



HAL
open science

Management of image guidance doses delivered during radiotherapy

G. Delpon, Delphine Lazaro, R. de Crevoisier

► **To cite this version:**

G. Delpon, Delphine Lazaro, R. de Crevoisier. Management of image guidance doses delivered during radiotherapy. *Cancer/Radiothérapie*, 2021, 25 (8), pp.790-794. 10.1016/j.canrad.2020.05.023 . cea-04073223

HAL Id: cea-04073223

<https://cea.hal.science/cea-04073223>

Submitted on 25 Apr 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Gestion des doses liées à l'imagerie de positionnement en radiothérapie Management of image guidance doses delivered during radiotherapy

G. Delpon ^{a,*}, D. Lazaro ^b, R. de Crevoisier ^c

^a Service de physique médicale, institut de cancérologie de l'Ouest, boulevard Jacques-Monod, 44805 Nantes Saint-Herblain, France

^b Laboratoire modélisation et simulation des systèmes, CEA-LIST, Saclay, France

^c Service de radiothérapie, Centre Eugène Marquis, Rennes, France

Résumé

La radiothérapie guidée par l'image est devenue une technique standard d'irradiation permettant d'améliorer le devenir clinique des patients en termes de toxicité et de contrôle local du fait d'un meilleur ciblage du rayonnement lors de la séance d'irradiation. Les systèmes d'imagerie de positionnement, embarqués ou non, tels que les kV pour les acquisitions bidimensionnelles et surtout les tomographies coniques de basse énergie pour les acquisitions tridimensionnelles sont cependant irradiants dans un large volume comprenant le volume cible mais aussi du tissu sain, avec un risque théorique de majoration de toxicité et de second cancer. Il apparaît donc très important à la fois d'optimiser la dose délivrée par l'imagerie de contrôle de type tomographies coniques de basse énergie mais aussi de rapporter cette dose. Le rapport de l'AAPM (*Association of Physicists in Medicine*) publié en 2018 (« Image guidance doses delivered during radiotherapy : Quantification, management, and reduction ») propose une démarche d'optimisation et de gestion de ces doses. Ce rapport constitue la base de cette mise au point dont les objectifs sont de donner les ordres de grandeur des doses délivrées par l'imagerie de positionnement et de proposer une méthodologie de gestion de ces doses dans la pratique clinique. Une tomographie conique de basse énergie délivre approximativement 0,5 à 2 cGy à l'isocentre selon la localisation anatomique. Tant que les algorithmes de calcul ne sont pas disponibles dans les systèmes de planimétrie pour les faisceaux de positionnement, il semble adapté d'utiliser au moins les ordres de grandeur publiés. Cette estimation doit permettre au clinicien de décider de la stratégie thérapeutique en cas d'accumulation de sessions d'imagerie de positionnement.

Abstract

Image-guided radiotherapy (IGRT) has become a standard irradiation technique to improve the clinical outcome of patients in terms of toxicity and local control due to better targeting of radiation during the irradiation fraction. Positioning imaging systems, whether embedded or not, such as kV for $2 \times 2D$ acquisitions and especially kVCBCT for 3D acquisitions are however irradiating in a large volume including the target volume but also healthy tissue, with a theoretical risk of increased toxicity and second cancer. It therefore appears very important both to optimize the absorbed dose due to IGRT practice but also to report it, especially in case of kVCBCT. The AAPM report published in 2018 (« Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction ») proposes a management of image guidance doses delivered during radiotherapy. This report is the basis of this focus article that aims at giving orders of magnitude and proposing a management of image guidance doses delivered during radiotherapy in clinical practice. The dose delivered per kVCBCT is about 0.5 to 2 cGy at isocenter according to treatment site. As long as the calculation algorithms are not available in the treatment planning systems, it seems appropriate to use at least the published dose orders of magnitude. This estimate should ultimately allow the clinician to decide on the therapeutic strategy in the event of accumulation of positioning imaging sessions.

