

5

Etude des mouvements dans une acquisition TDM 4D

Sommaire

5.1	Introduction	84
5.2	Matériel et méthodes	84
5.2.1	Matériel	84
5.2.2	Estimation des déformations spatio-temporelles	84
5.2.3	Contours de la tumeur	86
5.2.4	Trajectoires des voxels	87
5.3	Expérimentation et résultats	88
5.3.1	Consistance	89
5.3.2	Evaluations GTV	90
5.3.3	Trajectoires	92
5.4	Discussion	92
5.5	Conclusion	94

5.1 Introduction

L'objectif des travaux présentés dans ce chapitre est d'étudier les trajectoires des voxels dans une acquisition tomодensitométrique (TDM) 4D à l'aide de recalage déformable entre différents instants du cycle respiratoire normal. A partir de l'information de mouvement calculée, notre but est d'étudier si deux TDM 3D acquises à deux niveaux extrêmes du cycle respiratoire normal pourraient suffire pour construire une acquisition TDM 4D de la respiration libre. Les champs de déformations sont calculés de deux manières : par estimation des déformations entre les images TDM 3D successives de l'acquisition TDM 4D et par estimation des déformations entre une image de référence (i.e. l'image en fin d'expiration) et les autres images TDM 3D. L'évaluation des champs de déformations calculés se base sur une information clinique : les contours des GTV de la tumeur.

5.2 Matériel et méthodes

5.2.1 Matériel

Acquisition TDM 4D Les acquisitions tomодensitométriques 4D (TDM 4D) permettent d'avoir une information interne du mouvement et de la déformation des organes et de la tumeur. Une acquisition TDM 4D est composée d'un ensemble d'images 3D TDM acquises à des instants différents du cycle respiratoire. Néanmoins, elles peuvent inclure quelques artefacts de mouvements. Les images 3D TDM acquises en blocage respiratoire ont l'avantage d'être quasiment sans artefact, mais elles ne fournissent pas une information de mouvement et de déformation. Actuellement, il existe différents protocoles d'acquisitions d'image TDM 4D (voir section 1.5.3 page 19). Les images 4D TDM dont nous disposons ont été acquises avec le protocole utilisé à l'hôpital MGH, Boston. Le protocole d'acquisition d'image TDM 4D est décrit dans la section 1.5.3. L'acquisition TDM est composée de dix images TDM 3D correspondant à des instants différents du cycle respiratoire normal.

Contours GTV En radiothérapie, le traitement de cancer de poumon est étalé sur plusieurs séances d'irradiation pendant une période allant jusqu'à deux ou trois mois en fonctions de la nature, position et de la forme de la tumeur. Le médecin délimite sur l'examen TDM de référence les différents contours tumoraux des GTV, CTV, PTV, ITV (voir section 1.3 page 7) avec les marges de sécurité autour de la tumeur. Pour cette étude, nous disposons des contours GTV de la tumeur pour neuf images TDM 3D de l'acquisition TDM 4D. Le contourage a été fait coupe transversale par coupe transversale. L'empilement des contours 2D forme le contour 3D de la tumeur. Nous avons utilisé les contours des GTV comme information clinique pour l'évaluation des champs de déformations obtenus.

5.2.2 Estimation des déformations spatio-temporelles

5.2.2.1 Méthode

On souhaite suivre les déplacements et les déformations de la tumeur et des poumons au cours de la respiration normale. Pour cela, on considère un état de référence (par exemple la fin de l'expiration ou de l'inspiration normale). Nous avons noté avec des numéros allant de 1 à 10 les images TDM 3D. L'image I_6 correspond à la fin de l'inspiration normale et l'image I_1 à la fin de l'expiration normale. Afin d'obtenir les trajectoires des voxels au cours du cycle respiratoire, nous avons appliqué le recalage entre les images TDM 3D de l'acquisition TDM 4D. On se propose de calculer les déformations avec le nombre minimale de recalages

des deux manière différentes Autre possibilité existe mais nous avons choisi deux qui nous semblaient les plus naturelles. Le nombre total de recalages appliqué entre chaque couple d'image de $\frac{n!}{7}(n-2)!$, avec n nombre d'images TDM 3D de l'acquisition TDM 4D. Nous on se propose donc de calculer $n-1$ recalages. La première, M_1 , consiste à estimer ces déplacements à partir d'un état de référence, on appliquant le recalage déformable entre les images TDM 3D correspondant à des instants successifs du cycle respiratoire. L'avantage de cette technique est que nous n'évaluons que des faibles déformations entre chaque couple d'images. Par contre, pour obtenir la déformation entre deux images non-successives du cycle respiratoire il faut composer les champs de déformation intermédiaires. Par exemple, le champ de déformation entre l'image en fin d'inspiration et l'image en fin d'expiration est calculé à partir de quatre compositions des champs de déformations : $U_{61} = U_{65} \circ U_{54} \circ U_{43} \circ U_{32} \circ U_{21}$. La deuxième manière de procéder, M_2 , est d'appliquer le recalage entre l'état de référence et les autres. Ici nous avons considéré l'état de fin d'expiration comme état référence. Pendant le cycle respiratoire normal, la fin de l'expiration normale est l'état où la configuration anatomique des poumons est la plus reproductible [65]. Si un champ de déformation est souhaité entre deux autres images il suffit d'une seule composition de champs pour l'obtenir. Par exemple, en composant les champs de vecteurs calculés entre les images I_3-I_6 et I_6-I_7 on obtient la déformation entre les images I_3-I_7 : $U_{37} = U_{36} \circ U_{67}$. On a donc deux méthodes pour estimer les déformations : M_1 - recalage déformable entre les images successives ($I_1-I_2, I_2-I_3, I_3-I_4$, etc.) et M_2 - recalage déformable entre l'image I_E et les autres ($I_6-I_1, I_1-I_6, I_6-I_2, I_2-I_6$, etc.).

