

Le contrôle de qualité en radiothérapie :

En radiothérapie, les résultats thérapeutiques sont liés au respect du protocole, à la qualification du personnel, à la qualité des matériels et au contrôle de la réalisation du traitement.

Chaque étape conduisant de la prescription à la mise en œuvre optimale de cette dernière doit être analysée afin de minimiser les sources d'erreur d'origine humaine ou technique et ainsi garantir la cohérence de la prescription médicale et la rigueur de son exécution. Ces analyses sont effectuées via le contrôle périodique des dispositifs présents sur le plateau technique.

Le contrôle de qualité des installations de radiothérapie externe, porte sur :

- les accélérateurs d'électrons à usage médical,
- les dispositifs de télécobalthérapie,
- les systèmes d'imagerie portale,
- les systèmes de planification de traitement et
- les systèmes de vérification et d'enregistrement des données, ainsi que sur
- les modules d'imagerie des systèmes de planification de traitement ou les logiciels de simulation indépendants.
- Un programme de contrôle de la qualité de l'équipement doit spécifier les éléments suivants:

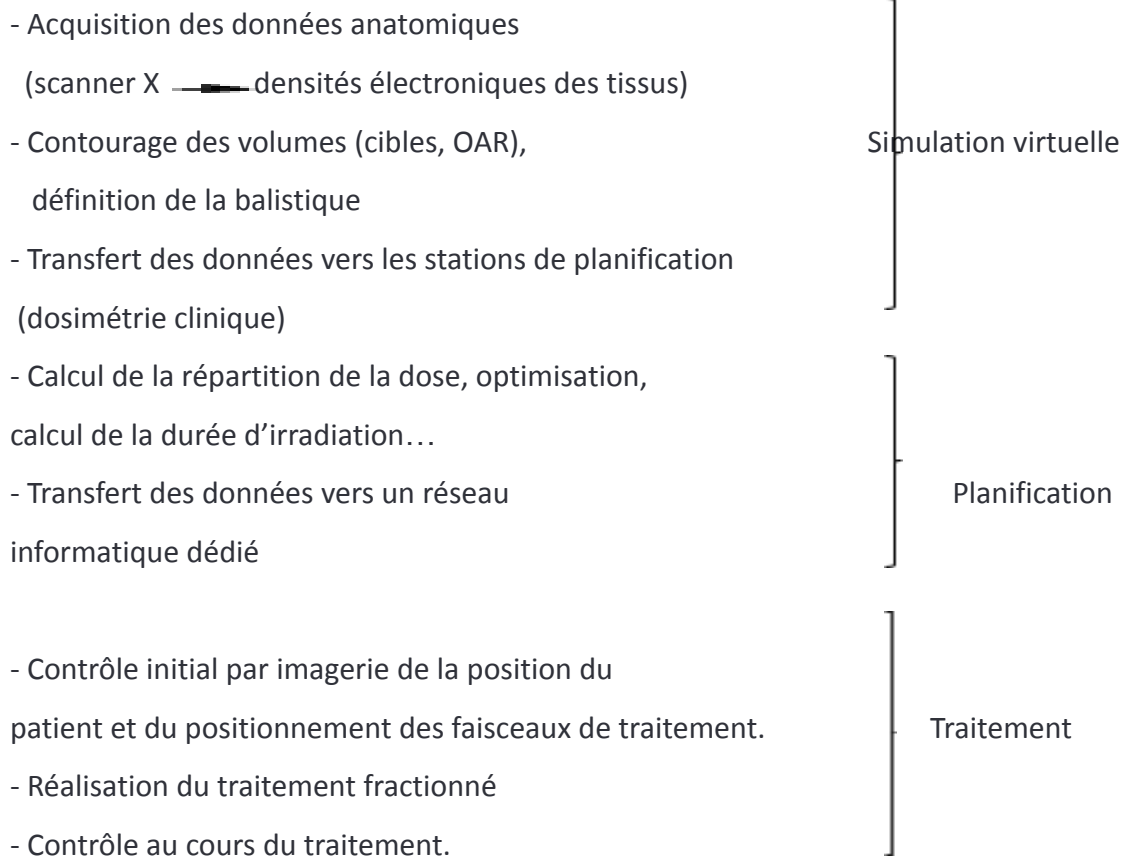
- ☐ Les paramètres à tester et les tests à effectuer;
- ☐ L'équipement spécifique à utiliser pour cela;
- ☐ La géométrie des tests;
- ☐ La fréquence des tests;
- ☐ Le groupe de personnel ou la personne effectuant les tests, ainsi que la personne chargée de la supervision et responsable des normes des tests et des actions à prendre éventuellement en cas de problèmes recensés;

