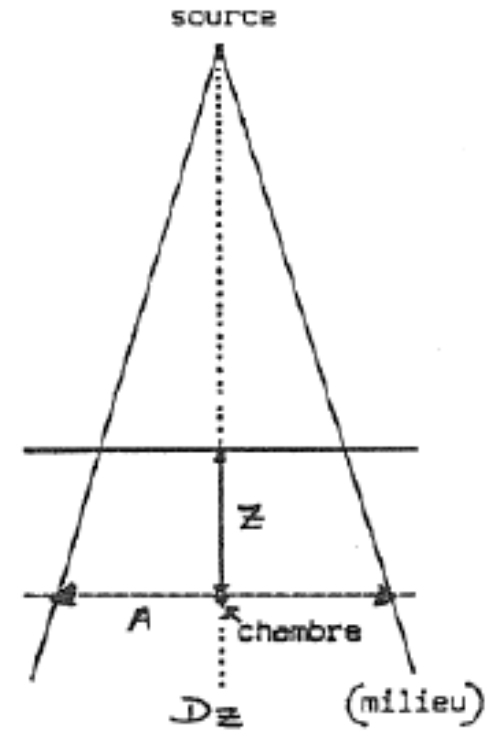
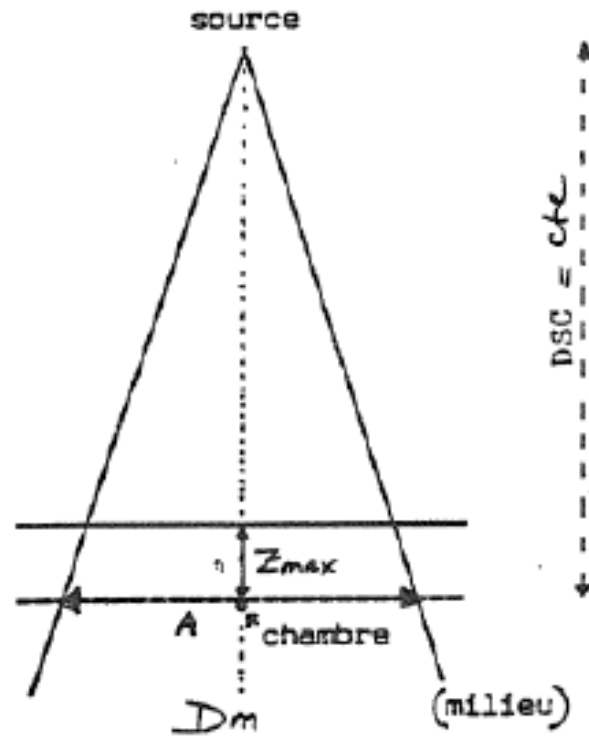
RTM: rapport tissu maximum

$$\text{RTM}(z; A) = \frac{D_z}{D_m}$$

RTM(z; A) dépend de:

- qualité du faisceau
- profondeur z
- taille du champ A

Ne dépend pas de la distance source détecteur



VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

RTM: rapport tissu maximum

$$\text{RTM}(z; A) = \frac{D_z}{D_m}$$

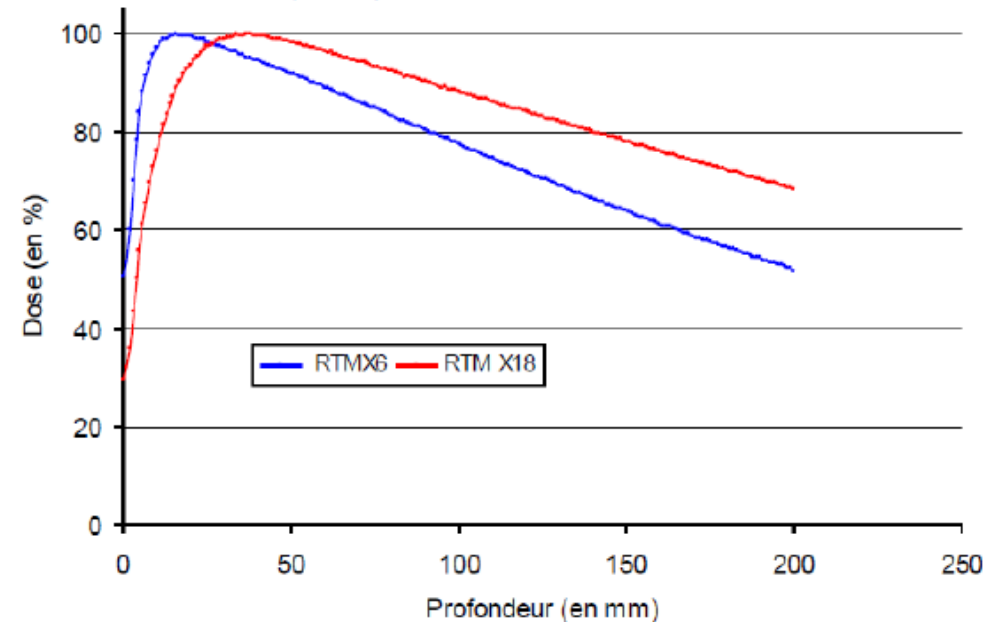
Cas des RX BE: RTM \nearrow qd l'épaisseur du fantôme \nearrow (+ de rétrodiffusé)

