**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 |

MQ la lecture corrigé des conditions de mesures (T, P …)

ND le **coefficient** d’étalonnage et le facteur de correction de la différence de qualité de faisceau entre la mesure et l’étalonnage de la chambre d’ionisation

1. 1 cGy/UM à l’iso et environ 0,68 cGy/UM à dmax. (🡨 ah je ne suis pas d’accord)

* Indice de qualité d’un faisceau de 6 MV : 0,68
* L’indice de qualité represente l’attenuation du faisceau par 10 cm d’eau après le built up
* Zmax en 6 MV est environ à 1,5 cm, le point de mesure dans les conditions de ref (TRS 398) à 10 cm de profondeur. Il y a donc presque 10 cm entre les 2 points

Donc pour avoir 1cGy/UM à zmax, il faut 0,68 cGy à zref.

1. Tolérance sur le contrôle de constance de la stabilité d’étalonnage des faisceaux « 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).
2. A l’iso : écart de 0,3 % donc tout va bien. Je pense que ce n’est pas la réponse attendue…

Valeur du rapport de dose de 1,003 cGy/UM, pas de précision des conditions ???

Si le Linac est étalonné à 1 cGy/UM à l’iso dans les conditions de ref (10 cm x 10 cm, zref= 10 cm …) et que la valeur du rapport Dose/UM est donnée pour les conditions de ref alors l’écart est seulement de 0,3 % donc rien à faire car pas de dérive et que le résultat données correspond à la mesure dans le condition de ref.

Si le Linac est étalonné à zmax et que le rapport dose/UM est donnée pour ces même conditions alors il y a un écart de 47%. Il est nécessaire d’arrêter la machine et de prendre les mesures nécessaires pour la remise en conformité.

Réaliser seconde mesure le jour même, avec une autre chaine de detecteur, d’autre opérateur, mesure dans l’eau. Appeler le constructeur + signalement ANSM

1. 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 plate : Une tension est appliqué entre des électrodes quand un rayonnement ionisant traverse l’air, il se produit une ionisation du gaz. Un nombre de charge proportionnel à la dose déposé est collecté par le biais des électrodes. 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. L’acquisition se fait du Vertex (sommet du crâne) jusqu’à la base de la nuque
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.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| **Type de VOI** | **Nom de la VOI** | **Contrainte** |
| VC | GTV |  |
| CTV (GTV + marges de prise en compte extensions micro de la maladie) |  |
| PTV (GTV + marges de prises en compte incertitudes géométriques) |  |
| OAR | Tronc Cérébral | D2% < 50 Gy |
| Hypophyse | D0,035cm3 < 45 Gy |
| Œil G | V50 Gy < 30 % |
| Œil D |
| NO G | D0,035cm3 < 45 Gy |
| NO D |
| Critallin G | D0,035cm3 < 6 Gy |
| Critallin D |

1. Imagerie IRM : C’est l’imagerie de référence pour la délinéation pour les localisations crâne
2. Voir réponse c
3. En RC3D on prescrit une dose sur un point. En RCMI prescription sur un volume.
4. 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.

J’ai mis une réponse similaire. En précisant que la dose à l’iso en 2DkV dose de 1 mGy à 8 mGy. Et CBCT de 20 mGy à 40 mGy.

**Partie 2 : Radiologie**

Question 1

Recommandations 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.

Les contrôles qui doivent être réalisés sur cette machine : le contrôle du tomodensitomètre associer.

Les contrôles qu’il faut réaliser en plus : Les contrôles de l’imageur TEP

Au final je mettrais le même tableau que précédemment.

Question 2

Aucune idée de ce que le mec veut

Question 3

Le radiopharmaceutique utilisé et le 18F-FDG donc 350 MBq.

Question 4

…

**Partie 3**

Question 1

Acquisition en un seul Step pour l’acquisition cerebral et acquisition en plusieurs tep pour CE.

Je ne sais pas ce qu’il faut répondre ici.

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 : 🡪 S’assurer que les SUV sur les machines soit comparables : utilisation de la même définition du SUV, utilisation d’objet test pour comparer les valeurs de SUV.

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 + 10 %
3. MEHR
4. Matrice 128x128 zoom 1,23
5. Visuelle. Différente classification possible