

## Note technique

# Radiothérapie des cancers du poumon : le blocage en inspiration sous contrôle spirométrique

R. Garcia\*, R. Oozeer, H. Le Thanh, D. Chastel, J.C. Doyen, B. Chauvet, F. Reboul

*Service de radiothérapie, institut Sainte-Catherine, BP 846, 84082 Avignon cedex, France*

(Reçu le 5 avril 2001 ; accepté le 26 juin 2001)

### RÉSUMÉ

La respiration libre du malade génère des images tomodensitométriques de mauvaise qualité. Elle introduit une incertitude autant sur le volume-cible que dans les calculs dosimétriques. L'objectif de l'étude était de tester la faisabilité d'une méthode de blocage de la respiration au cours de toutes les phases de préparation et de traitement. La procédure a été appliquée chez cinq malades irradiés dans le thorax. La respiration du malade était mesurée à l'aide d'un spiromètre. Les malades ont appris à reproduire le même niveau d'apnée en inspiration profonde et des lunettes vidéo les ont aidé à situer le niveau de référence. Ils ont suivi l'ensemble des phases de préparation et de traitement sans difficulté. Les contours ont été d'autant plus faciles à tracer que la qualité des images tomodensitométriques reconstruites était meilleure. L'immobilité de la tumeur améliorerait sa couverture et l'inspiration profonde diminuait le volume de poumon irradié. Cette méthode améliore la reproductibilité de l'irradiation thoracique. La diminution du volume de poumon irradié offre des perspectives d'augmentation de la dose prescrite et constitue un préalable à la réalisation des irradiations d'intensité modulée. © 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS

**blocage inspiratoire / cancer du poumon / radiothérapie**

### ABSTRACT

#### **Radiotherapy of lung cancer: the inspiration breath hold with a spirometric monitoring.**

A CT acquisition during a free breathing examination generates images of poor quality. It creates an uncertainty on the reconstructed gross tumour volume and dose distribution. The aim of this study is to test the feasibility of a breath hold method applied in all preparation and treatment days. Five patients received a thoracic radiotherapy with the benefit of

this procedure. The breathing of the patient was measured with a spirometer. The patient was coached to reproduce a constant level of breath-hold in a deep inspiration. Video glasses helped the patients to fix the breath-hold at the reference level. The patients followed the coaching during preparation and treatment, without any difficulty. The better quality of the CT reconstructed images resulted in an easier contouring. No movements of the gross tumour volume lead to a better coverage. The deep breath hold decreased the volume of irradiated lung. This method improves the reproducibility of the thoracic irradiation. The decrease of irradiated lung volume offers prospects in dose escalation and intensity modulation radiotherapy. © 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS

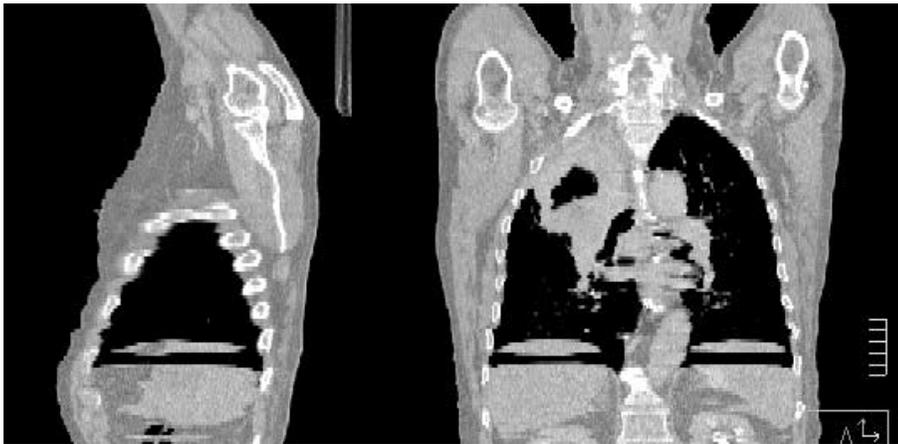
**inspiration breath hold / lung cancer / radiotherapy**

La simulation virtuelle des radiothérapies thoraciques, basée sur une acquisition tomodensitométrique spiralée, a amélioré la qualité de la préparation des traitements et de l'irradiation. On a ainsi pu visualiser les volumes-cibles par des contours et construire la balistique grâce aux outils informatiques. Les mouvements respiratoires durant tous les actes de préparation et de traitement entraînent une incertitude dans le tracé des contours qui impose des marges larges, une moins bonne reproductibilité et l'irradiation d'un plus grand volume de poumon sain.

De toutes les sources de mobilité, la respiration engendre les plus importantes perturbations. Plusieurs travaux ont évalué les mouvements observés du cœur, du diaphragme, du foie, des reins et des tumeurs thoraciques [1, 10, 12]. La radiothérapie étant réalisée en respiration libre dans la procédure classique, les marges appliquées pour assurer la couverture dosimétrique sont personnalisées et nécessairement importantes [4, 17]. L'amplitude des déplacements du parenchyme pulmonaire a été étudiée suivant plusieurs méthodes : visualisation radiologique en mode scopie, réalisation de plusieurs acquisitions

\*Correspondance et tirés à part.

Adresse e-mail : garciar@free.fr (R. Garcia).



**Figure 1.** Reconstitutions sagittales et frontales d'une acquisition tomographique en respiration libre montrant une image erronée des coupes diaphragmatiques isolées dans le parenchyme pulmonaire. (*CT sagittal and frontal reconstructions, the patient breathing freely: the image of the diaphragm is unrealistic.*)

tomodensitométriques en inspiration et expiration forcée, visualisation sur les images de contrôles [4, 9, 19, 24-26]. Les déplacements les plus importants sont situés près du diaphragme et peuvent atteindre jusqu'à 4 cm ; ils sont très supérieurs à l'erreur de repositionnement quotidienne. Les battements du cœur provoquent aussi des déplacements significatifs [24]. Afin de rapprocher les calculs prévisionnels des conditions quotidiennes du traitement, il est possible d'incorporer l'évaluation des mouvements respiratoires dans le plan dosimétrique, mais l'application des marges correspondantes augmente le risque de complications [19].