Memmes observations que pour les RP

RTM \nearrow qd taille de champ \nearrow

RTM \nearrow qd profondeur \nearrow

➔ Détermination de l'indice de qualité



VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

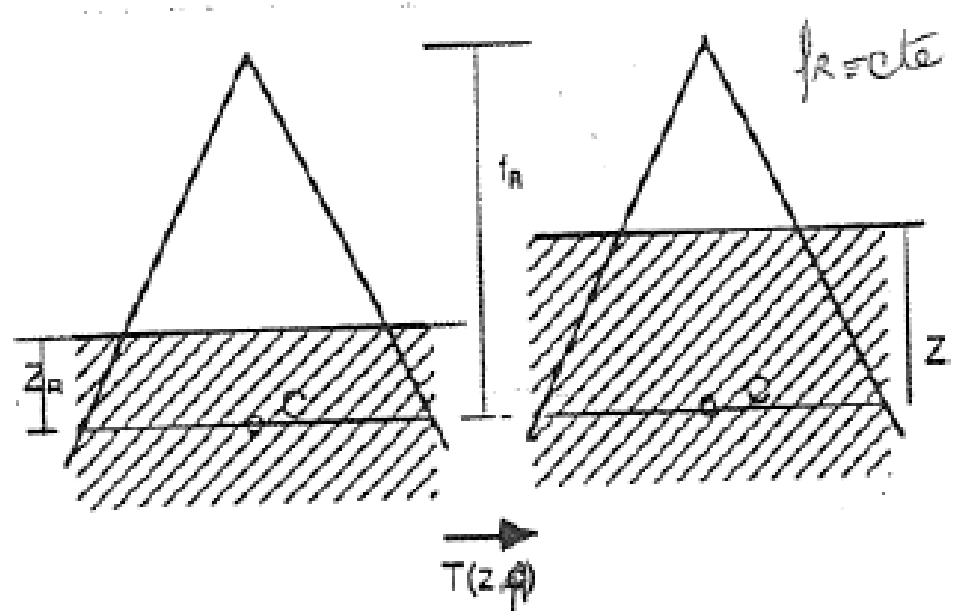
RTF: rapport tissu fantôme

Protocoles recommandent l'étalonnage des fx de HE

- 5 cm de profondeur si $l \leq 0,7$
- 10 cm de profondeur si $l > 0,7$

Approche large fantôme

$$RTF = T(z; A) = \frac{D(z; A; f_R)}{D(z_{ref}; A; f_R)}$$



VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

RTF: rapport tissu fantôme

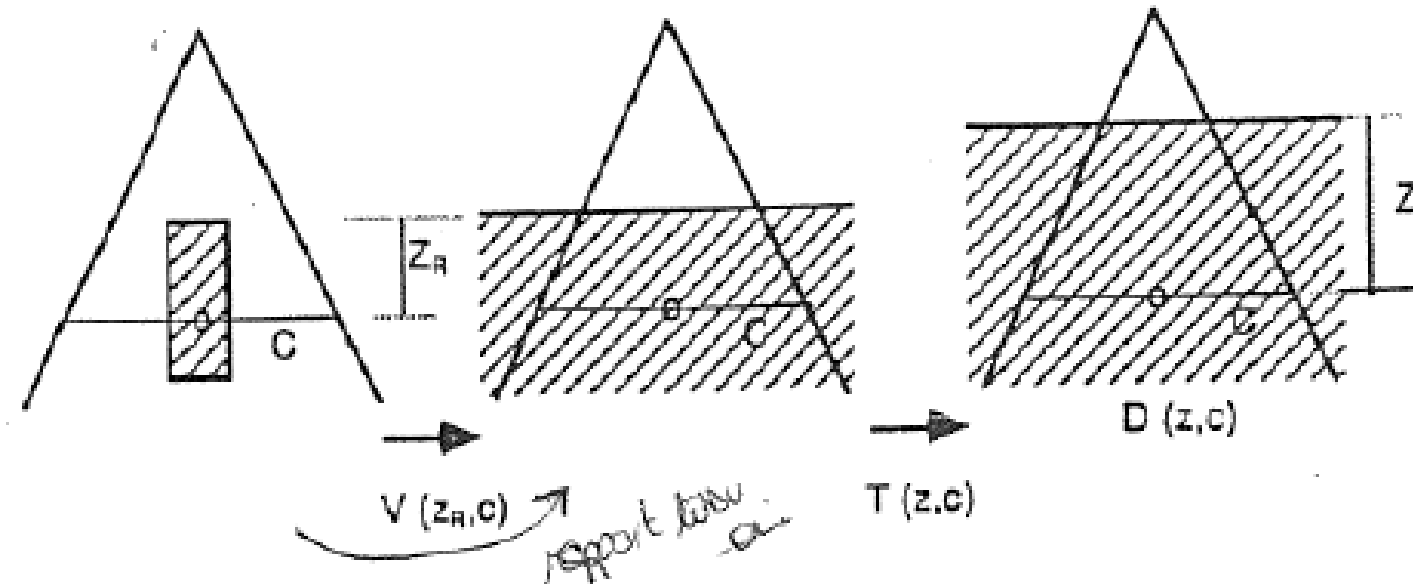
Protocoles recommandent l'étalonnage des fx de HE

- 5 cm de profondeur si $l \leq 0,7$
- 10 cm de profondeur si $l > 0,7$

Approche mini fantôme

V: contribution du rayonnement diffusé par le fantôme (volume scatter ratio)

$$V(z_R; A) = \frac{D(z_R; A; f_R)}{D_0(z_{ref}; A; f_R)}$$



VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

FOC: facteur d'ouverture collimateur

Le facteur d'ouverture collimateur dans l'eau (O_R selon la notation ESTRO) permet de caractériser le rayonnement diffusé provenant de la tête de l'accélérateur et du milieu irradié. Il tient compte de la variation de la dose sur l'axe du faisceau en fonction de la taille de champ pour les conditions de référence. [2] [3] [4] L'équation ci-dessous permet de mesurer les valeurs de FOC :

$$FOC = O_R(z_r, c) = \frac{D(z_r, c)}{D(z_r, c_r)}$$

Avec :

- Z_r : profondeur de référence (5 cm à DSP = 95 cm en photons de 6 MV et 10 cm à DSP = 90 cm en photons de 18 MV)
- C : taille du champ carré
- C_r : taille du champ carré de référence (10 x 10 cm²)

VI – Variation de la dose en profondeur sur l'axe (en 1D)