Mots clés

Radiothérapie guidée par l'image, Positionnement, Dose

Keywords

IGRT, Setup, Dose

1. Introduction

Avec l'avènement de la radiothérapie guidée par l'image (IGRT), différentes acquisitions d'imagerie sont réalisées en salle de traitement pour ajuster le positionnement de la cible tumorale avant ou pendant la séance d'irradiation [1], [2], [3]. La radiothérapie guidée par l'image, augmentant la précision de l'irradiation, est ainsi devenue une modalité standard de radiothérapie permettant de réduire la dose aux tissus sains et donc la toxicité et/ou d'augmenter la dose à la tumeur et donc le taux de contrôle local. L'amélioration du ciblage tumoral a également rendu possible les stratégies d'hypofractionnements modérés ou sévères, et plus récemment des approches de « dose-tumor-sculpting » ou de radiothérapie adaptative [4]. Par ailleurs, plus la précision requise est importante, plus le nombre de sessions d'imagerie tend à augmenter. Les acquisitions peuvent alors être réalisées à chaque fraction, voire plusieurs fois par fraction dans certaines indications. La majorité des dispositifs d'imagerie en salle délivrent cependant des rayonnements ionisants et contribuent de ce fait à l'irradiation des patients. Ainsi, au cours de leur traitement, les patients reçoivent, en plus de la dose thérapeutique prescrite et prévue par le plan de traitement, une dose supplémentaire liée à la vérification et à l'ajustement du positionnement pendant les séances de radiothérapie dans un large volume, plus important que celui correspondant au volume irradié dans un but thérapeutique [5]. Les conséquences cliniques peuvent être une majoration de la toxicité tardive ou du risque de second cancer. La société américaine des physiciens médicaux (AAPM, *American Association of Physicists in Medicine*) a publié en 2007 un rapport pour la gestion de ces doses [6]. Un rapport complémentaire avec des données mises à jour a été publié en 2018 [7]. L'objectif de ces rapports est notamment de publier des recommandations quant à l'optimisation et à l'estimation des doses additionnelles liées à l'imagerie de positionnement. Les objectifs de cet article sont donc : (i) de rappeler l'ordre de grandeur des doses absorbées dues à l'imagerie de positionnement ; (ii) d'encourager une démarche d'optimisation sur les pratiques de radiothérapie guidée par l'image. Il est à noter, par ailleurs, que dans le cadre de leur traitement, les patients reçoivent également une irradiation liée à l'imagerie de préparation, à savoir au minimum une acquisition tomographométrique. Une dose minimale est alors aussi délivrée à distance des faisceaux d'irradiation. Cet article traite cependant uniquement les doses liées à l'imagerie de positionnement en salle de traitement.

2. Dispositifs d'imagerie de positionnement associés aux accélérateurs

Les systèmes d'imagerie de positionnement ont déjà largement été décrits dans la littérature [1], [2], [3], [5] et ne sont pas présentés dans cet article. La terminologie retenue est la suivante : MV pour l'imagerie portale ; tomographie conique de basse énergie pour les acquisitions tridimensionnelles des systèmes embarqués tels que XVI (Elekta) et OBI (Varian) ; kV pour les acquisitions bidimensionnelles des systèmes embarqués et périphériques (ExacTrac BrainLAB et CyberKnife Accuray). Les scanographies de haute énergie (TomoTherapy Accuray) et tomographies coniques tridimensionnelles de haute énergie ne sont pas abordées dans cet article. Une attention particulière est portée sur la modalité tomographie conique de basse énergie, la plus couramment utilisée dans les services de radiothérapie.

3. Dose absorbée (Gy) ou dose efficace (Sv) pour considérer la dose délivrée par l'imagerie de positionnement en radiothérapie

Dans le rapport de l'AAPM publié de 2007 [6], le report de dose était envisagé sous un angle de radioprotection avec notamment l'estimation de doses à l'entrée et la conversion en dose efficace (Sv). Cette manière de présenter n'est plus à l'ordre du jour aujourd'hui. Il s'agit à présent de reporter les doses absorbées (Gy), par exemple en calculant ou en estimant des valeurs d'histogrammes dose-volume telles que les D50 % et D10 % (Dx % : dose dans x % du volume) [7]. L'utilisation de ces grandeurs permet une comparaison plus facile des doses absorbées lors des séances de traitement et lors des sessions d'imagerie de positionnement. Il est à noter toutefois qu'aucune notion (radio)biologique n'est prise en compte dans les estimations des doses liées à l'imagerie de positionnement, rendant les sommations entre les doses thérapeutiques (de haute énergie, MV) et les doses liées à l'imagerie de basse énergie (kV) délicates.

