



Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
 www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

 www.em-consulte.com



Article original

Optimisation des paramètres d'acquisition scanographique pour la radiothérapie des tumeurs mobiles

Scan acquisition parameter optimization for the treatment of moving tumors in radiotherapy

M. Ayadi^{a,b,*}, G. Bouilhol^{b,c,d}, L. Imbert^b, C. Ginestet^{a,b}, D. Sarrut^{a,c,d}

^a Université Claude-Bernard Lyon 1, 43, boulevard du 11-Novembre-1918, 69622 Villeurbanne cedex, France

^b Service de radiothérapie-physique, centre régional de lutte contre le cancer Léon-Bérard, 28, rue Laennec, 69373 Lyon cedex, France

^c Laboratoire Creatis-LRMN, UMR CNRS 5220, 7, avenue Jean-Capelle, 69621 Villeurbanne cedex, France

^d Inserm U630, 7, avenue Jean-Capelle, 69621 Villeurbanne cedex, France

INFORMATION

Historique de l'article :

Reçu le 4 février 2010

Reçu sous la forme révisée

18 juin 2010

Accepté le 4 juillet 2010

Disponible sur Internet le 26 novembre 2010

Mots clés :

Paramètres d'acquisition
 tomodynamométrique
 Fantôme dynamique
 Tumeurs mobiles
 Volume cible interne

Keywords:

CT scan parameters
 Dynamic phantom
 Moving tumors
 Internal target volume

RÉSUMÉ

Objectifs de l'étude. – Dans le cadre du traitement des tumeurs bronchiques, ajuster les paramètres d'une acquisition tomodynamométrique tridimensionnelle hélicoïdale à l'aide d'un fantôme dynamique et comparer à la théorie les volumes d'un objet en mouvement obtenus.

Matériels et méthodes. – Trois acquisitions tomodynamométriques hélicoïdales, réalisées avec le TDM Big Bore®, ont été comparées : l'acquisition tomodynamométrique tridimensionnelle (3D) « initiale » (paramètres constructeur), l'acquisition tomodynamométrique tridimensionnelle « optimisée » dont les paramètres se rapprochent d'une acquisition axiale lente et une acquisition tomodynamométrique quadrimensionnelle (4D). L'objet d'étude était un fantôme contenant une balle remplie d'eau disposée sur un plateau dynamique pouvant se déplacer dans les directions antéropostérieure ou supéro-inférieure avec une amplitude de 14 mm et une période de quatre secondes. Pour chaque acquisition et modalité (statique et dynamique), le volume de la balle a été quantifié par délimitation automatique et l'erreur relative estimée.

Résultats. – Pour un déplacement antéropostérieur, le volume de la balle en mouvement était sous-estimé de 14,1 % avec l'acquisition initiale, de 0,2 % avec l'acquisition optimisée et surestimé de 0,8 % avec l'acquisition tomodynamométrique 4D moyennée. Pour un déplacement supéro-inférieur, il était sous-estimé d'environ 22 % avec l'acquisition initiale et d'environ 1 % avec les acquisitions optimisée et 4D moyennée.

Conclusion. – Les mesures de volumes sur fantôme nous ont permis de valider les paramètres de l'acquisition tomodynamométrique optimisée car celle-ci a permis de restituer de manière satisfaisante le volume d'un objet en mouvement. Ce type d'acquisition est conseillé pour la détermination du volume cible interne en l'absence d'acquisition tomodynamométrique 4D.

© 2010 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

ABSTRACT

Aim of the study. – In the case of lung tumor treatment, to adjust 3D helical computed tomography (CT) acquisition parameters using a dynamic phantom and compare to the theory the volumes of a moving object.

Materials and methods. – Three helical CT acquisitions were compared using a Big Bore CT scan : an "initial" 3D CT scan (constructor parameters), an "optimized" 3D CT scan which parameters are chosen to obtain an axial slow scan like acquisition and a 4D CT scan. We used a phantom composed by a ball filled with water set on a dynamic platform moving in the antero-posterior or cranio-caudal direction with a 14 mm amplitude and a 4 s period. For each acquisition and modality (static and dynamic), we quantified the ball volume by automatic contouring and we estimated relative errors.

Results. – For an antero-posterior displacement, the volume of the moving ball is under estimated by 14.1 % with the "initial" scan, by 0.2 % with the "optimized" scan and over estimated by 0.8 % with the

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : ayadi@lyon.fnclcc.fr (M. Ayadi).

averaged 4D scan. For a cranio-caudal displacement, it is underestimated by about 22 % with the “initial” scan and by about 1 % with the “optimized” scan and the averaged 4D scan.

Conclusion. – Volume measurements performed with the dynamic phantom allowed us to validate the “optimized” 3D CT scan parameters because it accurately reflects the volume of a moving object. Radiotherapy departments without 4D CT should adapt scan parameters for internal target volume definition.

© 2010 Société française de radiothérapie oncologique (SFRO). Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

1. Introduction

Différentes méthodes d'irradiation des cancers bronchiques non à petites cellules existent à ce jour, que ce soit en radiothérapie conformationnelle classique ou en conditions stéréotaxiques, afin d'adapter au mieux l'isodose de prescription au volume cible et d'épargner un maximum de tissus sains. Lorsque le patient est traité en respiration libre, l'irradiation peut être réalisée sur toute la trajectoire de la tumeur au moyen de faisceaux statiques (stratégie de volume cible interne [ITV : *internal target volume*]), ou de faisceaux dynamiques asservis aux mouvements respiratoires (CyberKnife®, Dynamic MultiLeaf Collimator) [7,8,12,14]. L'irradiation peut aussi avoir lieu seulement lors du passage de la tumeur dans une phase stable de la respiration [2,6] ou autour d'une position moyenne de la tumeur pondérée dans le temps (stratégie de *mid-ventilation* [25]). Une autre alternative de traitement consiste à irradier le patient en bloquant la respiration afin d'immobiliser la tumeur et de diminuer la dose reçue par le parenchyme pulmonaire sain [18,21].

