

Dosimétrie des faisceaux d'électrons

Mickaël PERDRIEUX

Physicien – Centre Eugène Marquis

Introduction

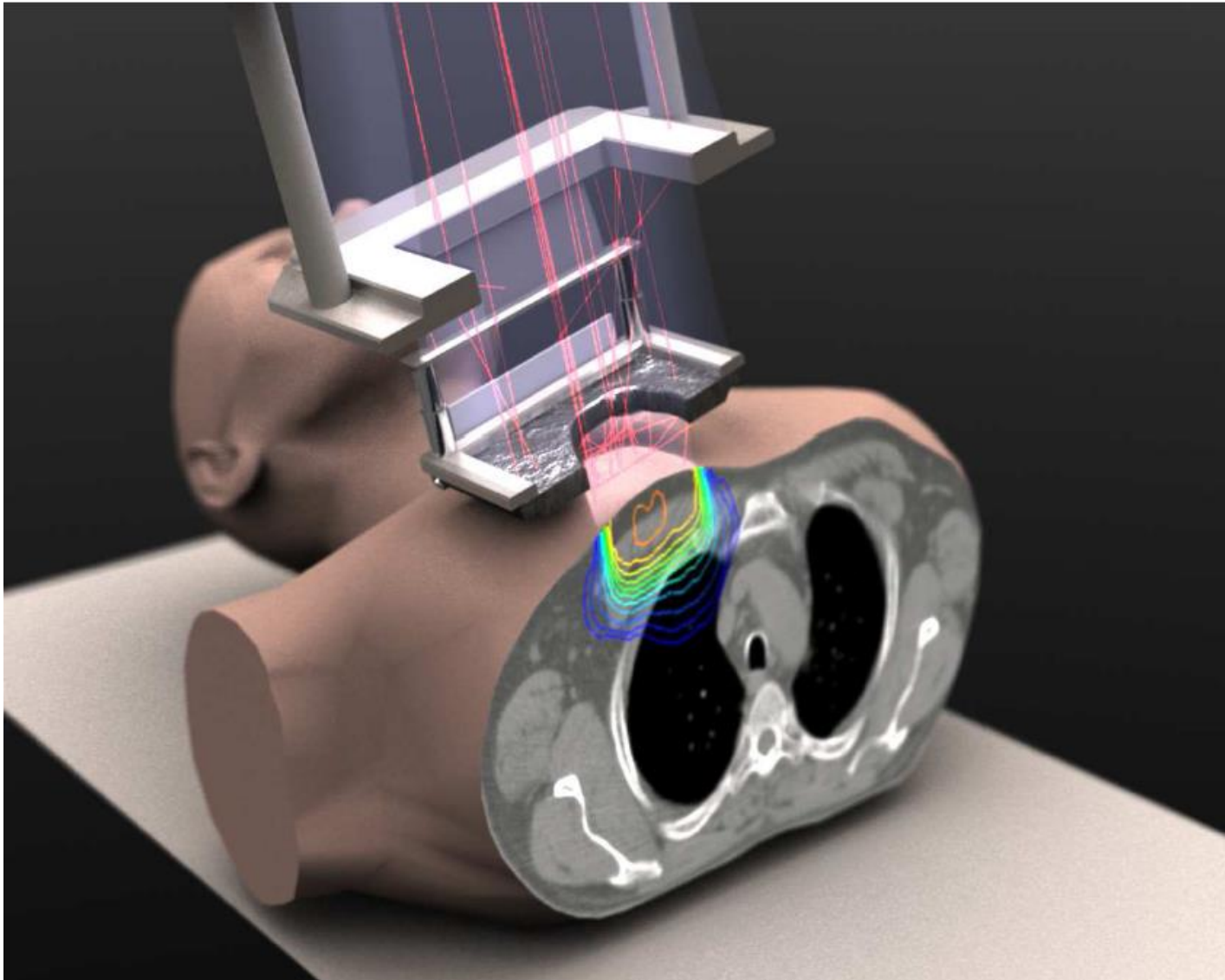
Les faisceaux d'électrons sont utiles dans le traitement des tumeurs situées proches de la peau (à moins de 6 cm de profondeur environ).

Ils sont souvent utilisés en complément des faisceaux de photons pour déposer une dose supplémentaire sur le lit tumoral en épargnant les organes à risques situés plus en profondeur.

Exemples d'indications cliniques :

- **irradiation du lit tumoral pour le traitement du sein**
- irradiation de tumeurs cutanées (peau, paupières ...)
- irradiation des ganglions para-vertébraux pour le traitement ORL
(technique de traitement de moins en moins utilisée → IMRT)

Introduction



Dosimétrie des faisceaux d'électrons

PLAN DU COURS :

I - Etude dans l'air

II - Etude dans un fantôme standard

III - Etude dans un patient

Etude du faisceau dans l'air

Production du faisceau et caractérisation

Etude du faisceau dans l'air

I - Production du faisceau

- 1) Production
- 2) Collimation

II - Caractérisation du faisceau dans l'air

- 1) Spectres

III – Variation relative du débit de dose

- 1) Loi de l'inverse carré de la distance
- 2) Facteur ouverture collimateur

Etude du faisceau dans l'air

I - Production du faisceau

- 1) Production
- 2) Collimation

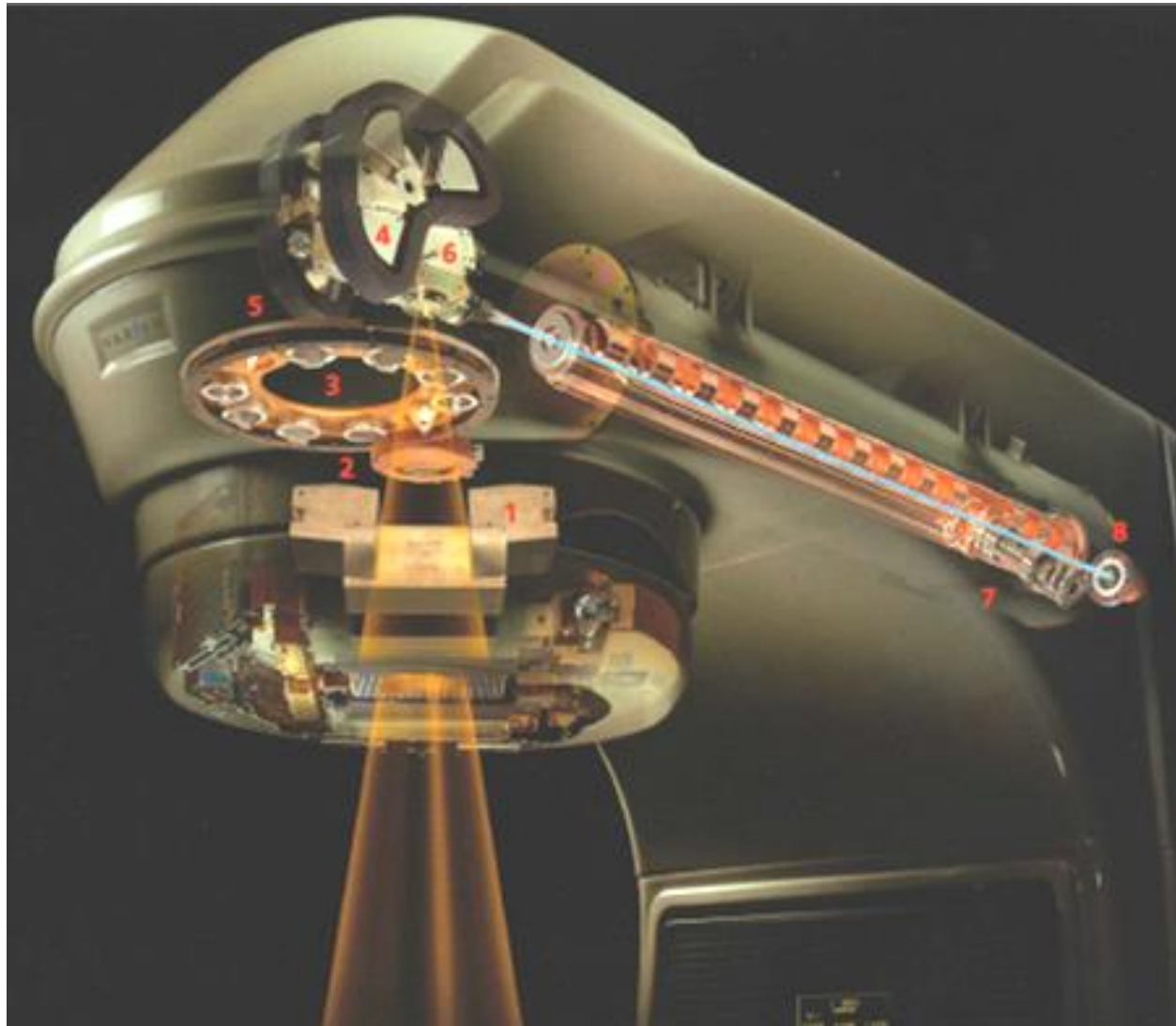
II - Caractérisation du faisceau dans l'air

- 1) Spectres

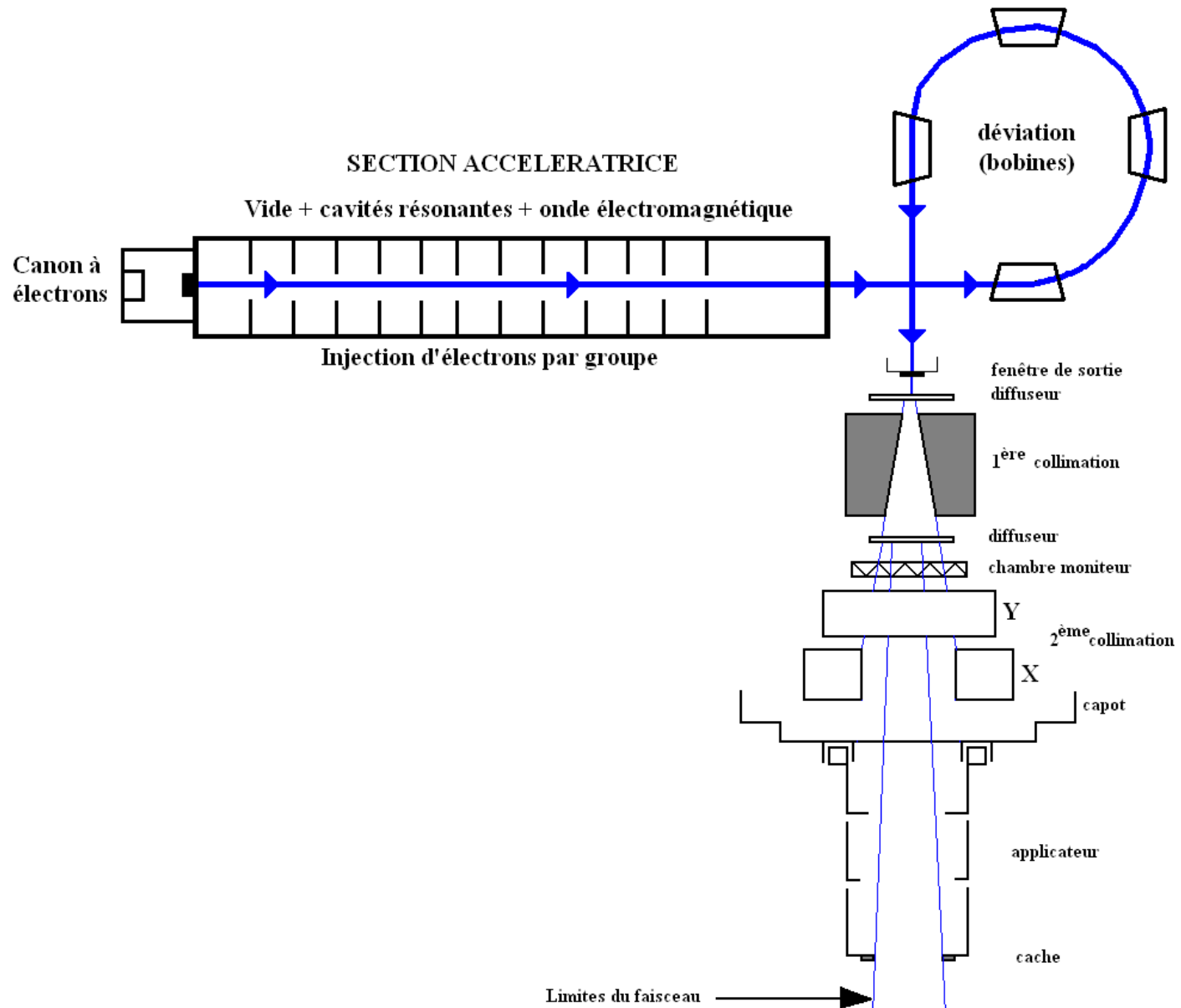
III – Variation relative du débit de dose

- 1) Loi de l'inverse carré de la distance
- 2) Facteur ouverture collimateur

Production d'un faisceau d'électrons



Production d'un faisceau d'électrons



Production d'un faisceau d'électrons

« Mise en forme » du faisceau :

A la sortie de la section accélératrice le faisceau se présente sous forme d'un fin « pinceau » d'électrons non utilisable en clinique (1 à 2mm de diamètre).

OBJECTIF : Elargir et homogénéiser le faisceau

Utilisation d'un système à deux diffuseurs :

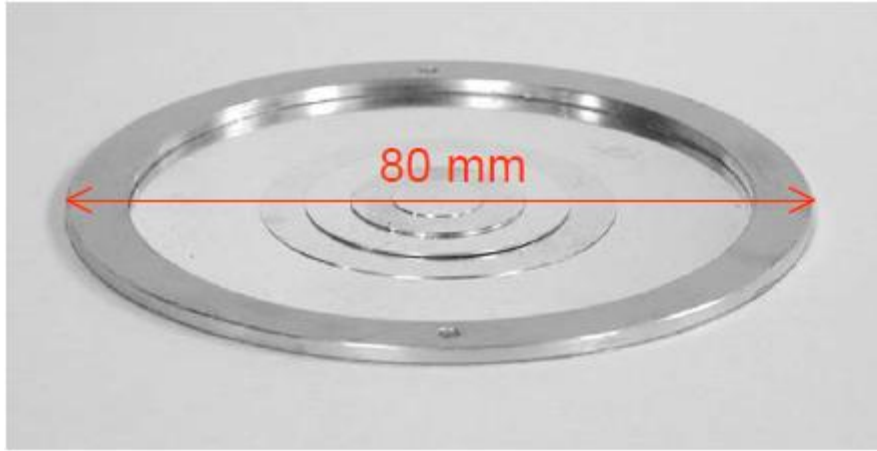
1^{er} diffuseur : « Eclater » le faisceau sous un angle suffisant.

➔ Matériau lourd : Tantale ($Z=73$)

2nd diffuseur : Homogénéiser le faisceau

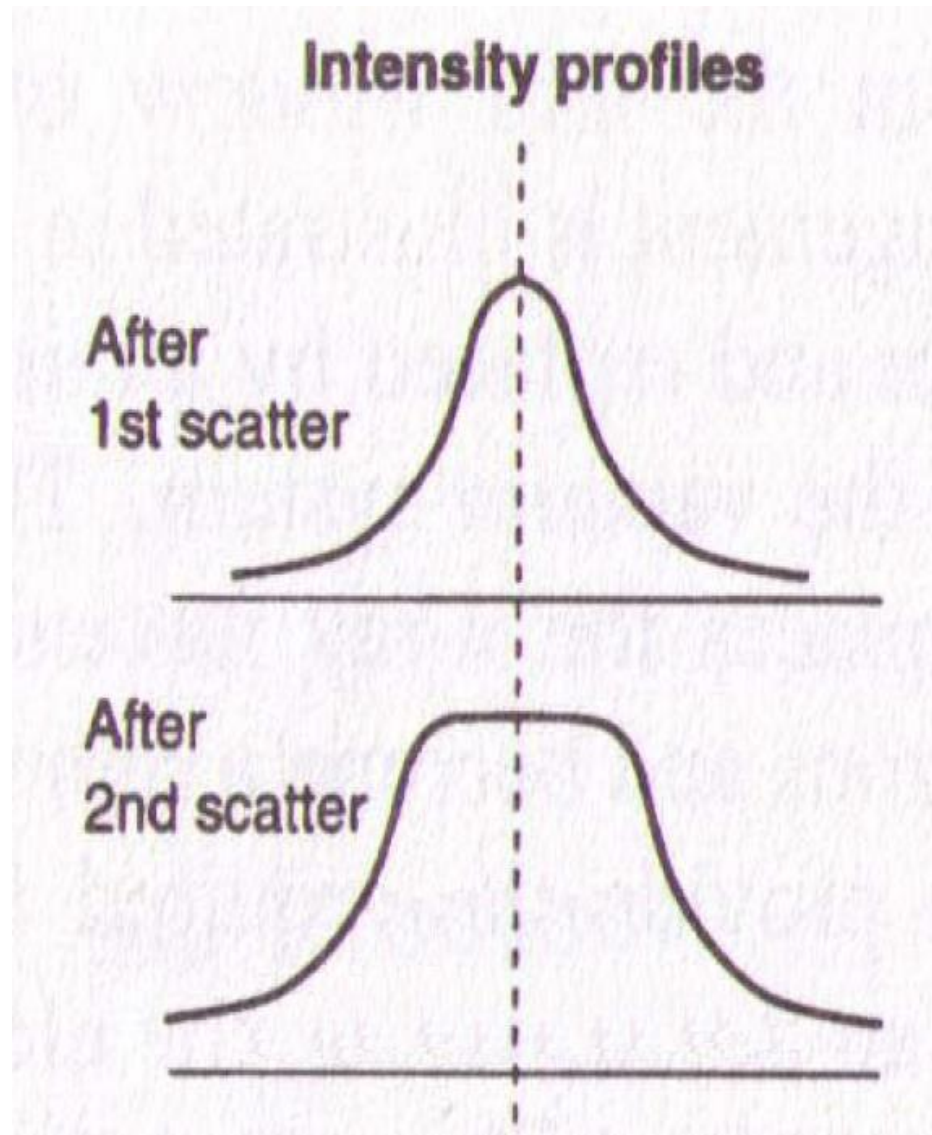
➔ Métal léger : Aluminium

Production d'un faisceau d'électrons



Exemples de diffuseurs

Production d'un faisceau d'électrons



Etude du faisceau dans l'air

I - Production du faisceau

- 1) Production
- 2) Collimation

II - Caractérisation du faisceau dans l'air

- 1) Spectres

III – Variation relative du débit de dose

- 1) Loi de l'inverse carré de la distance
- 2) Facteur ouverture collimateur

Production d'un faisceau d'électrons

Collimation du faisceau :

1^{ère} collimation : Collimateur situé à la sortie du 1^{er} diffuseur

2^{nde} collimation : Assurée par les mâchoires en plomb et tungstène

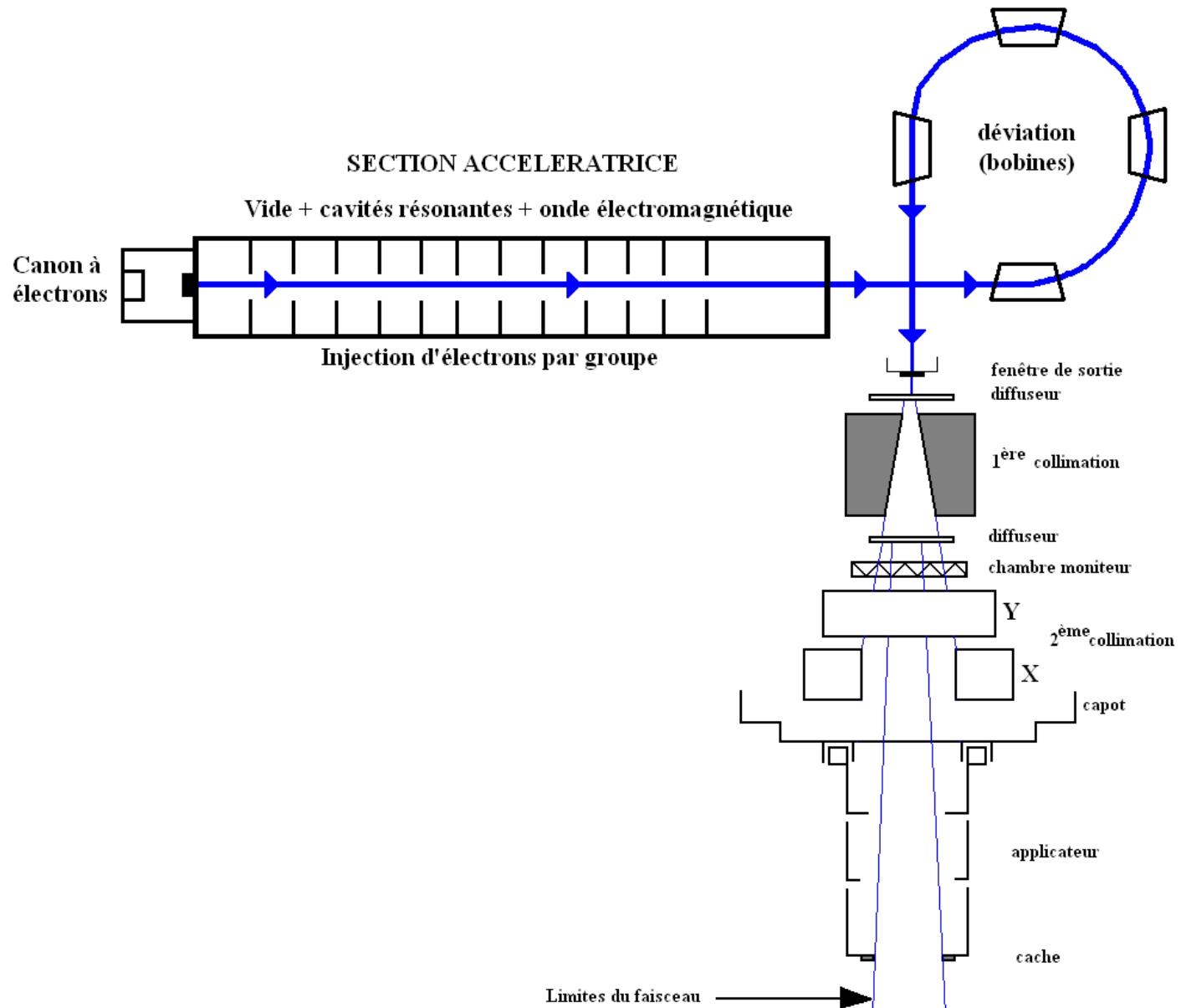
=> Inconvénients : - diffusion d'électrons

- rayonnement de freinage

Nécessité d'utiliser un collimateur additionnel pour collimater le faisceau avant l'entrée dans le patient du fait de l'interaction coulombienne des électrons avec l'air.