- Un programme de contrôle de la qualité de l'équipement doit spécifier les éléments suivants:

- ☐ Les résultats attendus;
- ☐ La tolérance et les niveaux d'action;
- ☐ Les actions requises lorsque les niveaux de tolérance sont dépassés.

- ❓ Les actions requises doivent être basées sur une analyse systématique des incertitudes impliquées et sur des niveaux de tolérance et d'action bien définis.

Processus de radiothérapie



I- Contrôle de qualité de la simulation virtuelle :

La simulation virtuelle est devenue aujourd'hui le moyen principal pour préparer tous les traitements de radiothérapie, grâce à la qualité des images scanner produites et à la puissance logicielle déployée pour segmenter les volumes cibles et à risque et ajuster la balistique des faisceaux.

1/- Contrôle de qualité du scanner – simulateur

Le scanner est actuellement l'élément de base de la simulation virtuelle. C'est l'outil qui va reconstruire le volume du patient à explorer et de ses performances dépendent la qualité et

la précision de la simulation. Il est ainsi nécessaire de l'intégrer dans le contrôle de qualité global de la simulation virtuelle.

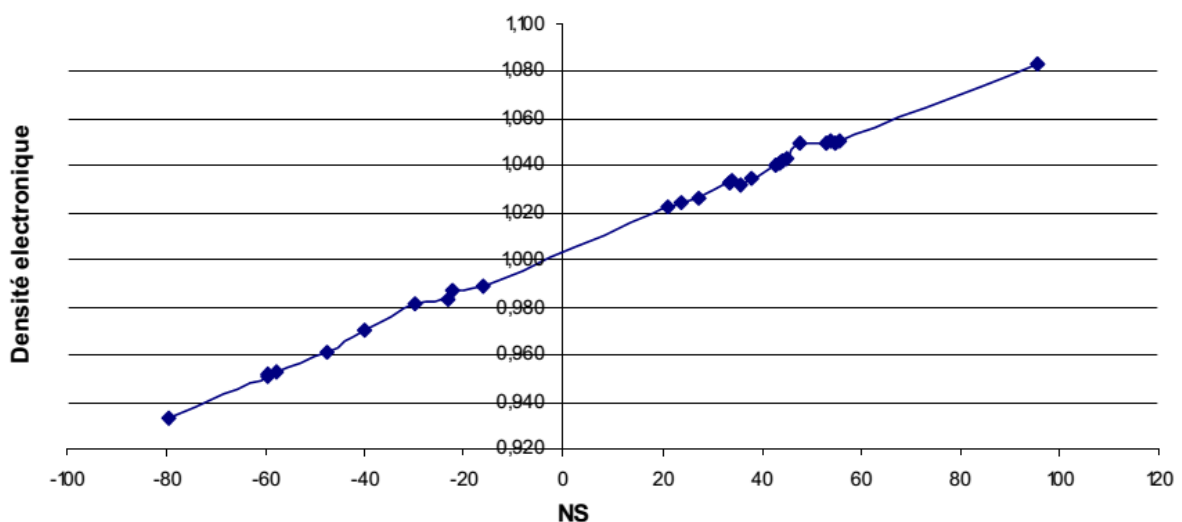
Les tests de contrôle qualité concernent la définition et la mesure des paramètres physiques suivants :

- Le bruit
- La résolution spatiale
- La détectabilité à bas contraste
- L'uniformité
- La linéarité et l'échelle de contraste
- La largeur de coupe
- La mesure de la dose

- la linéarité :

En règle générale on trace la courbe faisant la relation entre la densité électronique relative à l'eau et le nombre scanner entre les nombres NS –1000 et 1000. Toutefois sur des scanners récents les constructeurs proposent des échelles Hounsfield étendues allant de – 1000 à +3096 proposant 2^{12} niveaux de gris ou de –32767 à 32267 comportant alors 2^{16} Niveaux de gris.

