**4 Mars 2014**

**Partie 1 : Radiothérapie**

Question 1 : CQ LINAC

* + 1. Zone homogène d’un champ d’irradiation en régime photon : pour des champs carrés de dimensions sup ou égales à 10 x 10 cm², est définie par la surface contenant des points distants de l’axe d’au plus :
       - 80% de la demi-longueur des axes médians du champ lumineux, pour des points situés sur les médianes.
       - 70% de la demi-longueur des diagonales du champ lumineux, pour des points situés sur les diagonales, la dose étant normalisée à 100 % sur l’axe du faisceau.
       - Ramené à 60 % pour des champs entre 5x5 et 10x10.

Tolérance +/- 3 %

Dmax,min : Dose max,min sur les points de la ligne médiane de la zone homogène.

* + 1. Facteur de transmission d’un filtre en coin : rapport des doses absorbées mesurées sur l’axe à la profondeur de réf avec et sans filtre en coin. Dépend de la géométrie et des dimensions du faisceau.
    2. Pénombre : pénombre physique des champs d’irradiation est caractérisée par la distance latérale entre le point à 80% et 20% de la dose à l’axe du faisceau, mesurée sur les axes principaux des champs carrés à la profondeur de référence.
    3. Indice de qualité : TPR 20/10 rapport des doses absorbées aux profondeurs 20 et 10 cm dans l’eau avec un DSD de 100 cm et un champ 10x10 cm² à l’iso. Sinon D20/D10 pareil mais DSS cste et 10x10 à la surface
    4. Opérations de contrôle interne sur les systèmes de sécurité

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Contrôles | Tolérances | Périodicité |
| Indicateurs relatifs à la présence du faisceau (à l’extérieur de la salle) | Voyants au-dessus de la salle de traitement + indicateurs de fscx au pupitre doivent être en marche | Quotidien |
| Système anti-collision | Toute collision simulée doit impérativement arrêter les mouvements | Quotidien |
| Dispositif de commande de l’appareil et de la table de traitement | Mouvement du bras ou de la table impossible sans actionner les 2 interrupteurs de sécurié | Quotidien |
| Système de surveillance patient | Caméra de surveillance + interphone en état de marche | Quotidien |
| Indicateurs relatifs à la présence du faisceau (à l’intérieur de la salle) | Voyants dans la salle de ttt doivent être en état de marche | Mensuel |
| Dispositifs d’arrêt d’urgence | Machine éteinte le dispositif d’arrêt d’urgence enclenché, il doit impossible de redémarrer la machine | Mensuel |
| Accessoires hors contention (filtre en coin, applicateur e-, porte accessoire | Pas de désinsertions possible  Pas de déformation physique des accessoires | Mensuel |

* + 1. Opérations de contrôle du faisceau en régime photon mode statique

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Contrôles | Tolérance | Périodicité |
| Correspondance lumineux irradié | Ecart lumineux/champ irradié ≤ 2 mm ou 1% de la taille pour des champs de dimension > 20x20 | Mensuel et annuel (4 angulations) |
| Homo,sym | Homo : +/- 3%  Sym entre 0,97 et 1,03 | Mensuel et annuel (dans la cuve + 4 angulations) |
| Stabilité de l’énergie (IQ) | Ecart relatif par rapport à la valeur de réf ≤ 1 % | Mensuel et annuel (cuve) |
| Transmission du filtre en coin dynamique ou embarqué (filtre physique additionnel : CQ annuel) | Ecart relatif par rapport à la valeur de réf ≤ 2 % | Mensuel et annuel |
| Transmission et fuite interlames | Conformes au spécifications constructeurs | Annuel |
| Pénombre | Ecart entre mesure et valeur de réf ≤ 2 mm | Mensuel et annuel (cuve) |

J’avoue j’ai un peu la flemme de rédiger toutes les modalités de contrôles … on les connaît de toutes façon ☺

* 1. Déviation du fsc incorrecte (steering), boucle de contre réaction du centrage du champ est décalibrée, l’émission des e- du canon est incorrecte (filament du canon a vieilli, s’est déformé, n’est plus centré par rapport au guide d’onde), le contrôle de l’énergie ne fonctionne pas correctement (bending)
     1. Réglage focalisation-centrage faisceau : contrôle homo et sym + RP sur l’E modifié et contrôle de Dabs
     2. Réglage bending : idem
     3. Remplacement bending : idem pour toutes les énergies
     4. Canon à e- : idem pour toutes les énergies

Question 2 : Processus de repérage du volume cible du patient lors d’un traitement de RT et sources d’erreurs associées

1. 2D kV : consiste en 2 clichés orthogonaux (0°/90° et 180°/270°). Comparaisons aux DRR du CT de planification. Recalage manuel sur structures osseuses. Si écart > tolérance du centre , décalage du patient.

CBCT : acquisition volumétrique pour obtenir une image reconstruite en 3D (angulation selon la localisation). meilleure contraste et permet de recaler sur du tissu mou. Comparaison avec l’image du CT de planification. Recalage manuel ou automatique (avec une ROI et/ou masque).