➔ Collimateur additionnel (« Applicateur »)

Production d'un faisceau d'électrons



Production d'un faisceau d'électrons

Collimateur additionnels :



Varian



Elekta

Production d'un faisceau d'électrons



Varian



Elekta

Production d'un faisceau d'électrons

Collimation du faisceau :

Utilisation d'un « cache » en « Cerrobend » (alliage à base de bismuth, plomb, étain et cadmium - $\rho = 9,64 \text{ g.cm}^{-3}$) :

- Température de fusion faible ($\sim 70^\circ\text{C}$)
- Réutilisable



Insert pour applicateur



Cache personnalisé adapté à la morphologie du patient et placé à la peau

Production d'un faisceau d'électrons

Collimateur additionnel :



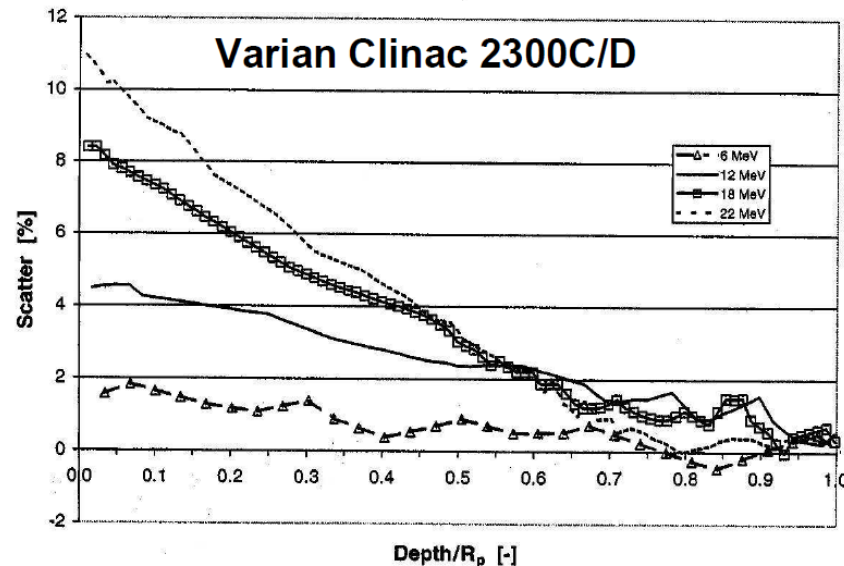
Diminue la pénombre et la divergence du faisceau.

Limite la contamination des électrons diffusés dans les mâchoires.



Diffusion d'électrons dans l'applicateur.

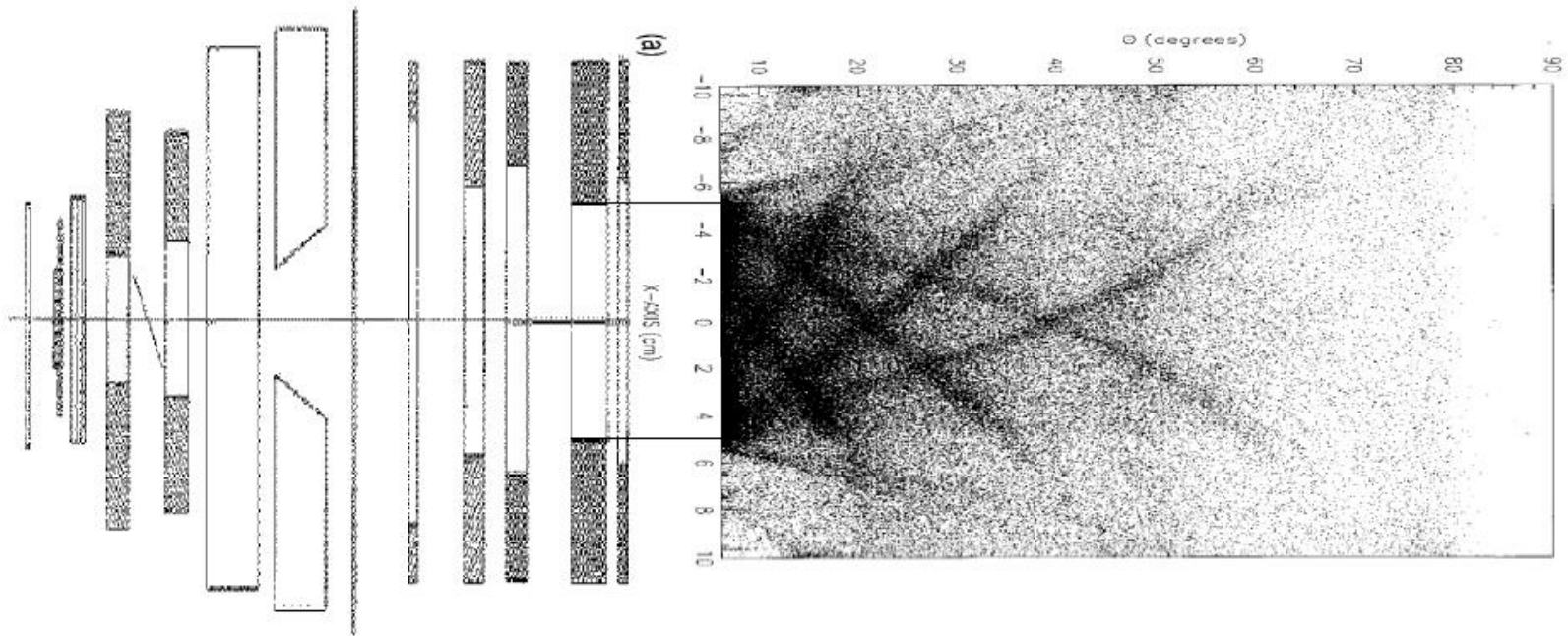
**Contribution à la dose
sur l'axe dû au
rayonnement diffusé
dans l'applicateur
(10x10)**



Production d'un faisceau d'électrons

Théorie : Les faisceaux d'électrons ont une faible dispersion angulaire par rapport à l'axe du faisceau.

Réalité : Les électrons diffusés dans la tête et dans le collimateur additionnel peuvent subir des déviations sous des angles élevés.



Etude du faisceau dans l'air

I - Production du faisceau

- 1) Production
- 2) Collimation

II - Caractérisation du faisceau dans l'air

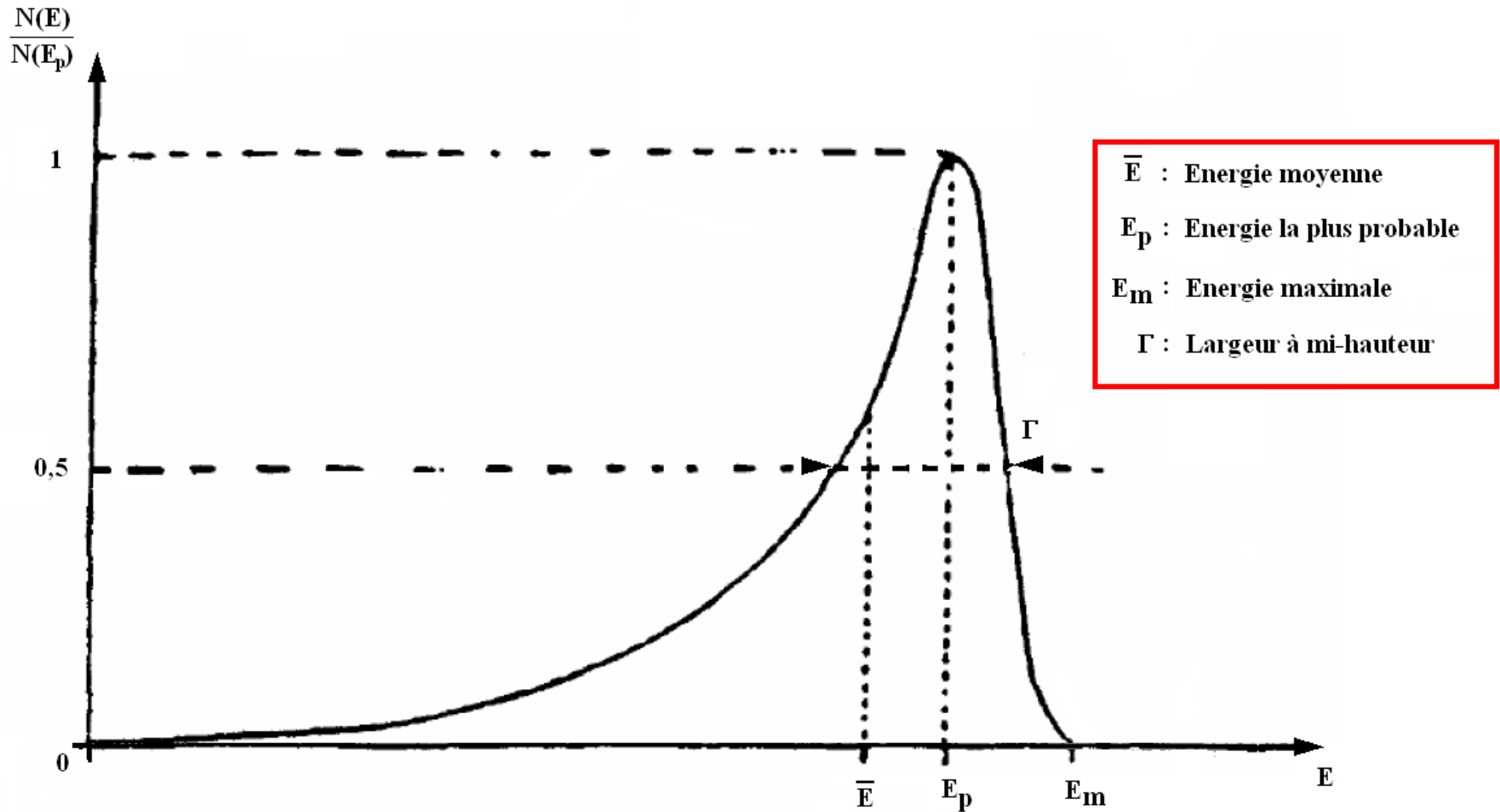
- 1) Spectres

III – Variation relative du débit de dose

- 1) Loi de l'inverse carré de la distance
- 2) Facteur ouverture collimateur

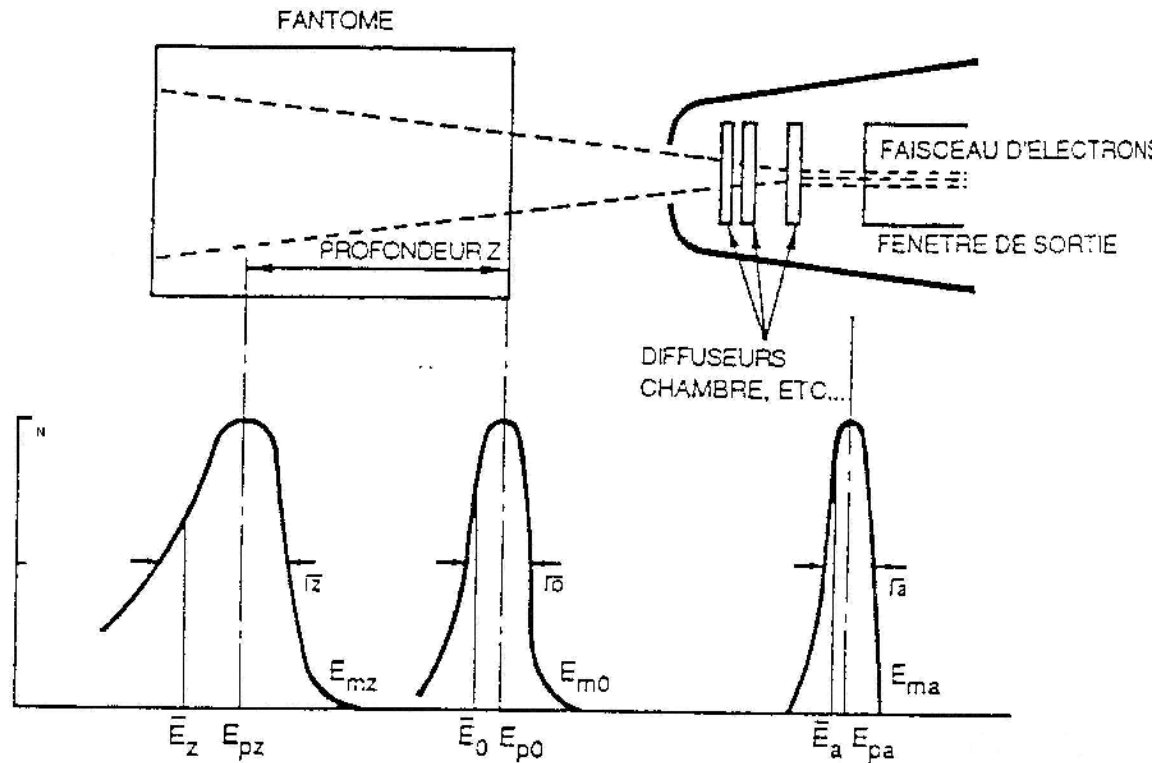
Caractérisation du faisceau dans l'air

Spectre d'un faisceau d'électrons :



Caractérisation du faisceau dans l'air

Spectre d'un faisceau d'électrons:



DISTRIBUTION DES ELECTRONS EN ENERGIE

(a) à la fenêtre de sortie de l'accélérateur

(o) à la surface du fantôme

(z) en profondeur dans le fantôme.

Caractérisation du faisceau dans l'air

Spectre d'un faisceau d'électrons:

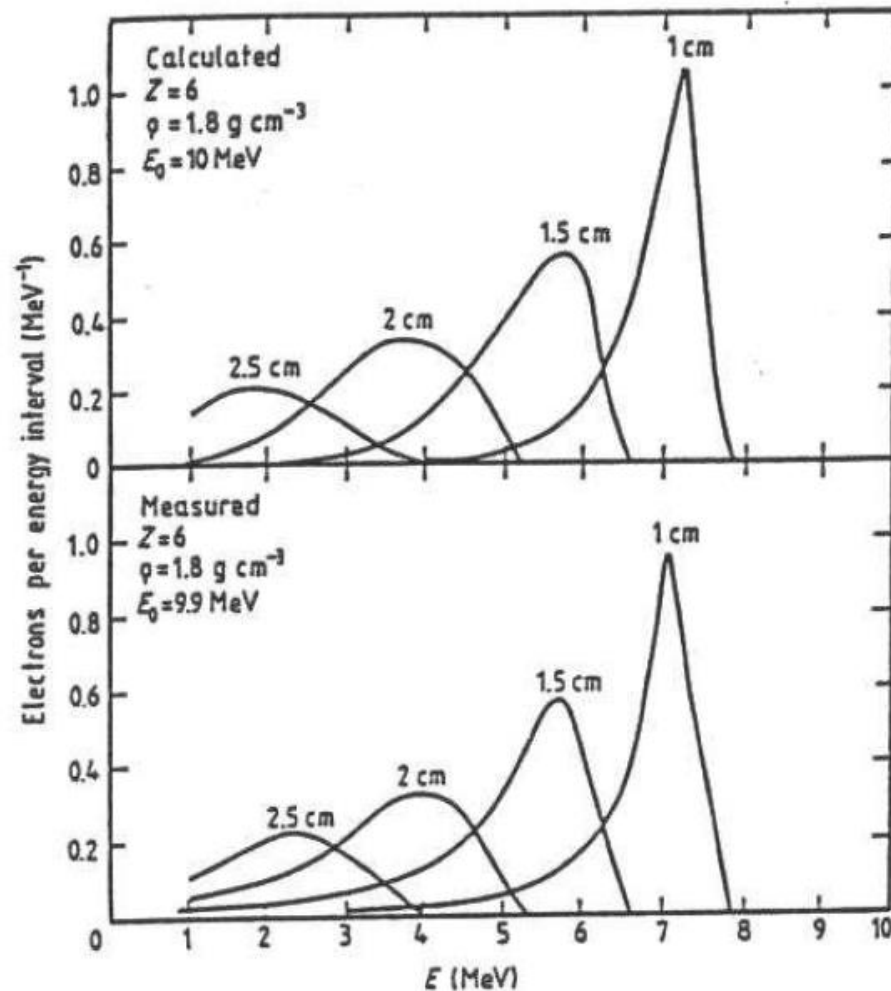


Figure 2.1 Calculated and measured energy fluence spectra obtained during penetration of carbon by an electron beam with initial energy 10 MeV (from Harder 1965).

Etude du faisceau dans l'air

I - Production du faisceau

- 1) Production
- 2) Collimation

II - Caractérisation du faisceau dans l'air

- 1) Spectres

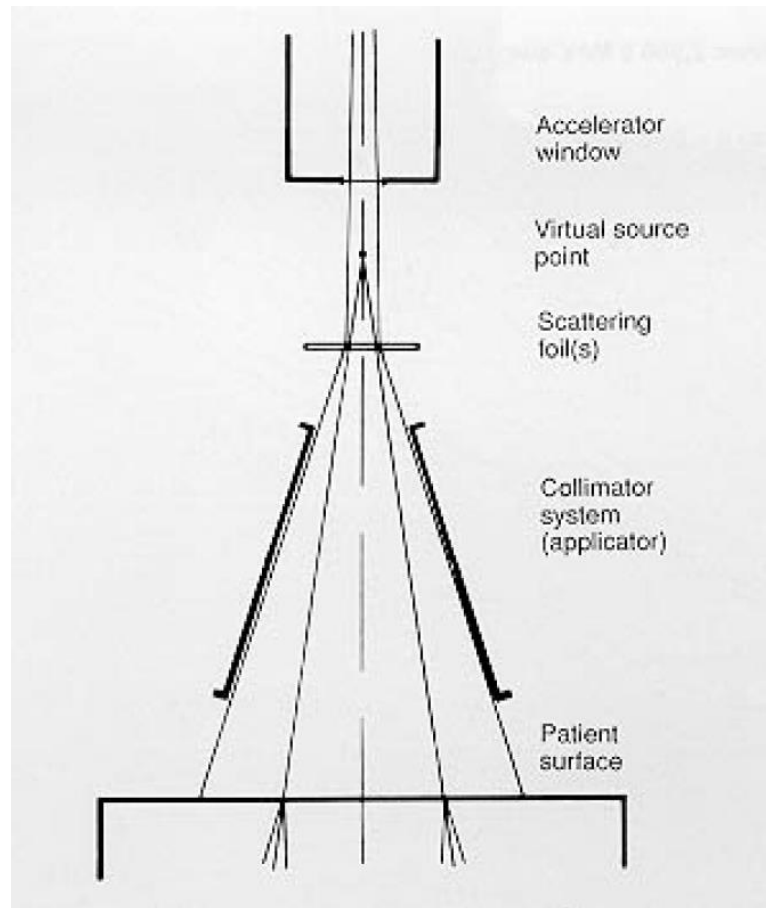
III – Variation relative du débit de dose

- 1) Loi de l'inverse carré de la distance
- 2) Facteur ouverture collimateur

Variation relative du débit de dose

Loi de l'inverse carré de la distance :

Ne s'applique pas directement : **notion de source « virtuelle ».**



Variation relative du débit de dose

Loi de l'inverse carré de la distance :

La position de la source virtuelle est déterminée par extrapolation à partir des bords du champ (50% de la dose) sur des profils mesurés dans l'air à des distances de la source différentes.

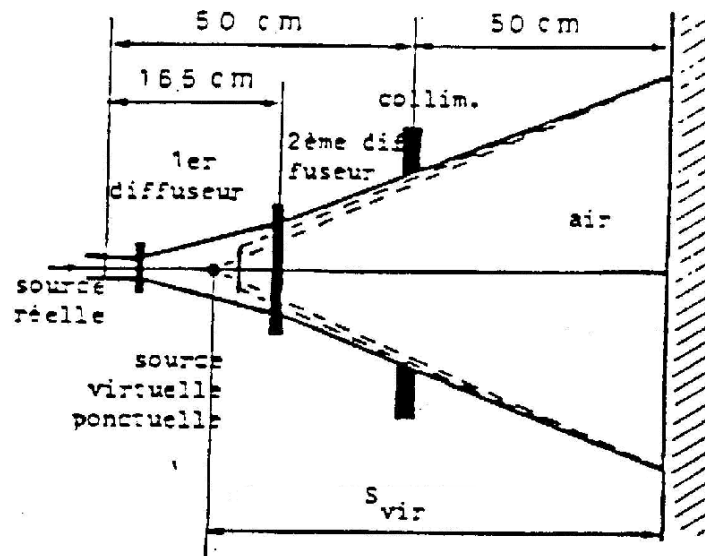


FIGURE III-1 : Position de la source effective d'électrons et de la source virtuelle ponctuelle pour le Sagittaire et pour le Saturne.

Variation relative du débit de dose

Loi de l'inverse carré de la distance :

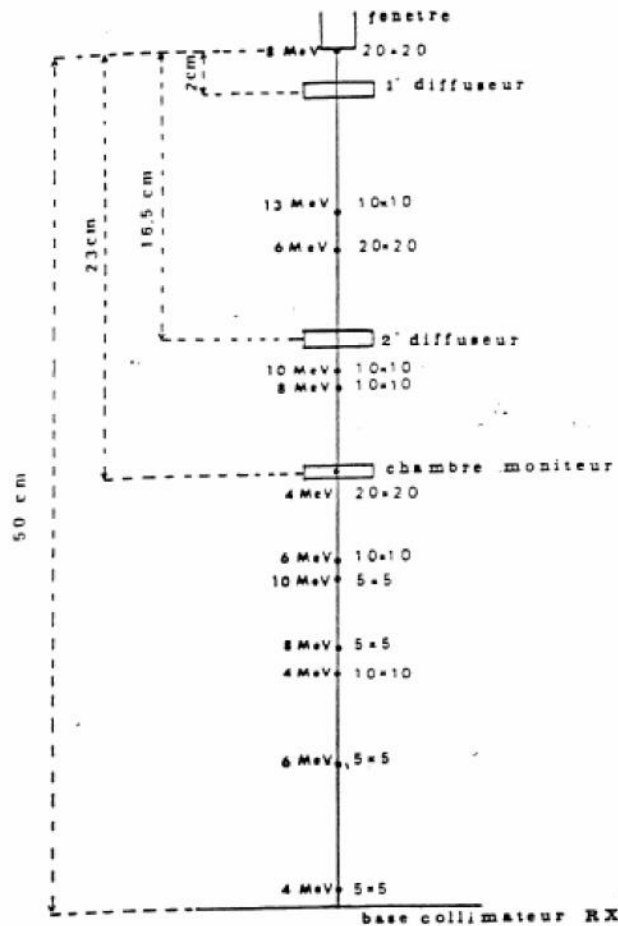


FIGURE III-11 : SATURNE

Position relative de la source virtuelle ponctuelle des électrons pour différentes énergies et différentes dimensions de champs.