Résumé des grandeurs

Relation RTM - PSF

Relation RTA – RTM

Relation RTM – Rendement en profondeur

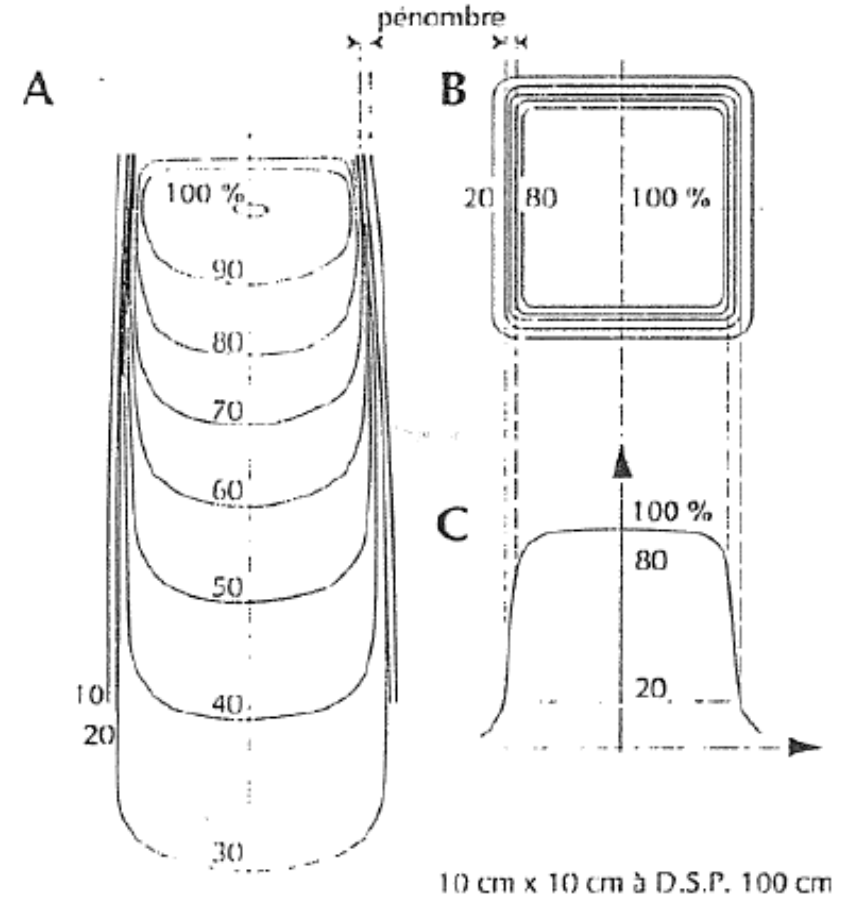
VII – Variation 2D : courbes isodoses

Lignes rejoignant des points d'égales valeurs de dose
Permettent la représentation planaire de la distribution de la dose

A: isodoses dans un plan contenant l'axe du faisceau
➔ ISODOSES LONGITUDINALES

B: isodoses dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau
➔ ISODOSES TRANSVERSES

C: profil de dose le long de l'axe



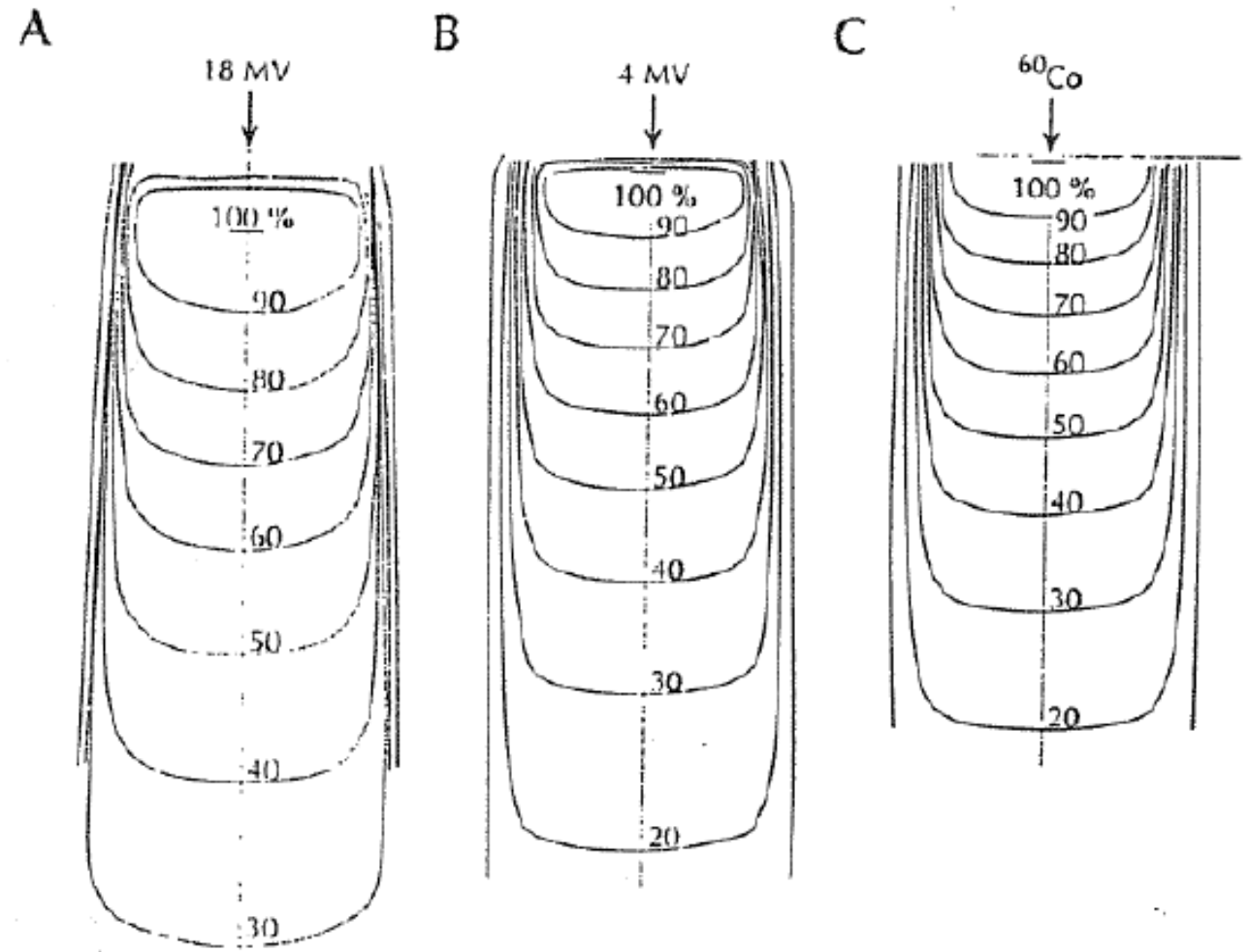
VII – Variation 2D : courbes isodoses

Représentation normalisée à 100 % en un point:

- Maximum de dose
- Isocentre
- Point de prescription de la dose

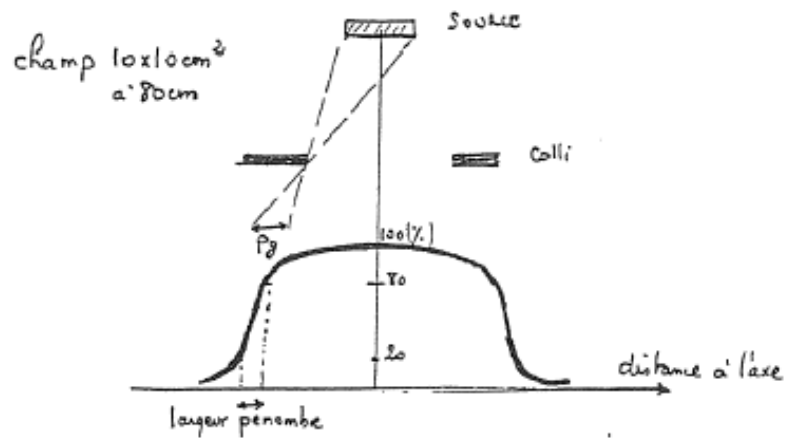
Arrondi des isodoses pour le faisceau de ^{60}Co