4. Ordres de grandeur des doses liées à l'imagerie de positionnement

4.1. Imagerie de haute énergie

La prise en compte de la dose délivrée par l'imagerie portale est facile car il est possible de simuler les faisceaux dans les systèmes de planification des traitements. L'atténuation des faisceaux de haute énergie est bien connue et modélisée par les algorithmes de calcul analytiques utilisés en clinique. Cependant, il paraît intéressant de rappeler l'ordre de grandeur de 1 cGy/UM (unité moniteur) au niveau de l'isocentre.

4.2. Imagerie de basse énergie

L'imagerie quotidienne de basse énergie apporte une dose très faible au niveau de l'isocentre, de l'ordre de 1 mGy par paire d'images [7]. En raison de l'énergie du faisceau de basse énergie, la dose absorbée est majorée en entrée (peau) et dans les structures osseuses. Selon la composition de l'os considéré, le rapport de dose absorbée par les os par rapport aux tissus peut varier d'un facteur 2 à 4. De plus, la répétition d'images, sans modification de l'incidence ces faisceaux et/ou avec un ajustement minime de la position du patient, peut finalement conduire à des doses absorbées relativement élevées à la peau. Cette situation est assez représentative des traitements hypofractionnés en conditions stéréotaxiques, avec un protocole d'imagerie consistant à acquérir une paire d'images toutes les 15 à 20 secondes. Une première approximation permet d'estimer la dose à l'entrée à 120 mGy/séance (1 mGy/acquisition \times 4 acquisitions/min \times 30 min).

4.3. Tomographie conique de basse énergie

La tomographie conique de basse énergie est largement utilisée pour plusieurs localisations anatomiques. Comme elle correspond à l'acquisitions de centaines de projections kV, la dose délivrée par tomographie conique de basse énergie pose question. Le Tableau 1 présente un récapitulatif simplifié des ordres de grandeur des doses absorbées médianes pour les principaux volumes d'intérêt (D50 %). Les valeurs proposées sont grossièrement arrondies pour faciliter la mémorisation de l'ordre de grandeur. Le pelvis apparaît comme la localisation la plus irradiante, avec une D50 % de l'ordre de 2 cGy pour la prostate, la vessie et le rectum et de l'ordre de 4 cGy pour les têtes fémorales (Tableau 1). Des données supplémentaires, pour le crâne, l'ORL et le thorax, issues du travail de Nelson et Ding [7], [8] sont également rappelées dans Tableau 1. Bien que les doses absorbées par les os soient toujours supérieures à celles absorbées par les autres organes, la D50 % est inférieure à 1 cGy par tomographie conique de basse énergie (Tableau 1). Il convient de bien rappeler que ces valeurs ne sont que des ordres de grandeur, les doses absorbées pour chaque patient dépendent en réalité de l'anatomie et des paramètres d'acquisition (mAs, kV, filtration, amplitude de rotation, champ de vue, etc.).

Localisation	Volume d'intérêt	D50 % (cGy)
Crâne	Cerveau, système optique	0,3
	Os	1,0
Tête et cou	Cerveau, larynx, moelle, parotides	0,3
	Os	0,6
Thorax	Cœur, foie, œsophage, poumons...	0,6
	Os	1,2
Pelvis	Intestins, prostate, vessie, rectum	2,0
	Têtes fémorales	4,0

Tableau 1. Ordres de grandeur des D50 % dans différents volumes d'intérêt pour une tomographie conique de basse énergie. Les valeurs présentées, issues du rapport de l'AAPM (*Association of Physicists in Medicine*) de 2018 [7], sont arrondies pour faciliter la mémorisation des ordres de grandeur. D50 % : dose dans 50 % du volume.

