

RAPPORT

RADIOTHERAPIE GUIDEE PAR L'IMAGE

PRATIQUES ET PRISE EN COMPTE DES DOSES
ASSOCIEES

Pôle Santé et Environnement

Rapport IRSN N° 2020-00796

Rapport établi en support à l'avis IRSN/2020-00169 du 30 OCTOBRE 2020

Déclaration de liens d'intérêt

L'IRSN a vérifié que les personnes impliquées dans la rédaction de ce rapport n'ont pas de lien d'intérêt avec les entreprises produisant ou établissements exploitant des produits en lien avec l'objet de l'expertise, les sociétés de conseil et les organismes professionnels intervenant dans ces secteurs.

Ces personnes mettent à jour régulièrement leurs déclarations publiques d'intérêt qui sont disponibles en ligne sur le site <https://dpi-declaration.sante.gouv.fr>

Résumé

L'utilité de la radiothérapie guidée par l'image (IGRT) afin d'améliorer la précision des traitements n'est plus à démontrer. Toutefois, la question de la dose associée doit être considérée d'un point de vue de la radioprotection des patients. Dans ce contexte, l'Autorité de Sûreté Nucléaire a sollicité l'avis de l'IRSN concernant l'utilisation de l'imagerie de positionnement en radiothérapie et la gestion des doses additionnelles délivrées aux patients. L'étude réalisée par l'IRSN s'est appuyée sur les réponses à une enquête de 35 services de radiothérapie, une revue des recommandations européennes et internationales, des échanges avec les constructeurs concernés, et avec les Sociétés Françaises de Physique médicale (SFPM) et de Radiothérapie Oncologique (SFRO). Les résultats de l'enquête ont permis d'objectiver un certain nombre de disparités dans les pratiques d'IGRT concernant la fréquence d'acquisition des images, les modalités d'imagerie et les combinaisons de modalités d'imagerie, soulignant un besoin de justification et donc de recommandations complémentaires à celles existantes (RECORAD) en fonction des problématiques cliniques. A cet égard, l'IRSN préconise, lors de la mise à jour de ces recommandations cliniques, d'indiquer l'apport des différentes modalités en fonction des localisations tumorales pour justifier le choix de la modalité et leur fréquence d'utilisation (avec un focus sur l'imagerie 3D plus irradiante) et d'émettre une proposition de procédures d'IGRT (pour les systèmes d'imagerie courants) justifiées et optimisées. L'IRSN recommande, par ailleurs, de formaliser ou adapter aux pratiques françaises un certain nombre de recommandations internationales existantes afin de favoriser le déploiement de ces bonnes pratiques d'IGRT. Concernant les traitements pédiatriques, l'étude a aussi souligné la nécessité d'aller plus loin dans l'optimisation des procédures d'IGRT qui leur sont dédiées en constituant, par exemple, un groupe de travail national multidisciplinaire afin d'émettre des recommandations spécifiques à cette population à risque. Par ailleurs, dans un objectif d'optimisation, disposer d'une solution commerciale de calcul de doses d'imagerie intégrée au processus de traitement apparaît comme une condition *sine qua non* pour étendre largement l'évaluation et l'enregistrement des doses d'imageries dans les centres de radiothérapie, point de départ pour l'évaluation des risques. L'IRSN recommande également la mise en place d'une démarche d'optimisation de type NRD (Niveaux de Référence Diagnostiques) en définissant des valeurs de référence d'indices de dose pour le scanner de préparation en radiothérapie. Ceci constituerait une première étape dans l'optimisation de l'ensemble des doses d'imagerie reçues par le patient en radiothérapie.

Abstract

The usefulness of Image-Guided Radiation Therapy (IGRT) to improve treatment precision is well established. However, associated imaging dose is not negligible from a patient radiation protection point of view. In this context, the French Nuclear Safety Authority (ASN) requested IRSN to perform a review of the French practices in terms of imaging guided radiation therapy (IGRT) and dose management.

The study carried out by IRSN was based on the answers received from a survey send to 35 radiation therapy departments, a review of European and international recommendations, discussions with the manufacturers, and with the French societies of medical physics and radiation oncology. The results of the survey enabled to objectify a certain number of disparities in IGRT practices about the frequency of image acquisition, imaging modalities and combinations of them, highlighting a need for justification and therefore additional French recommendations to those existing depending on clinical issues. IRSN recommends, when updating these clinical recommendations, to describe imaging modalities input according to the tumor locations to justify the choice of the modality and their frequency of use (with a focus on 3D imaging systems which deliver the larger doses) and to propose justified and optimized IGRT procedures (for common imaging systems). IRSN also recommends that a number of existing international recommendations be formalized or adapted to French practices in order to promote the application of these IGRT good practices. Regarding pediatric treatments, the study also underlined the need to go further in the optimization of the IGRT procedures dedicated to them by constituting, for example, a national multidisciplinary working group to propose specific recommendations to this population at risk. Moreover, in order to optimize, having a commercial solution for calculating imaging doses integrated into the treatment process appears to be a *sine qua non* condition for widely extending the evaluation and recording of imaging doses in radiation therapy centers, which is the starting point for risk assessment. IRSN also recommends the implementation of a DRL (Diagnostic Reference Levels) type optimization approach by defining dose index reference values for the radiotherapy treatment planning computed tomography scans. This would be a first step in optimizing the whole imaging doses received by the patient in radiation therapy.

TABLE DES MATIÈRES

1. INTRODUCTION.....	9
1.1. Contexte et saisine	9
1.2. Démarche d'expertise	10
2. NOTIONS PRELIMINAIRES.....	10
2.1. Dispositifs d'IGRT	10
2.2. Bénéfices cliniques attendus de la radiothérapie guidée par l'image.....	11
2.3. Stratégies et procédures d'IGRT.....	11
2.4. Volumes cibles, marges d'incertitudes et IGRT	12
3. DOSES D'IMAGERIE : JUSTIFICATION, OPTIMISATION, EVALUATION ET RISQUES ASSOCIES	12
3.1. Imagerie de positionnement : justification et optimisation	12
3.2. Evaluation des doses d'imagerie en radiothérapie.....	13
3.2.1. Grandeur dosimétrique pour comparer les techniques d'imagerie et additionner les doses d'imagerie de positionnement entre-elles et avec celle de la radiothérapie	13
3.2.2. Méthodes d'estimation des doses aux organes d'intérêt	14
3.2.3. Comparaison et ordre de grandeur des doses en fonction des dispositifs d'imagerie disponibles sur les accélérateurs conventionnels	15
3.2.4. Cas de la pédiatrie : influence de la taille et du poids du patient	16
3.2.5. La radiobiologie : étude des effets biologiques des expositions aux rayonnements ionisants.....	16
3.3. Risques associés à l'irradiation	17
3.3.1. Les cancers radio-induits	17
3.3.2. Risque en fonction de l'âge	17
3.3.3. Autres risques	18
3.4. Enjeux de radioprotection des patients.....	18
4. RECOMMANDATIONS NATIONALES, EUROPEENNES ET INTERNATIONALES CONCERNANT L'IGRT	19
4.1. Etat des lieux et recommandations pour la mise en place clinique de l'IGRT.....	19
4.2. Recommandations concernant la dose d'imagerie.....	20
4.3. Recommandations concernant la pédiatrie	21
5. SOLUTIONS INDUSTRIELLES POUR LA PRISE EN COMPTE ET L'OPTIMISATION DES DOSES EN IGRT.....	22
5.1. Solutions industrielles commercialisées	22
5.1.1. Facteurs influençant la dose et pouvant être optimisés par l'utilisateur.....	22
5.1.2. Principales solutions industrielles d'optimisation des doses des systèmes d'imagerie.....	23
5.1.3. Solutions de gestion des doses.....	24

5.2. Calculs de la dose pour les systèmes d'imagerie de positionnement : solutions en développement.....	25
5.2.1. Calculs par méthode de Monte-Carlo.....	25
5.2.2. Calculs à l'aide d'algorithmes analytiques.....	26
5.3. Difficultés techniques associées à l'optimisation et à la gestion des doses d'imagerie de positionnement.....	26
5.3.1. Difficultés techniques associées à l'optimisation des doses	26
5.3.2. Difficultés techniques associées à la gestion des doses	27
5.3.3. Synthèse des difficultés techniques	27
6. ETAT DES LIEUX DES PRATIQUES D'IMAGERIE DE POSITIONNEMENT EN RADIOTHERAPIE ET DE GESTION DES DOSES ADDITIONNELLES ASSOCIEES : METHODOLOGIE ET RESULTATS DE L'ENQUETE NATIONALE	27
6.1. Enquête nationale : méthodologie	27
6.1.1. Sélection des centres	27
6.1.2. Questionnaire de l'enquête	28
6.1.3. Sélection des localisations et techniques de traitement.....	28
6.2. Résultats de l'enquête	29
6.2.1. Centres ayant participé à l'enquête : statuts et équipements	29
6.2.2. Procédures d'imagerie pour les traitements des cancers du sein, de la prostate et de la sphère ORL	31
6.2.3. Procédures d'imagerie pour les traitements intracrâniens en conditions stéréotaxiques	35
6.2.4. Gestion des procédures d'IGRT et des paramètres d'acquisition des images	36
6.2.5. Gestion des doses additionnelles : estimation, prise en compte et enregistrement.....	38
6.2.6. Pédiatrie.....	39
6.3. Discussion des résultats de l'enquête.....	39
6.3.1. Représentativité nationale des résultats de l'enquête	39
6.3.2. Procédures d'imagerie pour les traitements des cancers du sein, de la prostate et de la sphère ORL	39
6.3.3. Procédures d'imagerie pour les traitements intracrâniens en conditions stéréotaxiques	41
6.3.4. Gestion des procédures d'IGRT et des paramètres d'acquisition des images	42
6.3.5. Gestion des doses additionnelles : estimation, prise en compte et enregistrement.....	42
6.3.6. Pédiatrie.....	43
7. SYNTHESE	43
7.1. Etat des lieux : besoins de justification du recours à l'imagerie de positionnement et de recommandations	44
7.2. Etat des lieux : Gestion des doses d'imagerie de positionnement.....	45
7.3. Solutions industrielles disponibles pour prendre en compte les doses d'imagerie de positionnement et les optimiser, et les limites associées	46
7.4. Enjeux de radioprotection pour l'IGRT	46

7.5. Multidisciplinarité de l'IGRT : groupe de travail, définition des responsabilités et formation	47
7.6. Synthèse des recommandations à établir par les professionnels impliqués en radiothérapie	48
7.7. Vers une optimisation et un enregistrement de l'ensemble des doses	49
GLOSSAIRE.....	50
ANNEXES	56

TABLE DES FIGURES ET DES TABLEAUX

Figures

Figure 1 : Répartition des traitements par radiothérapie externe en France en 2017, selon les cancers [60]	29
Figure 2 : Statuts des centres de radiothérapie : (a) ayant participé à l'enquête de l'IRSN en 2019 ; (b) sur la France entière fin 2013 recensés par l'Inca [3], [59].....	30
Figure 3 : Répartition des marques ou modèles d'accélérateurs des 35 centres ayant répondu à l'enquête IRSN	30
Figure 4 : Répartition des dispositifs d'imagerie associés aux accélérateurs conventionnels des 35 centres ayant répondu à l'enquête IRSN	31
Figure 5 : Fréquences d'imagerie de positionnement pour les traitements du sein en RC3D (22 réponses exploitables sur 35).....	32
Figure 6 : Fréquences d'utilisation de l'imagerie kV-CBCT en fonction des localisations en technique VMAT	32
Figure 7 : Combinaisons des modalités d'imagerie utilisées pour les traitements : (a) du sein en RC3D ; (b) du sein en VMAT ; (c) de la prostate en VMAT ; (d) de la sphère ORL en VMAT.....	34
Figure 8 : Utilisation de chacune des modalités d'imagerie prise individuellement, selon les localisations	35
Figure 9 : Combinaisons des modalités d'imagerie utilisées pour les traitements de radiothérapie en conditions stéréotaxiques sur les accélérateurs conventionnels	36
Figure 10 : Professionnels impliqués dans la définition des paramètres d'acquisition des images de positionnement en radiothérapie (Ra=Radiothérapeute, Ph=Physicien médical, Ma=Manipulateur, Co=Constructeur, AP=Aide-physicien).....	37

Tableaux

Tableau 1 : Comparaison des doses d'imagerie (dose médiane) pour une acquisition en fonction du type d'imagerie, de la localisation tumorale et de l'organe considéré, d'après Ding et al. [21], [22].....	16
Tableau 2 : Imageurs associés aux accélérateurs dédiés aux techniques particulières	31

1. INTRODUCTION

1.1. Contexte et saisine

L'utilité de l'imagerie en radiothérapie, tant au stade de la planification que du traitement, est bien établie, en particulier pour les techniques de radiothérapie de haute précision. Toutefois, l'utilisation croissante de ces images et la répétition d'acquisition d'images avant et au cours du traitement d'un patient peut conduire à délivrer des doses additionnelles à la dose thérapeutique non négligeables, surtout pour ce qui concerne les organes et tissus sains situés dans un volume bien plus large que le volume cible [1].

Les dispositifs d'imagerie dans les salles de traitement sont utilisés pour vérifier et prendre en compte le positionnement du patient ou de la tumeur au cours du traitement : il s'agit de radiothérapie guidée par l'image ou IGRT (Image Guided Radiation Therapy). L'IGRT permet d'améliorer la précision du positionnement du patient et donc la qualité du traitement [2]. L'installation de ces dispositifs d'imagerie a augmenté de façon très importante depuis 2009 [3]. Ces dispositifs permettant l'acquisition d'images au cours du traitement utilisent le plus souvent des rayons X. En 2013, 83 % des accélérateurs de moins de 4 ans étaient équipés d'un système d'imagerie en mode kilovoltage (kV) pour le contrôle du positionnement, en plus de l'imagerie portale réalisée au moyen d'un faisceau de haute énergie utilisé pour le traitement (MV). La proportion d'accélérateurs équipés de systèmes réalisant une imagerie en coupe de type kV-CBCT est passée de 15 % en 2009 à 41 % en 2013.

La majorité des systèmes de positionnement étant irradiants, les principes de la radioprotection des patients doivent être appliqués, à savoir justifier et optimiser (principe ALARA) l'utilisation de ces images [4]. Par exemple, pour une acquisition 3D en utilisant le mode kV-CBCT pour le traitement de la prostate, les doses délivrées par l'imagerie (D50% à la prostate) sont généralement entre 10 et 20 mGy par contrôle [5]. Pour un traitement avec 40 séances et un contrôle quotidien, la dose totale est de plusieurs centaines de milligrays et peut dépasser 1 Gy si plusieurs images sont réalisées quotidiennement.

Ainsi, dans son rapport n°29 publié en 2014 concernant la radiothérapie guidée par l'image, la SFPM note en préambule que l'utilisation clinique des équipements d'aide au positionnement à rayons X nécessite des réflexions sur les stratégies de positionnement, les protocoles d'acquisition et la gestion des doses délivrées au patient lors de ces procédures [6].

De plus, au cours de ses inspections dans les centres de radiothérapie, l'ASN a constaté une hétérogénéité dans les pratiques concernant les stratégies d'acquisition des images de positionnement et la gestion des doses liées à cette imagerie.

Dans ce contexte, l'ASN a saisi l'IRSN en février 2018 afin d'obtenir son avis sur l'utilisation de l'imagerie de positionnement en radiothérapie et la gestion des doses additionnelles délivrées au patient lors de la réalisation de ces images (saisine CODEP-DIS-2018-n°010043). Il est en particulier demandé à l'IRSN de :

- présenter un état des lieux des pratiques en termes d'utilisation de l'imagerie de positionnement et de gestion de ces doses par les services de radiothérapie en France ;
- présenter les solutions industrielles disponibles pour prendre en compte ces doses et les optimiser, ainsi que les difficultés associées ;
- identifier les utilisations de l'imagerie pour lesquelles les enjeux sont les plus importants (type d'images, localisation, population) en termes de radioprotection pour les patients ;
- indiquer si des recommandations sont à établir par les sociétés des professionnels impliqués en radiothérapie ;
- considérer plus particulièrement le cas des traitements pédiatriques.

Afin de répondre à la demande de l'ASN, ce rapport concerne les pratiques d'imagerie médicale de positionnement en cours de radiothérapie et la prise en compte des doses additionnelles liées à cette imagerie.

1.2. Démarche d'expertise

La saisine de l'ASN précise que l'analyse de l'IRSN doit s'appuyer sur des échanges avec les professionnels et les constructeurs, et, le cas échéant, avec les laboratoires de recherche impliqués sur cette thématique. De plus, les éventuelles recommandations européennes et internationales doivent être prises en compte.

Aussi, l'IRSN a conduit :

- une étude bibliographique sur l'imagerie de positionnement en radiothérapie et sur les doses associées, présentée aux chapitres 2 et 3 du présent rapport, en considérant particulièrement les recommandations publiées par les sociétés savantes française (SFRO : RECORAD) et américaine (AAPM Report TG 180) [5] ainsi que de l'AIEA [7]), synthétisées dans le chapitre 4 du présent rapport ;
- une analyse des documents transmis et des échanges (synthétisés dans le chapitre 5 du présent rapport) avec :
 - les constructeurs de dispositifs d'imagerie en salle de traitement de radiothérapie: Accuray, Brainlab, Elekta et Varian ;
 - les sociétés DOSIsoft, Philips et RaySearch concernant les solutions de calcul des doses d'imagerie ;
 - la plateforme DOSEO du CEA concernant le projet AID-IGRT (calcul par méthode Monte-Carlo des doses additionnelles des systèmes d'imagerie kV) ;
- un état des lieux des pratiques en termes d'utilisation de l'imagerie de positionnement et de gestion de ces doses par les services de radiothérapie en France en réalisant une enquête auprès de 40 centres de radiothérapie représentatifs au cours du 2nd semestre 2019 (détaillé au chapitre 6 du présent rapport).

2. NOTIONS PRELIMINAIRES

En préambule, ce chapitre présente succinctement les dispositifs d'IGRT disponibles, les bénéfices attendus de l'IGRT, les notions de stratégie et de procédure d'IGRT ainsi que le lien avec les marges appliquées au volume cible pour prendre en compte les incertitudes de positionnement.

2.1. Dispositifs d'IGRT

De nombreux dispositifs d'IGRT sont disponibles. Ils se différencient principalement par leur usage (recalage réalisé sur des structures osseuses, marqueurs radio-opaques implantés, « tissus mous », volume cible...) et leur caractère plus ou moins irradiant (dans le sens d'être émetteurs de rayonnements ionisants) ou non irradiant. Delpon et *al.* [8] proposent un récapitulatif des différents dispositifs d'IGRT irradiants ou pas et présentent les avantages et inconvénients de ces dispositifs. Différents types de dispositifs d'imagerie non irradiants existent également : l'échographie, l'imagerie optique, la radiofréquence et l'IRM. Concernant les dispositifs d'imagerie irradiants, ils se différencient principalement en fonction de la dimension de l'image (2D ou 3D), de l'énergie du faisceau d'imagerie et des doses associées. Les avantages et inconvénients portent notamment sur la qualité de l'image, la dose délivrée, la dimension du positionnement du patient (3D ou 6D incluant les rotations), la visibilité des tissus mous, la vitesse d'acquisition, la nécessité d'implanter des marqueurs radio-opaques.

Les principaux dispositifs d'imagerie irradiants pour l'IGRT peuvent être distingués en fonction de l'énergie du faisceau et du mode d'acquisition comme suit :

- Energie du faisceau:
 - dispositifs d'imagerie haute énergie - MégaVolt (utilisant le faisceau de traitement directement ou dégradé) ;
 - dispositifs d'imagerie basse énergie - kiloVolt (utilisant un tube à RX, soit embarqué sur le statif de l'accélérateur, soit fixé dans la salle de traitement) ;
- Mode d'acquisition :

- imagerie planaire 2D (nécessitant l'acquisition de 2 images d'incidences différentes pour positionner le patient) ;
- imagerie tomographique 3D (nécessitant l'acquisition de projections autour du patient afin de reconstruire l'image en 3D).

2.2. Bénéfices cliniques attendus de la radiothérapie guidée par l'image

Grâce aux informations anatomiques visualisées, l'IGRT améliore la précision du positionnement du patient par rapport à l'isocentre de traitement et ainsi la correspondance entre la distribution de dose planifiée et celle délivrée. Finalement, la précision obtenue permet de mieux conformer la dose au volume cible tout en épargnant davantage les tissus sains. La visualisation de l'anatomie du patient au cours du traitement permet par ailleurs l'évaluation des changements morphologiques et si nécessaire d'adapter le traitement. L'IGRT permet donc le développement de la radiothérapie adaptative.

Un certain nombre d'études rétrospectives sur l'apport de l'IGRT démontre une réduction significative de la toxicité des traitements notamment pour ceux relatifs à la prostate ou à la sphère ORL ([9]–[11]). Ainsi, les bénéfices cliniques attendus de l'IGRT grâce à l'amélioration de la précision du traitement sont une diminution de la toxicité du traitement en diminuant le volume irradié et une amélioration du contrôle local de la tumeur.

2.3. Stratégies et procédures d'IGRT

En 2009, l'association américaine des médecins (AAPM) a publié les recommandations émises par son groupe de travail (TG 104) consacré aux systèmes d'imagerie kV en radiothérapie [12]. Les paragraphes suivants présentent les principales conclusions de ces travaux concernant les stratégies et procédures d'IGRT.

Une stratégie et des procédures d'IGRT sont définies localement dans les services de radiothérapie pour toutes les techniques de traitement et localisations tumorales. Elles sont élaborées afin d'atteindre les objectifs thérapeutiques tout en tenant compte des considérations cliniques (comme les structures d'intérêt, organes à risques), techniques (comme le niveau de précision géométrique souhaité), de ressources (comme le temps machine disponible) et organisationnelles (comme l'identification des responsabilités individuelles). Ainsi, l'AAPM souligne la nécessité d'une bonne compréhension du processus clinique et recommande la mise en place d'un groupe de travail multidisciplinaire (oncologues-radiothérapeutes, médecins, manipulateurs et dosimétristes) pour mettre en œuvre l'IGRT de façon optimale.

La notion de stratégie concerne l'utilisation des données acquises *via* l'imagerie. Le TG 104 précité distingue les stratégies « on-line » et « off-line ». La stratégie « on-line » consiste à ajuster la position du patient avec les données acquises lors de la séance. Elle réduit les erreurs systématiques et aléatoires de positionnement. La stratégie « off-line » consiste à utiliser des données acquises sur plusieurs séances afin de prendre une décision ; elle réduit les erreurs systématiques. Par exemple, utiliser les informations obtenues lors des 3 premières séances afin de définir le décalage à appliquer les séances suivantes est une stratégie « off-line ».

Les points principaux à définir lors de l'élaboration de la procédure d'IGRT sont :

- le système d'imagerie utilisé ;
- les paramètres d'acquisition (kV, mAs, angulation, etc.) ;
- la fréquence des images de positionnement (quotidienne, hebdomadaire, images intra-fractions...) ;
- la méthodologie de recalage entre l'image de référence et l'image acquise (osseux, sur tissus mous, marqueurs ...) ;
- la stratégie choisie (« on line » ou « offline ») ;
- l'arbre décisionnel des actions à entreprendre en fonction des décalages observés.

2.4. Volumes cibles, marges d'incertitudes et IGRT

Le volume cible clinique est appelé CTV pour « Clinical Target Volume ». Il peut être composé de volumes traités à différents niveaux de dose en fonction des besoins cliniques.

Afin de prendre en compte l'ensemble des incertitudes liées au patient, à la mise en place et à l'équipement, des marges de sécurité sont appliquées autour du CTV pour définir le volume à traiter appelé PTV pour « Planning Target Volume » utilisé pour la planification du traitement.

La stratégie de gestion des mouvements internes, la marge utilisée pour prendre en compte l'incertitude de positionnement et la procédure d'IGRT utilisée doivent donc être cohérentes et sont liées les unes aux autres [13].

