



Disponible en ligne sur

ScienceDirect  
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

EM|consulte  
www.em-consulte.com



Mise au point

## De la construction du *bunker* à la prise en charge du patient : contrôles qualité des techniques modernes de radiothérapie



### *From bunker construction to patient treatment: quality controls applied to modern radiotherapy techniques*

G. Klausner<sup>a,b</sup>, E. Blais<sup>a,b</sup>, C. Martin<sup>c</sup>, J. Biau<sup>d</sup>, R. Jumeau<sup>d</sup>, C.-H. Canova<sup>a,b</sup>, A. Lyothier<sup>e</sup>,  
Y. Slama<sup>e</sup>, C. Jenny<sup>a,b</sup>, M. Chéa<sup>a,b</sup>, T. Zilli<sup>f</sup>, R. Miralbell<sup>f</sup>, J. Thariat<sup>g,h</sup>, P. Maingon<sup>a,b</sup>,  
I. Troussier<sup>f,\*</sup>

<sup>a</sup> Service d'oncologie-radiothérapie, centre hospitalier universitaire Pitié-Salpêtrière-Charles-Foix, Assistance publique-hôpitaux de Paris, 47–83, boulevard de l'hôpital, 75013 Paris, France

<sup>b</sup> Sorbonne Université, 47–83, boulevard de l'hôpital, 75013 Paris, France

<sup>c</sup> Service d'oncologie-radiothérapie, centre hospitalier de Saintes, 11, boulevard Ambroise-Paré, 17100 Saintes, France

<sup>d</sup> Service d'oncologie-radiothérapie, centre hospitalier universitaire vaudois (CHUV), rue du Bugnon 46, 1011 Lausanne, Suisse

<sup>e</sup> Service d'oncologie-radiothérapie, clinique Sainte-Clothilde, Clinifutur, 127, route de Bois-de-Nèfles, Sainte-Clotilde, La Réunion

<sup>f</sup> Service de radio-oncologie, hôpitaux universitaires de Genève (HUG), rue Gabrielle-Perret-Gentil 4, CH-1211 Genève 14, Suisse

<sup>g</sup> Service d'oncologie-radiothérapie, centre François-Baclesse, 3, avenue du Général-Harris, 14000 Caen, France

<sup>h</sup> Archade, université de Normandie, 3, avenue du Général-Harris, 14000 Caen, France

#### INFO ARTICLE

##### Historique de l'article :

Reçu le 8 juin 2018

Reçu sous la forme révisée

le 14 juillet 2018

Accepté le 19 juillet 2018

##### Mots clés :

Installation accélérateur linéaire  
Radiothérapie conformationnelle avec  
modulation d'intensité  
Contrôle qualité  
Radiothérapie en conditions stéréotaxiques

##### Keywords:

Linear accelerator installation  
Intensity-modulated radiation therapy  
Stereotactic radiotherapy  
Quality control

#### RÉSUMÉ

L'installation et l'utilisation d'un nouvel équipement de radiothérapie requièrent une politique de qualité et de sécurité adaptées. Le processus aboutissant à la mise en service d'un accélérateur suivant la construction d'un *bunker* comporte, entre autres, l'installation de l'accélérateur, la vérification de la conformité au cahier des charges, la signature du cahier de réception, ainsi que le processus de caractérisation et de modélisation de l'accélérateur avant une utilisation clinique. L'essor des techniques de radiothérapie modernes, telles que la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité et la radiothérapie en conditions stéréotaxiques, a abouti à une complexité des différents contrôles qualités. L'objet de cet article est d'explicitier les différentes étapes de la mise en place de techniques de radiothérapie innovantes et de préciser leurs spécificités.

© 2019 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

#### ABSTRACT

Installation and use of a new radiotherapy device require an adequate quality and safety policy. The process leading to the commissioning of an accelerator following the construction of a bunker includes, among other tasks, the installation of the accelerator, the verification of compliance with the specifications, the signature of the acceptance specification as well as the process of characterization and modeling of the accelerator before its clinical use. The emergence of modern radiotherapy techniques, such as intensity modulated conformational radiotherapy and stereotactic radiotherapy, has resulted in more complex quality controls. The purpose of this article is to explain the different stages of the implementation of innovative radiotherapy techniques and to specify their features.

© 2019 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

\* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : [idrisstroussier@hotmail.com](mailto:idrisstroussier@hotmail.com) (I. Troussier).

