



Université Mohamed Premier
Faculté des sciences
Département de physique

Simulation d'un accélérateur linéaire sans filtre égalisateur

EL OMRI Tahar


Réunion du groupe
20 Juin 2016

PLAN:

20/06/2016

- Introduction
- Matériels et méthodes
- Stratégie de la simulation
- Résultats et discussions
- Conclusion

Introduction

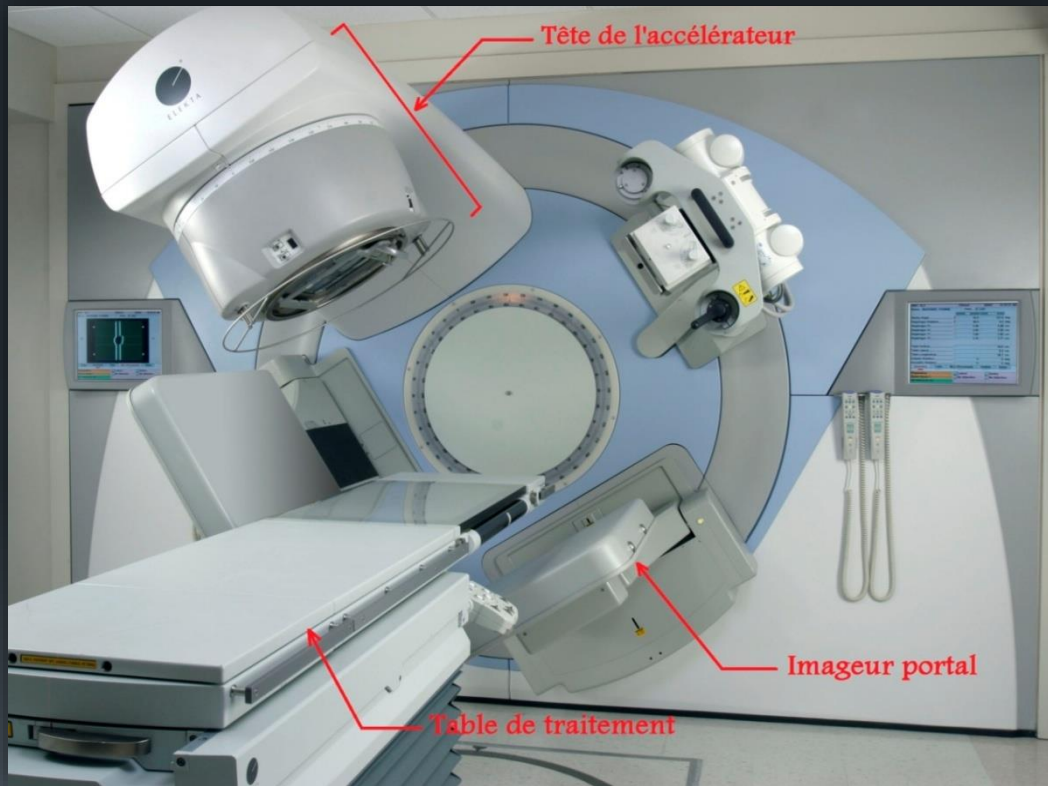
- La radiothérapie constitue actuellement l'une des trois méthodes de traitement des cancers avec la chimiothérapie et la chirurgie.
- Le gain thérapeutique est optimisé en augmentant la dose reçue par la tumeur et en diminuant la dose reçue par les tissus sains.
- La méthode Monte Carlo tend à être de plus en plus implémentée dans les logiciels de planifications de traitements  Temps de calcul important

Objectif :

Etudier l'effet du retrait du cône égalisateur d'un accélérateur linéaire médical de type Elekta Synergy plateforme, sur les courbes de dose notamment les rendements en profondeur et les profils latéraux de la dose.

Matériels et méthodes:

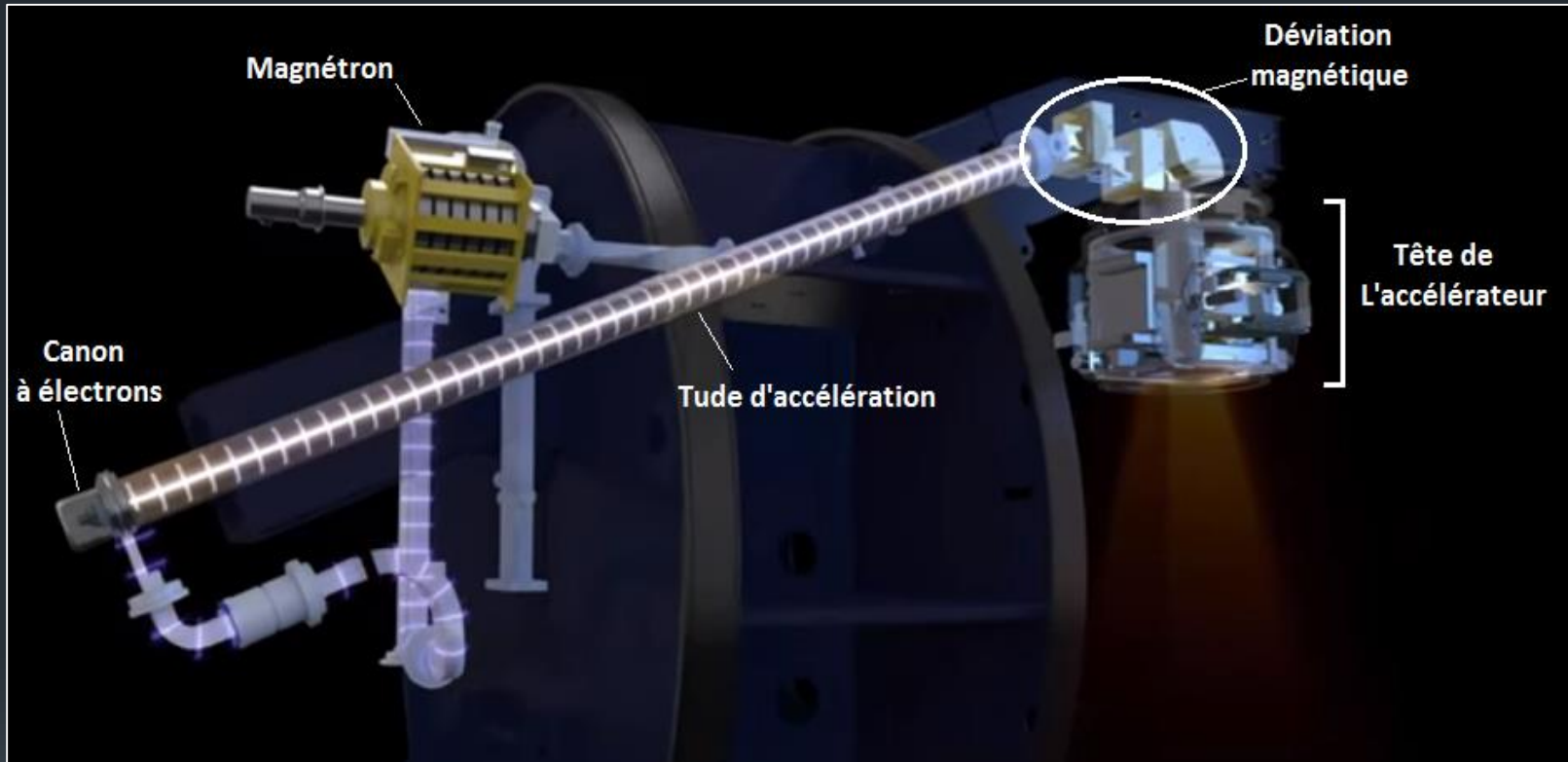
L'accélérateur linéaire:



Linac de type ELEKTA:

- Rayonnement X : 8 à 18 MeV
- Electrons : 6 à 15 MeV

Principe de l'accélérateur linéaire:



Modulateur : formation de l'onde EM + synchronisation entre les e- et l'onde EM

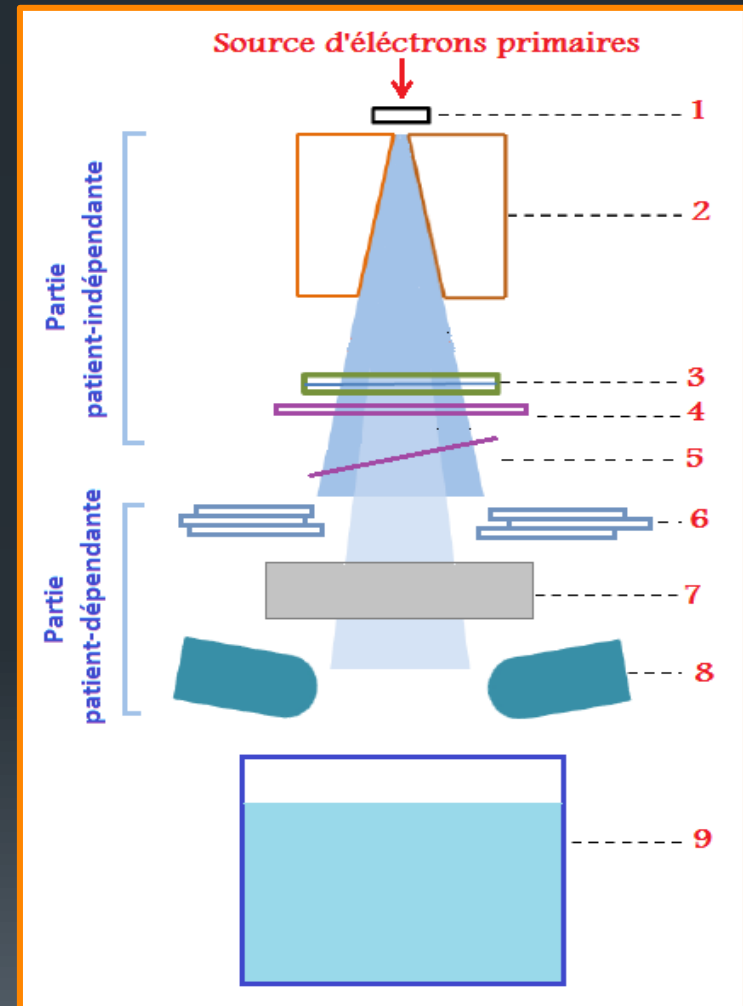
Magnétron : Amplification de l'onde EM

Modélisation de la tête de l'accélérateur:

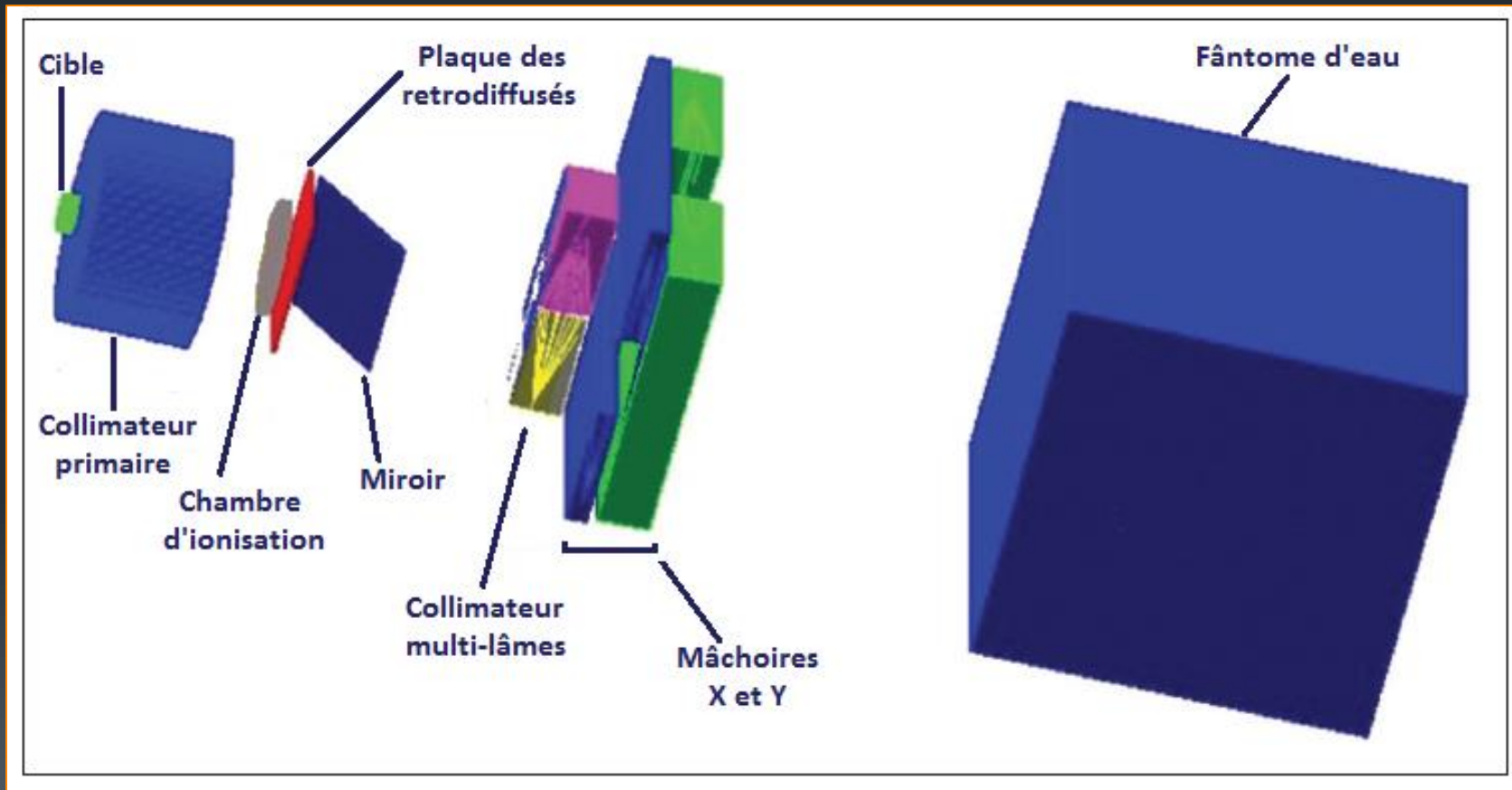
- Modèle basé sur les données du constructeur → Retrait du filtre
- La tête de l'accélérateur et le fantôme d'eau sont simulés sous GATE.

