Partie 1 Radiothérapie

# Question1

5.3.2

Mesure avec un détecteur 2D (matrice de diodes ou chambre ionisation, film étalonné en dose).

Profondeur du maximum de dose (1.5 en X6, 3.5 en X18)

Pour champs <=10x10 cm\*cm

Mesure sur 80% des demi-longueurs du champ lumineux en X et Y, 70% des diagonales.

Normalisation 100% à l’axe

**Test MC**

Contrôle mensuel

Bras à 0, contrôle de constance

|  |  |
| --- | --- |
| Matrice | Film |
| Intégration signal pendant 10s | 200UM |
| Analyse avec logiciel dédié à l’appareil de mesure.  Si pas d’analyse avec logiciel de l’appareil, export en CSV et analyse sur Excel sur la zone homogène telle que définie dans le texte | Utilisation de logiciel d’analyse Image. RIT 113 si disponible  ImageJ le cas échéant, en traçant un profil X et Y sur la zone homogène telle que définie dans le texte |

Nous les réalisons par matrice 2D (starcheck + plaques RW3) dans des champs 20 cm x 20 cm à Rennes, au profondeur de référence à 5 cm de profondeur pour les X6 et 10 cm de profondeur pour les X18/X23.

En option, il y a un contrôle hebdo réalisé par les manipulateurs sur une matrice type Octavius 729 de PTW.

Contrôle annuel

4 angulations du bras, contrôle de référence

Cuve à eau, profondeur du maximum, DSA 100, chambre d’ionisation type 0.125cc SemiFlex.

A l’identique on les réalises pour des champs 20 cm x 20 cm dans la cuve à eau toujours au profondeur de références

Critères d’acceptabilité

H=(Dmax+Dmin)/2 avec H< 3%

S=D(x+)/D(x-) avec S [0.97 1.03]

5.3.3

Contrôle annuel

Même mesure que l’H&S

Cuve à eau, profondeur du max, DSA 100, chambre d’ionisation type 0.125cc semiflex, ou détecteur identique à celui utilisé pour la réalisation du CQI

Pénombre : distance entre le 80% et le 20% de la D max après normalisation du profil à l’axe

Pénombre mesurée = pénombre initiale 2mm

Du coup pénombre, même mesure que pour H&S.

Ona aussi une périodicité mensuel (ce n’est pas du réglementaire mais en fait vu que avec l’acquisition à la matrice 2D des H&S tu peux le faire)

# Question 2

Pour la mise en routine, recours à des détecteurs 2D/3D.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Device | + | - |
| Imageur Portal (Epid Varian) | - Rapidité de mise en place  - Bonne résolution spatiale  - Logiciel d’analyse disponible sur TPS Eclipse et analyse indépendante possible | - Faible capacité à détecter une erreur (SFPM 2017)  - Calcul boite noire (résolution matrice de dose)  - Mesure de dose en 2D toujours dans le même plan  - Pas de prise en compte du top |
| Imageur portal (EPID ELEKTA) | - Rapidité d’utilisation  -Bonne résolution spatiale  - Reconstruction de la dose en 3D : localisation des points qui ne passent pas sur les images CT du patient  -possibilité d’analyse fx par fx ou par fraction  -Possibilité d’utilisation en Mesure in vivo (mais là on n’est plus dans le pre traitement …) | -Boite noire  - ne voit pas le décalage du traitement car le logiciel shift la distribution de dose en distance pour la comparaison avec la distribution de dose mesuré … (apparemment c’est pour corriger de la flexion du panneau je crois)  - |
| Octavius 4 D : mesure réalisé dans un fantôme cylindrique, la matrice est toujours perpendiculaire à l’axe du faisceau de ttt (le fantôme tourne en même temps que le bras) | * Reconstruction de la dose en 3D * possibilité de contrôle du plan en global ou en fx par fx * Possibilité de changer de matrice 2D à l’interieur du fantôme (mais bon fait les avoir les matrices (Octavius 729 : chambres espacée d’1cm, octavius 1500 : les detecteurs sont espacés de 1 cm mais les lignes sont en quiconce, ce qui fait 7,1 mm entre les centres des chambres, après il y a la 1000 SRS) | * Acquisition limité en tête et pied * Detecteur limité pour les grand champs (la matrice fait 26 cm en TP si jamais grand champ en VMAT d’un coté il y a l’electronique de détection de l’autre il y a l’electronique des moteurs) |
| Delta4 Scandidos | - Decteur 3D  - Possible équivalent eau  - RS 5mm au centre (zone 6cm\*6cm) puis rs 1cm  - Fonction merge pour grand champ  - Module de reconstruction de dose dans le patient  - Gamma index par structure  - Prise en compte du top | - Pas de mesure à la chambre étalonnée (1 insert pour la calibration)  - Fantôme homogène ( patient)  Pas de mesure des doses en périphérie  Effet Shadowing non pris en compte pour les incidences parallèle au plan de mesure (fig 1, atténuation des premières diodes sur la mesure des autres) |
| ArcCheck SunNuclear/Seemed | -Decteur 3D  -Diode en spirale autour du fantôme (espacement entre 2 spire 1cm)  - Insert modulable pour mesure de dose au centre  - prise en compte du top | Non équivalent eau (mesure de dose absolue au centre)  Mesure la dose en périphérie  Fantôme homogène ( patient) |
| MatriXX IBA | - Mesure avec chambre d’ionisation | - Mesure en 2D dans un plan  - RS 7 mm  - Dose relative  - Pas de prise en compte du top |

