**21 avril 2016**

**Partie 1 Radiothérapie**

Question 1 : constance de l’énergie du faisceau de photon

1)

Pour réaliser contrôle de constance de l’énergie du faisceau de photons (périodicité mensuelle) 2 possibilités :

* : rapport de dose mesuré à une profondeur de 20 cm et 10 cm en gardant une distance source détecteur constante (le détecteur placé à l’iso DSD = 100 cm) pour un champ 10 cm x 10 cm définit à l’isocentre
* rapport de dose mesuré à une profondeur de 20 cm et 10 cm en gardant une DSP constante pour un champ de 10 cm x 10 cm définit à la surface du fantôme

Tolérance de ± 1%

Le contrôle de référence annuelle doit être réalisé dans une cuve à eau.

2)

La modification de l’énergie induit un changement dans la capacité du faisceau à pénétrer la matière.

L’atténuation dans la matière (et donc dans le patient) diffère de ce qui aura été planifié, aboutissant à des sous/sur-dosage dans des organes à risques.

De plus la position du maximum de dose est liée à l’énergie du faisceau.

L’équilibre électronique pourrait ne plus être assuré dans le cas de faisceau de petite dimension si l’énergie varie significativement.

Différences avec les données lors du commissioning et de la modélisation dans le TPS (RP, pénombre…). Cohérence calcul/mesure dégradé.

3)

Dans un premier temps, une vérification du montage devra être effectuée pour détecter une erreur de géométrie (DSP, taille de champ, positionnement du détecteur).

Si aucune erreur géométrique n’est détectée, on effectue un contrôle avec une chaine de meure différente dans le montage de constance.

Si l’écart se confirme, on effectuera une mesure de l’indice de qualité dans la cuve à eau.

Si l’écart se confirme, Conformément au texte, si l’écart est inférieur à 2 fois la limite d’acceptabilité, une action correctrice devra être mise en œuvre dans un délai de 2 mois.

Si l’écart est supérieur à 2 fois la tolérance, il faut arrêter la machine jusqu’à remise en conformité et effectuer une matériovigilance.

4)

Erreur sur la chaine de mesure (dérive de la chambre)

Une intervention interne (service biomédical par exemple) ou externe (maintenance constructeur) sur les éléments contrôlant l’énergie (aimant de déviation, onde accélératrice (klystron thyratron, magnétron),…)

Une usure des éléments de la machine (cône égalisateur par exemple).

5) Pour détecter une erreur de la chaine de mesure :

Vérifier l’intégrité du montage (choc, endommagement de la cavité pour mettre la chambre, etc.)

Effectuer le test avec deux opérateurs différents.

Utiliser un pot à strontium pour détecter une dérive de la chambre d’ionisation, cross comparer 2 chambres pour voir une discordance de mesure

Pour détecter une erreur sur les éléments :

Cônes égalisateur : utiliser un FFF ou faire une homogénéité symétrie

Suivre les fichiers « Log de la machine », valeur des paramètres (tension, HF, etc.).

Je pense que le courant du canon n’influe pas sur l’énergie mais sur le débit c’est le nombre d’électron émis qui rentre en jeu-là. Pas leur énergie ?

Question 2 : Ttt tumeur mammaire

6)

Moyen de contention : Plan incliné et billot sous les genoux. Eventuellement matelas à dépression

L’impact de la contention dépend du TPS utilisé et de la prise en compte ou non du système de contention dans calcul de dose.

A titre d’exemple, l’ajout ou non d’une structure table sur Eclipse AAA ne modifie pas les HDV pour un traitement VMAT.

7)

Acquisition de 3mm partant du menton jusque L2L3.

Au CEM, du cartilage cricoïde jusqu’à L2-L3.

Acquisition 120kV.

8)

Cibles

CTV seinG -> PTV seinG

CTV susClav -> PTV susClav

OAR

PoumonG

Poumon D

Coeur

Thyroide

Tete Humérale (pas au CEM car le faisceau n’y passe pas, même pour un susclav ?)