Pour compléter ces ordres de grandeur, il apparaît intéressant de mettre en parallèle les doses thérapeutiques et les doses liées à l'imagerie en salle, en particulier en fonction de leur fréquence. Le Tableau 2 présente une comparaison du pourcentage de dose d'imagerie par rapport à la dose thérapeutique pour différents fractionnements du traitement de la prostate. La comparaison concerne les doses absorbées médianes par la prostate (D50 %), sans considération (radio)biologique. Quel que soit le fractionnement, la dose d'imagerie de positionnement représente au plus 1,3 % de la dose de traitement dans l'exemple donné (Tableau 2). En considérant des doses thérapeutiques de 2 Gy/séance, la dose liée à l'imagerie de positionnement représente environ 1,0 % pour le pelvis (2 % pour les têtes fémorales) et 0,5 % pour les autres localisations.

Dose totale thérapeutique en Gy (DT)	Dose totale imagerie en Gy (DI)	DI/DT (%)
80,0 Gy/40 séances	0,80 Gy/40 séances	1,0
60,0 Gy/20 séances	0,80 Gy/40 séances	1,3
37,5 Gy/5 séances	0,30 Gy/15 séances	0,8

Tableau 2. Dose (D50 %, dose dans 50 % du volume) en rapport avec la tomographie conique de basse énergie en cas d'irradiation prostatique seule, selon différents fractionnements.

La D50 % de la prostate est égale approximativement à 0,02 Gy par tomographie conique de basse énergie. Cette valeur peut être réduite en fonction des paramètres d'acquisition, mais constitue une approximation réaliste [5], [7]. Les hypothèses suivantes ont été prises pour la fréquence des acquisitions : une session d'imagerie/séance pour un fractionnement standard, deux sessions d'imagerie par séance pour un hypofractionnement modéré, trois sessions d'imagerie par séance pour un hypofractionnement sévère.

La comparaison de la dose due à l'imagerie avec la dose thérapeutique pose cependant problème. En effet, les acquisitions de type tomographie conique de basse énergie délivrent certes des doses faibles au regard des doses thérapeutiques au niveau des volumes cibles mais contribuent également à l'irradiation des autres organes situés dans tout le volume du champ d'imagerie, et même au-delà en considérant la diffusion dans le patient. Ainsi, en fonction de la zone imagée, de la dimension des faisceaux de traitement et de la distribution de dose thérapeutique, la contribution de la dose liée à l'imagerie de positionnement peut devenir localement nettement plus importante. Le Tableau 3 permet ainsi d'illustrer que dans les zones de faible dose, la contribution de l'imagerie de positionnement à l'irradiation est importante et peut atteindre plus de 5 %. Cependant, en valeur absolue, les doses absorbées restent relativement faibles. Il est à noter que la comparaison des doses dans les zones hors champ est biaisée par les importantes incertitudes de calcul. Pour une comparaison plus fine, il serait pertinent d'améliorer la précision des calculs dans ces zones de faibles doses.

Volume d'intérêt	D50 % Traitement (D50 % T)	D50 % Imagerie (D50 % I)	D50 % I/D50 % T	D10 % Traitement (D10 % T)	D10 % Imagerie (D10 % I)	D10 % I/D10 % T
Volume cible = prostate seule						
Vessie	20 Gy	0,80 Gy	4,0 %	75 Gy	1,20 Gy	1,6 %
Rectum	20 Gy	0,80 Gy	4,0 %	75 Gy	1,20 Gy	1,6 %
Tête fémorale	20 Gy	1,60 Gy	8,0 %	30 Gy	2,00 Gy	0,7 %
Intestin grêle	< 1 Gy	0,80 Gy	> 80 %	< 1 Gy	1,20 Gy	> 120 %
Peau	1 Gy	0,80 Gy	80,0 %	10 Gy	1,20 Gy	12,0 %
Vessie	20 Gy	0,80 Gy	4,0 %	75 Gy	1,20 Gy	1,6 %
Volumen cibles = prostate + aires ganglionnaires						
Vessie	40 Gy	0,80 Gy	2,0 %	75 Gy	1,20 Gy	1,6 %
Rectum	40 Gy	0,80 Gy	2,0 %	75 Gy	1,20 Gy	1,6 %
Tête fémorale	25 Gy	1,60 Gy	6,4 %	35 Gy	2,00 Gy	5,7 %
Intestin grêle	15 Gy	0,80 Gy	5,3 %	30 Gy	1,20 Gy	4,0 %
Peau	10 Gy	0,80 Gy	8,0 %	20 Gy	1,20 Gy	6,0 %