Quelle que soit la modalité de traitement, l'acquisition tomodynamométrique de référence nécessaire à la réalisation de la planimétrie est cruciale : elle permet non seulement à l'oncologue radiothérapeute de délimiter la tumeur et les organes à risque mais aussi d'établir le plan de traitement et de calculer la distribution de dose prévisionnelle [23]. Elle doit être spécifique et adaptée à chaque technique [11,21]. Dans le cas d'un traitement en respiration libre, elle doit représenter idéalement le déplacement de la tumeur et les déformations des organes soumis à la respiration (principalement les poumons et le diaphragme). Les problèmes liés aux acquisitions tomodynamométriques de référence dans le cadre d'un traitement en « stratégie volume cible interne » seront particulièrement développés dans cet article.

Depuis 1992, les scanners multicoups autorisent des vitesses d'acquisition largement améliorées avec l'acquisition de plusieurs coupes au cours d'une même rotation du tube à rayons X. Les avancées technologiques des tomodynamométries multicoups reposent essentiellement sur la juxtaposition de plusieurs couronnes de détecteurs. Ainsi, l'utilité d'un scanner capable de réaliser jusqu'à 320 coupes par rotation du tube (160 mm de couverture dans l'axe supéro-inférieur) avec des vitesses de rotation allant jusqu'à 0,35 secondes par tour a récemment été décrite pour la détection de petits nodules pulmonaires [20].

Néanmoins, les besoins de l'imagerie radio-diagnostique, en termes de rapidité d'acquisition, ne sont pas forcément adaptés à la radiothérapie, notamment pour les acquisitions thoraciques et abdominales comportant des organes en mouvement. En effet, la respiration du patient, qui intervient lors de l'acquisition des images tomodynamométriques, devient un facteur très limitant dans la qualité du traitement si elle n'est pas bien prise en compte. Elle peut engendrer des artefacts dans l'image tomodynamométrique, typiquement au niveau des tumeurs en plein parenchyme pulmonaire, du diaphragme et des reins. Ces artefacts sont liés à l'interférence du mouvement de l'organe dans le sens supéro-inférieur avec le déplacement rapide du lit, d'une part, et avec la vitesse de rotation du tube, d'autre part. Trois types d'artefact

sont classiquement observés sur les images tomodynamométriques lorsque les paramètres tels que le *pitch* de collimation et la vitesse de rotation du tube ne sont pas correctement ajustés :

- un « flou » de la tumeur si la vitesse d'acquisition est inférieure à la vitesse de la tumeur ;
- une position et une forme de la tumeur capturée à des phases respiratoires arbitraires si la vitesse d'acquisition est supérieure à la vitesse de la tumeur (Fig. 1) ;
- une position et une forme de la tumeur distordues si la vitesse d'acquisition est égale ou proche de la vitesse de la tumeur [1,4,16].

Lors de la réalisation du plan de traitement, ces artefacts peuvent compromettre une couverture dosimétrique satisfaisante de la tumeur si son volume n'est pas représentatif de la réalité [16].

La récente technologie de la tomodynamométrie 4D (ou tomodynamométrie synchronisée à la respiration) apporte l'information sur les déformations anatomiques du patient au cours de son cycle respiratoire. L'acquisition tomodynamométrique 4D est définie comme l'acquisition d'une séquence d'images tomodynamométriques tridimensionnelles sur des moments consécutifs du cycle respiratoire [10]. Elle permet d'attribuer à chaque coupe sa position dans le cycle respiratoire, puis de sélectionner les coupes acquises à un moment respiratoire. Une image 4D correspond ainsi à une image tridimensionnelle sur-échantillonnée [13]. En radiothérapie externe, le bénéfice majeur de ce type d'image est d'obtenir le volume et la position du volume tumoral macroscopique (*gross target volume* [GTV]) à différents instants du cycle respiratoire [7,8]. L'union des GTV appartenant à chacune des tomodynamométries 3D retranscrit la trajectoire du volume tumoral macroscopique pendant la respiration libre et représente donc du volume cible interne.

Cependant, les logiciels de planification actuels ne sont pas encore bien adaptés à l'exploitation de telles quantités de données et il est encore difficile en routine clinique d'exploiter pleinement une image 4D. L'utilisation d'un seul volume 3D reste donc encore le standard.

Dans cette étude, nous avons tout d'abord ajusté les paramètres d'une acquisition tomodynamométrique 3D hélicoïdale initiale au moyen d'un objet placé sur un plateau dynamique afin de déterminer l'acquisition donnant le volume le plus proche du volume réel (notre référence étant le volume théorique de l'objet en mouvement). Puis nous avons comparé les acquisitions tomodynamométriques 3D hélicoïdales initiale et optimisée avec une acquisition tomodynamométrique 4D en termes de restitution du volume de l'objet.

