**Prépa fiche 3**

La profondeur du max (z\_max) dépend de l’énergie et la taille du champ 🡪 Maximum pour un champ 5x5 cm², sous 5x5 cm² moins de diffusé donc z\_max < et au-dessus le diffusé du colli et du cône diminue z\_max

FOC (S\_c) : Dose = primaire + diffusé (dépend de la taille du champ à distance fixe)

* Le diffusé augmente avec la surface de cône irradiée (donc taille de champ)
* Le diffusé augmente avec la surface apparente du collimateur (donc taille de champ)
* Plus le collimateur est ouvert, moins il y a d’e- rétrodiffusés vers la chambre moniteur
* Avec a le côté champ carré
* Et a\_ref le côté du champ carré de ref
* Et hv l’énergie du faisceau
* Mesure avec une CI dans un capuchon qui a au moins la profondeur du buildup de l’énergie concernée. On préconise d’être à 10 cm de profondeur pour être au-delà du parcours max des e- de contamination.
* Le FOC doit augmenter avec la taille de champ et est inférieur pour les énergies supérieures pour les champs < 10x10 cm² et supérieur pour les énergies supérieures pour les champs >10x10 cm²

PCSF ou S\_p :

* Phantom Scatter Correction Factor
* La variation de la dose dûe au diffusé dans le milieu en fonction de la variation de l’ouverture du collimateur
* Et PSF le Peak Scatter Factor
* Le PCSF augmente avec la taille de champ est est plus faible pour les hautes énergies avant le champ 10x10 puis plus élevé pour les hautes énergies pour les champs > 10x10 cm²

PSF :

* Avec D\_0 la dose dans une petite masse d’eau placée dans l’air

TSCF ou S\_c,p :

* Variation de la dose dans le milieu en fonction de l’ouverture du collimateur qui dépend de :
* Diffusé du collimateur
* Diffusé du cône égalisateur
* Diffusé dans l’air
* Diffusé dans le milieu : volume diffusant avec l’ouverture du collimateur
* S\_c est le diffusé du collimateur
* S\_p est le diffusé du milieu
* Le TSCF augmente avec la taille de champ et est inférieur pour les hautes énergies pour des champs < 10x10 puis supérieur pour les hautes énergies pour les champs > 10x10 cm²
* Cas différent pour les MLC
* Avec a le côté du champ carré d’ouverture collimateur à la profondeur de ref
* Et b le côté du champ carré irradié à la profondeur de ref

Variation de la dose sur l’axe dans l’eau :

* Rendement en profondeur :
  + Normalisation à 100% du max de la dose, technique DSP constante
  + Dépend de la DSP, de la profondeur, de la taille de champ et de l’énergie du faisceau
  + Partie primaire :
  + Lorsque la taille de champ augmente : z\_max diminue et D\_s augmente
  + Le RDM augmente avec la taille de champ et la DSP
  + Au-delà de z\_max, le rendement augmente avec l’énergie
* RTA (rapport tissu-air) :
  + Normalisation à 100% au max de la dose, DST constante
  + Dépend de la profondeur dans le milieu, la taille de champ et l’énergie du faisceau, mais pas de la distance
* Avec D\_z la dose à la profondeur z sur l’axe du faisceau et D\_0 la dose dans une petite masse d’eau placée dans l’air à la même distance de la source
  + Plus très utilisé
* RTF (Rapport Tissu-fantôme) :
  + Adapté aux E > Co car RTA 🡪 difficulté pour capuchon de mise à l’équilibre
  + Adapté aux LINAC en technique isocentrique
  + Normalisation à 100 % à la profondeur de ref, technique DST constante
  + Dépend de la profondeur dans le milieu, la taille de champ, énergie du faisceau
* Avec D\_z\_ref la dose à la profondeur z\_ref sur l’axe du faisceau (5 ou 10 cm)
  + Le RTF augmente avec l’énergie au-delà de z\_max
  + Le RTF augmente avec la taille de champ
* RTM :

Pénombre :

* Géométrique : taille de la cible
* De transmission : transmission à travers le bord du collimateur (augmente avec a)
* De diffusion : diffusion dans le patient (augmente avec a, z et la baisse en énergie)
* Défaut d’équilibre électronique latéral

Dose hors champ :

* Diffusé dans le patient
* Transmission à travers le colli et la tête de la machine
* Diffusé par l’ensemble de la colli