La perturbation des images volumiques est visible sur les reconstructions sagittales et frontales [1, 7, 8, 23]. On peut, par exemple, visualiser une partie du diaphragme entourée de parenchyme pulmonaire (figure 1). Si chaque coupe apparaît fine et détaillée, elle est le résultat de la reconstruction d'un volume en mouvement. Ainsi, tous les contours des volumes-cibles et des organes à risque sont grevés d'une incertitude géométrique pouvant compromettre la qualité de l'irradiation. Les modifications dosimétriques introduites par les modifications géométriques des mouvements respiratoires sont de même amplitude que les corrections d'hétérogénéités incluses dans le calcul de la distribution de dose [11, 26]. Il est donc souhaitable d'agir sur la respiration durant la préparation et le traitement.

Plusieurs techniques, faisant appel à des équipements différents, permettent de recueillir le signal de la respiration et à chacune de ces techniques est appliquée une des deux méthodes de contrôle de la respiration :

- le patient respire librement durant l'acquisition des images tomographiques. L'irradiation est synchronisée sur une partie du cycle respiratoire, en inspiration ou expiration [20, 21, 27, 29] ;

- le malade est dirigé vocalement afin qu'il se mette en apnée en fin d'expiration, en fin d'inspiration ou en inspiration profonde [23].

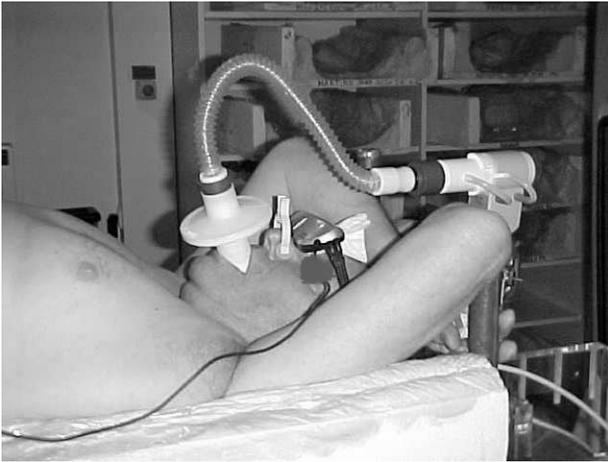
Les développements en cours au Memorial Sloan Kettering Cancer Center de New York ont orientés nos choix ; nous avons retenu le spiromètre comme moyen technique associé au blocage en inspiration profonde. L'arrêt de la respiration est susceptible de diminuer ou d'éliminer les mouvements de la tumeur et ainsi de permettre une radiothérapie basée sur des images tomographiques reconstruites sans artefact. Le blocage en inspiration profonde a lui pour objectif de diminuer le volume de poumon sain irradié.

L'étude ci-après a consisté à évaluer la faisabilité de la technique mais aussi à mettre en évidence les avantages dosimétriques.

## PATIENTS ET MÉTHODES

La procédure de préparation à la radiothérapie a comporté, avant tout examen, la réalisation d'une contention personnalisée hémicorporelle en mousse polyuréthane. Les patients étaient allongés en décubitus, les mains croisées au-dessus de la tête et fermées sur les poignées d'un accessoire spécifique. Cette position dégage la totalité du thorax, ce qui permet le positionnement de faisceaux obliques et l'acquisition tomographique. Le tomographe était de marque General Electric et de type Prospeed SX<sup>®</sup> hélicoïdal. Il permettait une acquisition continue des coupes tomographiques au rythme de une coupe toutes les 0,8 secondes. Les coupes reconstruites étaient jointives et de 3 mm d'épaisseur.

Le spiromètre utilisé dans cette étude était un pneumo tachygraphe SpiroDYN<sup>®</sup>, intégrateur d'une différence de pression du flux respiratoire. Ses dimensions réduites per-

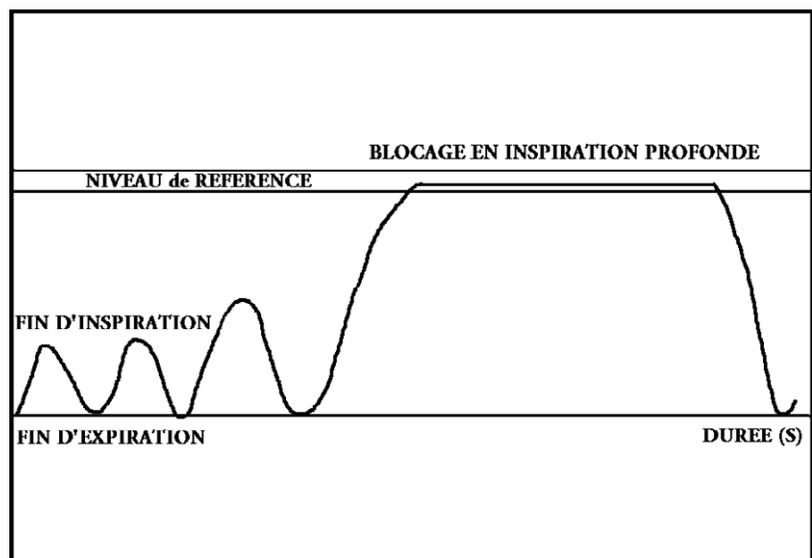


**Figure 2.** Position de traitement, contention et spirométrie. (*Position of treatment, contention, and spirometry.*)

mettaient de le placer au-delà de la tête du malade. Il était relié à un micro-ordinateur placé sur le pupitre de commande du tomodensitomètre par un câble de liaison. Le patient respirait à travers un embout buccal, un filtre bactérien et un tube reliés au spiromètre. Un pince-nez était utilisé pour éviter une respiration nasale, qui aurait modifié la continuité de la mesure (figure 2). L'image affichée à l'écran représentait une courbe de respiration en fonction du temps. Une calibration a été effectuée à l'aide d'une seringue de référence qui permettait une mesure en litres d'air.