La position de la source virtuelle dépend fortement de l'énergie du faisceau et de la taille de champ considérée.

Variation relative du débit de dose

Loi de l'inverse carré de la distance :

Pour calculer la variation du débit de dose avec la distance, une relation en $\frac{1}{(d-x)^2}$ est utilisée.

avec x = distance entre source réelle et source virtuelle.

Cette loi n'est applicable que si la variation de la fluence est négligeable dans le milieu traversé.

Pour de petites variations de distances (< 15 cm), et pour les énergies électrons de l'ordre de quelques MeV, l'effet de la diffusion du faisceau et de l'atténuation dans l'air est considéré négligeable sur la fluence en énergie.

Etude du faisceau dans l'air

I - Production du faisceau

- 1) Production
- 2) Collimation

II - Caractérisation du faisceau dans l'air

- 1) Spectres

III – Variation relative du débit de dose

- 1) Loi de l'inverse carré de la distance
- 2) Facteur ouverture collimateur

Variation relative du débit de dose

Influence de l'ouverture du collimateur :

Facteur d'ouverture collimateur (F.O.C):

Le F.O.C caractérise la variation de la dose sur l'axe en fonction de la taille de champ par rapport à des conditions de références.

Conditions de références :

- DSP 100
- Applicateur 10x10 – Insert 10x10
- Profondeur de référence Z_{ref}

Variation relative du débit de dose

Influence de l'ouverture du collimateur :

Pour les champs carrés :

$$D (c \times c) = D (c_{\text{ref}} \times c_{\text{ref}}) \times F_c (c)$$

avec c : côté du champ carré
 c_{ref} : côté du champ de référence
 F_c : **facteur d'ouverture du collimateur**
 D : dose sur l'axe

Variation relative du débit de dose

Influence de l'ouverture du collimateur :

Pour les champs rectangulaires :

Notion de champ carré équivalent non applicable

Prépondérance du petit côté

$$D (gc \times pc) \approx D (c_{ref} \times c_{ref}) \times F_c (pc)$$

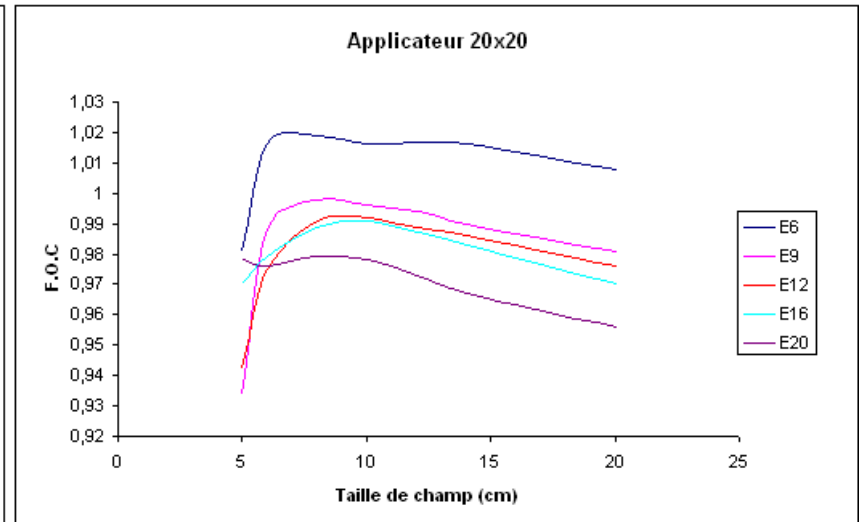
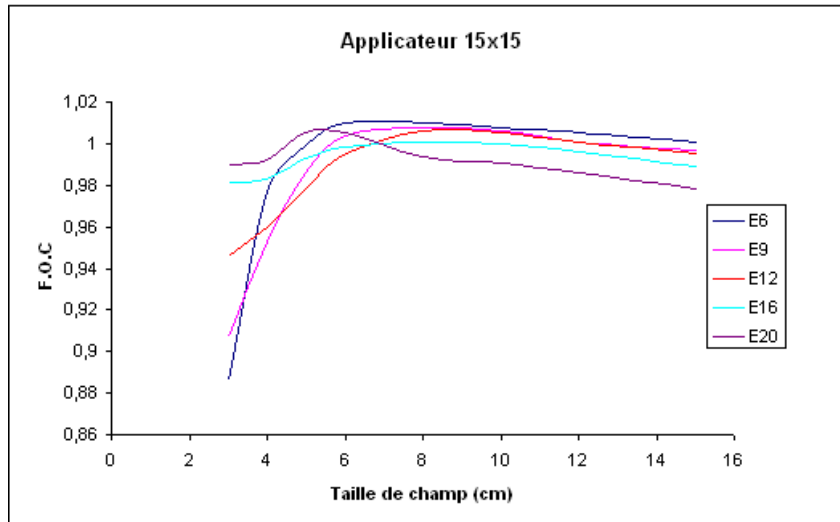
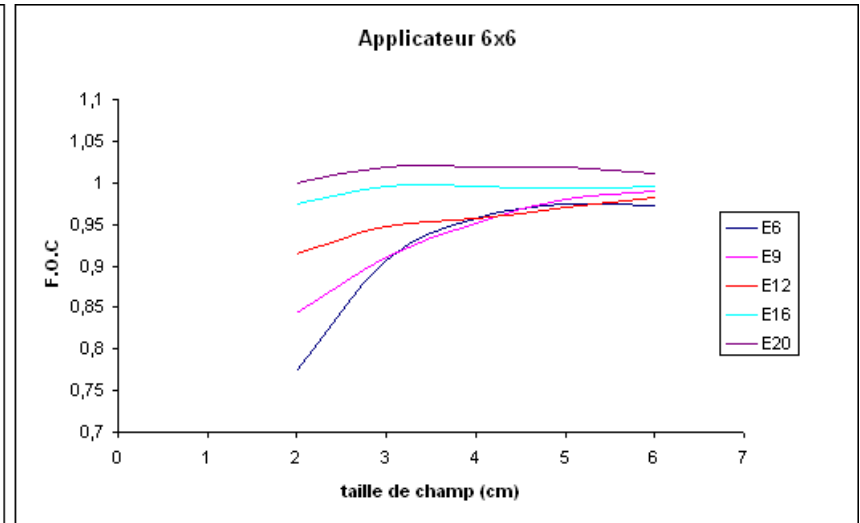
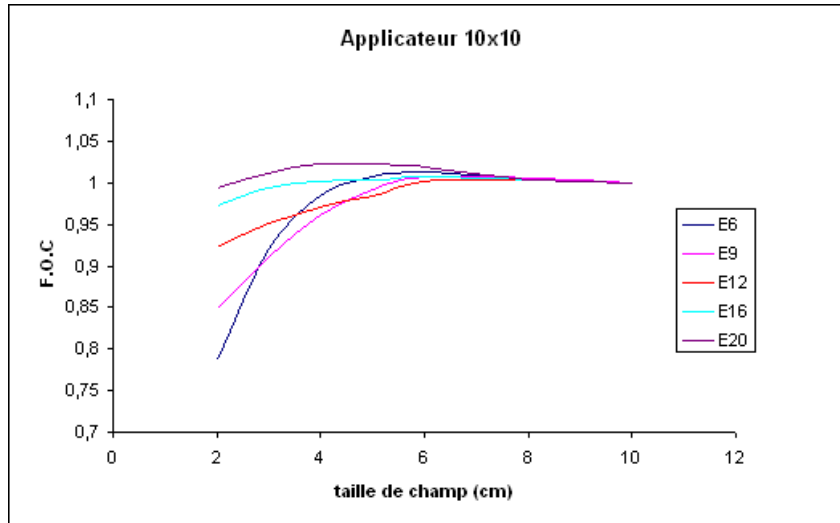
avec

gc :	grand côté du champ
pc :	petit côté du champ
c_{ref} :	côté du champ de référence
F_c :	facteur d'ouverture du collimateur
D :	dose sur l'axe

Variation relative du débit de dose

Influence de l'ouverture du collimateur (F.O.C):

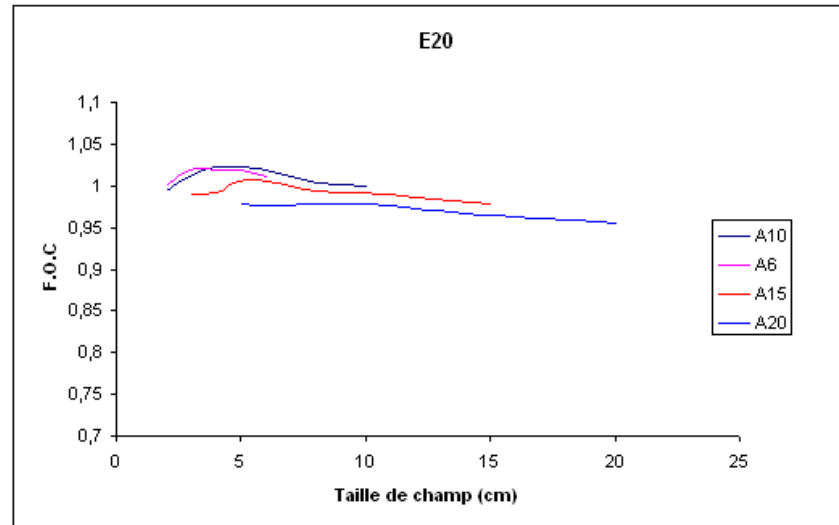
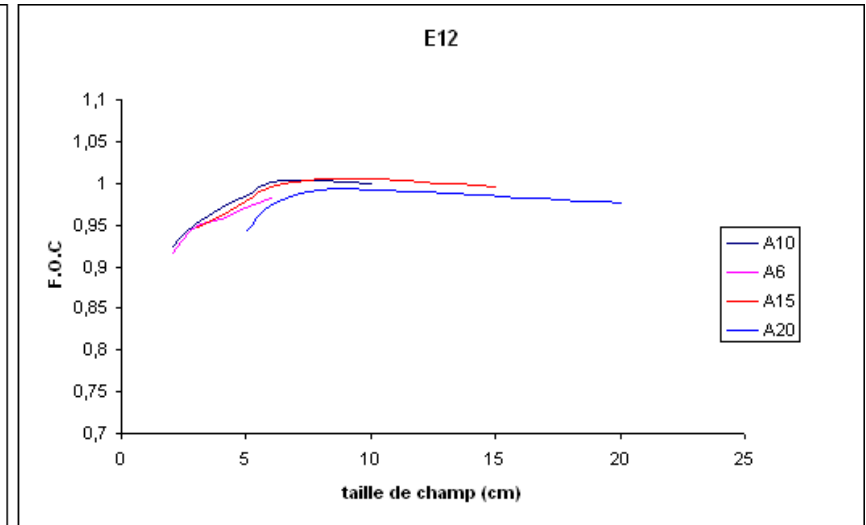
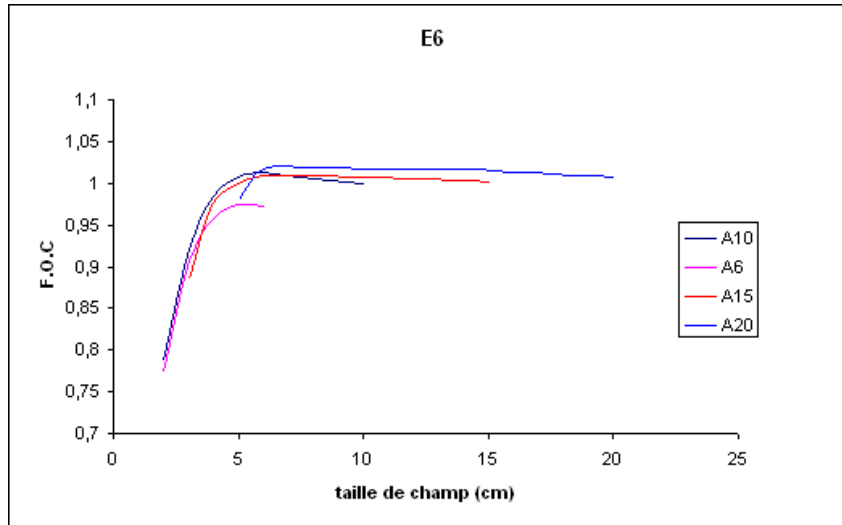
Selon l'applicateur utilisé :



Variation relative du débit de dose

Influence de l'ouverture du collimateur (F.O.C):

Selon l'énergie :



Variation relative du débit de dose

Influence de l'ouverture du collimateur (F.O.C) :

En fonction de l'applicateur utilisé les F.O.C ne sont pas identiques pour des tailles de champs identiques.



Dans le cadre de la modélisation des faisceaux dans le TPS les F.O.C sont mesurés pour chaque applicateur et taille de champ et pour chaque énergie.

Etude du faisceau dans un fantôme standard*

- * Milieu homogène semi-infini, à surface d'entrée plane perpendiculaire à l'axe du faisceau

Etude du faisceau dans un fantôme standard*

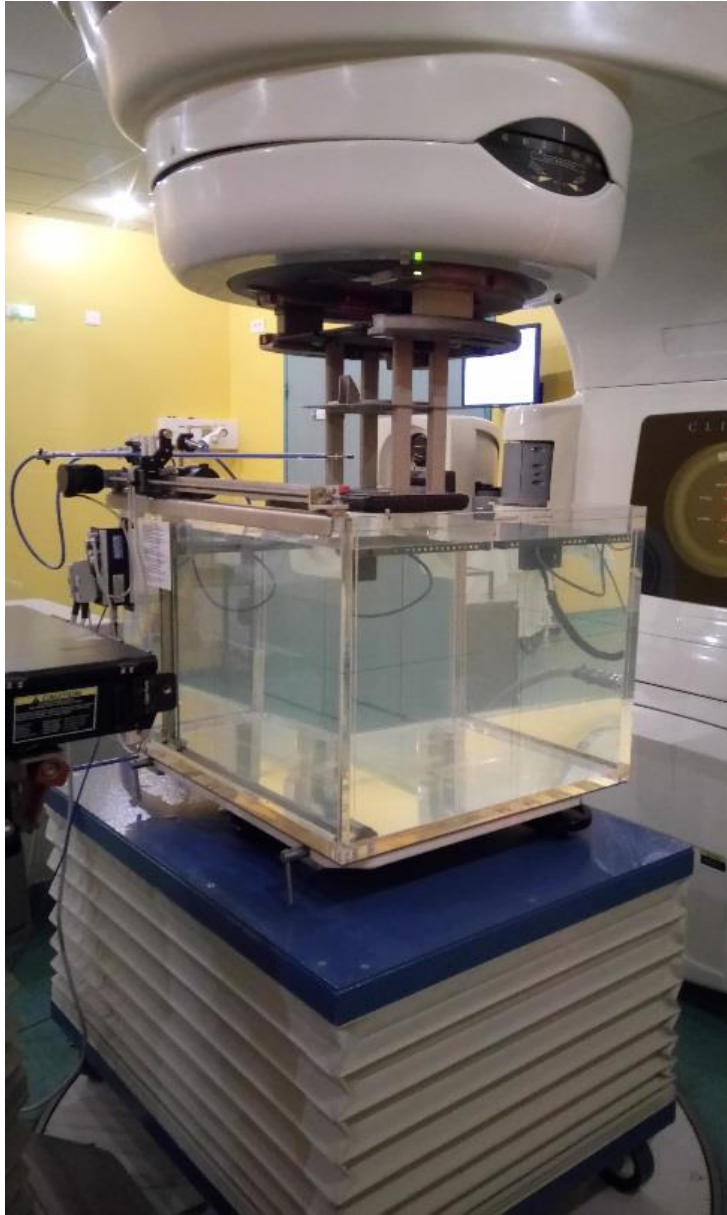
I - Rendements en profondeurs

- 1) Description
- 2) Influence des caractéristiques du faisceau
- 3) Mesure d'un rendement en profondeur

II - Profils et isodoses

- 1) Caractéristiques de la distribution de dose perpendiculairement à l'axe

Etude du faisceau dans un fantôme standard*



Etude du faisceau dans un fantôme standard*

Exemples de chambres d'ionisation utilisées au C.E.M :



Chambre d'ionisation Markus
(mesure de profils & rendements en
profondeur)



Chambre d'ionisation ROOS
(mesure de dose absolue)

Etude du faisceau dans un fantôme standard*

I - Rendements en profondeurs

- 1) **Description**
- 2) Influence des caractéristiques du faisceau
- 3) Mesure d'un rendement en profondeur

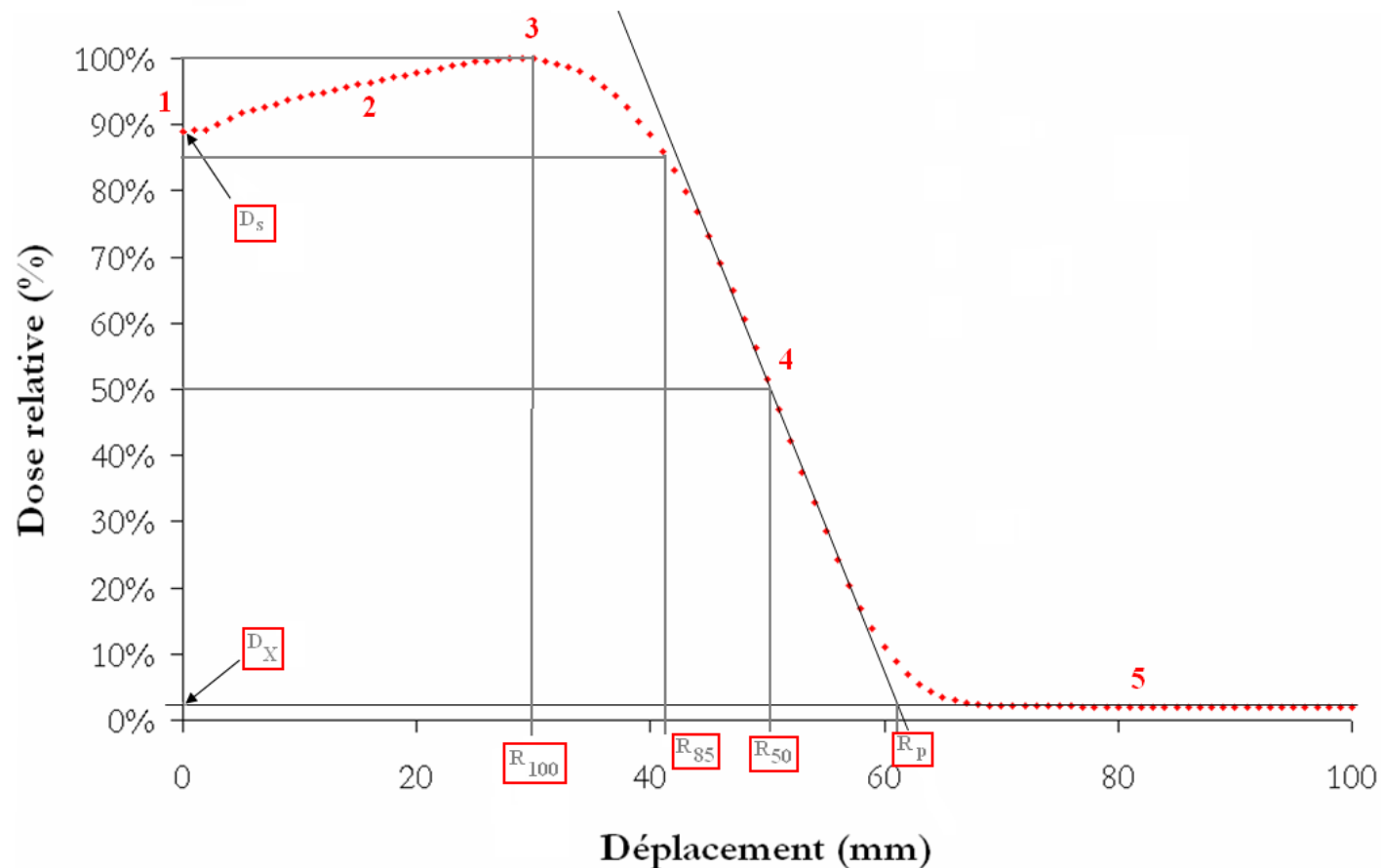
II - Profils et isodoses

- 1) Caractéristiques de la distribution de dose perpendiculairement à l'axe

Rendements en profondeurs

Rendement en profondeur :

Le rendement en profondeur caractérise la dose déposée sur l'axe du faisceau relativement à la dose maximale déposée à la profondeur $R_{100\%}$:



Rendements en profondeurs

1 : Dose à la surface D_s :

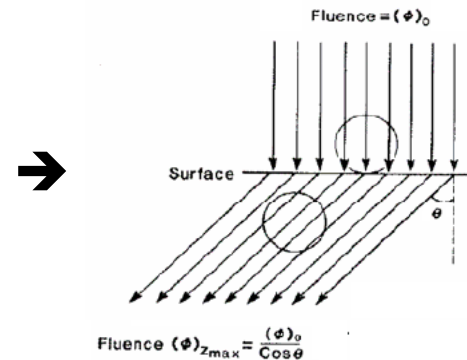
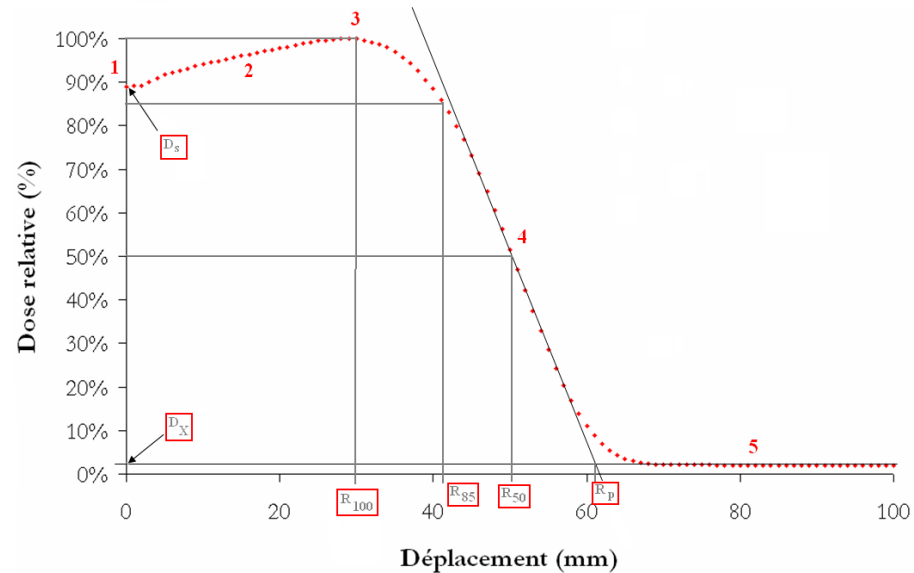
Plus élevée que pour les faisceaux de photons car les électrons sont des particules chargées qui interagissent dès leur entrée dans la matière

2 : Accroissement de la dose :

Du fait de la diffusion des électrons dans le milieu, la fluence augmente sur l'axe jusqu'à atteindre le maximum de dépôt de dose.