**Protocole de dosimétrie : C. Llagostera 2020**

,

est le coefficient directeur de la courbe de dépôt de dose relative en fonction de la distance de mesure (tangente) : Il est < 1 avant l’équilibre électronique et = 1 à l’équilibre électronique et après ce point si on ne prend pas en compte l’atténuation et la diffusion des photons du fx dans le milieu

, avec g la fraction de l’énergie des particules secondaires chargées (e-) qui est perdue en rayonnement de freinage eau lieu d’être déposée dans le milieu

AIEA TRS-398 🡪 pour les photons et pour les électrons,

Caractéristiques de la CI pour les mesures : Volume de petite dimension (Bragg-Gray), caractéristiques physiques et géométriques parfaitement connues, indépendance de la réponse du détecteur avec la qualité du faisceau, la dose et le débit de dose.

, avec D\_air la dose mesurée dans l’air de la cavité de la CI, m\_air la masse d’air contenue dans la cavité et [W\_air/e] l’énergie moyenne nécessaire à la production d’une paire d’ions dans l’air par unité d charge collectée (33,97 eV/ion ou J/C) 🡪 CI cylindrique pour HE

3 méthodes d’étalonnage : K\_air avec Co-60, D\_eau avec Co-60 ou D\_eau dans un fx de RX de HE (LNHB)

Correction de la valeur mesurée :

* Effet de polarité : avec M^+ la réponse à une tension + et M\_+/- la valeur appliquée en clinique
* Température et pression : , avec T\_0 = 20°C, P\_0 = 1013.25 hPa.
* Hygrométrie : en conditions normales (H\_0 = 20-80 %)
* Effet de recombinaison : avec M\_1 la réponse à V\_1 et et a\_1, a\_2, a\_3 définis

Théorie de la cavité : 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. Pour pouvoir appliquer cette théorie, il faut :

* Que le détecteur soit placé dans une région d’équilibre électronique,
* La présence du détecteur ne doit pas perturber la fluence des particules chargées qui le traverse,
* La dose absorbée dans le détecteur est entièrement due aux particules chargées le traversant (pas d’intersection dans la cavité). (électrons secondaires créés hors de la cavité uniquement)
* Le diamètre de la cavité doit donc être inférieur au parcours des particules chargées.
* Création d’e- delta dans la cavité négligée pour Bragg-Gray

Bragg-Gray : est le pouvroi d’arrêt massique par collision (MeV.cm²/g)

Si cavité large (diamètre CI >> parcours moyen des électrons) 🡪 pas de Bragg-Gray possible

AIEA TRS 277 :

* Coefficient d’étalonnage du détecteur en K\_air : (Gy/C),
  + K\_att : Correction de l’atténuation et la diffusion due à la paroi de la CI
  + K\_m : Correction de la non équivalence à l’air de la paroi et du capuchon de la CI,
  + K\_cel : Correction de la non équivalence à l’air de l’électrode centrale de la CI
* Calcul de la dose absorbée :

Avec p\_u le facteur de correction de perturbation et p\_cel le facteur de correction de l’électrode centrale

* + - avec

Et t\_wall l’épaisseur de la paroi en g/cm² et la fraction de dose déposée dans la cavité par e- générés dans la paroi de la CI

AIEA TRS 398 :

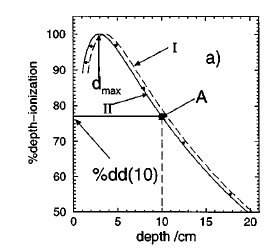
* Coefficient d’étalonnage : , 2 cas possibles :
  + Si Q = Q\_0 :
  + Si Q =/ Q\_0 : avec

Incertitudes :

* Absolue : Associée au résultat d’une mesure, caractérise la dispersion des valeurs qui pourraient être raisonnablement attribuées à la quantité mesurée
* Relative : Le rapport de l’incertitude absolue sur la valeur du résultat de mesure
* Incertitude de type A : Méthode d’évaluation de l’incertitude par analyse statistique des séries d’observation, pour une série de n résultats :
* Incertitude de type B : Méthode d’évaluation de l’incertitude par tout autre méthode que l’analyse statistique des séries d’observation. Evaluation basée sur les informations concernant la variation des paramètres de mesure :
* Données sur les mesures antérieures,
* Comportement des instruments de mesure
* Spécification des fabricants…
* Incertitude composée : Dans de nbx cas la mesure est déterminée à partir de plusieurs valeurs mesurées, l’incertitude type est alors la composition appropriée des incertitudes types de chaque valeur mesurées 🡪 loi de propagation de l’incertitude :
* Incertitude élargie : le but est de définir un intervalle à l’intérieur duquel on suppose que se situe la distribution des valeurs mesurées, obtenu en multipliant l’incertitude type par un facteur d’élargissement k (généralement compris entre 2 et 3)