2. Matériels et méthodes

2.1. Tomodynamométrie

Le scanner dédié au service de radiothérapie du centre Léon-Bérard, un Brilliance Big Bore® (Philips Medical Systems™) a été utilisé. Ses principales caractéristiques sont les suivantes :

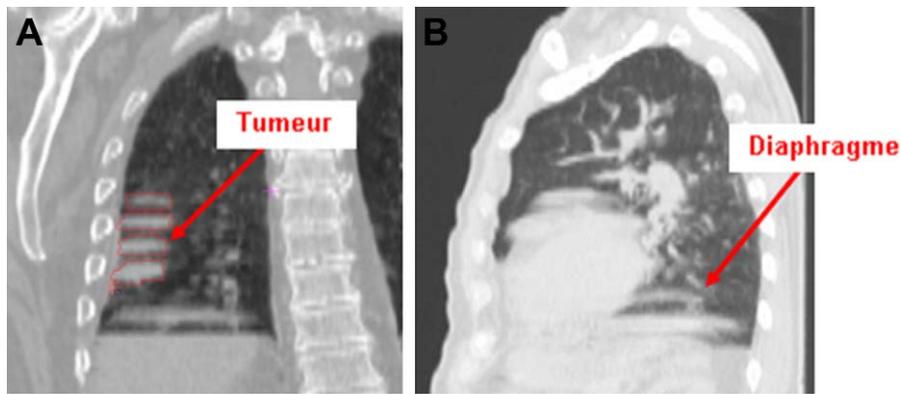


Fig. 1. Images tomographiques tridimensionnelles issues d'une acquisition hélicoïdale non optimisée montrant les types d'artéfact que l'on peut obtenir au niveau de la tumeur (A) et du diaphragme (B).

3D CT images from non optimized helical acquisition with artefacts observed on the tumor (A) and the diaphragm (B).

- un large tunnel de 85 cm de diamètre facilitant l'utilisation de contentions volumineuses ;
- une matrice de détecteurs autorisant l'acquisition de 24 mm à chaque rotation du tube ;
- une vitesse maximale de rotation du tube de 0,44 secondes par tour ;
- une synchronisation respiratoire obtenue par une ceinture Pneumo Chest Bellows® (Lafayette Instrument).

Ce scanner réalise des acquisitions hélicoïdales tridimensionnelles mais aussi des acquisitions hélicoïdales synchronisées à la respiration du patient grâce à la ceinture qui enregistre le signal respiratoire. Une acquisition tomographique 3D est généralement reconstruite rétrospectivement en dix phases du cycle, produisant ainsi dix tomographies 3D (Fig. 2). L'acquisition tomographique 4D originelle correspond à une moyenne de toutes les phases des cycles respiratoires et est appelée « acquisition

moyennée » (ou *untagged* par le constructeur). À partir de cette acquisition tomographique 4D, il est également possible de reconstruire une image *maximum intensity projection* (MIP). Chaque voxel de l'image MIP correspond au voxel possédant l'intensité la plus grande à travers les sets d'images des différentes phases respiratoires [22].

2.2. Fantôme et plateau dynamique

Un système constitué d'un plateau dynamique effectuant un déplacement antéro-postérieur ou supéro-inférieur de 14 mm d'amplitude et de période de respectivement 4 et 3,5 secondes a été utilisé. Sur ce plateau, une plaque de polystyrène expansé dans laquelle se trouve insérée une balle de ping pong de 40 mm de diamètre remplie d'eau a été déposée (Fig. 3).

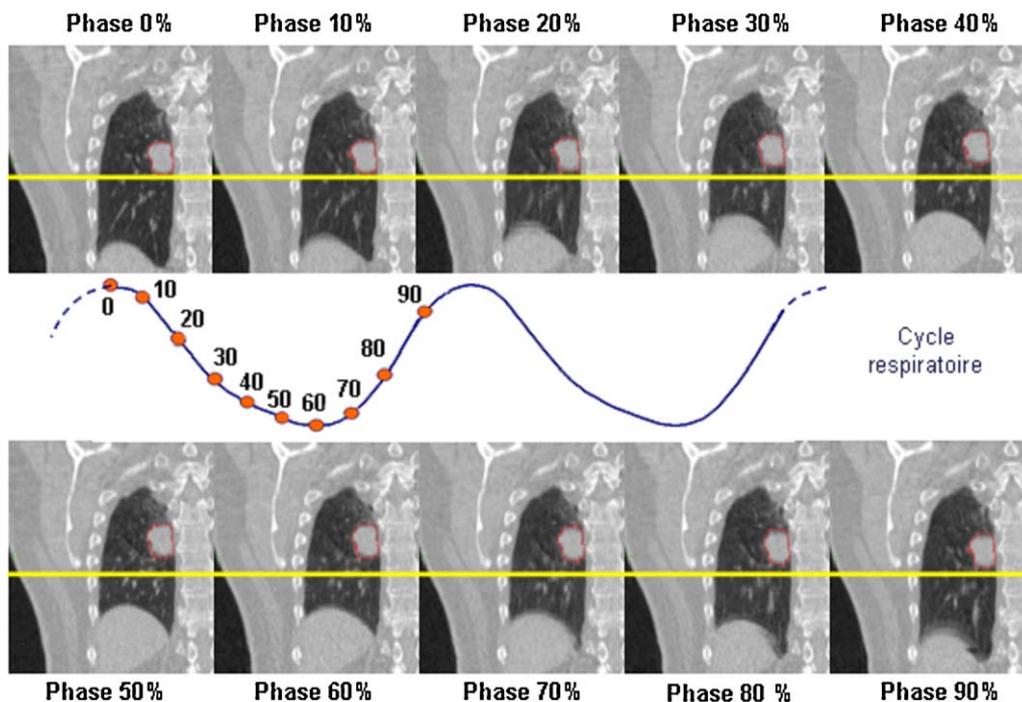


Fig. 2. Coupes coronales issues de la reconstruction d'une acquisition quadridimensionnelle synchronisée avec la respiration du patient. À chaque phase du cycle respiratoire du patient correspond une position de la tumeur.