## 1. Introduction

La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) est une technique moderne où la dose délivrée correspond à la forme précise du volume cible avec une plus haute précision et des gradients de dose plus élevés que dans une radiothérapie classique en trois dimensions. Ainsi elle permet une meilleure protection des tissus sains et des organes à risque de proximité [1]. En pratique, une diminution significative de la toxicité aiguë et tardive avec une RCMI a été prouvée en comparaison directe à une radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle, avec parfois une meilleure probabilité de survie globale [2–5]. Dès 2006, le rapport de la Haute autorité de santé (HAS) indiquait la RCMI pour les cancers de la tête et du cou, de la prostate, du rachis, du système nerveux central et de la base du crâne, mais également pour les irradiations craniospinales [6]. En 2015, ces recommandations s'étendaient les cancers du col de l'utérus et du canal anal [7,8].

La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle a rendu possible l'avènement de la RCMI grâce à des outils tels que les systèmes d'immobilisation du patient, les progrès de l'imagerie, l'informatisation des systèmes de planification de traitement (*treatment planning system*, TPS) et le collimateur multilames [9]. La RCMI repose sur une modulation de la fluence des photons à l'intérieur du faisceau et sur les mouvements des lames de collimateur pendant l'irradiation. Parallèlement, en France, les grandes instances de santé et de sûreté nucléaire et l'ensemble des professionnels en radiothérapie ont conjointement développé et promu une culture de sécurité à partir des années 2000. Celle-ci s'est amplifiée suite à l'accident d'Épinal en 2006 [10–12]. Dans cette optique, l'Autorité de sûreté nucléaire (ASN) a publié en 2008 les obligations d'assurance et de qualité en radiothérapie (décision n° 2008-DC-0103, 1<sup>er</sup> juillet 2008) [13]. L'assurance de qualité en

radiothérapie comprend notamment la mise en place de fiche de poste, de notes d'organisation, de protocoles, de réaliser une analyse des risques a priori, d'organiser des réunions d'harmonisation transdisciplinaires et des comités de retour d'expérience. En 2011, un projet européen nommé Accirad a étudié les conditions des applications des exigences légales sur l'exposition médicale aux radiations ionisantes (directive 97/43/Euratom). Ce projet visait à réduire la risque et l'ampleur des incidents, mais également à proposer des lignes directrices sur l'analyse des risques des expositions accidentelles et non intentionnelles en radiothérapie externe [14]. In fine, Accirad a contribué significativement à une meilleure sécurité [14]. Plus récemment, en 2013, le livre blanc de la radiothérapie a détaillé 12 objectifs pour sécuriser davantage les radiothérapies [15].

L'objet de ce travail était de réaliser une revue de la littérature des recommandations connues, et des articles publiés au sujet de la mise en place des nouvelles techniques de radiothérapie avec modulation d'intensité, et de décrire les étapes d'installation de ces techniques dans un centre de radiothérapie, dans le cadre d'une politique de qualité et de sécurité.

## 2. Construction du bunker et installation de l'accélérateur

La construction d'un *bunker* est basée sur les recommandations de l'Agence internationale de l'énergie atomique (International Atomic Energy Agency, IAEA) [16]. Elles déterminent les épaisseurs des murs et des portes, les matériaux les composants et les dimensions de la chicane, délimitant ainsi les zones réglementées suivantes : la zone surveillée (dose intégrée inférieure à  $7,5 \mu\text{Sv}$  sur 1 h) correspondant au pupitre de traitement ; la zone contrôlée (dose intégrée supérieure à  $7,5 \mu\text{Sv}$  sur 1 heure) correspondant à la salle de traitement ; la zone publique (dose intégrée inférieure à



Fig. 1. Installation et utilisation d'un nouvel équipement de radiothérapie : plan de bunker pour un accélérateur, délimitant la zone interdite lors d'un traitement en rouge, la zone surveillée en bleu et la zone publique en blanc. RX : accélérateur ; Pb : blindage en plomb.

80  $\mu$ Sv sur 1 mois) correspondant aux locaux ou aires attenantes à ces deux premières zones.

À titre d'exemple, pour un accélérateur de type TrueBeam<sup>®</sup>, il est nécessaire de construire des murs d'une épaisseur de 1,4 m et de 2,2 m de béton ordinaire (densité de 2,35) pour ceux localisés directement en face du faisceau, pour les énergies de photons 18 MV avec un débit de dose de 400 unités moniteur (UM)/min. Au niveau de la chicane, une épaisseur de 2,2 m de béton ordinaire est nécessaire pour réduire le débit de dose au niveau de la porte puisque cette dernière est composée de 25 cm de paraffine afin de stopper les neutrons (secondaires aux photons de haute énergie), et de 7 cm de plomb. La Fig. 1 montre le plan d'un *bunker*.