Dans cette période d'évaluation, cinq patients ont bénéficié de la procédure ; leur prise en charge a été successive de façon à n'avoir quotidiennement qu'un seul traitement en cours. La sélection effectuée par le médecin radiothérapeute a consisté uniquement à valider avec eux la possibilité de maintenir, sans efforts, une apnée d'au moins 15 secondes. Afin de ne pas prendre de risque d'interruption du traitement du fait de l'impossibilité éventuelle, pour le malade, de suivre les apnées, la procédure de préparation en respiration libre était effectuée en parallèle. L'acquisition tomographique, d'abord réalisée en respiration libre, était suivie du même examen avec contrôle de la respiration. Le patient était dirigé vocalement par l'interphone intégré à l'appareil. Avant de débiter l'acquisition, les malades effectuaient plusieurs manœuvres d'inspiration profonde avec pause afin de se familiariser avec la consigne vocale. Cette mise en condition permettait de situer le niveau possible de blocage de la respiration ainsi que sa durée. Il lui était demandé de ne pas réagir instantanément à la commande de mise en apnée afin de favoriser une reproductibilité du blocage. Le patient devait d'abord continuer un cycle respiratoire complet puis réaliser une inspiration moyenne pour favoriser une oxygénation avant de provoquer une apnée en inspiration profonde [9, 23] (figure 3). La consigne était de ne pas atteindre une expansion de la cage thoracique qui puisse représenter un effort, car la tension musculaire, par la consommation d'oxygène qu'elle provoque, diminue la durée d'une apnée. Après avoir choisi le niveau de blocage de référence et afin qu'il soit reproductible, la consigne vocale accompagnait le patient jusqu'à ce niveau et l'arrêtait en demandant de bloquer. Afin de sui-

**Figure 3.** Courbe spirométrique d'un cycle normal suivi d'une inspiration moyenne et d'une apnée en inspiration profonde. En ordonnée, la courbe présente un volume en litres par rapport à une calibration. (*Spirometry curve: normal cycle followed by normal inspiration and then deep inspiration breath hold. The y-axis represents volume in litre after calibration.*)



vre les possibilités d'apnées de chaque patient, les acquisitions tomодensitométriques étaient réalisées par séries de 20 coupes. Une injection d'iode et une opacification de l'œsophage étaient réalisées durant l'acquisition. Les images couvraient le thorax, des creux sus-claviculaires jusqu'au tiers supérieur des reins. Chaque série était déclenchée lorsque la courbe de respiration signalait le début de l'apnée. Le niveau de référence de l'inspiration profonde était personnalisé pour chaque malade.

Les deux fichiers images (avec et sans contrôle de la respiration) étaient transférés vers la console de simulation virtuelle Pinnacle/ADAC®. Les structures dont on a tracé les contours étaient le volume tumoral, l'œsophage, la moelle épinière, la carène et les poumons. Les contours des poumons étaient obtenus grâce à une fonction automatique basée sur la recherche du fort gradient de densité Hounsfield entre le parenchyme pulmonaire et les tissus denses adjacents. Les contours du volume tumoral macroscopique (GTV : *gross tumor volume*) étaient réalisés d'abord avec une fenêtre « médiastinale » puis « parenchymateuse » ; ces niveaux de densité Hounsfield étaient obtenus par une fonction automatique en apposant le curseur sur la zone souhaitée. Les contours du volume tumoral macroscopique et ceux des aires ganglionnaires (CTV : *clinical target volume*) étaient expansés dans les trois directions orthogonales de 5 mm pour tenir compte des erreurs de positionnement quotidiennes. La simulation virtuelle des faisceaux d'irradiation était établie par la collimation automatique des lames du collimateur additionnel vue de la source, conformément au volume-cible résultant (PTV : *planning target volume*), avec une marge de 7 mm supplémentaire pour tenir compte de la pénombre dosimétrique. Les irradiations étaient réalisées avec des photons de 25 MV (indice de qualité : 0,788).

À partir des deux acquisitions tomодensitométriques, avec et sans contrôle de la respiration, nous avons réalisé des comparaisons de volume et de densité des poumons, de volume tumoral macroscopique et de distance entre la carène et le bord antérieur du corps vertébral.

Les histogramme dose-volume (DVH) des poumons, avec et sans contrôle de la respiration, étaient superposés pour chaque malade. La balistique de la simulation virtuelle était vérifiée à l'aide du simulateur classique Simulix/Nuclétron-Oldelft®. Lors de chaque exposition, le patient réalisait l'apnée en inspiration profonde au niveau de référence établi. La position de l'isocentre était validée par superposition des images radiologiquement reconstruites (DRR) et des films de simulation. Des croix étaient tracées sur les côtés de la contention et le thorax tatoué en regard des lasers.

L'équipement de spirométrie était installé dans la salle de l'accélérateur, relié au pupitre par un câble de liaison. L'accélérateur était un Clinac 2100 C/D Varian®. Le patient était replacé dans sa contention et centré sur les

marques d'isocentre. Lors de chaque irradiation, le patient recevait la consigne de blocage et respectait la procédure consistant toujours à renouveler un cycle respiratoire complet puis à réaliser une inspiration moyenne et diriger enfin son inspiration vers le niveau d'apnée de référence.

