**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.

**Partie 2** : **Radiologie**

Question 1 :

* 1. Kerma dans l’air à l’entrée : Kair ≈ 10 mGy. (prise en compte du rétrodiffusé) = dose à l’entrée

Dose moyenne glandulaire DMG = KASE \* g \* s \* c (mGy)

Avec : KASE : Kerma dans l’air à la surface d’entrée (mGy), g : facteur lié à la transmission des RX à travers le sein (dépend de la CDA et de l’épaisseur de sein comprimé), s : influence de la qualité du faisceau, c : facteur prenant compte de la composition du sein en fonction de l’épaisseur comprimée (rapport tissu glandulaire/graisseux)

* 1. Pour un sein d’épaisseur 4,5 cm : De = 4,5 mGy, DGM = 1,8 mGy
  2. La DMG prend en compte l’épaisseur du sein comprimée et sa composition. Il donne une bonne estimation de la dose moyenne reçue par le sein.
  3. Si le spectre se durcit, l’énergie moyenne augmente, la CDA augmente, la DMG augmente.
  4. Si le sein est plus dense, atténuation plus importante donc DMG++
  5. De même si épaisseur de sein important, DMG ++

Qualité 2 : Contrôle de qualité

1. Sein graisseux < 4 cm (anode Mo + filtre 0,03 mm Mo, 24-26 kVp)

Sein glandulaire de 5 à 7 cm (anode Mo + filtre 0,03 mm Mo, 27-31 kVp)

Sein épais > 7 cm (anode Rh + filtre 0,025 mmRh) Energie moyenne plus importante.

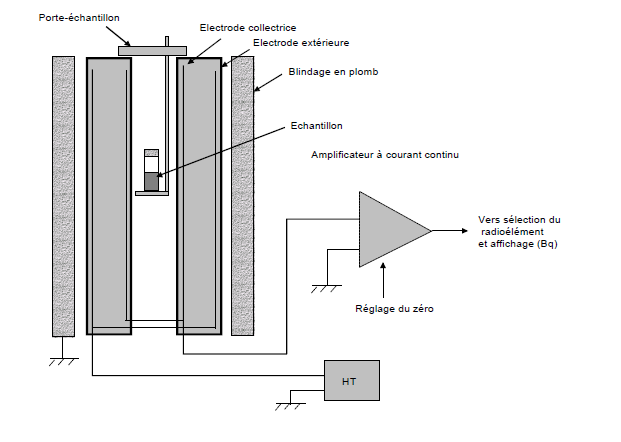
Une filtration optimale permet de réduire la dose et le temps d’exposition.

Une énergie moyenne trop importante pour une épaisseur de sein faible fait baisser le contraste et vice versa.

* 1. Production des RX
     1. Détermination des paramètres d’acquisition
        1. Objectif : vérifier la constance des paramètres d’acquisition en mode automatique (kV et mAs)
        2. Matériel et méthode : Une image du fantôme anthropomorphe MTM100 est réalisée en mode automatique avec la plaque de compression (entre 80 et 100 N)
     2. Exposeur automatique
        1. Objectif : vérifier la constance du SDNR (Différence du signal rapporté au bruit) entre 2 zones : adipeuse et glandulaire. Le SDNR est la différence de contraste introduite par épaisseur d’aluminium de 0,2 mm, ramenée au bruit de l’image.
        2. Matériel et méthode : sur l’image du MTM 100 lors du contrôle précédent, on trace deux ROI centrées sur les zones à comparer. On relève les valeurs moyennes des intensités de pixel et les écarts types pour le calcul du SDNR.
  2. Détection des RX
     1. Fonction de réponse du récepteur image
        1. Objectif : contrôler la réponse du récepteur en fonction du kerma dans l’air
        2. Matériel et méthode : En mode manuel et sans plaque de compression, on expose 10 fois 40 mm de PMMA, avec une qualité de faisceau fixe (kVp et anode/filtration) en faisant varier la charge à chaque exposition. Les 10 valeurs de mAs doivent couvrir la gamme de 1/10 à 5 fois la valeur de mAs de l’exposition de routine avec cette qualité de faisceau. Le kerma est mesuré avec la chambre d’ionisation placée dans l’air pour une distance chambre-détecteur correspondant aux épaisseurs de plaques à évaluer, puis des images avec le bloc de plaques sont acquises. Une ROI standard est tracée sur chaque image acquise. La moyenne et l’écart des valeurs de pixels dans chaque pixels dans chaque ROI est relevé pour la courbe des valeurs moyennes des valeurs de pixels en fonction des valeurs e kerma dans l’air à la surface d’entrée est tracée.
     2. Bruit et rapport signal sur bruit (SNR)
        1. Matériel et méthode : à partir des moyennes et écarts-types des valeurs de pixels déterminés lors du contrôle précédent, le SNR est calculé, puis on trace la courbe de variation du SNR² en fonction du kerma dans l’air à la surface d’entrée.
  3. Interprétation des images numériques produites
     1. Déformation
        1. Matériel et méthode : Utilisation de la mire AAPM TG 18-QC. La mire est affichée sur les moniteurs d’interprétation et imprimé via le reprographe utilisé en routine. On vérifie visuellement qu’il n’y a pas distorsion géométrique en inspectant les lignes et les bords de la mire.
     2. Contraste
        1. Méthode : On vérifie que sur chacun des 16 carrés de luminance, les 4 coins de plus bas contraste sont visibles et que les niveaux de gris de 5% et 95% sur les 2 carrés du bas peuvent être distingués.