L'installation de l'accélérateur répond à un cahier des charges fourni par le constructeur listant les prérequis. Lorsque les travaux sont achevés, l'accélérateur est livré, monté et réglé par le fournisseur selon des procédures internes propres à chaque constructeur. La Fig. 2 illustre l'installation d'un accélérateur de type TrueBeam<sup>®</sup> dans un centre de radiothérapie.

Dans un second temps, l'équipe de physique médical s'assure que l'accélérateur installé est conforme au cahier des charges. Cette étape appelée *acceptance* dure en générale une semaine. Le Groupe permanent d'experts en radioprotection pour les applications médicales et médicales des rayonnements ionisants

(GPmed) préconise que le matériel fourni par le constructeur soit à disposition à condition qu'une formation minimale préalable ait été délivrée par le constructeur aux différents acteurs médicaux et paramédicaux. Cette formation à la familiarisation avec le matériel sera appliquée aux différentes modalités de traitement que peut délivrer l'accélérateur. Elle devra impérativement être réalisée en langue française. Enfin le GPmed recommande que le constructeur encadre les différents acteurs jusqu'au terme de la phase d'apprentissage, incluant les premiers patients [17].

Par la suite, le cahier de réception est signé. Le service valide l'installation et la conformité de l'accélérateur à la lumière des spécifications précisées lors de la commande. Cette signature décharge alors le vendeur de ses responsabilités sauf celles garanties par le contrat de maintenance. Cette étape de réception correspond au transfert de la propriété de l'équipement du fournisseur à l'acheteur et au début de la période de garantie de l'accélérateur.

Enfin, l'accélérateur et ses équipements sont mis en service. Cette troisième phase, appelée *commissioning*, regroupe toutes les opérations à réaliser avant leur utilisation clinique dans des conditions satisfaisantes de qualité et de sécurité. Elle est réalisée par l'équipe de physiciens médicaux du service ou sous leur responsabilité et prend plusieurs semaines voire plusieurs mois. Le processus commence par l'étalonnage en dose des différents



Fig. 2. Mise en place de techniques de radiothérapie innovantes : installation d'un accélérateur type TrueBeam<sup>®</sup> par le constructeur.

**Tableau 1**  
Installation et utilisation d'un nouvel équipement de radiothérapie : contrôles qualité du collimateur multilames (extrait d'après [1]).

Test	But du test	Fréquence
Centrage du collimateur multilames par rapport à l'axe central du collimateur	Banc de lames correctement centré par rapport au collimateur	Semi-annuel ou après toute intervention sur le collimateur multilames
Correspondance champ lumineux–champ irradié		Mensuel
Exactitude et répétabilité du positionnement des lames	Position de chaque lame et alignement de l'ensemble du banc de lames	Mensuel
Alignement des bancs de lames et orthogonalité par rapport aux mâchoires Y	Perpendicularité des lames par rapport aux mâchoires Y. Parallélisme des lames	Semi-annuel ou après toute intervention sur le collimateur multilames
Affaissement des bancs de lames	Positionnement des lames indépendamment de la position du bras	Semi-annuel ou après toute intervention sur le collimateur multilames
Fuite interlame	Détermination de la dose résultante sous les lames fermées et entre les lames	Semi-annuel ou après toute intervention sur le collimateur multilames

faisceaux de rayonnement et l'acquisition dans une cuve à eau de mesures de caractérisation physique et dosimétrique de ces faisceaux. Ces mesures sont ensuite transférées vers le système de planification de traitement en vue de la modélisation de l'ensemble des caractéristiques de l'accélérateur dans le système de planification de traitement. L'objectif est de créer une machine virtuelle avec des caractéristiques les plus proches possibles de celles de l'accélérateur, pour que la dose calculée corresponde à la dose délivrée. Cette modélisation est secondairement validée par des comparaisons mesures-calculs dans différents milieux : cuve à eau, fantômes anthropomorphiques ou non, avec hétérogénéités ou non.