Moelle épinière

Plexus brachial

Sein controlatéral

9)

Sein 50Gy

Susclav 50Gy

En 25 séances de 2Gy^^ (captain obvious)

10)

Poumon : V20 < 30% V30<20%

Poumon homolatéral V20 < 22%, Dmoy < 15 Gy

Poumons (ensemble) V20 < 20%, Dmoy < 10 Gy

Cœur : Dmean<5Gy , V20 < 10%

Moelle Epinière : Dmax<45Gy sur 2% du volume (Dmax < 45 Gy sur 2% du volume)

Thyroide V50<50%

Poumon controlatéral et sein controlatéral : dose la plus faible possible. Pas concerner en 3D, contrainte sur poumon et sein control en VMAT mais j’ai plus en tête CFB)

Sein controlatérale Dmoy < 1Gy Dmax< 5Gy (idem qu’au-dessus pour CFB)

11)

seinG=> 2Tangentiels avec filtre eventuellement + 1/2 faisceau réduit pour limiter les surdosage (MLC)

susClav=> Faisceau type antérieur : 2 énergie pour assurer la couverture avec filtre éventuellement

12)

Modulation d’intensité :

Meilleur respect de la dose au cœur, meilleur conformation, meilleure gradient

Irradiation controlatérale (seinD + poumonD)

Faible dose dans les tissus sains

13)

RC3D : Hebdomadaire cliché MV

Marge 5mm

Acquisitions d’images simple et double exposition J-1 le jour de de traitement (images acquises avec le réticule en place sur la tête de l’accélérateur afin de matérialiser le centre du champ sur l’image grâce à des billes radio-opaques), puis image simple expo 1 fois par semaine :

* **Simple expo** : correspond au faisceau de traitement (optimisé pour limiter l’irradiation à la zone d’intérêt et pour voir la projection du champ par rapport à l’anatomie de la patiente).
* **Double expo** : 1ère image simple exposition avec la position des lames dans le champ puis un 2nde image est réalisée avec un champ plus grand afin d’observer les structures en périphérie du VC ainsi que le positionnement du champ par rapport aux structures anatomiques du patient.

Marges suffisantes pour prendre en compte la respiration du patient et un éventuel œdème.

14)

Angulation du bras induisant une réponse différente de la diode.

Possible filtre en coin induisant une réponde différente de la diode (+possible variation du débit lors de la réalisation du filtre en coin, exemple : Artiste Siemens)

Différence entre angulation réelle, TPS et logiciel de DIV

Mauvais placement de la diode par rapport à la planification

Problème cohérence UM, taille de champ, profondeur de mesure entre TPS et R&V… (double calcul non ?)

Mauvaise DSP

Question 3

15)

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | Avantages | Inconvénients |
| 2D kV avec fiduciaires | * Peu irradiant * Bonne qualité d’images sur implant * Procédure simple et rapide | * Pas d’infos volumétriques * Pas de visualisation des tissus mous * Artéfacts liés aux matériaux à forte densité électronique |
| CBCT | * Acquisition volumétrique * Qualité de l’image de basse énergie * Acquisition lente en respiration libre, éventuellement 4D * Visualisation et recalage sur les tissus mous * Pas besoin de marqueurs implantés | * Procédure plus longue * Recalage plus complexe * Artéfacts liés aux matériaux à forte densité électronique * Dose par image + élevée / aux 2D kV |
| Ultrasons | * Non ionisant * Peu coûteux * Procédure simple et rapide disponible pour l’intra-fraction | * Opérateur dépendant * Modifications anatomiques liées à la sonde * Image de réf ?? |

16) CBCT : 2Gy à l’iso pour l’ensemble du ttt (j’ai eu peur en lisant ça sans la question à coté^^)

2D kV : bcp moins ☺ c’est pas une réponse ça beaucoup moins XD mais les gars posent une question ouverte comme ça je vois pas trop comment tu peux comparer XD

Ultrason 0 Gy

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | Dose pour une séance mesurée au centre d’un fantôme antropomorphe (mGy) | Dose pour 40 séances |
| CBCT kV | 20 mGy à 50 mGy | 0,8 Gy à 2 Gy |
| 2DkV | 1 à 8 mGy | 40 mGy à 320 mGy |
| Ultrason | - | - |

http://doi.wiley.com/10.1118/1.4803466

17)

a)

Objet test, par exemple cube avec bille radioopaque au centre. Aligné avec les lasers (Cq préalable de l’alignement des lasers). Acquisition image.