TG-51 :

Conditions de réf mesure photons : champ 10x10 cm², DSP = 100 cm, profondeur : Zréf = 10 cm, cuve à eau de 30x30x30 cm^3

%dd10 : 

A.Fogliata, *Flattening filter free beams from TrueBeam and Versa HD units : Evaluation of the parameters for quality assurance*, 2016

Normalisation du profil FFF par le point du profil FF sur l’axe du faisceau

Mesures sur 2 TB et 2 VersaHD 🡪 fiabilité et cohérence des résultats

Profils crossline (transversal) à 5 profondeurs : 5, 10, 20, 30 cm et d\_max à plusieurs tailles de champ (de 6x6 à 40x40) à DSP 100 et différents détecteurs

Pour le TB : acquisition avec la CC13 (0,13 cc) et diode de type p pour les profils, chambre plate ROOS (0,35 cc) ou pin-point (0,016 cc) et CC13 pour les rendements en profondeur.

1. Normalisation du profil FF par le point sur l’axe du faisceau
2. ????

Avec FS : field size, depth : la profondeur en cm, a à e les paramètres de fit

Le facteur de renormalisation ne dépend pas du SSD

, avec D\_central-axis le facteur de renormalization, et D\_off-axis la dose à 80 % de la taille de champ

, avec D\_1 la dose à x\_1=FS/2\*2/3 et D\_2 la dose à x\_2=FS/2\*1/3

* Représente la moyenne de la pente à G et à D

, avec I\_L et I\_R les intersections des lignes passabt par x1,D1 et x2,D2 et S\_L et S\_R les pentes de G et D

Différences de datas négligeable au vu des incertitudes entre les détecteurs et les 2 machines

Budget & al, *IPEM topical report 1 : guidance on implenting flattening filter free radiotherapy*, 2016

11 à 16 % de la fluence photonique provient de la source directement et 70 % du cône en FF, le cône égalisateur réduit la fluence photonique et agit comme une seconde source 🡪 répartition rayonnement dépend du constructeur

Effets néfastes du cône égalisateur :

* Diminue l’intensité du faisceau primaire
* Différentes absorption à travers le champ 🡪 difficulté à modélisé le faisceau
* Création de pénombre à quantifier
* Electrons de contamination dans le faisceau primaire
* Augmente le rayonnement de fuite de la tête 🡪 blindage plus important nécessaire
* Amplification des erreurs d’orientation de faisceau

FFF : flattening filter free

Tomo & CyberKnife : FFF uniquement (Halcyon aussi)

SRS : Stereotactic radiosurgery / SBRT : Stereotactic Body Radiotherapy / SBAR : radiotherapy stéréotaxique ablative

Pour FFF, le filtre doit être remplacé par une couche de métal pour que la CI ait assez de signal due aux électrons émis, cela permet de contrôler la qualité du faisceau et sa direction. Mais il faut ajouter du matériel pour stopper ces électrons de contamination et ne pas sur-irradier la peau du patient + jamais irradié directement si jamais un problème de cible parviendrait

Seul endroit où l’on peut comparer un faisceau FFF et FF 🡪 CAS (central axis)

Varian : même faisceau d’électron en FFF et cFF pour une énergie nominale donnée 🡪 6 MV FFF = 4 MV cFF environ

Elekta : faisceaux indépendants pour FFF et cFF pour avoir la même dose sur l’axe central

Varian : z\_max identique, dépôt de dose diminue fortelent après z\_max pour le FFF, TPR20/10 diminue en FFF (équivaklent à Fx en cFF - 2 MeV environ), profil :

* Symétrie et planéité : pas de flatness en FFF, la symétrie est importante
* Taille de champ : Pas de 50 %
* Pénombre : Pas de 80/20%
* Facteurs de dispersion : augmentation FOC avant z\_max et diminution FOC après z\_max pour FFF p/r à cFF

Le FFF permet d’augmenter le débit de dose maximal

Définition de la taille de champ : Points d’inflection (gradient max) mais grosses incertitudes si résolution bass (1mm), Flogliata 🡪 shoulder points(points courbe max dose ?) mais inpraticable à cause du bruit, méthode simplifié 🡪 trouver visuellement l’épaulement de la courbe et renormalisation par rapport à ce point et le facteur de normalisation est réapplicable ensuite