



**HAL**  
open science

## Imagerie inter- et intrafractions en radiothérapie stéréotaxique extracrânienne : quelles solutions pour quelles tumeurs ?

D. Gensanne, A. Hadj Henni, Y. Lauzin, P. Clarisse, S. Thureau

► **To cite this version:**

D. Gensanne, A. Hadj Henni, Y. Lauzin, P. Clarisse, S. Thureau. Imagerie inter- et intrafractions en radiothérapie stéréotaxique extracrânienne : quelles solutions pour quelles tumeurs ?. *Cancer/Radiothérapie*, 2019, 23, pp.891 - 895. 10.1016/j.canrad.2019.09.001 . hal-03488994

**HAL Id: hal-03488994**

**<https://hal.science/hal-03488994>**

Submitted on 21 Jul 2022

**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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial 4.0 International License

## **Imagerie entre et pendant les fractions de radiothérapie stéréotaxique extracrânienne : quelles solutions pour quelles tumeurs?**

*Inter- and intrafraction imaging during stereotactic body radiation therapy: Which solutions for which tumours?*

David GENNANNE <sup>a</sup>, Ahmed HADJ HENNI <sup>a</sup>, Yann LAUZIN <sup>a</sup>, Perrine CLARISSE <sup>a</sup>, Sébastien THUREAU <sup>a,b</sup>

<sup>a</sup> Département de radiothérapie et de physique médicale, centre Henri-Becquerel, rue d'Amiens, CS 11516, 76038 Rouen cedex 1, France.

<sup>b</sup> Quantif-Litis EA 4108, université de Rouen, 76000 Rouen, France

**\*Auteur correspondant : D. Gensanne**

Tél : +33 2.76.67.30.13

Fax. : +33 2.76.67.30.30

E-mail : david.gensanne@chb.unicancer.fr

### **Mots clé**

Stéréotaxie ; irradiation ; interfraction ; intrafraction ; imagerie

### **Keywords**

SBRT; interfraction; intrafraction; imaging

### **Résumé**

Un contrôle rigoureux de la position de la tumeur est une étape indispensable lors de traitements de stéréotaxie extracrânienne. La présence de forts gradients de dose implique un haut niveau de précision faute de quoi les conséquences sur le traitement et sur les organes à risques peuvent être lourdes. Pour limiter ces incertitudes, l'utilisation d'une imagerie entre et pendant les fraction est fortement recommandée. Les différents dispositifs d'imagerie disponibles sur les appareils de traitements sont présentés et leurs performances respectives sont discutées. Des propositions en termes de systèmes d'imagerie sont données en fonction du type de localisation prises en charge par radiothérapie stéréotaxique extracrânienne.

## Summary

Due to high dose gradients, stereotactic body radiation therapy requires high precision in the location of the tumour. Uncertainties in the positioning can introduce serious damage on organs at risk and consequently can reduce tumour local control. A better tumour location can be achieved by controlling its position with an efficient inter and intrafraction imaging procedure. The various imaging techniques available on treatment systems are presented and performances are discussed. Finally, propositions are given in terms of imaging system according to the location treated by stereotactic body radiation therapy.

## 1. Introduction

Avec l'intégration de techniques d'imagerie de plus en plus sophistiquées sur les appareils de traitement de radiothérapie, il est désormais possible d'avoir une visualisation de la tumeur et de son environnement avec une précision millimétrique et dans des délais d'acquisition extrêmement courts. En outre, la quantification des modifications de position ou de volume de la cible et des organes à risques avoisinants sur les images acquises permet de guider le traitement. Ces nouveaux dispositifs sont particulièrement intéressants pour les traitements de hautes précisions tels que la stéréotaxie extracrânienne. En effet, la présence de gradients de dose importants, pouvant atteindre 30Gy/cm implique un niveau de précision accru particulièrement dans les zones à proximité d'organes à risques [1].

Radiothérapie stéréotaxique et guidage par l'image sont des techniques directement corrélées et leurs développements actuels et futurs dépendront des outils d'imagerie mis à disposition sur les machines de traitement.