### 3. Contrôle qualité interne

Le contrôle qualité interne est fixé par la décision du 27 juillet 2007 [18]. Les installations de radiothérapie externe, notamment les accélérateurs d'électrons, sont soumis à l'obligation de maintenance et de contrôle qualité interne. Une bonne connaissance initiale des caractéristiques du faisceau d'irradiation et des paramètres mis en jeu est nécessaire afin d'évaluer le maintien des performances techniques dans le temps. Les différents contrôles portent sur les systèmes de sécurité, les caractéristiques mécaniques, la table de traitement, les dispositifs de centrage annexes (lasers, diodes), les caractéristiques dosimétriques, les systèmes d'imagerie embarqués, les systèmes de vérification et d'enregistrement des données. Ces contrôles qualité ne sont pas exhaustifs, en particulier en RCMI où un faible nombre d'unités moniteur peut être délivré par faisceau avec un démarrage simultané du faisceau et du mouvement des lames en mode dynamique. L'établissement du débit nominal, de l'homogénéité et de la symétrie du faisceau doit donc être rapide. À ce titre, les vérifications suivantes sont particulièrement importantes : capacité de l'accélérateur linéaire d'électrons à délivrer de faibles nombres d'unités moniteur dans les conditions attendues et à stabiliser le débit de dose à sa valeur nominale ; l'influence des paramètres d'irradiation sur la réponse de la chambre moniteur, notamment sa linéarité ; la reproductibilité de sa réponse pour un faible nombre d'unités moniteur ; l'homogénéité et la symétrie de la dose dans de très petits faisceaux (segments).

Le contrôle qualité du collimateur multilames répond à des exigences strictes en raison de son importance accrue dans les techniques de modulation d'intensité. Le Tableau 1 rappelle les principaux points de contrôle décrits dans le rapport n° 26 de la Société française de physique médicale (SFPM) de 2010 avec les périodicités recommandées [1].

L'utilisation de l'accélérateur en technique conformationnelle avec modulation d'intensité en mode statique requiert les tests complémentaires précisés dans le Tableau 2.

La complexité du mode dynamique nécessite des contrôles spécifiques afin de s'assurer de la synchronisation entre le déplacement

des lames, le débit de dose et la vitesse de rotation du bras. Ces contrôles sont détaillés dans le Tableau 3.

Le contrôle qualité du système de planification de traitement consiste à valider, dans un premier temps, le système de planification de traitement par des tests simples et proches des configurations cliniques sans modulation d'intensité dans le but de vérifier la modélisation du faisceau d'irradiation (les distributions de doses et le calcul de la dose absolue ainsi que du nombre d'unités moniteur sont contrôlés) [1]. Des contrôles de qualité périodiques réglementaires permettent de s'assurer de la stabilité du calcul de dose. Ensuite, des tests spécifiques à la RCMI, adaptés à la fois au système de planification de traitement et au collimateur multilames, évaluent des paramètres critiques tels que la dosimétrie des petits champs, la pénombre, la transmission du collimateur multilames. La validation du système de planification de traitement sera effectuée en comparant les distributions de doses calculées et mesurées pour des fluences modulées de forme simple puis complexe. Enfin, le GPmed préconise la mise à disposition par les constructeurs de données génériques synthétisant des mesures sur des équipements semblables. Ces mesures dosimétriques dites de référence pourront être ainsi comparées aux mesures constatées dans le centre.

Pour conclure, un test dit de bout-en-bout ou *end to end* ou contrôlant l'intégralité de la chaîne de traitement scanographe–système de planification de traitement–Record & Verify (R&V correspondant aux logiciels Aria® (Varian, USA) ou Mosaiq®) (Elekta, Suède) – accélérateur est réalisé [1]. L'ensemble de ces contrôles sont planifiés périodiquement. En 2013, Lafond et al. préconisaient de réaliser les différents contrôles qualité inhérents à la RCMI au moins une fois par mois au début de la mise en service de l'appareil. Ces procédures de vérification veillent à assurer une variation entre la dose délivrée et la dose prescrite inférieure à 5 % [15].

### 4. Contrôle qualité externe

Le contrôle qualité externe est réalisé par un organisme de contrôle externe agréé. Deux organismes sont agréés par l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM) : Equal-Estro® et Cibio®. Ces organismes effectuent des contrôles externes par envoi postal de dosimètres thermoluminescents. Ils envoient au centre de radiothérapie des dosimètres à irradier dans des conditions précises. L'écart relatif entre la dose mesurée et la dose calculée doit être inférieure à 5 %. Par ailleurs, conformément à la décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe, il est obligatoire de réaliser un audit externe annuel ainsi qu'avant la mise en service afin d'obtenir l'autorisation de traitement émis par l'ASN [18].