3 : Maximum de dépôt de dose D_{\max} :

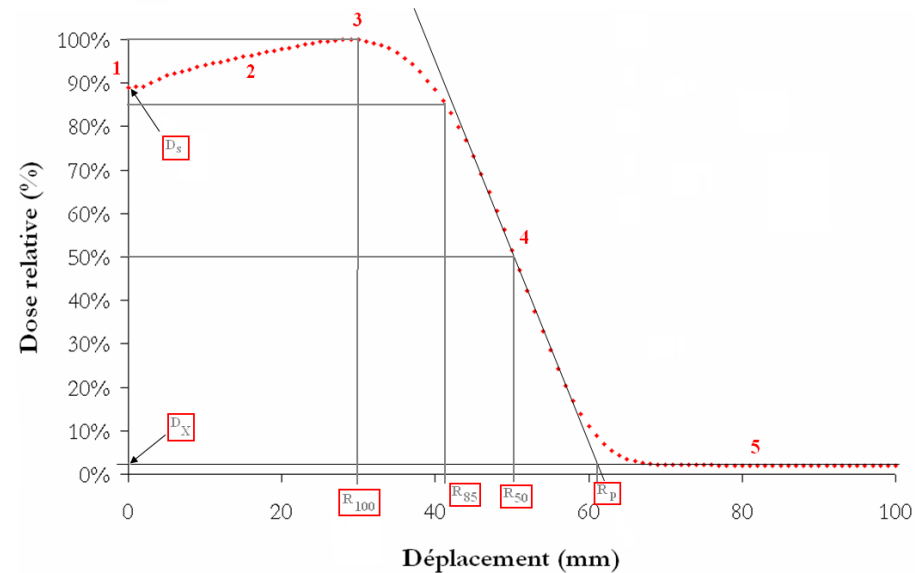
La fluence augmentant, le dépôt de dose sur l'axe augmente jusqu'à ce que l'atténuation des électrons provoque une diminution de la dose déposée sur l'axe. Le maximum de dépôt de dose est atteint.



Rendements en profondeurs

4 : Décroissance rapide de la dose :

L'énergie des électrons décroît continuellement dans le milieu traversé. En dessous d'un seuil en énergie ($\sim 0,5$ MeV – proche de la fin de parcours des électrons), la perte d'énergie s'accroît et la dose déposée sur l'axe décroît rapidement.



5 : Dose dûe au rayonnement de freinage D_X :

La dose D_X déposée après R_p est due au rayonnement de freinage créé dans la tête de l'accélérateur (mâchoires tungstène, collimateur additionnel ...) et, pour une part minime, par les photons de freinage créés dans l'eau. Lorsque les électrons ont perdu toute leur énergie dans le milieu (i.e. après le parcours pratique R_p) seule la composante de RX de freinage contribue à la dose déposée sur l'axe.

Rendements en profondeurs

Différents **parcours** relevés sur la courbe de rendement en profondeur caractérisent le faisceau :

R₁₀₀ : Profondeur à laquelle le maximum de dose est déposé.

R₈₅ : Parcours thérapeutique – Profondeur à laquelle la décroissance de dose atteint 85% de la dose maximale déposée à R₁₀₀ .

R₅₀ : Profondeur où la décroissance du dépôt de dose atteint 50% de la dose maximale déposée à R₁₀₀ . Permet de spécifier la qualité du faisceau.

R_p : Parcours pratique. Correspond à la profondeur au-delà de laquelle il n'y a plus d'électrons primaires en interaction avec le milieu.

Z_{ref} : Profondeur de référence à laquelle la chambre d'ionisation est étalonnée pour la mesure de dose absolue : $Z_{\text{ref}} = 0,6 \times R_{50} - 0,1 \text{ (g/cm}^2\text{)}$

Rendements en profondeurs

R_{100} : Profondeur du maximum de dose :

Ce parcours est souvent utilisé pour l'étalonnage des faisceaux d'électrons. La mesure de la dose est effectuée dans les conditions de références à Z_{ref} de telle sorte que le débit de dose à la profondeur du maximum de dose soit de 1 cGy/UM (au C.E.M).

Si plateau autour du maximum de dose :

$$R_{100} = \frac{R_{98\%}^{+} - R_{98\%}^{-}}{2}$$

R_{85} : Parcours thérapeutique :

Ce parcours est utile pour le choix de l'énergie à utiliser en clinique dans le traitement d'une tumeur selon sa profondeur par rapport à la peau du patient. La prescription de la dose se fait par rapport à l'isodose située à cette profondeur. (*prescription sur isodose 85% ou 100% : cf. partie III : étude dans le patient*)

Rendements en profondeurs

R_{50} :

Ce parcours spécifie la qualité du faisceau. Une relation empirique de proportionnalité lie R_{50} et E_0 (énergie moyenne à la surface du fantôme) :

	Average energy at surface $E_o[MeV]$	Constant C	
Fixed SCD	$E_o = C R_{50}$	$2.33 MeV cm^{-1}$	$R_{50,D}$
		$2.38 MeV cm^{-1}$	$R_{50,I}$
Fixed SSD	$E_o[MeV] = 0.656 + 2.059R_{50,D} + 0.022(R_{50,D})^2$		$R_{50,D}$
	$E_o[MeV] = 0.818 + 1.935R_{50,I} + 0.040(R_{50,I})^2$		$R_{50,I}$

Rendements en profondeurs

R_{50} :

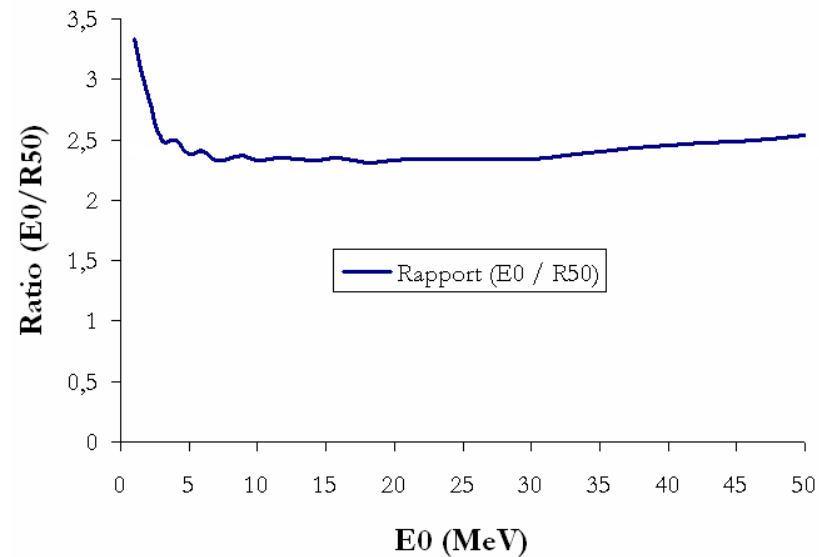
Ce parcours spécifie la qualité du faisceau. Une loi empirique de proportionnalité lie R_{50} et E_0 (énergie moyenne à la surface du fantôme) :

TABLE IV. RELATIONSHIP BETWEEN THE MEAN ENERGY AT WATER PHANTOM SURFACE OF AN ELECTRON BEAM (\bar{E}_0) AND THE HALF-VALUE DEPTH MEASURED FROM ABSORBED DOSE AND IONIZATION CURVES AT SSD = 1 m AND BROAD BEAMS (R_{50}^D AND R_{50}^I , RESPECTIVELY), FROM REF. [6]

(Equation (3) is only valid for absorbed dose curves in a broad plane parallel beam)

\bar{E}_0 (MeV)	R_{50}^D (cm)	R_{50}^I (cm)
1	0.3	0.3
2	0.7	0.7
3	1.2	1.2
4	1.6	1.6
5	2.1	2.1
6	2.5	2.5
7	3.0	3.0
8	3.4	3.4
9	3.8	3.8
10	4.3	4.3
12	5.1	5.1
14	6.0	5.9
16	6.8	6.7
18	7.8	7.6
20	8.6	8.4
22	9.4	9.2
25	10.7	10.4
30	12.8	12.3
35	14.6	14.0
40	16.3	15.4
45	18.1	16.9
50	19.7	18.2

Relation entre E_0 et R_{50}



$$\frac{\bar{E}_0}{R_{50}} \approx 2,3 \text{ MeV.cm}^2.\text{g}^{-1}$$

Pour la gamme
d'énergie utilisée en
radiothérapie

Rendements en profondeurs


R_p : Parcours pratique :

Profondeur de matière à laquelle les électrons primaires ont tous été atténués. Au-delà de cette profondeur seule la composante en RX de freinage apporte de la dose sur l'axe. Il existe une relation **empirique** entre l'énergie la plus probable à la surface du fantôme $E_{p,0}$ et R_p :

$$E_{p,0} = c_1 + c_2 \cdot R_p + c_3 \cdot (R_p)^2$$

avec :

$$\begin{cases} c_1 = 0,22 \text{ MeV} \\ c_2 = 1,98 \text{ MeV.cm}^{-1} \\ c_3 = 0.0025 \text{ MeV.cm}^{-2} \end{cases}$$



R _p	E _{p,0}
1	2,2
2	4,2
3	6,2
4	8,2
5	10,2
6	12,2
7	14,2

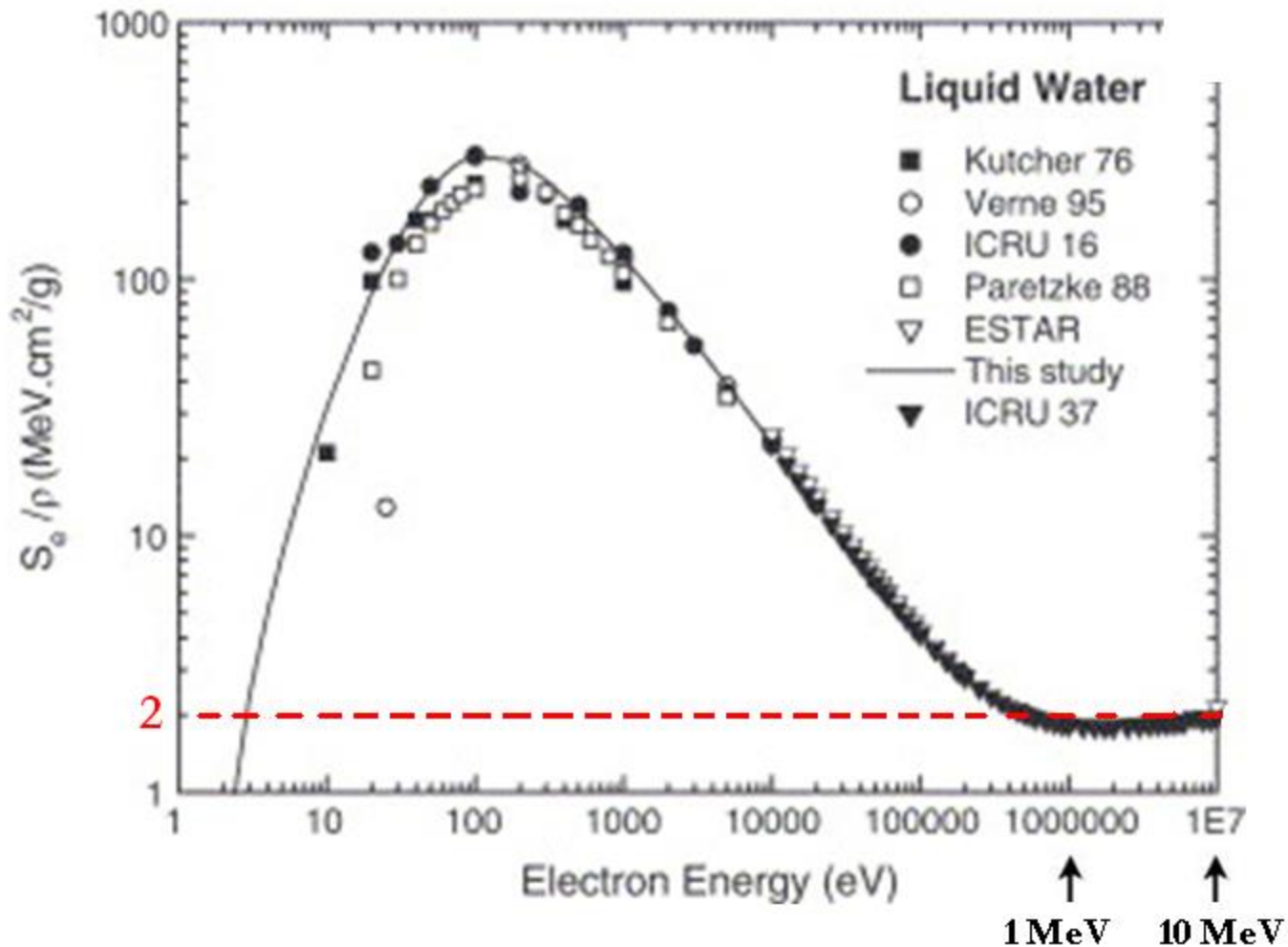


$$\frac{E_{p,0}}{R_p} \approx 2 \text{ MeV.cm}^2.\text{g}^{-1}$$

L'atténuation moyenne des électrons dans l'eau est de
2 MeV/cm.

Rendements en profondeurs

L'atténuation moyenne des électrons dans l'eau est de **2 MeV/cm**.



Rendements en profondeurs

Quelques relations :

Détermination de l'énergie la plus probable et de l'énergie moyenne en profondeur d'après ces énergies à la surface :

$$E_{p,z} = E_{p,0} \cdot \left(1 - \frac{z}{R_p}\right)$$

$$\overline{E_z} = \overline{E_0} \cdot \left(1 - \frac{z}{R_p}\right)$$

Avec : $E_{p,z}$: Energie la plus probable à la profondeur z

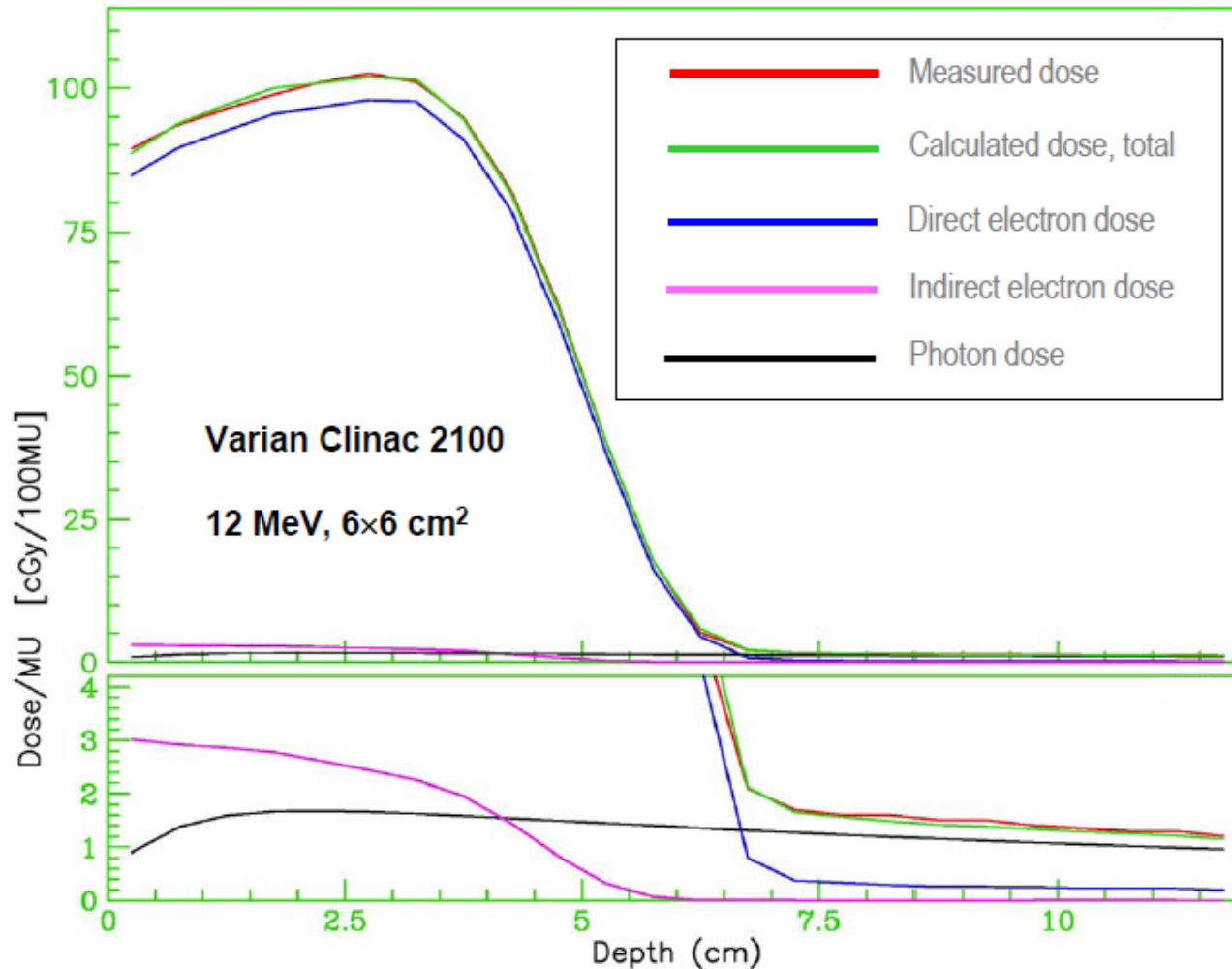
$E_{p,0}$: Energie la plus probable à la surface

$\overline{E_z}$: Energie moyenne à la profondeur z

$\overline{E_0}$: Energie moyenne à la surface

Rendements en profondeurs

Différentes composantes du rendement en profondeur :



Etude du faisceau dans un fantôme standard*

I - Rendements en profondeurs

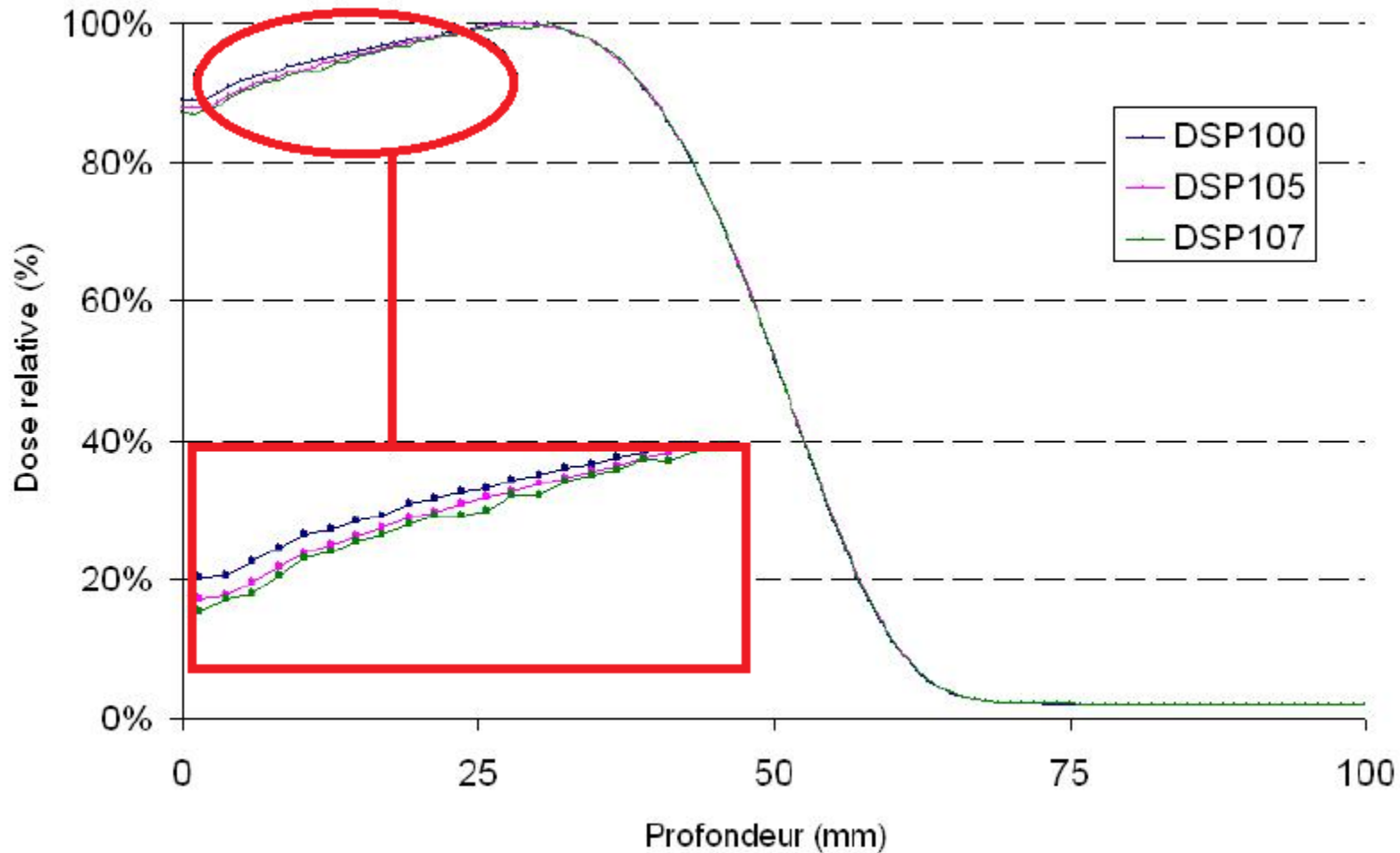
- 1) Description
- 2) Influence des caractéristiques du faisceau
- 3) Mesure d'un rendement en profondeur

II - Profils et isodoses

- 1) Caractéristiques de la distribution de dose perpendiculairement à l'axe

Rendements en profondeurs

Influence de la DSP sur le rendement en profondeur :



Rendements en profondeurs

Influence de la DSP sur le rendement en profondeur :

Lorsque la DSP augmente :

- La dose à l'entrée diminue (moins de dose apportée par les électrons de contamination diffusés dans la tête de l'accélérateur).