Donc, d'un part nous avons des estimations de faibles déformations avec des compositions multiples de champs de déformation et d'autre part, nous avons des estimations de plus grandes déformations avec peu de compositions de champs. La question qui se pose maintenant est de savoir quelle est la meilleure manière de procéder pour calculer les déformations entre les images TDM 3D de l'acquisitions TDM 4D.

5.2.2.2 Consistance des champs de déformations

Nous avons évalué la consistance des champs de déformation estimés avec les deux méthodes.

Premièrement, nous avons comparé la consistance des champs de déformations on considérant les champs calculés par M_1 comme référence. Pour chaque champs de déformation U_{XY} estimé entre l'image I_X et l'image I_Y , avec $X, Y \in \{1, 2, \dots, 10\}$ $X \neq Y$, X, Y images successives du TDM 4D nous évaluons la consistance en calculant la moyenne et l'écart type des normes de vecteur de déplacement du champ obtenu par la composition suivante : $U_{XY} \circ U_{YX}$. Idéalement la composition de ces deux champs vaut zéro. A partir de champs calculés par la méthode M_2 , le champ U'_{XY} est obtenu par une simple composition : $U'_{XY} = U_{X6} \circ U_{6Y}$. Pour M_2 , on calcule la consistance du champs de déformation on procédant à quatre compositions : $U_{X6} \circ U_{6Y} \circ U_{Y6} \circ U_{63}$. Idéalement, comme pour M_1 , le résultat de la composition est le champ nul.

Deuxièmement, nous avons comparé la consistance des champs déformation en considérant les champs calculés par M_2 comme référence. Dans ce cas, soit U_{6X} un champ de déformation calculé par M_2 . Dans ce cas, pour la méthode M_1 nous avons différencié la phase d'inspiration de la phase d'expiration. Ainsi, si X est une image intermédiaire de la phase d'expiration le champ U'_{6X} entre les images I_6 et I_X est calculé par les compositions suivantes : $U'_{6X} = U_{65} \circ \dots \circ U_{YX}$, avec $Y \in \{2, 3, 4, 5\}, Y > X$. Si X est une image intermédiaire de la phase d'inspiration le champ U'_{6X} entre les images I_6 et I_X est calculé comme suit : $U'_{6X} = U_{67} \circ \dots \circ U_{YX}$, avec $Y \in \{7, 8, 9, 10\}, Y < X$. La consistance est évaluée comme précédemment en calculant la moyenne et l'écart type des champs obtenus par composition. Idéalement, les résultats de ces compositions sont des champs nuls.

5.2.3 Contours de la tumeur

5.2.3.1 Calcul des volumes GTV

Les contours de la tumeurs sont décrits coupe par coupe par des polygones 2D. A partir des contours GTV, nous reconstruisons le volume tumoral en utilisant un algorithme de remplissage de polygones. Nous avons appliqué un algorithme 2D connu sous le nom de l'algorithme du nombre d'enroulement¹ [80] sur chaque coupe axiale, qui contient un contour tumoral, de chaque image TDM 3D de l'acquisition TDM 4D. Pour chaque point de chaque coupe contenant un contour de la tumeur, il s'agit de tester si le point se trouve ou non l'intérieur du polygone définissant le contour. Dans l'image 5.1 en (a) nous avons illustré la coupe axiale originale avec un fenêtrage adéquat mettant en évidence les intensités au niveau de la tumeur, le contour de la tumeur en (b) et le contour rempli en (c).

