**Partie 1 : Radiothérapie**

Question 1 : Caractérisation débit de réf de la machine

1. Fsc dans lequel a été étalonnée la chambre, T°, pression, humidité, polarisation, krec, paramètres géométriques pour l’étalonnage (DSP, taille de champ, IQ)

La géométrie pour l’étalonnage peut varier voire même les conditions (T°, pression…). A prendre en compte grâce aux facteurs correctifs que l’on connaît tous sur le bout des pieds ! (kpol, krec, kt,p..)

1. Selon l’AIEA TRS398 (cGy/UM = 1) :

|  |  |
| --- | --- |
| Photons | Electrons |
| zréf = 10 g.cm-2  champ 10x10 cm²  mesure sur le centre géométrique de la CI  dans un fantôme eau semi-infini de surface plane  DSD 100  200UM | Zréf = 0,6R50 – 0,1 g.cm-2  champ 10x10 cm²  Point de mesure sur la surface interne de la fenêtre d’entrée  200 UM  fantôme eau semi-infini de surface |

1. 1 cGy/UM à l’iso et environ 0,68 cGy/UM à dmax.
2. Tolérance sur le TOP (ANSM) :
   1. entre 2 et 4 % : mesure le lendemain avec le même matériel et actions correctives si dépassement confirmé
   2. si sup à 4% : 2e contrôle immédiat avec système différent. Si confirmation de l’écart : arrêt et signalement (matériovigilance auprès de l’ASN).
3. A l’iso : écart de 0,3 % donc tout va bien. Je pense que ce n’est pas la réponse attendue…
4. Causes potentielles d’une dérive de TOP :
   1. Montage
   2. Chaine de mesure
   3. Dérive propre à l’accélérateur : onde HF, courant canon, bobine de déviation, cible, chambre moniteur…

Identification de la cause : refaire le montage, changer chaine de mesure, mesure dans l’eau

1. Chambre à cavité d’air. Vont par paire. Permettent de contrôle le débit de dose, l’homogénéité et la symétrie du faisceau.
2. Après changement des chambres, sortie de la cuve, vérification de la dose de réf (dose absolue), homogénéité symétrie avec des profils (dose relative), cohérence chaîne primaire chaine secondaire, rendement en profondeur…

On chercher à obtenir des valeurs et profiles proche du commisionning pour ne pas trop avoir de différences avec les données de modélisation du TPS. Sinon cohérence calcul mesure pourrie

Question 2

1. 120 kV 300 mAs, épaisseur de coupe 2 mm car présence de petits organes. (chiasma, oreille interne). Acquisition hélicoïdale.
2. Masque thermoformé 3 points, 5 mm pour le PTV
3. Bleu : cristallin, violet : œil, jaune : nerf optique, ptit rond au milieu : hypophyse, vert : tronc cérébral, rouge : gtv, violet : ctv (gtv + extensions micro), bleu : ptv (gtv + marges pour incertitudes géométriques), les 2 verts caca d’oie : oreille interne.
4. IRM
5. .
6. En RC3D on prescrit une dose sur un point. En RCMI prescription sur un volume
7. Non pour cerveau un recalage osseux suffit par 2 clichés orthogonaux. Les volumes ne bougent pas dans le crâne. CBCT +++ irradiant. Pas besoin d’avoir un super contraste.

**Partie 2 : Radiologie**

Question 1

Recommendations SFPM et NEMA

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Fréquence | Test | Description du test |
| Quotidien | Transmission à blanc | Inspection visuelle ou analyse pixel par pixel |
| Initialisation du TEP (contrôle des détecteurs et leur électronique) | Analyse par programme constructeur |
| Initialisation du TDM | Etalonnage dans l’air |
| Mensuel, après étalonnage | Correction d’atténuation | Analyse de ROI pour différentes conditions d’atténuation |
| Uniformité de la coupe reconstruite | Analyse de ROI |
| SUV | Analyse de ROI |
| Correspondance des axes géométriques | Analyse par programme constructeur |

Les autres en annuel c’est pour du suivi.

Question 2

Question 3

350 MBq

Question 4

**Partie 3**

Question 1

Question 2

1. B) SUV : Standard Uptake Value. Indice semi-quantitatif de l’accumulation du FDG permettant d’effectuer des comparaisons entre examens (estimée du taux de métabolisme du glucose)

Avec :

* CTEP : Concentration d’activité mesurée dans l’image TEP
* M : masse du patient
* Ai : activité injectée, rapporté au début de l’examen

La valeur du SUV dépend du :

* Délai entre injection et l’examen
* Glycémie du patient
* Poids du patient (rapport tissus adipeux et musculaires)
* Qualité de la quantification (correction d’atténuation, des diffusés)
* Effet de volume partiel

SUV = 1 : distribution uniforme dans l’organisme. SUV> 1 hyperfixation

Le SUVmax représente le le SUV sur 1 voxel. Non dépendant de l’utilisateur, paramètre le moins sensible à l’effet de volume partiel, très dépendant du protocole d’acquisition (filtrage des images), décrit le métabolisme d’une tumeur à partir d’un voxel.

1. Avantages SUV : très souvent corrélée à la réponse histopathologique des tumeurs. Facilite la distinction bénin/malin et est corrélée au pronostic.

La conversion des images en SUV permet de « normaliser » les images et de les rendre comparables d’un sujet à l’autre et d’un examen à l’autre, puisque la valeur attendue est toujours 1, qq soit l’injectée et la corpulence du sujet.

Inconvénients SUV : limite principale : sensibilité à la taille de la tumeur. Grande variabilité dans la préparation des patients, et dans les protocoles d’acquisition et de traitement des données (activité injectée, temps d’acquisition post injection, durée d’acquisition, algo de reconstruction, index de quantification…)

Du fait de l’EVP, le SUV combine de l’information relative à l’activité métabolique et au volume métaboliquement actif et n’est donc pas une mesure pure de l’activité métabolique.

1. Non dépendant de l’utilisateur, paramètre le moins sensible à l’effet de volume partiel, très dépendant du protocole d’acquisition (filtrage des images), décrit le métabolisme d’une tumeur à partir d’un voxel.
2. Standardiser les pratiques.

Question 3

1. Passage d’un nombre de coups par pixel à kBq/ml. Fantôme cylindrique uniformément rempli de 18F d’activité connue. Cpm/voxel=>kBq/mL
2. Mensuel, après étalonnage. Fantôme cylindrique uniforme eau et solution de FDG répartie de manière homogène. Evaluation du SUV sur les coupes successives du fantôme. +/- 5 %

Question 4

1. 123I. période 13,6h. E X : 156 keV
2. 156 keV + 20 %
3. MEHR
4. Matrice 128x128 zoom 1,23
5. Visuelle. Différente classification possible