Tableau 3. Comparaison des doses de traitement et de tomographie conique de basse énergie quotidienne (D50 %, dose dans 50 % du volume, et D10 %, dose dans 10 % du volume) délivrées dans différents volumes d'intérêt en cas d'irradiation normofractionnée prostatique, sans ou avec aires ganglionnaires.

Les doses médianes absorbées par les organes à risque sont inférieures à la dose prescrite. Elles dépendent du cas clinique, mais les doses exprimées dans ce tableau représentent des ordres de grandeur réalistes. La contribution de l'imagerie à l'irradiation globale est ainsi plus importante pour ces organes que pour le volume cible. La peau correspond à une paroi intérieure du contour externe, limitée dans la direction Tête/Pieds à une hauteur représentative du champ de vue de tomographie conique de basse énergie.

5. Gestion des doses liées à l'imagerie de positionnement

En pratique clinique, la gestion des doses additionnelles liées à l'imagerie de positionnement en radiothérapie doit, d'une part, permettre une prise en compte de ces doses par l'oncologue radiothérapeute prescripteur et, d'autre part, intégrer une démarche d'optimisation.

5.1. Prise en compte des doses liées à l'imagerie de positionnement

Dans le rapport de l'AAPM Task group 180 publié en 2018 [7], Ding et al. considèrent que si la dose liée au positionnement est supérieure à 5 % de la dose thérapeutique, celle-ci doit être prise en compte dans la planification. Ce seuil de 5 % est basé sur des considérations cliniques, les incertitudes de préparation et de délivrance des traitements. Dans l'exemple présenté au Tableau 2, le seuil de 5 % serait atteint pour environ cinq tomographies coniques de basse énergie quotidienne en fractionnement standard, ce qui ne correspond pas à une situation cliniquement acceptable. En effet, si le positionnement est à ce point complexe, il est nécessaire de procéder à une analyse plus approfondie et d'envisager une replanification, éventuellement en adaptant les marges et/ou la prescription et/ou la technique de traitement. Si une variation locale de 5 % de la dose est considérée, alors le seuil de 5 % peut régulièrement être dépassé. Il convient donc d'adopter une stratégie de comptabilisation de ces doses. Tant que les algorithmes de calcul ne sont pas facilement disponibles dans les systèmes de planimétrie, il semble adapté d'utiliser les ordres de grandeur publiés [8], [9] en pondérant par les

paramètres d'acquisition (mAs) [7]. Cette estimation doit permettre au clinicien de décider de la stratégie thérapeutique en cas d'accumulation de sessions d'imagerie de positionnement (ne rien changer, modifier la prescription, modifier le protocole de radiothérapie guidée par l'image, modifier la technique de traitement, définir un seuil d'alerte, etc.). Des outils de calcul personnalisé tel que celui développé dans le cadre du projet ANR-15-CE19-0009 Additional Imaging Doses – Image Guided Radiation Therapy (financement par l'Agence nationale pour la recherche) porté par le Laboratoire Modélisation et Simulation des Systèmes (CEA LIST) pourraient permettre d'obtenir des distributions de dose liée à l'imagerie de positionnement. Cet outil, basé sur des simulations Monte Carlo, consiste à calculer la distribution de dose personnalisée en fonction du dispositif d'imagerie en salle et des paramètres d'acquisition [10]. Ces outils présentent un fort intérêt, d'une part, pour l'aide à la décision dans certaines indications ou cas complexes pour faciliter la prise en charge, et, d'autre part, pour l'éducation des professionnels. À visée pédagogique, deux exemples de distributions de dose dues à une tomographie conique de basse énergie (pelvis, crâne) sont présentés respectivement sur les Fig. 1, Fig. 2. Pour rappel, ces figures montrent la forte absorption du rayonnement par les structures osseuses. La dose absorbée par les os est nettement supérieure à la dose absorbée par les tissus mous, dans un rapport qui dépend de la nature de l'os. La Fig. 3 montre des distributions calculées avec les systèmes kV-KV périphériques pour le pelvis.