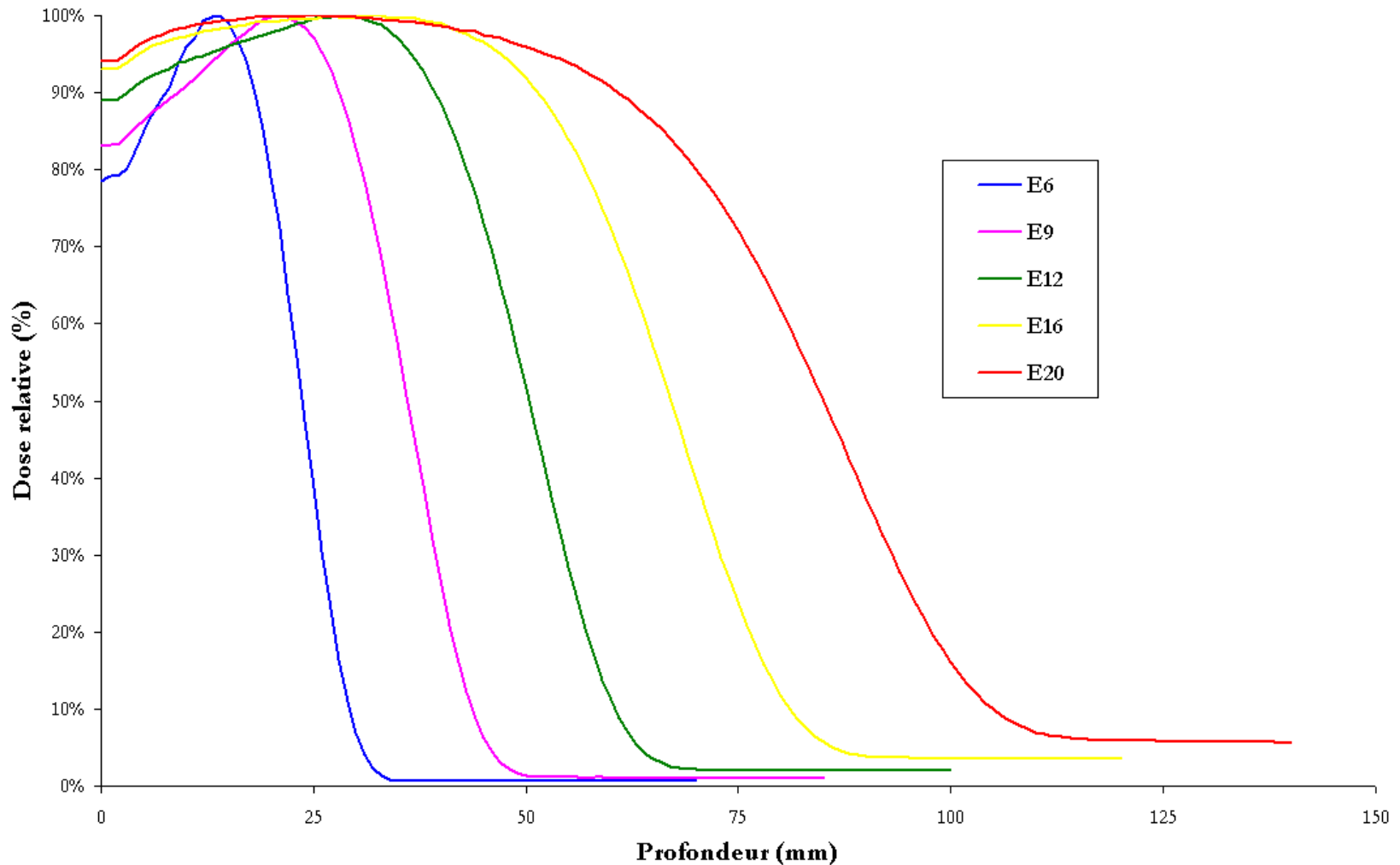
- Théorie : Augmentation de la profondeur du maximum de dose, difficile à observer sur la plage de DSP disponibles utilisées en clinique.

Remarque :

Pour les énergies inférieure à 15 MeV, les modifications du rendement en profondeur après R_{100} avec la DSP ne sont pas significatives.

Rendements en profondeurs

Influence de l'énergie sur le rendement en profondeur :



Rendements en profondeurs

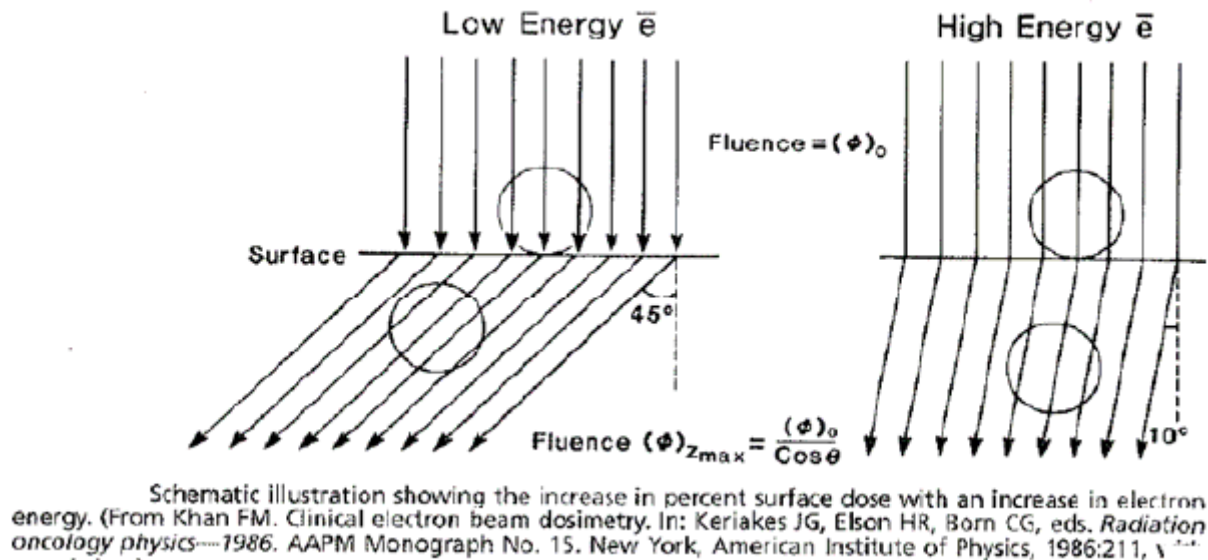
Influence de l'énergie sur le rendement en profondeur :

Mesures réalisées au CEM dans l'eau :

Energie	R_{\max} (g.cm ⁻²)	R_{50} (g.cm ⁻²)	R_p (g.cm ⁻²)	R_{85} (g.cm ⁻²)	E_0 (MeV)	$E_{p,0}$ (MeV)	X-ray (%)	Z_{ref} TRS 398
e6	1,3	2,3	2,9	1,8	5,5	6,0	0,6	1,3
e9	2,0	3,5	4,3	2,9	8,2	8,9	1,1	2,0
e12	2,7	5,0	6,0	4,1	11,7	12,2	2,1	2,9
e16	2,7	6,6	8,0	5,4	15,5	16,1	3,7	3,9
e20	2,5	8,4	10,2	6,5	19,5	20,7	6,0	4,9

Rendements en profondeurs

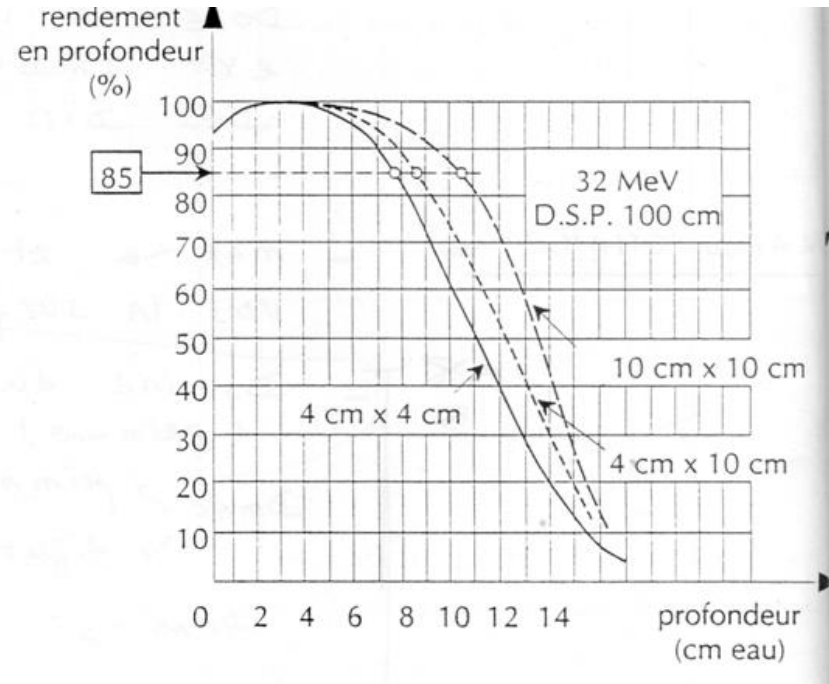
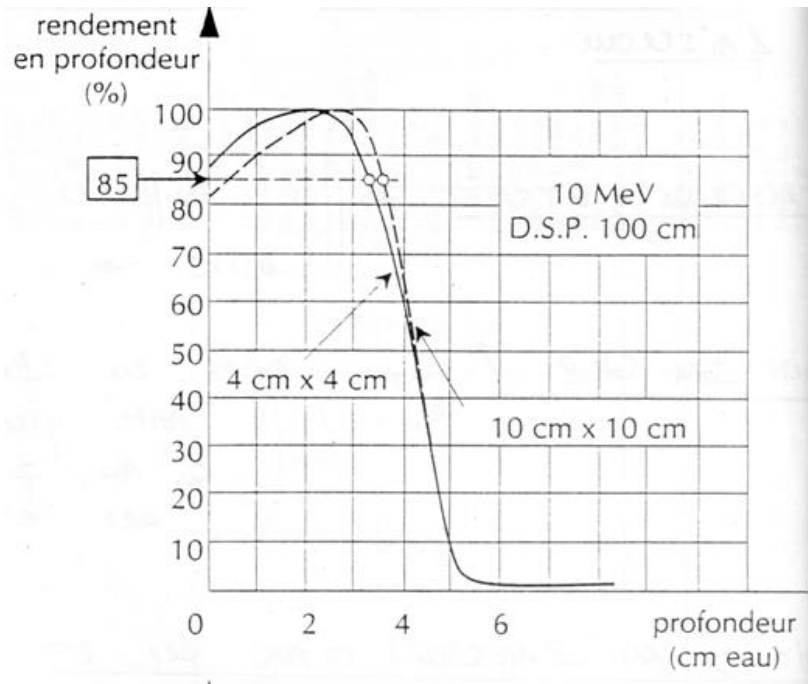
Influence de l'énergie sur le rendement en profondeur :



Pour les faisceaux de faible énergie, la diffusion des électrons est plus importante et sous de plus grands angles que pour une énergie élevée. La fluence augmentant du fait de la déviation des électrons, elle devient maximale à des profondeurs moins élevées et le maximum de dose est atteint plus rapidement.

Rendements en profondeurs

Influence de la taille de champ sur le rendement en profondeur :



Influence de la taille de champs significative pour les petits champs
(~5 cm et inférieurs)

Etude du faisceau dans un fantôme standard*

I - Rendements en profondeurs

- 1) Description
- 2) Influence des caractéristiques du faisceau
- 3) Mesure d'un rendement en profondeur

II - Profils et isodoses

- 1) Caractéristiques de la distribution de dose perpendiculairement à l'axe

Rendements en profondeurs

Rendement en profondeur en dose ou en ionisation (RP^D ou RP^I):

La dose est mesurée par chambre d'ionisation à cavité d'air.

RAPPEL :

Mesure du nombre total de charge collectée dans la cavité contenant une masse d'air m_{air} :

$$D_{\text{air}} = \frac{Q}{m_{\text{air}}} \left[\frac{W_{\text{air}}}{e} \right]$$

$\left[\frac{W_{\text{air}}}{e} \right]$: Energie moyenne nécessaire à la production d'une paire d'ions dans l'air par unité de charge
(33,97 eV/ion ou J/C)

Rendements en profondeurs

Rendement en profondeur en dose ou en ionisation (RP^D ou RP^I):

Théorie de la cavité de Bragg-Gray

L'ionisation produite dans la cavité du détecteur exposé à un flux de particules uniforme est proportionnelle à la quantité d'énergie absorbée par le milieu considéré.

La quantité d'énergie absorbée dans une cavité d'air placée dans un flux uniforme de particules est liée à la quantité d'énergie qui serait absorbée dans une cavité d'eau placée dans ce même flux de particule par la relation :

$$E_{abs,eau} = \frac{S_{eau}}{S_{air}} \times E_{abs,air}$$

Avec S_i : pouvoir d'arrêt du milieu i :

$$S_i = \frac{dE}{dx_i}$$

(Perte d'énergie par unité de longueur de milieu i traversée)

Rendements en profondeurs

Rendement en profondeur en dose ou en ionisation (RP^D ou RP^I):

Théorie de la cavité de Bragg-Gray

$$E_{abs,eau} = \frac{S_{eau}}{S_{air}} \times E_{abs,air}$$

Par unité de masse :

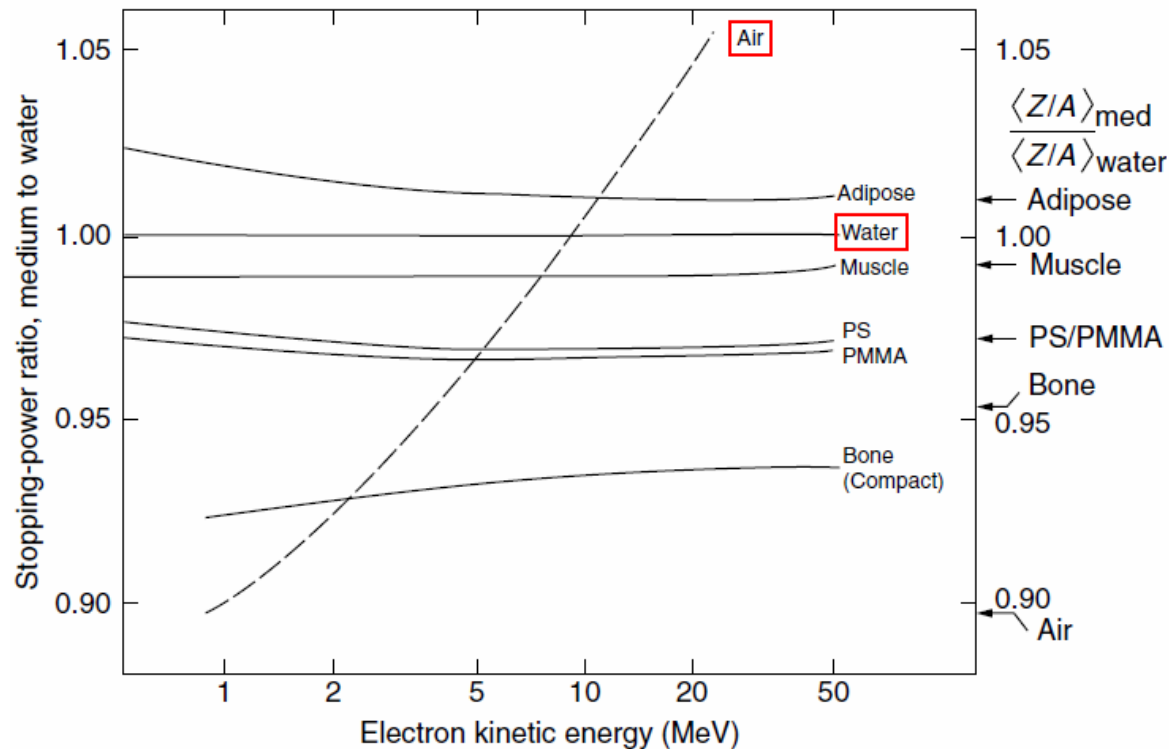
$$D_{abs,eau} = \frac{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{eau}}{\left(\frac{S}{\rho}\right)_{air}} \times D_{abs,air} \quad \rightarrow \quad D_{abs,eau} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{air}^{eau} \times D_{abs,air}$$

Avec : $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{air}^{eau}$: rapport des pouvoirs d'arrêt massiques de l'air et de l'eau

Rendements en profondeurs

Rendement en profondeur en dose ou en ionisation (RP^D ou RP^I):

Le rapport des pouvoir d'arrêt entre l'air et l'eau varie rapidement avec l'énergie des électrons incidents qui varie rapidement avec la profondeur du milieu. Le rapport des pouvoirs d'arrêt varie donc rapidement avec la profondeur de milieu traversée.



Rendements en profondeurs

Rendement en profondeur en dose ou en ionisation (RP^D ou RP^I):

Cette conversion n'est pas nécessaire pour les faisceaux de **photons** car le rapport des pouvoirs d'arrêt eau-air ne varie pas significativement avec la profondeur :

Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water

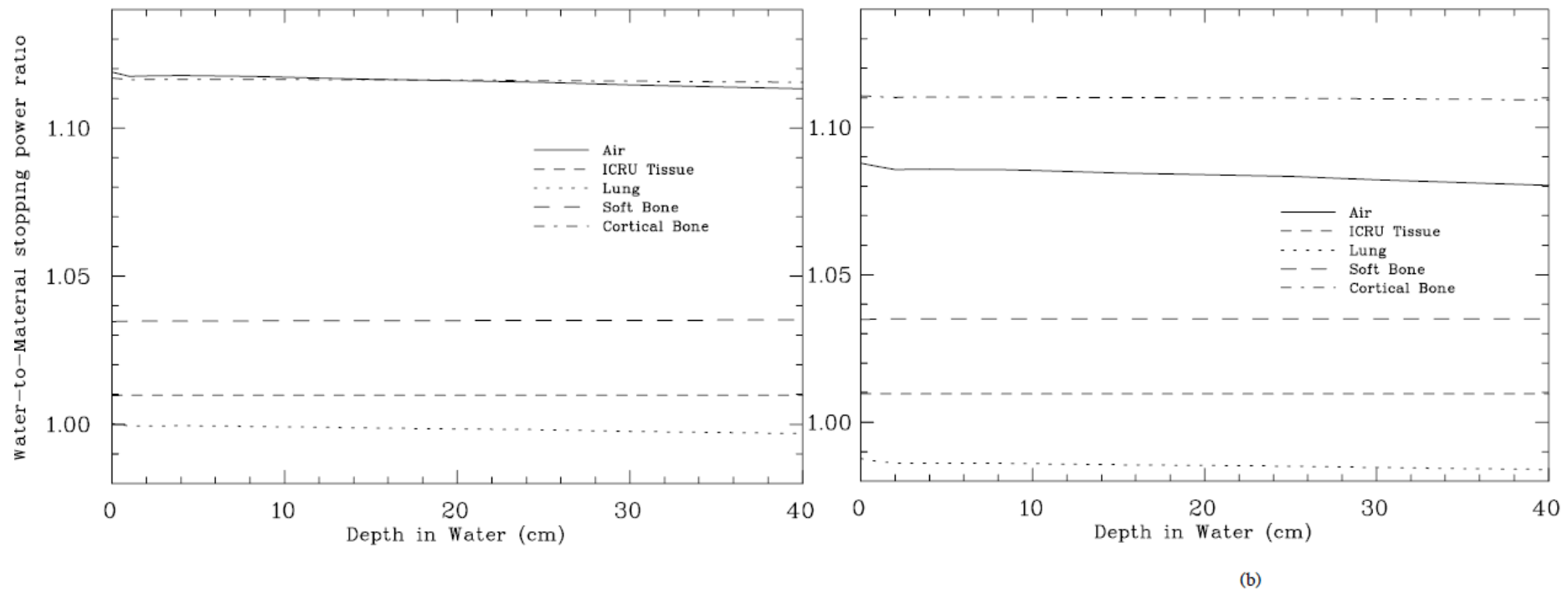


Figure 3. Water-to-medium stopping power ratios as a function of depth in the phantom for (a) 6 MV photons and (b) 18 MV photons. The phantom material for this case is water.

Rendements en profondeurs

Rendement en profondeur en dose ou en ionisation (RP^D ou RP^I):

Lorsqu'un rendement en profondeur est mesuré dans l'eau en utilisant une chambre d'ionisation à cavité d'air, il est nécessaire de corriger la mesure pour quelle corresponde à la dose mesurée dans l'eau ; le rapport des pouvoirs d'arrêt étant significativement différent selon la profondeur de la mesure pour les faisceaux d'électron.