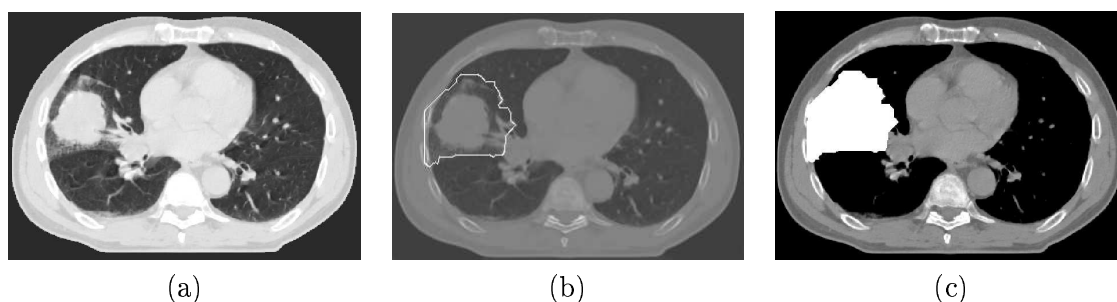


FIG. 5.1 – Illustration contours. Trois fenêtrages différents ont été utilisés pour mettre en évidence sur une coupe transversale : (a) les intensités des points à l'intérieur des poumons, (b) le contour GTV de la tumeur (c) une section du volume tumoral.

5.2.3.2 Critères d'évaluation

Nous nous proposons d'évaluer les champs en comparant les contours GTV de référence délimités par le médecin et ceux obtenus par déformation. Nous avons utilisé deux critères de mesures pour évaluer les champs de déformations avec les contours des GTV de la tumeur : les distances entre les contours du GTV et l'intersection des volumes GTV.

Distances contours Soit C_X et C_Y deux contours GTV dans deux images I_X et I_Y , $X \neq Y$ de l'acquisition TDM 4D. Les deux contours sont mis dans le système référentiel de l'image référence. Soit I_X l'image référence. Pour chaque point \mathbf{x} du contour C_X on calcule le point \mathbf{y} le plus proche du deuxième contour C_Y en terme de distance euclidienne $d_{\mathbf{x}}$: $d_{\mathbf{x}} = \min_{\mathbf{y} \in C_Y} d_{\mathbf{x}\mathbf{y}}$. Nous avons calculé les moyennes et les écarts types de distances entre les contours GTV de l'image I_6 en fin d'expiration et ceux des autres images de l'acquisition TDM 4D. Après recalage, on fait les mêmes mesures de distances, la nouvelle position \mathbf{x}' de chaque point \mathbf{x} de C_X étant obtenue en appliquant le vecteur de déplacement estimé, $\mathbf{x}' = \mathbf{x} + U(\mathbf{x})$. Ce critère de distance n'est pas symétrique. On n'obtient pas forcément les mêmes résultats en prenant un ou l'autre comme contour de référence. Nous avons donc effectué les mesures en considérant alternativement C_X et C_Y comme contour de référence.

Volumes GTV Soit V_X et V_Y deux volumes GTV dans deux images I_X et I_Y , $X \neq Y$ de l'acquisition TDM 4D. On superpose (voir la figure 5.2) les deux volumes dans un même

¹Terme anglais : winding number

référentiel - celui de l'image I_X ou celui de l'image I_Y . On calcule ensuite le nombre de points du volume appartenant à l'intersection ($V_X \cap V_Y$) des deux volumes.

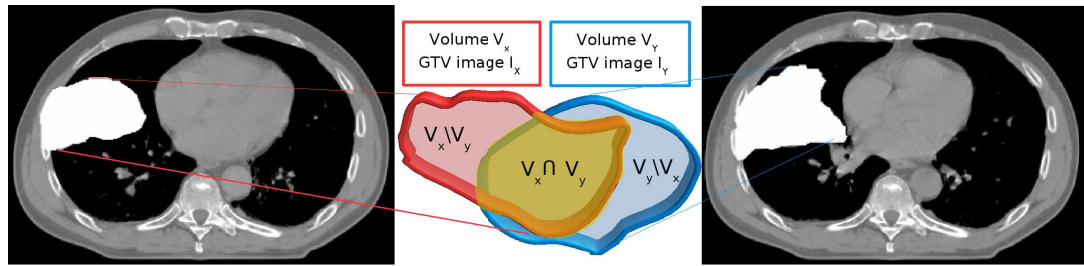


FIG. 5.2 – Exemple d'intersection de volumes tumoraux GTV obtenue en superposant les volumes V_X et V_Y des deux images TDM 3D, I_X et I_Y .

Après recalage, on effectue les mêmes mesures sur l'intersection des volumes, la nouvelle position \mathbf{x}' chaque point \mathbf{x} du volume V_X est obtenue en appliquant le vecteur de déplacement calculé. On obtient ainsi un nouveau GTV formé par l'ensemble volumique de points V'_X . On calcule le nombre de points du volume appartenant à l'intersection $V'_X \cap V_Y$. On s'intéresse aussi aux points des volumes différences - les points qui n'appartiennent pas à l'intersection des volumes. Si on considère que le volume V_Y le volume GTV de référence, l'ensemble de points appartenant à $V_Y \setminus V'_X$ peut-être interprété comme le volume tumoral prévu pour l'irradiation par le médecin mais exclu du GTV obtenu après recalage alors que $V'_X \setminus V_Y$ est le volume qui ne devrait pas faire partie du GTV selon le médecin.

5.2.4 Trajectoires des voxels

5.2.4.1 Méthode

Nous nous proposons dans un premier temps d'étudier si une différence significative existe entre une trajectoire rectiligne et une trajectoire détaillée.