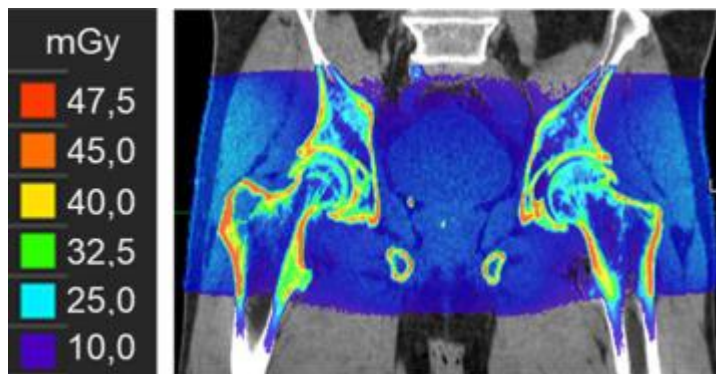


Fig. 1. Exemple, dans le plan coronal, d'une distribution de dose calculée par simulation Monte Carlo pour une tomographie de basse énergie au niveau pelvien [10].

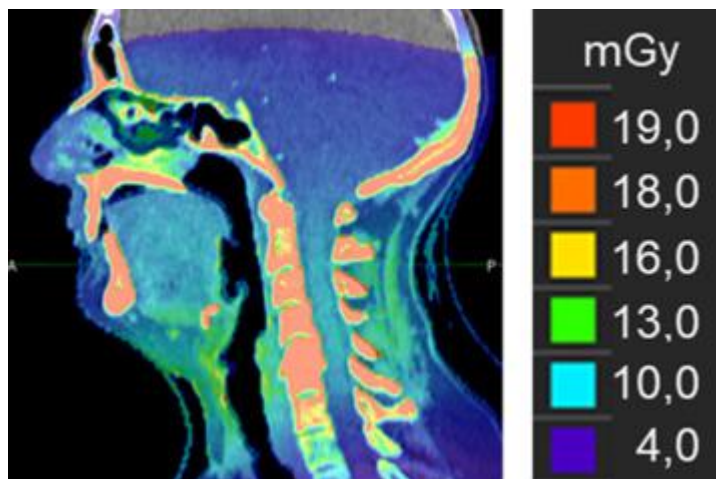


Fig. 2. Exemple, dans le plan sagittal, d'une distribution de dose calculée par simulation Monte Carlo pour une a tomographie conique de basse énergie au niveau cranien [10].