3. DOSES D'IMAGERIE : JUSTIFICATION, OPTIMISATION, EVALUATION ET RISQUES ASSOCIES

Ce chapitre développe les principes de justification et d'optimisation des doses d'imagerie mais aussi les difficultés rencontrées pour évaluer ces doses, les méthodes d'évaluation existantes, leur ordre de grandeur et les risques associés à cette exposition. Par ailleurs, ce chapitre identifie les utilisations de l'IGRT pour lesquelles les enjeux sont les plus importants en termes de radioprotection des patients (modalité d'imagerie, région anatomique et population).

3.1. Imagerie de positionnement : justification et optimisation

Actuellement, la majorité des dispositifs d'imagerie de positionnement utilisés en radiothérapie est irradiante. Malgré des avantages évidents, il est toujours important de considérer les implications d'une possible utilisation intensive de l'imagerie sur le patient, en particulier au regard des exigences fondamentales de radioprotection, que sont la justification et l'optimisation. Il est donc nécessaire de justifier leur utilisation et de la limiter au nécessaire. Pour la radiothérapie guidée par l'image, il s'agit d'évaluer le rapport bénéfices/risques de l'utilisation de cette imagerie pour améliorer la qualité du traitement tout en considérant la dose additionnelle.

Justification

Lors de la mise en place d'une procédure d'IGRT (cf. paragraphe 2.3 du présent rapport), le choix de la modalité d'imagerie de positionnement se justifie d'abord par sa capacité à répondre aux besoins de la technique de traitement retenue comme présentant la meilleure stratégie thérapeutique pour le patient. Par exemple, pour certaines patientes atteintes d'un cancer du sein, la complexité de certains volumes cibles incluant notamment des ganglions ainsi que la proximité d'organes à risques tel que le cœur justifient l'utilisation de la modulation d'intensité. Cela nécessite un positionnement plus précis qu'en radiothérapie conformationnelle 3D [14] : la procédure d'imagerie sera adaptée et, par exemple, le recours à une imagerie 3D plus irradiante pourrait être justifié.

Un critère de choix et de justification du dispositif d'imagerie est la visualisation des structures d'intérêts (anatomiques ou marqueurs implantés radio-opaques) pour le positionnement du patient en lien avec l'objectif clinique. Par exemple, pour les traitements des organes thoraciques, abdominaux ou pelviens, dont les mouvements sont indépendants des structures osseuses, il est souvent préférable de se recalcr sur les tissus mous. Pour ce faire, il est possible d'utiliser soit un système d'imagerie 3D ou 4D, soit des marqueurs implantés radio-opaques.

D'autres critères peuvent influencer le choix de la modalité d'imagerie, comme par exemple le temps d'acquisition, la précision de la position de l'isocentre du système d'imagerie par rapport à celui du faisceau de traitement, la dose additionnelle ou encore la capacité du patient à tolérer la procédure. Une procédure longue peut aussi augmenter la probabilité de mouvements intra-fractions. Des compromis sont nécessaires qui peuvent être à l'origine d'une hétérogénéité des pratiques.

Optimisation

Une fois l'utilisation de l'imagerie justifiée, celle-ci doit être optimisée en répondant au principe de radioprotection ALARA (« As Low as reasonably achievable ») [15]. La dose due à l'imagerie doit être maintenue au niveau le plus faible tout en permettant d'obtenir l'information souhaitée. En radiothérapie, la dose d'imagerie doit être optimisée de sorte à assurer un positionnement du patient compatible avec l'objectif clinique. L'American Society for Radiation Oncology (ASTRO) précise qu'il s'agit bien d'optimiser les doses d'imagerie en radiothérapie et non seulement de les réduire [16].

Les doses d'imagerie dépendent de la procédure d'imagerie, de la technologie utilisée et de la morphologie du patient.

Afin d'optimiser les doses délivrées par les systèmes d'imagerie, il est possible pour les cliniciens de :

- utiliser un champ d'imagerie réduit au volume nécessaire ;
- définir la procédure d'imagerie en tenant compte des doses d'imagerie additionnelles ;
- adapter les paramètres d'acquisition (mA, kV, etc.) en fonction de la localisation, de la qualité d'image nécessaire, de la morphologie du patient et du volume traité ;
- réduire les doses reçues par les organes les plus radiosensibles (choix d'incidences des faisceaux d'imagerie par exemple).

L'évolution des pratiques ainsi que les évolutions technologiques permettent de diminuer significativement les doses additionnelles dues à l'imagerie en radiothérapie. La possibilité de réaliser une reconstruction en 3D à partir d'une acquisition partielle de projections est, par exemple, une évolution technique permettant de diminuer la dose pour l'acquisition d'images 3D basse énergie (kV-CBCT). Cependant, avec cette approche, la qualité de l'image peut être dégradée. C'est pourquoi les avantages et les inconvénients des techniques de réduction de doses doivent être évalués. Des bonnes pratiques permettent aussi d'optimiser les doses d'imagerie, comme l'utilisation systématique du filtre papillon approprié lors d'une acquisition d'images kV-CBCT, et d'envisager cette utilisation pour les acquisitions en 2D [5].

3.2. Evaluation des doses d'imagerie en radiothérapie

L'évaluation des doses d'imagerie pour une procédure donnée permet son optimisation et la comparaison à d'autres procédures. Elle peut, par exemple, être réalisée via la mesure sur fantôme. Ce chapitre développe l'évaluation des doses aux organes d'intérêt. Au-delà de la difficulté d'évaluer l'impact potentiel de toutes les sources d'irradiation (imagerie diagnostique, imagerie de simulation, imagerie de positionnement et le traitement lui-même) sur les risques radio-induits, des difficultés pour comparer, additionner et interpréter les doses d'imagerie de positionnement existent du fait de l'hétérogénéité des grandeurs dosimétriques et des distributions de doses caractérisant chacune des modalités d'imagerie. Ce chapitre présente les grandeurs dosimétriques utilisées et les méthodes d'évaluation existantes, hiérarchise les dispositifs d'imagerie en termes de doses associées, et donne des ordres de grandeurs de ces doses. Un focus sur les doses délivrées aux enfants est également présenté. La radiobiologie est également traitée au travers de l'influence des distributions de dose et du fractionnement dans le temps sur l'effet de l'irradiation.

3.2.1. Grandeur dosimétrique pour comparer les techniques d'imagerie et additionner les doses d'imagerie de positionnement entre-elles et avec celle de la radiothérapie

Au cours du traitement, plusieurs modalités d'imagerie de positionnement peuvent être utilisées. Les doses induites par ces différentes modalités ne sont pas simples à comparer ou à cumuler du fait des différentes grandeurs dosimétriques utilisées (Kerma dans l'air, CTDI, UM...).

Afin de pouvoir comparer les techniques d'imagerie de positionnement en termes de doses, l'AAPM TG75 [17] a étudié, en 2007, la possibilité de convertir les doses d'imagerie en doses efficaces. Utilisée en radioprotection, la dose efficace (exprimée en mSv) est un indicateur du risque de détriment sanitaire à long terme (induction potentielle de cancers et d'effets héréditaires) lié à une exposition aux rayonnements ionisants (effets

stochastiques). Cet indicateur est un outil qui permet d'évaluer un risque global au niveau de l'organisme entier, que celui-ci soit ou non exposé en totalité, en tenant compte du type de rayonnement (nature et énergie), et de la radiosensibilité propre à chaque organe exposé [18]. Utiliser la dose efficace E permet de sommer les doses issues de différentes modalités d'imagerie facilement.

Toutefois, comme spécifié dans la publication 103 de la CIPR [19] et le rapport de l'IRSN sur l'exposition de la population aux rayonnements ionisants due aux actes d'imagerie médicale diagnostique réalisés en France en 2017 [18], la dose efficace, calculée à partir de facteurs de pondération définis pour la population générale, tous âges et sexes confondus, ne doit pas être utilisée pour quantifier de manière absolue un risque pour une population spécifique, ni *a fortiori* pour l'estimation du risque individuel.

Un groupe de travail de la CIPR (TG 79) travaille actuellement à une nouvelle publication précisant le concept de dose efficace : pour des applications médicales, la dose efficace constitue un indicateur des risques stochastiques mais ne peut se substituer à une analyse de risques avec de meilleures estimations des doses aux organes et des informations individuelles comme l'âge ou le sexe du patient. La publication du TG 79 devrait préciser l'utilité de la dose efficace pour les applications médicales notamment pour comparer des techniques qui exposent des régions du corps différentes, fournir un indicateur pour classer les procédures médicales en grandes catégories de risque radiologique à des fins de communication avec patients et praticiens, et aider à la prise de décision concernant la justification des procédures médicales.

En 2017, l'AAPM TG 158 [20], travaillant sur l'évaluation des faibles doses à distance du volume traité au niveau des organes « non-cibles » y compris celles du traitement de radiothérapie, précise que la dose efficace est valable pour des doses inférieures à 2 Sv et ne peut être utilisée pour les fortes doses thérapeutiques.

Finalement, pour l'IGRT, l'étude des distributions de doses d'imagerie, en dose absorbée, permet de les comparer entre elles et de les sommer avec les doses de traitement ; cette approche ne permet pas de prendre en compte des considérations radiobiologiques des doses mais permet de comparer la dose absorbée totale (imagerie de positionnement et traitement), délivrée à un organe ou une partie, avec les critères de tolérances utilisés pour le traitement de radiothérapie. Dans le rapport du TG 180 de l'AAPM de 2018 [5], l'AAPM préconise de ne plus utiliser la dose efficace et propose d'utiliser la dose absorbée (dans le milieu). Cependant, comme indiqué par la CIPR, la dose efficace peut permettre de comparer des techniques d'imagerie.

3.2.2. Méthodes d'estimation des doses aux organes d'intérêt

Le rapport de l'AAPM TG 180 [5] propose des méthodes de calcul des doses dans les organes et tissus dues à l'imagerie. Elles sont développées ci-dessous.

Méthode dite « non-spécifique au patient »

Dans la plupart des cas, il est possible d'estimer la dose due à l'imagerie reçue par les organes d'intérêt pour une procédure d'acquisition donnée à partir de valeurs tabulées décrites dans le rapport de l'AAPM TG 180 et issues de publications (méthode dite « **non-spécifique au patient** »). La précision d'une telle estimation est de l'ordre de 20%. Cela peut être suffisant pour que l'oncologue-radiothérapeute dispose des informations nécessaires relatives aux doses reçues par les organes à risque pour la procédure d'IGRT et le traitement considérés ; il peut alors évaluer s'il faut adapter la procédure d'IGRT ou/et le plan de traitement.

Méthode dite « spécifique au patient »

Les distributions de doses additionnelles d'imagerie peuvent être calculées en prenant en compte la morphologie du patient (méthode dite « **spécifique au patient** ») : par simulations Monte Carlo ou à partir des modèles de calculs analytiques disponibles dans les TPS adaptés aux photons de basses énergie (kV). Ces méthodes ne sont pas commercialisées à l'heure actuelle et sont décrites dans le chapitre 5.2 du présent rapport.

Quelle que soit la méthode de calcul (Monte Carlo ou analytique), il est alors possible d'évaluer la distribution de dose due à l'imagerie avec une précision de l'ordre de 10 à 20%. Cela permet d'avoir une information complète sur la distribution des doses spécifique au patient.

3.2.3. Comparaison et ordre de grandeur des doses en fonction des dispositifs d'imagerie disponibles sur les accélérateurs conventionnels

La caractérisation générique d'une modalité d'imagerie par l'évaluation des doses aux organes (ou en donnant des ordres de grandeur) n'est pas simple. La manière d'évaluer les doses peut différer selon les méthodes de calcul ou de mesure (calculs analytiques ou Monte Carlo sur les données du patient ou mesures de dose dans des fantômes) et entraînera des différences dans les estimations de dose.

Par ailleurs, pour un même appareil d'imagerie, les différences de niveau d'optimisation d'un utilisateur à un autre peuvent fortement influencer la dose délivrée.

Aujourd'hui, les accélérateurs conventionnels sont vendus avec la possibilité d'effectuer des images portales (2D-MV), des images planaires (2D-kV) ou tomographiques (3D-kV, appelé kV-CBCT). Il est donc particulièrement intéressant de comparer la distribution des doses délivrées par ces 3 modalités d'acquisition. Ding et *al.* ([21], [22]) ont comparé ces dispositifs à l'aide de distribution de doses obtenues par calculs (simulations Monte Carlo pour l'imagerie kV et algorithmes du TPS pour l'imagerie MV) en fonction des localisations tumorales. Ils ont montré les points suivants :

- les doses médianes délivrées aux organes varient en fonction des dispositifs d'imagerie et peuvent être classées par ordre décroissant : 2D-MV > kV-CBCT > 2D-kV ;
- pour les dispositifs basse énergie (kV), les doses médianes délivrées aux organes varient en fonction de la région anatomique et peuvent être classées par ordre décroissant : Pelvis > Thorax > Tête ;
- pour les dispositifs basse énergie (kV), la dose dans les structures osseuses est 2 à 3 fois plus importante que la dose dans les tissus mous ;
- pour le pelvis (large épaisseur), la dose à la peau délivrée par l'imagerie 2D-kV (faisceaux latéraux) est plus importante que par l'imagerie 3D-kV (kV-CBCT) ;
- l'étude de la distribution des doses permet d'optimiser les doses en fonction des zones imagées, par exemple :
 - le choix de l'incidence des faisceaux peut diminuer significativement la dose à des organes sensibles comme les yeux (cf. Tableau 1 ci-après) ;
 - l'utilisation des filtres additionnels pour l'imagerie 2D-kV du pelvis peut permettre de diminuer les doses aux organes (diminution possible de 15-70%) ;
- les évolutions technologiques influencent la qualité d'image et la dose associée.

Afin de donner des ordres de grandeur, le Tableau 1 ci-après présente des résultats obtenus par Ding et *al.* ([21], [22]). La classification par ordre décroissant des doses additionnelles est celle citée ci-dessus (2D-MV > kV-CBCT > 2D-kV) sauf pour l'exemple de l'œil si une incidence antérieure du faisceau est utilisée.

Par ailleurs, il est nécessaire de considérer non seulement la dose par image, mais aussi le nombre d'images réalisé. En effet, pour les traitements avec l'acquisition d'images pendant le traitement intra-fraction, le nombre d'images par séance peut être de l'ordre de plusieurs dizaines comme pour les traitements au CyberKnife® ([5], [23]). Moeckli et *al.* ont cependant montré que l'ordre de grandeur des doses additionnelles pour la globalité du traitement au CyberKnife® est identique à un traitement conventionnel avec l'imagerie kV-CBCT du fait du faible nombre de fractions des traitements en conditions stéréotaxiques considérés [23].

Tableau 1 : Comparaison des doses d'imagerie (dose médiane) pour une acquisition en fonction du type d'imagerie, de la localisation tumorale et de l'organe considéré, d'après Ding et al. [21], [22]

Localisation	Organe considéré	Imagerie 2D-MV	Imagerie 3D-kV (kV-CBCT)	Imagerie 2D-kV (incidences latérale et antérieure ou postérieure)
Tête	Œil	4,3-4,8 cGy	0,04 cGy acquisition des projections sur 200° (à l'arrière de la tête)	0,12 cGy si incidence antérieure 0,008 cGy si incidence postérieure
	Tronc cérébral	3,7 cGy	0,16 cGy	0,03 cGy
Thorax	Cœur	3 cGy	0,2 cGy	0,07 cGy
	Poumon	3,8 cGy	0,27 cGy	0,12 cGy
Pelvis	Prostate, vessie, rectum	3 cGy	0,9 cGy	0,1 cGy

Imagerie 3D haute énergie

Les solutions utilisant une imagerie 3D haute énergie sont disponibles sur certains accélérateurs Siemens (commercialisation arrêtée en 2014), la version 1 de l'Halcyon de Varian (un système kV est ajouté dans la version 2) et les accélérateurs hélicoïdaux : Tomotherapy® et Radixact® d'Accuray. L'ordre de grandeur des doses délivrées est de 0,8 cGy/UM à l'isocentre et entre 0,6 et 1,2 cGy/UM aux organes (dose moyenne) par acquisition pour les accélérateurs conventionnels Siemens [5]. Le nombre d'UM utilisé par acquisition varie de 2 à 15. Les doses moyennes délivrées aux organes varient donc de 1,2 à 18 cGy. Cette dose peut être divisée par 3 si l'énergie moyenne du faisceau est diminuée d'environ un facteur 2 (solution Siemens kView). Pour le MV-CBCT de l'Halcyon, les doses additionnelles moyennes aux organes sont de l'ordre de 2 à 7 cGy par fraction [24]. Pour la Tomotherapy®, la dose est de l'ordre de 0,8 à 2,5 cGy par acquisition (dose mesurée au centre du fantôme de référence Accuray de 30 cm de diamètre en fonction du protocole d'acquisition) [5].

3.2.4. Cas de la pédiatrie : influence de la taille et du poids du patient

Pour une procédure d'acquisition donnée, la dose reçue est d'autant plus importante que l'épaisseur du patient est moindre. C'est pourquoi, si une procédure d'imagerie kV-CBCT adulte non-optimisée est utilisée en pédiatrie, les enfants reçoivent des doses plus importantes ([5], [25]). Les doses mesurées dans les organes critiques sont multipliées par un facteur 1,5 à 2 (d'après des calculs réalisés sur fantôme numérique par méthode de Monte Carlo ; [26]) et de 2 à 3 d'après des calculs sur des images de patients [21]. Une attention particulière doit donc être portée aux enfants. L'optimisation en dose des procédures pédiatriques d'imagerie en tenant compte de leur taille et poids est donc primordiale.

A titre indicatif, en fonction de la taille du patient et de la région anatomique imagée, les doses obtenues sont de 1 à 9 cGy pour les tissus mous et de 6 à 29 cGy pour l'os pour une acquisition kV-CBCT [22].

Un projet de recherche AP-HM / CEA visant à estimer les doses délivrées par l'IGRT chez l'enfant a été déposé.

3.2.5. La radiobiologie : étude des effets biologiques des expositions aux rayonnements ionisants

L'étude des effets biologiques de l'irradiation sont du domaine de la radiobiologie. Ainsi, l'influence des distributions de doses dans un organe (volume irradié, gradient de dose, dose maximale et radiosensibilité du tissu concerné) ainsi que la manière de délivrer cette dose dans le temps (fractionnement et étalement) sont autant de paramètres pouvant influencer les risques associés à l'exposition aux rayonnements ionisants.

Dans le contexte de l'imagerie de positionnement, la distribution des doses dépend fortement du mode d'acquisition (2D ou 3D) et l'énergie du faisceau. Par exemple, pour une même dose médiane délivrée à un organe avec un système d'imagerie kV, la distribution de dose sera très différente entre une modalité 2D ou 3D. Pour une imagerie tomographique (3D), la dose est relativement uniforme contrairement à une imagerie planaire pour laquelle la dose maximale se situe à la peau du côté de la source et diminue avec la profondeur d'un facteur 100 à 1000 entre l'entrée et la sortie du faisceau dans le patient [17]. Les effets biologiques de ces différences de distribution des doses restent à évaluer.

Le fractionnement et l'étalement de la dose dans le temps ont une influence sur les effets biologiques de l'irradiation des tissus, c'est le principe même du fractionnement du traitement en radiothérapie. Dans le contexte de l'IGRT, l'étude des conséquences d'une irradiation à faible dose (comparée à celle délivrée au cours du traitement) répétée sur les tissus/organes aidera à évaluer la nécessité de prendre en compte ces doses d'imagerie vis-à-vis des risques radio-induits. Par exemple, concernant cette thématique, une partie du projet ELISA (Exposition Liée aux Imageries en radiothérapie) portée par le CEA (plateforme des technologies pour la radiothérapie et l'imagerie DOSEO), l'institut de Radiobiologie Cellulaire et Moléculaire (IRCM) et le Cancéropôle d'Île de France (CARPEM) a pour but d'évaluer les effets des faibles doses délivrées de façon répétée par l'imagerie. Des études ont débuté en 2019 sur les cellules souches hématopoïétiques de souris pré-pubères et de souris jeunes adultes. Les résultats de cette étude sont attendus pour 2021. La question radiobiologique de l'effet du fractionnement de la dose d'imagerie au cours d'une même séance avec l'imagerie intra-fraction se pose aussi.

3.3. Risques associés à l'irradiation

La dose liée à l'imagerie de positionnement s'ajoute aux autres sources d'exposition du patient et notamment à celle du traitement de radiothérapie. Elle peut donc potentiellement augmenter les risques de toxicité dus à la radiothérapie (ou encore effets déterministes) mais aussi d'autres risques comme les cancers radio-induits (ou encore effets stochastiques). De plus, le volume imagé étant plus large que le volume traité, les doses d'imagerie de positionnement s'ajoutent aux « faibles doses » du traitement (à distance du volume cible). Ces doses exposent le patient à des risques stochastiques mais aussi d'autres risques déterministes. Ces différents risques sont décrits ci-après.

Dans ce chapitre, sauf si indiqué, les données et références sont issues du rapport publié par l'AAPM TG 158 [20].

3.3.1. Les cancers radio-induits

Concernant les risques de cancers radio-induits, 3 niveaux de doses doivent être distingués¹ : les doses « faibles » (< 3 Gy), les doses intermédiaires (3 à 30 Gy) et les doses fortes (> 30 Gy). La majorité des cancers radio-induits apparaissent dans ou proche des volumes traités à fortes doses (66% en périphérie et 12% dans le volume traité d'après Diallo et al. [27]). Par ailleurs, 22% des cancers radio-induits se développent à plus de 5 cm du volume traité dans la zone de faibles doses. La dose due à l'imagerie participe à tous ces niveaux de dose et doit être optimisée.

En effet, entre 0,1 et 2 Sv, le risque de développer un cancer radio-induit augmente linéairement avec la dose [20]. Pour les doses en dessous de 0,1 Sv, la forme de la relation entre la dose et les risques de cancers radio-induits est compliquée à établir et ne fait pas actuellement l'objet d'un consensus.

3.3.2. Risque en fonction de l'âge

Concernant les risques de carcinogénèse, l'âge du patient est identifié comme un facteur de risque mais il dépend également du type de tumeur, du sexe du patient et de sa prédisposition génétique. Les organes pour lesquels les enfants sont clairement plus radiosensibles que les adultes sont le sein chez la femme, la thyroïde, la peau, le

¹ Il convient de noter que la classification considérée ici concerne des doses de traitement et qu'elle est sans rapport avec celle retenue par l'UNSCEAR pour définir les gammes de dose au regard des connaissances épidémiologiques : très faibles doses (< 10 mSv), faibles doses (10 à 100 mSv), doses moyennes et fortes (> 100 mSv).

système nerveux central et la moelle osseuse [28]. Les doses pour lesquelles les risques sont significativement augmentés sont faibles et doivent faire l'objet d'une vigilance accrue. Par exemple, les risques de leucémie myéloïde aiguë et de leucémie lymphoblastique aiguë sont significativement augmentés après des doses cumulées de rayonnements ionisants de moins de 100 mSv dans l'enfance ou l'adolescence [29].

En pédiatrie, le taux de survie globale (tous cancers confondus) étant de 75 % [30], l'effet à long terme d'une exposition aux rayonnements ionisants est une préoccupation importante : cela inclut les risques de carcinogénèse mais aussi les effets secondaires tardifs (toxicités) qui se manifestent après des mois ou des années après la radiothérapie. L'apparition de tels effets tardifs dépend des différents organes irradiés ainsi que des doses délivrées et de la combinaison de la radiothérapie avec des médicaments (chimiothérapie) et/ou des interventions chirurgicales. De plus, il existe souvent une dépendance importante à l'âge, les patients plus jeunes étant plus affectés par les effets tardifs. Des différences individuelles de sensibilité aux rayonnements sont également connues. Le registre allemand pour la détection des séquelles tardives après radiothérapie chez l'enfant et l'adolescence (RiSK) recueille des données détaillées sur la radiothérapie et les effets secondaires du traitement de manière prospective afin de pouvoir fournir, à long terme, des informations sur la tolérance d'organes et de parties d'organes et peuvent donc être utiles dans la conception de futurs essais thérapeutiques [31].

Par ailleurs, les enfants, traités par radiothérapie, sont suivis cliniquement à long terme, en cumulant d'autant plus de doses d'imagerie.