Composantes:

- 1: Cible
- 2: Collimateur primaire
- 3: Chambre d'ionisation
- 4: Plaque de rétrodiffusion
- 5: Miroir
- 6: Collimateur multi-lâmes
- 7: Mâchoire X
- 8: Mâchoire Y
- 9: Fantôme d'eau



Visualisation à 3D:



Stratégie de la simulation:

Caractéristique du faisceau d'électrons primaires:

Les distributions énergétique et spatiale du faisceau d'électrons primaires influencent le faisceau photonique.

Les paramètres clés:

- L'énergie moyenne du faisceau d'électron
- La taille du spot électronique

La modélisation du faisceau source d'électrons consiste à bien choisir leur énergie et leur trajectoire car ces caractéristiques agissent directement sur les énergies et la distribution spatiale des photons qui traitent les patients.

Méthode de Verhaegen et Seuntjens [1]:

1^{ère} étape

Recherche de l'énergie moyenne pour ajuster le PDD pour un champ 10 x 10 cm²

2^{ème} étape

Variation de FWHM de la distribution spatiale pour ajuster le PDL.

3^{ème} étape

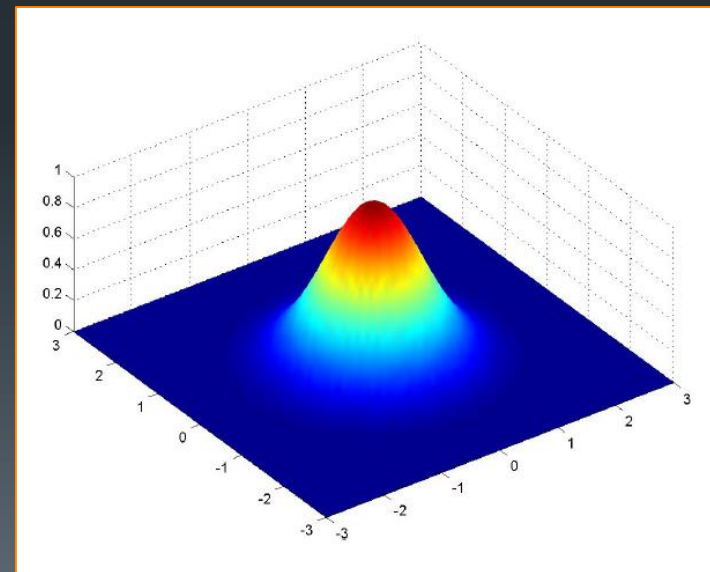
Recalcul du PDD et vérification.

Paramètres du faisceau d'e⁻ :

$$E_0 = 6,7 \text{ MeV}$$

$$\text{FWHME} = 3\% \text{ de } E_0$$

$$\text{FWHMS} = 3 \text{ mm}$$



La méthode de réduction de variance:

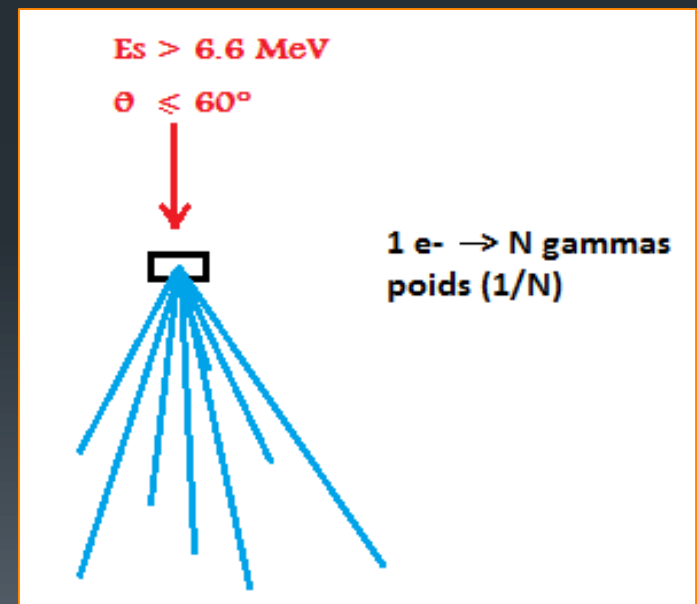
Plusieurs méthodes de réduction de variance visant à augmenter l'efficacité de la simulation peuvent être implémentées.