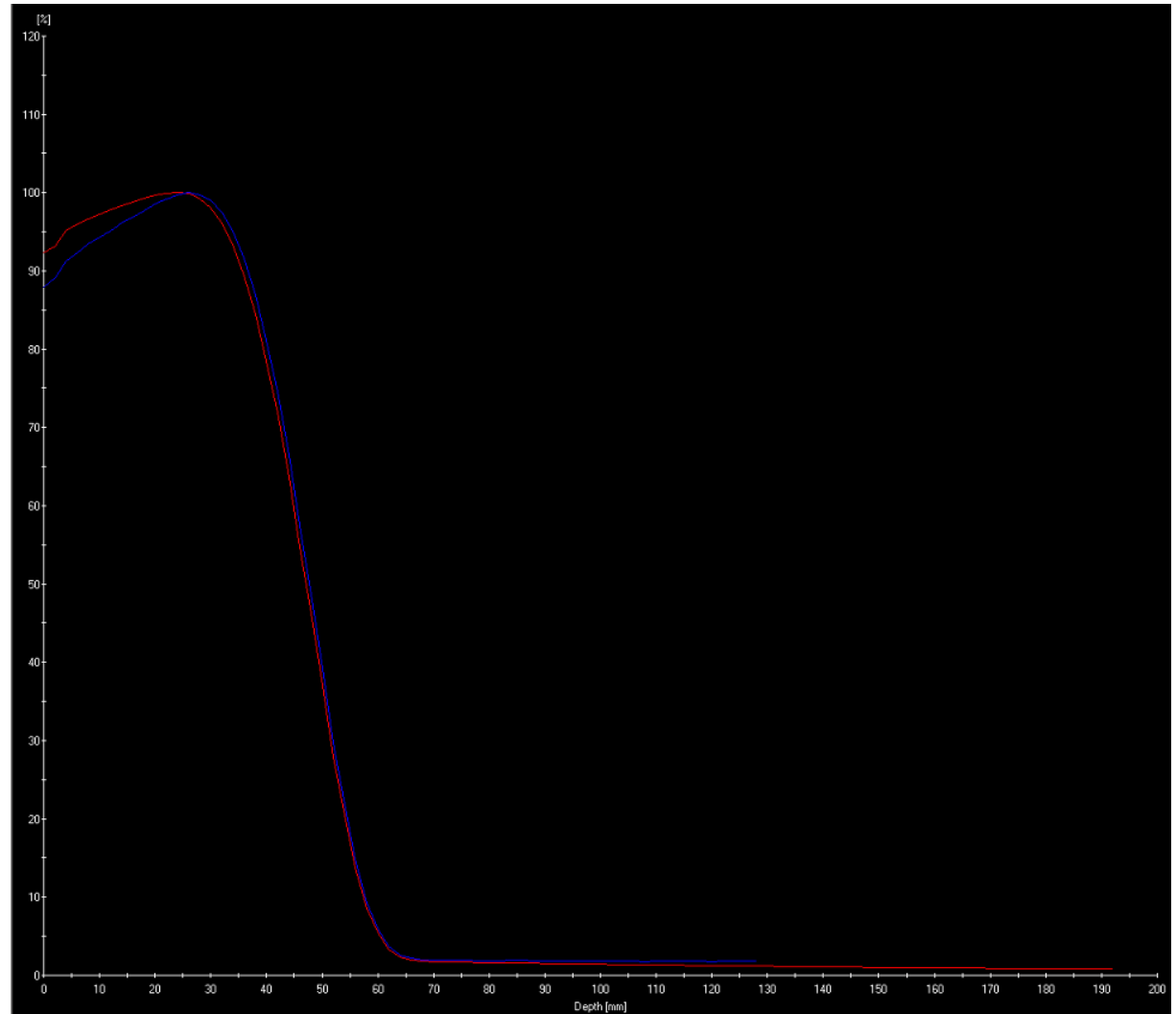
Les rapports de pouvoirs d'arrêt sont donnés dans les tables du TRS 398 de l'AIEA (et rapport 32 de l'AAPM). En pratique, les logiciels utilisés pour la mesure des rendements en profondeur intègrent ces tables et peuvent convertir automatiquement le rendement en profondeur en ionisations vers le rendement en profondeur en dose.

Rendements en profondeurs

Rendement en profondeur en dose ou en ionisation (RP^D ou RP^I):

— Ionisations

— Dose



Etude du faisceau dans un fantôme standard*

I - Rendements en profondeurs

- 1) Description
- 2) Influence des caractéristiques du faisceau
- 3) Mesure d'un rendement en profondeur

II - Profils et isodoses

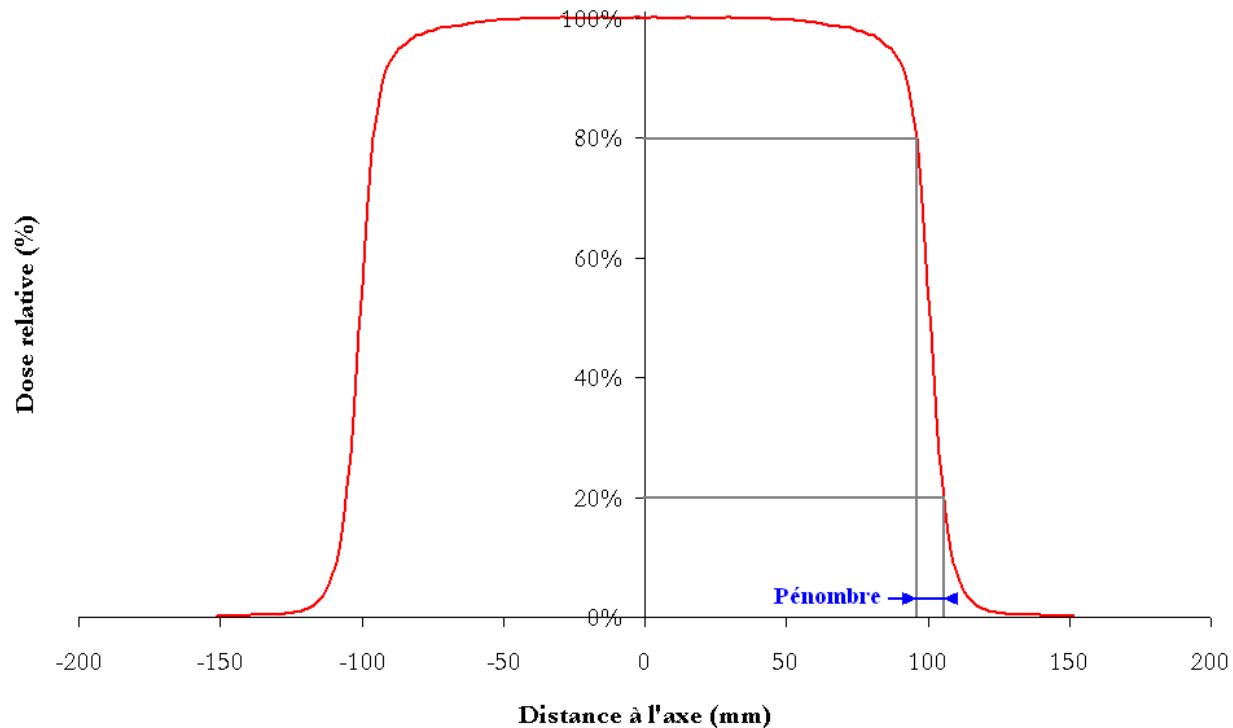
- 1) Caractéristiques de la distribution de dose perpendiculairement à l'axe

Profils et isodoses

Profils de dose perpendiculaires à l'axe du faisceau :

La mesure des profils permet le contrôle de l'homogénéité, de la symétrie et de la pénombre des faisceaux.

Exemple de profil de dose "en traversée" (perpendiculaire à l'axe du faisceau) en E6

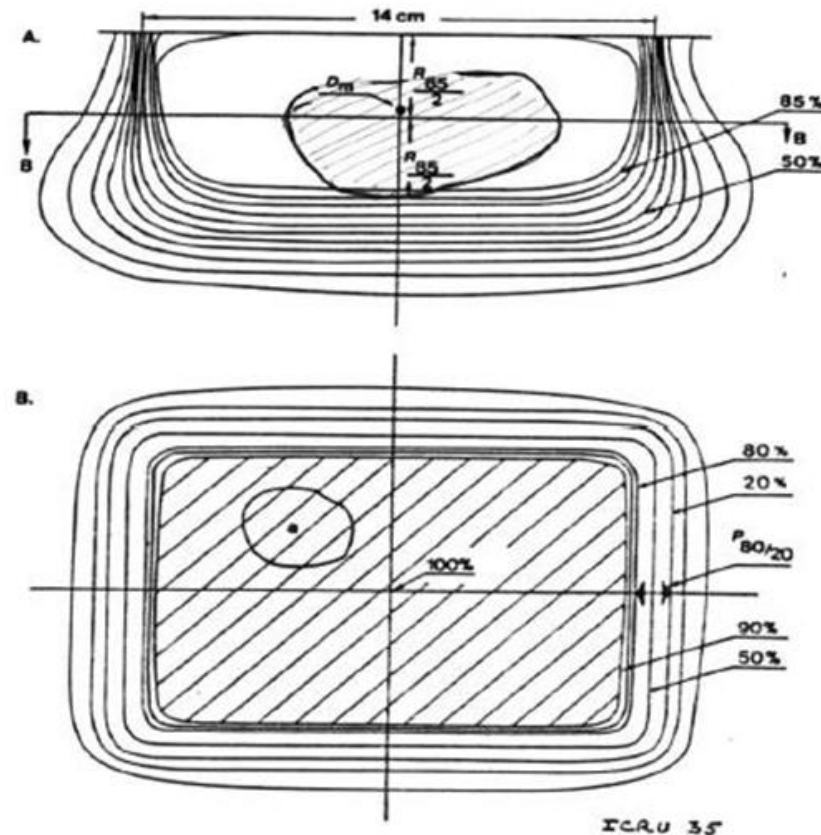


Profils et isodoses

Isodoses :

Pénombre :

Distance entre les isodoses 80% et 20% à la profondeur $R_{85\%}/2$ (ICRU)

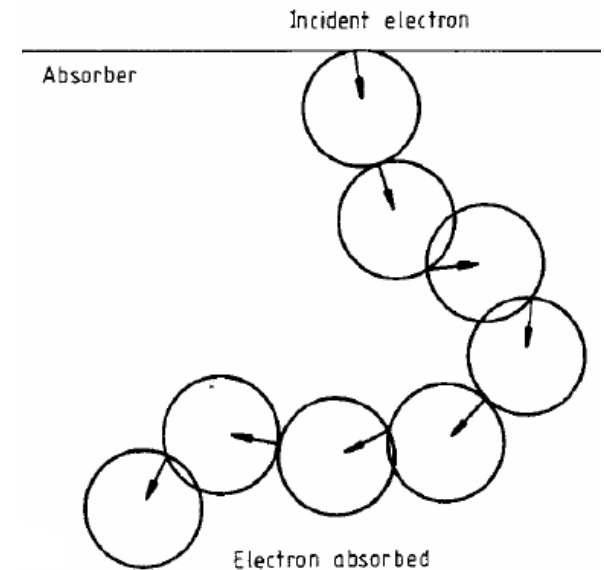
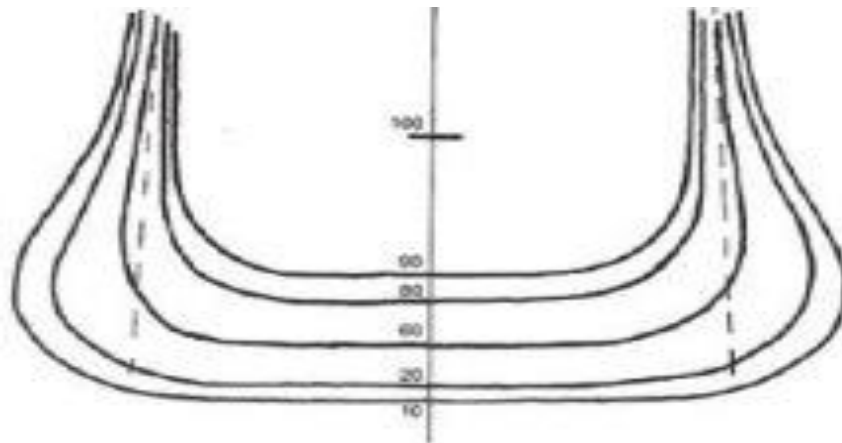


Profils et isodoses

Pénombre :

Pénombre « de diffusion » :

Du fait de la diffusion latérale des électrons dans la matière, les isodoses se déforment latéralement lorsque la profondeur augmente.



Exemple de parcours d'un électron dans la matière

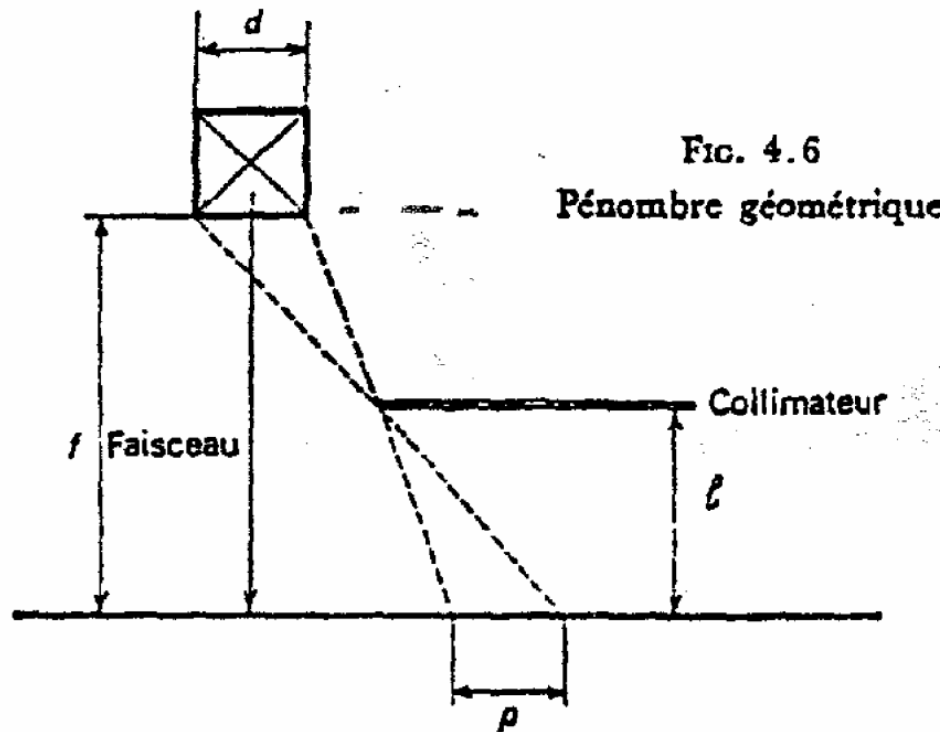
Ce phénomène s'accroît lorsque l'énergie du faisceau diminue.

Profils et isodoses

Pénombre :

Pénombre « géométrique » :

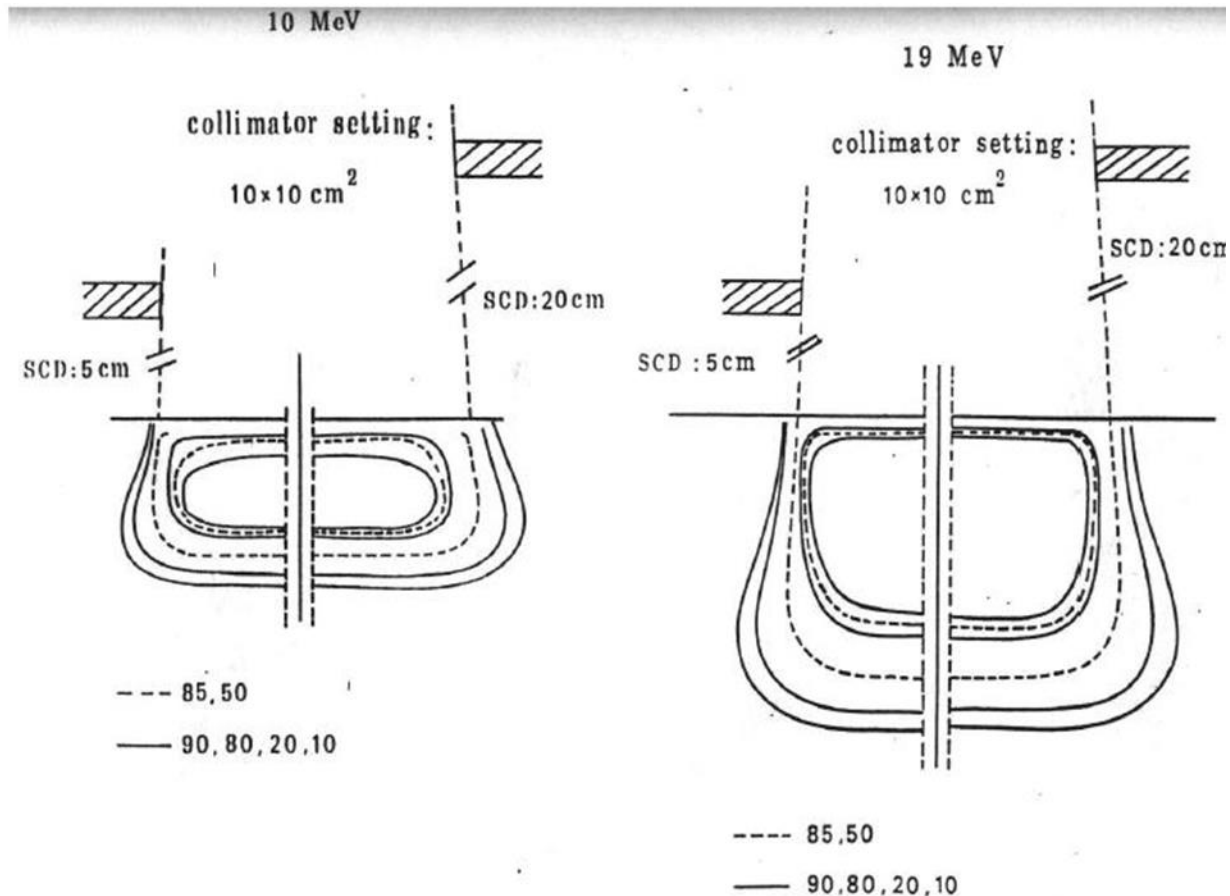
Dû à la géométrie des conditions de traitement (position de la source virtuelle (dispersion), distance peau-collimateur additionnel).



Profils et isodoses

Pénombre :

Influence de la DSP :



Profils et isodoses

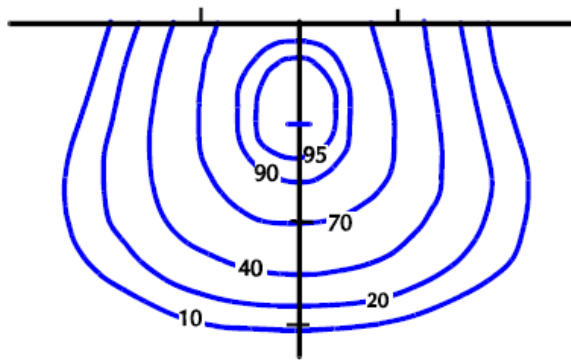
Isodoses :

Cas des petits champs :

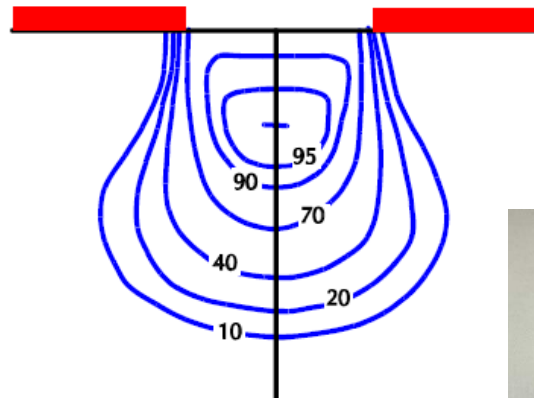
Pour traiter de petites lésions, il est recommandé de collimater le faisceau à la peau du patient afin de limiter la pénombre (très importante en deça de 4×4 cm²).

6 MeV electrons 100 cm SSD

2 x 2 open field



4 x 4 open field
2 x 2 Pb cutout



Lambert GD, Newcastle General Hospital, 1999



Etude du faisceau dans le patient

Considérations cliniques

Etude du faisceau dans le patient

I - Irrégularités de surfaces

II - Obliquité du faisceau

III - Hétérogénéités dans le patient

IV - Bolus et « caches »

V – Modes de prescriptions et exemple clinique

Etude du faisceau dans le patient

I - Irrégularités de surfaces

II - Obliquité du faisceau

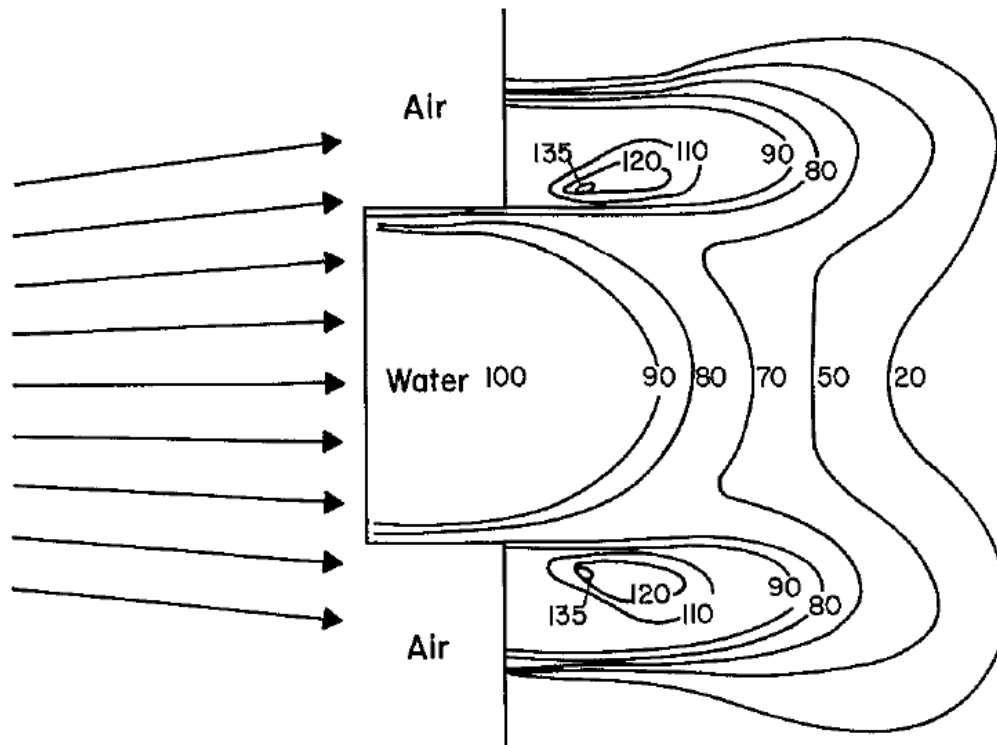
III - Hétérogénéités dans le patient

IV - Bolus et « caches »

V – Modes de prescriptions et exemple clinique

Irrégularités de surfaces

Influence des irrégularités de surface :

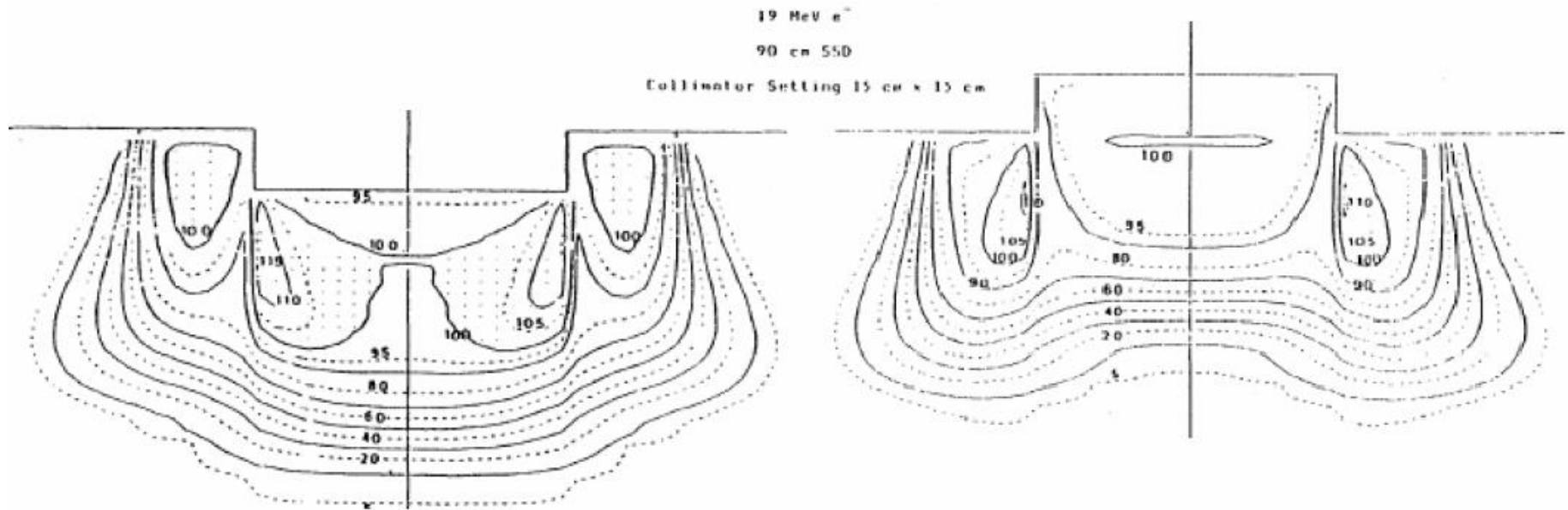


Les irrégularités de surfaces induisent des surdosages ($D_{max} > 100\%$) au niveau des irrégularités.