La linéarité, peut être mesurée sur un fantôme d'eau contenant des insertions de plexiglas, lexan, nylon, polystyrène et polyéthylène ayant des μ se situant dans le domaine d'intérêt clinique (tissus mous, graisse, matière blanche, matière grise,...) soit sur un fantôme commercial dédié constitué d'inserts équivalent tissus (os, muscle, foie, sein,...).



- **Relation entre la densité électronique relative à l'eau et les nombres scanner pour la plage de NS comprise entre -100 et +100.**

- Échelle de contraste (EC)

L'échelle de contraste représente la variation du coefficient linéique d'atténuation par nombre scanner pour deux matériaux de référence. Cette échelle de contraste est définie en utilisant comme éléments de référence le plexiglas et l'eau :

$$EC = \frac{\mu_{\text{plexi}} - \mu_{\text{eau}}}{NS_{\text{plexi}} - NS_{\text{eau}}}$$

En fait, la linéarité précise la cohérence de l'échelle de contraste tout le long d'un domaine sélectionné de nombres scanner.

- Evaluation de la position et de l'épaisseur de coupe

En fonctionnement standard, un examen tomодensitométrique comprend une phase de repérage à l'aide d'un faisceau lumineux simulant le plan des rayons X. Il est nécessaire de vérifier si le plan choisi correspond au plan de coupe obtenu.

L'épaisseur de coupe est un paramètre important au niveau des effets de volumes partiels. Il est donc nécessaire de s'assurer que les valeurs programmées correspondent bien aux valeurs obtenues.

Ce paramètre est aussi important au niveau de l'évaluation des doses.

- Détectabilité à bas contraste :

La détectabilité à bas contraste indique la dimension de la plus petite lésion détectable pour des tissus de densités voisines. Il faut donc mesurer la résolution spatiale pour des contrastes de plus en plus faibles sachant que, dans ces conditions, la mesure sera affectée par le bruit et par conséquent par la dose. C'est une sorte d'index global de qualité d'image.

- Mesure du bruit

Une coupe tomодensitométrique d'un matériau homogène montre que les valeurs du nombre CT obtenues ne sont pas toutes identiques mais se répartissent autour d'une valeur moyenne. Ce phénomène est appelé "bruit". Il est dû à deux composantes :

- le bruit quantique lié au caractère aléatoire du nombre de photons émis;

- le bruit propre ajouté par le système (électronique, échantillonnage ...).

Pour évaluer le bruit, on calcule généralement l'écart standard des valeurs de pixel au centre de l'image de la coupe d'un objet-test rempli d'eau.

- L'uniformité de l'image :

Pour prendre en compte le phénomène de durcissement du faisceau on introduit la notion d'uniformité. L'évaluation de ce paramètre se fait en évaluant la différence maximum entre le nombre CT de la zone centrale et ceux des zones périphériques, mesurés au sein de l'image.

- Evaluation des indices de dose pour différentes épaisseurs de coupe :

Le CTDI (Computed Tomography Dose Index) représente l'intégrale de la dose mesurée le long de l'axe perpendiculaire à la coupe sur une longueur de quatorze fois l'épaisseur de coupe nominale, divisée par l'épaisseur de coupe nominale :

- La table ou support du patient

Le contrôle de qualité des mouvements mécaniques de la table est un préalable à tout le contrôle de qualité en simulation virtuelle. Il est nécessaire du fait des acquisitions hélicoïdales qui sont couramment pratiquées. Des dysfonctionnements sur la table qui subit la contrainte du poids des patients, peuvent provoquer des anomalies dans la reconstruction des coupes et modifier la reconstruction des volumes et la qualité du repérage des points de référence.

2/- Contrôle de qualité des systèmes lasers

Tous ces systèmes doivent faire l'objet d'un programme d'assurance qualité qui doit porter sur toutes les nappes laser, à savoir : l'horizontalité, la verticalité et l'orthogonalité des nappes, la linéarité du déplacement, l'alignement avec le scanner et la coïncidence des nappes avec l'origine des données anatomiques.