En pratique, tout dépendra du budget disponible pour obtenir un détecteur.

Si budget =0, EPID avec étude de sensibilité pour trouver des critères d’analyse permettant de détecter des erreurs ayant des conséquences dosimétriques

Si budget environ 20k€ MatriXX

Si budget conséquente (100k€) ArcCheck

Si budget no limit Delta4 PW Full Option.

Type de contrôle : Dépend de l’expérience et du recul.

Si « coefficient de modulation type MCS » calculé pour chaque localisation et mis en corrélation avec score gamma index assez restrictif (analyse locale, seuil <= 3%/3mm), contrôle aléatoire des faibles modulations réussissant toujours le gamma (si pas possible de mesurer tous les patients).

Si aucune corrélation, mesure de tous les patients.

Créneaux dédiés (fin de journée de préférence)

Dépend de l’organisation du service (nombre de physicien/ technicien de mesure physique, nombres de machines ou faire les contrôles, présence de matching machine).

NB : N’ayant pas de machine Elekta, le CQ via imageur portal n’est décrit que pour un système Varian.

b) Pour réaliser la mise en place du contrôle :

- Caractérisation du détecteur :

-linéarité de la réponse en fonction de la dose ?

- dépendance au débit de dose ?

- dépendance à l’angulation du faisceau

- reproductibilité, répétabilité, capabilité (MSP)

- Réalisation d’anciens contrôles (dont on a déjà les résultats avec films et chambre) pour comparaison des résultats en termes de profil de doses et de résultats en Gamma index

- on laisse en place la chambre et le film dans un premier temps pour les nouveaux contrôles (le temps de se faire au nouveau contrôle de routine) puis après avoir pris du recul on ne garde que le contrôle avec le nouveau détecteur.

- Si le temps et le moyen test de détectabilité d’erreur

- Détermination par MSP des fluctuations naturelles du procédé de mesure et par conséquent de limites de contrôle, qui sont dépendant de la capabilité du système (nécessite un certain nombre de contrôle, parfois nécessaire de classer les résultats de contrôles par loc, par techniques).

Après je suis d’accord avec toi avec l’expérience possibilité de mettre en place des procédures de planification dosimétriques (balistiques, paramètre de planification, nombre de point de contrôle, échantillonnage en VMAT, nombre minimum de segment si S&S, aire minimal des segment …) , voir des index de complexité/ modulation du plan de ttt pour faire en sorte de ne pas faire des plans trop complexe pour améliorer la cohérence calcul mesure (la machine peut délivrer le plan correctement sans retour en arrière du bras par exemple). Diminution des contrôles qui ne passent pas.

# Question3

a)

Gating de la respiration (RPM Varian, Spiromètre Dyn’R)

Tracking avec système d’imageur RX

Gating respiratoire au CT + traitement en utilisant une marge pour prendre en compte le mouvement respiratoire : synchronisation du CT avec le cycle respiratoire. (Philips ceinture à soufflet pour faire gating).

b)

Gating/Tracking GTV puis un CTV. A partir des positions du CTV, définition d’un ITV avec marge de sécurité puis PTV avec marge.

Inspiration bloquée GTV, CTV PTV (possible réduction marge PTV) eu égard limitation du mouvement

A partir du gating :

-> Délinéation du GTV sur n phases respiratoires : « GTVphi » (i le numéro de la phase respiratoire : tumeur visible au CT

-> Expansion de chaque GTVphi en CTVphi par extension d’une marge de 5mm en 3D limité à la paroi thoracique : pour prise en compte de l’envahissement microscopique de la tumeur

-> ITV= Union des CTVphi : mage de prise en compte taille, forme et position de la tumeur, mobilité de la tumeur

-> PTV = ITV + 5mm en 3D : marge de prise en compte incertitude sur repositionnement, technique de traitement,

Les différents volumes cibles seraient les GTV et les CTV des différentes phases, ITV et le PTV.

c)

Tumeur latéralisé, balistique avec porte d’entrée sur la droite.