Les patients atteignaient parfois ce niveau de blocage avec hésitation et une modification de la procédure a été introduite avec le quatrième patient : des lunettes vidéo Eye-Trek/Olympus® ont été reliées à l'ordinateur du spiromètre (*figure 3*) afin que le patient visualise sa courbe de respiration et dirige seul son inspiration vers le niveau d'apnée de référence. La consigne vocale se limitait à un signal de départ et d'arrêt. Le nombre d'unités Moniteur par faisceau était faible du fait d'une balistique à cinq faisceaux et, ainsi, l'apnée a-t-elle pu être réalisée par tous les malades. Les trois premières séances comportaient une vérification à l'aide de l'équipement DIP (*digital portal imaging*) sur les faisceaux orthogonaux.

## RÉSULTATS

### Faisabilité de la méthode

Entre février et décembre 2000, cinq patients ont successivement bénéficié de cette procédure en inspiration profonde. Les trois premiers patients ont bénéficié de la technique au cours de la deuxième partie de leur traitement, les deux autres patients, atteints d'une petite tumeur, ont suivi la procédure sur la totalité du traitement (*tableau I*). Un total de 76 séances a été réalisé ; il représente 415 faisceaux distincts avec consigne de blocage en inspiration profonde. La proposition d'améliorer la qualité du traitement a entraîné une forte adhésion des patients à cette technique contraignante.

L'ensemble des phases de préparation, tomодensitométrie et simulation, se sont parfaitement déroulées, sans aucune réticence à l'utilisation d'un embout buccal et d'un pince-nez.

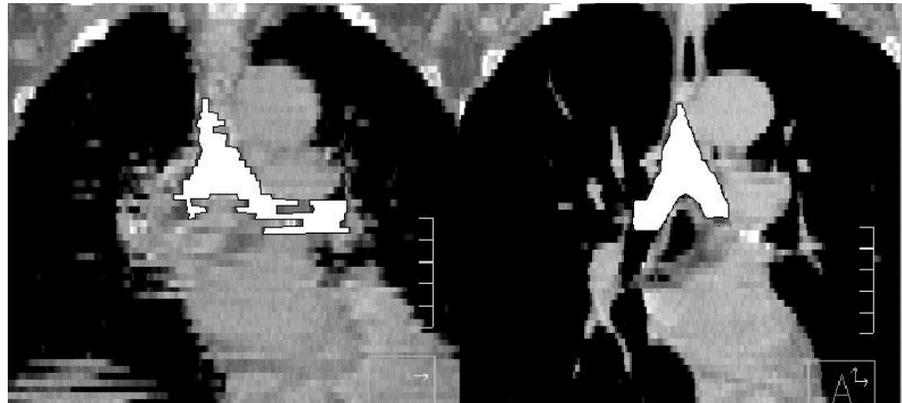
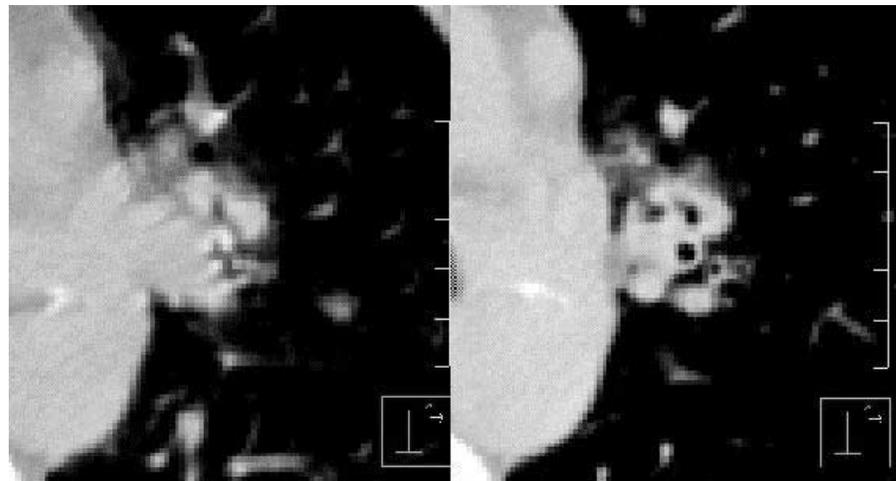
Le niveau d'apnée de référence des cinq patients, déterminé avant l'acquisition tomодensitométrique, était compris entre 1,8 et 3 litres. Au cours des séances de traitement, ils pouvaient avoir tendance, soit à ne pas atteindre ce niveau de référence, soit à le dépasser du fait d'une meilleure condition physique. Ainsi, la consigne vocale permettait d'orienter l'apnée sur le bon niveau. L'introduction des lunettes vidéo a donné aux patients une autonomie sur le blocage de la respiration mais aussi dans la décision de son déclenchement.

La durée des apnées était comprise entre 8 et 20 secondes. Sur les 415 faisceaux réalisés dans cette évaluation, seuls trois ont nécessité un arrêt suivi d'une seule reprise.

Un des objectifs initiaux à la mise en œuvre de cette technique était de ne pas augmenter la durée des séances pour ne pas risquer des mouvements du patient. Nous

**Tableau I.** Caractéristiques des cinq patients. (*Characteristics of the five patients*).

	<i>Patient 1</i>	<i>Patient 2</i>	<i>Patient 3</i>	<i>Patient 4</i>	<i>Patient 5</i>
Age	73 ans	60 ans	67 ans	57 ans	62 ans
TNM	T3N0	T4bNx	T2N3	T3aN3	T1N0
	M0	M1	M0	M1	M0
Prescription en blocage inspiratoire	30 Gy	30 Gy	26 Gy	45 Gy	69 Gy
Dose/séances	/15	/10	/12	/15	/30
Volume-cible anatomoclinique en respiration libre (cm <sup>3</sup> )	234	883	132	3,5	11,5
Volume-cible anatomoclinique en inspiration bloquée (cm <sup>3</sup> )	266	751	235	13,4	17
Différence (cm <sup>3</sup> )	+ 32	- 132	+ 103	+ 9,9	+ 5,5