**Tableau 2**

Installation et l'utilisation d'un nouvel équipement de radiothérapie : tests complémentaires du contrôle du positionnement des lames en mode statique (extrait d'après [1]).

Test	Description	Fréquence
Calibration du collimateur multilame	Procédure constructeur	Hebdomadaire ou après intervention
Alignement et positionnement des lames	Test quantitatif : irradiation de bandes de 3cm de large à différentes positions/l'axe du champ	Hebdomadaire, Mensuelle en fonction du suivi des résultats
Position réelle/demandée	Test qualitatif : irradiation de deux hémichamps de part et d'autre d'un axe perpendiculaire aux lames	Hebdomadaire

**Tableau 3**

Installation et utilisation d'un nouvel équipement de radiothérapie : tests complémentaires du contrôle du positionnement des lames en mode dynamique (extrait d'après [1]).

Test	Description	Fréquence
Calibration du collimateur multilames	Procédure constructeur	Lors de la mise en œuvre
Après intervention Annuelle Garden Fence	Toutes les lames bougent à vitesse constante avec un écart constant de 1mm et marquent des arrêts programmés tous les 2cm Des erreurs de positionnement de 0,2 et 0,5mm sont intentionnellement réalisées	Hebdomadaire
Angles de bras par permutation circulaire Stabilité du repositionnement des lames :top dynamique	Dose induite par une fenêtre glissante et mesurée par une chambre d'ionisation placée à l'axe et normalisée par rapport à un champ ouvert	Quotidienne
Test de gravité	Mesure répétée pour des angles de bras de 0°, 90° et 270° (des mesures préalables sont effectuées pour ramener l'écart de dose à un écart en position)	Hebdomadaire
Stabilité de la vitesse	Fenêtres glissantes se déplaçant à des vitesses différentes créant des distributions de dose homogènes mais des niveaux de dose différents sur un film. À comparer avec la distribution de dose correspondante à un champ ouvert	Lors de la mise en œuvre
Après intervention Annuelle Arrêt faisceau Accélération/décélération	Le test de stabilité de vitesse est répété mais le faisceau est coupé pendant l'irradiation à des positions prédéfinies. Les résultats sont comparés à ceux du test de stabilité de vitesse	Annuelle

## 5. Contrôle qualité des plans de traitement

Pour chaque planification dosimétrique, un double calcul d'unités moniteur est réalisé par un logiciel indépendant contenant les données dosimétriques du faisceau. L'équipe de physique médicale vérifie avant le début du traitement de chaque patient la cohérence entre la matrice de dose calculée par le système de planification de traitement et la matrice de dose mesurée (dose délivrée par l'accélérateur linéaire dans les conditions de traitement). Ce test est fréquemment appelé *delivery quality assurance* (DQA) et illustré Fig. 3. La fluence du plan de traitement de chaque patient est projetée sur un fantôme préalablement scanné, ensuite la distribution de dose est recalculée dans le système de planification de traitement. Sous l'accélérateur, le fantôme est irradié avec le plan de traitement du patient à contrôler. Un logiciel compare la distribution de dose mesurée dans le fantôme aux valeurs calculées par le système de planification de traitement. Chaque faisceau est contrôlé séparément, puis l'ensemble du plan de traitement. L'indice d'évaluation utilisé est le plus souvent l'indice gamma ( $\gamma$ ).

Cet indice prend à la fois en compte la différence de dose absolue entre la dose calculée selon le logiciel et la dose mesurée par le fantôme (adapté pour les zones de faible gradient de dose), et la *distance to agreement* (DTA), qui évalue la distance minimale entre deux pixels de même dose mesurée et calculée (adapté pour les zones de haut gradient de dose). L'indice gamma doit être inférieur à 1, signifiant ainsi que le point à évaluer est dans les critères de tolérance. En pratique, la validation d'un contrôle prétraitement est admise lorsqu'au moins 95 % des points ont un indice gamma global (3 % ; 3 mm) inférieur à 1. D'autres indices d'évaluation sont

disponibles tels que celui obtenu avec le *normalized agreement test* (NAT-index).