Demande de haute énergie donc ?

Minimum 3 Fx en RC3D, X10 ou X18

Minimum 2 Demi arc en VMAT X6 (pas de VMAT X18 dans l’EAP) , débit max 600UM

Traitement sur CyberKnife X6 FFF, multiple Fx, avec solution Tracking via module Synchrony.

Pour un poumon de densité normal, l’énergie n’influe pas trop sur la justesse du calcul de dose, on peut donc envisager du X10 à X18 comme énergie.

En inspiration bloquée, pas de haute énergie (surestimation de la dose dans le poumon de faible densité augmente avec l’énergie Fogliatta 2007)

Pour CK, ballistique optimisée en Ray Tracing, et double calcul de la distribution en RayTracing et en MC (écart jusque 20%). Actuellement prescription basée sur dose en RayTracing, MC utilisé comme garde-fou si dose des REX des autres centres utilisant le MC dans le même but.

IMRT Step and Shoot en X6 (limiter effet de perte d’équilibre électroniques latéral et diffusion des électrons dans le poumon, potentiellement difficulté à couvrir en regarde du poumon si X18) avec 5 faisceau statiques (pas de choix de débit de dose à réaliser l’IMRT S&S utilise le débit max de la machine 500 UM/min)

Angulation (porte d’entrée à droite) : 20° ; 330° ; 280° ;230° ; 180° pour ne pas passer par les tissus sains du coté controlatéral

d-e)

Contrainte pour ttt>15fx en 2Gy Séance

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| OAR |  |  |
| Poumons - PTV | V20Gy<35%  V30Gy<20% | Dmoy < 20 Gy  V20Gy< 30 %  V30Gy < 20%  V5Gy < 65 % |
| Cœur | Dmoy<5  V40Gy <40% | Dmoy < 5 Gy  V30Gy < 50% |
| Oesophage | V45Gy < 40%  V55Gy < 30% |  |
| Moelle | Dmax < 45 Gy | D2% < 45 Gy |

Si CK, dose cote à prendre en compte je dirais si stéréo les contraintes sont différentes non ?

f)

Superposition Convolution tient mieux en compte de l’hétérogénéité que PB (pourquoi : Etude courbe Fogliata 2007 qui le montre).

Explication rapide :

PB : déformation du kernel que sur l’axe.

Convolution Superposition : Déformation du kernel à chaque point de calcul

PB : déformation du kernel selon l’axe

Convolution superposition : déformation du kernel dans 84 directions de l’espace -> prise en compte des hétérogénéités latérales

Du coup, pour moi on verra des gradients de dose plus important en PB qu’en convolution/superposition de kernel et on mettra aussi moins d’UM pour une même dose prescrite.

Le convolution/superposition devrait donner une meilleur cohérence calcul mesure car il prend mieux en compte les hétérogénéité que le PB.

Radiologie (pour cette partie je n’ai pas grand chose à ajouter je pense)

1) Sachant que RadioThoraxF 0.3mGy et 25cGy.cm2 et radioThoraxe P 1.2mGy et 100cGy.cm2

Ratio De/PDS = 0.03/25 = 0.0012 cm-2. Donc 52cGy.cm2\*0.0012cm-2= 0.62mGy

2) Radio thorax Face 0.3mGy 25cGy.cm2

3) Etablissement de nouveau protocole conservant la qualité d’image en réduisant la dose via mesure sur fantôme et validation par les médecins des nouvelles images

MN

1. (pour cette question je pense que j’aurais mis un truc du genre)

Méthode Scintidose LemerPax

Retirer toutes sources présentes dans la boite à gant (poubelles principalement).

Effectuer un zéro de l’activimètre (pour s’affranchir d’une éventuellement contamination de la louche)

Prendre flacon de Lu (les princes ? ☺).

Mettre dans l’activimètre

Renseigner l’activité sur certif étal + heure de mesure du certif etal

Effectuer une calibration (durée 30s)

Obtention d’un coefficient sur l’activimètre pour la géométrie Flacon.

Répéter l’opération

Effectuer une mesure d’activité sur le flacon, noter la valeur

Prendre le flacon, prélever un volume X (suivre l’éventuellement recommandation fabricant pour la préparation de la seringue en vue d’injection classique)

Mesurer de nouveau le flacon.