Les dispositifs d'imagerie embarqués existants sont nombreux et basés sur différents processus physiques d'acquisition : photons de haute énergie (MV), photons de basse énergie (kV), IRM, ultrasonore, radiofréquence... L'utilisateur dispose ainsi de multiples solutions pour visualiser le volume cible. Le choix de la technique est toutefois fortement dépendant de la nature des tissus à visualiser et de leur emplacement. Dans le cas où la lésion n'est pas parfaitement visible avec les systèmes d'imagerie disponibles, il est possible de pallier cette limitation technique par l'implantation in-situ de marqueurs fiduciels. Si d'un point de vue pratique la méthodologie est plus lourde à mettre en place, cette solution reste néanmoins efficace pour certaines localisations traitées par irradiation stéréotaxique à condition que les marqueurs ne migrent pas au sein de la lésion [2][3][4].

En plus de disposer d'un système d'imagerie ad hoc, il est important de définir le type, la fréquence et le moment du contrôle de la position de la tumeur.

Le contrôle entre les fractions a pour objectif la vérification du bon repositionnement du patient d'une séance à l'autre. Dans le cadre de traitement en conditions stéréotaxiques, l'étalement du traitement est relativement court ce qui ne permet pas d'observer de variations de la morphologie externe du patient. Les variations observées sont principalement dues aux limitations du système de contentions destiné à assurer l'immobilisation du patient ou à des modifications du remplissage de certains organes.

Le contrôle pendant les fractions a pour objectif de s'assurer qu'au cours du traitement les déplacements appliqués à la table de traitement et les mouvements internes du patient n'entraînent pas d'erreur de position de la tumeur. Ce contrôle a particulièrement du sens dans le cas des tumeurs mobiles, lésions pour lesquelles il peut être nécessaire de réaliser un contrôle per fraction. Associé à une stratégie de traitement par asservissement respiratoire, il permet de s'assurer que le traitement est bien conforme à la planification dosimétrique.

Nous proposons dans cet article un état de l'art des différentes solutions d'imagerie inter- et intrafraction disponibles et leur domaine d'application. Les limites d'utilisation de ces dispositifs seront également abordées.

## **2. Localisations traitées par irradiation en conditions stéréotaxiques et rationnel**

Les domaines d'applications de la radiothérapie stéréotaxique extracrânienne ne cessent de croître et le recours à ce type de traitement est de plus en plus important. Ainsi par exemple, en France, le nombre de centre pratiquant la radiothérapie stéréotaxique extracrânienne a quasiment doublé entre 2013 et 2017, passant de 35 centres à 69 [5]. Les principales localisations concernées sont les suivantes [6]:

- poumons
- prostate
- os
- foie
- ORL
- pancréas
- rein.

Elles se différencient suivant deux classes : tissus mous et tissus denses. Le choix du système d'imagerie embarqué sera donc crucial pour identifier la tumeur ou son environnement.

Par ailleurs, en fonction de la localisation explorée les mouvements internes liés à la respiration, au battement cardiaque ou au remplissage de la vessie et du tractus digestif entraînent une variabilité de

position de la tumeur entre les fractions comme pendant. Le développement de la radiothérapie stéréotaxique a permis de répondre à la problématique de la variabilité entre les fractions, en vérifiant à partir des systèmes d'imagerie embarqué, que le volume cible et son environnement proche sont conformes à ceux définis au moment de la planification dosimétrique. La réalisation d'images pendant le traitement fournit également des indications sur la variabilité du positionnement permettant de définir les marges à appliquer sur les volumes et éventuellement de les réduire. Une revue des différentes solutions disponibles est discutée dans le paragraphe suivant.

### **3. Revue des différents systèmes d'imagerie disponibles**

Deux types de détecteurs sont disponibles en radiothérapie sur les machines de traitement selon qu'ils utilisent des rayonnements ionisants ou non-ionisants [7].