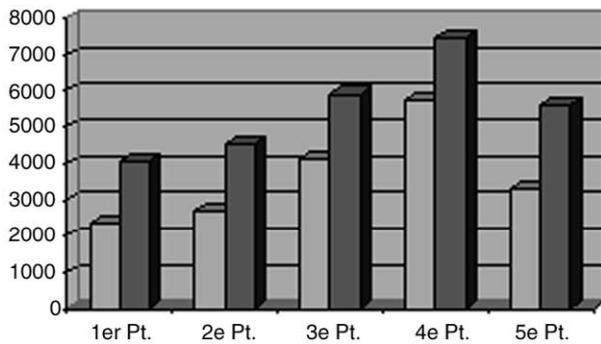
**Figure 4.** Comparaison entre les reconstructions en respiration libre (à gauche) et en inspiration bloquée (à droite). (*Comparison between reconstructions with patient breathing freely and after inspiration breath hold*).**Figure 5.** Meilleure visualisation des lumières bronchiques par l'inspiration profonde (image de droite). (*Better visualisation of bronchi with inspiration breath hold (right-handed image)*).

avons constaté une augmentation faible, d'environ trois minutes, essentiellement due au temps écoulé entre la consigne vocale et l'apnée.

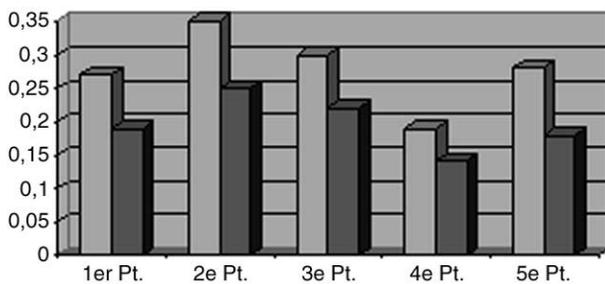
Les reconstructions sagittales et frontales des acquisitions en blocage en inspiration profonde ont donné des images non striées avec des contours anatomiques bien distincts (*figure 4*). Cette différence importante de la qua-

lité des images reconstruites a été constatée sur toutes les acquisitions. Le diamètre des lumières bronchiques était augmenté et la visualisation des petites bronches dans la zone du volume-cible a aidé à une meilleure définition des contours (*figure 5*).

L'inspiration profonde entraînait, par compression, un déplacement du cœur vers le médiastin [18]. On pouvait



**Figure 6.** Comparaison du volume des poumons entre les acquisitions en respiration libre (plein) et en inspiration bloquée. (*Comparison of lung volumes between free breathing and inspiration breath hold*).



**Figure 7.** Comparaison de la densité moyenne des poumons entre les acquisitions en respiration libre (plein) et en inspiration bloquée. (*Comparison of lung average density between free breathing and inspiration breath hold*).

constater une diminution des stries latérales induites par les battements cardiaques.

### Comparaisons dosimétriques

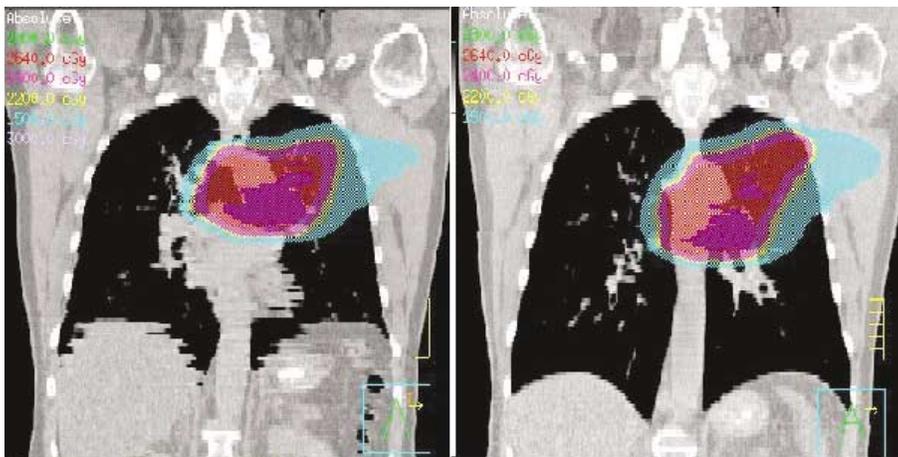
L'augmentation du volume des poumons était comprise entre 29 et 73 % du volume mesuré en respiration libre (figure 6). Les malades ayant comme consigne de ne pas réaliser d'effort, on constate qu'il leur était néanmoins possible d'augmenter le volume de leurs poumons de un à deux litres. Cette expansion du parenchyme pulmonaire entraînait une diminution de sa densité. La densité moyenne des poumons était comprise entre 26,6 et 35,7 % de la densité moyenne mesurée en respiration libre (figure 7).

La mesure de la distance entre la carène et le bord antérieur du corps vertébral renseignait sur l'étiement du médiastin dans la direction antérieure. L'augmentation de cette distance allait jusqu'à un centimètre. L'éloignement de l'œsophage et du volume-cible de la moelle épinière est intéressant chaque fois que l'on est obligé de faire un compromis pour protéger la moelle épinière.