Les mesures de dosimétrie in vivo en radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle ne sont pas applicables en RCMI avec des détecteurs de gros volume, dans la mesure où le faisceau d'irradiation n'est pas homogène et peut être de petite taille. Le système d'imagerie de haute énergie (electronic portal imaging device, EPID), de par ces caractéristiques techniques, est utilisé pour la dosimétrie in vivo des faisceaux d'irradiation modulés. Lors de la première séance de traitement, l'imageur portal acquiert une image résultante des photons transmis à travers le patient. La rétroprojection de la mesure de l'imageur portal fournit une dosimétrie de transmission, c'est-à-dire la dose réellement délivrée au patient lors de cette séance. Certains logiciels affichent les résultats sous forme de pourcentage de différence entre les deux plans de traitement à l'isocentre (théorique et réel), de profil distribution de dose à ce même isocentre selon les trois axes et la répartition de la dose sur trois coupes (axiale, sagittale et frontale) passant par l'isocentre [19,20]. Toutefois, les recommandations préconisent d'utiliser ces données avec précaution. Selon le rapport n° 26 de la SPPM traitant de l'assurance qualité en RCMI, l'utilisation des détecteurs thermoluminescents et des semi-conducteurs de petite taille est autorisée [1]. Les détecteurs thermoluminescents enregistrent un signal proportionnel à l'information reçue et lue en fin de séance sur un électromètre indépendant. Cette technique de mesure de la dose requiert du matériel spécifique ainsi que du temps pour maîtriser cette technique.

En avril 2018, l'association américaine des physiciens médicaux (American Association Of Physicists in Medicine, AAPM) a publié



**Fig. 3.** Mise en place de techniques de radiothérapie innovantes : réalisation du test *delivery quality assurance* (DQA) avant le début d'un traitement par irradiation conformationnelle avec modulation d'intensité.

le rapport n° 218 reprenant en détail les différents points sus-cités concernant le contrôle qualité en RCMI [21]. L'AAPM a édité une liste d'actions chronologiques à contrôler et à évaluer en cas d'échec du contrôle qualité : mise en place du fantôme, vérification du système Record & Verify, du faisceau, du logiciel en s'assurant que les doses mesurées soient correctement reportées et que les doses calculées soit enregistrées convenablement, vérification du collimateur multilames, et pour finir de la modélisation par le système de planification de traitement.

## 6. Vers la mise en place de techniques d'irradiation de très haute précision : la radiothérapie en conditions stéréotaxiques

La radiothérapie en conditions stéréotaxiques permet de délivrer des fortes doses en une à dix séances, grâce à la convergence de nombreux « minifaisceaux ». Elle a été pour la première fois réalisée en Suède dans les années 1950 par un neurochirurgien nommé Lars Leksell, à l'origine du développement du Gamma Knife® [22]. Avec l'élargissement des indications de traitement en

conditions stéréotaxiques (traitement des tumeurs bénignes telles que les malformations artérioveineuses, irradiation de néoplasies oligométastatiques ou de récidives localisées, traitement curatif de cancers localisés tels que les tumeurs pulmonaires), le nombre de centres développant cette technique et par conséquent le nombre de patients traités selon ces modalités ont augmenté [23]. Cette technique doit s'inscrire dans une démarche de qualité et de sécurité nécessitant de former en amont les professionnels médicaux et paramédicaux [24]. Lors du *commissioning*, en plus des tests spécifiques aux techniques classiques, il est recommandé d'utiliser des détecteurs de haute résolution adaptés aux champs de petites tailles pour l'acquisition des données des faisceaux (notamment la mesure des facteurs d'ouverture du collimateur) et de contrôler le positionnement dans l'espace stéréotaxique. Le test *end to end* vérifie la cohérence et le bon fonctionnement de l'ensemble de la chaîne de traitement sur des fantômes anthropomorphiques adaptés aux différentes localisations [23].