Les enfants représentent donc une population particulièrement sensible aux rayonnements ionisants, caractérisée par une radiosensibilité de certains tissus accrue par rapport à celle des adultes et une espérance de vie longue, avec pour conséquence une probabilité plus élevée de développer un cancer radio-induit ou effets secondaires tardifs. Pour les enfants, tout doit être fait pour réduire leur exposition aux rayonnements ionisants. L'optimisation des doses d'imagerie est indispensable afin de réduire la dose intégrale d'imagerie (en valeur, volume et dans le temps). Par ailleurs, la diminution du volume traité par une réduction des marges CTV/PTV permet la meilleure épargne des organes adjacents au volume cible. Cependant, cette dernière est directement liée à l'utilisation de l'IGRT ; son bénéfice doit être évalué par rapport aux risques liés à la dose additionnelle d'imagerie associée.

3.3.3. Autres risques

Les autres risques radio-induits associés à l'irradiation à faibles doses [8] sont notamment :

- le risque de développer une maladie cardiovasculaire ;
- le dysfonctionnement d'équipements électroniques comme les pacemakers ou défibrillateurs [32] ;
- les effets indésirables (dès 10 cGy) sur le fœtus d'une femme enceinte [33] ;
- les effets déterministes au niveau de la peau et du cristallin [17], [19]. Pour le cristallin, les effets dépendent de la dose, du débit et de l'âge du patient. Les études récentes indiquent une dose seuil de 0,5 Gy [20] pour la formation de cataractes.

Ces risques doivent être pris en compte lors de la planification du traitement mais aussi lors de la définition du volume imagé, celui-ci étant plus large que le volume traité.

3.4. Enjeux de radioprotection des patients

Population à risque

Comme vu dans ce chapitre 3, les utilisations de l'imagerie pour lesquelles les enjeux de radioprotection pour les patients sont les plus importants concernent les enfants. En effet, les enfants ont une radiosensibilité accrue et une longue espérance de vie augmentant la probabilité d'effets à long terme. Par ailleurs, l'utilisation de procédures d'imagerie adulte non-optimisées par rapport à leur taille multiplie par un facteur de l'ordre de 2 les doses reçues par rapport à l'adulte. Ceci souligne l'importance de procédures optimisées en dose et adaptées à

la taille et au poids de ces patients. Enfin, les doses plus importantes délivrées aux structures osseuses avec l'utilisation de système d'imagerie « basse énergie » (kV) nécessitent une vigilance particulière.

Type d'image et localisation anatomique à risque

La justification et l'optimisation des procédures concernent tous les types d'image et les localisations anatomiques. Cependant, l'imagerie 3D kV-CBCT, plus irradiante que l'imagerie 2D, se développe rapidement (de 41 % en 2013 selon l'INCa à 86 % selon l'enquête réalisée par l'IRSN en 2019 dans le cadre de cette saisine) et doit faire l'objet d'une vigilance particulière. Par ailleurs, un traitement nécessitant des doses d'imagerie de positionnement élevées (utilisant typiquement de l'imagerie 3D et un traitement avec un grand nombre de fractions) peut amener à une réévaluation du traitement. Celle-ci ne doit pas être surestimée et conduire à une potentielle perte de contrôle tumoral, ni sous-estimée et conduire à des toxicités. L'évaluation des doses et la possibilité de le faire sont donc des enjeux de radioprotection.

4. RECOMMANDATIONS NATIONALES, EUROPEENNES ET INTERNATIONALES CONCERNANT L'IGRT

Ce chapitre présente les recommandations nationales, européennes et internationales concernant l'IGRT. Les recommandations couvrent de larges thématiques comme la mise en place clinique de l'IGRT, les contrôles qualités des dispositifs d'imagerie et la gestion des doses d'imagerie. Les principales recommandations et points de vigilance identifiés par l'IRSN, dans le contexte de la saisine de l'ASN, y sont exposés.

4.1. Etat des lieux et recommandations pour la mise en place clinique de l'IGRT

Un résumé des recommandations de l'ASTRO pour une pratique sûre et efficace de l'IGRT [35] ainsi que le rapport de l'AIEA sur l'IGRT [7] et le TG 104 de l'AAPM [12] indiquent notamment l'importance de :

- la mise en place d'une équipe pluridisciplinaire dédiée à l'IGRT ;
- la mise en œuvre de formations adaptées aux professionnels ;
- la rédaction de procédures d'IGRT prenant en compte le rapport bénéfice/risque des doses additionnelles avec l'appui du physicien médical ;
- l'identification claire des responsabilités ;
- la mise en place de la double vérification par les pairs pluri-professionnels des volumes de planification PTV, et par les pairs oncologues-radiothérapeutes pour les volumes cliniques GTV et CTV (les erreurs de délimitation représentent une source significative d'erreurs systématiques qui n'est généralement pas prise en compte dans le PTV) ;
- la réalisation de tests «end-to-end» pour toutes les nouvelles procédures IGRT (de la simulation au traitement) et la documentation des performances obtenues avant l'utilisation de la procédure en clinique ;
- la mise en place d'un programme d'assurance qualité des dispositifs d'IGRT.

Etat des lieux et recommandations concernant la rédaction des procédures d'IGRT, le choix des marges et leur évaluation

Des enquêtes nationales en France [8] ou aux Etats-Unis [36] montrent une disparité des pratiques en IGRT en termes de dispositif d'imagerie utilisé, de fréquence d'acquisition des images de positionnement, de stratégie d'analyse des données, de combinaison des modalités d'imagerie utilisées, de prise en compte de la dose additionnelle et des marges CTV-PTV. Cette disparité s'explique en partie par la multiplicité des prises en charges thérapeutiques, des techniques d'irradiation et des dispositifs d'imagerie disponibles [8].

Aujourd'hui, certains paramètres sont bien décrits en fonction des localisations tumorales comme la fréquence d'imagerie, les modalités d'imagerie adaptées à une localisation tumorale, les structures anatomiques d'intérêts pour le recalage et les besoins d'évaluation des évolutions morphologiques pour certaines localisations (par exemple, ORL et sein). En 2018, des recommandations françaises sur la radiothérapie guidée par l'image et le positionnement du patient pour les cancers du sein [14], de la prostate [37], des tumeurs encéphaliques [38], du poumon [39], gynécologiques [40], ORL [41] et anorectal [42] ont été publiées (RECORAD). L'ESTRO a émis des recommandations pour l'IGRT du cancer de la prostate [43].

Concernant les marges CTV-PTV, en France, en 2015, 61% des centres ont modifié leurs marges avec l'utilisation de l'IGRT et 54% parmi eux ont procédé à leur analyse rétrospective [8]. Aux Etats-Unis, l'analyse de l'enquête [36] n'a montré aucun lien entre les marges utilisées et la fréquence d'acquisition des images mais a montré une diminution des marges avec l'utilisation d'images kV-CBCT (quelle que soit sa fréquence) pour le traitement du pelvis et de l'anus.

Dans les publications, il est généralement spécifié que les marges doivent être évaluées localement afin de prendre en compte les incertitudes liées aux pratiques locales (depuis l'acquisition des données anatomiques lors de la simulation jusqu'au traitement). Pour certains cancers comme celui de la prostate, des ordres de grandeur des marges appliquées en fonction des stratégies d'IGRT sont spécifiés [43]. Dans les recommandations de l'ESTRO sur la mise en œuvre de la radiothérapie stéréotaxique des cancers pulmonaires non à petites cellules périphériques [44], il a été montré une hétérogénéité des marges CTV/PTV utilisées (de 3 à 7 mm) et une absence de consensus sur la nécessité d'évaluer les marges de sécurité spécifiquement aux pratiques de chaque centre puisque 50% la considère obligatoire, 25% recommandée et 25% facultative.

Le but de l'IGRT étant d'améliorer la qualité du traitement en réduisant les toxicités et/ou en améliorant l'efficacité du traitement, l'AIEA souligne l'importance de pouvoir auditer l'impact de son utilisation. Elle recommande un audit régulier des pratiques en IGRT et notamment de vérifier que les marges utilisées soient appropriées [7]. Des marges inappropriées peuvent augmenter le risque de récurrence du cancer ou inversement conduire à des toxicités injustifiées. L'AIEA recommande donc fortement qu'une base de données enregistrant les informations relatives aux corrections de positionnement du patient soit établie localement, lors de la mise en place d'un nouveau traitement par IGRT, afin de surveiller les conséquences sur les patients.

4.2. Recommandations concernant la dose d'imagerie

L'ensemble des recommandations émises par l'AAPM (TG 75 et 180) sont résumées ci-dessous ([5], [17]) et soulignent l'importance d'appliquer le principe d'optimisation ALARA de la radioprotection. Le principe de justification de la radioprotection n'est par contre pas traité.

Le rapport du TG 75 recommande de réduire le recours aux dispositifs d'imagerie irradiants pour l'IGRT en privilégiant les dispositifs non-irradiants lorsqu'ils existent et sont disponibles, d'optimiser les doses additionnelles et d'évaluer les doses totales d'imagerie ainsi que les effets déterministes et stochastiques associés. Par ailleurs, le rapport souligne l'intérêt que chercheurs et industriels évaluent et développent des solutions non-irradiantes alternatives aux solutions à rayons X.

Le rapport du TG 180 recommande la rédaction de procédures d'IGRT prenant en compte les doses associées ainsi que la mise en place de procédures spécifiques pour la pédiatrie. Celles-ci doivent être conformes par rapport aux spécifications du constructeur. Il est par ailleurs recommandé de considérer la dose d'imagerie comme faisant partie de la dose totale du traitement et donc d'adapter potentiellement le traitement lors de la planification si celle-ci dépasse 5% de la dose prescrite. G. Delpon, D. Lazaro et R. de Crevoisier proposent, dans une publication en cours de finalisation suite au travail du TG 180 de l'AAPM, d'indiquer des ordres de grandeur des doses d'imagerie et une méthodologie de gestion des doses. Cette publication inclut une discussion sur l'utilisation du seuil défini par le TG 180 à 5% de la dose prescrite notamment dans le cadre du traitement de la prostate. Les doses aux organes peuvent être calculées ou estimées en utilisant des méthodes personnalisées ou non (valeurs tabulées en fonction des protocoles d'acquisitions). La réalisation des calculs de dose d'imagerie

personnalisés peut nécessiter la mise en œuvre de nouveaux algorithmes pour les faisceaux MV et kV dans les systèmes commerciaux de planification de traitement.

Le rapport du TG 180 recommande également de multiples techniques disponibles pour réduire la dose d'imagerie aux organes. Elles sont décrites dans le paragraphe 3.1 du présent rapport.

L'IRSN souligne deux points soulevés par l'AIEA concernant la dose d'imagerie :

- la prise en compte des doses additionnelles d'imagerie pourra être mise en place largement si et seulement si la distribution de ces doses est disponible dans le TPS ;
- la formation des physiciens médicaux de radiothérapie à l'optimisation de la qualité des images et de la dose, à la mesure de la dose d'imagerie et à son interprétation ainsi que la collaboration avec un physicien médical spécialisé en imagerie radio diagnostique sont indispensables.

Par ailleurs, un travail de la CIPR (TG 116 ; [45]) est en cours afin de fournir des recommandations sur les aspects de radioprotection dans l'utilisation de l'imagerie en radiothérapie. Les recommandations porteront sur l'optimisation des procédures pour l'exposition des patients au cours des étapes de planification et au cours du traitement. Le rapport examinera le bénéfice/risque entre les avantages thérapeutiques et les doses de rayonnement supplémentaires dues à l'imagerie. Le rapport examinera également la nécessité d'évaluer les doses aux organes et tissus liées à l'imagerie pour la communication avec les oncologues-radiothérapeutes et leur inclusion dans le processus de planification.

Au-delà de l'optimisation des doses dues à l'IGRT, Wood et *al.* proposent, suite à une enquête sur les variations des indices de dose en scanographie dans les services de radiothérapie britanniques [46], l'utilisation de valeurs de référence d'indices de dose pour le scanner de préparation de traitement en radiothérapie. En 2017, la publication n° 135 de la CIPR a indiqué que les NRD devraient être considérés pour toutes les imageries en radiothérapie (simulation et positionnement) [47].

4.3. Recommandations concernant la pédiatrie

La SFRO propose des procédures de radiothérapie (RECORAD) pour les principaux cancers pédiatriques [30]. Concernant l'IGRT, quelques précisions comme la marge CTV-PTV généralement utilisée pour les tumeurs cérébrales ou l'intérêt du recours systématique à l'imagerie embarquée pour les neuroblastomes et néphroblastomes (préférentiellement l'utilisation d'images 2D-kV permettant un positionnement fiable et rapide) sont spécifiées.

En 2019, les recommandations pour l'organisation des prises en charge en radio-oncologie pédiatrique en Europe issues d'une collaboration SIOPE – ESTRO – PROS (Paediatric Radiation Oncology Society) - CCI-Europe (Childhood Cancer International Europe) dans le cadre du projet JARC (Joint Action on Rare Cancers) [48] soulignent :

- l'importance de l'IGRT afin d'assurer la couverture du volume cible et de réduire les doses aux structures saines ;
- qu'une imagerie de positionnement quotidienne peut faciliter une réduction des marges autour du volume cible clinique et, par conséquent, réduire l'exposition des tissus sains.

Aujourd'hui, il n'existe pas de recommandations cliniques précises concernant l'IGRT en pédiatrie mises à part les recommandations générales d'optimiser l'exposition des tissus sains, réduire les marges autour du volume cible et rédiger des procédures d'IGRT spécifiques à la pédiatrie [5].

Une enquête internationale portant sur l'IGRT en pédiatrie [49] a montré, qu'en 2015, la plupart des centres utilisaient des protocoles IGRT spécifiques à la localisation tumorale mais ne les modifiaient pas systématiquement en fonction de l'âge et de la taille du patient. Suivant la localisation tumorale considérée, entre 45 et 55% des centres modifiaient les paramètres d'acquisition pour les enfants par rapport à ceux utilisés pour les adultes. De plus, 65% des centres n'avaient pas de procédures écrites spécifiquement pour l'IGRT des enfants.

L'IRSN souligne que la complexité, la rareté et la technicité de la radiothérapie pédiatrique semblent faire tendre les pratiques vers une prise en charge relativement individualisée de ces patients. Cela suggère la nécessité d'un consensus spécifique à la pédiatrie concernant la gestion des marges CTV-PTV et les procédures d'IGRT. Classiquement, la gestion des marges est statistique et doit donc être déterminée sur un nombre important de données. Un consensus sur une approche multicentrique ou à l'opposé une approche « patient spécifique » est nécessaire. L'optimisation des doses est un objectif prioritaire pour ces patients à longue survie et plus forte radiosensibilité. De la même manière que pour les marges, un consensus sur les modalités pratiques d'optimisation des doses est nécessaire : est-il nécessaire de réaliser une optimisation par localisation tumorale, par taille du patient ou d'aller plus loin vers une optimisation plus individualisée ? Les projets de recherche initiés par l'AP-HM et DOSEO permettront d'avancer sur ces questions (cf. paragraphe 3.2.4 du présent rapport).

5. SOLUTIONS INDUSTRIELLES POUR LA PRISE EN COMPTE ET L'OPTIMISATION DES DOSES EN IGRT

La justification de la procédure d'IGRT, incluant le choix des dispositifs d'imagerie utilisés en tenant compte des doses associées, est la première des étapes à réaliser. Une fois le dispositif d'imagerie déterminé, l'optimisation des doses est la seconde étape tout autant indispensable pour la radioprotection des patients. Ce chapitre présente les solutions industrielles existantes ou en développement au sein d'équipes de recherche afin d'optimiser et d'évaluer les doses délivrées par les dispositifs d'imagerie de positionnement. Les solutions développées sont celles ayant été portées à la connaissance de l'IRSN au cours d'échanges avec les constructeurs et les chercheurs ainsi que lors de l'analyse des documents transmis par ces derniers. La dernière partie du chapitre présente les difficultés associées à la gestion des doses d'imagerie en radiothérapie.

5.1. Solutions industrielles commercialisées

L'optimisation des doses d'imagerie pour l'IGRT passe par l'optimisation des paramètres d'acquisition par l'utilisateur et les évolutions technologiques, techniques et logicielles. Cette partie présente les facteurs influençant la dose que l'utilisateur peut optimiser avec les solutions commercialisées actuellement, les principales solutions industrielles (technologiques, techniques et logicielles) permettant une optimisation de la dose délivrée pour l'acquisition d'une image ainsi que les solutions actuelles de gestion des doses (calculs des doses intégrés au TPS et leur enregistrement dans le Record & Verify). Enfin, les solutions en développement de calcul des doses des systèmes d'imagerie kV sont présentées.

5.1.1. Facteurs influençant la dose et pouvant être optimisés par l'utilisateur

En imagerie kV (2D ou 3D), les préréglages par défaut des paramètres d'acquisition sont ajustables par l'utilisateur. Il est possible pour l'utilisateur d'optimiser les doses générées pour l'acquisition de chacune des images ou encore de créer des réglages pour des cas spécifiques n'ayant pas de paramétrages prévus par défaut, comme la pédiatrie. Tous les constructeurs interrogés (Elekta, Varian, Accuray, Brainlab) proposent une estimation des doses sur fantôme pour chacun des préréglages.

Les principaux facteurs influençant la dose et généralement ajustables en fonction du dispositif d'imagerie sont :

- le volume imagé :
 - ajustement de la collimation pour les images 2D et 3D ;
 - ajustement du champ de vue longitudinal pour les appareils hélicoïdaux ;
- la quantité de rayonnement (pour une qualité d'image nécessaire au positionnement du patient) :
 - ajustement des mAs, UM et pitch pour les images kV, MV et pour les appareils hélicoïdaux respectivement ;
 - ajustement du débit ;
- la qualité du faisceau :

- ajustement de la tension pour l'imagerie kV ;
- utilisation de filtre papillon pour l'acquisition d'images kV-CBCT (voire 2D) ;
- utilisation d'un faisceau d'énergie réduite pour l'imagerie portale MV ;
- l'incidence des faisceaux d'imagerie en fonction des organes à risque ou radiosensibles :
 - ajustement de l'incidence des faisceaux (par exemple, préférer une incidence postérieure plutôt qu'antérieure pour l'acquisition d'images 2D de la tête afin de protéger au mieux les cristallins) ;
 - choix des incidences des projections pour les techniques d'acquisition partielle en kV-CBCT ;
- le nombre d'images :
 - définition de la fréquence d'acquisition (procédure d'IGRT, images intra-fractions) ;
 - définition du nombre de projections pour une reconstruction 3D ;
- le traitement des images :
 - optimisation des reconstructions 3D ;
 - objectivation d'une sous ou sur exposition avec, par exemple, l'analyse des histogrammes des valeurs de gris affichés sur les images radiographiques 2D pour déterminer si la charge du tube à RX (mAs) utilisée est suffisante.

5.1.2. Principales solutions industrielles d'optimisation des doses des systèmes d'imagerie

Les évolutions technologiques, techniques ou logicielles proposées par les constructeurs et les chercheurs ainsi que certains outils mis en place par les constructeurs permettent des optimisations significatives des doses. Une liste non-exhaustive de solutions principalement techniques mises en place est présentée ci-après.

Dégradation de l'énergie du faisceau haute énergie pour l'imagerie

Une solution pour les dispositifs de haute énergie est d'utiliser un faisceau d'imagerie d'énergie plus faible que celui du traitement. Cela permet d'améliorer la qualité de l'image et de diminuer la dose additionnelle. Cette approche est utilisée par Siemens, Varian (Truebeam[®], faisceau d'imagerie de 2,5 MV) et Accuray (Tomotherapy[®] et Radixact[®], faisceau dégradé à environ 1 MeV). Accuray diminue aussi le débit du faisceau.

Collimation du faisceau

Pour les dispositifs embarqués de basse énergie, le bras de la source kV et le panneau du détecteur kV sont situés à l'opposé l'un de l'autre sur le statif de l'accélérateur. Il s'agit du dispositif d'imagerie associé aux accélérateurs conventionnels. Pour ces dispositifs, des solutions d'ajustement de la collimation et de techniques d'acquisition sont disponibles afin d'optimiser les doses d'imagerie et sont présentées ci-dessous.

Pour l'imagerie 2D-kV, Varian propose la fonction « Track » pour ajuster la collimation des lames à la dimension du détecteur et ne pas irradier inutilement un volume trop important (ne pouvant contribuer à l'image). Par ailleurs, la possibilité technique d'ajuster le champ de vue au volume d'intérêt permet d'optimiser la dose. Chez Varian, le diaphragme permet de définir des champs de vues allant de 2x2 cm² à 50x50 cm² à l'isocentre avec la possibilité de faire des champs asymétriques. Elekta propose un nombre discret de champs de vue pour l'imagerie 2D et 3D.

Acquisition des images en double amplification

L'acquisition des images en double amplification proposée par Varian permet de limiter la nécessité de refaire des acquisitions pour des problèmes de qualité d'image. Le signal d'exposition envoyé au récepteur est affiché selon deux fenêtrages : à la fois pour les gains faibles et les gains élevés. Le système d'imagerie sélectionne alors le signal qui fournit le plus d'informations en fonction des niveaux de saturation, contribuant ainsi à rehausser le contraste des images entre les os et les tissus mous.

Optimisation du nombre de projections

Pour certaines images 3D kV-CBCT, le nombre de projections utilisé peut être optimisé en réalisant une acquisition partielle des projections. En effet, lorsque la collimation et le détecteur restent centrés, l'acquisition de projections sur une angulation de 180°/200° est suffisante pour reconstruire l'image 3D. Pour les anatomies plus grandes, la collimation du faisceau RX et le détecteur peuvent être excentrés afin d'augmenter la taille du champ de vue. Il est alors nécessaire d'acquérir des projections sur 360° pour imager l'ensemble du volume.

Utilisation d'un filtre additionnel en aluminium de type « papillon »

Pour l'imagerie 3D kV-CBCT, il est possible d'utiliser un filtre additionnel en aluminium de type « papillon » comme sur les scanners à visée diagnostique. Ce filtre améliore la qualité d'image en réduisant l'effet de durcissement du faisceau (en atténuant le faisceau en périphérie pour compenser la forte épaisseur du patient au centre) et le rayonnement diffusé. Il réduit aussi la dose à la peau du patient et évite la saturation du détecteur. Chez Elekta, il est utilisé pour les grand volumes, c'est-à-dire lorsque les détecteurs et les collimateurs sont excentrés afin d'atteindre une taille de champ de vue suffisante. Pour Varian, deux filtres papillons sont disponibles afin de les utiliser systématiquement (faisceau excentré ou non). Des travaux dont ceux de Ding et al. [21] proposent d'utiliser ce filtre pour l'imagerie 2D afin d'améliorer la qualité des images et diminuer la dose.

5.1.3. Solutions de gestion des doses

5.1.3.1. Calculs des doses dans le TPS

Pour l'imagerie MV des accélérateurs conventionnels, il est possible de créer dans le TPS des champs fixes et d'ajouter la dose d'imagerie à la dose de traitement.

Pour les accélérateurs Accuray (Tomotherapy®, Radixact®) permettant une imagerie MV, le TPS ne permet pas de calculer les doses d'imagerie.

Quel que soit le système d'imagerie kV, aucune version commerciale des TPS ne permet de calculer les doses d'imagerie avec des versions commercialisées.

5.1.3.2. Enregistrement des doses additionnelles dans le Record and Verify

Imagerie MV

L'acquisition de l'image MV peut être réalisée, soit directement avec le faisceau de traitement, soit avec un champ dédié plus large. Dans tous les cas, il est possible d'enregistrer le nombre d'images acquises dans le Record and Verify (R&V).

Pour un champ dédié à l'imagerie, la dose délivrée est additionnée à celle du traitement mais le traitement n'est pas modifié (le nombre d'UM n'est pas soustrait). Lorsque l'imagerie est réalisée à partir du champ de traitement, la dose est comptabilisée et les UM sont décomptées du champ de traitement. Il n'y a donc pas de dose additionnelle.

Dans le cas où l'énergie du faisceau est différente de celui du traitement, il est possible d'en tenir compte, en appliquant un coefficient correctif qu'il convient à l'utilisateur de définir (solution proposée dans le R&V MOSAIQ).