Entre la respiration libre et le blocage en inspiration profonde, le volume-cible dessiné par le même radiothérapeute était soit augmenté soit diminué (tableau 1), ce pour les deux raisons suivantes :

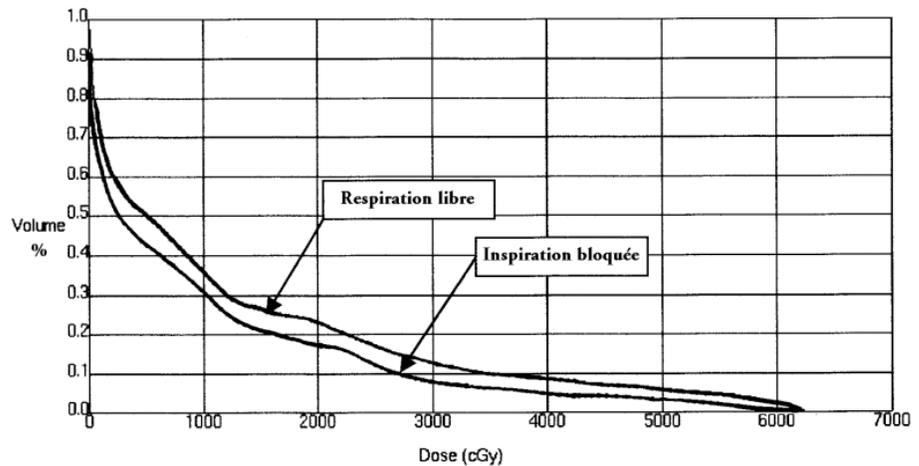
- le volume-cible recueilli en respiration libre pouvait être soit plus petit soit plus grand que la réalité suivant la synchronisation aléatoire de la respiration et du déplacement du plan de coupe ;
- la qualité des images obtenues avec l'apnée améliorerait la distinction entre la zone tumorale et les tissus sains.

Les contours réalisés sur l'acquisition en blocage en inspiration profonde sont vraisemblablement plus proches de la réalité anatomique.



**Figure 8.** Visualisation de la distribution de dose en respiration libre (à gauche) et en inspiration bloquée (à droite) pour un patient. (*Visualisation of distribution of dose with patient breathing freely (right) and with inspiration breath hold*).

**Figure 9.** Histogrammes dose-volume des poumons concernant un malade et correspondants aux plans en respiration libre et en inspiration bloquée. (*Comparison of lung HDV between free breathing and inspiration breath hold*).



La diminution de l'irradiation du parenchyme pulmonaire caractérisée sur les histogrammes dose-volume (figure 9) est en grande partie due à l'augmentation significative du volume total des poumons (figure 8).

### Contrôle et vérification

L'enregistrement des courbes de respiration en cours d'irradiation assurait la vérification des conditions d'apnée. La qualité des images de contrôles (portales) permettant d'évaluer la précision du repositionnement était améliorée par le blocage en inspiration profonde. Elles offraient une indication supplémentaire de l'apnée lorsque les images de la tumeur ou du diaphragme étaient incluses dans le faisceau d'irradiation.

### DISCUSSION

Les mouvements du volume-cible avec la respiration sont toujours visualisés en mode dynamique (scopie) lors de la simulation classique. On peut adapter, selon les cas, la forme des faisceaux afin de couvrir le parcours mesuré de la tumeur. Cependant, l'application de marges centimétriques nécessaires à la prise en compte des mouvements des lobes inférieurs augmente le risque de complications, ce qui a conduit parfois à limiter la couverture du volume-cible. Ne sont pas prises en compte non plus les variations d'épaisseur et de densité qui modifient la dose délivrée [11, 22]. L'utilisation d'un tomodesitomètre en vue d'une simulation virtuelle aurait dû satisfaire aux améliorations nécessaires. Malheureusement, la possibilité de mieux visualiser la tumeur rencontre une limitation importante du fait de la respiration libre du malade. La mise en œuvre d'un contrôle de la respiration est donc

apparue incontournable dans ce processus de recherche de qualité. Dans les choix de diminuer l'irradiation du poumon sain et de garantir une expansion thoracique constante au cours de toutes les séances de traitement, le spiromètre s'est imposé comme instrument de référence. Il est le seul qui permette un recueil de volume d'air. D'autres moyens de contrôles existent mais se limitent à la position de la tumeur ou sont indirectement liés au volume d'air respiré :

- un pléthysmographe mécanique à bras articulé est directement lié aux mouvements de la paroi abdominale [6] ; des jauges de contraintes collées à la peau génèrent un signal lié à l'étirement de la peau du thorax [16] ; un pléthysmographe sous forme de ceinture rend compte de l'expansion du thorax [20] ; une caméra suit un repère placé sur l'abdomen [15] ; un capteur à CO<sub>2</sub> est placé dans la bouche [28] ; des tubes à rayons X permettent de visualiser des clips chirurgicaux placés dans ou proche de la tumeur [27].

Avec certains de ces équipements, il est possible de réaliser l'acquisition tomodesitométrique et les séances de traitement alors que le malade respire librement. La synchronisation est réalisée sur une partie du cycle respiratoire en fin d'expiration ou d'inspiration [15, 27, 28]. Cette méthode n'offre pas la même qualité de reconstruction d'images et améliore peu la protection pulmonaire. En inspiration bloquée, il est important de garantir la reproductibilité du niveau de référence, Kalender et al. [13] le situaient à plus ou moins 5 % de la capacité vitale pour maintenir la même densité pulmonaire. Cette qualité est obtenue en fixant la zone de blocage à plus ou moins 0,1 litres. L'apport des lunettes vidéo augmente cette précision car les malades orientent le blocage au milieu de la zone souhaitée.

Si l'objectif premier est d'immobiliser la tumeur, d'autres avantages du blocage en inspiration profonde sont apparus. En effet, la qualité des images reconstruites dans les plans sagittal et frontal améliore considérablement les conditions du contour des volumes-cibles [26, 31]. L'opacification vasculaire par injecteur automatique et celle de l'œsophage améliorent déjà l'identification des interfaces entre les organes sains, le volume tumoral ou ganglionnaire. Cependant, ces procédés restent insuffisants. Ainsi, dans le cas des deux patients atteints d'une petite tumeur, la différence des volumes-cibles dont les contours ont été tracés en respiration libre et après blocage en inspiration profonde laisse penser que l'acquisition en respiration libre n'a pas permis la reconstruction du volume réel de la tumeur (*tableau 1*) [20]. Si pour ces petites tumeurs, il y a peu d'irradiation des poumons, le risque d'une mauvaise couverture apparaît important. Ainsi, le blocage en inspiration profonde peut contribuer à une amélioration significative de la précision du contour et de la couverture du volume-cible anatomoclinique [26].