Nous avons considéré l'image en fin d'expiration (I_E) et l'image en fin d'inspiration (I_I) du 4D TDM comme des images acquises en blocage respiratoire. Le champ de déformation entre ces deux images a été estimé de deux manières différentes M_1 et M_2 . D'une part, nous avons appliqué le recalage déformable entre chaque paire d'images successives du 4D TDM. Dans ce cas il s'agit d'estimer successivement des faibles déformations. Le champ de déformation final est obtenu en composant ces champs de déformation intermédiaires. D'autre part, nous avons appliqué le recalage déformable directement entre I_I et I_E (estimation de larges déformations). La figure 5.3 illustre la trajectoire d'un voxel entre l'état de fin d'inspiration et l'état de fin d'expiration estimée avec les deux méthodes. La trajectoire détaillée (en bleu sur l'image) est obtenue avec les champs de déformations calculés entre les phases successives de l'acquisition TDM 4D. La trajectoire rectiligne est obtenue des deux manières. Par composition des champs successifs (calculé par la méthode M_1) on obtient la destination du voxel dans l'image I_E . La trajectoire rectiligne est la ligne (en rouge sur l'image) décrite par la position d'origine et la position finale du voxel est considérée. En recalant directement les phases extrêmes du cycle respiratoire normal I_I et I_E on obtient une deuxième trajectoire rectiligne (en vert sur l'image) défini par la position d'origine (la même que dans le cas précédent) et la position finale (qui peut être différente).

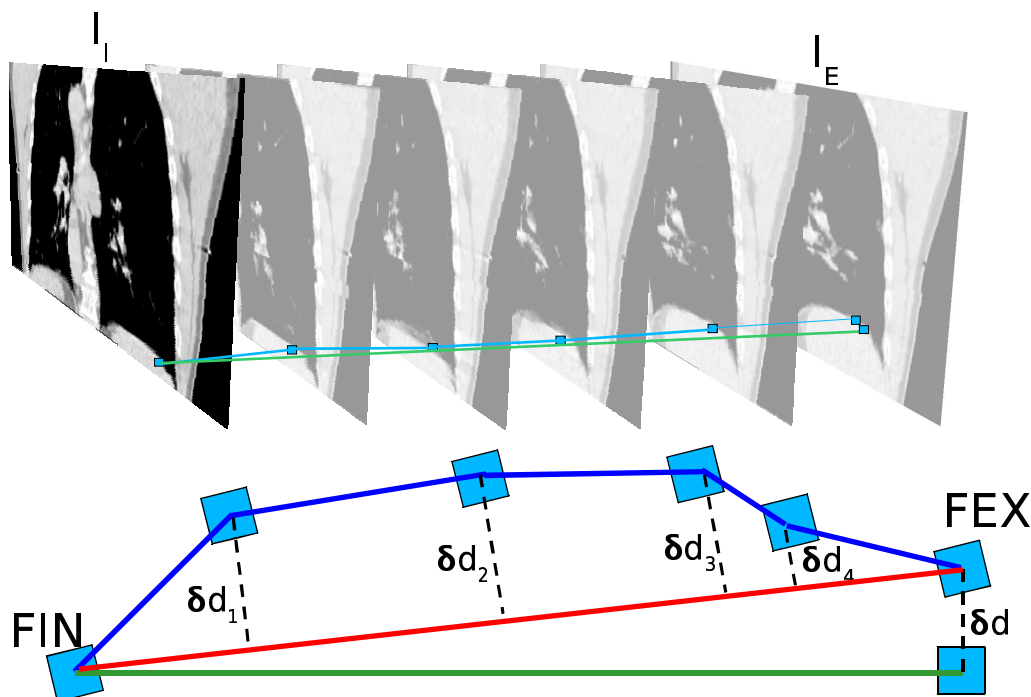


FIG. 5.3 – Exemple de trajectoire d'un voxel dans une acquisition TDM 4D au cours de l'inspiration normale. En rouge, la trajectoire rectiligne obtenu par composition des champs des déformations entre les images successives. En vert, la trajectoire rectiligne obtenue entre I_I et I_E . FIN est l'origine du voxel dans l'image I_I et FEX la destination du voxel dans l'image I_E . $\delta d_1, \delta d_2, \delta d_3, \delta d_4$ sont les distances entre la trajectoire rectiligne et la trajectoire détaillée à chaque position intermédiaire. δd est la distances entre les positions en fin d'expiration.