Bremsstrahlung Splitting

But : augmenter le nombre de photons créés par bremsstrahlung dans la cible
 ➔ Accélérer le processus de la simulation

Critères de la méthode:

Energie seuil	$E_{\text{seuil}} > 6.6 \text{ MeV}$
Angle d'émission	$\theta \leq 60^\circ$



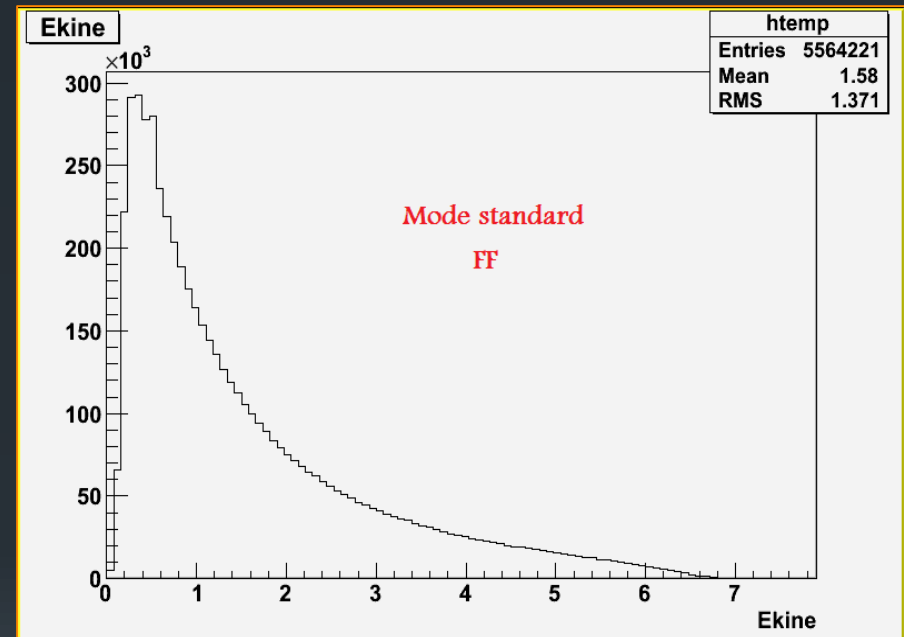
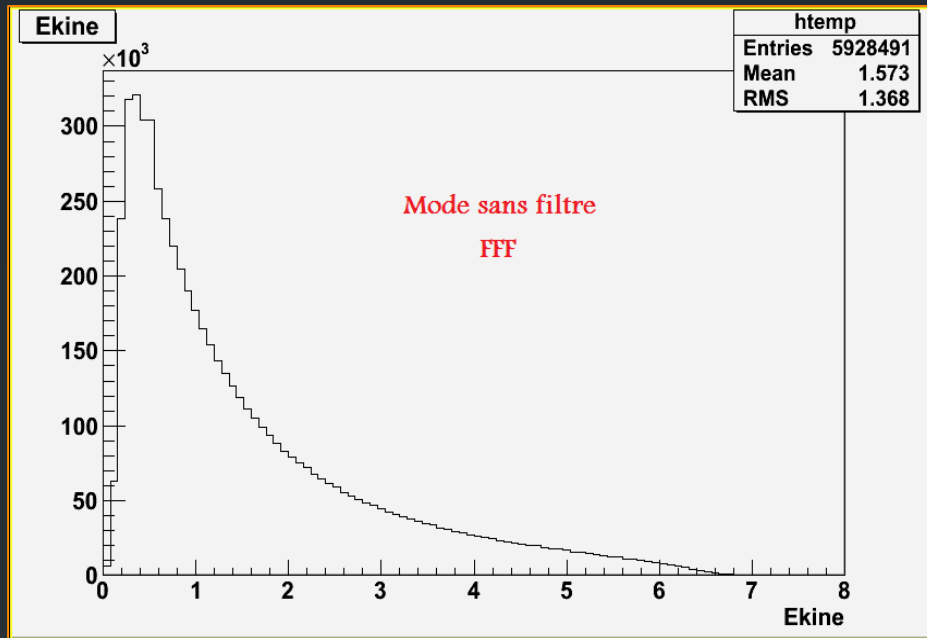
Simulation effectuée en deux temps :

- Simulation de la partie patient-indépendante → Générer l'espace de phases
- Simulation de la partie patient-dépendante → Exploiter l'espace de phases

Analyse de l'espace de phases :

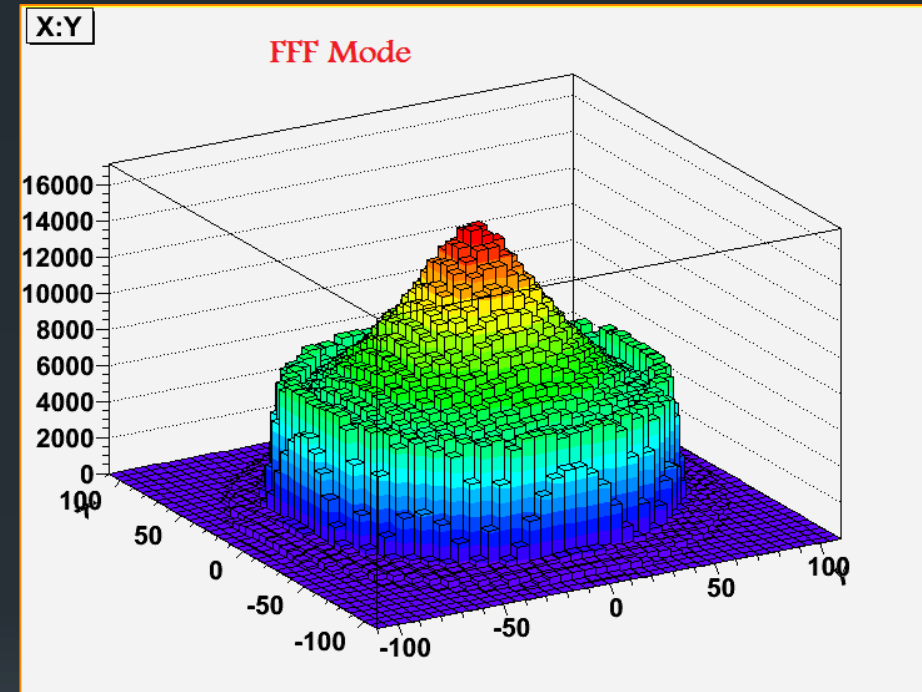
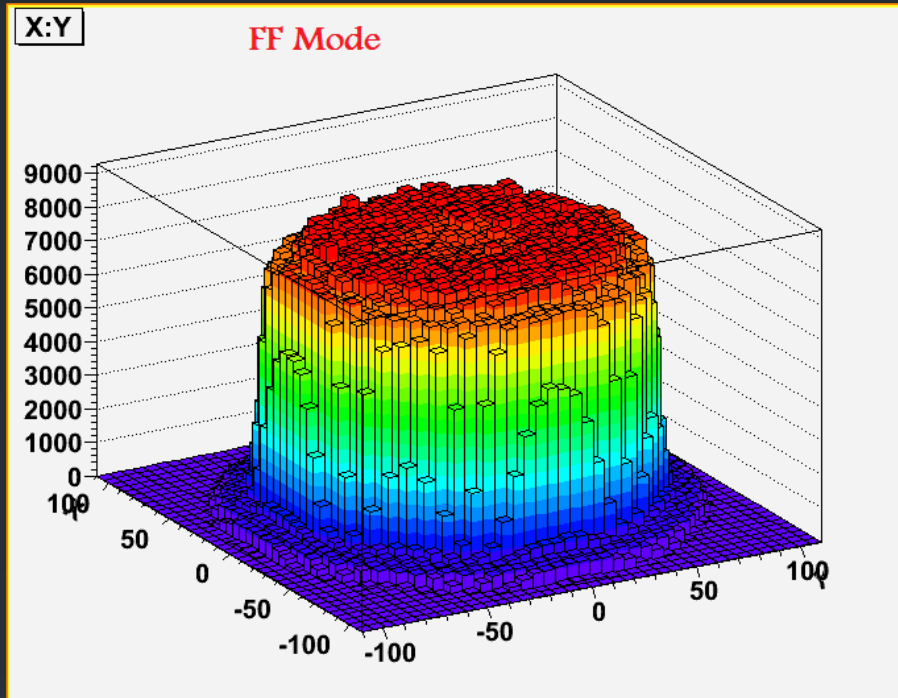
Cylindre de diamètre $D= 20 \text{ cm}$, épaisseur $e= 1 \text{ mm}$