La diminution induite de la densité moyenne des poumons peut-être vue comme un inconvénient au regard de la dose en périphérie du volume-cible au contact du parenchyme pulmonaire (zone d'équilibre électronique) [5, 30]. Cependant, c'est bien cette diminution de masse dans la zone d'irradiation qui peut limiter la dose absorbée dans le poumon. Afin d'en évaluer l'impact, il conviendrait de réaliser une étude qui prendrait en compte tous les paramètres d'un tel traitement : le gradient de densité cellulaire dans le volume-cible, la réduction tumorale en cours de traitement, la balistique multifaisceaux et la réalisation de deux, voire trois acquisitions tomodensitométrie au cours du traitement. Ces conditions très complexes ne permettent pas d'analyser aisément l'influence de ce gradient de dose. L'irradiation à l'aide des énergies photons les plus faibles, quatre ou six MV, semble en diminuer cette influence [5, 30], mais cela reste à comparer avec les risques de surdosages périphériques. La réalisation d'irradiations par modulation d'intensité pourrait permettre d'agir sur ce facteur [2].

Les marges géométriques initialement introduites pour tenir compte des mouvements respiratoires peuvent être, sinon éliminées, du moins réduites à deux ou trois millimètres, afin de prendre en compte des mouvements cardiaques transverses ou un relâchement diaphragmatique éventuel [10, 16]. Il faut cependant appuyer cette décision sur une grande reproductibilité des conditions d'apnées. L'enregistrement des courbes respiratoires au cours de toutes les phases de préparation et de traitements est nécessaire à ce contrôle de qualité. On pourrait s'appuyer sur les images portales pour effectuer cette vérification mais elles dépendent à la fois des mouvements internes et du repositionnement [3, 14]. Les contrôles qui comporte-

raient une image distincte de la tumeur renseigneraient sur sa position dans le faisceau analysé mais ne pourraient en aucun cas être liés à des conditions d'inspiration de référence. Les contrôles par imageur portal doivent cependant être exploités au mieux, d'autant que leur qualité est améliorée par le blocage en inspiration profonde.

La mise en œuvre du blocage en inspiration profonde peut paraître complexe, la durée de la séance s'en trouve cependant peu augmentée, ce qui permet d'envisager une utilisation en routine de ce procédé. La proportion des patients pouvant bénéficier de cette technique ne peut être estimée dans cette étude. Nous avons cependant observé que la mise en œuvre leur semblait facile à comprendre et que le seul facteur limitant était la capacité à maintenir une apnée en inspiration d'une quinzaine de secondes. Les lunettes vidéo ont facilité l'adhésion des patients, grâce au contrôle du déroulement du blocage en inspiration profonde. La visualisation sur l'écran de la zone de blocage assure une grande reproductibilité du niveau de référence et permet au patient un enchaînement rapide de chaque faisceau. Nous ne préjugeons pas de l'avenir sur la possibilité d'appliquer le blocage en inspiration profonde à tous les patients qui le nécessiteraient. Cependant, nous orientons la technique et la méthode dans ce sens car ce sont bien les patients souffrant d'insuffisance respiratoire qui devraient en bénéficier le plus.

Actuellement, le déclenchement de l'irradiation est réalisé manuellement dès la visualisation du niveau de référence sur l'écran de l'ordinateur. Le système comportera une automatisation car les accélérateurs acceptent un déclenchement synchronisé de l'irradiation [16, 20-22, 31]. Elle permettra le traitement de malades très insuffisants respiratoires, qui ne peuvent maintenir que des apnées courtes, en effectuant chaque faisceau en plusieurs temps si nécessaire.

## CONCLUSION

Notre étude a montré la faisabilité de l'irradiation thoracique en inspiration bloquée avec l'aide d'un spiromètre. La simplicité de cette méthode permet d'envisager sa mise en place chez la plupart des patients. Ses avantages en termes de précision des contours, diminution des marges autour du volume cible et préservation des tissus sains, devraient conduire à un bénéfice clinique, qui reste à démontrer par des études complémentaires. La mise en œuvre prochaine d'irradiations par modulation d'intensité sera basée sur des calculs sophistiqués et des gradients de doses importants. Ainsi, il sera fondamental d'y associer les avantages du blocage en inspiration profonde afin d'homogénéiser la qualité de toutes les phases de préparations et de traitements.