**Question 3 : Médecine nucléaire**

1. Schéma fait main d’un activimètre



Chambre d’ionisation à puits. Composée d’une enceinte scellée contenant un gaz sous pression (azote, argon…) et de deux électrodes cylindriques coaxiales.

Une source (flacon ou seringue) radioactive est introduite dans la chambre puits. Le rayonnement qui atteint le gaz (RX, RG ou e-) crée une ionisation des atomes du gaz. Une tension est appliquée entre les électrodes. Les charges négatives (électrons, ions négatifs) sont attirées par l’anode et les charges positives par la cathode. Un courant d’ionisation s’établit. La tension appliquée est suffisamment élevée pour permettre la collection quasi complète des ions +et – et éviter ainsi les phénomènes de recombinaison.

L’étalonnage consiste à relier l’intensité du courant électrique mesurée à une valeur d’activité. Facteur d’étalonnage dépend du radionucléide, conditionnement, activité, environnement…

(Déf étalonnage SFPM : ensemble des opérations établissant, dans des conditions spécifiées, la relation entre la valeur indiquée par un activimètre et la valeur correspondante de l’activité d’une source étalon.)

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | But | Principe | Caractéristiques | Intérêt du test |
| Linéarité | Vérifier la capacité de l’instrument de mesure à fournir un résultat lié à la grandeur à mesurer par un facteur de proportionnalité constant et indépendant de cette grandeur. | Mesurer l’échantillon à intervalle régulier que l’on laisse décroître jusqu’à l’activité la plus faible mesurée. Au moins 10 points de mesure. | Echantillon de 99mTc avec l’activité la plus élevée habituellement mesurée | L’activimètre étant étalonné pour chacun des radionucléides à une valeur d’activité donnée, il faut vérifier que l’étalonnage est toujours valable à d’autres niveaux d’activités et en priorité à celles couramment mesurées |
| Volume d’isosenbilité | Les activimètres ne présentent pas une réponse identique à l’intérieur de tout le volume de détection de la chambre puits. Il est donc défini un volume d’isosensibilité dans lequel la variation de la source quasi ponctuelle est < 1-2%. L’isocentre est le point donnant le rendement le plus élevé. |  | Source radioactive de période > 24 h |  |
| Reproductibilité | Vérifier l’étroitesse de l’accord entre les résultats des mesurages lorsque certaines conditions de mesures varient | Une source radioactive est placée dans la chambre puits. On effectue un mesurage 30 fois dans la journée, la source étant retirée puis remplacée dans le détecteur à chaque fois. L’écart-type relatif est calculé sur les 30 mesurages. | Source radioactive de période longue d’activité au moins 40 MBq | Pour le plaisir ! |
| Répétabilité | Etroitesse de de l’accord entre les résultats des mesurages successifs dans les conditions de mesures suivantes : (même mode opératoire, même opérateur, même conditions d’utilisation, répétition sur une période de courte durée. | Une source de période radioactive longue et d’activité suffisante est placée dans la chambre à puits. 30 mesurages consécutifs en laissant la source en place dans le puits | Source radioactive de période longue d’activité au moins 40 MBq | Quand tu te fais chier et que t’as rien d’autres à faire |
| Influence du conteneur | Voir l’impact du conditionnement sur la réponse de l’activimètre | Mesure d’une même activité pour plusieurs conditionnements | OSEF | Trouver un facteur d’étalonnage pour chaque conditionnement en fonction du radionucléide |

* 1. Activité (MBq), poids (kg) et taille (cm). 30 patients pour 2 examens (30/examen) par an.
  2. Enfants ++ sensibles aux rayonnements ionisants. Ratio radiosensibilité de l’enfant / espérance de vie augmente. ++ de risque théorique de cancer radio-induits.
  3. Description du poste de travail (personnes concernées, localisation, disposition)

Descriptif du risque radiologique (actes réalisés, tâches)

Description du risque radiologique

Caractéristiques physico-chimiques des sources de rayonnement (énergie radionucléide, Rayonnement…)

Evaluation de l’exposition externe

Evaluation de l’exposition interne

Retour d’expérience sur les équivalents de dose individuelle

Estimation de la dose efficace et extrémité (catégorisation du personnel)

* 1. Exposition et contamination interne/externe
  2. Temps, distance, protection. Doses à proximité des sources manipulées. Utilisation d’un radiamètre pour la mesure des grandeurs opérationnelles (H\*10 H\*0,07), dosimétrie perso (opérationnelle, passive). Bague
  3. Minimiser le temps d’exposition, Optimiser la distance aux sources et les écrans de protection. Utilisation de protection collective et individuelle (blindage). Répartition du personnel aux différents postes. Utilisation de protège seringues, gants, blouses fermées, lunettes de protection…
  4. Dosimétrie passive et opérationnelle + bague.