Imagerie kV

Tous les systèmes permettent d'enregistrer le nombre d'images acquis dans le R&V. Pour les systèmes embarqués, la modalité (2D ou 3D) est aussi enregistrée.

Pour le CyberKnife®, une estimation de la dose d'entrée du patient faite à partir de valeurs tabulées (tension versus mAs) est enregistrée dans l'IDMS (environnement Accuray) et dans le R&V via un rapport. Elle ne tient pas compte de la morphologie du patient.

5.2. Calculs de la dose pour les systèmes d'imagerie de positionnement : solutions en développement

Des solutions en développement existent afin de calculer les doses d'imagerie des dispositifs kV utilisés en radiothérapie pour le positionnement des patients. Ces solutions utilisent des méthodes de calcul soit par Monte Carlo, soit analytiques.

5.2.1. Calculs par méthode de Monte-Carlo

5.2.1.1. Logiciel de gestion des doses développé sur la plateforme DOSEO

Le Laboratoire Modélisation et Simulation des Systèmes, présent sur la plateforme DOSEO de radiothérapie et d'imagerie située au CEA de Saclay (91), a développé un logiciel capable de calculer les doses absorbées délivrées par les systèmes d'imagerie de positionnement en radiothérapie, à savoir :

- kV (2D) (systèmes additionnels) : ExacTrac® et sur le Cyberknife® ;
- kV-CBCT et 2D-kV (systèmes embarqués) : les modèles XVI® (Elekta) et OBI® (Varian) ;
- MV-CT du système Tomotherapy®.

Ce logiciel a été développé dans le cadre d'un projet ANR sur la période 2015-2019 intitulé AID-IGRT (Additional Imaging Doses and associated risks in Image-Guided RadioTherapy). Dans ce projet, le CEA a réalisé un partenariat avec 4 centres de radiothérapie pour la partie clinique (centre Jean Perrin à Clermont-Ferrand, centre Eugène Marquis à Rennes, l'Institut de Cancérologie de l'Ouest-René Gauducheau à Nantes et l'AP-HM à Marseille).

Ce projet a consisté à développer et valider en conditions précliniques un logiciel permettant le calcul des distributions de doses spécifiques au patient pour les dispositifs d'imagerie standard kV de type 2D ou 3D [50]. Ce logiciel utilise des calculs par méthode de Monte-Carlo et permet d'obtenir la distribution des doses d'imagerie sur l'image scanner de simulation du patient, apportant ainsi une information en 3D des doses reçues par chacun des organes. Le fonctionnement du logiciel s'articule ainsi :

- les images du scanner de simulation du patient utilisées pour la planification du traitement sont envoyées au logiciel sous la forme d'un fantôme voxélisé (modèle) pour lequel, à chaque voxel, est affecté une densité électronique aux tissus permettant les calculs de la dose ;
- la procédure d'imagerie prévue pour le patient (modalité d'imagerie, fréquence des images, paramètres d'acquisition, etc.) est envoyée au logiciel ;
- l'ensemble de ces données permet ensuite un calcul déporté à DOSEO avec la méthode de simulation de Monte Carlo, permettant d'obtenir la distribution des doses absorbées dans les organes en 3D et les histogrammes dose-volume. Le code de calcul Monte Carlo est PENELOPE et utilise des modèles des imageurs en « sources virtuelles » ;
- la distribution de dose et les histogrammes dose-volume sont visualisés par le centre clinique et mis en regard des doses des faisceaux de traitement afin de prendre en compte les doses d'imagerie.

Une validation expérimentale préclinique a été réalisée dans les centres cliniques précités. Celle-ci a consisté à réaliser des mesures de doses absorbées sur fantômes anthropomorphes *via* l'utilisation de dosimètres ponctuels OSL et de films radiochromiques XR-QA2 adaptés aux basses énergies (kV). Ensuite, le logiciel a été déployé dans les centres cliniques partenaires de l'étude sur des cohortes de patients.

Ce projet a permis de mettre en lumière la faisabilité d'un calcul Monte Carlo personnalisé déporté. Le temps de calcul actuel un peu long (environ 2h) ne semble pas empêcher l'utilisation en routine clinique puisque réalisé en parallèle de la planification du traitement.

5.2.1.2. Calculs Monte Carlo pour établir un référentiel des doses aux organes

Une approche alternative au calcul individualisé des doses d'imagerie est de tabuler des estimations des doses aux organes (dose médiane D50 et D10) en fonction des protocoles utilisés. C'est ce qu'ont fait Nelson et *al.* [51] après avoir calculé par simulation Monte Carlo les doses aux organes pour différentes cohortes de patients imagés avec divers protocoles cliniques. Cette approche considère la variation de la dose comme relativement faible avec la taille du patient et la position de l'isocentre. Les inconvénients de cette approche cités dans la publication sont : l'invalidité des valeurs obtenues pour les patients avec des morphologies atypiques, ou pour des positionnements de l'isocentre de l'imageur différents de ceux étudiés et une précision insuffisante des informations si, combinée avec le traitement, les doses atteignent les tolérances des organes. Dans ce dernier cas de figure, un calcul individualisé permettant d'avoir une information en trois dimensions est souhaitable.

5.2.2. Calculs à l'aide d'algorithmes analytiques

En 2010, Alaie et *al.* ont montré la faisabilité de modifier un algorithme de calcul des doses analytique de type convolution/superposition utilisés pour des faisceaux de haute énergie (traitement de radiothérapie), pour l'adapter aux calculs des doses délivrées par l'acquisition d'une imagerie kV-CBCT [52]. Au préalable, la même équipe avait publié les kernels de dose mono énergétiques nécessaires au calcul des doses des RX de faibles énergies utilisées en radiologie [53]. Les kernels ont été implémentés dans le TPS Pinnacle (Philips). Cette approche est limitée car elle ne prend pas en compte la variation des interactions physiques à basse énergie : les interactions par effet photoélectrique augmentent par rapport aux interactions par effet Compton pour les tissus avec des éléments chimiques à numéro atomique plus élevé comme l'os. C'est pourquoi l'incertitude est particulièrement importante au niveau des structures osseuses [5]. La « Medium-Dependent Correction » (MDC) permet de réduire cette incertitude en introduisant un facteur correctif pour prendre en compte la dépendance de l'effet photoélectrique au numéro atomique ([54], [55]). Cette méthode permet un calcul avec une incertitude acceptable de l'ordre de 10 à 20% [5].

Un certain nombre d'études a utilisé des calculs analytiques afin de répondre à des problématiques cliniques. C'est le cas, par exemple, du travail de Moeckli et *al.* sur l'évaluation des doses dues à l'IGRT avec le CyberKnife pour les traitements utilisant une imagerie intra-fraction (nécessitant l'acquisition de plusieurs dizaines d'images par séance) [23]. C'est aussi le cas de l'étude sur les doses additionnelles dues à l'utilisation d'une imagerie 3D pour le traitement de la prostate [56]. Cette étude permet d'apporter des réponses sur la nécessité de réduire la dose prescrite pour prendre en compte les doses d'imagerie aux organes à risques. D'autres ont évalué les doses efficaces pour des traitements de seins et ORL [57].

Par ailleurs, l'AAPM TG 180 indique qu'en général ces algorithmes permettent de calculer des distributions de doses à une précision suffisante mis à part dans et à proximité des structures osseuses [5].

5.3. Difficultés techniques associées à l'optimisation et à la gestion des doses d'imagerie de positionnement

Les recommandations citées précédemment (cf. chapitre 4 du présent rapport) sont essentielles à une bonne optimisation des doses d'imagerie de positionnement. Elles concernent notamment la nécessité de renforcer la formation des acteurs en IGRT, de mettre en place un groupe multidisciplinaire ou encore de rédiger les procédures d'IGRT. Ce chapitre traite des difficultés techniques associées à l'optimisation et la gestion des doses d'imagerie de positionnement.

5.3.1. Difficultés techniques associées à l'optimisation des doses

Comme vu précédemment, l'utilisateur peut optimiser les doses additionnelles d'imagerie à travers un certain nombre de paramètres et de bonnes pratiques comme l'ajustement du volume imagé ou l'incidence des faisceaux. Ces optimisations sont généralement effectuées par localisation tumorale et technique d'irradiation. En pratique, des difficultés ou limitations apparaissent pour individualiser l'optimisation et comparer des procédures du fait de l'absence de solution de calcul des distributions des doses dans les différents organes et

de l'absence de solution permettant de choisir, avant le traitement, des paramètres d'acquisition optimaux spécifiques au patient (morphologie et traitement), en termes de dose et de qualité d'image.

5.3.2. Difficultés techniques associées à la gestion des doses

L'enregistrement des doses d'imagerie en radiothérapie dans les différents organes est un enjeu pour l'évaluation des risques et toxicités radio-induits. Pour les dispositifs d'imagerie basse énergie (kV), il est aujourd'hui possible d'utiliser des données tabulées issues de la littérature [5] ou des mesures sur fantôme. Mais, ces données ne sont pas individualisées et pas intégrées simplement dans le suivi des doses du patient dans le R&V. Par ailleurs, dans certains cas, des mesures individualisées par dosimétrie *in vivo* peuvent être réalisées [5].

Intégrer les données dans le R&V permet le suivi et l'enregistrement des doses aux organes d'intérêt en prenant aussi en compte le nombre réel d'images réalisées. Mais, cet enregistrement est limité par l'indisponibilité d'une solution intégrée au processus de traitement permettant d'évaluer les doses aux organes d'intérêt.

Pour le suivi des doses aux organes, l'ajustement des paramètres d'acquisition en cours de traitement comme la collimation ou la quantité de rayonnement (mAs) est une difficulté supplémentaire car cela nécessite de réévaluer les doses d'imagerie précalculées dans le TPS, et de gérer les modifications dans le R&V.

5.3.3. Synthèse des difficultés techniques

La principale difficulté identifiée par l'IRSN concernant les solutions industrielles pour la prise en compte des doses d'imagerie et leur optimisation est l'accès à la distribution des doses d'imagerie kV de manière individuelle, pour chaque patient. Des solutions existent mais ne sont pas encore commercialisées. Elles apportent une information dosimétrique en 3D ayant un intérêt pédagogique indéniable, permettent les études nécessaires pour répondre à des problématiques cliniques (comme l'impact dosimétrique de l'accumulation d'un nombre important d'images intra-fraction lors d'une séance de radiothérapie stéréotaxique) et enfin permettent le calcul de doses pour des cas atypiques (traitement ou morphologie du patient).

Par ailleurs, une autre limitation identifiée est l'absence de solution permettant de choisir, avant le traitement, des paramètres d'acquisition optimaux spécifiques au patient (morphologie et traitement), en termes de dose et de qualité d'image. Une telle solution permettrait de limiter les modifications de ces paramètres lors des séances et simplifierait l'enregistrement des doses associées.

6. ETAT DES LIEUX DES PRATIQUES D'IMAGERIE DE POSITIONNEMENT EN RADIOTHERAPIE ET DE GESTION DES DOSES ADDITIONNELLES ASSOCIEES : METHODOLOGIE ET RESULTATS DE L'ENQUETE NATIONALE

Afin de réaliser un état des lieux des pratiques en termes d'utilisation de l'imagerie de positionnement et de gestion des doses additionnelles en France, l'IRSN a effectué en 2019 une enquête auprès de 40 centres de radiothérapie.

6.1. Enquête nationale : méthodologie

6.1.1. Sélection des centres

La sélection des centres a été réalisée afin d'obtenir une représentativité des différents statuts des centres français, du parc national d'accélérateurs et des dispositifs d'imagerie associés.

Parmi les 47 établissements français répertoriés comme pratiquant l'oncologie pédiatrique [58], 8 centres de radiothérapie ont été retenus pour l'enquête (5 CH/CHU/CHR/CHRU et 3 CLCC) afin d'assurer une représentativité des pratiques en pédiatrie.

Concernant le statut des centres, le dernier recensement de l'INCa (2013) dénombrait 172 centres de radiothérapie, dont 87 (51 %) de statut privé et 85 (49%) de statut public [59]. Parmi ces derniers, 36 (21 %) sont des centres hospitaliers (CH), 22 (13%) des centres hospitaliers universitaires/régionaux (CHU/CHR/CHRU), 21 (12%) des Centres de Lutte Contre le Cancer et 6 (3%) des Etablissements de Santé Privé d'Intérêt Collectif (ESPIC).

L'IRSN a sélectionné un échantillon de 40 centres répartis sur toute la France (dont les 8 pratiquant l'oncologie pédiatrique précités) de manière à respecter au mieux les proportions relatives aux différents statuts.

Concernant la répartition géographique, la sélection des centres a été réalisée de manière à couvrir l'ensemble des régions françaises.

Concernant les équipements, les centres ont été choisis de façon à inclure les différents types d'accélérateurs et de modalités d'imagerie utilisés en France :

- accélérateurs conventionnels de différents modèles des trois constructeurs (Varian, Elekta et Siemens) tous équipés d'un ou plusieurs imageurs de types suivants :
 - imageur portal ;
 - système d'imagerie embarquée kV ;
 - système d'imagerie additionnelle ExacTrac® de la société Brainlab ;
- accélérateurs dédiés, aux architectures particulières : Tomotherapy® et CyberKnife® de la société Accuray et Vero® de la société Brainlab.

Du fait de leur très faible nombre et de leur commercialisation très récente (2018), les accélérateurs Halcyon (Varian) n'ont pas été inclus dans l'étude. Toutefois, les doses d'imagerie pour ce système sont traitées en partie 3.2.3 du présent rapport.

Pour cette sélection, les données de la base SIGIS (Système Informatique de Gestion de l'Inventaire des Sources radioactives) gérée par l'IRSN ont été utilisées.

6.1.2. Questionnaire de l'enquête

Afin de réaliser l'enquête, un questionnaire a été élaboré par l'IRSN, testé par un centre de radiothérapie, et envoyé par courriel aux 40 centres sélectionnés (cf. annexe 1 du présent rapport).

Les principaux sujets abordés par le questionnaire ont porté sur :

- le statut du centre (CLCC, CH/CHU/CHR/CHRU, Privé, ESPIC) ;
- le matériel (accélérateurs et imagerie embarquée/additionnelle) ;
- les protocoles d'imagerie et paramètres d'acquisition des images (en début de séance et en cours de séance en gating/tracking) ;
- la gestion des doses dues à l'imagerie (prise en compte/enregistrement/ordres de grandeur) ;
- les particularités pour les traitements pédiatriques (protocoles/prise en compte des doses) ;
- les traitements adaptatifs (réalisation actuelle et future).

6.1.3. Sélection des localisations et techniques de traitement

En 2017, le nombre de patients traités par radiothérapie externe en France pour chacune des localisations (données de l'INCa [60]) est présenté **Figure 1** ci-après.

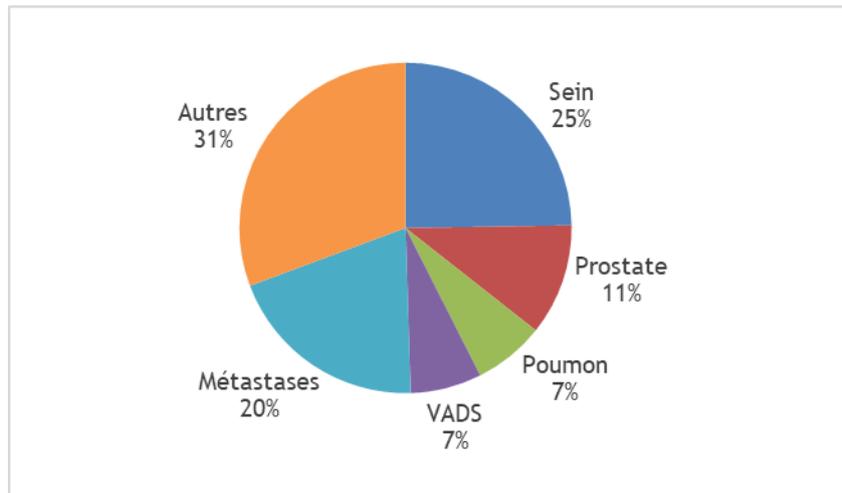


Figure 1 : Répartition des traitements par radiothérapie externe en France en 2017, selon les cancers [60]

Les cancers les plus fréquemment pris en charge par radiothérapie en France sont, par ordre décroissant : le sein, la prostate, le poumon et les voies aériennes digestives supérieures (VADS). Par ailleurs, d'après la même source de données, la RCMI, incluant la technique VMAT, est la technique utilisée pour 86% des patients traités pour un cancer de la prostate et 95% des patients traités pour un cancer des VADS.

Ainsi, l'IRSN a fait le choix de se focaliser sur l'analyse des localisations et techniques de traitement suivantes :

- le sein traité par RC3D ;
- le sein traité en VMAT ;
- la prostate traitée en VMAT ;
- la sphère ORL traitée en VMAT.

Par souci de clarté, l'IRSN a fait le choix de traiter uniquement la technique de modulation d'intensité VMAT. Les données concernant l'IMRT hors VMAT (IMRT par faisceaux fixes) et la TomoTherapy® sont donc exclues de l'analyse. En effet, les données concernant l'IMRT par faisceaux fixes collectées *via* l'enquête étaient en nombre limité par rapport à celles obtenues pour le VMAT. Pour la TomoTherapy®, les réponses associées étaient succinctes, et les localisations traitées n'ont pas systématiquement été mentionnées. De plus, l'imagerie associée à cet accélérateur est spécifique (MV-CT). L'analyse des traitements VMAT se limite donc à l'étude sur les accélérateurs conventionnels. A titre informatif, les données relatives à la TomoTherapy® concernent 10 accélérateurs sur les 123 répertoriés (8%) et sont réparties dans 6 des 40 centres (15%).

L'évaluation des pratiques en IGRT pour les traitements complexes en conditions stéréotaxiques a aussi été réalisée. Au vu du grand nombre de données reçues dans l'enquête de l'IRSN relatives à la localisation intracrânienne (19 réponses sur les 35 centres ayant répondu), il est en effet apparu nécessaire de l'inclure.

6.2. Résultats de l'enquête

6.2.1. Centres ayant participé à l'enquête : statuts et équipements

Statuts des centres

L'IRSN a reçu *in fine* 35 réponses sur les 40 centres de radiothérapie interrogés pour l'enquête, soit un taux de participation de 88 %. La répartition finale des statuts des centres participant à l'enquête est représentée **Figure 2 (a)** ci-après et est mise en regard de la répartition globale française (**Figure 2 (b)** ci-après).

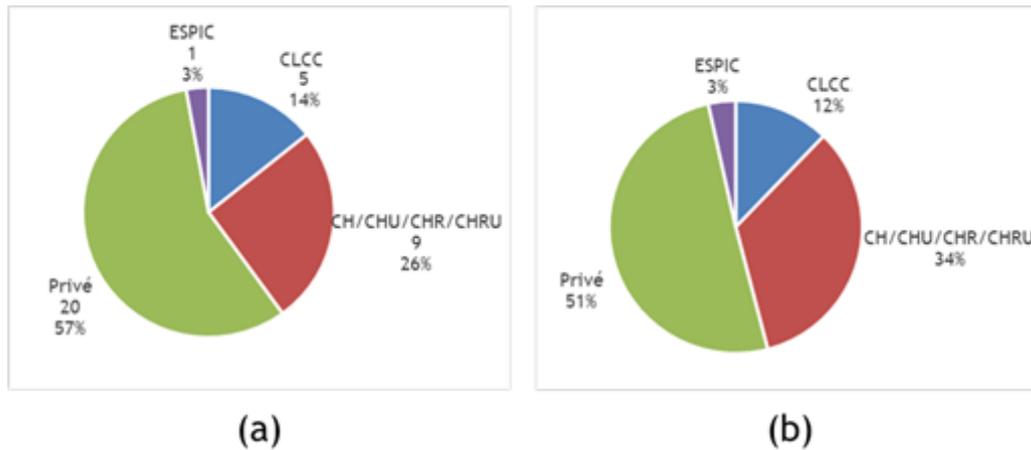


Figure 2 : Statuts des centres de radiothérapie : (a) ayant participé à l'enquête de l'IRSN en 2019 ; (b) sur la France entière fin 2013 recensés par l'Inca [3], [59]

La répartition des statuts des centres ayant participé à l'enquête est proche de celle issue de l'INCa. Les différences observées viennent principalement des 5 réponses manquantes qui concernent 4 CH/CHU/CHR/CHRU et 1 centre privé. Néanmoins, les écarts s'élèvent à quelques pourcents seulement.

La répartition des statuts des centres français dans les réponses à l'enquête est donc globalement respectée.

Marques et modèles des accélérateurs

Les 35 établissements ayant répondu à l'enquête totalisent 123 accélérateurs, représentant les différentes marques (ou modèles) d'accélérateurs distribués en France. Les centres possèdent entre 2 et 8 accélérateurs avec une moyenne de 3,5 machines par centre.

Comme présenté sur la **Figure 3** ci-après, les deux constructeurs majoritaires d'accélérateurs conventionnels, Varian et Elekta, représentent 83 % des appareils. Les appareils Tomotherapy® et CyberKnife® (Accuray) sont présents dans 15% des établissements. Un accélérateur Artiste® (Siemens) et un accélérateur Vero® (Brainlab) ont été regroupés dans la catégorie « Autres », puisqu'ils ne sont plus commercialisés et sont en très faible nombre (2).

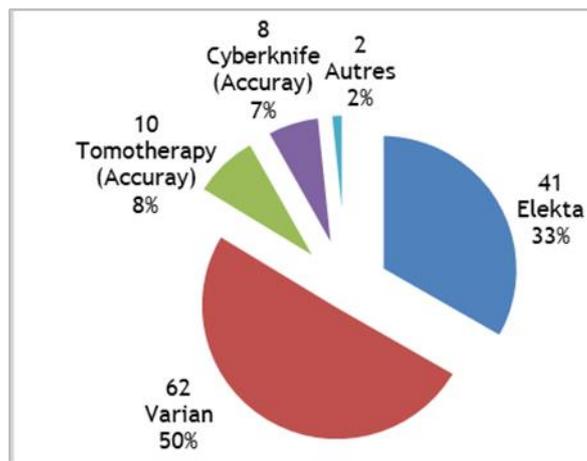


Figure 3 : Répartition des marques ou modèles d'accélérateurs des 35 centres ayant répondu à l'enquête IRSN

Equipements d'imagerie de positionnement associés aux accélérateurs

Les accélérateurs dédiés aux techniques particulières (TomoTherapy®, CyberKnife® et Vero®) possèdent des imageurs spécifiques, répertoriés dans le Tableau 2 ci-après.

Tableau 2 : Imageurs associés aux accélérateurs dédiés aux techniques particulières

Accélérateur	Imageur(s) associé(s)
TomoTherapy® (Accuray)	MV-CT
CyberKnife® (Accuray)	2 couples tube-détecteur kV additionnels (images 2D)
Vero® (Brainlab)	Imageur portal MV + 2 couples tube-détecteur kV embarqués (images 2D et 3D)

Les accélérateurs conventionnels (Varian, Elekta et Siemens) sont au nombre de 104 sur 123 dans les centres ayant répondu à l'enquête et sont associés à une ou plusieurs modalités d'imagerie dépendantes du modèle. La **Figure 4** ci-après présente les pourcentages d'accélérateurs conventionnels qui sont équipés de :

- un imageur portal MV seulement ;
- un imageur portal MV et un imageur kV embarqué ;
- un imageur portal MV, un imageur kV embarqué et un imageur kV fixe additionnel (Exactrac®, Brainlab).

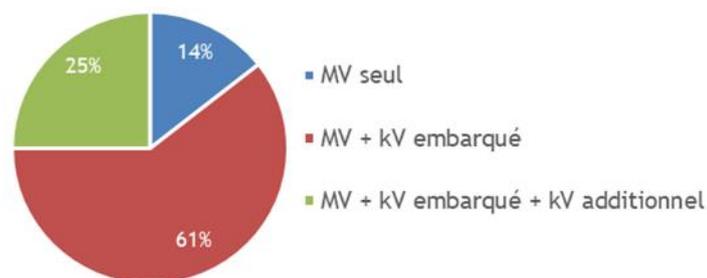


Figure 4 : Répartition des dispositifs d'imagerie associés aux accélérateurs conventionnels des 35 centres ayant répondu à l'enquête IRSN

89 accélérateurs (86% des accélérateurs conventionnels) sont équipés d'un système d'imagerie basse énergie (kV). La majorité des accélérateurs (63/104 ; 61%) disposent d'un imageur portal et d'un imageur kV embarqué. Un quart des accélérateurs (26/104) possèdent un imageur portal MV, un imageur kV embarqué et un imageur kV fixe additionnel. Les accélérateurs qui ne possèdent qu'un imageur portal sont aujourd'hui minoritaires (15/104 soit 14%).