1. Protocole sans fiduciaire : pré-positionnement du patient sur la table à l’aide du tatouage à la peau qui matérialise l’iso de traitement. Acquisition d’un cbct 360°. Recalage sur la prostate. Imagerie quotidienne avec tolérance de 3 mm sur le recalage. Si > 3 mm, décalage de la table de traitement (ie du patient) .

**Avantage :** recalage plus précis

**Inconvénients :** dose +++, temps machine ++

1. CBCT : 2 Gy à l’iso pour tt le traitement

2D kV : 0,32 Gy à l’iso pour tt le traitement

* + 1. Utilisation du fantôme cubique QUASAR (avec sérigraphies et sphères creuses). Positionnement sur la table de traitement à l’aide des lasers muraux. Acquisition de 4 2D kV (0,90,180,270°) et un CBCT sens horaire et/ou anti. Analyse des images sur le logiciel Artiscan. Distance euclidienne entre le centre théorique (sphère creuse au centre du fantôme) et le centre de l’image.
    2. Utilisation d’une plaque avec billes radio-opaques d’inter distances connues. Image de l’objet dans un plan perpendiculaire au tube et à l’iso. DSD connue
    3. Idem que a) mais en décalant la table de 5 mm.
  1. 3 sources d’incertitudes possibles :
     1. **Incertitude liée à l’iso**: non coïncidence entre l’isocentre imagerie KV et iso de traitement. Analyse des résultats des contrôles du référentiel image avec l’isocentre de traitement sur au moins 15 contrôles stables. Erreur systématique ∑isocentre déduite de la moyenne des décalages observés. Erreur aléatoire σisocentre déduite de l’écart type des observations.
     2. **Incertitude liée à l’image**: Dimension des pixels. Analyse des résultats des contrôles de la dimension effective des pixels et voxels. Erreur aléatoire :
     3. **Incertitude liée à la table**: précision du déplacement et résolution de la consigne. Analyse des résultats des contrôles des déplacements de table. Déplacement automatique de la table ( 1mm < consigne < 10 mm). Erreur aléatoire σdéplacement déduite de l’écart-type des décalages résiduels observés. Résolution de la consigne 1 mm pour Varian et Elekta. Erreur aléatoire estimée σconsigne = résolution de la consigne / racine de 12.

Erreur aléatoire σtable résultante :

Erreur aléatoire de repérage globale σglobale (niveau de confiance 95 %) :

Erreur systématique ∑globale de repérage :

Au CEM : Varian : 1,75 +/- 0,7 et Elekta 1,56 +/- 0,7

Question 3 : Irradiation d’une tumeur pulmonaire du LSD

1. Acquisition d’un CT 4D. Indexation des images sur 10 phases respiratoires. Respiration libre. Délinéation du GTV sur chaque phase respiratoire. Création de l’ITV = somme des GTV. Création du PTV = ITV + 4 mm en stéréo ou + 7 mm fractionnement classique. Marges homogènes dans les 3 directions.
2. Position du patient : décubitus dorsal, matelas de confort, repose genoux, bras relevé si possible, respiration libre. Ceinture abdominale pour quantifier l’amplitude respiratoire. 120kV, modulation d’intensité ?, coupes hélicoïdales jointives de 2 mm, FOV 700 mm, pitch dépend de la fréquence respi. Longueur explorée : depuis le cartilage cricoïde jsq L2-L3 (intégralité des pms). Lasers pour matérialiser le zero scan. LS passant par la fourchette sternale et l’apophyse xiphoïde. LT à 10 cm sous la fourchette sternale. LL = mi épaisseur. Acquisition du CT 4D et reconstruction sur 10 phases respi + CT moyenné correspondant à la moyenne des 10 phases.
3. PTV = ITV + 4 mm en stéréo ou + 7 mm en classique.
4. Technique VMAT. 1 fsc hémi-arc (182° à 22°) avec imagerie intra-fraction, X6 ou X6FFF en fonction de la prescription. Interpolation tous les 2° pour améliorer cohérence calcul-mesure. Débit de dose choisi par le séquenceur. Grille de calcul 0,2x0,2x0,2 englobant tous les OAR.

Iso au barycentre du GTV pour un fractionnement classique. Iso au centre du GTV de la phase la plus proche de la position moyenne de la tumeur.

1. Les critères dépendent du fractionnement. On se place dans un fractionnement classique
   1. Pms V20 < 30%, V30<20%, V5<65%
   2. Cœur V20<10%
   3. Moelle épinière Dmax < 45 Gy sur 2% du volume
   4. Œsophage Dmoy < 32 Gy
   5. Grosse artère
2. Pencil beam : algo de type A : ne prend pas en compte les dimensions latérales des hétérogénéités et donc le manque d’EEl dans l’air donc va surestimer la dose réellement déposée. Du cp +++ d’UM avec l’algo de type B. gradient plus resserré avec type A ?

Si on se place dans une mise en routine de cette technique pour le poumon, on utilisera un fantôme hétérogène type CIRS Thorax avec des films radiochromiques. La cohérence calcul-mesure sera meilleure avec l’algo de type B.