#### ***3.1. Systèmes d'imagerie basés sur les rayonnements ionisants***

Les détecteurs utilisant les rayonnements ionisants sont basés sur l'atténuation des photons lors de la traversée de la matière. Ils fournissent une qualité d'images satisfaisante mais un faible contraste sur les tissus mous qui présentent des densités comparables. Dans le cas d'une acquisition en deux dimensions, la visualisation du volume cible peut être difficile. C'est la raison pour laquelle, une acquisition tridimensionnelle est généralement conseillée pour appréhender l'environnement proche de la lésion. Néanmoins, le recours à des marqueurs radio-opaques, placés in situ, s'avère le meilleur moyen pour visualiser sur les clichés bidimensionnels et les acquisitions tridimensionnelles, l'endroit où se trouve la tumeur sous condition qu'il n'y ait pas migration de l'implant entre la scanographie dosimétrique et la fin du traitement.

Les modules commerciaux disponibles sur les machines de traitements sont regroupés dans le tableau 1. Les performances de ces systèmes en termes de qualité image sont présentées ainsi que les différents modes d'acquisition disponibles. Le recours à des rayonnements ionisants implique la connaissance de la dose apportée par cette technique d'imagerie et plus particulièrement dans le cas du *tracking* tumoral, qui requiert de multiples acquisitions au cours de la séance.

#### ***3.2. Systèmes d'imagerie non ionisants***

Pour répondre à la problématique du manque de contraste sur les tissus mous et limiter le niveau d'exposition aux rayonnements ionisants le recours à l'imagerie par résonance magnétique est désormais disponible mais peu répandue sur les accélérateurs. L'utilisation d'une imagerie ultrasonore fait également partie des autres axes possibles d'amélioration. Cette solution, particulièrement intéressante pour les traitements prostatiques, nécessite que le volume cible anatomoclinique ne soit pas situé derrière une structure osseuse ou une cavité d'air [8][9]. Outre leur capacité à différencier les tissus mous, ces dispositifs peuvent être utilisés en continu pour le *tracking* de la tumeur sans craintes de déposer de doses supplémentaires liées au système d'imagerie.

Le repérage de la lésion tumorale au moyen d'une balise radiofréquence permet également de donner en temps réels les coordonnées de celle-ci et de connaître ainsi sa position à tout moment pendant l'irradiation. Ce système ne fournit pas une image mais une indication précise de la position de la cible à tout moment de l'irradiation. En couplant cette position à la machine de traitement il est ainsi possible de réaliser un *tracking* de la tumeur et ce, quelle que soit la nature du mouvement observé

Une revue non exhaustive des différents dispositifs commerciaux disponibles est présentée dans le tableau 2.

### **3.3. Perspectives ou autres techniques**

D'autres techniques encore au stade expérimental voient actuellement le jour. Pour ne pas ajouter de dose liée au système d'imagerie, elles utilisent le faisceau de traitement qui créé par transmission ou diffusion une image de la cible et de son environnement proche.

Ainsi, Yip et al. ont montré que dans le cas de lésions pulmonaires une imagerie portale de type « beam eye view » en cours de traitement offrait la possibilité de suivre la tumeur sans apporter de dose supplémentaire [10]. Redler et al. ont développé l'imagerie par diffusion Compton dans le cadre de traitement de stéréotaxie pulmonaire afin de visualiser la lésion avec un rapport contraste sur bruit suffisant mais surtout une résolution temporelle de 0,5 s [11]. L'intérêt de la technique est de ne pas utiliser de rayons supplémentaires pour l'imagerie mais d'utiliser ceux créés suite à l'irradiation. Cela constitue une alternative à la technique précédente mais nécessite de disposer de détecteurs spécifiques constitués d'un collimateur et d'un détecteur plan.