3/- Le contrôle de qualité des outils de simulation virtuelle :

Le contrôle de qualité des logiciels ou des algorithmes de calcul de simulation virtuelle est quelque chose de nouveau dans le processus de qualité.

La mise en place d'un contrôle de qualité doit porter sur l'évaluation de la performance des logiciels au travers de tests spécifiques.

- Le contrôle de qualité des outils de contournage et de positionnement des isocentres :

- Vérification des contours :

Un des tests importants pour un système de simulation virtuelle est d'évaluer sa capacité à réaliser des contours précis. Le logiciel doit être capable de proposer soit un contournage manuel réalisé à la souris avec une fonction de lissage entre les points, aussi bien que des contours automatiques basés sur des différences de densités ou de nombres CT permettant une délimitation des volumes.

- Expansion des contours ou mise en place des marges :

La définition d'un champ en radiothérapie conformationnelle se fait selon les recommandations de l'ICRU 50 et de l'ICRU 62, par la définition d'un PTV (Planning Target Volume). Ce volume est obtenu par expansion de l'ensemble des contours de la tumeur (CTV) réalisés sur chaque coupe contenant le CTV.

- Vérification du positionnement de l'isocentre :

Le positionnement de l'isocentre est de toute première importance dans le processus de la simulation virtuelle. La qualité globale de tout le traitement de radiothérapie dépend fortement de la qualité du positionnement initial de l'isocentre et de la reproductibilité de son repositionnement au cours des séances de traitement. La vérification du calcul automatique des coordonnées et le report vers le système de repérage à la peau du patient (lasers) est donc fondamentale mais peut être obtenue relativement facilement en reproduisant les différentes étapes de la simulation virtuelle à l'aide d'un objet-test comportant des inclusions de formes et de dimensions connues.

- Vérification de la reconstruction des DRR :

La DRR est une image numérique représentant la projection orthogonale d'un faisceau de rayons X. La simulation virtuelle fournit, grâce au dessin des contours de la tumeur et des organes sur les coupes axiales, les informations suivantes :

- La visualisation de la projection exacte du contour de la tumeur
- La visualisation de la projection des organes à risque
- La visualisation de repères marqués à la peau en vue d'une mise en place optimale du traitement.

Le contrôle de qualité de la DRR va porter sur la performance de l'algorithme de reconstruction et d'interpolation. La qualité des DRR peut être caractérisée par la divergence de la reconstruction, la linéarité spatiale, la résolution spatiale et la résolution à bas contraste.

- Vérification des outils de balistique de la simulation virtuelle :

Les principales fonctions à vérifier dans cette partie qui concerne la mise en place virtuelle de la balistique de traitement sont :

- la taille du champ
- la rotation du bras de l'accélérateur
- la rotation du collimateur
- la rotation de la table
- l'ajustement de l'isocentre
- les fonctions d'agrandissement appliquées aux DRR.

4/- Contrôle de qualité du transfert des données entre objets :

Le contrôle de la qualité de l'information transmise entre le scanner et la station de simulation virtuelle ou bien entre la station de simulation virtuelle et le système de planification des traitements doit être évalué du fait de l'utilisation de différents protocoles de communication.

Il faut noter que le standard DICOM s'appuie sur la norme IEC 61217 qui fixe des références sur le format des images numériques, les systèmes de coordonnées, les mouvements, les échelles des appareils de traitement, etc. Au préalable des transferts d'images, le format des images et la description des mouvements doivent respecter cette norme, sur chaque système (scanner, station de simulation virtuelle, TPS) en conformité avec les caractéristiques des appareils de traitement installés.

II- Contrôle de qualité des TPS :

Lors de l'installation d'un nouvel appareil de traitement, le physicien médical réalise différentes mesures de doses qui permettent de modéliser sur le système de planification de traitement, les traitements selon différentes modalités. Il est de sa responsabilité de

s'assurer de la justesse des calculs réalisés. Pour cela, les doses restituées par le TPS sont comparées aux doses mesurées.

Des tests réalisés dans plusieurs configurations simples permettent de valider la majorité des traitements de radiothérapie. La prise en compte de l'hétérogénéité du corps humain en termes de densité électronique est bien sûr étudiée en utilisant des fantômes anthropomorphiques, simulant le corps humain.