Coronal slices from 4D acquisition. At each phase of the patient breathing curve corresponds a tumor position.

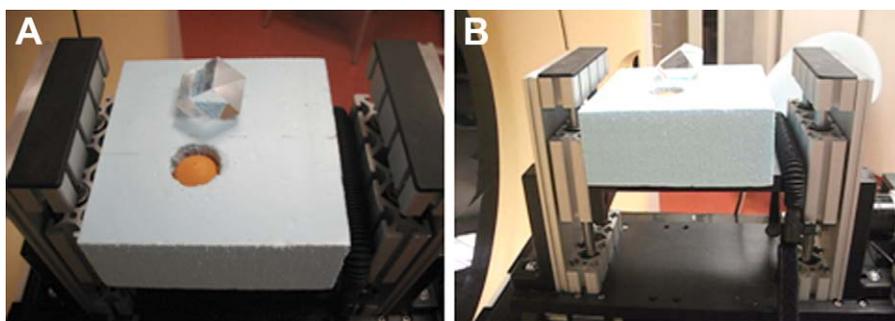


Fig. 3. Fantôme constitué de polystyrène expansé dans lequel est insérée une balle de ping-pong (A). Le fantôme est disposé sur le plateau dynamique (B).
Polystyren phantom composed by a ping-pong ball. The phantom is set on a dynamic platform.

Tableau 1

Paramètres des trois acquisitions tomодensitométriques utilisées pour l'étude.
Parameters of the three CT scans used for the study.

Acquisition	Hélicoïdale initiale	Hélicoïdale optimisée	4D moyennée
Rotation du tube (secondes)	0,75	1,5	0,5
Pitch	0,438	0,313	0,1
Largeur de collimation (mm)	16 × 0,75	16 × 1,5	16 × 1,5
mAs/coupe	350	350	400
Vitesse de la table (mm/s)	7	5	4,8
Temps nécessaire à l'acquisition de 30 cm (secondes)	44,8	66	68,5
IDS volumique (mGy)	20,3	18,5	21,1

IDS : indice de dose de scanographie.

2.3. Acquisitions tomодensitométriques

Trois types d'acquisitions ont été comparés, en faisant varier différents paramètres d'acquisition (la largeur de collimation, le *pitch*¹, et le temps de rotation du tube de rayons X). La première acquisition était « l'acquisition hélicoïdale initiale », qui correspondait à l'acquisition pour une localisation thoracique prédéfinie par le constructeur. La deuxième acquisition était « l'acquisition hélicoïdale optimisée » pour laquelle un temps de rotation du tube long et le *pitch* le plus petit possible étaient proposés compte tenu des autres paramètres d'acquisition fixés. Cette acquisition a été déterminée afin de se rapprocher d'une acquisition tomодensitométrique axiale lente, permettant de représenter le flou cinétique d'un objet en mouvement. Enfin, la dernière acquisition était « l'acquisition hélicoïdale 4D moyennée » dont les paramètres d'acquisition sont préalablement optimisés en fonction de la période respiratoire du patient. La reconstruction se faisant en phase, elle dépend fortement de la fréquence respiratoire du patient. En effet, il faut que la période respiratoire fois le *pitch* soit égale à la période de rotation du tube afin d'avoir une reconstruction 4D optimale [5]. Ainsi, pour une période de quatre secondes, un *pitch* de 0,1 et une intensité du tube de 400 mAs/coupe ont été choisis afin d'avoir une image de bonne qualité en termes de résolution spatiale et temporelle. Toutes les acquisitions ont été reconstruites avec une épaisseur de coupe de 2 mm (coupes jointives). Ces trois acquisitions présentaient des indices de dose scanographique pondérés (IDSP) de même ordre de grandeur et comparables au niveau de référence diagnostique pour les acquisitions thoraciques (Journal officiel du 16 mars 2004). Les paramètres d'acquisition utilisés sont répertoriés dans le Tableau 1.

Une acquisition statique « initiale », sans mouvement de plateau, a été réalisée et a servi de référence pour évaluer la déformation d'un objet en mouvement. Des acquisitions en mode dynamique, c'est-à-dire avec un plateau en mouvement, ont été ensuite réali-

sées. L'erreur sur le volume de la balle reconstruit en fonction des types d'acquisition pour un seuillage donné a été quantifiée. Pour cela, le profil de densité passant par le centre de la balle nous a permis de déterminer le seuil à utiliser pour obtenir le volume de l'objet. En ce qui concerne le mode statique (sans mouvement du plateau), nous avons tracé un profil de densité dans la direction du déplacement de l'objet imagé (Fig. 4). La valeur de densité relevée à 20 mm de l'axe (distance égale au rayon de la balle) correspondait au seuil à appliquer pour obtenir, par segmentation automatique, le volume de la balle. En mode statique, nous avons obtenu un seuil de -620 HU (unités Hounsfield). En mode dynamique (avec un mouvement du plateau dans le sens antéropostérieur), nous avons déterminé le seuil pour lequel la distance entre la verticale passant par le centre du profil de densité et la courbe est égale au rayon de l'objet plus la moitié du déplacement (20 mm + 7 mm) soit 27 mm. En mode dynamique, nous obtenons un seuil de -980 HU (Fig. 5). Au moyen de notre station de délinéation Focal[®] (Elekta CMS, St. Louis, MO), nous avons réalisé le contour automatique de l'objet en fixant les paramètres de largeur de fenêtre décrits plus haut.