## **4. Synthèse et discussion**

Une synthèse des techniques d'imagerie requises selon les localisations traitées par irradiation en conditions stéréotaxiques est donnée dans le tableau 3 à partir des données de la littérature et des recommandations de l'essai clinique de phase 1 mené par le NRG Oncology [12][13]. Ce tableau montre qu'à l'exception des métastases osseuses ou des cancers ORL, une imagerie 3dimensionnelle constitue le minimum requis pour la réalisation d'une radiothérapie stéréotaxique en l'absence de marqueurs implantés. A contrario, l'imagerie de basse énergie (kV) bidimensionnelle peut être utilisée quel que soit le type de localisation si la lésion est repérée au moyen de marqueurs fiduciels. Compte tenu du haut niveau de précision requis en radiothérapie stéréotaxique, la quantification des déplacements est nécessaire pour limiter les marges appliquées au volume cible et par la suite réduire l'irradiation des tissus sains avoisinant la tumeur. Par rapport à un traitement de radiothérapie standard, ces marges sont réduites en radiothérapie stéréotaxique extracrânienne mais subsistent néanmoins. Que le système d'imagerie embarqué bi- ou tridimensionnel, et malgré les corrections appliquées pour tenir compte des mouvements internes, les incertitudes systématiques et aléatoires

existent. Ainsi par exemple, elles sont de l'ordre de 0,6 et 0,9mm, respectivement avec une imagerie de basse énergie tridimensionnelle [14][15].

Le recours à l'imagerie par résonance magnétique (IRM) peut s'avérer être une alternative intéressante, mais il est important de tenir compte des limites de l'IRM. Entre autres, les acquisitions ciné disponibles sur les machines avec IRM embarquée ne sont réalisables que dans le plan sagittal ce qui ne permet pas de mettre en évidence des mouvements dans les autres directions [16]. Les études récentes sur le sujet présentent des épaisseurs de coupes importantes, de l'ordre de 3 à 10mm, supérieures à celles utilisées à la scanographie de planification dosimétrique. La comparaison entre ces deux images doit tenir compte de potentiels effets de volumes partiels [17]. La non-uniformité du champ magnétique principal ainsi que la non-linéarité des gradients magnétiques entraînent également des distorsions des images qu'il est difficile de quantifier. En outre, les hétérogénéités tissulaires qui sont responsables de différences de susceptibilité magnétique contribuent également à des distorsions au niveau des interfaces entre ces milieux. Enfin, le problème d'effets retour des électrons peut entraîner d'importantes distorsions des distributions dose au niveau des interfaces tissus-air et doit être pris en compte au niveau des logiciels de planification [18]. Les essais sont en cours pour évaluer le réel bénéfice de cette technique.

#### **4.1. Poumon**

Les différents moyens de gestion des mouvements de la tumeur dus à la respiration sont connus et fortement recommandés [19]. Cependant pour obtenir une meilleure précision sur le positionnement du volume cible il est nécessaire de tenir compte de sa position moyenne pendant les fractions. L'étude de Shah et al. a montré que sur 126 patients prises en charge par radiothérapie stéréotaxique, soit 659 fractions délivrées, une variation moyenne de la position du barycentre de la cible de  $2,3 \pm 2,1$  mm était observée [20]. Des variations du même ordre de grandeur ont également été mesurées par Lu et al. [21]. De fait, un recalage sur le volume cible est préconisé pour éviter tout sous-dosage.

#### **4.2. Prostate**

L'étude de Lovelock et al. a montré que l'utilisation de balises RF implantées dans la prostate permettait d'enregistrer des déplacements de la cible pendant les fractions et de réaliser des ajustements de position en fonction des décalages observés [22]. En l'absence de recalages, l'étude a montré que dans 10% des cas les contraintes dosimétriques de couverture du volume cible prévisionnel n'étaient pas respectées (95% de la dose prescrite sur 90% du volume cible prévisionnel). Toutefois, le travail de Wu et al bien que similaire d'un point de vue pratique, a confirmé le gain apporté par cette technique sur la précision de la localisation de la lésion mais avec un bénéfice minime sur les contraintes dosimétriques [23].