5.2.4.2 Évaluation des trajectoires

Dans l'évaluation, nous avons différencié la phase d'inspiration et d'expiration. La comparaison des trajectoires a été effectuée en deux étapes. A chaque position intermédiaire du cycle respiratoire où on dispose d'une image TDM 3D, pour chaque voxel, nous avons calculé la distance entre la trajectoire détaillée et la trajectoire rectiligne calculée par composition des champs ($\delta d_1, \delta d_2, \delta d_3, \delta d_4$). Nous avons calculé les moyennes de toutes ces distances et les écart type de distances et des distances maximales pour tous les voxels. L'évaluation a été effectuée pour des régions anatomiques différentes du patient : thorax, poumons, structures osseuses et tissus mous, tumeur. Nous avons calculé la moyenne des différences des distances δd entre les positions finales de voxels estimées par composition de champs et par recalage direct entre I_I et I_E

5.3 Expérimentation et résultats

Les étapes de pré-traitement des images ont comporté seulement l'étape de segmentation pour l'extraction des volumes (voir section 2.7.2). Les images TDM ne nécessitent pas un recalage rigide dans ce cas, puisque le protocole d'acquisition 4D utilisé assure que les images sont dans un même système référentiel. Nous avons attribué une même valeur d'intensité (-1000HU) aux voxels correspondant à l'extérieur du patient. Ensuite, les images ont été rééchantillonnées pour avoir des voxels isotropes de taille 2.5^3mm^3 . Pour cette étude, nous avons utilisé un lissage gaussien ($\alpha = 0.5$, régularisation gaussienne - $\sigma = 1.0$).

Le schéma d'implémentation de l'algorithme est donné dans la section 2.7.3 page 43. Les champs de vecteurs ont été estimés en $2.5^3 mm^3$.

5.3.1 Consistance

Le tableau 5.1 présente les valeurs des moyennes (μ), des écarts types (σ) et aussi le nombre de compositions (N_C) de champs de déformation nécessaire pour évaluer la consistance des champs calculés avec M_1 et avec M_2 . L'évaluation a été faite pour tous les points du thorax. Pour ce tableau, les champs de référence sont ceux estimés avec M_1 .

Réf.	M ₁			M ₂		
	N _C	μ	σ	N _C	μ	σ
U_{67}	1	0.8	1.0	1	0.8	1.0
U_{78}	1	0.9	1.0	3	1.4	1.6
U_{89}	1	1.1	1.3	3	2.2	2.8
U_{910}	1	1.6	1.6	3	2.9	3.2
U_{101}	1	1.2	1.2	3	3.3	3.2
U_{12}	1	0.9	0.8	3	3.4	3.5
U_{23}	1	1.0	1.0	3	2.6	2.4
U_{34}	1	0.9	0.9	3	1.8	1.6
U_{45}	1	0.8	0.8	3	0.8	0.8
U_{56}	1	0.8	0.9	1	0.8	0.9
Moyenne	-	1.0	1.1	-	2.0	2.1

TAB. 5.1 – Consistance des champs de déformations estimés par les méthodes M_1 et M_2 . Les champs calculés avec M_1 servent de références pour ces mesures. N_C est le nombre de compositions de champs effectué pour évaluer la consistance.

Dans le tableau 5.2 sont présentées les valeurs de consistance de champs de déformations estimés avec les deux méthodes M_2 et M_1 . Cette fois-ci les champs de références sont ceux calculés avec M_2 .

Réf.	Phase	M ₂			M ₁		
		N _C	μ	σ	N _C	μ	σ
U_{65}	Expir	1	0.8	0.9	1	0.8	0.9
U_{64}	Expir	1	0.9	0.9	3	1.3	1.4
U_{63}	Expir	1	1.2	1.1	5	1.9	1.8
U_{62}	Expir	1	1.8	1.8	7	2.4	2.3
U_{61}	Expir	1	2.0	2.1	9	2.8	2.7
U_{61}	Inspir	1	2.0	2.1	9	3.4	3.1
U_{610}	Inspir	1	1.8	1.9	7	2.9	2.7
U_{69}	Inspir	1	1.6	2.3	5	2.0	2.0
U_{68}	Inspir	1	1.0	1.1	3	1.4	1.5
U_{67}	Inspir	1	0.8	1.0	1	0.8	1.0
Moyenne	-	-	1.4	1.5	-	2.0	1.9

TAB. 5.2 – Consistance des champs de déformations estimés par les méthodes M_2 et M_1 . Les champs calculés avec M_1 servent de références pour ces mesures. N_C est le nombre de compositions de champs effectué pour évaluer la consistance.

5.3.2 Evaluations GTV

Distances contours Les tableaux 5.3 et 5.4 présentent les moyennes et les écart types des distances entre les contours GTV avant et après recalage déformable. Dans le tableau 5.3 les valeurs ont été calculées avec C_6 contour de référence. Dans le tableau 5.4, les contours références sont C_X , avec $X \in \{1, 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10\}$.

Contours	Nb. points évalué	Avant (mm)		Après (mm)	
		μ	σ	μ	σ
$C_6 - C_5$	21333	1.5	2.3	1.8	1.9
$C_6 - C_4$	21333	3.2	5.8	2.1	1.6
$C_6 - C_3$	21333	6.3	11.4	2.5	2.3
$C_6 - C_2$	21333	9.5	14.1	2.9	3.1
$C_6 - C_1$	21333	9.8	14.6	2.9	3.1
$C_6 - C_{10}$	21333	8.6	14.3	3.0	3.3
$C_6 - C_9$	21333	1.3	1.6	1.6	1.2
$C_6 - C_8$	21333	1.0	1.1	1.5	0.9
Moyenne	21333	5.2	8.2	2.3	2.2

TAB. 5.3 – Moyennes et écarts type des distances calculées entre les points des contours GTV avant et après recalage. Les valeurs sont calculées entre le contour de référence C_6 et les autres contours.