Tous types d'accélérateurs confondus (conventionnel/dédié), ceux possédant un dispositif d'IGRT autre que l'imageur portal représentent 80 % des machines. Ce chiffre est en légère augmentation depuis 2015. En effet, 72 % des accélérateurs étaient dans ce cas en 2015 d'après l'enquête nationale réalisée par Delpon et *al.* [8].

6.2.2. Procédures d'imagerie pour les traitements des cancers du sein, de la prostate et de la sphère ORL

Ce chapitre aborde les procédures d'imagerie pour les traitements du sein en RC3D et du sein, de la prostate et de la sphère ORL en VMAT. Les résultats présentés concernent la fréquence d'acquisition des images, et plus particulièrement celle des kV-CBCT pour les traitements par VMAT ainsi que les combinaisons de modalités utilisées en fonction des localisations tumorales et techniques de traitement.

Fréquences d'imagerie

Les résultats de l'enquête montrent que l'imagerie est systématiquement quotidienne pour les traitements en technique VMAT (sein, prostate, ORL). En revanche, pour les traitements du sein en RC3D, plusieurs fréquences d'imagerie sont observées (cf. **Figure 5** ci-après).

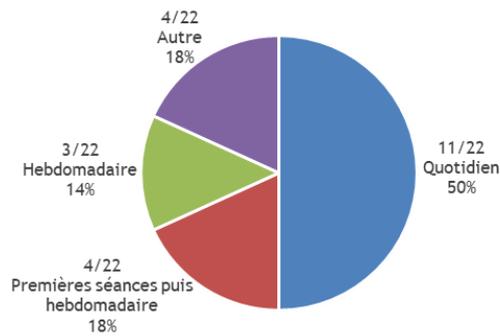


Figure 5 : Fréquences d'imagerie de positionnement pour les traitements du sein en RC3D (22 réponses exploitables sur 35)

Pour le traitement du cancer du sein en RC3D, certains centres réalisent des images au cours de plusieurs séances en début de traitement puis une fois par semaine selon les schémas :

- les 2 premières séances puis hebdomadaire (2 centres)
- les 3 premières séances puis hebdomadaire (1 centre)
- la première et la troisième séance puis hebdomadaire (1 centre)

La catégorie « Autre » regroupe :

- les 5 premières séances puis 3 fois par semaine (1 centre)
- 4 fois par semaine (1 centre)
- 3 à 5 fois par semaine (1 centre)
- dans un centre : première et troisième séance pour le sein seul / quotidien pour le sein et les ganglions

Bien que le cas le plus fréquent soit une utilisation quotidienne de l'imagerie (toutes localisations confondues), l'IRSN note 9 fréquences différentes d'acquisition des images de positionnement possibles pour les traitements du sein en RC3D, démontrant, pour ces traitements, une forte hétérogénéité nationale en termes de procédure d'IGRT.

Focus sur les fréquences d'utilisation de l'imagerie kV-CBCT en VMAT

La **Figure 6** ci-après présente les fréquences d'utilisation de l'imagerie kV-CBCT en fonction des localisations en technique VMAT.

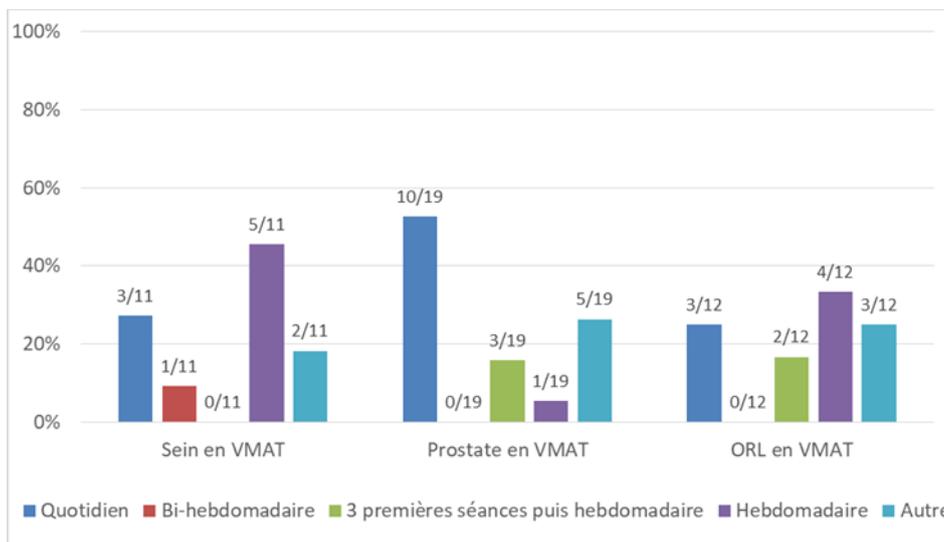


Figure 6 : Fréquences d'utilisation de l'imagerie kV-CBCT en fonction des localisations en technique VMAT

Les fréquences d'imagerie kV-CBCT « Autre » de la **Figure 6** sont les suivantes :

- pour le traitement du sein en VMAT :
 - hebdomadaire sur demande (1 centre sur 11) ;
 - les 3 premières séances puis 3 fois par semaine puis éventuellement hebdomadaire si les conditions de positionnement le permettent (1 centre sur 11) ;
- pour le traitement de la prostate en VMAT, 5 centres sur 19 utilisent l'imagerie kV-CBCT selon des conditions qui leur sont propres, dépendant de la présence de marqueurs implantés, de calcifications intraprostatiques ou bien d'une prothèse de hanche ;
- pour le traitement de la sphère ORL en VMAT :
 - la première séance uniquement (2 centres sur 12) ;
 - quotidien en règle générale ; parfois, sur accord médical, les 4 premières séances puis bihebdomadaire (1 centre sur 12).

La **Figure 6** ci-avant montre que les fréquences d'utilisation de l'imagerie kV-CBCT dépendent fortement des localisations. La tendance semble être une imagerie kV-CBCT hebdomadaire pour les traitements du sein en VMAT et quotidienne pour les traitements de prostate en VMAT. Pour le traitement de la sphère ORL en VMAT, en revanche, aucune fréquence caractéristique ne se dessine.

Plus finement, les fréquences de cette modalité d'imagerie sont fortement hétérogènes selon les centres de radiothérapie. Pour deux centres réalisant des traitements ORL en VMAT, l'imagerie kV-CBCT est réalisée uniquement lors de la première séance.

Combinaisons des modalités d'imagerie et utilisation de chacune des modalités d'imagerie prise individuellement

La **Figure 7** (a) à (d) ci-après montre, pour chacun des traitements, la répartition des combinaisons d'imagerie utilisées au cours du traitement (*a minima* 1 fois à 1 séance) dans les centres de radiothérapie. Les combinaisons de modalités d'imagerie observées, comportant de 1 à 3 modalités, sont nombreuses : entre 4 (sein en RC3D) et 7 (ORL en VMAT), et indiquent une forte hétérogénéité nationale.

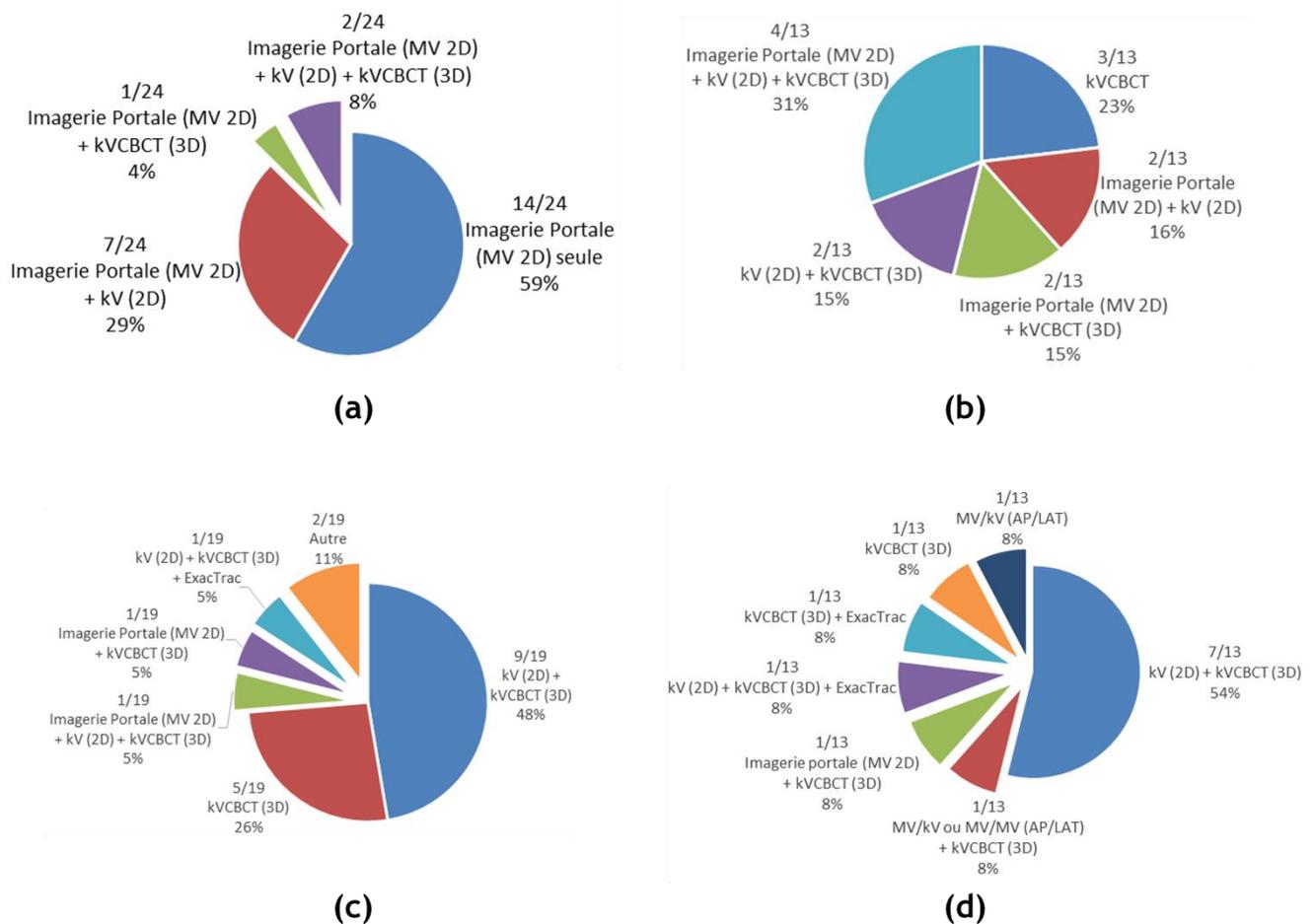


Figure 7 : Combinaisons des modalités d'imagerie utilisées pour les traitements : (a) du sein en RC3D ; (b) du sein en VMAT ; (c) de la prostate en VMAT ; (d) de la sphère ORL en VMAT.

Pour les cancers de la prostate (**Figure 7 (c)**), la rubrique « Autre » concerne 2 centres différenciant les cas avec ou sans marqueurs implantés dans la prostate :

- utilisation de kV (2D) en présence de marqueurs implantés, ou sinon, de kV (2D) et de kV-CBCT (3D) pour 1 centre ;
- utilisation de l'imagerie portale associé au kV-CBCT en présence de marqueurs et d'une prothèse de hanche ou sinon de l'imagerie portale associée au kV (2D) et kV-CBCT (3D) pour 1 centre.

Les combinaisons de modalités d'imagerie les plus utilisées sont :

- pour le traitement en RC3D du sein, l'imagerie portale (MV 2D) seule dans 59 % des centres ;
- pour le traitement en VMAT du sein, les imageries portale, 2D-kV et kV-CBCT dans environ un tiers des centres ;
- pour le traitement en VMAT de la prostate et de la sphère ORL, les imageries 2D-kV et kV-CBCT dans environ la moitié des centres.

Par ailleurs, la **Figure 8** ci-après présente l'utilisation de chaque modalité prise individuellement, selon les localisations. Etant donné que les modalités d'imagerie sont utilisées en combinaisons avec d'autres (cf. **Figure 7** ci-avant), la somme des pourcentages par localisation est supérieure à 100 %.

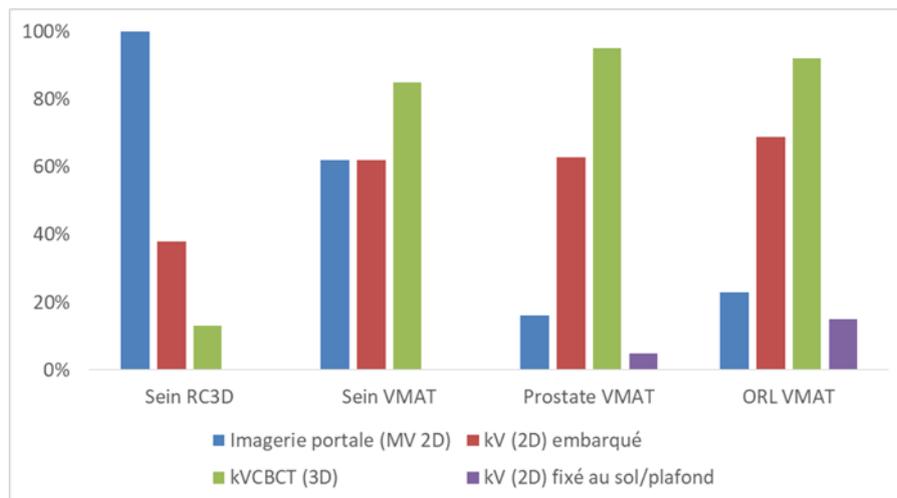


Figure 8 : Utilisation de chacune des modalités d'imagerie prise individuellement, selon les localisations

D'une manière générale, l'imagerie portale (MV 2D) est surtout utilisée pour les traitements du sein (RC3D et VMAT). Les imageries kV embarquées (2D et 3D) sont utilisées principalement dans les traitements VMAT (sein, prostate et ORL). Les imageries kV 2D fixées au sol et plafond sont rarement utilisées pour les traitements RC3D et VMAT. Pour les traitements VMAT, l'imagerie kV-CBCT est la plus utilisée.

6.2.3. Procédures d'imagerie pour les traitements intracrâniens en conditions stéréotaxiques

Concernant les traitements intracrâniens en conditions stéréotaxiques, les réponses concernent 18 centres.

Dans ces 18 centres, les modèles des accélérateurs utilisés pour la radiothérapie en conditions stéréotaxiques ont été précisés pour seulement 17 accélérateurs :

- 8 accélérateurs dits « dédiés » (architecture particulière) à la radiothérapie stéréotaxique (CyberKnife® et Vero®) ;
- 8 accélérateurs dits « conventionnels » (architecture classique) sont de différents modèles (Versa HD, Novalis®, Truebeam®, etc.) et équipés d'un système ExacTrac® permettant une précision submillimétrique adaptée à la radiothérapie stéréotaxique (système fixe en salle, indépendant des mouvements de l'accélérateur) ;
- 1 accélérateur Truebeam® non équipé d'ExacTrac®.

Dans tous les centres, l'imagerie est quotidienne. Le cas le plus fréquent est l'utilisation de l'imagerie kV (2D) sur le CyberKnife® (5/18 soit 28%), suivie par le système ExacTrac® (3/18 soit 17 %). Au total, 10 combinaisons d'imagerie sont présentes dans les centres, comportant de 1 à 3 modalités.

La **Figure 9** ci-après présente les données qui concernent uniquement les 9 appareils « conventionnels » (Elekta et Varian) équipés ou non du système ExacTrac® (53% des appareils), afin d'écartier les imageurs spécifiques des accélérateurs « dédiés ».

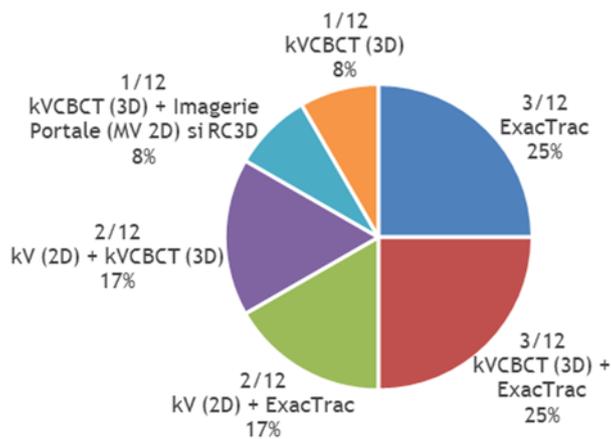


Figure 9 : Combinaisons des modalités d'imagerie utilisées pour les traitements de radiothérapie en conditions stéréotaxiques sur les accélérateurs conventionnels

Six combinaisons d'imagerie sont présentes dans les centres concernés, comportant 1 ou 2 modalités.

Les combinaisons les plus fréquentes dans ces centres sont les imageries ExacTrac® et kV-CBCT (3D) + ExacTrac®, chacune présente dans un quart des centres (3/12). Pour autant, les proportions d'utilisation des six combinaisons sont quasi-équivalentes. Le système ExacTrac® et l'imagerie kV-CBCT sont utilisés dans 67% et 58% des centres respectivement alors que les 2 modalités sont disponibles sur 94% des accélérateurs.

6.2.4. Gestion des procédures d'IGRT et des paramètres d'acquisition des images

Ce chapitre présente les résultats concernant la standardisation des procédures d'imagerie et les professionnels impliqués dans leur définition et dans l'optimisation des paramètres d'acquisition des images.

Procédures d'imagerie

L'enquête montre que, pour le positionnement du patient avant la séance de traitement, la quasi-totalité des centres de radiothérapie utilisent des procédures d'imagerie de positionnement standardisées localement (propres au centre) en fonction des appareils de traitement, des techniques de traitement et des localisations.

Concernant l'utilisation de l'imagerie en cours de séance (techniques de gating et tracking), 15 centres sur 35 ont transmis des données. 14 centres utilisent des procédures standardisées et 1 centre adapte les paramètres de l'imagerie kV lors de la séance en fonction de la morphologie du patient.

Pour la radiothérapie en conditions stéréotaxiques, un centre de radiothérapie réalise une séance à blanc lors de laquelle la modalité d'imagerie est définie.

Professionnels impliqués dans la définition des procédures d'imagerie

Sur les 35 réponses au questionnaire reçues, 32 réponses relatives aux professionnels impliqués dans la définition des procédures d'imagerie étaient exploitables.

Les professionnels cités dans les réponses de l'enquête comme étant impliqués dans la définition des procédures sont les radiothérapeutes, les médecins, les manipulateurs, les constructeurs, les dosimétristes, les cadres de santé, les cadres médico-techniques et les neurochirurgiens.

Dans tous les centres, les procédures d'imagerie sont définies par une équipe comportant plusieurs corps de métiers mais dont la composition est variable. Dans 75% des centres (24/32), l'équipe pluridisciplinaire est composée, *a minima*, de radiothérapeutes, de médecins et de manipulateurs (dans un cas, le cadre de santé représente les manipulateurs). Dans 19% des centres (6/32), l'équipe est constituée uniquement des radiothérapeutes et des médecins. Dans 6% des centres (2/32), l'équipe est constituée uniquement des médecins et des manipulateurs. Finalement quels que soient les centres, les médecins sont systématiquement impliqués.

Professionnels impliqués dans la définition des paramètres d'acquisition des images

Cette partie traite des corps de métiers associés au réglage des paramètres d'acquisition de l'imagerie de positionnement. Sur les 35 réponses reçues, une seule n'était pas exploitable.

Les professionnels cités sont les médecins, les constructeurs, les manipulateurs, les aides-médecins et les radiothérapeutes.

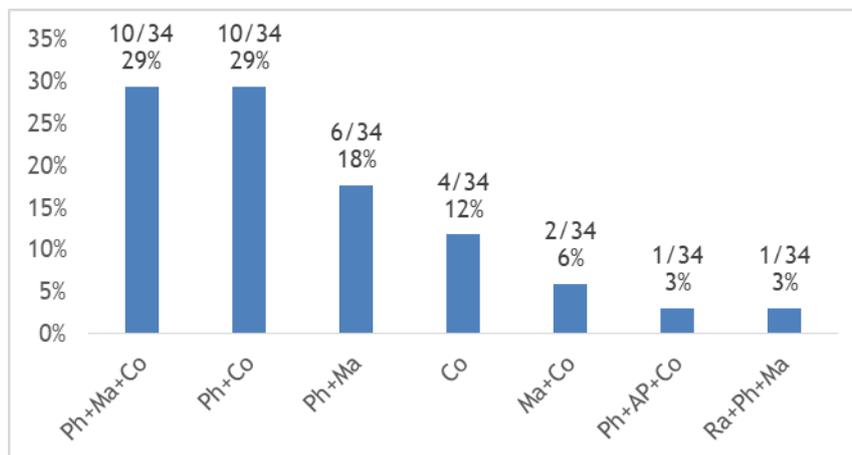


Figure 10 : Professionnels impliqués dans la définition des paramètres d'acquisition des images de positionnement en radiothérapie (Ra=Radiothérapeute, Ph=Physicien médical, Ma=Manipulateur, Co=Constructeur, AP=Aide-physicien)

En règle générale, comme le montre la **Figure 10** ci-avant, les paramètres d'acquisition sont définis par plusieurs personnes incluant les médecins (82% des centres), les constructeurs (79% des centres) et les manipulateurs (56% des centres). Plus ponctuellement, les oncologues-radiothérapeutes (1 centre) et les aides-médecins (1 centre) sont impliqués. L'IRSN note toutefois que 4 centres (12%) ne modifient pas les paramètres établis à l'installation par les constructeurs.

D'après les réponses au questionnaire, les paramètres réglés sont les suivants :

- le champ de vue/collimation (FOV) ;
- les incidences des images ;
- pour l'imagerie kV :
 - la tension du tube à rayons X (kV) ;
 - le courant, le temps d'exposition ou la charge (mA/ms/mAs) ;
 - l'arc de rotation, la vitesse angulaire et le nombre de projections (kV-CBCT) ;
 - le filtre additionnel ;
- pour l'imagerie portale MV 2D :
 - l'énergie ;
 - le nombre d'UM ;
- au CyberKnife®, la fréquence d'image kV (en fonction de l'amplitude du mouvement dû à la respiration).

Dans certains centres, les paramètres sont personnalisés lors de la première séance de radiothérapie à partir de l'appréciation du manipulateur ; ces paramètres seront réutilisés aux séances suivantes. Un des centres optimise la dose *via* une réduction progressive des mAs de l'imagerie kV-CBCT au cours des premières séances, tout en maintenant une qualité d'image interprétable.

Pour l'imagerie kV-CBCT, en général les manipulateurs choisissent des protocoles dont les constantes sont adaptées à la localisation traitée, la corpulence du patient, voire la position des bras. Les paramètres de ces protocoles kV-CBCT sont parfois ajustables par les manipulateurs.

6.2.5. Gestion des doses additionnelles : estimation, prise en compte et enregistrement

Cette partie présente les résultats de l'enquête concernant l'estimation des doses dues à l'IGRT, la prise en compte de ces doses et leur enregistrement.

Estimation des doses dues à l'IGRT (hors scanner de simulation)

Sur les 35 réponses au questionnaire reçues, 33 réponses relatives aux estimations des doses étaient exploitables. Les 33 centres concernés réalisent tous des estimations des doses d'imagerie. Celles-ci sont réalisées *via* une, deux ou trois méthodes parmi les suivantes (les proportions d'utilisation de chacune des méthodes prise individuellement sont indiquées) :

- les mesures sur fantôme (23/33 soit 70%) ;
- les calculs sur le TPS (15/33 soit 45%) pour l'imagerie MV 2D uniquement ;
- les données issues de littérature scientifique et/ou des spécifications du constructeur (12/33 soit 36%).