Acti seringue = Acti pré prélevement – Acti Post prélévement

Renseigner l’activité présente dans la seringue, effectuer une calibration en, contenant seringue, obtention d’une calibration pour le Lu Seringue.

Répéter éventuellement l’opération pour vérifier la stabilité du coefficient.

2)a

Débit source 1.32 10-18 Gy.m2.Bq-1s-1

Préparation source 10min= 10\*60s = 600s

Dose pendant prépa 1.32 10-18 \* 600 Gy.m2.Bq-1

Acti 7GBq

Dose pendant prépa 1.32 10^-18 \*600 \* 7 \*10^9 Gy.m2

Inverse carré distance prépa(100cm/10cm)^2 = 100

Dose pendant prépa 1.32 10^-18 \*600 \* 7 \*10^9 \*100 Gy

1.32 \*6 \* 7 \* 10^(-18+2+9+2)= 1.32 \*42 \* 10^(-5)=**0.5mGy**

Inverse carré distance injection (100cm/1cm)^2 = 10 000

Temps injection = 5\*60 s

Dose pendant injection 1.32 10^-18 \*300 \* 7 \*10^9 \*10 000 Gy

1.32 \* 3 \* 7\* 10^(-18+2+9+4)= **27.72 10^-3 Gy**

5mm/0.6mm = 8.3. On a donc l’équivalent de 8.3CDA, soit une atténuation de 2^8.3.

Dose prépa = 0.5mGy/2^8.3= 0.5/315 = 1.6µGy

Dose Inj = 27.72mGy/2^8.3= 27.72/315 = 88µGy

Dose Total 89.6µGy

b)

2 patient /mois = 24 patients/an

1 patient = 4 cures donc 24 patient = 96 cures

Dose extrémité opérateur/an = 96 \*89.6µGy= 8mGy/an

(je trouve les mêmes résultats que toi)

On déduit que pour la partie cure au Lu 177 le niveau d’exposition des extrémités d’un opérateur est bien inférieure au limitation travailleur 150 msV pour la catégorie B et 500 mSv pour la catégorie A.

3)

Les consignes de radioprotection à donner au patient visent majoritairement à limiter au maximum les risques d’expositions et de contaminations des personnes que le patient va croiser après sa sortie.

La durée d’application de ces consignes sera fonction de la période effective du radioélément ( possibilité d’utilisé Tphys car surestimation de la durée nécessaire pour la décroissance car Tphys > Teff)

Pour les risques d’exposition, on peut demander au patient de :

-eviter le contact avec les femmes enceintes et les enfants

- se tenir à une certaines distances des personnes (en fonction de la durée qu’il passe avec eux)

- réduire au possible ses déplacements en transport en publics

Pour les risques de contamination :

-ne pas partager la vaisselle , mais une fois lavé ok

-conserver les vêtements

-éviter les éclaboussures aux toilettes

Eviter contact avec femme enceinte et enfant

Dormir dans un lit séparé pendant 2 semaines (5µSv/h à ce moment là)

4)

a

Acquisition mono énergie monofenetre

208 15%(intensité la + grande)

Acquisition mono énergie Méthode Tew

Principale

208 15%

Supérieure

(208\*1.3) 10%

Inférieure

(208\*0.7) 10%

Acquisition biénergie monofenetre

113 et 208

Acquisition biénergie Méthode Tew

Principales

208 15%

113 15%

Supérieures

(208\*1.3) 10%

(113\*1.3) 10%

Inférieures

(208\*0.7) 10%

(113\*0.7) 10%

Je suis d’accord avec toi je proposerai une fenêtre autour de 208 keV en TEW parce que c’est l’energie pour laquelle l’intensité est la plus grande.

b)

mono énergie MEHR - > énergie supérieure à l’indium qui utilise déjà le MEHR donc MEHR

Bi énergie LEHR - > Récupération des données basse énergie < 140keV (TC en LEHR). A voir si artefact dû à la pénétration septale (test fantôme). Si artefact ++ = > MEHR.

Dans les conditions decrite question a -> utilisation MEHR pour limiter la pénétration Spectrale.

Mais vu l’intensité est ce qu’on risque pas de beaucoup perdre en signal : augmentation temps acquisition ? est ce que tu tenterais toi de faire un test avec un LEHR avec fantôme pour voir si on a des artefacts en étoiles ? et si jamais c’est pas le cas garder le LEHR ou sinon passer au MEHR ?