La radiothérapie stéréotaxique utilise dans la majorité des cas un hypofractionnement qualifié comme élevé avec de fortes doses par fraction. Ainsi, les contraintes de dose dans les organes à risque diffèrent par rapport à un traitement dit normofractionné (1,8 à 2,2 Gy par fraction). Il existe moins de données sur la tolérance aux tissus sains avec des doses par fraction élevées. Les recommandations sont principalement extraites des données publiées par Timmerman en 2009 [22]. À ce titre, le recul concernant la potentielle toxicité tardive est parfois insuffisant, en particulier dans les radiothérapies stéréotaxiques extracrâniennes. Les profils de toxicité étant différents que lors d'un fractionnement classique, le GPmed préconise de renforcer l'information claire et adaptée délivrée au patient mais également de veiller à sa traçabilité. L'implication des patients est directe avec un retour d'information par le patient lui-même. Enfin l'efficacité des traitements délivrés doit être évaluée sur des recueils de données et des analyses prospectives (recommandations du groupe de travail sur les conditions de mise en œuvre des « nouvelles techniques et pratiques » en radiothérapie) [17]. Par ailleurs, le positionnement de la tumeur est crucial : son mauvais ciblage dans le cadre d'un traitement à dose unique peut entraîner un « sous-dosage » de 20 % d'une partie de son volume, et par conséquent, un surdosage des organes sains avoisinants menant à de potentiels effets secondaires plus importants que lors d'un traitement normofractionné [23]. Afin de minimiser ce risque, des techniques ont été conçues pour tenir compte des mouvements des volumes cibles (radiothérapie asservie à la respiration, technique de *gating*) ou des incertitudes de positionnement (imageries avec injection, scanographie quadridimensionnelle, technique de *tracking*). Des systèmes dédiés à la très haute précision ont été développés, comme le système appelé Exactrac® (Brainlab, Allemagne) comportant deux caméras infrarouge utilisées afin de pré-positionner le patient et un système stéréoscopique à rayons X placé de telle sorte qu'elles fournissent des faisceaux de basse énergie (kV) obliques centrés sur l'isocentre (radiothérapie guidée par l'image). Un des principes de la radiothérapie en conditions stéréotaxiques est de créer un fort gradient de dose dans le volume cible. Les marges des faisceaux sont ainsi très inférieures à leurs pénombres.

## 7. Conclusion

Les contrôles qualité jouent rôle central dans la radiothérapie moderne avec des techniques de plus en plus complexes. L'installation d'une nouvelle machine et/ou d'une nouvelle technique est un processus complexe avec des étapes clés notamment pour la vérification des plans du *bunker*, la réalisation de la recette de l'appareil, la réalisation des contrôles qualité périodiques, la

planification et la vérification des plans de traitement des patients, la formation du personnel, la rédaction des procédures.