Le cône égalisateur donne la forme aux isodoses

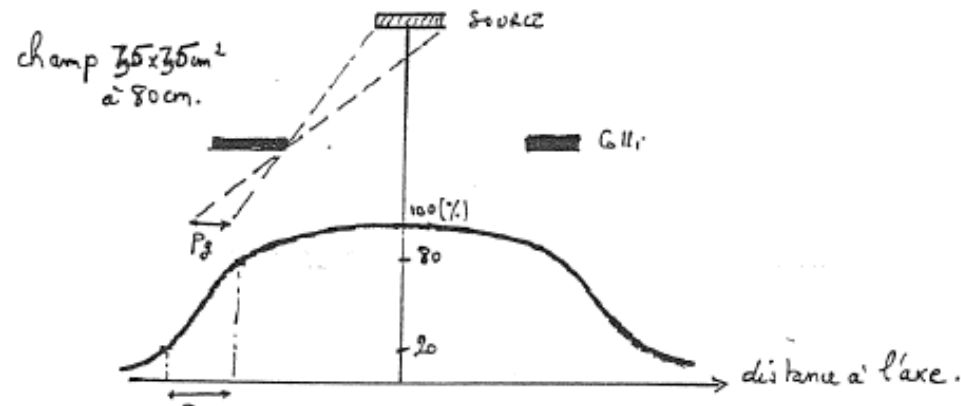


VIII – Variation de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau : notion de pénombre

Profil de dose dans l'air: ^{60}Co



Pénombre: distance qui sépare le 80% - 20 % de la dose max sur l'axe à la profondeur considérée



Profils plus arrondis pour les grands champs

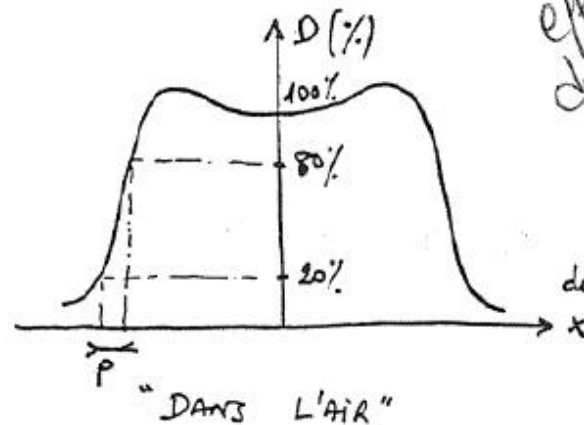
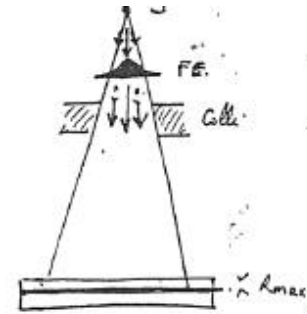
Pénombre due à la taille de la source et à la collimation (géométrique + transmission)

VIII – Variation de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau : notion de pénombre

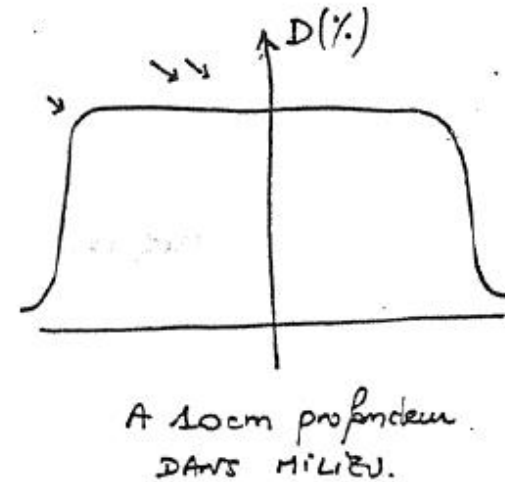
Profil de dose dans l'air: AL

Profils de dose dans l'air

RX de haute énergie (accélérateurs)



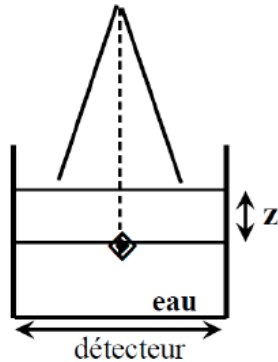
*effet
du filtre
épurateur :*



ex: 10cm x 10cm.

VIII – Variation de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau : notion de pénombre

Profil de dose dans l'eau (rendement en traversée)



Le rendement en profondeur sont composés de trois régions :

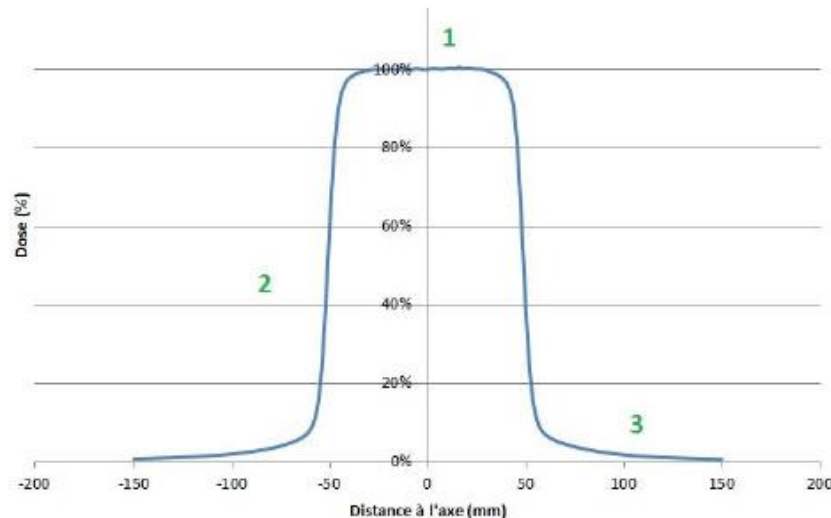


Fig 14 : Allure générale d'un RT (6 MV, DSP 100 cm, 5 cm de profondeur, champ 10 x 10 cm²)

1. Zone centrale : portion du RT situé à l'intérieur des bords géométriques du faisceau, définie par la largeur de l'isodose 80 % du profil normalisé. Elle est caractéristique de la géométrie et de la composition du cône égalisateur et de la cible. Cette région est plus ou moins plate selon la profondeur et la taille de champ.
2. Pénombre : zone où la dose varie très rapidement entre les isodoses 80 et 20 % du profil normalisé. Elle a quatre origines :
 - Pénombre géométrique : due à la non ponctualité de la source de photons
 - Pénombre de transmission : due à la transmission du rayonnement à travers le(s) bord(s) du (des) collimateur(s)
 - Pénombre de diffusion : provenant des photons diffusés sortant des limites géométriques, dû à la diffusion dans le patient
 - Pénombre due au manque d'équilibre électronique latéral : provenant du volume irradié par les photons primaires sortants des limites géométriques du faisceau
3. Queues de distribution : région en dehors du faisceau qui s'étend au-delà de l'isodose 20 % du profil normalisé. La dose dans cette zone est due à trois composantes :
 - Diffusé provenant du patient
 - Diffusé provenant du collimateur
 - Transmission au travers du collimateur