Des simulations de traitements sont réalisées en contrôlant que tous les paramètres mis en place lors de la planification du traitement sont transmis correctement au poste de traitement. Le calcul du nombre d'unités moniteurs (temps de traitement) qui détermine la dose délivrée par séance est effectué sur deux systèmes différents.

Dans les configurations plus complexes (traitement par modulation d'intensité par exemple), les calculs sont vérifiés sur fantômes pour chaque patient.

Pour pouvoir assurer le suivi du TPS, il faut disposer d'un test de référence qui servira de base

aux tests périodiques. En pratique, ce test de référence est obtenu en tant que dernière étape

du processus de mise en service. Il s'agit d'un ensemble de plans de traitement réalisés à partir d'examens tomographiques (fantôme ou patient), permettant de réaliser à la fois les tests périodiques du calcul des UM et les tests périodiques complémentaires.

Le test de référence permet d'obtenir des valeurs de référence qui doivent être reportées dans

le registre du TPS. Ces valeurs de référence devraient avoir été vérifiées expérimentalement lors de la mise en service. Lors des tests périodiques, on reproduit le test de référence; les résultats de ces contrôles sont comparés aux valeurs de référence et reportés dans le registre du TPS.

Le contrôle de qualité du TPS est un contrôle global de constance du calcul d'unité moniteur (UM) dans certaines conditions et du transfert des paramètres de traitement. Avant sa mise en place et le premier contrôle de constance, il convient de s'être assuré, au préalable, par la mesure, que le nombre d'UM calculé correspond effectivement au nombre d'UM délivré dans différentes conditions, notamment pour les filtres en coin

utilisés en routine clinique, les champs rectangulaires bi-asymétriques, les champs complexes multilames biasymétriques, les faisceaux non coplanaire, les bolus, etc.

Le contrôle du système de vérification et d'enregistrement des données comporte en fait 2 étapes :

- transfert du TPS vers le système de gestion des paramètres
- transfert du système de gestion des paramètres vers l'appareil de traitement

III- Contrôle de qualité de la réalisation des traitements

- L'ajustement de la position du patient sur la table de l'accélérateur ainsi que la mise en place des faisceaux par rapport aux régions à traiter sont des opérations fondamentales car elles conditionnent la précision avec laquelle la dose prescrite sera délivrée au patient au cours de sa séance de traitement.
- Les systèmes de contention et d'immobilisation sont régulièrement vérifiés et renouvelés.
- Une visualisation, en temps réel, de tous les faisceaux est effectuée lors de la première séance préalablement au traitement. Elle est complétée par une vérification à chaque séance de la position du patient par imagerie embarquée RX (OBI).
- Un contrôle supplémentaire de la dose délivrée sur l'axe du faisceau peut être réalisé, en temps réel, à l'aide d'un détecteur posé sur la peau du patient (dosimétrie in-vivo).

1/- Contrôle de qualité de l'accélérateur des électrons :

- Contrôles mécaniques :

Les tests du contrôle de qualité des accélérateurs concernent les paramètres suivants :

- Déplacements en longitudinal, latéral et vertical du support du patient (table de traitement).
- Centre de rotation des accélérateurs (isocentre)
- Rotation du collimateur
- Tailles de champ

Les vérifications se divisent en deux :

- Vérification des valeurs (en absolu)

- Vérification de la concordance entre les valeurs réelles et les valeurs affichées (analogiques ou numériques)

- Contrôle des faisceaux :

Tant pour les mesures absolues que les mesures relatives, le détecteur de base en radiothérapie est la chambre d'ionisation associée à un électromètre.

- La dose de référence (en Gy) est mesurée dans l'eau (milieu de référence).

La constance de cette dose est contrôlée quotidiennement (TOP quotidien) pour une géométrie fixe.

- Les mesures relatives portent sur :

☐ Les mesure des Rendements en profondeur.

☐ Les mesure des profils.

2/- Contrôle de qualité des systèmes d'imagerie de l'accélérateur (EPID, OBI)

:

Les tests concernent en général :

-Distorsions géométriques

-Bruit

-Résolution spatiale

-Résolution en contraste

-etc. ...