À partir de l'acquisition tomодensitométrique 4D, nous avons reconstruit a posteriori une image MIP ainsi que les images correspondant aux phases extrêmes du signal du plateau dynamique, c'est-à-dire les phases 0 et 50%. Les contours de la balle ont également été réalisés sur l'image MIP et sur chacune des images correspondant aux phases extrêmes de manière automatique avec un seuil de -620 HU. Nous considérons en effet que pour ces images la balle est statique. L'union des contours de la balle sur les images des phases extrêmes représente le déplacement maximal de la balle au cours de son déplacement. Les volumes de la balle issus de l'image MIP et de l'union des phases extrêmes seront donc comparés aux volumes de la balle en mouvement issus des différentes acquisitions.

3. Résultats

Nous avons calculé les volumes de la balle issus des différents types d'acquisition et estimé l'erreur sur le volume pour les deux

¹ Le *pitch* est égal au déplacement de la table pendant une rotation du tube de rayons X (mm) divisé par la largeur nominale de collimation du faisceau (en mm).

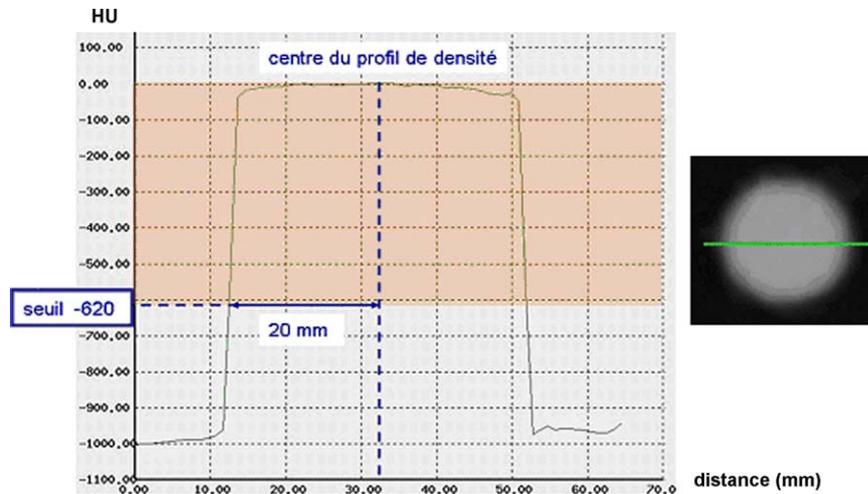


Fig. 4. Profil de densité de la balle en mode statique (à gauche), coupe sagittale de la balle en mode statique montrant le profil antéro-postérieur en vert (à droite).
Density profile of the ball in static mode (on the left), sagittal view of the ball with the antero posterior profile in green (on the right).

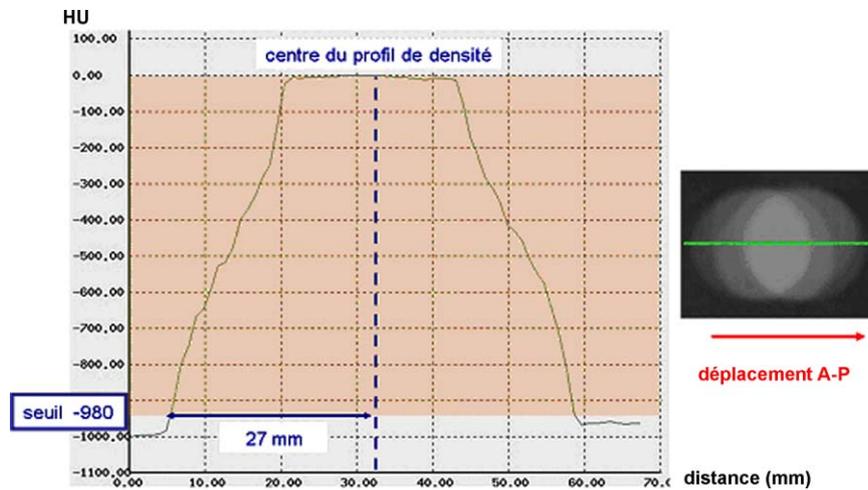


Fig. 5. Profil de densité de la balle en mode dynamique (à gauche), coupe sagittale de la balle en mouvement montrant le profil antéro-postérieur (A-P) en vert (à droite).
Density profile of the ball in dynamic mode (on the left), sagittal view of the ball with the antero posterior profile (A-P) in green (on the right).

sens de déplacement du fantôme. Notre référence est le volume théorique de la balle soit en mode statique (33,5 cm³), soit en mode dynamique (51,1 cm³). Le Tableau 2 résume les volumes de balle obtenus en utilisant les seuils déterminés précédemment.

Nous avons observé une bonne concordance entre le volume théorique et le volume de la balle déterminé à partir du seuil « statique » pour l'acquisition hélicoïdale initiale.

Lorsque notre fantôme se déplaçait dans la direction antéro-postérieure, nous sous-estimons le volume de la balle en mouvement de 14,1% avec l'acquisition hélicoïdale initiale. En revanche, nous avons observé que les acquisitions hélicoïdales optimisées et 4D moyennées restituent bien le volume de l'objet en mouvement avec moins de 0,8% d'erreur. En ce qui concerne le déplacement supéro-inférieur, le volume de la balle en mouvement était sous-estimé d'environ 22,1% avec l'acquisition tomодensitométrique initiale, de 1,2% avec l'acquisition tomодensitométrique optimisée et 0,8% avec l'acquisition tomодensitométrique 4D moyennée.

