**21 avril 2016**

Partie 1

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

1)

Le contrôle consiste à mesurer 2 doses dans l’eau à 10cm et 20 cm de profondeur tout en conservant la chambre à l’isocentre. On détermine alors le rapport D20/D10.

Ce contrôle doit être réalisé mensuellement pour la mesure de constance et annuellement pour la mesure de référence.

La tolérance sur le rapport D20/D10 est de 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

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 petit 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 effectué pour détecter une erreur de géométrie (DSP, taille de champ, positionnement du détecteur).

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.

Peut-être avant d’appliquer le texte de loi : changer de chaîne de mesure ou faire la mesure avec la même chaîne de mesure sur un autre accélérateur pour voir si on dépasse également la tolérance pour l’accélérateur testé.

Sinon faire une mesure dans l’eau (RP ou TPR20/10) pour confirmer si écart ou non.

4)

Une intervention sur les éléments contrôlant l’énergie (aimant de déviation, onde accélératrice,…).

Intervention du constructeur sur la machine (tension du canon, klystron, thyratron ?). Filament usagé ?

5) voir réponse q4

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

Coeur

Thyroide

Tete Humérale (pas au CEM car le faisceau n’y passe pas)

Moelle épinière

Plexus brachial

Sein controlatéral

9)

Sein 50Gy

Susclav 50Gy

En 25 séances

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<55Gy (Dmax < 45 Gy sur 2% du volume)

Thyroide V50<50%

Poumon controlatéral et sein controlatéral : dose la plus faible possible.

11)

seinG=> 2Tangentiel avec filtre eventuellement + un faisceau réduit pour limiter les surdosage (MLC)

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

12)

Modulation d’intensité :

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

irradiation controlatérale (seinD + poumonD)

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…

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

2D kV : bcp moins ☺

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 distance 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 (80 à 100Newton)

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.

Partie 3 Médecine Nucléaire

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

2)

a/b) Colloide + Tc99m en sous cutané, 2 à 4injection 10 à 20MBq, collimateur LEHR, fenetre 140 +/- 15%.

c)

MN Baclesse ^^. Need une info là-dessus plz.

d)

Cf au dessus

3)

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

b) Résolution en énergie avec l’isotope considéré.

4)

a)J’ai pas de sonde chez moi (enfin si le biomed mais pas d’info).

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’arret dans le détecteur donc moins de signal.

5) ?