Les résultats de Menten et al. ont ainsi montré que l'utilisation d'un accélérateur avec IRM embarquée améliorerait la définition des volumes d'intérêt et permettait la réduction des marges appliquées à la construction des volumes cibles internes [24]. En outre, à partir de l'évaluation des déformations de la tumeur, il est possible de réaliser une nouvelle planification dosimétrique. Cette approche ouvre la voie à la radiothérapie adaptative même en radiothérapie stéréotaxique.

#### **4.3. Os**

Dans le cas de lésions osseuses, le recours à l'imagerie par rayons X bi- ou tridimensionnelle est adapté. La combinaison des deux techniques permet de conforter l'opérateur dans les déplacements appliqués [25]. Hazelaar et al. ont mis en place un système de triangulation du volume cible dans le cas des métastases osseuses basé sur l'acquisition en mode fluoroscopique d'acquisitions de basse énergie bidimensionnelle embarqué sur un accélérateur linéaire [26]. Ce suivi en temps réel de la zone traitée a permis de stopper l'irradiation suite à des mouvements observés pendant les fractions.

#### **4.4. Foie**

Pour les traitements hépatiques une imagerie entre et pendant les fractions améliore l'irradiation des volumes cibles et la protection des tissus sains avoisinants [27]. L'imagerie pendant les fractions fournit une indication en temps réel de la position tumorale et permet de s'assurer que le volume cible est à l'intérieur du volume cible interne. Rubio et al. ont montré une amélioration du traitement lorsque des marqueurs fiduciels sont couplés à un système d'imagerie de basse énergie externe en mode fluoroscopique et un contrôle respiratoire de type *gating* ou *tracking* [4].

Comme l'imagerie par rayons X bi- ou tridimensionnelle seule ne permet pas de visualiser les lésions hépatiques, le recours à l'IRM peut s'avérer être une alternative intéressante [17].

#### **4.5. ORL**

Pour les traitements des lésions de la tête et du cou, l'imagerie de basse énergie basée sur la détection des structures osseuses est généralement utilisée comme dans la majorité des cas de tumeur intracrânienne [28]. En l'absence d'étalement long, l'intérêt d'une imagerie tridimensionnelle est modéré, aucune modification anatomique n'est attendue au décours du traitement.

#### **4.6. Pancréas**

L'utilisation d'une imagerie bi- et tridimensionnelle avec suivi de marqueurs est proposée dans l'étude de Yang et al. mais une marge de 3mm doit être appliquée au volume cible interne pour obtenir le respect des contraintes dosimétriques en raison de la variabilité intrafraction [29]. D'Souza et al. ont introduit une marge de 7mm pour la création du volume cible prévisionnel à partir du volume cible interne [30].



#### **4.7. Rein**

La réalisation d'images de basse énergie tridimensionnelles pendant le traitement, lorsque celui-ci est long, permet de corriger des déplacements observés pendant les fractions et de garantir, avec un indice de confiance de 95%, une précision de l'ordre de 2,1mm et 0,8° sur les mouvements de translation et de rotation, respectivement [31].

#### **5. Conclusion**

Quelle que soit la technique d'imagerie utilisée, un plan d'assurance qualité est requis pour garantir la fidélité des images acquises. Par ailleurs, la connaissance des incertitudes inhérentes au dispositif utilisé permet d'adapter les marges à appliquer au volume cible. Les outils mis à disposition étant souvent liés à des processus/logiciels de recalages automatiques, il est difficile d'avoir du recul sur les valeurs de décalages de table appliquées. Le croisement des techniques d'imagerie est un moyen pour s'assurer rapidement de la validité des décalages obtenus. Avec l'arrivée de l'IRM sur les accélérateurs linéaires, de nouvelles perspectives d'applications semblent apparaître ; néanmoins, un certain nombre de précautions seront à prendre en ligne de compte pour utiliser quotidiennement ce type d'imagerie.

#### **Pas de conflit d'intérêts**

#### **Contribution des auteurs**

DG : conception de l'étude, analyse et ou interprétation des données, rédaction du manuscrit initial ;

AHH, YL, PC, ST : relecture/révision du manuscrit.