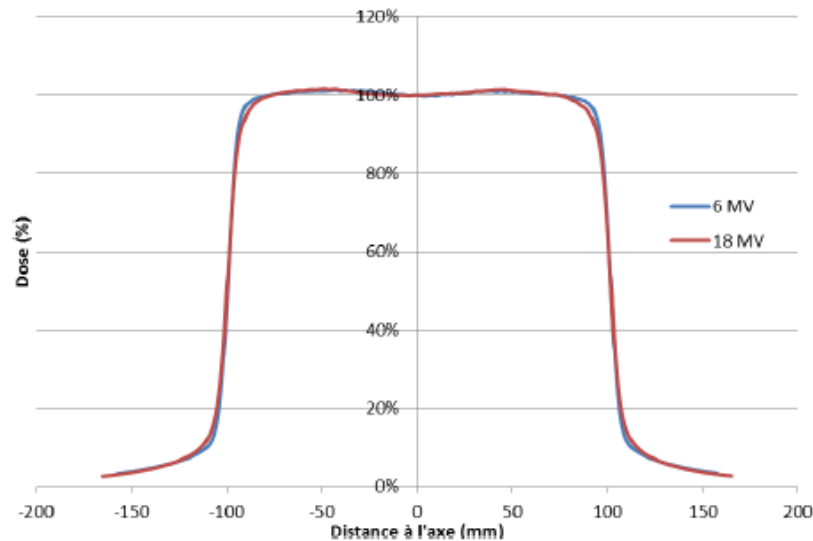
VIII – Variation de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau : notion de pénombre

Profil de dose dans l'eau (rendement en traversée)

Influence de l'énergie

	Pénombre (mm)	Homogénéité (%)	Symétrie (%)
6 MV	5,60	1,07	100,50
18 MV	7,63	1,18	100,63

Tableau 10 : Points caractéristiques d'un RT – Influence de l'énergie



• Pénombre :

La pénombre augmente avec l'énergie. En effet, comme constaté lors de la mesure des RP (paragraphe Résultats. 1. b.), le parcours moyen latéral des électrons secondaires est d'autant plus important dans les faisceaux de photons de haute énergie. De plus, on obtient une proportion de création de paires en 18 MV plus importante qu'en 6 MV, ce qui engendre un rayonnement diffusé (photons de 511 keV) participant à l'élargissement de la pénombre. Enfin, lorsque l'énergie augmente, les électrons secondaires seront d'autant plus déviés (proches de 90°), contrairement aux photons diffusés qui seront émis préférentiellement dans la direction du faisceau (0°). Ces trois phénomènes expliquent l'élargissement de la pénombre lorsque l'énergie des photons incidents augmente).

VIII – Variation de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau : notion de pénombre

Profil de dose dans l'eau (rendement en traversée)

Influence de la taille de champ

	Pénombre (mm)	Homogénéité (%)	Symétrie (%)
1 x 1 cm ²	5,45	-	-
5 x 5 cm ²	6,69	-	-
10 x 10 cm ²	7,20	1,71	100,57
20 x 20 cm ²	7,54	1,18	100,63

Tableau 11 : Points caractéristiques d'un RT – Influence de la taille de champ

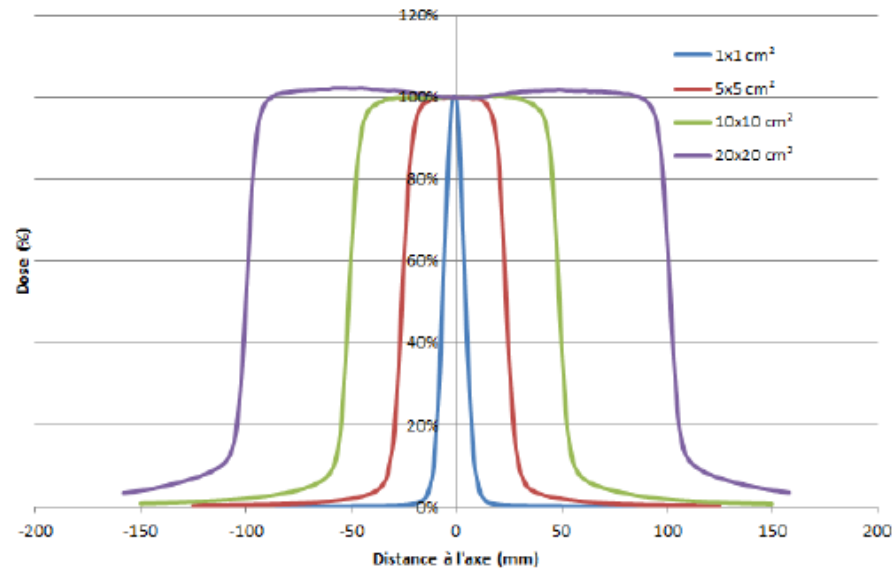


Fig 19 : Profils pour quatre tailles de champs (6 MV, DSP 100 cm, 5 cm de profondeur)

VIII – Variation de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau : notion de pénombre

Profil de dose dans l'eau (rendement en traversée)

Influence de la DSP

	Pénombre (mm)
80 cm	6,97
90 cm	7,30
100 cm	7,63

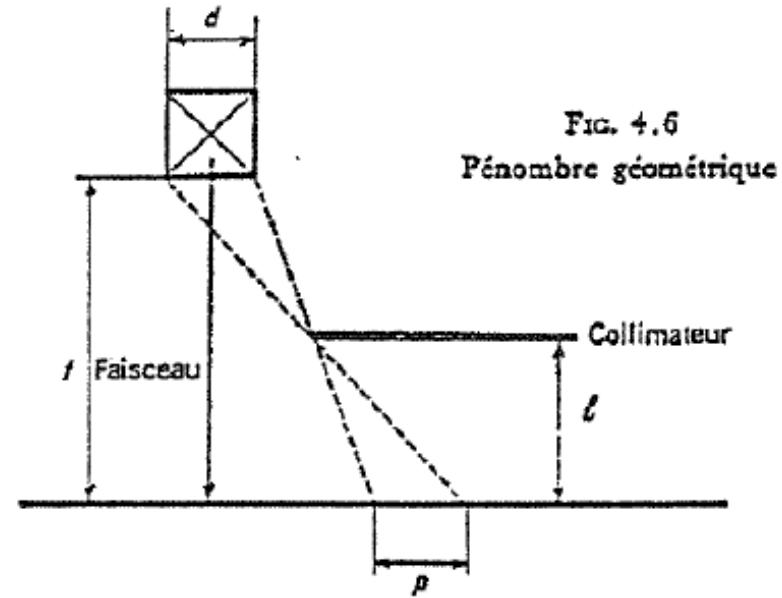
- **Pénombre :**

La pénombre augmente lorsque la DSP augmente. Cela est dû à deux phénomènes :