En ce qui concerne les volumes restitués par l'image MIP et l'union des phases extrêmes, l'erreur relative sur le volume de la balle en mouvement dans les directions antéro-postérieure et supéro-inférieure était de moins de 2%.

En outre, d'un point de vue qualitatif, l'acquisition hélicoïdale initiale ne restituait pas la forme réelle de l'objet en mouvement

Tableau 2

Volumes de la balle mesurés selon les différentes modalités et acquisitions, et erreurs relatives à la référence théorique.

Measured ball volumes according to the different modalities and CT scan acquisitions, and relative errors to the theoretical reference.

	Volume de la balle (cm ³)	Erreur relative (%)
<i>Statique</i>		
Théorique	33,5	-
Hélicoïdale initiale	33,5	0,0
<i>Dynamique : déplacement antéro-postérieur</i>		
Théorique	51,1	-
3D initiale	43,9	-14,1
3D optimisée	51,0	-0,2
4D moyennée	51,5	+0,8
4D MIP	50,9	-0,4
4D union des phases extrêmes	52,1	+1,9
<i>Dynamique : déplacement supéro-inférieur</i>		
Théorique	51,1	-
3D initiale	39,8	-22,1
3D optimisée	50,5	-1,2
4D moyennée	50,7	-0,8
4D MIP	50,3	-1,6
4D union des phases extrêmes	51,7	+1,2

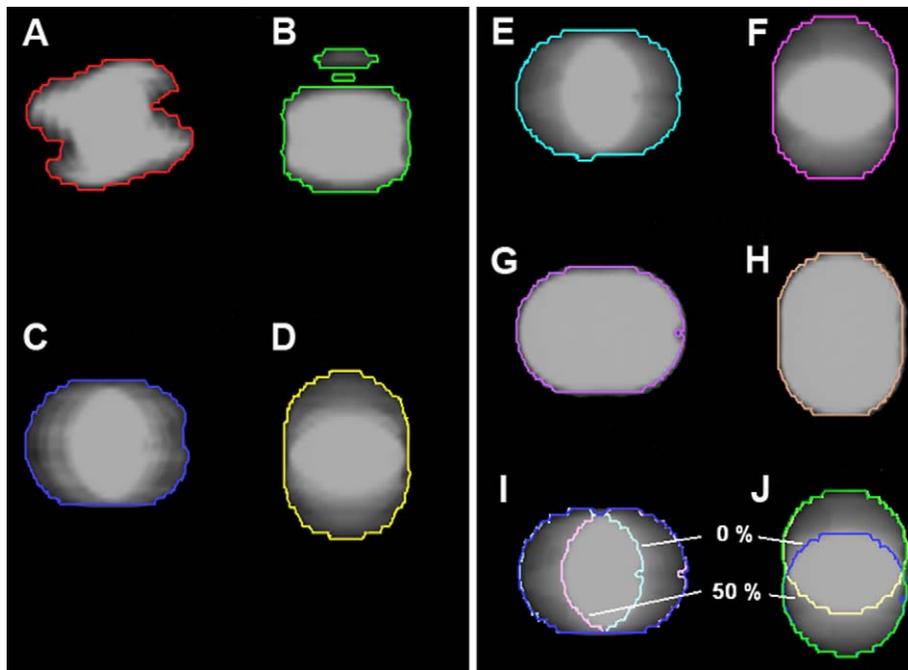


Fig. 6. Contours de la boule effectués en utilisant un seuillage adapté ($W = -980$ et $L = -400$) sur les acquisitions dynamiques en déplacement antéro-postérieur (A, C, E, G, I) et supéro-inférieur (vue sagittale : B, D, F, H, J). A et B. 3D initiale. C et D. 3D optimisée. E. et F. 4D moyennée. G et H. 4D *maximum intensity projection* (MIP). I et J. Union des phases extrêmes.

Ball contours using an adapted threshold ($W = -980$ and $L = -400$) on the dynamic acquisitions with antero posterior (A, C, E, G, I) and supero inferior motion (sagittal view: B, D, F, H, J).

alors que les acquisitions hélicoïdales optimisées et 4D moyennées la restituait bien (Fig. 6).

La corrélation entre les contours obtenus avec l'acquisition hélicoïdale optimisée et ceux obtenus avec l'acquisition 4D moyennée était satisfaisante. Les volumes de balle obtenus étaient en effet du même ordre de grandeur. Cela a donc confirmé la bonne optimisation des paramètres d'acquisition de la séquence initiale.

4. Discussion

À l'aide d'un fantôme dynamique, nous avons ajusté les paramètres d'une acquisition tomodynamométrique hélicoïdale tridimensionnelle. Les volumes de la balle en mouvement mesurés avec une délimitation automatique et possédant un seuil adapté nous ont permis de montrer que l'acquisition hélicoïdale optimisée restituait le volume et la forme de la balle de manière satisfaisante par rapport à la théorie et à l'acquisition 4D moyennée. L'optimisation de ces paramètres d'acquisition a consisté à augmenter le temps de rotation du tube et à diminuer le *pitch* de collimation. Ils ont bien permis de nous rapprocher de ceux d'une tomodynamométrie axiale lente et ainsi de réduire les artéfacts dus au mouvement de l'objet.