#### **Références**

- [1] Saenz DL, Crownover R, Stathakis S, Papanikolaou N. A dosimetric analysis of a spine SBRT specific treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys* 2018;20:154–9. doi:10.1002/acm2.12499.
- [2] Choi JH, Seo DW, Park DH, Lee SK, Kim MH. Fiducial placement for stereotactic body radiation therapy under only endoscopic ultrasonography guidance in pancreatic and hepatic malignancy: Practical feasibility and safety. *Gut Liver* 2014;8:88–93. doi:10.5009/gnl.2014.8.1.88.
- [3] Holmes OE, Gratton J, Szanto J, Vandervoort E, Doody J, Henderson E, et al. Reducing errors in prostate tracking with an improved fiducial implantation protocol for stereotactic body radiotherapy (SBRT). *Int J Radiat Oncol* 2017;99:E239. doi:10.1016/j.ijrobp.2017.06.1175.
- [4] Rubio C, Hernando-Requejo O, Zucca Aparicio D, Allona Krauel M, López Gonzalez M, Pérez JM, et al. Image guided SBRT for multiple liver metastases with ExacTrac® Adaptive Gating. *Reports Pract Oncol Radiother* 2017;22:150–7. doi:10.1016/j.rpor.2016.07.006.

- [5] INCA. NATIONAL 2015.
- [6] Bazire L, Darmon I, Calugaru V, Costa, Dumas JL, Kirova YM. Place de la radiothérapie stéréotaxique extracrânienne dans la prise en charge des patients atteints de cancer. *Cancer Radiother* 2018;22:447–58. doi:10.1016/j.canrad.2017.09.014.
- [7] de Crevoisier R, Chauvet B, Barillot I, Lafond C, Mahé M, Delpon G. Radiothérapie guidée par l’image. *Cancer Radiother* 2016;20:S27–35. doi:10.1016/j.canrad.2016.07.034.
- [8] Grimwood A, McNair HA, O’Shea TP, Gilroy S, Thomas K, Bamber JC, et al. In vivo validation of Elekta’s Clarity Autoscan for Ultrasound-based intrafraction motion estimation of the prostate during radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2018;102:912–21. doi:10.1016/j.ijrobp.2018.04.008.
- [9] Lachaine M, Falco T. Intrafractional prostate motion management with the clarity autoscan system. *Med Phys Int* 2013;53:1689–99. doi:10.1017/CBO9781107415324.004.
- [10] Yip SSF, Rottmann J, Berbeco RI. Beam’s-eye-view imaging during non-coplanar lung SBRT. *Med Phys* 2015;42:6776–83. doi:10.1118/1.4934824.
- [11] Redler G, Jones KC, Templeton A, Bernard D, Turian J, Chu JCH. Compton scatter imaging: A promising modality for image guidance in lung stereotactic body radiation therapy. *Med Phys* 2018;45:1233–40. doi:10.1002/mp.12755.
- [12] Benedict SH, Yenice KM, Followill D, Galvin JM, Hinson W, Kavanagh B, et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 2010;37(8):4078-101.
- [13] Chmura S, Salama JK, Robinson C, Pisansky TM, Borges V, Al-Hallaq H, et al. NRG BR001 A phase I study of stereotactic body radiotherapy ( SBRT ) for the treatment of multiple metastases. Philadelphia, PA: Radiation Therapy Oncology Group; 2015. Disponible en ligne à l'adresse : <https://www.rtog.org/ClinicalTrials/ProtocolTable/StudyDetails.aspx?action=openFile&FileID=13051>
- [14] Molitoris JK, Diwanji T, Snider III JW, Mossahebi S, Samanta S, Onyeuku N, et al. Optimizing immobilization, margins, and imaging for lung stereotactic body radiation therapy. *Transl Lung Cancer Res* 2019;8:24–31. doi:10.21037/tlcr.2018.09.25.
- [15] Grills IS, Hugo G, Kestin LL, Galerani AP, Chao KK, Wloch J, et al. Image-Guided radiotherapy via daily online cone-beam CT substantially reduces margin requirements for stereotactic lung radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;70:1045–56. doi:10.1016/j.ijrobp.2007.07.2352.