- Augmentation de la pénombre géométrique (éloignement de la source)
- Augmentation de la pénombre de diffusion (augmentation du volume de diffusant)

VIII – Variation de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau : notion de pénombre

Pénombre géométrique



Pénombre géométrique dépend de :

- Diamètre de la source
- Distance source-collimateur
- Distance collimateur-peau

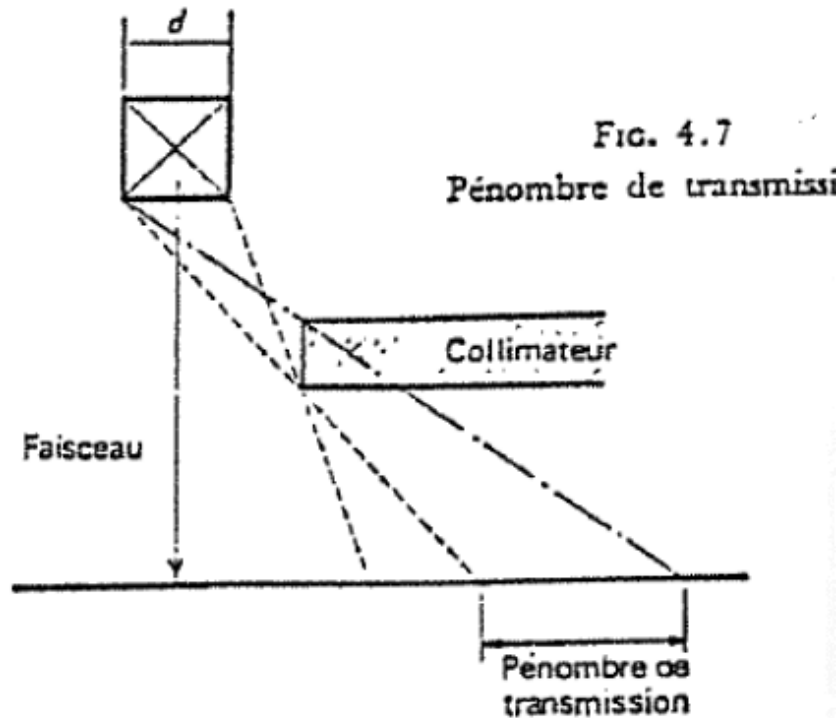
Pénombre géométrique ne dépend pas de :

- Dimensions du champ

VIII – Variation de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau : notion de pénombre

Pénombre géométrique

Facteur 2 : Pénombre de transmission



VIII – Variation de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau : notion de pénombre

Facteurs de pénombre

Facteur 3 : Pénombre due aux photons diffusés

- Photons diffusés => sortent de la limite géométrique du faisceau
- Cette pénombre :
 - Augmente avec la taille du champ
 - Augmente avec la profondeur
 - Augmente quand l'énergie diminue

Facteur 4 : Défaut d'équilibre électronique latéral

- En bordure de faisceau : nombre d'électrons secondaires mis en mouvement par les photons n'est plus équivalent au nombre d'électrons secondaires arrêtés

IX – Irrégularités et obliquités de surface

Les modificateurs de faisceaux

- Filtres en coin

Physiques: pièce en forme de coin en acier ou plomb, placé dans le faisceau dans le but de générer un gradient d'intensité de rayonnement

Motorisés: similaire au coin physique, il est intégré dans la tête d'irradiation. Sa présence ou non dans le faisceau est contrôlée à distance et permet la génération de plusieurs gradients (angles de filtre)

Dynamiques: Obtention du même gradient d'intensité de rayonnement
Par fermeture progressive d'une des mâchoires pendant l'irradiation