FIG. 32. Electron beam impinging on a water surface tangentially gives rise to hot spot laterally. (Redrawn from ICRU, 1974.) (Dutreix, 1970.)

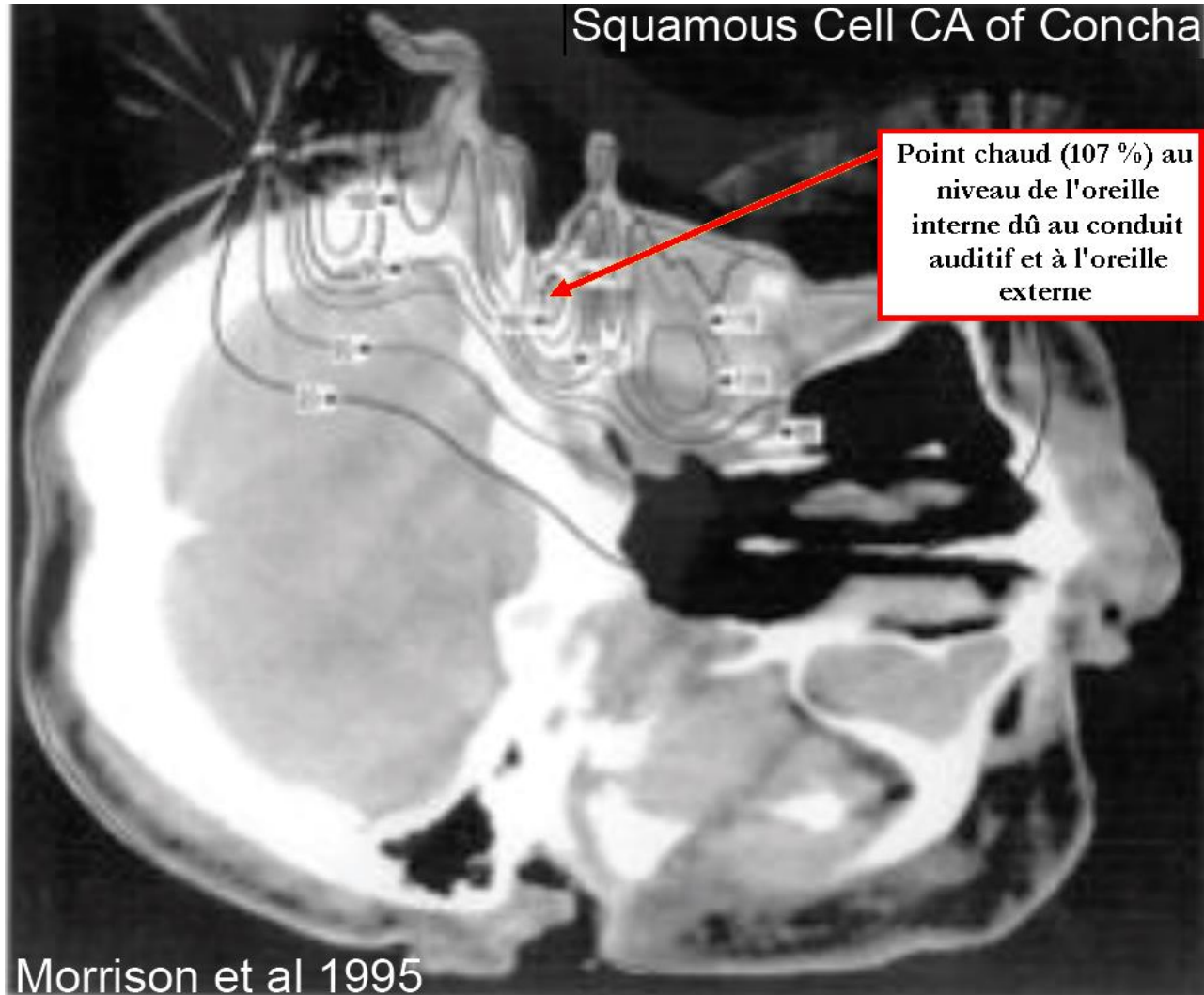
Irrégularités de surfaces

Influence des irrégularités de surface :



Irrégularités de surfaces

Influence des irrégularités de surface :



Etude du faisceau dans le patient

I - Irrégularités de surfaces

II - Obliquité du faisceau

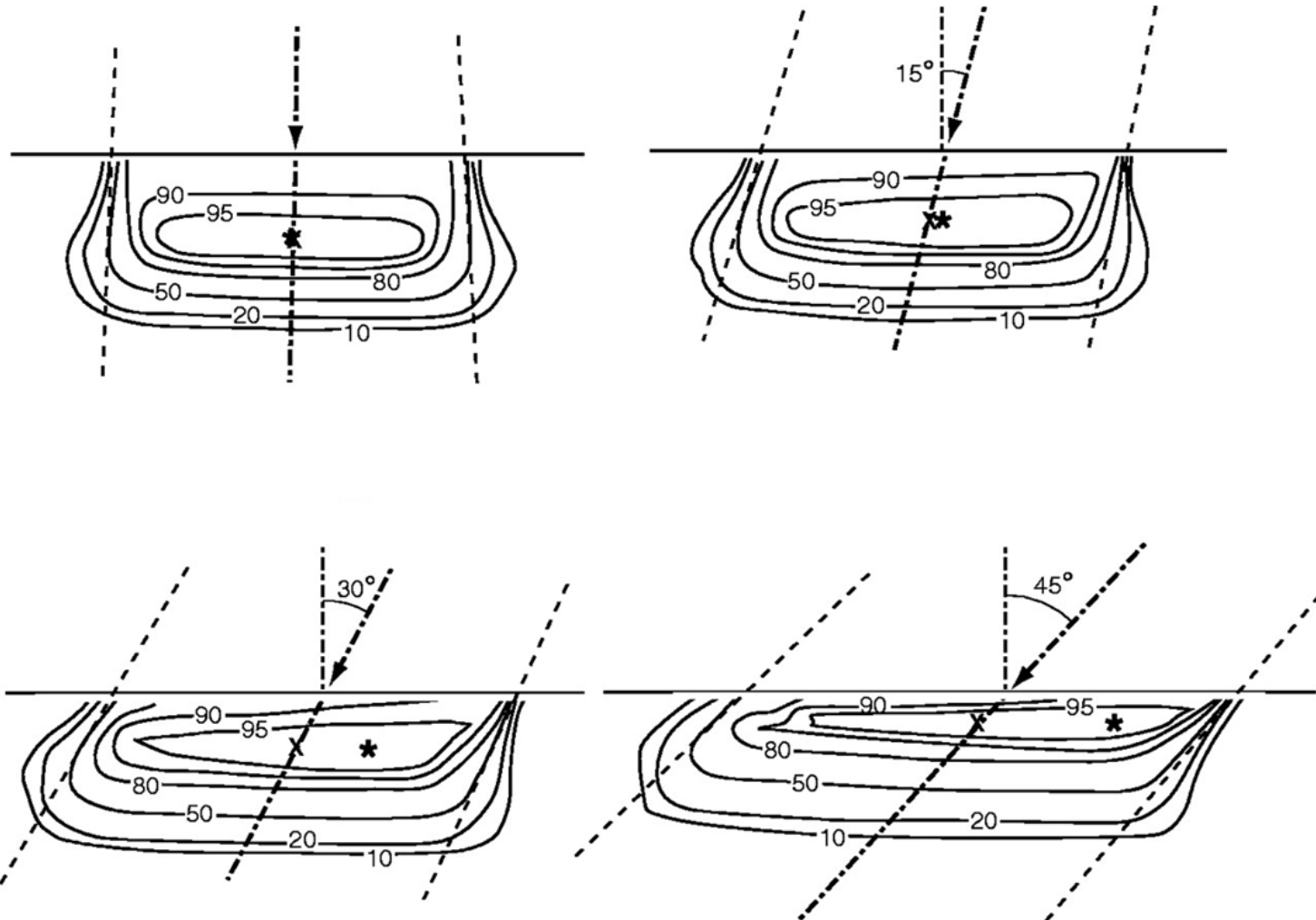
III - Hétérogénéités dans le patient

IV - Bolus et « caches »

V – Modes de prescriptions et exemple clinique

Obliquité du faisceau

Influence de l'obliquité du faisceau :



Obliquité du faisceau

Influence de l'obliquité du faisceau :

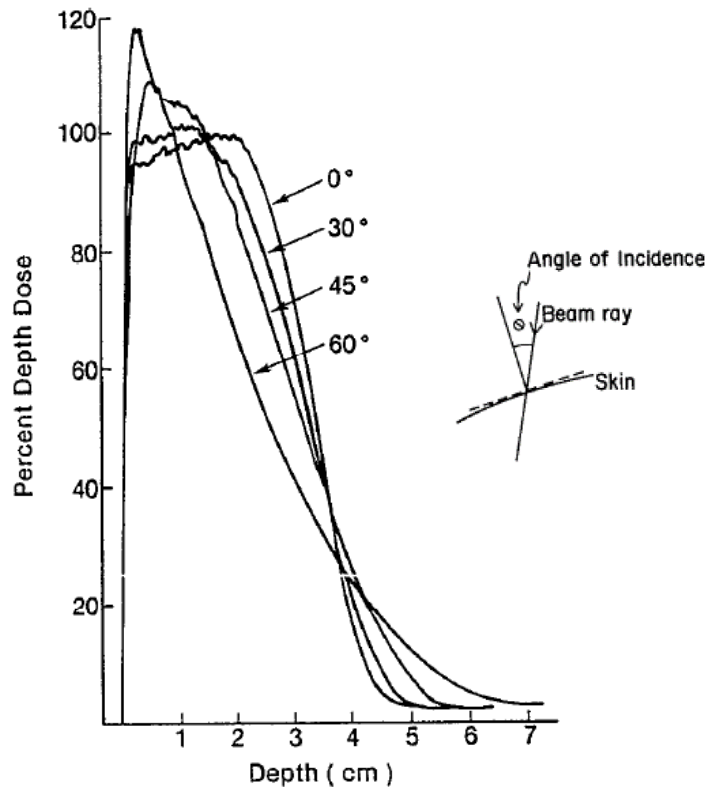


FIG. 29. Variation of central-axis depth dose with obliquity for 9-MeV electron beams. (Redrawn from Ekstrand and Dixon, 1982.)

L'obliquité du faisceau induit :

- D_{\max} plus proche de la surface
- $D_{\max} > 100\%$
- Diminution du parcours thérapeutique $R_{85\%}$
- Pénombre plus large du côté le plus éloigné du collimateur additionnel
- Augmentation de la dose aux profondeurs proches du parcours pratique R_p

En clinique : obliquité maximale = 20°

Etude du faisceau dans le patient

I - Irrégularité de surfaces

II - Obliquité du faisceau

III - Hétérogénéités dans le patient

IV - Bolus et « caches »

V – Modes de prescriptions et exemple clinique

Hétérogénéités dans le patient

Influence des hétérogénéités dans le patient :

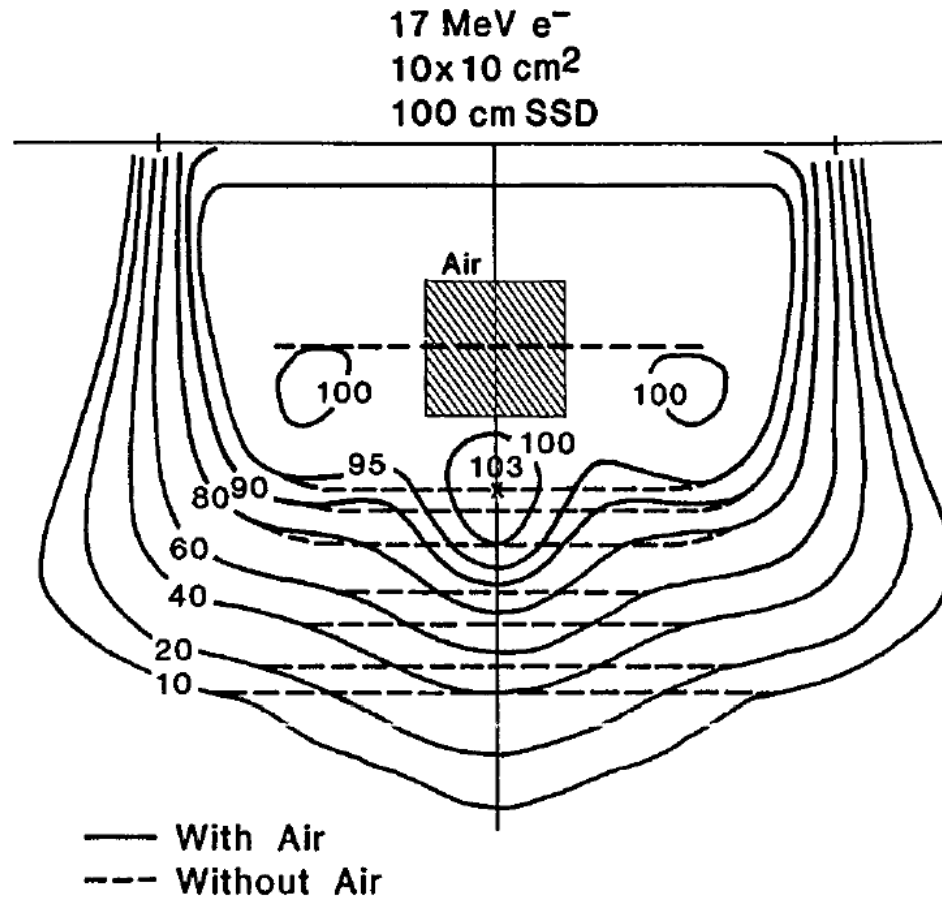
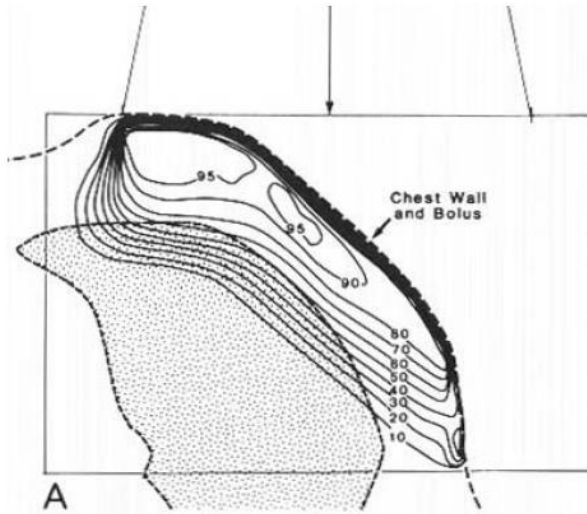


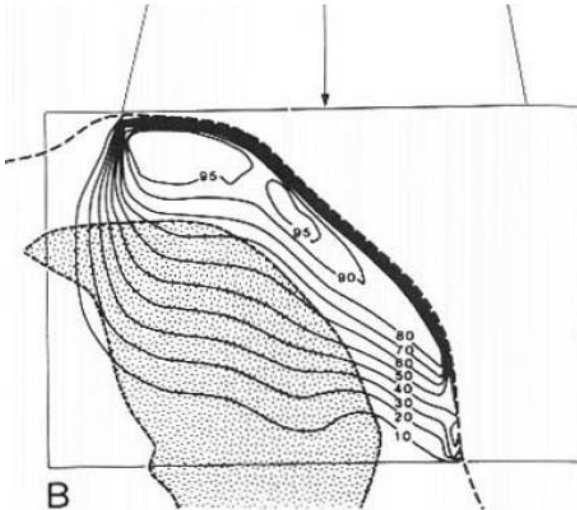
FIG. 33. Perturbation of the dose distribution caused by an air cavity of 2 X 2 cm' in cross section. Redrawn from Hogstrom (1983).

Hétérogénéités dans le patient

Influence des hétérogénéités dans le patient :



Isodoses
non-corrigées
($d_{\text{poumon}} = d_{\text{tissu}}$)



Isodoses
corrigées

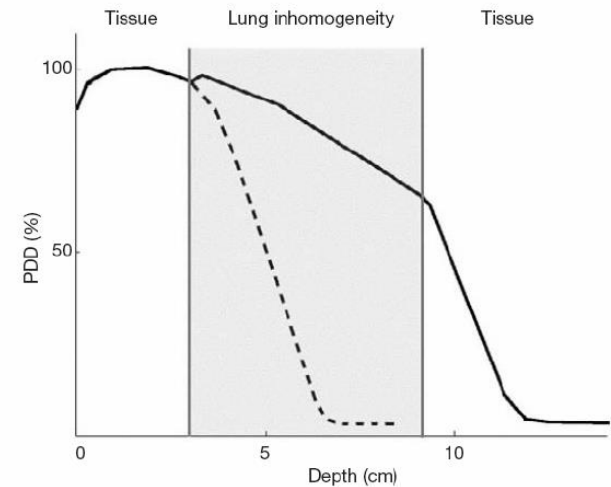


FIG. 8.9. Effect of a 5 cm lung inhomogeneity on a 15 MeV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ electron beam PDD. The dashed curve represents the PDD in tissue without the inhomogeneity present.

Etude du faisceau dans le patient

I - Irrégularité de surfaces

II - Obliquité du faisceau

III - Hétérogénéité dans le patient

IV - Bolus et « caches »

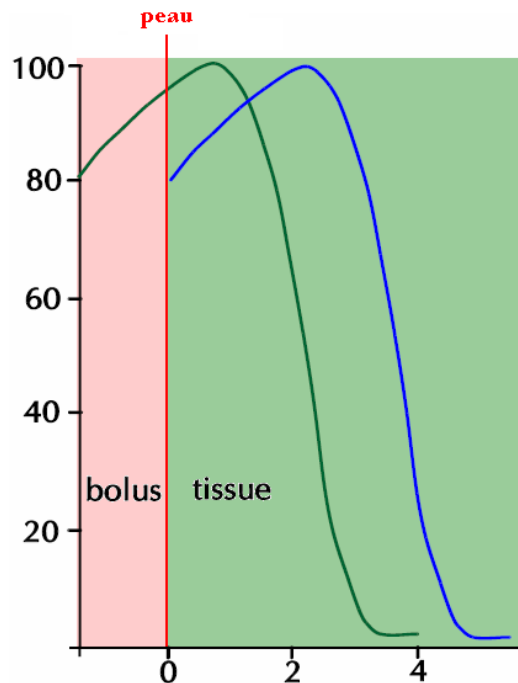
V – Modes de prescriptions et exemple clinique

Bolus et « caches »

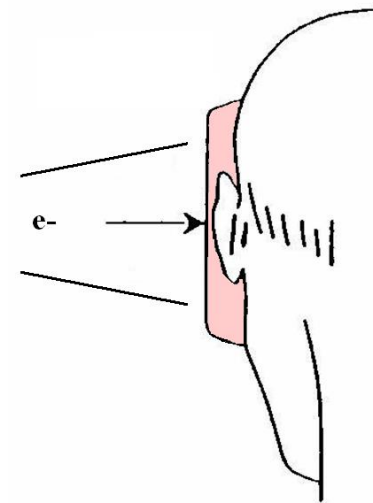
Utilisation de bolus :

En clinique : utilisation de bolus pour :

- augmenter la dose à la surface
- atténuer les irrégularités de surface



Augmentation de la dose à la peau



Correction des irrégularité de surface

Bolus et « caches »

Utilisation de caches :

En clinique : utilisation de caches pour :

- conformer le faisceau à la forme de la tumeur
- épargner les OAR proche de la tumeur



Insert pour applicateur



Cache personnalisé adapté à la morphologie du patient

Bolus et « caches »

Utilisation de caches :

TABLE 8.3. LEAD THICKNESS (mm) REQUIRED FOR VARIOUS TRANSMISSION LEVELS FOR A $12.5 \times 12.5 \text{ cm}^2$ ELECTRON FIELD

Transmission (%)	Energy (MeV)						
	6	8	10	12	14	17	20
50	1.2	1.8	2.2	2.6	2.9	3.8	4.4
10	2.1	2.8	3.5	4.1	5.0	7.0	9.0
5	3.0	3.7	4.5	5.6	7.0	8.0	10.0

L'épaisseur de plomb nécessaire pour atténuer le faisceau de 95% (transmission = 5%) est environ égale au dixième du parcours pratique $R_p/10$.