Les résultats de volumes de la balle en mouvement dans la direction supéro-inférieure n'étaient pas réellement comparables à ceux dans la direction antéro-postérieure. En effet, la période du plateau dans le sens supéro-inférieur n'était que de 3,5 secondes et son mouvement était moins régulier (limite mécanique du système). Ils permettaient cependant de comparer les performances des différentes acquisitions.

En clinique, nous ne sommes pas tout à fait dans les mêmes conditions. En effet, les tumeurs pulmonaires ou abdominales peuvent avoir une trajectoire « non rectiligne » et se déplacer dans les trois directions avec une amplitude variant généralement avec leur position dans le poumon ou l'abdomen [19].

Par ailleurs, la fréquence respiratoire des patients n'est pas constante et peut varier même au cours de l'acquisition. Cependant, cette étude rend compte de l'importance d'ajuster les paramètres d'acquisition tomodynamométrique hélicoïdale tridimensionnelle afin de restituer au mieux le volume des tumeurs en mouvement lorsque le département de radiothérapie ne dispose pas d'un scanner 4D. Cela est d'autant plus important que le volume tumoral est petit, notamment dans la prise en charge de petites tumeurs pulmonaires en conditions stéréotaxiques extra-crâniennes sans limitation du mouvement respiratoire c'est-à-dire en respiration libre. Ainsi, une meilleure estimation du volume tumoral macroscopique au cours de son déplacement diminue les risques de « sous-dosage » en bordure de tumeur et augmente donc potentiellement les taux de contrôle local.

L'acquisition tomodynamométrique 4D est désormais fortement recommandée pour l'imagerie des tumeurs mobiles en radiothérapie, particulièrement pour les traitements en conditions stéréotaxiques extra-crâniennes [10]. Dans le cadre de la stratégie volume cible interne, ce dernier peut être obtenu soit par l'union des volumes tumoraux macroscopiques délimités par l'oncologue radiothérapeute sur les différentes phases du cycle respiratoire (au moins trois phases : les extrêmes et une intermédiaire), soit par sa délimitation directement sur l'image MIP [3,15,17,22]. Pour les centres ne disposant pas de scanner 4D, il est alors préconisé d'effectuer une acquisition tomodynamométrique lente ou trois acquisitions tomodynamométriques hélicoïdales rapides successives [24]. Quel que soit le mode d'acquisition d'images en présence de mouvement, il est fortement recommandé de disposer, dans le cadre de l'implémentation d'un nouveau scanner et d'un programme d'assurance qualité d'imagerie, d'un fantôme mobile capable de reproduire un signal sinusoïdal proche du signal respiratoire du patient [9].

Pour les traitements en blocage respiratoire (actif et passif), les paramètres d'acquisitions tomodynamométriques ne néces-

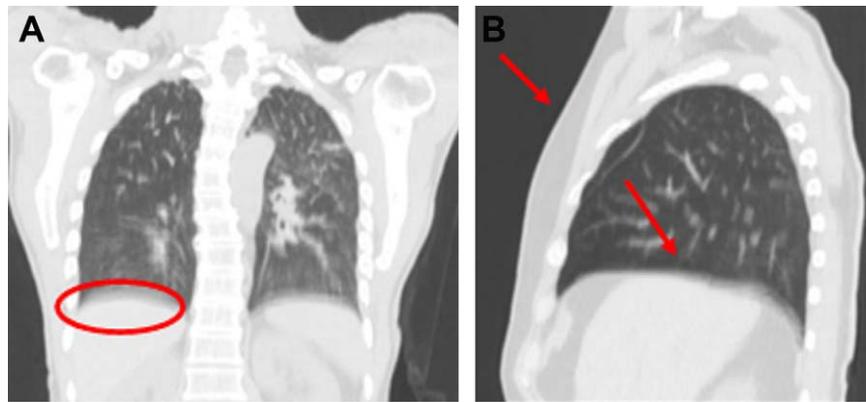


Fig. 7. Images tomодensitométriques tridimensionnelles obtenue à partir de l'acquisition tomодensitométrique hélicoïdale optimisée en vue coronale (A) et en vue sagittale (B).

3D CT scans from the optimized helical acquisition in coronal (A) and sagittal view (B).

sitent pas d'optimisation préalable car les structures mobiles (tumeur, bronches, diaphragme...) sont immobilisées. Néanmoins, cette technique est difficilement applicable en stéréotaxie extracrânienne et en radiothérapie avec modulation d'intensité en raison du nombre important d'unités moniteur par faisceau. La reproductibilité des blocages respiratoires, pendant et entre les séances, doit également être prise en considération afin d'assurer une distribution de dose correcte dans la tumeur [18].

Dans notre département, nous utilisons en routine clinique l'acquisition tomодensitométrique 4D dans le cadre des carcinomes pulmonaires non à petites cellules, avec ou sans envahissement ganglionnaire et des tumeurs hépatiques. L'acquisition tomодensitométrique optimisée est réservée aux tumeurs pelviennes, abdominales (hors hépatiques) et pulmonaires à visée symptomatique (Fig. 7). Une utilisation plus large des acquisitions tomодensitométriques 4D reste encore à venir lorsque les logiciels de planification permettront d'exploiter pleinement l'ensemble des données (délinéation automatique d'une phase à l'autre notamment).