## Déclaration de liens d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

## Références

- [1] Valinta D, Caron J, Corsetti D, Dejean C, Marcié S, Mazurier J, et al. Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité. [rapport SFPM no 26]. Paris: Société française de physique médicale (SFPM); 2010 [http://documents.sfp.m.fr/docs/sfp.m/sfp.m\_2010-26.assurance-qualite-rcmi.pdf].
- [2] Dirix P, Vanstraelen B, Jorissen M, Vander Poorten V, Nuyts S. Intensity-modulated radiotherapy for sinonasal cancer: improved outcome compared to conventional radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;78:998–1004. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.09.067>.
- [3] Giraud P, Jaulerry C, Brunin F, Zefkili S, Helfre S, Chauvet I, et al. Cancers des voies aérodigestives supérieures : bénéfices cliniques de la radiothérapie conformationnelle et de la modulation d'intensité. *Cancer Radiother* 2002;6:37s–48s.
- [4] Lapeyre M, Biau J, Miroir J, Servagi-Vernat S, Giraud P. Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité des cancers des voies aérodigestives supérieures : enjeux éthiques et méthodologiques. *Cancer Radiother* 2014;18:365–8. <http://dx.doi.org/10.1016/j.canrad.2014.06.005>.
- [5] Lin SH, Zhang N, Godby J, Wang J, Marsh GD, Liao Z, et al. Radiation modality use and cardiopulmonary mortality risk in elderly patients with esophageal cancer. *Cancer* 2016;122:917–28. <http://dx.doi.org/10.1002/cncr.29857>.
- [6] Haute Autorité de Santé (HAS). Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité. Saint-Denis La Plaine: HAS; 2006.
- [7] Haute Autorité de Santé (HAS). Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité dans le cancer du col de l'utérus. Saint-Denis La Plaine: HAS; 2015 [Disponible en ligne à l'adresse : [http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2015-03/rapport\\_rcmi\\_col\\_uterus\\_vd\\_2015-03-09\\_10-26-53\\_423.pdf](http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2015-03/rapport_rcmi_col_uterus_vd_2015-03-09_10-26-53_423.pdf)].
- [8] Haute Autorité de Santé (HAS). Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité dans le cancer du canal anal. Actualisation du rapport de 2006. Saint-Denis La Plaine: HAS; 2015 [Disponible en ligne à l'adresse : <https://docplayer.fr/10134815-Actualisation-du-rapport-de-2006.html>].
- [9] Maingon P, Marchesi V, Créhange G. Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité. *Bull Cancer (Paris)* 2010;97:759–68. <http://dx.doi.org/10.1684/bdc.2010.1148>.
- [10] Derreumaux S, Etard C, Huet C, Trompier F, Clairand I, Bottollier-Depois J-F, et al. Lessons from recent accidents in radiation therapy in France. *Radiat Prot Dosimetry* 2008;131:130–5. <http://dx.doi.org/10.1093/rpd/ncn235>.
- [11] Mazon R, Aguin N, Deutsch É. Analyse des risques en radiothérapie : état des lieux. *Cancer Radiother* 2013;17:308–16. <http://dx.doi.org/10.1016/j.canrad.2013.03.004> [quiz 332].
- [12] Peiffert D, Simon J-M, Eschwège F. L'accident d'Épinal : passé, présent, avenir. *Cancer Radiother* 2007;11:309–12. <http://dx.doi.org/10.1016/j.canrad.2007.09.004>.
- [13] Anon. Décision n° 2008-DC-0103 de l'Autorité de sûreté nucléaire du 1<sup>er</sup> juillet 2008 fixant les obligations d'assurance de la qualité en radiothérapie. Montrouge: Autorité de sûreté nucléaire; 2008 [https://www.asn.fr/Media/Files/00-Bulletin-officiel/2008\_DC\_103.pdf].
- [14] Malicki J, Bly R, Bulot M, Godet J-L, Jahnen A, Krengli M, et al. Patient safety in external beam radiotherapy, results of the ACCIRAD project: Current status of proactive risk assessment, reactive analysis of events, and reporting and learning systems in Europe. *Radiother Oncol* 2017;123:29–36. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2017.02.016>.
- [15] Chauvet B, Mahé M-A, Maingon P, Mazon R, Société française de radiothérapie oncologique (SFRO), et al. Livre blanc de la radiothérapie en France 2013. Douze objectifs pour améliorer un des traitements majeurs du cancer. *Cancer Radiother* 2013;17:S2–72. <http://dx.doi.org/10.1016/j.canrad.2013.04.002>.
- [16] Hagemann A, Legoux P, Morgan HM, Oresegun M, Reber E, Wu RK. Radiation protection in the design of radiotherapy facilities. Vienne: International Atomic Energy Agency; 2006 [http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1223\_web.pdf].
- [17] Groupe permanent d'experts en radioprotection pour les applications médicales et médico-légales des rayonnements ionisants (GPMed). Recommandations du groupe de travail sur les conditions de mise en œuvre des « nouvelles techniques et pratiques » en radiothérapie. 2014. Montrouge: Autorité de sûreté nucléaire. Disponible en ligne à l'adresse : <https://www.asn.fr/content/download/96668/695850/version/8/file/Rapport%20du%20groupe%20de%20travail%20du%20GPMED.PDF>.
- [18] Texte n° 12. *Journal Officiel*, n° 209, 9 septembre 2007, page 14846.
- [19] Defoor DL, Vazquez-Quino LA, Mavroidis P, Papanikolaou N, Stathakis S. Anatomy-based patient-specific V.M.A.T.Q.A. using EPID or MLC log files. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16:5283.
- [20] Celi S, Costa E, Wessels C, Mazal A, Fourquet A, Francois P. EPID based in vivo dosimetry system: clinical experience and results. *J Appl Clin Med Phys* 2016;17:262–76. <http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v17i3.6070>.
- [21] Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No 218. *Med Phys* 2018;45:e53–83.
- [22] Timmerman RD. An overview of hypofractionation and introduction to this issue of seminars in radiation oncology. *Semin Radiat Oncol* 2008;18:215–22. <http://dx.doi.org/10.1016/j.semradonc.2008.04.001>.
- [23] Solberg TD, Balter JM, Benedict SH, Fraass BA, Kavanagh B, Miyamoto C, et al. Quality and safety considerations in stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy: Executive summary. *Pract Radiat Oncol* 2012;2:2–9. <http://dx.doi.org/10.1016/j.prro.2011.06.014>.
- [24] Maingon P, Lisbona A. Radiothérapie en conditions stéréotaxiques : les prérequis. *Cancer Radiother* 2014;18:383–6. <http://dx.doi.org/10.1016/j.canrad.2014.06.004>.