Stockage de toutes les informations relatives aux particules qui le traversent: position, direction, énergie, poids, nom, volume de production, processus physique.



La fluence de photons pour un faisceau FFF est plus grande.

Visualisation à 3D de la fluence du faisceau de photon:

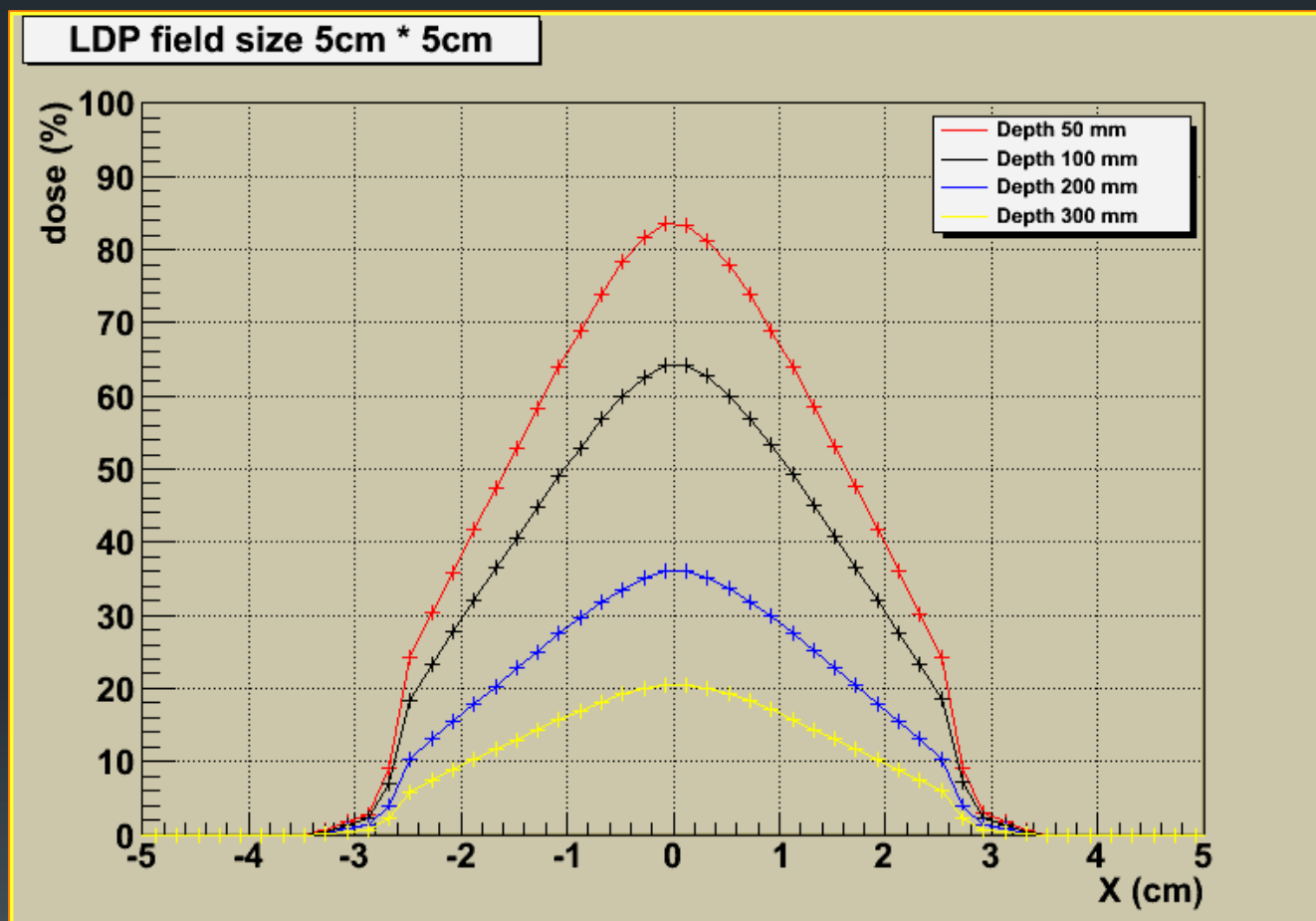