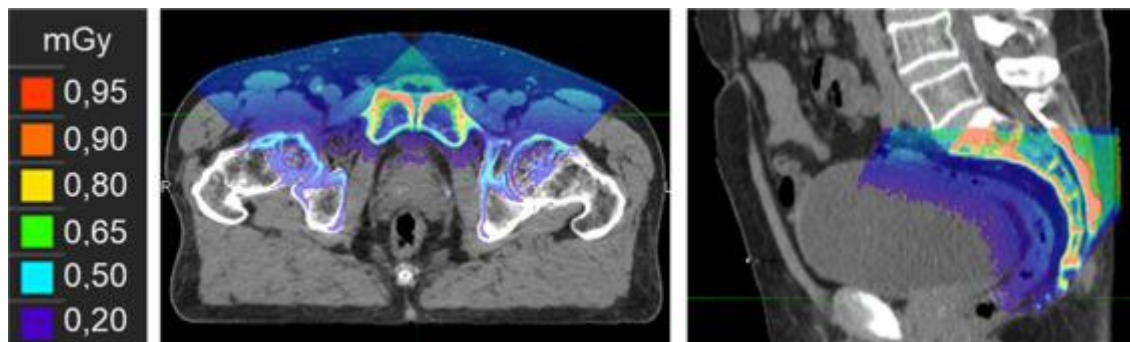


Fig. 3. Exemple d'une distribution de dose calculée par simulation Monte Carlo pour une acquisition kV-kV au niveau du pelvis : Cyberknife (gauche : plan axial montrant l'irradiation antérieure) ou ExacTrac (droite : plan sagittal montrant l'irradiation postérieure) [10].

5.2. Optimisation des doses liées à l'imagerie de positionnement

Comme toute pratique d'irradiation, il convient d'adopter les principes ALARA (As Low As Reasonably Achievable) pour l'imagerie de positionnement. Il ne s'agit pas de contester la limitation ou la justification des examens d'imagerie en salle pour garantir le bon positionnement du patient. Cependant une réflexion doit être menée dans les services pour utiliser les dispositifs d'imagerie en salle à bon escient en termes de modalités (apport du tridimensionnel par rapport au bidimensionnel), de fréquence (inter-fraction, intra-fraction) et de paramètres d'acquisition. Un travail d'optimisation des protocoles doit également être entrepris en fonction des sites anatomiques et des morphologies [11]. Cette optimisation inclut notamment les kV, les mAs, la filtration, le choix des incidences (bidimensionnelles), l'amplitude de la rotation (tridimensionnelle) et le champ de vue longitudinal [12]. Un programme de contrôle qualité des équipements d'imagerie doit également permettre de garantir la constance des performances, y compris en termes de débit de dose [13].

5.3. Imagerie de basse énergie

Selon le principe ALARA, bien que les doses absorbées liées à l'imagerie bidimensionnelle kV-kV soient faibles, des mesures d'optimisation peuvent être mises en œuvre. Des exemples sont donnés ci-après. L'exercice est certes théorique, mais il permet de présenter des pistes d'optimisation :

- ajustement des paramètres d'acquisition adaptés à l'utilisation et à la morphologie (exemple : recalage sur implants très contrastés vs recalage sur une zone anatomique peu contrastée) ;
- adaptation de la fréquence d'acquisition (exemple : imagerie quotidienne vs imagerie hebdomadaire) ;
- pour les systèmes embarqués, adaptation des incidences (exemples : alternance d'incidences orthogonales $0/270^\circ$ et $180/90^\circ$ ou choix d'incidences permettant d'éviter certains organes) ;
- pour les systèmes le permettant, adaptation du champ de vue.

5.4. Tomographie conique de basse énergie

Selon le principe ALARA, des mesures d'optimisation peuvent être mises en œuvre. Des exemples sont donnés ci-après. L'exercice est certes théorique, mais il permet de présenter des pistes d'optimisation :

- ajustement des paramètres d'acquisition adaptés à l'utilisation et à la morphologie (exemples : un recalage sur implants très contrastés ou un recalage sur tissus mous, acquisition à visée de repositionnement seulement ou évaluation dosimétrique avec délimitation des organes) ;
- adaptation de la modalité d'acquisition (exemple : une tomographie conique de basse énergie est-elle vraiment nécessaire ou une autre modalité moins irradiante est-elle disponible ?) ;
- adaptation de la fréquence d'acquisition (exemple : imagerie quotidienne vs imagerie hebdomadaire) ;
- adaptation de l'arc pour la rotation partielle (exemple : rotation évitant le secteur antérieur pour la tomographie conique de basse énergie dans les cas de la sphère ORL ou du râne) ;
- pour les systèmes le permettant, adaptation du champ de vue longitudinal.