Dans la majorité des centres (18/33 soit 55%), une seule méthode d'estimation est utilisée. Pour 11 de ces 18 centres, cette estimation est réalisée par des mesures sur fantôme.

Dans une grande proportion également (13/33 soit 39%), deux méthodes sont utilisées. Pour 6 de ces 13 centres, l'estimation est réalisée par la combinaison de mesures sur fantôme et de calculs sur le TPS.

Enfin, 2 des 33 centres utilisent les 3 méthodes.

Prise en compte des doses d'imagerie dans le processus de traitement de radiothérapie

Dans les centres de radiothérapie, la prise en compte des doses d'imagerie peut impacter le traitement dès l'étape de planification de traitement par anticipation des doses reçues ou au cours du traitement. Il s'agit généralement de réduire la dose reçue par séance de traitement (en modifiant le nombre d'UM des faisceaux) ou le nombre total de séances.

44% des centres (soit 15/34) déclarent prendre en compte les doses d'imagerie et adaptent éventuellement le plan de traitement dans les situations suivantes :

- lors des traitements de la prostate à forte dose si un kV-CBCT est réalisé quotidiennement ;
- lorsque l'imagerie portale (MV 2D) est utilisée ;
- lors de traitements par irradiation corporelle totale au cours de laquelle la dose d'imagerie est intégrée au traitement et monitorée par les diodes.

En revanche, 56% des centres déclarent ne jamais prendre en compte les doses d'imagerie.

Il est à noter également qu'aucun centre ne prend en compte les doses d'imagerie embarquée kV en dehors du cas du traitement de la prostate cité ci-dessus.

Enregistrement des doses dans le dossier du patient

Sur les 35 centres, 34 ont répondu aux questions relatives à l'enregistrement des doses dans le dossier du patient.

Seulement environ un quart des centres (9/34 soit 26%) déclarent enregistrer la dose d'imagerie dans le dossier du patient. Une faible proportion (7/14 soit 21 %) déclare le faire uniquement dans quelques cas spécifiques :

- lorsque les doses sont calculables dans le TPS (imagerie portale) ;
- pour les images sur le CyberKnife®, les doses sont intégrées par le constructeur dans le rapport de fin de traitement (doses à la peau à partir de valeurs tabulées) ;

- lorsque le nombre d'images portales réalisés est conséquent, un HDV post-traitement afin de comptabiliser les doses des images portales réellement réalisées est calculé dans le TPS.

Par ailleurs, un centre effectue, à partir des images déjà réalisées à mi traitement, une extrapolation de la dose totale d'imagerie en fin de traitement. Pour ce centre, si la dose prévisionnelle est supérieure au seuil de 1 Gy, alors la dose d'imagerie sera enregistrée dans le dossier du patient en fin de traitement.

6.2.6. Pédiatrie

Sur les 8 centres sélectionnés par l'IRSN pour la pratique de la radiothérapie pédiatrique, 6 centres ont répondu à l'enquête.

Ces 6 centres ont indiqué adapter la procédure d'imagerie ou les paramètres d'acquisition. Les méthodes d'optimisation appliquées par ces centres sont :

- l'utilisation de protocoles adultes « basse dose » comme par exemple :
 - un protocole thorax adulte pour un traitement pédiatrique pelvien ;
 - un protocole kV-CBCT ORL adulte pour les enfants en bas-âges quelle que soit la localisation ;
 - un protocole kV-CBCT ORL adulte avec une acquisition partielle de projection (kV-CBCT en demi-arc) ;
- la réalisation préférentielle d'imagerie kV (2D) au lieu de kV-CBCT ;
- la réalisation d'images kV (2D) postéro-antérieures afin de préserver les cristallins.

La gestion des doses d'imagerie pour les traitements pédiatriques est la même que celle des adultes, c'est-à-dire une absence de prise en compte sauf dans des cas particuliers cités au chapitre 6.2.5 du présent rapport (imagerie portale, irradiation corporelle totale).

Concernant l'enregistrement des doses d'imagerie dans le dossier patient en pédiatrie, aucune action supplémentaire n'est réalisée par rapport aux adultes pour 4 des 6 centres (parmi ces 4 centres, 3 n'enregistrent pas les doses ni pour les adultes ni pour les enfants, et le centre restant les enregistre pour les deux). Les actions supplémentaires pour les 2 autres centres sont l'enregistrement des doses d'imagerie de l'appareil CyberKnife® et l'enregistrement des doses d'imagerie sur des bases de données nationales pédiatriques.

6.3. Discussion des résultats de l'enquête

6.3.1. Représentativité nationale des résultats de l'enquête

Les éléments présentés au chapitre 6.2 du présent rapport montrent que les centres ayant répondu à l'enquête :

- représentent un échantillon respectant la proportion nationale en termes de statut ;
- comportent un large échantillon de marques et de modèles d'accélérateurs existants ;
- incluent les modalités d'imagerie de positionnement existantes (MV/kV, 2D/3D).

Par conséquent, les résultats présentés peuvent être considérés comme représentatifs de la pratique nationale.

6.3.2. Procédures d'imagerie pour les traitements des cancers du sein, de la prostate et de la sphère ORL

Fréquence d'imagerie

La fréquence des acquisitions des images doit être cohérente avec la précision nécessaire du positionnement par rapport à la technique de traitement et aux marges CTV/PTV utilisées. Les forts gradients de doses obtenus en VMAT ainsi que l'utilisation de marges CTV/PTV réduites par rapport aux traitements RC3D sont cohérents avec l'observation d'une imagerie quotidienne pour ces traitements. En revanche, pour le cancer du sein en RC3D, les pratiques semblent scindées en deux entre une imagerie quotidienne et une imagerie globalement hebdomadaire. Cela suggère soit deux types de prises en charges différentes pouvant être liées, par exemple, à l'irradiation ou non des aires ganglionnaires (informations non précisées dans les réponses à l'enquête), soit à

une évolution des pratiques qui peut être due à une généralisation de l'utilisation quotidienne de l'imagerie pour le positionnement en lien avec l'augmentation des proportions de traitements VMAT. Par ailleurs, l'enquête nationale réalisée par Delpon et *al.* en 2015 [8] montre également la prédominance d'une imagerie quotidienne dans le cas général des traitements en radiothérapie. L'IRSN attire l'attention sur la nécessité de justification de l'utilisation de l'imagerie si elle n'est pas liée à une amélioration du contrôle tumoral ou à une diminution des toxicités du traitement.

Combinaisons des modalités d'imagerie

Globalement, concernant les combinaisons de modalités d'imagerie (cf. Figure 7 ci-avant), l'utilisation de 3 modalités d'imagerie au cours du traitement est observée pour toutes les localisations et les techniques de traitement (RC3D et VMAT) : 8% pour le sein en RC3D et respectivement 31%, 10% et 8% pour les traitements VMAT du sein, de la prostate et de la sphère ORL. Cette pratique pose la question de la justification, du point de vue de la radioprotection du patient, de l'utilisation de 3 modalités d'imagerie irradiantes : quelles sont les informations supplémentaires utiles apportées ? Pour quelle raison les proportions relatives de l'utilisation des imageries kV 2D et 3D sont-elles semblables pour les 3 localisations tumorales traitées, malgré des problématiques cliniques et des doses additionnelles très différentes ?

Fréquence d'utilisation de l'imagerie 3D kV-CBCT

La fréquence d'utilisation de l'imagerie 3D kV-CBCT fait l'objet d'une analyse complémentaire distincte car elle est plus irradiante mais apporte des informations supplémentaires par rapport à l'imagerie 2D. Globalement, l'imagerie kV-CBCT apporte une visualisation tridimensionnelle des tissus mous rendant possible l'évaluation des modifications morphologiques, un positionnement centré sur un organe (tissu mou), l'évaluation de la réplétion d'organes tels que la vessie et le rectum pour le traitement de la prostate et une meilleure précision de positionnement pour des traitements complexes du sein par exemple. Le recours à cette imagerie 3D doit cependant être limité au juste nécessaire compte-tenu des doses associées.

L'analyse des modifications anatomiques permet d'évaluer la nécessité de modifier le plan de traitement pour prendre en compte par exemple le gonflement du sein, l'amaigrissement du patient ou encore la fonte tumorale. Dans ces cas de figure, il est nécessaire d'effectuer une nouvelle planification de traitement afin de corriger les erreurs dosimétriques générées par ces évolutions anatomiques (modification des épaisseurs traversées en amont du volume cible ou des dimensions du volume cible lui-même). Même si l'évaluation des modifications morphologiques peut être nécessaire pour certaines localisations tumorales et obtenir la précision dosimétrique du traitement en plus de la précision géométrique, sa fréquence d'utilisation reste à justifier.

Par ailleurs, la visualisation en 3D des tissus mous rend possible un positionnement sur la prostate (volume cible) sans recourir à l'implantation de marqueurs radio-opaques préalablement au traitement. L'imagerie 3D est la seule modalité permettant l'évaluation des réplétions rectale et vésicale responsables des mouvements de la prostate. Dans ce cas, l'imagerie 3D pour le positionnement de la prostate semble être justifiée.

Pour le traitement du sein, la modulation d'intensité remplace la RC3D lorsque cette dernière ne permet pas de couvrir le volume cible ou pour de nouvelles études ou techniques de traitement (la réduction des marges du volume cible, la radiothérapie hypofractionnée avec boost intégré et l'irradiation partielle du sein). Pour ces techniques, l'imagerie kV-CBCT peut être utile pour le positionnement des patientes et l'évaluation des modifications morphologiques. Cependant, compte-tenu des doses délivrées au sein controlatéral et aux poumons présents dans le champ d'exploration [14], la fréquence d'utilisation de l'imagerie 3D plus irradiante doit être optimisée.

Traitements des cancers de la prostate : synthèse des résultats de l'enquête

Pour le traitement des cancers de la prostate, la combinaison de dispositifs d'imagerie la plus utilisée est l'association du kV-CBCT avec l'imagerie 2D-kV. Un peu plus de la moitié des centres utilise l'imagerie kV-CBCT quotidiennement. A titre de comparaison, l'enquête réalisée par Delpon et *al.* en 2015 [8] montre une imagerie 3D quotidienne dans les traitements des cancers de la prostate réalisée dans 26 protocoles sur 86 soit 30% ; cette pratique semble donc être en augmentation. Par ailleurs, les données de l'enquête ne permettent pas d'analyser

si les autres cas (utilisation non quotidienne de l'imagerie kV-CBCT) concernent l'utilisation de marqueurs implantés pour le positionnement du patient afin d'assurer un centrage sur la prostate et permettre l'utilisation de marges de sécurité réduites. De façon générale, l'IRSN souligne l'importance d'appliquer des procédures d'IGRT en cohérence avec la technique de traitement mais aussi les marges CTV/PTV utilisées et le type de recalage effectué (osseux, tissulaire ou sur marqueurs radio-opaques implantés).

Traitements des cancers de la sphère ORL : synthèse des résultats de l'enquête

Pour le traitement des cancers de la sphère ORL, le recours à l'imagerie kV-CBCT permet l'évaluation des modifications morphologiques au cours du traitement mais est plus irradiante qu'une imagerie 2D-kV si un recalage osseux est suffisant. La combinaison des dispositifs d'imagerie la plus utilisée est l'association d'images 2D-kV avec des images 3D kV-CBCT. Il convient de noter que la majorité des centres utilisent le kV-CBCT. Par ailleurs, aucune fréquence caractéristique d'utilisation du kV-CBCT ne semble prédominer pour les traitements en ORL. La disparité des fréquences d'utilisation du kV-CBCT ainsi que l'observation d'un recours non-systématique au cours du traitement souligne pour l'IRSN la nécessité de recommandations supplémentaires traitant ces points afin d'assurer une utilisation adéquate et optimisée de cette modalité d'imagerie. La disparité en fréquence a également été observée en 2015 dans l'enquête réalisée par Delpon et *al.* [8] qui a fait ressortir que l'imagerie 3D est utilisée selon 3 fréquences : dans 9 % des cas à la première séance puis hebdomadaire, dans 16 % des cas lors de plusieurs séances en début de traitement puis hebdomadaire, et dans 16 % des cas en quotidien.

Traitements des cancers du sein : synthèse des résultats de l'enquête

Pour le traitement des cancers du sein, les évolutions morphologiques sont visibles sur l'imagerie kV-CBCT et l'imagerie 2D-MV mais pas sur l'imagerie 2D-kV. Quelle que soit la technique d'irradiation, toutes les combinaisons de modalités d'imagerie observées impliquent soit l'imagerie kV-CBCT soit l'imagerie 2D-MV et permettent donc de s'assurer du traitement de l'ensemble du volume cible.

En RC3D, Kammerer et *al.* [14] précisent que le standard reste l'imagerie 2D-MV. Ce point ressort bien de l'enquête puisque dans 100% des cas, l'imagerie 2D-MV est utilisée et dans 59% des centres, elle est utilisée seule. Par contre, pour 41% des centres, plusieurs modalités sont utilisées avec *au minima* l'imagerie 2D-kV combinée à l'imagerie 2D-MV. Le bénéfice clinique d'une combinaison allant jusqu'à 3 modalités d'imagerie pour positionner la patiente se doit d'être évalué afin d'éviter une accumulation de doses d'imagerie de positionnement non justifiée.

En VMAT, concernant la fréquence d'utilisation du kV-CBCT, la tendance est plutôt hebdomadaire pour le traitement du sein. La combinaison d'imagerie la plus fréquemment appliquée dans les centres est l'utilisation des 3 modalités 2D-MV, 2D-kV et kV-CBCT. Cependant, les pratiques sont réparties en 5 combinaisons dont les fréquences d'utilisation sont proches (cf. Figure 7.b). La difficulté du positionnement précis de ces patientes nécessaire aux techniques plus complexes suggère une discussion des avantages et inconvénients des différentes modalités d'imagerie et que les professionnels impliqués en radiothérapie proposent des procédures d'IGRT optimisées en dose limitant les combinaisons de modalités si elles ne sont pas nécessaires. Par ailleurs, il ressort de l'enquête une procédure particulièrement intéressante, car peu irradiante, pour le traitement du sein en termes de radioprotection du patient : l'imagerie surfacique quotidienne (non-irradiante) accompagnée de l'imagerie kV-CBCT hebdomadaire (utilisée dans 1 centre).

6.3.3. Procédures d'imagerie pour les traitements intracrâniens en conditions stéréotaxiques

Pour ce qui concerne la radiothérapie stéréotaxique intracrânienne, il ressort de l'enquête que deux types d'accélérateurs sont utilisés dans des proportions quasi-équivalentes : les accélérateurs « conventionnels » et les accélérateurs « dédiés » (architecture particulière). La précision géométrique de ces appareils de traitement et des dispositifs d'imagerie associés n'étant pas les mêmes, il est nécessaire de quantifier l'incertitude géométrique systématique et aléatoire en fonction de la technique (appareil de traitement et d'imagerie) afin d'adapter les marges de sécurité utilisées et, par conséquent, les volumes à traiter. Cette quantification doit être faite pour toutes les techniques de radiothérapie stéréotaxique. Pour les accélérateurs conventionnels, les

pratiques observées sont hétérogènes et dépendent des modalités d'imagerie disponibles. Une utilisation en proportion quasi-identique de l'imagerie kV-CBCT et de l'Exactrac® est constatée (cf. **Figure 9**).

Ainsi, des recommandations sur l'équipement utilisé, les marges de sécurité adaptées et les procédures d'IGRT associées pour pratiquer la radiothérapie stéréotaxique intracrânienne semblent nécessaires.

6.3.4. Gestion des procédures d'IGRT et des paramètres d'acquisition des images

Comme indiqué précédemment, dans la majorité des centres, les procédures d'imagerie sont établies par un groupe pluri-professionnel composé de radiothérapeutes, médecins et manipulateurs, associés parfois à d'autres professionnels (dosimétristes, constructeurs, neurochirurgiens). Les recommandations internationales pour la mise en place de l'IGRT préconisent un groupe multidisciplinaire impliquant radiothérapeutes, médecins médicaux et manipulateurs (et dosimétristes suivant l'origine des recommandations). La recommandation générale est donc suivie dans 75% des centres ayant répondu à l'enquête. La participation est systématique pour les médecins, quasi-systématique pour les radiothérapeutes (94%) et forte pour les manipulateurs (81%).

L'enquête montre que ce sont les manipulateurs qui adaptent les paramètres d'acquisition au patient de manière à ajuster la qualité d'image. Dans la mesure où les manipulateurs réalisent le positionnement du patient et qu'ils ont le savoir-faire pratique et la responsabilité du bon déroulement de la séance, leur implication dans les problématiques de radioprotection du patient est donc nécessaire et importante. Ils doivent participer à l'élaboration des procédures et les maîtriser. De plus, les manipulateurs doivent être conscients de l'impact dosimétrique potentiel des procédures de positionnement [61]. Leur participation aux groupes de travail d'IGRT doit donc être encouragée.

Les professionnels qui participent le plus souvent au réglage des paramètres d'acquisition des images sont les médecins médicaux, les manipulateurs et les constructeurs pour 30 centres. Par contre, pour 4 centres sur 34, l'enquête montre qu'aucun professionnel n'intervient sur les paramètres établis lors de l'installation par le constructeur.

6.3.5. Gestion des doses additionnelles : estimation, prise en compte et enregistrement

L'enquête montre que tous les centres ayant répondu à l'enquête réalisent une estimation des doses d'imagerie. Dans plus des deux tiers des centres de radiothérapie, des mesures sur fantôme sont réalisées. Trois centres (9%) utilisent uniquement la littérature scientifique et/ou les spécifications du constructeur. Mis à part les calculs réalisés sur le TPS (concernant l'imagerie portale MV), les estimations ne prennent donc pas en compte la morphologie du patient.

Dans le cas général, la dose additionnelle d'imagerie n'est pas prise en compte lors de l'étape de planification de traitement (56 % des centres). Aucun centre n'a déclaré considérer les doses d'imagerie dès lors qu'elles dépassent 5% de la dose prescrite comme recommandé par le TG180 de l'AAPM (2018) [5]. Deux centres utilisent le seuil de 1Gy.

Les cas pour lesquels la dose additionnelle d'imagerie est parfois prise en compte concernent le traitement à forte dose de la prostate avec imagerie kV 3D quotidienne (nombre de séances adapté) ou bien lorsque le calcul de cette dose additionnelle est réalisable techniquement (système d'imagerie MV).

Concernant l'enregistrement des doses, en règle générale (53% des centres soit 18/34), les doses dues à l'imagerie de positionnement ne sont pas enregistrées dans le dossier du patient. Pourtant, cette donnée est nécessaire pour le suivi à long terme des patients afin d'avoir des informations complètes sur les doses reçues. Aucune réponse n'a montré un enregistrement des doses absorbées évaluées dans différents organes d'intérêt.

Les possibilités d'estimation, de prise en compte et d'enregistrement des doses additionnelles sont limitées par la technique pour les dispositifs d'imagerie à basse énergie largement utilisés actuellement. La différence entre les systèmes d'imagerie basse et haute énergies est la possibilité de calculer les distributions de dose dans le TPS.

6.3.6. Pédiatrie

Parmi les centres de radiothérapie ayant répondu à l'enquête (6 réponses parmi les 8 centres choisis comme réalisant des traitements pédiatriques), en règle générale :

- les procédures d'imagerie et les paramètres d'acquisition sont adaptés à la pédiatrie en sélectionnant des protocoles adultes utilisant des modalités moins irradiantes (2D vs 3D), des angulations réduites en kV-CBCT et des paramètres ajustés aux petits volumes (moins irradiants). De ce fait, il est fort probable que ces procédures pourraient être optimisées davantage en se basant par exemple sur des mesures sur fantômes anthropomorphiques;
- l'optimisation faite ne tient pas compte de la taille et du poids des enfants ;
- les doses d'imagerie sont traitées bien souvent de la même manière que pour les adultes, c'est-à-dire, en majorité, ne sont pas prises en compte ni enregistrées dans le dossier patient.

7. SYNTHÈSE

L'objectif de l'IGRT est d'améliorer la précision géométrique du positionnement du patient par la vérification et l'ajustement de la localisation du volume cible et des organes à risque par rapport à l'isocentre de traitement. Ainsi, l'IGRT permet d'obtenir une meilleure correspondance entre les distributions de dose planifiées et délivrées du traitement, de développer des techniques d'irradiation plus précises et complexes et de diminuer les volumes irradiés. Par ailleurs, l'acquisition d'images au cours du traitement permet d'évaluer la nécessité d'adapter le plan de traitement vis-à-vis des variations morphologiques et anatomiques du patient. L'IGRT amène le développement de la radiothérapie adaptative et allie la précision dosimétrique à la précision géométrique par la justesse des épaisseurs et densités traversées par les faisceaux.

Les bénéfices cliniques attendus de l'IGRT sont :

- une amélioration du contrôle local grâce à la précision balistique du traitement obtenue et aux évolutions des prescriptions/techniques de traitement qu'elle permet (par exemple, les irradiations focalisées, la radiothérapie stéréotaxique) ;
- une diminution des toxicités du traitement en diminuant le volume irradié, comme par exemple pour le traitement des cancers de la prostate pour lesquels l'IGRT a permis de cibler la prostate et de ne plus traiter le pelvis systématiquement.

Cependant, les dispositifs d'imagerie utilisés pour l'IGRT sont majoritairement irradiants. L'hétérogénéité des pratiques observée lors des inspections par l'ASN et confirmée par l'enquête de l'IRSN effectuée en 2019 soulève la question de la radioprotection des patients et appelle à une réflexion sur ces pratiques. Comme pour toute utilisation des rayonnements ionisants à des fins médicales, les principes de justification et d'optimisation des actes doivent être appliqués. Il revient aux professionnels de la radiothérapie de mettre en place ces principes de la radioprotection des patients.

Dans le présent rapport, l'IRSN a identifié les enjeux concernant la radioprotection des patients en fonction du type d'images, de la localisation et de la population. Les recommandations nationales et internationales concernant l'IGRT ont été présentées ainsi que les solutions industrielles disponibles pour prendre en compte les doses et les optimiser. Les difficultés techniques associées à l'optimisation et à la gestion des doses d'imagerie ont été identifiées. Enfin, l'IRSN a présenté un état des lieux des pratiques, au niveau national, en termes d'utilisation de l'imagerie de positionnement et de gestion de ces doses en radiothérapie sur un échantillon de 35 centres pour l'année 2019. A partir de cette étude, l'IRSN indique, dans la présente synthèse, les recommandations à établir par les sociétés des professionnels impliqués en radiothérapie afin d'aider à la large diffusion des bonnes pratiques et l'application des principes de justification et d'optimisation.

7.1. Etat des lieux : besoins de justification du recours à l'imagerie de positionnement et de recommandations

L'état des lieux réalisé par l'IRSN en 2019 sur 35 centres représentatifs de la pratique française (répartition des statuts des centres et représentativité des dispositifs d'imagerie disponibles sur le marché) a permis d'objectiver un certain nombre de disparités dans les pratiques d'IGRT et de besoins de justifications en termes de fréquence d'acquisition d'images, de modalité et combinaison de modalités d'imagerie utilisées :

- pour les traitements du sein en RC3D, les pratiques sont scindées en deux entre d'une part une imagerie quotidienne, d'autre part une imagerie globalement hebdomadaire, avec un total de 9 fréquences distinctes. Les éléments de réponse indiqués par les centres ne permettent pas d'expliquer le choix réalisé entre une imagerie quotidienne ou hebdomadaire ;
- pour les traitements de la sphère ORL par modulation d'intensité VMAT, aucune fréquence d'imagerie kV-CBCT caractéristique ne se dessine et cette modalité n'est pas systématiquement utilisée au cours du traitement malgré les recommandations d'adapter le traitement en tenant compte des variations anatomiques (amaigrissement, fonte tumorale) [41] ;
- pour les traitements de la sphère ORL par modulation d'intensité VMAT, jusqu'à 7 combinaisons de dispositifs d'imagerie différentes sont utilisées ;
- pour toutes les localisations et techniques de traitement (RC3D et VMAT), jusqu'à 3 modalités d'imagerie combinées au long d'un traitement sont utilisées. Le nombre de combinaisons différentes utilisées varie de 4 pour le sein en RC3D à 7 pour l'ORL en VMAT, soulignant la disparité des pratiques pour ces localisations tumorales et pouvant conduire à une accumulation de doses non-justifiée ;
- en radiothérapie stéréotaxique intracrânienne, les accélérateurs dits « conventionnels » sont autant utilisés que les accélérateurs avec une architecture particulière dédiés à la radiothérapie stéréotaxique, ce qui implique une disparité dans la précision géométrique des systèmes utilisés.