FF Mode : Répartition plane et uniforme des photons

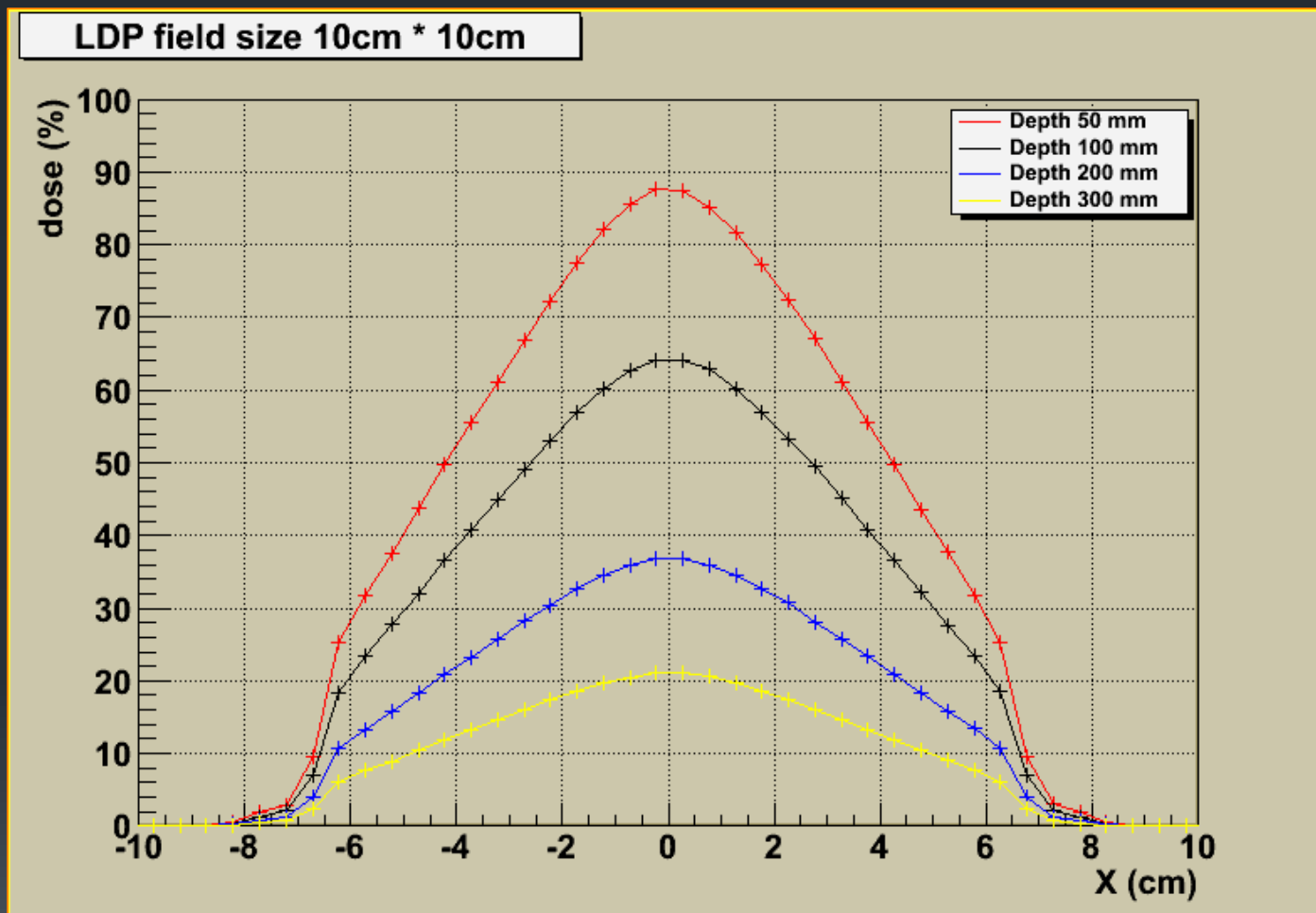
FFF Mode : Forme plate modifiée en une forme de cloche

La fluence par unité de particules incidentes est plus importante en mode FFF

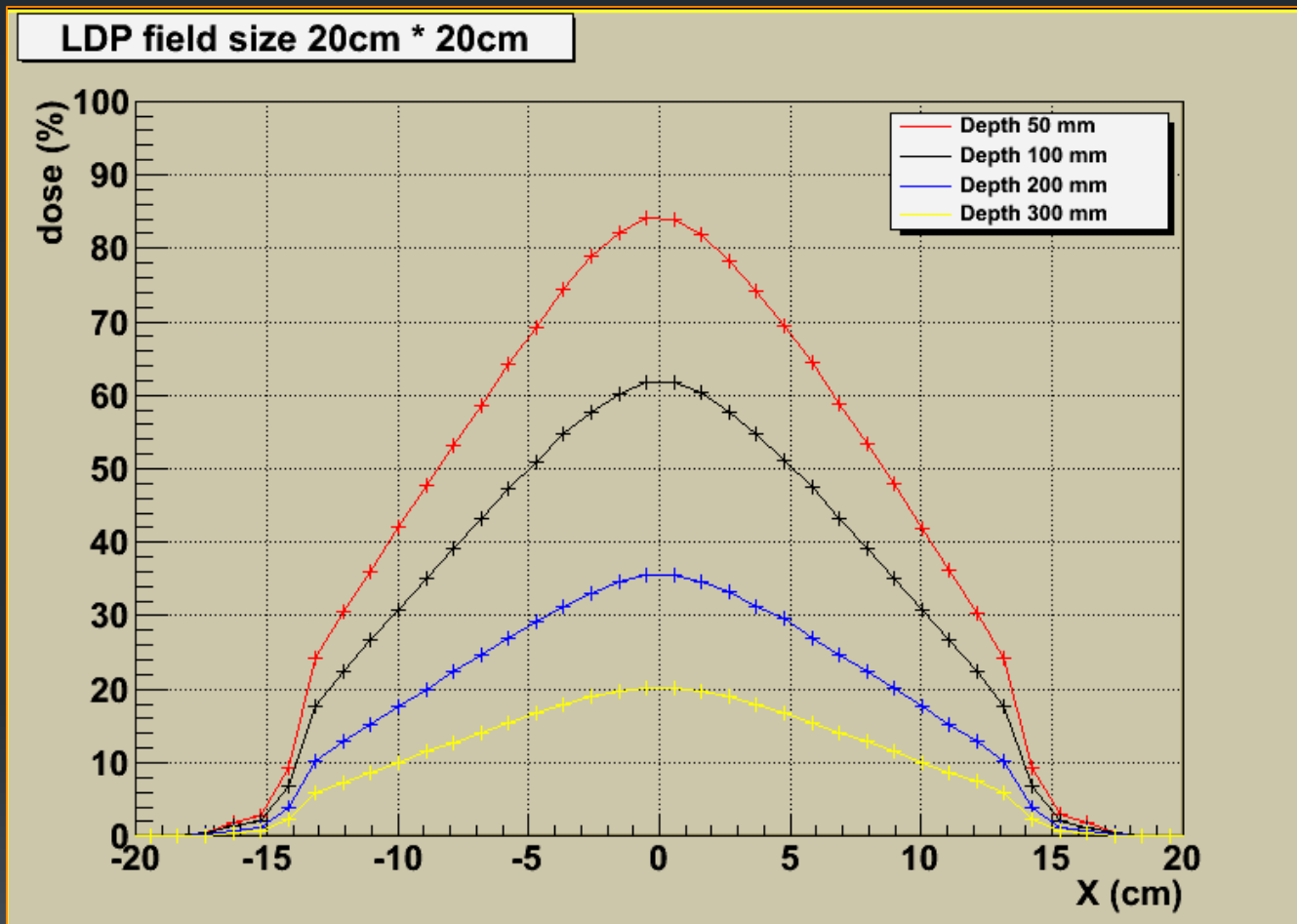
Résultats et discussions:



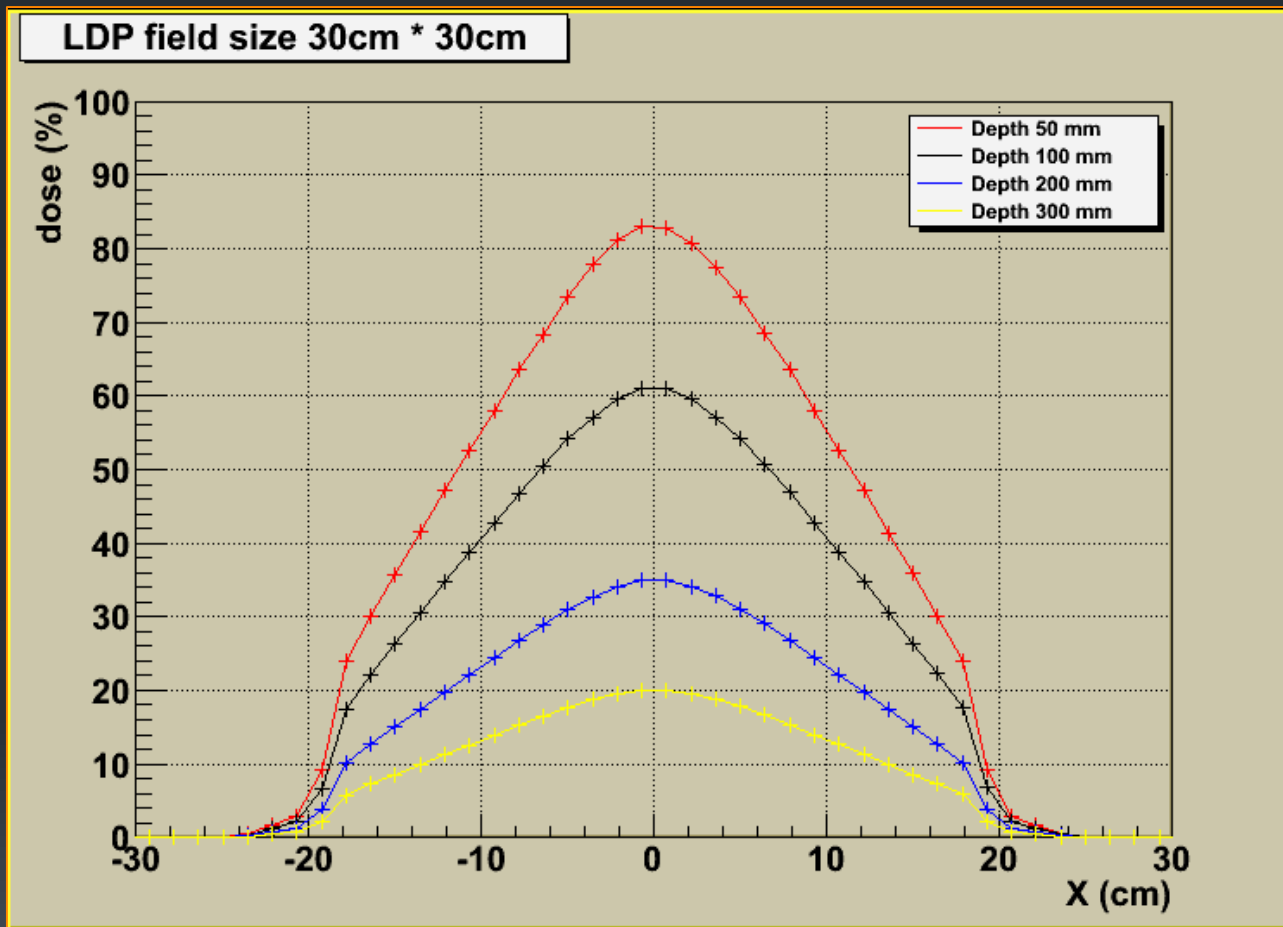
Profils latéraux de dose aux profondeurs 5, 10, 20, 30 cm pour le champs 5x5 cm²



Profils latéraux de dose aux profondeurs 5, 10, 20, 30 cm pour le champs 10x10 cm²