IX – Irrégularités et obliquités de surface

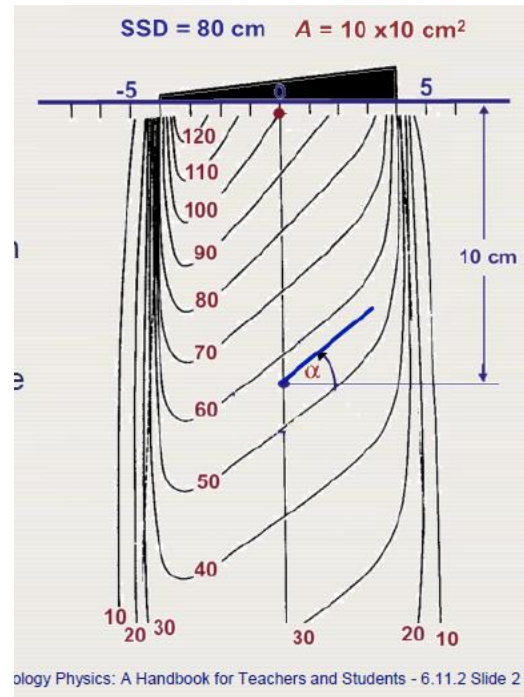


Dynamic Wedge Sequencing



IX – Irrégularités et obliquités de surface

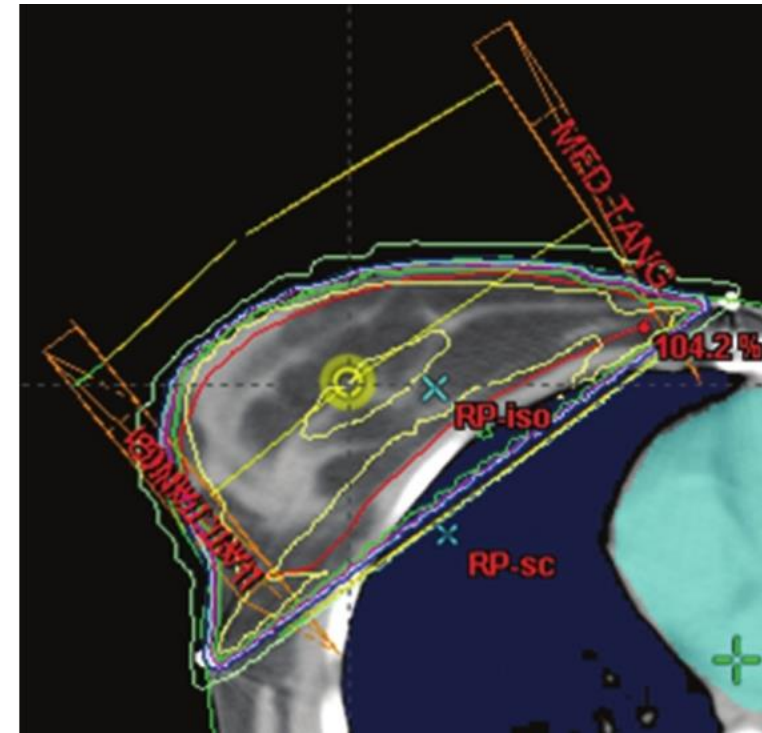
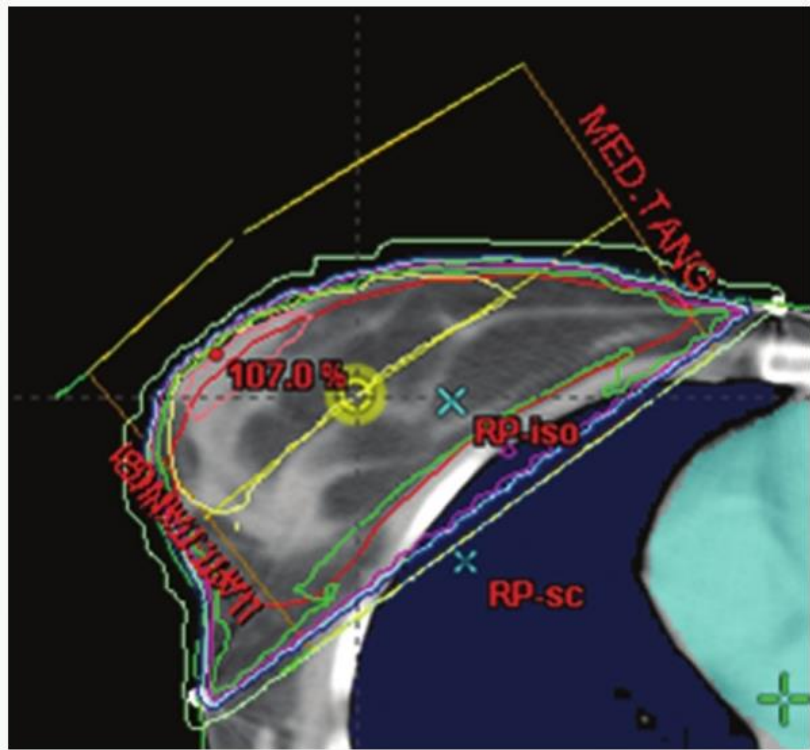
Profils de dose dans l'eau: influence du filtre en coin



Facteur de transmission du filtre en coin:
rapport de la dose à z_{\max} dans le fantôme
d'eau sur l'axe central (au point P) avec et
sans filtre

Angle du filtre en coin: l'angle fait par la
courbe isodose 50 % du faisceau filtré en
incidence normale à la surface par rapport à
la perpendiculaire à l'axe

IX – Irrégularités et obliquités de surface



IX – Irrégularités et obliquités de surface

		D _{entrée} (%)	Z _{max} (mm)	Z _{80%} (mm)	Z _{50%} (mm)
6 MV	Sans filtre	51,4	14,03	64,08	150,32
	Avec filtre	42,5	15,01	66,63	159,01
18 MV	Sans filtre	31,7	30,98	93,29	203,90
	Avec filtre	29,4	27,01	92,11	202,63

Tableau 5 : Points caractéristiques d'un rendement en profondeur – Influence du filtre en coin

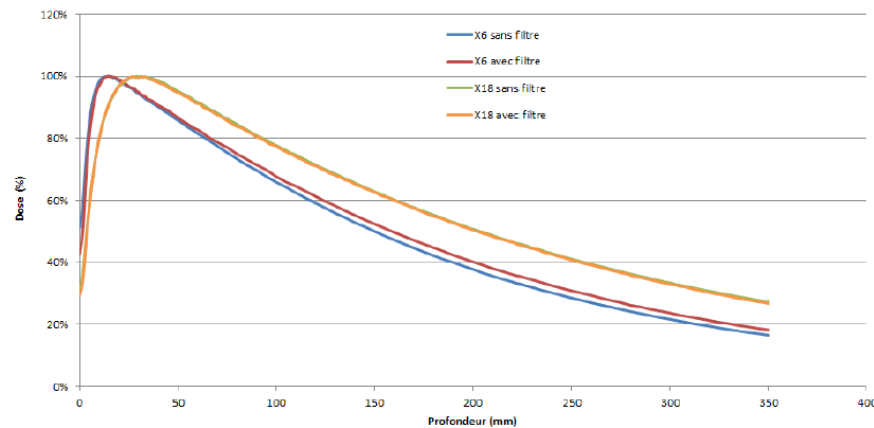


Fig 9 : Courbes de rendement en profondeur avec ou sans filtre en coin : 95 cm, 90 cm et 100 cm (6 MV et 18 MV, champ 10 x 10 cm², DSP 95 cm)

• Dose à l'entrée :

Pour un faisceau de photons de 6 MV, l'énergie moyenne des photons primaires est de 1,5 MeV environ, cela se traduit par des interactions Compton majoritaires dans le filtre en plomb. La filtration prépondérante des composantes de basse énergie par la matière entraîne le phénomène de durcissement du faisceau. Pour un faisceau de photons de 18 MV, l'énergie moyenne des photons primaires est de 3,5 MeV, ce qui entraîne des créations de paire dans le filtre en plomb (production de deux photons de 511 keV) : phénomène de doucissement du faisceau.

La dose à la surface est modifiée en présence de filtre en coin car il atténue plus le rayonnement diffusé et les électrons de contamination qu'il n'en crée. Cet effet est moins marqué en photons de 18 MeV, ce qui explique une diminution de la dose à l'entrée plus marquée en 6 MV qu'en 18 MV.

• Profondeur du maximum de dose :

Pour les photons de 6 MV, la profondeur du maximum augmente en présence d'un filtre en coin. Le spectre se durcit : l'énergie cinétique transférée aux électrons secondaires est d'autant plus importante (parcours plus important dans la matière). De plus, la direction des photons diffusés est dirigée préférentiellement vers l'avant. Ces deux phénomènes expliquent le fait que la profondeur du maximum augmente en présence d'un filtre en coin pour un faisceau de photons de 6 MV.

Pour les photons de 18 MV, la profondeur du maximum de dose diminue en présence d'un filtre en coin. En effet, le faisceau subit un « doucissement » de son spectre et entraîne donc une énergie cinétique des électrons secondaires plus faible.