## RÉFÉRENCES

- 1 Balter JM, Haken RKT, Lawrence TS, Lam KL, Robertson JM. Uncertainties in CT-based radiation therapy treatment planning associated with patient breathing. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996 ; 3 : 167-74.
- 2 Brugmans MJP, Horst AVD, Lebesque JV, Mijnheer BJ. Beam intensity modulation to reduce the field sizes for conformal irradiation of lung tumors : a dosimetric study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999 ; 4 : 893-904.
- 3 Debois MM, Hanley J, Mageras GS, Lutz WR, Kutcher GJ. Verification of lung position and inflation for breath hold treatment of lung tumors using on-line imaging. *Med Phys* 1996 ; 2 : 1013-82.
- 4 Ekdborg L, Holmberg O, Wittgren L, Bjelkengren G, Landberg T. How should margins be added to clinical target volume to define the planning target volume, as exemplified for lung cancer. In *Eight Varian European Users Meeting*. Vilamoura, Algarve-Portugal : Varian ; 1997.
- 5 Ekstrand KE, Barnes WH. Pitfalls in the use of high energy X rays to treat tumors in the lung. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990 ; 1 : 249-52.
- 6 Fröhlich H, Döhring W. A simple device for breath-level monitoring during CT. *Radiology* 1985 ; 15 : 235.
- 7 Garcia R, Oozeer R, Thanh HL, Reboul F. Radiothérapie conformationnelle des cancers bronchiques : prise en compte de la respiration. XXXVII<sup>e</sup> Congrès de la Société française des physiciens d'hôpital, 1998, Dijon, France.
- 8 Garcia R, Oozeer R, Thanh HL, Reboul F. Radiothérapie conformationnelle des cancers bronchiques inopérables. Prise en compte des mouvements respiratoires. *Cancer/Radiother* 1998 ; 5 : 606.
- 9 Hanley J, Debois MM, Raben A, Mageras GS, Lutz WR, Mychalczak B, et al. Deep inspiration breath-hold technique for lung tumors : the potential value of target immobilization and reduced lung density in dose escalation. *International Journal of Radiation Oncol Biol Phys* 1996 ; 36 (Suppl 1) : 188.
- 10 Holland AE, Goldfarb JW, Edelman RR. Diaphragmatic and cardiac motion during suspended breathing : preliminary experience and implications for breath-hold MR imaging. *Radiology* 1998 ; 20 : 483-9.
- 11 Jacobs I, Vanregemorter J, Scalliet P. Influence of respiration on calculation and delivery of the prescribed dose in external radiotherapy. *Radiother Oncol* 1996 ; 39 : 123-8.
- 12 Jaffray DA, Yan D, Wong JW. Managing geometric uncertainty in conformal intensity-modulated radiation therapy. *Semin Radiat Oncol* 1999 ; 1 : 4-19.
- 13 Kalender WA, Rienmüller R, Seissler W, Behr J, Welke M, Fichte H. Measurement of pulmonary parenchymal attenuation : use of spirometric gating quantitative CT. *Radiology* 1990 ; 17 : 265-8.
- 14 Kubo D, Len PM, Minohara S, Mostafavi H. Breathing-synchronized radiotherapy program at the University of California Davis Cancer Center. *Med Phys* 2000 ; 2 : 346-53.
- 15 Kubo HD, Hill BC. Respiration gated radiotherapy treatment : a technical study. *Phys Med Biol* 1996 ; 41 : 83-91.
- 16 Kubo HD, Shapiro EG, Seppi EJ. Potential and role of a prototype amorphous silicon array electronic portal imaging device in breathing synchronized radiotherapy. *Med Phys* 1999 ; 2 : 2410-4.
- 17 Kutcher GJ, Mageras GS, Liebel SA. Control, correction, and modeling of set-up errors and organ motion. *Semin Radiat Oncol* 1995 ; 2 : 134-45.
- 18 Lu HM, Cash E, Chen MH, Chin L, Manning WJ, Harris J, et al. Reduction of cardiac volume in left-breast treatment fields by respiratory maneuvers : a CT study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000 ; 4 : 895-904.
- 19 Mageras GS, Kutcher GJ, Leibel SA, Zelefsky MJ, Melian E, Mohan R, et al. A method of incorporating organ motion uncertainties into three-dimensional conformal treatment plans. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996 ; 3 : 333-42.
- 20 Minohara S, Kanai T, Endo M, Noda K, Kanazawa M. Respiratory gated irradiation system for heavy-ion radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000 ; 4 : 1097-103.
- 21 Ohara K, Okumura T, Akisada M, Inada T, Mori T, Yokota H, et al. Irradiation synchronized with respiration gate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989 ; 17 : 853-7.
- 22 Ramsey CR, Scapertho D, Arwood D, Oliver AL. Clinical efficacy of respiratory gated conformal radiation therapy. *Med Dosim* 1999 ; 2 : 115-9.
- 23 Rosenzweig KE, Hanley J, Mah D, Mageras G, Hunt M, Toner S, et al. The deep inspiration breath-hold technique in the treatment of inoperable non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000 ; 4 : 81-7.
- 24 Ross CS, Hussey DH, Pennington EC, Stanford W, Doornbos JF. Analysis of movement of intrathoracic neoplasms using ultrafast computerized tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990 ; 1 : 671-7.
- 25 Samson MJ, Koste VSD, Boer HCJD, Tankink H, Verstraate M, Essers M, et al. An analysis of anatomic landmark mobility and set-up deviations in radiotherapy for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999 ; 4 : 827-32.
- 26 Shimizu S, Shirato H, Kagei K, Nishioka T, Bo X, Dosaka-Akita H, et al. Impact of respiratory movement on the computed tomographic images of small lung tumors in three-dimensional 3D radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000 ; 4 : 1127-33.
- 27 Shirato H, Shinichi S, Shimizu T, Nishioka T, Miyasaka K. Real time tumor-tracking radiotherapy. *Lancet* 1999 ; 353 : 1331-2.
- 28 Sontag M, Burnham B. Design and clinical implementation of a respiratory gated radiotherapy [abstract]. *Med Phys* 1998 ; 2 : 126.
- 29 Terahara A, Osaka Y, Misoe JE, Tsujii H, Aoki Y, Otomo K. Relationship between respiration gated irradiation and actual respiratory movement of tumor. *Radiother Oncol* 1998 ; 4 (Suppl 1) : 47.
- 30 White PJ, Robert MS, Zwicker D, Huang DT. Comparison of dose homogeneity effects due to electron equilibrium loss for 6 MV and 18 MV Photons. *Int J of Radiat Oncol Biol Phys* 1996 ; 3 : 1141-6.
- 31 Wong J, Sharpe MB, Jaffray DA, Kini VR, Robertson JM, Stromberg JS, et al. The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999 ; 4 : 911-9.