6. Conclusion

À ce jour, la prise en compte des doses absorbées liées à l'imagerie de positionnement reste complexe. D'une part, les systèmes de planification des traitements ne disposent pas des algorithmes adaptés pour leur calcul, et, d'autre part, les connaissances (radio)biologiques sont insuffisantes pour sommer les doses d'imagerie et de traitement et ainsi estimer des risques de complications. En pratique, pour des cas cliniques conventionnels, il semble donc adapté de connaître au minimum les ordres de grandeur (Tableau 1) et de définir un seuil acceptable de sessions d'imagerie, qui peut être défini par localisation et par modalité. Pour rappel, si la dose liée à l'imagerie de positionnement est supérieure à 5 % de la dose thérapeutique, elle devrait être considérée dans la planification [7]. Pour des cas plus complexes, par exemple de ré-irradiations ou de pédiatrie, nécessitant un calcul plus précis, il est possible de faire appel à des équipes expertes disposant des méthodes numériques ou expérimentales d'estimation adaptées. Dans certaines indications thérapeutiques, l'utilisation de dispositifs d'imagerie non irradiants tels que l'imagerie par résonance magnétique ou le détecteur surfacique permettra de limiter cette irradiation liée à l'imagerie embarquée.

Déclaration de liens d'intérêts

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

Références

- [1] R. de Crevoisier, B. Chauvet, I. Barillot, C. Lafond, M. Mahé, G. Delpon. Image-guided radiotherapy. *Cancer Radiother*, 20 (2016), pp. S27-S35
- [2] J.L. Meyer, M. Sharpe, K. Brock, J. Deasy, Craig, D. Moseley, *et al.* Advanced technologies in the radiotherapy clinic: system fundamentals. *Front Radiat Ther Oncol*, 43 (2011), pp. 29-59
- [3] J. De Los Santos, R. Popple, N. Agazaryan, J.E. Bayouth, J.P. Bissonnette, M.K. Bucci, *et al.* Image guided radiation therapy (IGRT) technologies for radiation therapy localization and delivery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 87 (2013), pp. 33-45
- [4] A. Jaffray. Image-guided radiotherapy: from current concept to future perspectives. *Nat Rev Clin Oncol*, 9 (2012), pp. 688-699
- [5] G. Delpon, S. Chiavassa, S. Supiot, A. Lisbona. In room delivered doses during image-guided radiotherapy courses. *Cancer Radiother*, 16 (2012), pp. 452-455
- [6] M.J. Murphy, J. Balter, S. Balter, J.A. BenComo, I.J. Das, S.B. Jiang, *et al.* The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys*, 34 (2007), pp. 4041-4063
- [7] G.X. Ding, P. Alaei, B. Curran, R. Flynn, M. Gossman, T.R. Mackie, *et al.* Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. *Med Phys*, 45 (2018), pp. e84-e99
- [8] A.P. Nelson, G.X. Ding. An alternative approach to account for patient organ doses from imaging guidance procedures. *Radiother Oncol*, 112 (2014), pp. 112-118
- [9] E. Spezi, P. Downes, R. Jarvis, E. Radu, J. Staffurth. Patient-specific three-dimensional concomitant dose from cone beam computed tomography exposure in image-guided radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 83 (2012), pp. 419-426
- [10] C. Le Deroff, J. Bellec, L. Berger, G. Boissonnat, G. Delpon, J. Desrousseaux, *et al.* Simulation tridimensionnelle des doses délivrées en radiothérapie guidée par l'image pour trois modalités d'imagerie : tomographie conique, tomographie hélicoïdale et imagerie stéréoscopique. *Cancer Radiother*, 23 (2019), pp. 809-810
- [11] T.J. Wood, C.S. Moore, C.J. Horsfield, J.R. Saunderson, A.W. Beavis. Accounting for patient size in the optimization of dose and image quality of pelvis cone beam CT protocols on the Varian OBI system. *Br J Radiol*, 88 (2015). [20150364]

- [12] A. Shah, E. Aird, J. Shekhdar. Contribution to normal tissue dose from concomitant radiation for two common kV-CBCT systems and one MVCT system used in radiotherapy. *Radiother Oncol*, 105 (2012), pp. 139-144
- [13] H. de Las Heras Gala, A. Torresin, A. Dasu, O. Rampado, H. Delis, I. Hernández Girón, *et al.* Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol (summary report). *Phys Med*, 39 (2017), pp. 67-72