Ces disparités observées interrogent quant à la justification du recours à l'imagerie et des modalités choisies. Par exemple, pour le traitement du cancer du sein en RC3D, la fréquence d'imagerie plus élevée utilisée peut s'expliquer par un changement de pratique en lien avec l'augmentation de la proportion de traitements plus complexes pour d'autres localisations tumorales. En effet, l'imagerie quotidienne nécessaire pour ces autres traitements plus complexes deviendrait aussi la pratique standard pour d'autres localisations comme le sein. Un autre exemple concerne les traitements VMAT pour lesquels une imagerie quotidienne est systématiquement réalisée, en cohérence avec la complexité de la technique (forts gradients de dose et marges CTV/PTV réduites par rapport aux techniques RC3D). En revanche, des disparités concernant la fréquence d'utilisation de l'imagerie kV-CBCT sont observées quelles que soient les localisations tumorales. **Ces disparités soulignent la nécessité de recommandations supplémentaires à celles existantes (RECORAD) concernant le choix des modalités et leur fréquence d'utilisation à adapter aux différentes problématiques cliniques.**

Concernant l'imagerie kV-CBCT, la proportion d'accélérateurs équipés de ces systèmes était de 41% en 2013 d'après l'observatoire national de la radiothérapie [3] et est de 86% en 2019 selon l'état des lieux réalisé à partir de l'enquête de l'IRSN. Bien que l'échantillon des centres ayant répondu ne soit pas identique pour les 2 enquêtes, cela démontre la tendance forte au développement de cette imagerie. Les informations anatomiques et les doses associées à ces images kV-CBCT en 3D ne sont pas équivalentes aux images kV-2D. L'imagerie kV-CBCT permet un recalage tissulaire et l'évaluation des variations morphologiques et réplétions des organes comme la vessie et le rectum. La réalisation d'images kV-CBCT, plus irradiantes que les images kV-2D, doit cependant être justifiée. Il apparaît intéressant d'indiquer systématiquement, dans **les recommandations par localisation, l'apport de l'imagerie 3D par rapport à l'imagerie 2D afin de justifier son utilisation ainsi que sa fréquence.**

Par ailleurs, l'analyse des données inhérentes aux traitements des cancers de la prostate par VMAT montre l'importance d'une cohérence entre la modalité d'imagerie, la fréquence d'acquisition, le recalage effectué

(tissulaire, sur marqueurs radio-opaques ou osseux) et les marges CTV/PTV utilisées. En effet, pour le traitement de la prostate, en fonction de la modalité d'imagerie utilisée et de la présence ou non de marqueurs radio-opaques implantés, le recalage peut se faire sur la prostate (organe cible) ou sur les structures osseuses. Sans marqueurs, il est nécessaire d'utiliser quotidiennement une imagerie 3D pour utiliser des marges réduites et s'affranchir du positionnement de la prostate par rapport aux structures osseuses.

Des indications par localisation, sur les modalités de recalage et les marges CTV/PTV, doivent être incluses dans les recommandations. Les bonnes pratiques pourraient être de prendre en compte les incertitudes locales du centre en les évaluant. La pratique courante semble pourtant être une utilisation de valeurs de marges issues de la littérature et donc non spécifiques au centre. Comme vu concernant la radiothérapie stéréotaxique pulmonaire [43], il n'existe pas de consensus sur la nécessité d'évaluer ces marges localement. **Un consensus sur les bonnes pratiques concernant leur définition et leur évaluation semble nécessaire.**

Enfin, la rareté des cancers pédiatriques suggère la nécessité d'établir un consensus à part prenant en compte leurs spécificités pour définir les marges de sécurité.

7.2. Etat des lieux : Gestion des doses d'imagerie de positionnement

D'après l'enquête réalisée par l'IRSN en 2019, le réglage des paramètres d'acquisition dans les procédures est réalisé généralement par les médecins (82%) et les constructeurs (79%), mais aussi par les manipulateurs (56%). En pratique, les manipulateurs adaptent les paramètres d'acquisition au patient de manière à ajuster la qualité d'image. Leur participation tant à l'élaboration des procédures qu'à l'optimisation des paramètres d'acquisition en considérant les doses associées doit être encouragée. Par ailleurs, il est également apparu que quatre centres sur 34 n'ajustent pas les paramètres établis à l'installation par le constructeur.

La formalisation de bonnes pratiques au niveau national concernant l'optimisation des paramètres d'imagerie semble nécessaire.

L'enquête a montré que tous les centres réalisent une estimation des doses d'imagerie, en général *via* des mesures sur fantôme, sans prendre en compte la morphologie du patient. Cette approche ne permet pas de quantifier les doses aux organes d'intérêt pour une évaluation des risques associés. De plus, la dose additionnelle d'imagerie n'est en général pas prise en compte lors de l'étape de planification de traitement. 38% des centres déclarent la prendre en compte uniquement dans des cas spécifiques comme le traitement à forte dose de la prostate avec une imagerie kV 3D quotidienne ou bien lorsqu'on peut la calculer (imagerie MV). Les doses additionnelles ne sont pas enregistrées dans le dossier du patient pour 53% des centres.

Par ailleurs, l'enquête a montré que le pelvis est considéré en pratique comme une localisation à risque de toxicité par accumulation des doses d'imagerie avec celle du traitement. Les centres montrent une vigilance particulière vis-à-vis de potentielles toxicités rectales et vésicales pour le traitement de la prostate avec des doses prescrites élevées faisant intervenir une imagerie kV-CBCT quotidienne. Pour limiter ces toxicités, certains centres suppriment une séance. **Des recommandations complémentaires à celles existantes apparaissent nécessaires afin d'assurer la qualité optimale des traitements de la prostate à fortes doses tout en maîtrisant les risques de toxicité associés.**

En pédiatrie, l'enquête a montré que les centres réduisent les doses délivrées par l'imagerie de positionnement aux enfants en sélectionnant le protocole adulte existant optimal, c'est-à-dire le moins irradiant. Il convient cependant de noter que ces démarches ne tiennent pas compte de la taille et du poids de l'enfant. De plus, les doses additionnelles ne sont pas prises en compte ni enregistrées, comme pour les adultes. **L'IRSN identifie la nécessité pour les traitements pédiatriques d'aller plus loin dans l'optimisation des procédures d'IGRT qui leur sont dédiées (pas seulement dérivées des protocoles adultes mais basées par exemple sur des mesures dans des fantômes anthropomorphes ou des calculs) et de prendre en compte la taille et le poids de l'enfant comme en imagerie médicale diagnostique.**

7.3. Solutions industrielles disponibles pour prendre en compte les doses d'imagerie de positionnement et les optimiser, et les limites associées

Pour un dispositif d'imagerie de positionnement, l'optimisation des doses passe par l'optimisation des paramètres d'acquisition par l'utilisateur et les évolutions technologiques, techniques et logicielles des dispositifs.

Tous les constructeurs de dispositifs d'imagerie proposent une estimation des doses sur fantôme pour chacun des préréglages. Pour les dispositifs d'imagerie basse énergie (kV), il est aujourd'hui possible d'utiliser des données tabulées issues de la littérature ou des mesures sur fantôme. Cependant, ces doses non-personnalisées restent difficilement intégrables dans le dossier du patient. Les solutions de calculs de dose dans les TPS sont limitées à l'imagerie haute énergie MV des accélérateurs conventionnels. Concernant l'imagerie kV, dans tous les cas, il est possible d'enregistrer le nombre d'images acquises dans le Record and Verify (R&V). Pour les systèmes embarqués MV ou kV, la modalité (2D ou 3D) est aussi enregistrée. Pour le CyberKnife®, une estimation de la dose en entrée faite à partir de valeurs tabulées est enregistrée.

La principale difficulté identifiée par l'IRSN pour la prise en compte des doses d'imagerie kV et leur optimisation est l'accès à leur distribution volumique. Des solutions existent mais ne sont pas encore commercialisées. La visualisation en 3D des doses présente un intérêt pédagogique indéniable notamment pour l'optimisation des procédures (comme le volume imagé et l'angulation des faisceaux), l'étude de l'impact des différents paramètres sur les distributions de doses et les études nécessaires pour répondre à des problématiques cliniques comme l'impact dosimétrique de l'accumulation d'un nombre important d'images intra-fraction lors d'une séance de radiothérapie stéréotaxique. Par ailleurs, l'optimisation individuelle des procédures d'imagerie peut être intéressante pour les populations à risques et des patients de morphologie ou traitement atypique.

Finalement, une solution commerciale de calcul de doses liées à l'imagerie de positionnement intégrée dans le processus de prise en charge du patient apparaît comme une condition *sine qua non* pour étendre largement l'évaluation et l'enregistrement des doses d'imageries dans les centres de radiothérapie, point de départ pour une évaluation des risques à court, moyen et long termes.

Par ailleurs, il n'existe aucune solution en radiothérapie permettant de choisir, avant le traitement, des paramètres d'acquisition optimaux spécifiques au patient (morphologie et traitement), en termes de dose et de qualité d'image. Au-delà de satisfaire l'objectif d'optimisation, cette solution permettrait de limiter les modifications de ces paramètres lors des séances et simplifierait l'enregistrement des doses associées.

Enfin, dans l'objectif de pouvoir évaluer les risques associés à l'ensemble des doses reçues par le patient (radiothérapie, imagerie diagnostique, imagerie de préparation de traitement, imagerie de positionnement et imagerie de suivi), il apparaît nécessaire d'aller vers un enregistrement des doses aux organes pour toutes les modalités irradiantes.

7.4. Enjeux de radioprotection pour l'IGRT

Il n'est aujourd'hui pas possible d'évaluer les risques radio-induits directement imputables à l'utilisation de la seule imagerie de positionnement du patient par rapport aux autres sources d'irradiation comme l'imagerie diagnostique, l'imagerie de simulation du traitement, de suivi ou le traitement lui-même. Les risques radio-induits en jeu sont l'augmentation du risque d'apparition de toxicités liées au traitement par addition des doses, les risques de cancers radio-induits et les autres risques radio-induits pouvant survenir dans les zones recevant des faibles doses (maladies cardiovasculaires et autres effets déterministes à la peau et aux cristallins, irradiation du fœtus chez une femme enceinte) sans parler des risques de dysfonctionnement d'appareils électroniques. L'AAPM (TG180) recommande d'évaluer les doses associées à l'IGRT en dose absorbée et d'adapter le plan de traitement si elles sont supérieures à l'incertitude du traitement (5% de la dose prescrite) par rapport au risque d'apparition de toxicités.

Les enfants sont identifiés comme une population à risque du fait de leur plus longue espérance de vie et de leur radiosensibilité plus élevée. L'irradiation même à faibles doses augmente les risques de cancers radio-induits comme par exemple la leucémie et le cancer de la thyroïde, ainsi que les risques non-cancéreux comme les maladies cardiovasculaires. Les enfants présentent aussi une radiosensibilité accrue au niveau de la peau, du système nerveux central, du sein et de la moelle osseuse. De plus, ces patients sont suivis cliniquement à long terme, en cumulant d'autant plus de doses d'imagerie. Avec les dispositifs d'imagerie kV, les doses reçues par les structures osseuses peuvent être importantes (2 à 3 fois plus élevées que la dose dans les tissus mous et de 9 à 29 cGy par image abdominale [52]). Une attention plus particulière doit être portée par rapport à l'augmentation potentielle de risque de leucémie due à l'irradiation de la moelle osseuse (risque radio-induit plus important chez les jeunes patients).

La question de la justification et l'optimisation des procédures se pose pour tous les modes d'acquisition d'image et localisations anatomiques. Cependant, l'imagerie kV-CBCT, plus irradiante que l'imagerie 2D, doit faire l'objet d'une vigilance particulière. Par ailleurs, un traitement nécessitant des doses d'imagerie de positionnement élevées (par exemple un traitement avec un grand nombre de fractions et utilisant de l'imagerie 3D quotidiennement) peut amener à une réévaluation du traitement, comme identifié pour le traitement de la prostate à forte dose. Cette réévaluation ne doit pas être surestimée et conduire à une potentielle perte de contrôle tumorale, ni sous-estimée et conduire à des toxicités. **La capacité d'évaluation des doses d'imagerie, tant aux organes critiques qu'aux organes plus à distance du volume traité, permettant de les prendre en compte quand nécessaire afin d'éventuellement adapter le traitement et aussi évaluer à terme les risques radio-induits, constitue donc un enjeu important de radioprotection.**

7.5. Multidisciplinarité de l'IGRT : groupe de travail, définition des responsabilités et formation

Pour chaque localisation tumorale et technique de traitement, il est nécessaire de définir une procédure et une stratégie d'IGRT adaptées aux besoins et aux objectifs cliniques (contention, marges autour du volume cible, modalités d'imagerie pour la préparation et au cours du traitement, fréquence d'acquisition, paramètres d'acquisition, méthodologie de recalage, tolérances quant au positionnement). Pour ce faire, les sociétés savantes américaines AAPM et ASTRO, ainsi que l'AIEA, recommandent de mettre en place un groupe de travail pluridisciplinaire (incluant oncologues-radiothérapeutes, médecins médicaux et manipulateurs voire dosimétristes) au sein de chaque centre afin d'établir ces protocoles et stratégies ainsi qu'évaluer les pratiques. La mise en place et le fonctionnement d'un tel groupe pluridisciplinaire supposent une implication et disponibilité de tous ces corps de métiers.

De l'enquête réalisée en 2019, l'IRSN constate qu'en règle générale, les procédures d'IGRT sont établies par un groupe pluri-professionnel composé d'oncologues-radiothérapeutes, médecins médicaux et manipulateurs, en accord avec les recommandations internationales.

La multidisciplinarité des expertises intervenant dans le domaine de l'IGRT nécessite également de définir les responsabilités de chacun des corps de métiers (oncologues-radiothérapeutes, médecins médicaux, manipulateurs et dosimétristes).

De plus, l'optimisation de la qualité des images et de la dose associée, mais aussi la mesure de la dose d'imagerie et son interprétation nécessitant des compétences spécifiques, il est souhaitable de favoriser le recours aux compétences de médecins médicaux spécialisés en imagerie et/ou de renforcer la formation des médecins médicaux et des manipulateurs intervenant en radiothérapie. La sensibilisation des médecins à ces problématiques paraît également essentielle pour le déploiement de ces bonnes pratiques d'optimisation des doses d'imagerie.

7.6. Synthèse des recommandations à établir par les professionnels impliqués en radiothérapie

L'IRSN a identifié le besoin de formaliser ou adapter aux pratiques françaises un certain nombre de recommandations internationales existantes afin de favoriser le déploiement des bonnes pratiques concernant l'IGRT. Les principales recommandations identifiées par l'IRSN, à établir ou consolider sont :

- la mise en place d'un groupe pluridisciplinaire d'IGRT au sein de chaque centre constitué notamment d'oncologues-radiothérapeutes, physiciens, manipulateurs et dosimétristes. Ce groupe permet la définition, la justification et l'optimisation des protocoles d'IGRT utilisés ainsi que leur évaluation en tenant compte des doses associées (recommandation de l'ASTRO et l'AAPM) ;
- la mise en place de procédures spécifiques pour la pédiatrie (recommandation de l'AAPM) ;
- l'évaluation régulière des marges CTV/PTV utilisées, avec la mise en place systématique d'une base de données recueillant les informations de positionnement des patients (recommandation de l'AIEA) en lien avec les procédures d'IGRT associées ;
- l'évaluation en dose absorbée et l'optimisation des doses additionnelles d'imagerie (IGRT) (recommandation de l'AAPM TG75 et TG180) ;
- la définition d'un seuil en dose à partir duquel il convient d'adapter le plan de traitement (recommandation de l'AAPM TG180 définie à 5% de la dose prescrite) ;
- la définition des responsabilités de chaque corps de métier (recommandations de l'ASTRO et de l'AIEA) ;
- le renforcement de la formation (recommandation de l'ASTRO) :
 - des physiciens médicaux aux compétences spécifiques nécessaires à l'optimisation de la qualité des images et de la dose associée, la mesure de la dose d'imagerie et son interprétation (recommandations de l'AIEA) ;
 - des manipulateurs (acteurs principaux dans le positionnement des patients et l'optimisation des paramètres d'acquisition au cours du traitement) ;
 - des médecins (sensibilisation aux problématiques de radioprotection des patients dans le contexte de l'IGRT).

Afin de faciliter la mise en place de protocoles et de stratégies d'IGRT justifiés et optimisés, l'IRSN préconise, lors de la mise à jour des recommandations cliniques, de traiter de l'apport des différentes modalités en fonction des localisations tumorales pour justifier le choix de la modalité et leur fréquence d'utilisation (avec un focus sur l'imagerie 3D plus irradiante) et d'émettre une proposition de procédures d'IGRT (pour les systèmes d'imagerie courants) justifiées et optimisées.

Pour chaque localisation tumorale, il devrait être précisé :

- la contention ;
- la technique de traitement ;
- la marge d'incertitude CTV/PTV (définition selon la littérature ou évaluées localement, ordre de grandeur) ;
- la modalité d'imagerie et les fréquences d'utilisation pendant le traitement ;
- la méthode de recalage (tissulaire, marqueurs radio-opaques, osseux) ;
- les doses associées à l'imagerie ;
- les modalités d'enregistrement des doses (doses et organes d'intérêt) ;
- les bonnes pratiques et techniques d'optimisation des doses d'imagerie comme par exemple le volume à imager nécessaire, l'angulation d'acquisition des images, la modalité d'imagerie, le nombre d'images, certains paramètres d'acquisition quand cela est pertinent [AAPM 180].

A l'issue de l'enquête réalisée, l'IRSN a identifié deux points spécifiques à discuter dans ces recommandations :

- le traitement de la prostate à forte dose pour lequel le recours à l'imagerie kV-CBCT peut être très fréquent. Des recommandations sur la prise en compte des doses d'imagerie au niveau des organes à risque (vessie et rectum) et une potentielle adaptation de traitement sont nécessaires afin de maîtriser les risques tout en assurant la qualité du traitement ;
- les traitements stéréotaxiques intracrâniens. La disparité constatée des systèmes de traitement et d'imagerie utilisés pour ces traitements dits de « haute précision » suggère fortement le besoin de recommandations traitant notamment du lien entre précision géométrique de ces systèmes et marges de sécurité nécessaires pour définir le PTV.

Il apparaît indispensable de réaliser cette mise à jour des recommandations par un groupe de travail national multidisciplinaire constitué notamment d'oncologues-radiothérapeutes, physiciens médicaux, manipulateurs et dosimétristes. Il s'agira alors d'apporter les éléments de justification et les bonnes pratiques d'optimisation, d'évaluation des pratiques et d'enregistrement des doses d'imagerie en fonction des différentes localisations tumorales et problématiques associées.

Consensus sur la définition des marges de sécurité

L'IRSN identifie le besoin d'établir un consensus sur la définition des marges de sécurité (utilisation de valeurs issues de la littérature ou de valeurs spécifiques aux pratiques du centre déterminées localement) en plus de la mise en place de leurs évaluations régulières (comme recommandé par l'AIEA). Par ailleurs, la rareté des cancers pédiatriques suggère la nécessité d'établir un consensus à part prenant en compte leurs spécificités pour définir ces marges de sécurité.

Population à risque : la pédiatrie

L'IRSN identifie la nécessité, pour les traitements pédiatriques, d'aller plus loin dans l'optimisation des doses des procédures d'IGRT qui leur sont dédiées. Ces protocoles ne doivent pas seulement dériver de ceux des adultes mais être basés, par exemple, sur des mesures dans des fantômes anthropomorphes ou des calculs et devraient prendre en compte la taille et le poids du patient comme en imagerie médicale diagnostique. L'IRSN souligne toutefois que la complexité, la rareté et la technicité de la radiothérapie pédiatrique semblent faire tendre les pratiques vers une prise en charge davantage individualisée de ces patients. **L'IRSN estime pertinent de mettre en place un groupe de travail national multidisciplinaire afin d'émettre des recommandations pour cette population à risque concernant la définition des marges CTV/PTV, la définition des procédures d'IGRT et l'optimisation des doses d'imagerie en radiothérapie. Un recensement des pratiques nationales pourrait permettre de disposer d'éléments de comparaison pour les centres et leur permettre ainsi d'évaluer leur pratique.**

7.7. Vers une optimisation et un enregistrement de l'ensemble des doses

L'IRSN recommande la mise en place d'une démarche d'optimisation de type NRD (Niveaux de Référence Diagnostiques) en définissant des valeurs de référence d'indices de dose pour le scanner de préparation en radiothérapie. Ceci constituerait une première étape dans l'optimisation de l'ensemble des doses d'imagerie reçues par le patient en radiothérapie.