Etude de la posisition du pixel central de l’image par rapport au centre de la bille.

b)

Objet test comprenant plusieurs billes d’espacement connu, évaluation des distances mesurées VS distance réelle (pour une distance source détecteur connue)

c) Utilisation du cube vue en a. utilisation d’une bille radioopaque en surface pour recaler dessus et générer des déplacements connus, vérification image + en salle avec laser que déplacement ok de la table pour superposition image/image ref et bille externe/laser.

Utilisation du cube. Déplacement de la table sur des distances connues (ex : 5 mm dans les 3 directions). Calcul entre le centre de l’image et le centre du cube (iso théorique) via une équation euclidienne.

**Partie 2 Radiologie**

1. Bonne question. Intuitivement, là où ça lui reviendra le moins cher (eventuel dépassement d’honoraires), ou alors là où on lui aura conseillé d’aller, ou encore au plus près de chez elle (distance par rapport au CLCC).

CLCC si historique patrimoine génétique ?

1. Cliché de face ou oblique en 2D (numérique ou analogique). Tomosynthèse « pseudo-3D » irradiation sur un arc de cercle (rotation continue ou par pas)

3)Oui

Sein 45mm, acquisition en compression

Analogique : Dose entrée 8mGy

Numérique : Dose moyenne glande 1.8mGy

4)

Emission de RX par le tube, filtration pour éliminer composante basse énergie

Traversée du patient

Recueil sur capteur, conversion directe ou indirecte suivant technologie

Création de l’image

5)

Avec un fantôme de PMMA et une chambre d’ionisation placée sur un support polystyrene.

DGM=kair \* g\*s\*c

G facteur correctif epaisseur sein pour couple Mo/Mo

C facteur correctif densité sein

S facteur correctif spectre RX

6) kV, mAs, épaisseur du boobs, CDA du faisceau, facteur d’agrandissement, présence/abscence de grille diffusate

Calcul de DGM avec kair = 10 mGy et prendre g s c dans tableaux. Pourquoi 10 mGy ?

Je sais pas ce que le gars veut si c’est pour une patiente qui à eu un cliché :

* Si machine analogique, je crois qu’elle affiche la dose à l’entrée (De) donc on peut faire
* Si machine numérique : affichage d’une DGM on peut l’utiliser puisqu’on **contrôle** de manière annuelle l’exactitude de cet affichage.

Sinon, si c’est de manière générale bah plaque de PMMA pour déterminer les paramètres utiliser par a machine pour différente épaisseur de seins (PMMA).

Puis tir manuel pour réaliser les mesures de dose à l’entrée en plaçant une chambre d’ionisation placée dans l’air entre la source et le récepteur. Et du coup rebelote

Au passage c’est ce qu’on fait dans le **contrôle sus cité**

**Partie 3 Médecine Nucléaire**

1. 1er ganglion recevant le drainage lymphatique d’une tumeur.

2)

a/b/c/d) Colloide + Tc99m en sous cutané, 2 à 4injection 10 à 20MBq, collimateur LEHR, fenetre 140 +/- 15%. Planaire antérieur & Profil bras relevé matrice 256\*256 acquisition de 5 à 10min à Tinj + 30 min et +1 à 2H (visualisation du GGS sur l’image)

Pas de traitement particulier de l’image (acqui planaire)

3)

a) Tunning Peaking de la caméra avec l’isotope considéré

b) Résolution en énergie avec l’isotope considéré.

4)

a)

J’ai déjà fait le contrôle de la sonde XD mais je ne me souviens plus très très bien.

Je vais essayer de retrouver la doc au taf.

J’ai regardé dans le cours gamma caméra CZT, a priori (mais je n’en suis vraiment pas certain) :

1 : CZT

2 : TFT (thin film transistor), c’est un transistor en couche mince

3 : je dirais un blindage

b) Vérification tous les 3 mois du taux de comptage de la sonde. Dans une géométrie de référence le taux de comptage ne doit pas varier de +/- 15%

c) Epaisseur pour arrêter le rayonnement. + énergie augmente moins il y aura d’arrêt dans le détecteur donc moins de signal.

5) ?