- [16] Godley A, Zheng D, Rong Y. MR-linac is the best modality for lung SBRT. *J Appl Clin Med Phys* 2019;20:7–11. doi:10.1002/acm2.12615.
- [17] Rosenberg SA, Henke LE, Shaverdian N, Mittauer K, Wojcieszynski AP, Hullett CR, et al. A multi-institutional experience of MR-guided liver stereotactic body radiation therapy. *Adv Radiat Oncol* 2019;4:142–9. doi:10.1016/j.adro.2018.08.005.
- [18] Woodings SJ, Bluemink JJ, De Vries JHW, Niatsetski Y, Van Veelen B, Schillings J, et al. Beam characterisation of the 1.5 T MRI-linac. *Phys Med Biol* 2018;63. doi:10.1088/1361-6560/aab566.
- [19] Aboudaram A, Khalifa J, Massabeau C, Simon L, Hadj Henni A, Thureau S. Radiothérapie guidée par l'image dans le cancer du poumon. *Cancer Radiother* 2018;22:602–7. doi:10.1016/j.canrad.2018.06.009.
- [20] Shah C, Grills IS, Kestin LL, McGrath S, Ye H, Martin SK, et al. Intrafraction variation of mean tumor position during image-guided hypofractionated stereotactic body radiotherapy for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012;82:1636–41. doi:10.1016/j.ijrobp.2011.02.011.
- [21] Lu L, Diaconu C, Djemil T, Videtic GMM, Abdel-Wahab M, Yu N, et al. Intra- and inter-fractional liver and lung tumor motions treated with SBRT under active breathing control. *J Appl Clin Med Phys* 2018;19:39–45. doi:10.1002/acm2.12220.
- [22] Lovelock DM, Messineo AP, Cox BW, Kollmeier MA, Zelefsky MJ. Continuous monitoring and intrafraction target position correction during treatment improves target coverage for patients undergoing sbrt prostate therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2015;91:588–94. doi:10.1016/j.ijrobp.2014.10.049.
- [23] Wu QJ, Li T, Yuan L, Yin FF, Lee WR. Single institution's dosimetry and IGRT analysis of prostate SBRT. *Radiat Oncol* 2013;8:1. doi:10.1186/1748-717X-8-215.
- [24] Menten MJ, Wetscherek A, Fast MF. MRI-guided lung SBRT: Present and future developments. *Phys Medica* 2017;44:139–49. doi:10.1016/j.ejmp.2017.02.003.
- [25] Wang X, Zhao Z, Luo D, Yang JN, Yang J, Chang EL, et al. Submillimeter alignment of more than three contiguous vertebrae in spinal SRS/SBRT with 6-degree couch. *J Appl Clin Med Phys* 2017;18:225–36. doi:10.1002/acm2.12153.
- [26] Hazelaar C, Verbakel WFAR, Mostafavi H, van der Weide L, Slotman BJ, Dahele M. First experience with markerless online 3D spine position monitoring during SBRT delivery using a

conventional LINAC. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2018;101:1253–8.

doi:10.1016/j.ijrobp.2018.04.046.

[27] Riou O, Llacer Moscardo C, Fenoglietto P, Deshayes E, Tetreau R, Molinier J, et al. SBRT planning for liver metastases: A focus on immobilization, motion management and planning imaging techniques. *Reports Pract Oncol Radiother* 2017;22:103–10. doi:10.1016/j.rpor.2017.02.006.

[28] Lartigau É, Mirabel X, Prévost B, Lacornerie T, Dubus F, Sarrazin T. Extracranial stereotactic radiotherapy: Preliminary results with the cyberknife®. *Onkologie* 2009;32:209–15.

doi:10.1159/000200929.