Contours	Nb. points évalué	Avant (mm)		Après (mm)	
		μ	σ	μ	σ
$C_5 - C_6$	21741	1.5	2.1	1.9	2.3
$C_4 - C_6$	22301	2.8	4.4	2.7	4.0
$C_3 - C_6$	23133	6.1	9.9	4.2	7.9
$C_2 - C_6$	21492	7.3	10.4	3.6	6.3
$C_1 - C_6$	21942	8.0	11.2	4.2	7.8
$C_{10} - C_6$	22749	7.4	11.1	4.6	8.6
$C_9 - C_6$	21040	1.2	1.4	2.1	4.0
$C_8 - C_6$	21293	1.1	1.2	1.7	2.1
Moyenne	21961	4.4	6.5	3.1	5.4

TAB. 5.4 – Moyennes et écarts-types des distances calculées entre les points des contours GTV avant et après recalage. Les valeurs sont calculées entre les contours références C_X , $X \in \{1, 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10\}$ et le contour C_6 .

Volumes GTV Les tableaux 5.5 et 5.6 synthétisent les valeurs avant et après recalage des volumes intersections et différences. Les valeurs sont exprimées en pourcentage des volumes de références. Dans le tableau 5.5 les volumes de références sont les V_Y , $Y \in \{1, 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10\}$. Dans le tableau 5.6 V_6 est le volume de référence.

Vol.	V_6 (cm ³)	V_Y (cm ³)	Avant recalage (%)			Après recalage (%)		
			$V_6 \cap V_Y$	$\frac{V_6 \setminus V_Y}{V_Y}$	$\frac{V_Y \setminus V_6}{V_Y}$	$V'_6 \cap V_Y$	$\frac{V_6 \setminus V_Y}{V_Y}$	$\frac{V_Y \setminus V_6}{V_Y}$
$V_6 - V_5$	302.0	313.8	90.0	10.0	6.2	88.5	11.5	7.8
$V_6 - V_4$	302.0	323.6	83.6	16.4	9.7	86.0	14.0	7.3
$V_6 - V_3$	302.0	311.5	76.8	23.2	20.1	86.3	13.7	10.7
$V_6 - V_2$	302.0	302.2	71.1	28.9	28.8	88.3	11.7	11.6
$V_6 - V_1$	302.0	299.3	70.3	29.7	30.6	87.5	12.5	13.4
$V_6 - V_{10}$	302.0	325.9	71.2	28.8	21.4	82.9	17.1	9.7
$V_6 - V_9$	302.0	304.7	92.8	7.2	6.3	93.1	6.9	6.0
$V_6 - V_8$	302.0	297.7	94.8	5.2	6.7	93.3	6.7	8.1
Moyenne	302.0	309.8	81.3	18.7	16.2	88.2	11.8	9.3

TAB. 5.5 – Evaluation des volumes GTV avant et après recalage. Sur chaque ligne du tableau, les valeurs sont exprimées en pourcentage par rapport au volume référence V_Y , $Y \in \{1, 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10\}$. $V_6 \setminus V_Y$ - volume qui ne devrait pas faire partie du GTV selon le médecin. $V_Y \setminus V'_6$ volume prévu pour l'irradiation par le médecin mais exclu du GTV obtenu après recalage.

Vol.	V_X (cm ³)	V_6 (cm ³)	Avant recalage (%)			Après recalage (%)		
			$V_X \cap V_6$	$\frac{V_X \setminus V_6}{V_6}$	$\frac{V_6 \setminus V_X}{V_6}$	$V'_X \cap V_6$	$\frac{V_X \setminus V_6}{V_6}$	$\frac{V_6 \setminus V'_X}{V_6}$
$V_5 - V_6$	313.8	302.0	93.5	6.5	10.4	92.7	7.3	11.2
$V_4 - V_6$	323.6	302.0	89.6	10.4	17.6	91.1	8.9	16.1
$V_3 - V_6$	311.5	302.0	79.2	20.8	23.9	87.5	12.5	15.7
$V_2 - V_6$	302.2	302.0	71.2	28.8	28.9	85.8	14.2	14.3
$V_1 - V_6$	299.3	302.0	69.7	30.3	29.4	85.5	14.5	13.6
$V_{10} - V_6$	325.9	302.0	76.9	23.1	31.1	90.1	9.9	17.8
$V_9 - V_6$	304.7	302.0	93.6	6.4	7.3	90.2	9.8	10.7
$V_8 - V_6$	297.7	302.0	93.4	6.6	5.2	90.0	10.0	8.5
Moyenne	309.8	302.0	83.4	16.6	19.2	89.1	10.9	13.5

TAB. 5.6 – Evaluation des volumes GTV avant et après recalage. Sur chaque ligne du tableau, les valeurs sont exprimées en pourcentage par rapport au volume référence V_6 . $V'_X \setminus V_6$ - volume qui ne devrait pas faire partie du GTV selon le médecin. $V_6 \setminus V'_X$ volume prévu pour l'irradiation par le médecin mais exclu du GTV obtenu après recalage.