IX – Irrégularités et obliquités de surface

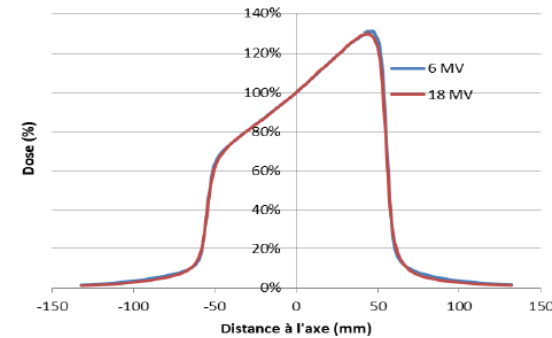
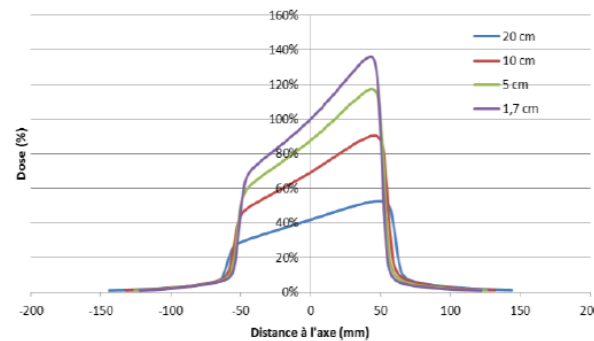
Profils de dose dans l'eau: influence du filtre en coin

	Pénombre (mm)	Homogénéité (%)	Symétrie (%)
1,7 cm	4,13	30,15	186,33
5 cm	4,73	29,75	184,46
10 cm	5,55	28,72	180,60
20 cm	7,55	27,23	174,84

Tableau 14 : Points caractéristiques d'un RT – Influence du filtre en coin et de la profondeur de mesure

	Pénombre (mm)	Homogénéité (%)	Symétrie (%)
6 MV	4,73	29,75	184,46
18 MV	6,03	28,86	180,38

Tableau 15 : Points caractéristiques d'un RT – Influence du filtre en coin et de l'énergie



IX – Irrégularités et obliquités de surface

Les modificateurs de faisceaux

- Bolus

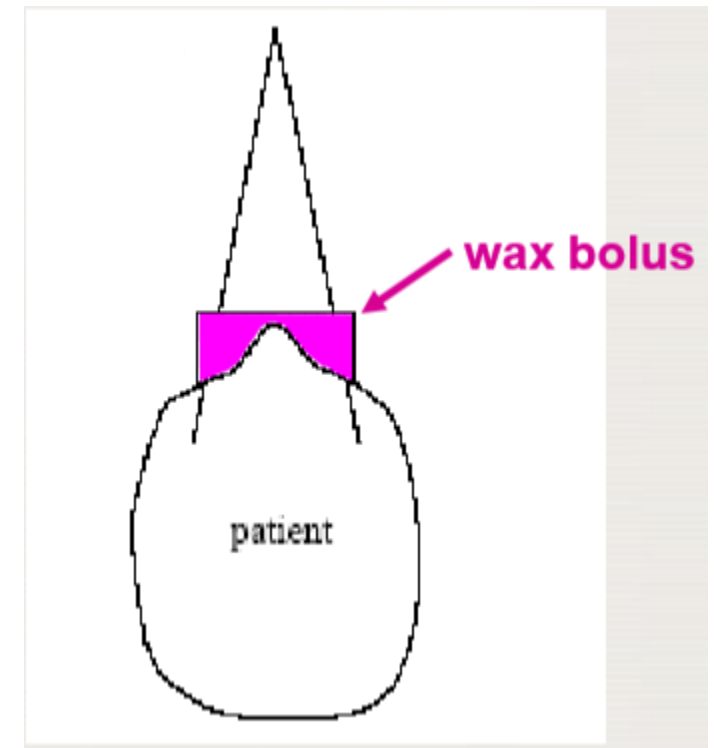
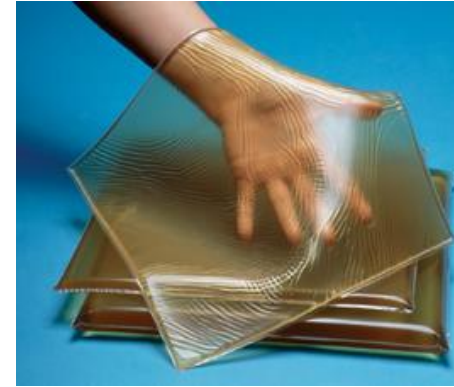
Bolus: matériau tissu équivalent placé directement sur la peau du patient

➔ pour pallier aux irrégularités de surface du patient

➔ pour créer une surface plate afin de réaliser un faisceau avec une incidence normale

Avantage et inconvénient:

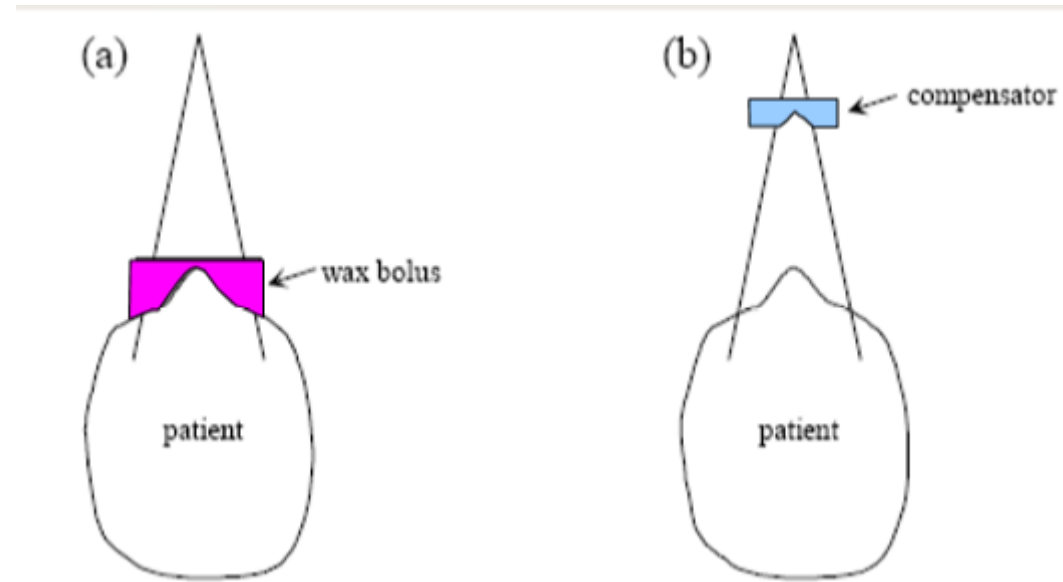
➔ augmente le dépôt de dose à la peau du patient (volontairement utilisé pour traiter des lésions superficielles ou couvrir des volumes de faible épaisseur telle que les parois en assurant l'ée)



IX – Irrégularités et obliquités de surface

Les modificateurs de faisceaux

- Compensateur



Bibliographie

Cours JP Manens: Description de la distribution de la dose dans les faisceaux de photons

Cours M2 Physique Médicale Paris: Distribution de la dose absorbée dans un milieu: faisceaux de photons de haute énergie. Anne Beaudré

Cours M2 Physique Médicale Paris: Expression de la qualité des faisceaux (photons HE et BE)