Masses volumiques :

Plomb : 11,2 g/cm³

Cerrobend : 9,6 g/cm³

Etude du faisceau dans le patient

I - Irrégularité de surfaces

II - Obliquité du faisceau

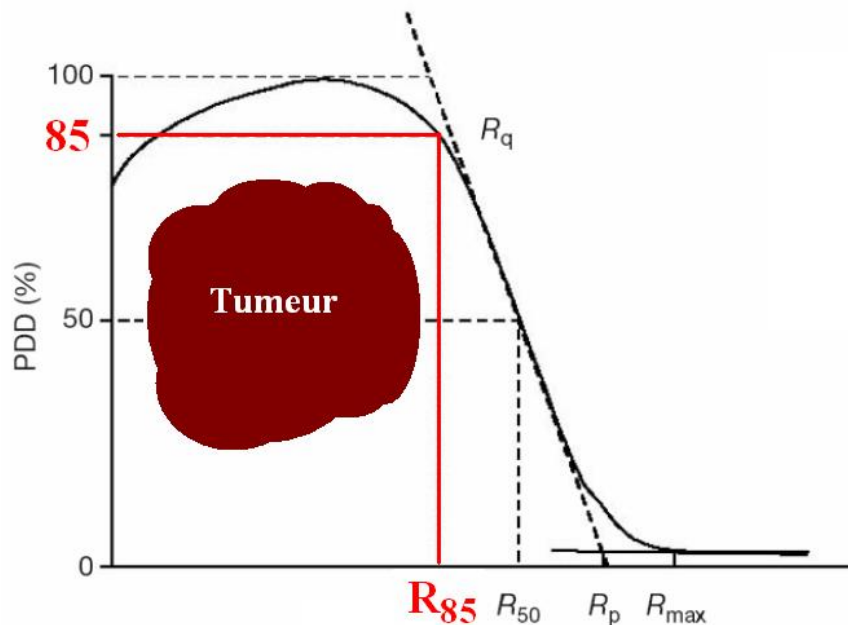
III - Hétérogénéité dans le patient

IV - Bolus et « caches »

V – Modes de prescriptions et exemple clinique

Modes de prescriptions et exemple clinique

Modes de prescriptions :



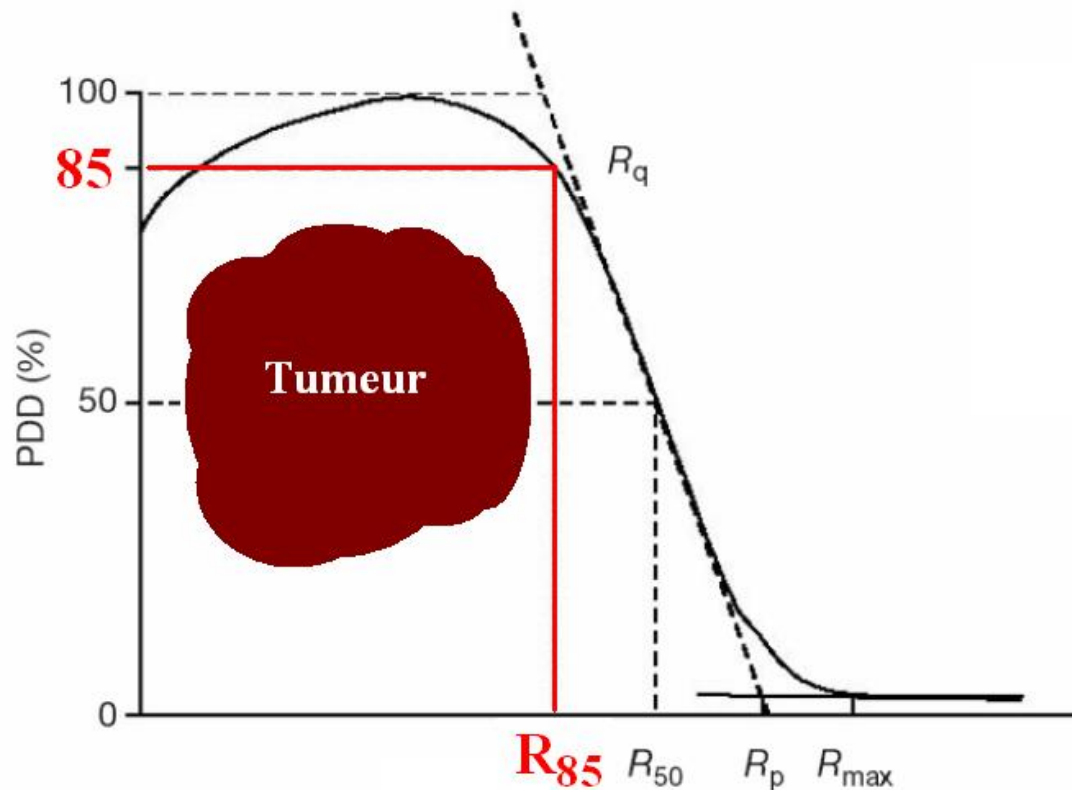
Quelle énergie utiliser ?

Le choix de l'énergie se fait selon la profondeur de l'isodose 85% comparativement à la profondeur de la lésion à traiter

Modes de prescriptions et exemple clinique

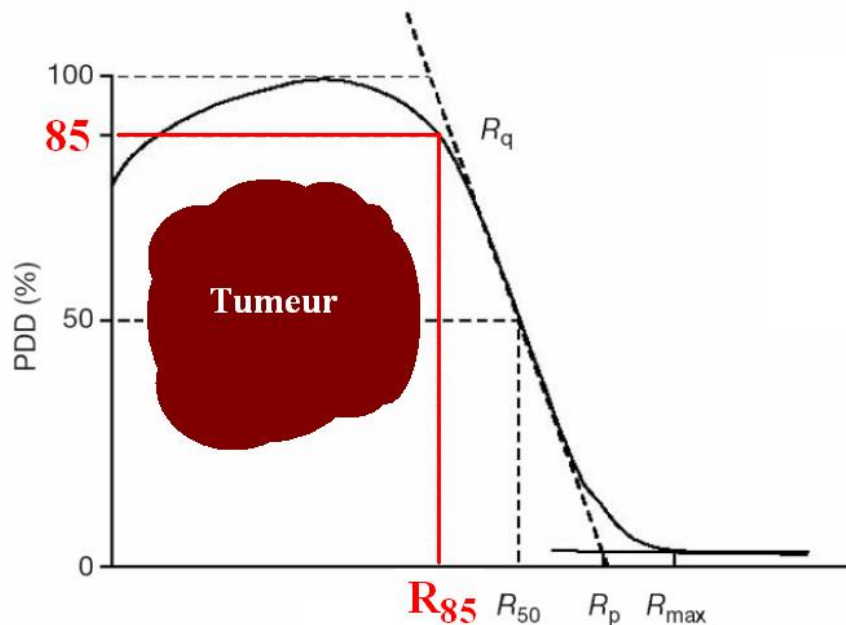
Modes de prescriptions :

Prescription de la dose par rapport à l'isodose 85% (ou 90%) :



Modes de prescriptions et exemple clinique

Modes de prescriptions :



Deux façons de prescrire :

1) Dose prescrite **sur l'isodose 85%**

=> surdosages allant jusqu'à 15% à $R_{100\%}$

2) Dose prescrite **sur l'isodose 100%**

=> sous-dosage variables jusqu'à 15 %
entre la surface et $R_{85\%}$

Modes de prescriptions et exemple clinique

Balistiques de traitements :

Plusieurs faisceaux d'électrons ne sont jamais utilisés en même temps pour traiter une même région. En effet la forte décroissance du rendement en profondeur après le maximum de dose pourrait induire des sous dosages ou des surdosages très important en cas de modification morphologique au cours du traitement.

Jonctions de champs :

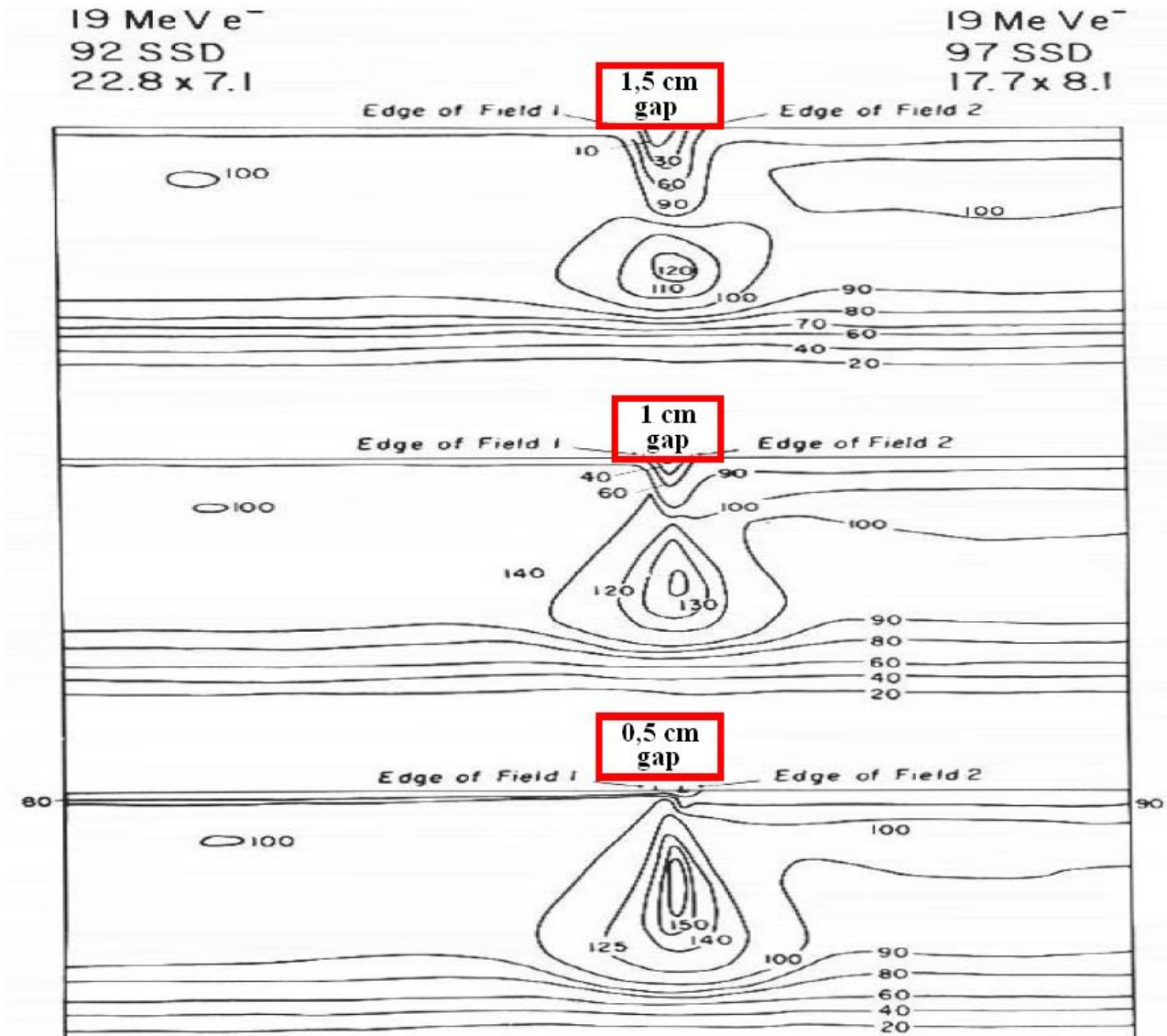
Pour les volumes de grandes dimensions (médulloblastome...), des jonctions de champs sont utilisées. Ces jonctions génère des points froids en surface et des points chauds en profondeur.

Possibilité d'utiliser une « jonction mobile » pour atténuer ce phénomène.

Modes de prescriptions et exemple clinique

Balistiques de traitements :

Jonctions



Modes de prescriptions et exemple clinique

Balistiques de traitements :

Les faisceaux d'électrons sont utilisés fréquemment en combinaison avec des faisceaux de photons afin d'apporter un surdosage localisé en préservant les organes à risques environnants.

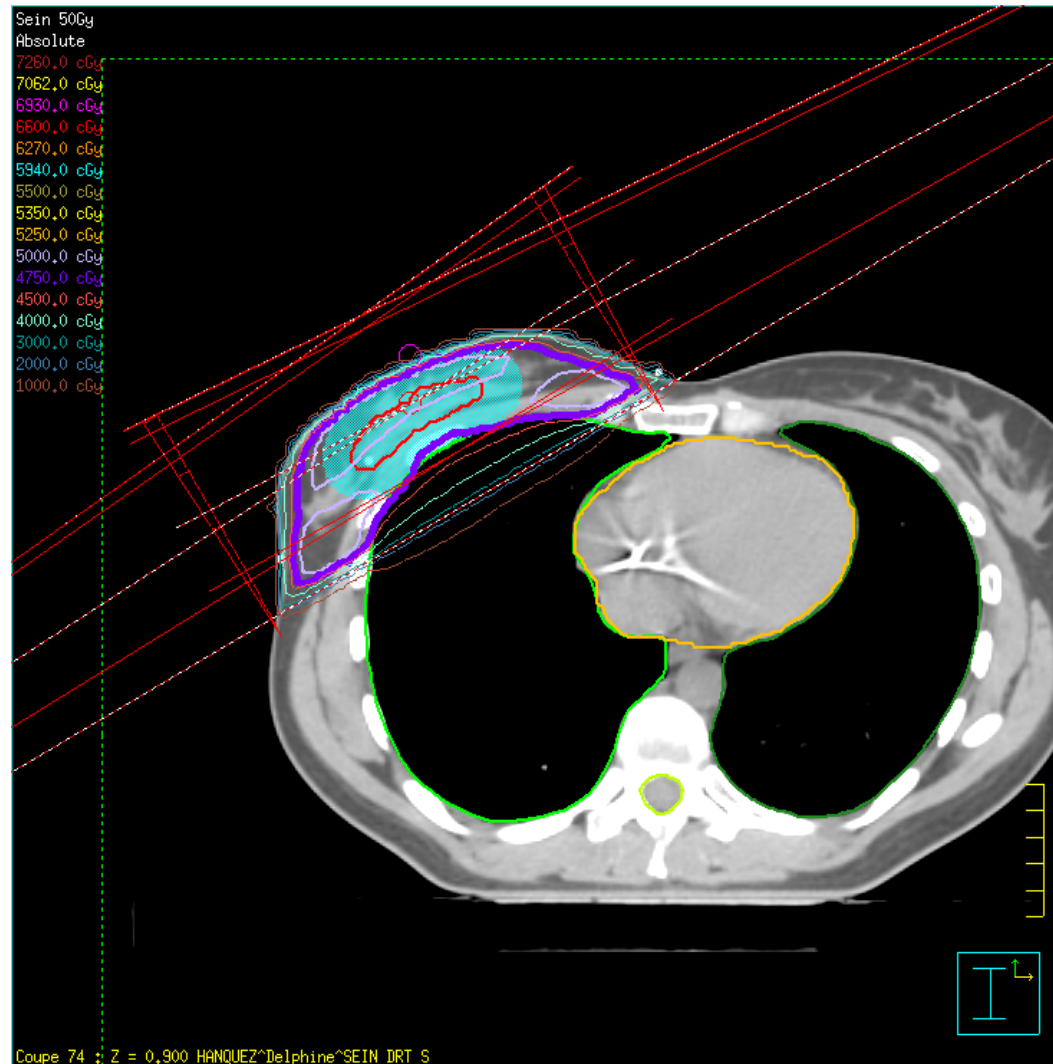
Traitement du sein :

- Irradiation à 50 Gy de la glande mammaire par 2 faisceaux tangentiels de photons
- Boost 16 Gy sur le lit tumoral par un faisceau d'électron

Traitement ORL en RC3D :

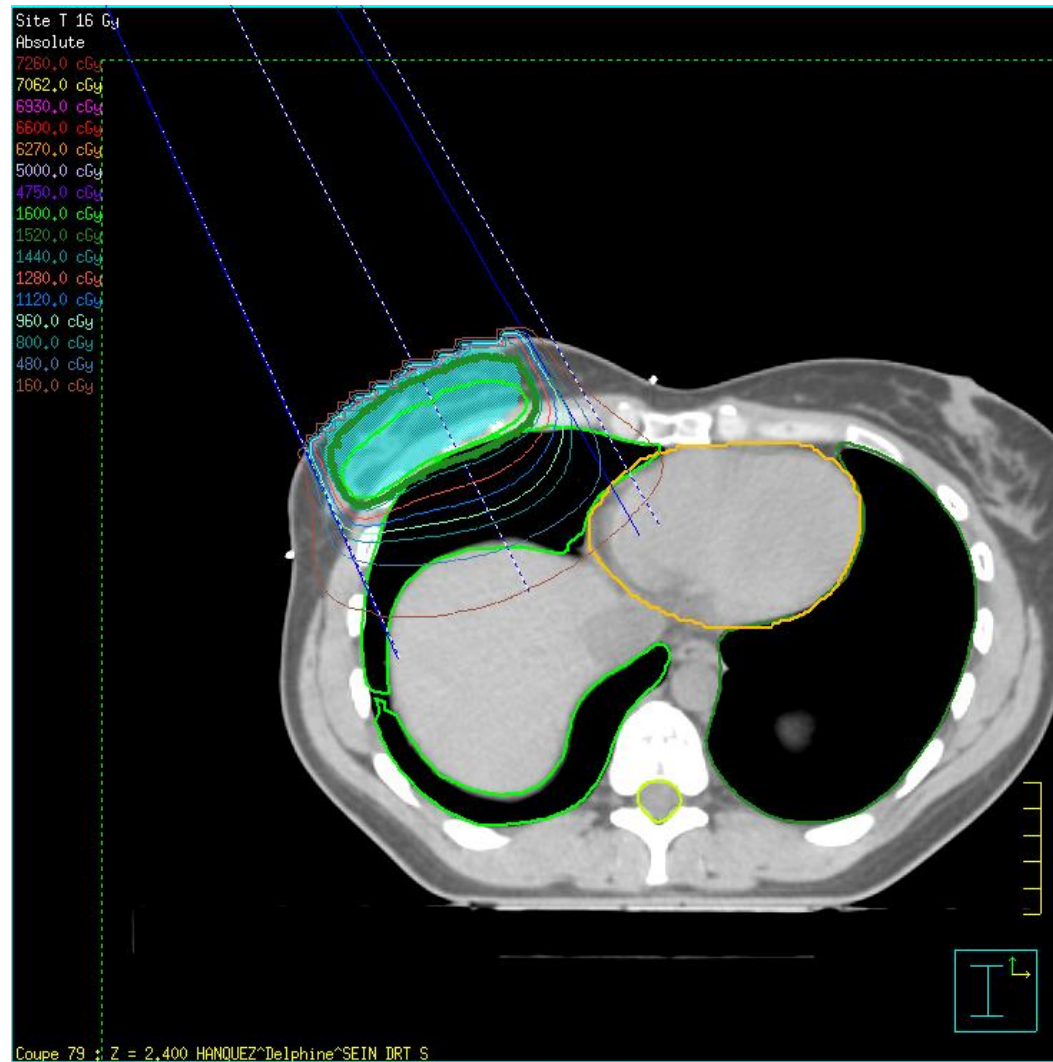
- Irradiation 40 Gy ensemble du volume cible par faisceaux de photons
- Boost 10 Gy sur les ganglions spinaux par faisceaux d'électrons latéraux

Modes de prescriptions et exemple clinique



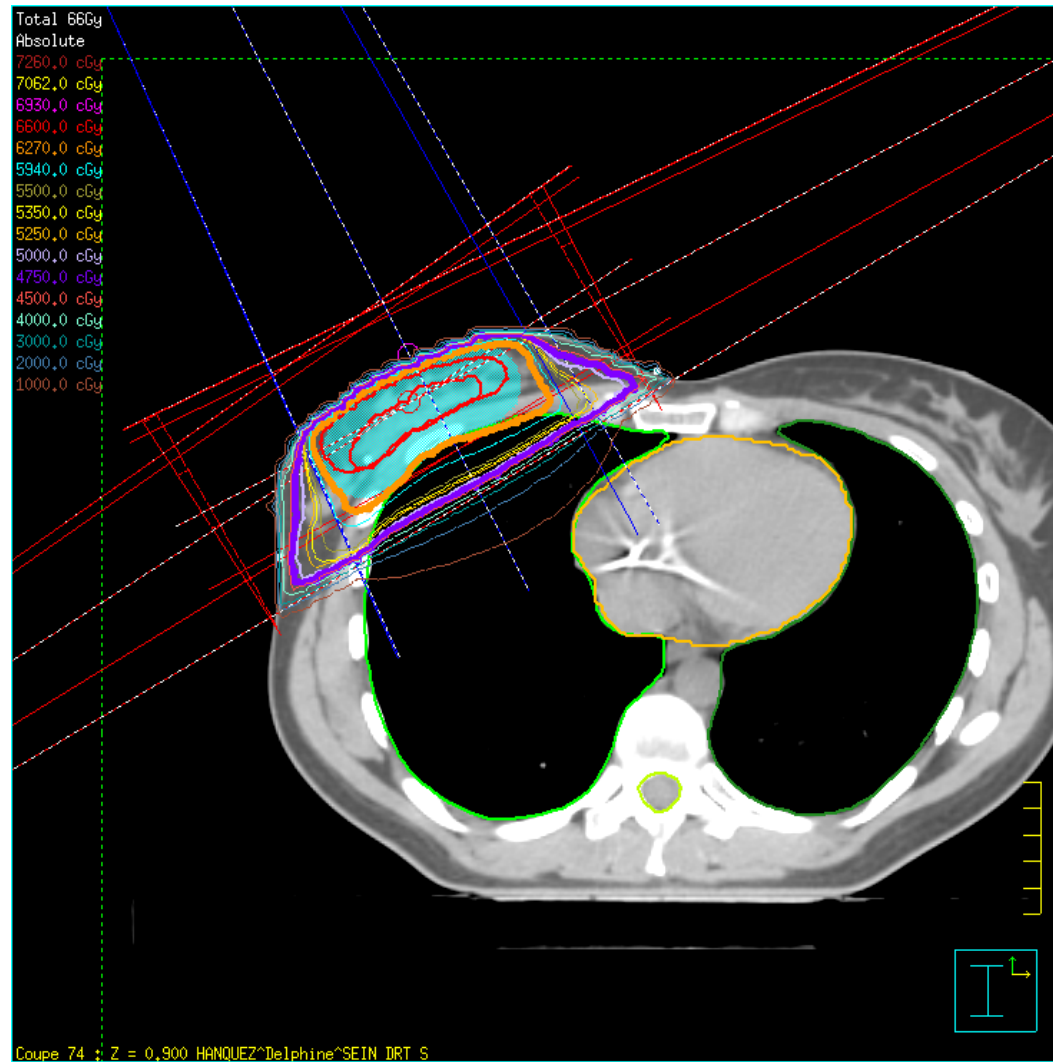
Irradiation du sein par deux faisceaux tangentiels
photons X6 jusqu'à 50 Gy

Modes de prescriptions et exemple clinique



Irradiation complémentaire de 16 Gy sur le site tumoral
par un faisceau d'électrons 12 MeV (total 66 Gy)

Modes de prescriptions et exemple clinique



Distribution de dose totalisée (Sein 50 Gy + site T 16 Gy)

Merci de votre attention

Références

- ESTRO Teaching course : « Dose calculation and verification for external beam radiotherapy »
- AAPM rapport n°32 : « Clinical electron beam dosimetry »
- HAYLES, NAHUM, ROSENWALD, « Handbook of radiotherapy physics »
- Hasan Gümüş , « Simple stopping power formula for low and intermediate energy electrons »