5.3.3 Trajectoires

Pour l'évaluation des trajectoires, avons considéré 11 champs de vecteurs (9 entre des images 3D TDM intermédiaires du 4D TDM, 1 entre I_E-I_I et 1 entre I_I-I_E) et 2 champs de vecteurs composés (toujours pour obtenir le déformation entre I_E-I_I et I_I-I_E). La moyenne (écart type) des vecteurs de déplacements entre I_E et I_I a été de 7.5mm (3.5mm) pour les poumons, 12.1mm (2.2mm) pour la tumeur. La moyenne (écart type) des distances entre les positions finales de voxels estimées par composition de champs et par recalage direct entre I_I et I_E e a été de 3.7mm (2.2mm) pour l'expiration et de 3.8mm (3.5mm) pour l'inspiration.

Le tableau 5.7 présente la moyenne (écart type) des distances et des distances maximales entre la trajectoire détaillée et la trajectoire rectiligne.

Distance (mm)	Expiration		Inspiration	
	$\mu(\sigma)$	$\mu(\sigma)$ des max	$\mu(\sigma)$	$\mu(\sigma)$ des max
Thorax	1.1 (0.5)	1.6 (0.8)	1.5 (1.0)	2.6 (2.6)
Poumons	1.2 (0.5)	1.8 (0.7)	1.6 (0.9)	2.8 (2.7)
Os et tissus mous	1.0 (0.6)	1.6 (0.9)	1.4 (1.00)	2.6 (2.6)
Tumeur	1.6 (0.6)	2.2 (0.8)	1.9 (0.5)	2.8 (0.9)

TAB. 5.7 – Distances moyennes (et écarts types) et distances maximales (et écarts types) entre les trajectoires détaillées et les trajectoires rectilignes.

5.4 Discussion

Les valeurs obtenues pour l'évaluation de la consistance ne nous permettent pas de conclure sur une supériorité nette d'une méthode d'estimations des déformations sur l'autre. On observe qu'avec une composition des deux champs on a des valeurs meilleures pour l'évaluation de la consistance que ca soit pour la méthode M_1 ou la méthode M_2 . On obtient des résultats similaires (3.5 mm) pour les cas extrêmes des deux comparaisons : composition de grandes déformation pour les cas U_{12} et U_{101} de la méthode M_2 du tableau 5.1 et neuf compositions pour le cas U_{61} (en inspiration et en expiration) de la méthode M_1 du tableau 5.2. Pour chaque comparaison, les différence entre les consistances évaluées entre M_1 et M_2 sont significatives (p=0.01 pour le tableau 5.1 et p=0.05 pour le tableau 5.2). Les différences ne sont pas significatives (p=0.92) si on compare les valeurs des consistance de M_2 du tableau 5.1 aux valeurs de consistance de M_1 dans le tableau 5.2.

Les distances entre les contours diminuent fortement après le recalage. Attention, on ne peut pas comparer strictement les résultats des tableaux 5.3 et 5.4 entre eux puisque le critère de distance choisi n'est pas symétrique. On note les faibles différences en terme de distances (d'ordre de 1.5 mm) avant recalage entre les contours C_6-C_8 et C_6-C_9 . Cela est dû aux artéfacts présents dans les images I_8 et I_9 (voir la figure 5.4) pour quatre coupes axiales au niveau du diaphragme. En effet, l'algorithme de tris des coupes axiales pour la reconstruction d'une image TDM 4D (voir la description du protocole d'acquisition 4D dans la section 1.5.3 page 19) a une certaine tolérance pour choisir les coupes les plus proches d'un instant souhaité du cycle respiratoire. Cela peut induire des artéfacts dans les images comme c'est le cas pour cette acquisition.

Les points de la tumeur ont un déplacement homogène (écart type de 2.2 mm pour des déplacements de 12 mm entre les états extrêmes du cycle respiratoire normal) ce qui