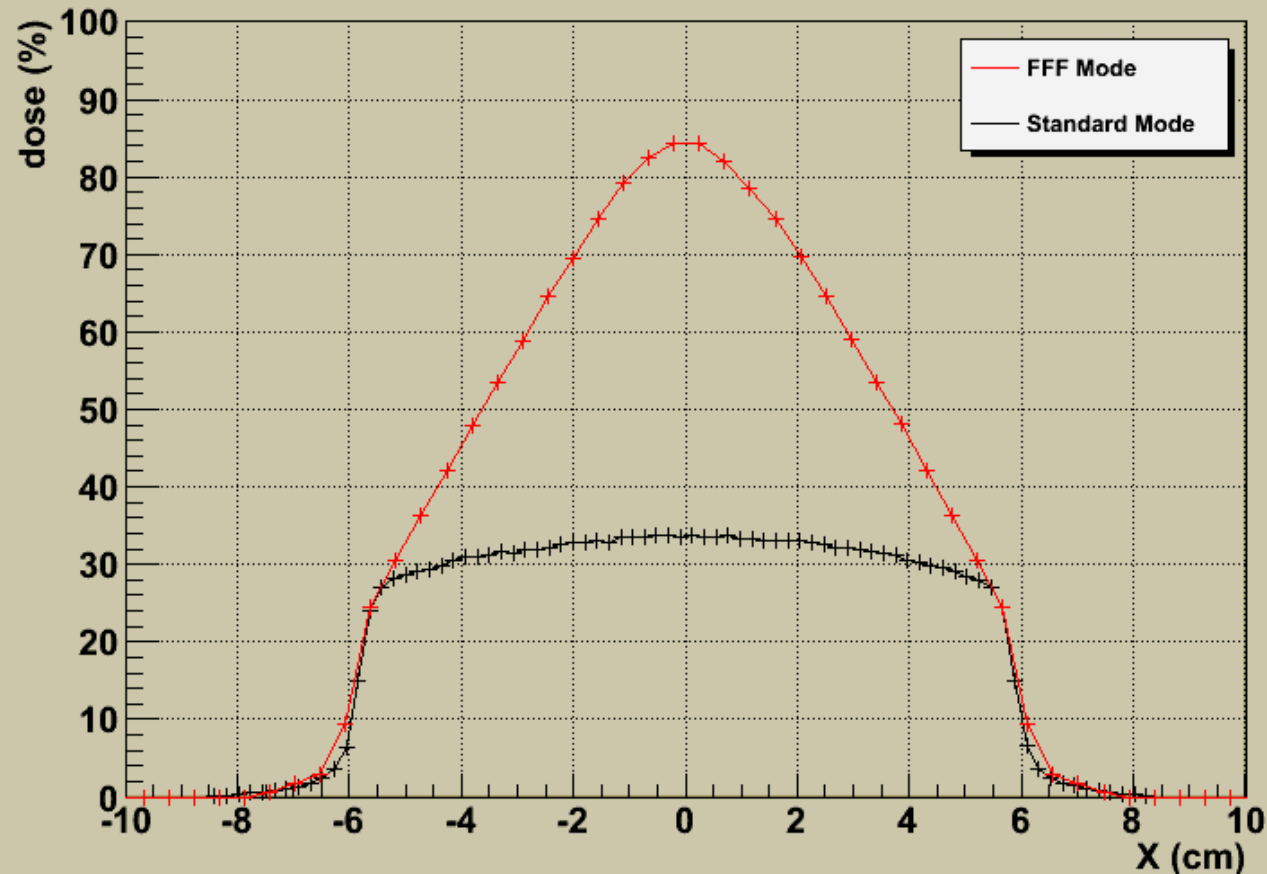


Profils latéraux de dose aux profondeurs 5, 10, 20, 30 cm pour le champs 20x20 cm²



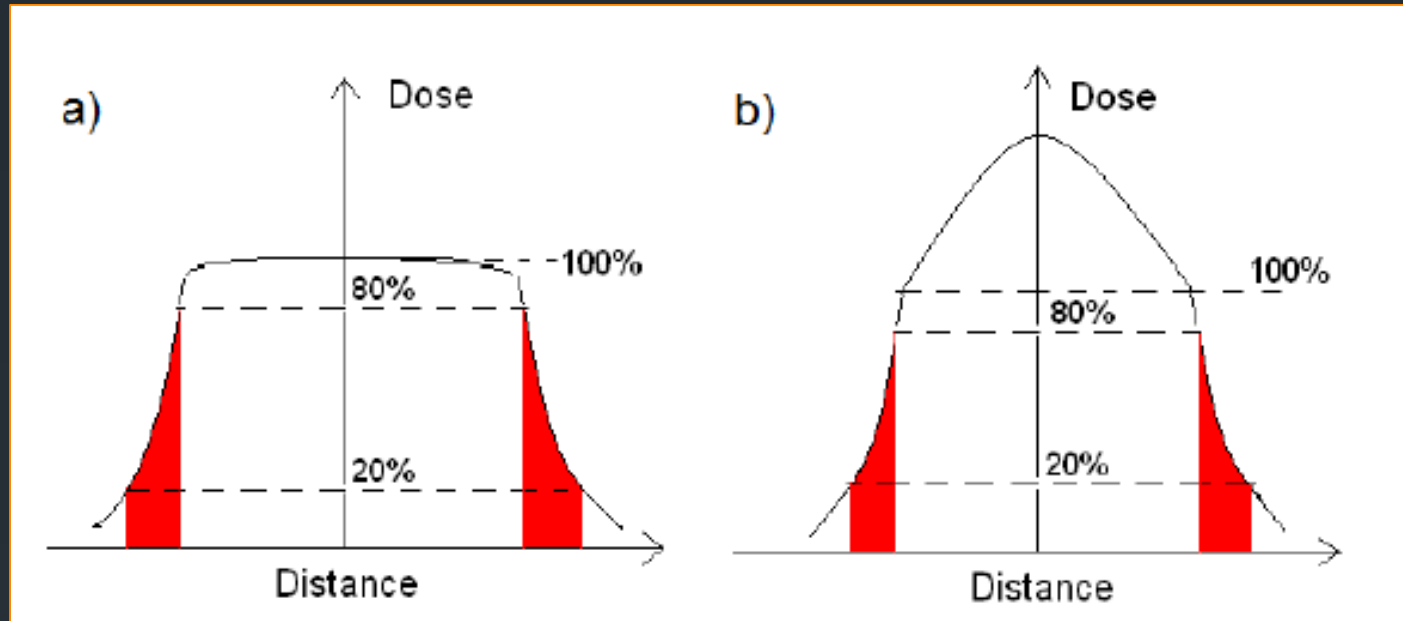
Profils latéraux de dose aux profondeurs 5, 10, 20, 30 cm pour le champs 30x30 cm²

LDP along X direction at 5cm depth



Profils latéraux de dose à la profondeur 5cm pour le champs
 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en modes FF et FFF

La zone de pénombre:



Pour un faisceau plat conventionnel, la pénombre est définie comme étant la région entre 20 et 80% de dose d'un profil normalisé.

Pönisch et al. [1] ont proposé de renormaliser le profil de dose au point d'inflexion du faisceau FFF

Travail à faire:

- *Les courbes des rendements en profondeur.*
- Validation de la simulation par comparaison avec les distributions expérimentales.

Conclusion :

- Haut débit de dose
- Forme du faisceau différente
- Modification du spectre énergétique
- Dose importante à la surface pour des petits champs ⁽²⁾
- Energie moyenne du spectre de rayons X d'un faisceau FFF est moindre que celle du faisceau FF ⁽³⁾



Références:

- ⁽¹⁾ : C. DJOUMESSi, Modélisation par méthode Monte Carlo de l'espace des phases d'un faisceau de photons en radiothérapie, Centre de lutte contre le cancer Léon Bérard (2006)
- ⁽²⁾ : F. Pönisch, U. Titt, O. N. Vassiliev, S. F. Kry, and R. Mohan. Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator.
- ⁽³⁾ : S. Péloquin, Radiothérapie asservie à la respiration en combinaison avec l'utilisation d'un faisceau sans filtre égalisateur, faculté des arts et des sciences (2015)



Merci pour votre
attention