[29] Yang W, Fraass BA, Reznik R, Nissen N, Lo S, Jamil LH, et al. Adequacy of inhale/exhale breathhold CT based ITV margins and image-guided registration for free-breathing pancreas and liver SBRT. *Radiat Oncol* 2014;9:1–9. doi:10.1186/1748-717X-9-11.

[30] D'Souza WD, Nazareth DP, Zhang B, Deyoung C, Suntharalingam M, Kwok Y, et al. The use of gated and 4D CT imaging in planning for stereotactic body radiation therapy. *Med Dosim* 2007;32:92–101. doi:10.1016/j.meddos.2007.01.006.

[31] Sonier M, Chu W, Lalani N, Erler D, Cheung P, Korol R. Evaluation of kidney motion and target localization in abdominal SBRT patients. *J Appl Clin Med Phys* 2016;17:429–33.

doi:10.1120/jacmp.v17i6.6406.

[32] Nakamura M, Ishihara Y, Matsuo Y, Iizuka Y, Ueki N, Iramina H, et al. Quantification of the kV X-ray imaging dose during real-time tumor tracking and from three- and four-dimensional cone-beam computed tomography in lung cancer patients using a Monte Carlo simulation. *J Radiat Res* 2018;59:173–81. doi:10.1093/jrr/rrx098.

[33] Schneider U, Hälgl R, Besserer J. Concept for quantifying the dose from image guided radiotherapy. *Radiat Oncol* 2015;10:188. doi:10.1186/s13014-015-0492-7.

**Tableau 1.** Systèmes de radiothérapie stéréotaxique basés sur les rayonnements ionisants.

Rayonnement	Imagerie embarquée	Type d'imagerie	Tracking	Imagerie pendant irradiation	Contrôle si rotation de table	Dose	Nom commerciaux
Haute énergie	Oui	Bidimensionnelle	Non	Oui	Limité	1cGy/cliché	EPID <sup>3-5</sup>
Haute énergie	Oui	Bidimensionnelle	Non	Non	Non	4 – 6 cGy	Tomothérapie <sup>1</sup> Oncor <sup>4</sup>
Basse énergie	Oui	Bi- et tridimensionnelle	Oui	Oui	Limité	0,2-3cGy [32] [33]	OBI <sup>5</sup> , XVI <sup>3</sup>
Basse énergie	Non	Bidimensionnelle	Oui	Oui	Oui	0,1cGy/cliché	Exactrac <sup>2</sup> CyberKnife <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Accuray®

<sup>2</sup> Brainlab®

<sup>3</sup> Elekta ®

<sup>4</sup> Siemens ®

<sup>5</sup> Varian ®

**Tableau 2.** Systèmes de radiothérapie guidée par l’image basés sur des rayonnements non-ionisants.

Rayonnement	Imagerie embarquée	Type d’imagerie	<i>Tracking</i>	Contrôle pendant l’irradiation	Noms commerciaux
Résonnance magnétique nucléaire	Oui	Bi- et tridimensionnelle	Non	Oui	Unity <sup>a</sup> MRIdian <sup>b</sup>
Ultrasons	Non	Bidimensionnelle	Non	Oui	Clarity <sup>a</sup>
Radiofréquence	Non	NA	Oui	Oui	Calypso <sup>c</sup> Raypilot <sup>d</sup>

<sup>a</sup> Elekta ®

<sup>b</sup> Viewray ®

<sup>c</sup> Varian ®

<sup>d</sup> Raditec®

**Tableau 3.** Systèmes de radiothérapie guidée par l’image requis selon le type de localisations pris en charge par radiothérapie stéréotaxique.

Localisations	Type d’imagerie requis a minima	
	Sans marqueurs fiduciels	Avec marqueurs fiduciels
ORL	2D/2D	2D/2D
Poumon	3D	2D/2D
Foie	3D	2D/2D
Pancréas	3D	2D/2D
Rein	3D	2D/2D
Prostate	3D	2D/2D
Os	2D/2D	NA

2D : bidimensionnelle ; 3D : tridimensionnelle.