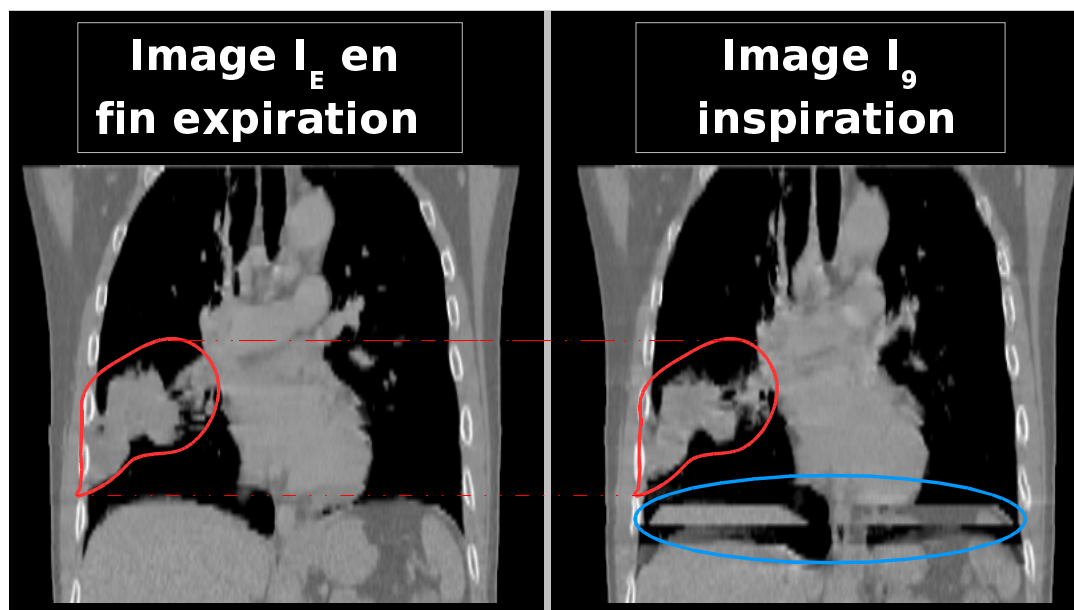


FIG. 5.4 – Illustration des artéfacts présents dans l'image I_9 de la phase d'inspiration dû à la tolérance de l'algorithme de tri de coupes axiales. On remarque la position de la tumeur entre ces deux images - le déplacement en direction tête-pieds est quasi nul.

laisse supposer que le mouvement de la tumeur est principalement dû au déplacement et moins à la déformation. D'ailleurs, si on regarde les volumes GTV calculés à partir des contours délimités par le médecin, on remarque qu'y a une variation maximale de 28.2 cm^3 ce qui représente 9% du volume GTV de la tumeur de l'image en fin d'expiration I_6 . Si on considère cette variation comme la variabilité de contourage d'un même expert d'une image TDM 3D à l'autre, on remarque que les variations des intersections des volumes après recalage s'inscrivent, à 2%- 3% près dans cette marge. On remarque que pour les cas où on a des différences plus importantes (de l'ordre de 25 cm^3) entre les volumes GTV initiaux (par exemple $V_6 - V_4$, $V_{10} - V_6$), on obtient des différences plus grandes (de l'ordre de 15%) entre les volumes prévus pour l'irradiation par le médecin et ceux obtenus après recalage. Cela peut-être dû en partie à un mauvais recalage mais aussi à une délimitation imparfaite du GTV de la part du médecin.

Une différence significative (t-test, $p=0.03$) a été observée pour les moyennes des distances maximales entre l'inspiration et l'expiration mais cela peut dépendre de plusieurs facteurs comme par exemple la localisation de la tumeur, de sa taille, la qualité de l'image 4D. Les moyennes des distances sont plus grandes pour l'inspiration que pour l'expiration mais la différence n'est pas statistiquement significative ($p=0.17$). Les résultats préliminaires ont montré des faibles différences (distance inférieure à 2 mm alors que la taille d'un voxel est de 2.5^3 mm^3) entre les trajectoires rectilignes et les trajectoires détaillées. Cela laisse supposer que la construction d'une acquisition TDM 4D est envisageable avec seulement deux images TDM 3D acquises à deux niveaux extrêmes du cycle (en fin d'inspiration et en fin d'expiration). Dans le chapitre suivant nous proposons une méthode de génération des images TDM 3D synthétiques à différents instants du cycle respiratoire à partir du champ de déformation calculé entre deux images acquises en fin d'expiration et en fin d'inspiration.

5.5 Conclusion

Nous avons estimé les trajectoires des voxels dans une acquisition TDM 4D. Les champs de déformation ont été calculés de deux manière différentes. Nous avons évalué la consistance des champs des déformations. A partir des contours GTV disponibles pour les images TDM 3D, nous avons utilisé deux critères d'évaluation des champs : la distance entre les contours GTV et l'intersection des volumes tumoraux.

Les champs de déformations estimés peuvent être utilisés pour la propagation automatique des contours délimités dans une image TDM 3D dans les autres images de l'acquisition TDM 4D. Par contre, cela nécessite un modèle 3D de définition de gestion de contours dans ce type d'image [59].

Nous envisageons de comparer des acquisitions TDM 3D acquises en blocage respiratoire avec les TDM 4D pour un même patient. Des travaux sont en cours pour l'évaluation de paramètres physiologiques des poumons comme par exemple l'hystérésis entre le chemin des voxels pendant l'inspiration et l'expiration, la compliance. Nous allons évaluer aussi les conséquences sur la couverture de dose du volume prévisionnel d'irradiation. Nous avons pu voir qu'on peut détecter des artéfacts d'acquisition dans les images TDM 3D. Un lissage temporel des trajectoires de voxels pourrait peut-être corriger ce problème.