5. Conclusion

Nous avons proposé un jeu de paramètres d'acquisition des tomодensitométriques hélicoïdales et montré leur pertinence par une étude expérimentale sur fantôme dynamique. L'optimisation des paramètres prédéfinis par le constructeur a permis de restituer le volume d'un objet en mouvement de manière satisfaisante avec des erreurs de l'ordre du pour cent par rapport à la théorie. Cette acquisition optimisée semble être indispensable lorsque le service de radiothérapie ne dispose pas de scanner 4D pour le traitement des tumeurs mobiles (localisations thoraciques et abdominales) basé sur la stratégie volume cible interne.

Conflit d'intérêt

Aucun.

Références

- [1] Balter JM, Ten Haken RK, Lawrence TS, Lam KL, Robertson JM. Uncertainties in CT-based radiation therapy treatment planning associated with patient breathing. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1996;36:167–74.
- [2] Beneyton V, Billaud G, Niederst C, Meyer P, Bourhala K, Schumacher C, et al. Analyse des contraintes dosimétriques obtenues par trois techniques d'irradiation de tumeurs pulmonaires. *Cancer Radiother* 2010;14:50–8.
- [3] Bradley JD, Nofal AN, El Naqa IM, Lu W, Liu J, Hubenschmidt J, et al. Comparison of helical, maximum intensity projection (MIP), and averaged intensity (AI) 4D CT imaging for stereotactic body radiation therapy (SBRT) planning in lung cancer. *Radiother Oncol* 2006;81:264–8.
- [4] Chen G, Kung J, Beaudette K. Artifacts in computed tomography scanning of moving objects. *Semin Radiat Oncol* 2004;14:19–26.
- [5] Ford EC, Mageras GS, Yorke E, Ling CC. Respiration-correlated spiral CT: a method of measuring respiratory-induced anatomic motion for radiation treatment planning. *Med Phys* 2003;30:88–97.
- [6] Giraud P, Yorke E, Jiang S, Simon L, Rosenzweig K, Mageras G. Réduction des mouvements respiratoires par des techniques de « gating » et de « tracking » pour l'irradiation conformationnelle 3D et avec modulation d'intensité. *Cancer Radiother* 2006;10:269–82.
- [7] ICRU. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Report 1993;50. Bethesda. USA.
- [8] ICRU. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50). Report 62 Bethesda. USA, 1999.
- [9] Jiang SB, Wolfgang J, Mageras GS. Quality assurance challenges for motion-adaptive radiation therapy: gating, breath holding, and four-dimensional computed tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:S103–7.
- [10] Keall P. 4-dimensional computed tomography imaging and treatment planning. *Semin Radiat Oncol* 2004;14:81–90.
- [11] Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys* 2006;33:3874–900.
- [12] Lacornerie T, Mirabel X, Lartigau É. Le Cyberknife® : expérience du centre Oscar-Lambret. *Cancer Radiother* 2009;13:391–8.
- [13] Pan T, Lee T, Rietzel E, Chen G. 4D-CT imaging of a volume influenced by respiratory motion on multi-slice CT. *Med Phys* 2004;31:333–40.
- [14] Papiez L, Rangaraj D, Keall P. Real-time DMLC IMRT delivery for mobile and deforming targets. *Med Phys* 2005;32:3037–48.
- [15] Park K, Huang L, Gagne H, Papiez L. Do maximum intensity projection images truly capture tumor motion? *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2009;73:618–25.
- [16] Rietzel E, Pan T, Chen G. Four-dimensional computed tomography: image formation and clinical protocol. *Med Phys* 2005;32:874–89.
- [17] Rietzel E, Liu AK, Chen GTY, Choi NC. Maximum-intensity volumes for fast contouring of lung tumors including respiratory motion in 4DCT planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:1245–52.
- [18] Sarrut D, Perol D, Pommier P, Carrie C. Radiothérapie avec blocage respiratoire pour les grands insuffisants respiratoires atteints d'un carcinome pulmonaire non à petites cellules (Protocole RESPI 2000) : application à la modélisation des déformations d'organes par recalage déformable. *Cancer Radiother* 2006;10:377–80.
- [19] Shirato H, Suzuki K, Sharp GC, Fujita K, Onimaru R, Fujino M, et al. Speed and amplitude of lung tumor motion precisely detected in four-dimensional setup and in real-time tumor-tracking radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;64:1229–36.
- [20] Silverman JD, Paul NS, Siewerdsen JH. Investigation of lung nodule detectability in low-dose 320-slice computed tomography. *Med Phys* 2009;36:1700–10.
- [21] Simon L, Giraud P, Dumas JL, Marre D, Dupont S, Varmenot N, et al. Bonnes pratiques pour la radiothérapie asservie à la respiration. *Cancer Radiother* 2007;11:214–24.
- [22] Underberg RWM, Lagerwaard FJ, Slotman BJ, Cuijpers JP, Senan S. Use of maximum intensity projections (MIP) for target volume generation in 4DCT scans for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;63:253–60.
- [23] Valette PJ, Cotton F, Giammarile F. La délimitation des volumes cibles en radiothérapie : application des techniques d'imagerie. *Cancer Radiother* 2009;13:581–7.

- [24] van Sörnsen de Koste JR, Lagerwaard FJ, de Boer H, Nijssen-Visser M, Senan S. Are multiple CT scans required for planning curative radiotherapy in lung tumors of the lower lobe? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:1394–9.
- [25] Wolthaus J, Schneider C, Sonke JJ, van Herk M, Belderbos J, Rossi M, et al. Mid-ventilation CT scan construction from four-dimensional respiration-correlated CT scans for radiotherapy planning of lung cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;32:1560–71.