Enfin, l'enregistrement systématique des doses à des fins d'analyse, d'optimisation et de traçabilité se développe en imagerie avec la mise en place des DACS (Dose Archiving and Communication System). **L'IRSN recommande d'inclure les doses d'imagerie de radiothérapie dans cette démarche indispensable pour envisager une évaluation des risques associés.**

GLOSSAIRE

- AAPM : American Association of Physicists in Medicine (Association américaine des physiciens en médecine)
- ACR : American College of Radiology (Collège américain de radiologie)
- ALARA : As Low As Reasonably Achievable (aussi faible que raisonnablement possible)
- ASTRO : American Society for Radiation Oncology (Société américaine de radio-oncologie)
- CBCT : Cone Beam Computed Tomography (Tomographie par faisceau conique)
- CCI-Europe : Childhood Cancer International Europe
- CHR : Centre Hospitalier Régional
- CHRU : Centre Hospitalier Régional Universitaire
- CHU : Centre Hospitalier Universitaire
- CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique
- CLCC : Centre de Lutte contre le Cancer
- CTDI : Computed Tomography Dose Index (Indice de dose scanographique)
- CTV : Clinical Target Volume (volume cible anatomo-clinique)
- DACS : Dose Archiving and Communication System
- DOSEO : Plate-forme des technologies pour la radiothérapie et l'imagerie
- ESPIC : Etablissement de Santé Privé d'Intérêt Collectif
- ESTRO : European Society for Radiotherapy and Oncology (société européenne de radiothérapie et d'oncologie)
- FOV : Field Of View (champ de vue)
- GTV : Gross Tumor Volume (volume tumoral macroscopique)
- HDV : Histogramme Dose-Volume
- IAEA : International Atomic Energy Agency (Agence Internationale de l'Energie Atomique, AIEA)
- IGRT : Image-Guided Radiation Therapy (radiothérapie guidée par l'image)
- IMRT : Intensity Modulated Radiation Therapy (Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité, RCMI)
- INCa : Institut National du Cancer
- IRCM : Institut de Radiobiologie Cellulaire et Moléculaire
- IRM : Imagerie par Résonance Magnétique
- IRSN : Institut de Radioprotection et Sûreté Nucléaire
- JARC : Joint Action on Rare Cancers
- kV : kilo Volt
- mA/mAs : milli-ampère/milli-ampère-seconde

MV : Méga Volt

NRD : Niveaux de Référence Diagnostiques

PTV : Planning Target Volume (Volume cible planifié)

RC3D : Radiothérapie conformationnelle en 3 dimensions

RCMI : Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité

R&V : Record and Verify (dispositif permettant de sécuriser les paramètres du traitement)

SFPM : Société Française de Physique Médicale

SFRO : Société Française de Radiothérapie Oncologique

TPS : Treatment Planning System (système de planification de traitement)

UM : Unité Moniteur

UNSCEAR : Comité scientifique des Nations-Unies pour l'étude des effets des rayonnements ionisants

VADS : Voies AéroDigestives Supérieures

VMAT : Volumetric Modulated Arc Therapy (Irradiation avec Modulation d'intensité Volumétrique)

RÉFÉRENCES

- [1] P. Ortiz López et al. « ICRP publication 112. A report of preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies », *Ann. ICRP*, vol. 39, no 4, p. 1-86, août 2009, doi: 10.1016/j.icrp.2010.02.002.
- [2] R. de Crevoisier, B. Chauvet, I. Barillot, C. Lafond, M. Mahé, et G. Delpon, « Radiothérapie guidée par l'image », *Cancer/Radiothérapie*, vol. 20, p. S27-S35, sept. 2016, doi: 10.1016/j.canrad.2016.07.034.
- [3] INCa, « OBSERVATOIRE NATIONAL DE LA RADIOTHÉRAPIE Situation fin 2013 et évolution depuis 2009 ».
- [4] J.-M. Cosset, M. Hetnal, et C. Chargari, « Second cancers after radiotherapy: update and recommandations », *Radioprotection*, vol. 53, no 2, p. 101-105, avr. 2018, doi: 10.1051/radiopro/2018015.
- [5] G. X. Ding et al., « Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180 », *Med. Phys.*, vol. 45, no 5, p. e84-e99, mai 2018, doi: 10.1002/mp.12824.
- [6] SFPM, « Radiothérapie Guidée par l'Image Contrôle de qualité des équipements à rayons X - RAPPORT SFPM N° 29 ». 2014.
- [7] International Atomic Energy Agency, *Introduction of image guided radiotherapy into clinical practice*. 2019.
- [8] G. Delpon et al., « État des lieux des dispositifs et des pratiques de radiothérapie guidée par l'image en France en 2015 », *Cancer/Radiothérapie*, vol. 19, no 6-7, p. 501-507, oct. 2015, doi: 10.1016/j.canrad.2015.05.022.
- [9] M. J. Zelefsky et al., « Improved Clinical Outcomes With High-Dose Image Guided Radiotherapy Compared With Non-IGRT for the Treatment of Clinically Localized Prostate Cancer », *Int. J. Radiat. Oncol.*, vol. 84, no 1, p. 125-129, sept. 2012, doi: 10.1016/j.ijrobp.2011.11.047.
- [10] N. Nguyen, « Image-guided radiotherapy for locally advanced head and neck cancer », *Front. Oncol.*, vol. 3, 2013, doi: 10.3389/fonc.2013.00172.
- [11] S. Gill et al., « Acute toxicity in prostate cancer patients treated with and without image-guided radiotherapy », *Radiat. Oncol.*, vol. 6, no 1, p. 145, déc. 2011, doi: 10.1186/1748-717X-6-145.
- [12] F.-F. Yin et al., « AAPM Report No. 104 - The Role of In-Room kV X-Ray Imaging for Patient Setup and Target Localization ». American Association of Physicists in Medicine, 2009.
- [13] D. Jaffray et al., « Assuring Safety and Quality in Image Guided Delivery Of Radiation Therapy », 2013.
- [14] E. Kammerer, P. Fenoglietto, et C. Bourcier, « Modalités et intérêt de radiothérapie guidée par l'image pour les cancers du sein en situation adjuvante », *Cancer/Radiothérapie*, vol. 22, no 6-7, p. 581-585, oct. 2018, doi: 10.1016/j.canrad.2018.07.126.
- [15] International Commission on Radiological Protection, Éd., *1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection: adopted by the Commission in November 1990*, 1. ed. Oxford: Pergamon Pr, 1991.
- [16] ASTRO, « Safety is No Accident - A framework for quality radiation oncology care », 2019.
- [17] M. J. Murphy et al., « The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75: Imaging dose during image-guided radiotherapy », *Med. Phys.*, vol. 34, no 10, p. 4041-4063, sept. 2007, doi: 10.1118/1.2775667.
- [18] IRSN, « Exposition de la population aux rayonnements ionisants due aux actes d'imagerie médicale diagnostique réalisés en France en 2017 », août 2020.

- [19] « The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. », Ann. ICRP, vol. 37, no 2-4, p. 1-332, 2007, doi: 10.1016/j.icrp.2007.10.003.
- [20] S. F. Kry et al., « AAPM TG 158: Measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy », Med. Phys., vol. 44, no 10, p. e391-e429, oct. 2017, doi: 10.1002/mp.12462.
- [21] G. X. Ding et P. Munro, « Radiation exposure to patients from image guidance procedures and techniques to reduce the imaging dose », Radiother. Oncol., vol. 108, no 1, p. 91-98, juill. 2013, doi: 10.1016/j.radonc.2013.05.034.
- [22] G. X. Ding et C. W. Coffey, « Radiation Dose From Kilovoltage Cone Beam Computed Tomography in an Image-Guided Radiotherapy Procedure », Int. J. Radiat. Oncol., vol. 73, no 2, p. 610-617, févr. 2009, doi: 10.1016/j.ijrobp.2008.10.006.
- [23] R. Moeckli et al., « Dose indicator for CyberKnife image-guided radiation therapy », Med. Phys., p. mp.14103, mars 2020, doi: 10.1002/mp.14103.
- [24] I. Malajovich, B.-K. K. Teo, H. Petrocchia, J. M. Metz, L. Dong, et T. Li, « Characterization of the Megavoltage Cone-Beam Computed Tomography (MV-CBCT) System on Halcyon™ for IGRT: Image Quality Benchmark, Clinical Performance, and Organ Doses », Front. Oncol., vol. 9, p. 496, juin 2019, doi: 10.3389/fonc.2019.00496.
- [25] Y. Huang et al., « Pediatric cone beam CT on Varian Halcyon and TrueBeam radiotherapy systems: radiation dose and positioning accuracy evaluations », J. Radiol. Prot., vol. 39, no 3, p. 739-748, sept. 2019, doi: 10.1088/1361-6498/ab1e74.
- [26] K. Son, J. S. Kim et H. Lee, S. Cho, « IMAGING DOSE OF HUMAN ORGANS FROM kV-CBCT IN IMAGE-GUIDED RADIATION THERAPY », Radiat. Prot. Dosimetry, p. rpd;ncw285v1, oct. 2016, doi: 10.1093/rpd/ncw285.
- [27] I. Diallo et al., « Frequency Distribution of Second Solid Cancer Locations in Relation to the Irradiated Volume Among 115 Patients Treated for Childhood Cancer », Int. J. Radiat. Oncol., vol. 74, no 3, p. 876-883, juill. 2009, doi: 10.1016/j.ijrobp.2009.01.040.
- [28] United Nations, Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, Sources, effects and risks of ionizing radiation : UNSCEAR 2013 report to the General Assembly with scientific annexes. Vol. II, scientific annex B. Vol. II, scientific annex B. 2013.
- [29] M. P. Little et al., « Leukaemia and myeloid malignancy among people exposed to low doses (<100 mSv) of ionising radiation during childhood: a pooled analysis of nine historical cohort studies », Lancet Haematol., vol. 5, no 8, p. e346-e358, août 2018, doi: 10.1016/S2352-3026(18)30092-9.
- [30] A. Laprie et al. « Radiothérapie des cancers de l'enfant », Cancer/Radiothérapie, vol. 20, p. S216-S226, sept. 2016, doi: 10.1016/j.canrad.2016.07.021.
- [31] European Commission, « Radiation protection n°182 - EU Scientific Seminar 2013 - Radiation induced long-term health effects after medical exposure ». 2015.
- [32] M. Miften et al., « Management of radiotherapy patients with implanted cardiac pacemakers and defibrillators: A Report of the AAPM TG-203», Med. Phys., vol. 46, no 12, déc. 2019, doi: 10.1002/mp.13838.
- [33] M. Stovall, American Association of Physicists in Medicine, Fetal dose from radiotherapy with photon beams report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 36. New York, NY: American Inst. of Physics, 1995.
- [34] National Institutes of Health, « Interventional Fluoroscopy: Reducing Radiation Risks for Patients and Staff ». NIH publication 05-5286, 2005.

- [35] D. A. Jaffray et al., « Safety considerations for IGRT: Executive summary », *Pract. Radiat. Oncol.*, vol. 3, no 3, p. 167-170, juill. 2013, doi: 10.1016/j.prro.2013.01.004.
- [36] N. Nabavizadeh et al., « Image Guided Radiation Therapy (IGRT) Practice Patterns and IGRT's Impact on Workflow and Treatment Planning: Results From a National Survey of American Society for Radiation Oncology Members », *Int. J. Radiat. Oncol.*, vol. 94, no 4, p. 850-857, mars 2016, doi: 10.1016/j.ijrobp.2015.09.035.
- [37] A. Escande et S. Supiot, « La radiothérapie externe guidée par l'imagerie dans le cancer de la prostate ; comment, quand et pourquoi ? », *Cancer/Radiothérapie*, vol. 22, no 6-7, p. 586-592, oct. 2018, doi: 10.1016/j.canrad.2018.06.010.
- [38] F. Legouté et al., « Apport du guidage par l'image pour le repositionnement au cours de la radiothérapie des tumeurs encéphaliques », *Cancer/Radiothérapie*, vol. 22, no 6-7, p. 593-601, oct. 2018, doi: 10.1016/j.canrad.2018.06.006.
- [39] A. Aboudaram, J. Khalifa, C. Massabeau, L. Simon, A. Hadj Henni, et S. Thureau, « Radiothérapie guidée par l'image dans le cancer du poumon », *Cancer/Radiothérapie*, vol. 22, no 6-7, p. 602-607, oct. 2018, doi: 10.1016/j.canrad.2018.06.009.
- [40] F. Lucia, U. Schick, O. Pradier, S. Espenel, R. de Crevoisier, et C. Chargari, « Radiothérapie guidée par l'image des cancers gynécologiques », *Cancer/Radiothérapie*, vol. 22, no 6-7, p. 608-616, oct. 2018, doi: 10.1016/j.canrad.2018.06.011.
- [41] A. Beddok et P. Blanchard, « Radiothérapie guidée par l'image des cancers ORL », *Cancer/Radiothérapie*, vol. 22, no 6-7, p. 617-621, oct. 2018, doi: 10.1016/j.canrad.2018.06.015.
- [42] I. Masson, G. Delpon, et V. Vendrely, « Apport de la radiothérapie guidée par l'image et repositionnement du patient dans le cancer anorectal », *Cancer/Radiothérapie*, vol. 22, no 6-7, p. 622-630, oct. 2018, doi: 10.1016/j.canrad.2018.06.019.
- [43] P. Ghadjar, C. Fiorino, P. Munck af Rosenschöld, M. Pinkawa, T. Zilli, et U. A. van der Heide, « ESTRO ACROP consensus guideline on the use of image guided radiation therapy for localized prostate cancer », *Radiother. Oncol.*, vol. 141, p. 5-13, déc. 2019, doi: 10.1016/j.radonc.2019.08.027.
- [44] M. Guckenberger et al., « ESTRO ACROP consensus guideline on implementation and practice of stereotactic body radiotherapy for peripherally located early stage non-small cell lung cancer », *Radiother. Oncol.*, vol. 124, no 1, p. 11-17, juill. 2017, doi: 10.1016/j.radonc.2017.05.012.
- [45] « ICRP TG 116 ».
https://www.icrp.org/icrp_group.asp?id=182https://www.icrp.org/icrp_group.asp?id=182.
- [46] T. J. Wood et al., « IPEM topical report: the first UK survey of dose indices from radiotherapy treatment planning computed tomography scans for adult patients », *Phys. Med. Biol.*, vol. 63, no 18, p. 185008, sept. 2018, doi: 10.1088/1361-6560/aacc87.
- [47] E. Vañó et al., « ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging », *Ann. ICRP*, vol. 46, no 1, p. 1-144, oct. 2017, doi: 10.1177/0146645317717209.
- [48] G. O. Janssens et al., « Recommendations for the organisation of care in paediatric radiation oncology across Europe: a SIOPE–ESTRO–PROS–CCI-Europe collaborative project in the framework of the JARC », *Eur. J. Cancer*, vol. 114, p. 47-54, juin 2019, doi: 10.1016/j.ejca.2019.03.003.
- [49] V. Wall, L. Marignol et N. ElBeltagi, « Image-Guided Radiotherapy in Paediatrics: A Survey of International Patterns of Practice », *J. Med. Imaging Radiat. Sci.*, vol. 49, no 3, p. 265-269, sept. 2018, doi: 10.1016/j.jmir.2018.04.028.

- [50] Boissonnat, H. Chesneau, E. Barat, T. Dautremer, J. -C. Garcia-Hernandez, et D. Lazaro, « Validation of histogram-based virtual source models for different IGRT kV-imaging systems », *Med. Phys.*, vol. 47, no 9, p. 4531-4542, sept. 2020, doi: 10.1002/mp.14311.
- [51] A. P. Nelson et G. X. Ding, « An alternative approach to account for patient organ doses from imaging guidance procedures », *Radiother. Oncol.*, vol. 112, no 1, p. 112-118, juill. 2014, doi: 10.1016/j.radonc.2014.05.019.
- [52] P. Alaei et G. Ding et H. Guan, « Inclusion of the dose from kilovoltage cone beam CT in the radiation therapy treatment plans: CBCT dose in treatment planning », *Med. Phys.*, vol. 37, no 1, p. 244-248, déc. 2009, doi: 10.1118/1.3271582.
- [53] P. Alaei, B. J. Gerbi et R. A. Geise, « Generation and use of photon energy deposition kernels for diagnostic quality x rays », *Med. Phys.*, vol. 26, no 8, p. 1687-1697, août 1999, doi: 10.1118/1.598674.
- [54] G. X. Ding, J. M. Pawlowski et C. W. Coffey, « A correction-based dose calculation algorithm for kilovoltage x rays: A correction-based dose calculation algorithm », *Med. Phys.*, vol. 35, no 12, p. 5312-5316, nov. 2008, doi: 10.1118/1.3014197.
- [55] J. M. Pawlowski et G. X. Ding, « A new approach to account for the medium-dependent effect in model-based dose calculations for kilovoltage x-rays », *Phys. Med. Biol.*, vol. 56, no 13, p. 3919-3934, juill. 2011, doi: 10.1088/0031-9155/56/13/011.
- [56] K. Bell, M. Heitfeld, N. Licht, C. Rube et Y. Dzierma, « Influence of daily imaging on plan quality and normal tissue toxicity for prostate cancer radiotherapy », *Radiat. Oncol.*, vol. 12, no 1, p. 7, déc. 2017, doi: 10.1186/s13014-016-0757-9.
- [57] M. Conrad et al., « Determination of the effective dose delivered by image guided radiotherapy in head & neck and breast treatments », *Z. Für Med. Phys.*, vol. 28, no 4, p. 276-285, déc. 2018, doi: 10.1016/j.zemedi.2018.01.001.
- [58] « Cancers des enfants et des adolescents : une organisation adaptée ».
<https://www.e-cancer.fr/Professionnels-de-sante/L-organisation-de-l-offre-de-soins/Cancerologie-pediatrique/Une-organisation-adaptee>.
- [59] « Chiffres clés de l'observatoire national de la radiothérapie ». <https://www.e-cancer.fr/Professionnels-de-sante/Les-traitements/Radiotherapie/Chiffres-cles-de-la-radiotherapie>.
- [60] Institut National du Cancer INCa, « Patients traités par radiothérapie externe en fonction de la localisation ».
<http://lesdonnees.e-cancer.fr/Themes/Soins/La-radiotherapie/L-activite-et-les-techniques-de-traitement/La-radiotherapie-externe2#ind6968>.
- [61] M. Leech et al., « ESTRO ACROP guidelines for positioning, immobilisation and position verification of head and neck patients for radiation therapists », *Tech. Innov. Patient Support Radiat. Oncol.*, vol. 1, p. 1-7, mars 2017, doi: 10.1016/j.tipsro.2016.12.001.

ANNEXES

Annexe 1. Questionnaire de l'enquête IRSN de 2019	57
Annexe 2. Remerciements	60

Annexe 1. Questionnaire de l'enquête IRSN de 2019

1. Matériel

Appareils de traitement, dispositifs et modalités d'imagerie X associés :

Appareil de traitement	Dispositif embarqué d'imagerie MV (EPID)			Dispositif embarqué d'imagerie kV			Dispositif additionnel d'imagerie kV 2D	
	2D	3D	4D	2D	3D	4D	Graphies	Scopies
Marque et modèle								

2. Protocoles d'imagerie et paramètres d'acquisition des images

2.1. Imagerie de contrôle du positionnement en début de séance

Protocole d'imagerie en début de séance : modalités d'imagerie utilisées (MV/kV, 2D/3D/4D) en fonction de l'étape/du jour du traitement (J0/J1, J2, J3, contrôles quotidiens, contrôles hebdomadaires, nouvelle balistique, reprise...).

2.1.1. Les protocoles d'imagerie sont-ils standardisés (par appareil, technique de traitement et localisation) ?

Oui / Non / Ça dépend de l'appareil / Autre (supprimer les mentions inutiles)

Si autre, merci de préciser :

2.1.2. Qui définit les protocoles ?

Radiothérapeutes / Physiciens / Manipulateurs / Autre (supprimer les mentions inutiles)

Si autre, merci de préciser :

2.1.3. Protocoles d'imagerie standards ou les plus utilisés (par appareil, technique de traitement et localisation) :

Paramètres d'acquisition des images : nombre d'acquisitions, incidences si 2D, course de rotation si 3D, énergie si MV, kV/ma/ms si kV, taille de champ...

Pour simplifier la transmission de ces informations, vous pouvez envoyer vos éventuels documents/tableaux avec ce questionnaire par courriel / voir un exemple de tableau ci-joint.

2.1.4. Qui définit les valeurs des paramètres d'acquisition ?

Constructeurs / Physiciens / Manipulateurs / Radiothérapeutes / Autre (supprimer les mentions inutiles)

Si autre, merci de préciser :

2.1.5. Si les paramètres d'acquisition sont adaptés à la localisation ou au patient, quels paramètres sont adaptés ?

2.2. Imagerie de contrôle du positionnement en cours de séance (gating/tracking)

Protocole d'imagerie en cours de séance : modalités d'imagerie utilisées pour le gating ou le tracking (scopie/graphies, MV/kV, 2D/3D).

2.2.1. Réalisez-vous de l'imagerie en cours de séance ?

Oui / Non (supprimer les mentions inutiles)

Si oui, pour quels appareils, techniques de traitement et localisations ?

2.2.2. Réalisez-vous de l'imagerie en cours de séance à toutes les séances?

Oui / Non (supprimer la mention inutile)

Si non, merci de préciser :

2.2.3. Les protocoles d'imagerie sont-ils standardisés (par appareil, technique et localisation) ?

Oui / Non / Ça dépend de l'appareil / Autre (supprimer les mentions inutiles)

Si autre, merci de préciser :

2.2.4. Qui définit les protocoles ?

Radiothérapeutes / Physiciens / Manipulateurs / Autre (supprimer les mentions inutiles)

Si autre, merci de préciser :

2.2.5. Protocoles standards ou les plus utilisés (par appareil, technique de traitement et localisation) :

Paramètres d'acquisition des images : nombre d'acquisitions, incidences si 2D, course de rotation si 3D, énergie si MV, kV/mA/ms si kV, taille de champ...)

Pour simplifier la transmission de ces informations, vous pouvez envoyer vos éventuels documents/tableaux avec ce questionnaire par courriel / voir un exemple de tableau joint à l'envoi.

2.2.6. Qui définit la valeur des paramètres d'acquisition ?

Constructeurs / Physiciens / Manipulateurs / Radiothérapeutes / Autre (supprimer les mentions inutiles)

Si autre, merci de préciser :

2.2.7. Si les paramètres d'acquisition sont adaptés à la localisation ou au patient, quels paramètres sont adaptés ?

3. Gestion des doses dues à l'imagerie de contrôle

3.1. Prise en compte des doses additionnelles :

3.1.1. Les doses dues à l'imagerie sont :

Évaluées de façon générique par des mesures sur fantôme / Calculées par le TPS / Autre (supprimer les mentions inutiles)

Si autre, merci de préciser :

3.1.2. Le plan de traitement est-il optimisé en tenant compte de ces doses ?

Oui / Non (supprimer la mention inutile)

Si oui, dans quels cas ?

3.1.3. Le nombre de séances ou le nombre d'UM est-il adapté en fonction de ces doses ?

Oui / Non (supprimer la mention inutile)

Si oui, dans quels cas ?

3.2. Les doses dues à l'imagerie sont-elles enregistrées dans le dossier du patient ?

Oui / Non (supprimer la mention inutile)

3.3. Les paramètres d'acquisition sont-ils enregistrés dans le dossier du patient ?

Oui / Non (supprimer la mention inutile)

3.4. Quelles sont les valeurs habituelles/typiques de la dose par séance et de la dose totale dues à l'imagerie, en fonction de l'appareil, de la technique de traitement et de la localisation ?

Pour simplifier la transmission de ces informations, vous pouvez envoyer vos éventuels documents/tableaux avec ce questionnaire par courriel.

4. Traitements pédiatriques

4.1. Les protocoles d'imagerie et les paramètres d'acquisition sont-ils adaptés pour la pédiatrie ?

Oui / Non (supprimer la mention inutile)

Si oui, vous pouvez transmettre par courriel vos documents/tableaux décrivant ou synthétisant vos pratiques.

4.2. Y a-t-il une prise en compte particulière des doses pour la pédiatrie (voir 3.1) ?

Oui / Non (supprimer la mention inutile)

Si oui, comment ?

4.3. Y a-t-il un enregistrement particulier des doses pour la pédiatrie ?

Oui / Non (supprimer la mention inutile)

Si oui, merci de préciser :

5. Traitements adaptatifs

5.1. Faites-vous des traitements adaptatifs ?

Oui / Non (supprimer la mention inutile)

5.2. Prévoyez-vous d'en faire en 2019-2020 ?

Oui / Non (supprimer la mention inutile)

Annexe 2. Remerciements

L'IRSN tient à remercier l'ensemble des personnes exerçant dans le domaine de la radiothérapie ayant accepté de partager leurs savoirs et expériences au cours d'échanges et de rencontres particulièrement enrichissants :

Stéphane DESPINIS, Patrice ROCH, Autorité de Sûreté Nucléaire

Gregory DELPON, Albert LISBONA, Vincent MARCHESI, Société Française de Physique Médicale

Philippe GIRAUD, Philippe MAINGON, Société Française de Radiothérapie Oncologique

Laetitia PADOVANI, Assistance Publique des Hôpitaux de Marseille

Florent MARTINETTI, Assistance Publique des Hôpitaux de Marseille

Agnès HOORELBEKE, Fabien MILLIAT, Gaëtan GRUEL, Marie Odile BERNIER, Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire

François HUSSON, Hanna KAFROUNI, DOSisoft

Ludovic PEYRE, Julien GERARD, Adil JABBARI, Hervé DESPLANQUES, Accuray

Grégory THEURIN, William FISCHER, Brainlab

Marie MACARY, Loïc DIBOUT, Iris SEGURA FERNANDEZ, Elekta

Renaud TEISSEIRE, Antoine DORENLOT, Henri PIERRE-JUSTIN, Raysearch

Nia VAN BAALEN, Houria HADJ-AMAR, Anne-Marie PLUVINAGE, Jean-Paul CELLE, Youssef RIHANE, Béatrice CHABANAIS, Varian

Thibaut BAUDSON, Alain DUVAL, Philips

Delphine LAZARO, Guillaume BOISSONNAT, Bénédicte POUMAREDE, Plate-forme technologique DOSEO pour la radiothérapie et l'imagerie

L'IRSN remercie également les personnels des 35 centres ayant participé à l'enquête l'IRSN de 2019 sur les pratiques nationales d'imagerie de positionnement en radiothérapie.

IRSN

INSTITUT DE RADIOPROTECTION
ET DE SÛRETÉ NUCLÉAIRE

31 av. de la division Leclerc
92260 Fontenay-aux-Roses
RCS Nanterre B 440 546 018

COURRIER

B.P 17 - 92260 Fontenay-aux-Roses

TÉLÉPHONE

+33 (0)1 58 35 88 88

SITE INTERNET

www.irsn.fr

MEMBRE DE
ETSON