

4

Comparaison des énergies de régularisation

Sommaire

4.1	Introduction	72
4.2	Méthodes	72
4.2.1	Schémas de recalage	72
4.2.2	Comparaison des champs de vecteurs	73
4.3	Expérimentations	74
4.3.1	Matériel	74
4.3.2	Paramètres du recalage déformable	75
4.3.3	Résultats	75
4.4	Discussion	80
4.5	Conclusion	81

4.1 Introduction

L'objectif est d'étudier le mouvement interne résiduel à partir des TDM 3D acquises à un même niveau de blocage. Nous comparons trois méthodes de régularisation du champ de déformation (gaussienne, linéaire élastique et de type Nagel-Enkelmann) associées aux "démons" proposées par Thirion [116]. Nous avons utilisé des opérateurs différentiels pour l'évaluation des champs de vecteurs. Les données de deux patients ont été utilisées (trois TDM 3D par patient) et une connaissance clinique a priori (voir l'étude de la reproductibilité du blocage respiratoire du chapitre 3 page 54) : un patient présente un fonctionnement normal des poumons alors que le deuxième présente une atélectasie et un emphysème pulmonaire qui conduisent à une mauvaise reproductibilité du blocage respiratoire.

4.2 Méthodes

4.2.1 Schémas de recalage

Le recalage déformable s'exprime comme une minimisation d'un critère global qui est un compromis entre deux énergies : une énergie de similarité (E_1) et une énergie de régularisation (E_2). L'équation 2.1 résume cette formulation générique. Ici, nous étudions trois régularisations différentes.

"Démons" avec régularisation gaussienne. L'algorithme des "démons" a été présenté en détail dans le chapitre 2 page 26 et le chapitre précédent portant sur la reproductibilité du blocage respiratoire introduit une première application de cet algorithme développé pendant la thèse.

Le lissage gaussien est une régularisation homogène isotropique. Afin de prendre en compte la nature non-homogène du thorax, nous avons implémenté deux autres méthodes, qui utilisent les "démons" pour l'estimation des correspondances des points, et différents opérateurs de régularisation de champs de vecteur : l'opérateur linéaire élastique [23, 47] et l'opérateur Nagel-Enkelmann [74]. Ces deux régularisations utilisent un autre schéma d'implémentation par rapport au lissage gaussien.

Régularisation linéaire élastique Une solution à l'équation de minimisation 2.1 est obtenue à partir des équations d'Euler associées : $\nabla E(\tilde{U}) = 0$. Pour la résolution numérique nous avons utilisé la méthode de descente de gradient suivante :

$$U_i(\mathbf{x}) = U_{i-1}(\mathbf{x}) + \kappa((1 - \beta)\nabla E_1(U_{i-1}(\mathbf{x})) + \beta\nabla E_2(U_{i-1}(\mathbf{x}))) \quad (4.1)$$

Les paramètres de cette équation sont décrits dans la section 2.7.3.

L'étape suivante est l'expression des gradients des deux énergies (similarité et régularisation). Cachier [16, 83] a démontré que les forces des "démons" sont proches d'une descente de gradient de deuxième ordre d'un critère SSD sous l'hypothèse de faibles déformations. Dans ce cas, les "démons" sont le gradient du critère de similarité : $\nabla E_1(U_{i-1}(\mathbf{x})) = u_i(\mathbf{x})$. Bro-Nielsen [11] montre que la régularisation gaussienne est proche d'un filtre linéaire élastique. Le filtre linéaire élastique permet de prendre en compte des effets-croisés de la matière (i.e. une contraction latérale due à une extension longitudinale) [14].

Régularisation de type Nagel-Enkelmann La régularisation anisotropique guidée par le gradient de l'image a été proposé pour la première fois par Nagel-Enkelmann [74]. Ce type de régularisation prend en compte les structures locales présentes dans l'image :

elle lisse surtout les composantes homogènes et préserve les discontinuités des champs de vecteurs à travers les contours des structures. Nous avons utilisé le même schéma d'implémentation que celui défini par l'équation 4.1.

Nous avons approximé les opérateurs différentiels par la méthode des différences finies, la régularisation du champ de vecteur étant effectuée avec des masques 3D de convolution. Ainsi, nous avons trois manières différentes de calculer des champs de déformation entre les images : la première méthode M_1 est l'algorithme de "démons" avec la régularisation gaussienne, la deuxième méthode M_2 avec une régularisation linéaire élastique et la troisième méthode M_3 avec une régularisation anisotropique.

4.2.2 Comparaison des champs de vecteurs

Les images sont d'abord recalées rigidement (voir chapitre précédent). Le mouvement résiduel, noté U^p , est obtenu après soustraction de la déformation rigide R_{XY} du champ calculé par recalage déformable $U_{XY}^p = U_{XY} - R_{XY}$. Pour l'évaluation, nous avons étudié quatre opérateurs de champs de vecteurs : la symétrie, la transitivité, le jacobien et la dilatation volumique.

4.2.2.1 Symétrie et transitivité

Les algorithmes de recalage ne produisent pas forcément des champs de déformation symétriques entre l'image de référence et l'image objet [96]. La figure 4.1 illustre l'estimation de déformation pour un ensemble de trois acquisitions (A, B, C) d'un même patient pour chaque méthode. Chaque image est alternativement image référence et image objet dans le processus de recalage. Soit U_{XZ} le champ de déformation estimé entre X (référence) et Z (objet), avec $X, Z \in \{A, B, C\}$. Nous évaluons la symétrie du champ de déformation en calculant la moyenne (σ_{sym}) et l'écart type (μ_{sym}) de U'_{XYX} , avec $U'_{XYX} = U_{XY} \circ U_{YX}$. Idéalement la composition, de ces deux champs vaut zéro, $U'_{XYX} = 0$. Pennec [84] a proposé d'évaluer la transitivité du champ de déformation. Le champ de déformation de X à Z peut-être écrit par transitivité $U'_{XYZ} = U_{XY} \circ U_{YZ}$, avec Y la troisième image. Nous avons calculé la moyenne (μ_{tr}) et l'écart type (σ_{tr}) des normes de vecteurs du champ différence entre U'_{XYZ} et U_{XZ} . L'évaluation de la symétrie et de la transitivité a été faite pour les points appartenant aux poumons (les points de la surface et du volume des poumons sont extraits à l'aide d'opérations de seuillage et de morphologie mathématique vues précédemment).

4.2.2.2 Jacobien et dilatation volumique

Nous avons utilisé des opérateurs reliés au changement de volume afin de comparer les variations des volumes obtenus après recalage, avec les volumes calculés par segmentation (voir chapitre précédent pour les détails sur l'algorithme de segmentation). Le jacobien de la fonction de déformation mesure l'évolution du volume d'un voxel \mathbf{x} [90] :

$$J_{XY}(\mathbf{x}) = \text{Jac}(Id + U_{XY}^p(\mathbf{x})) = V_1(\mathbf{x})/V_0(\mathbf{x})$$

Si $J > 1$ alors on a une dilatation locale, $J < 1$ correspond à une contraction locale alors que pour $J = 1$, il n'y a pas de changement de volume localement. Nous avons utilisé cet opérateur pour évaluer la cohérence de la transformation : la fonction déformation n'est pas localement inversible si la valeur du jacobien est négative. Par analogie avec la mécanique, un voxel peut-être vu comme un volume élémentaire. On note $V_0(\mathbf{x})$ le volume initial du voxel \mathbf{x} et $V_1(\mathbf{x})$ le volume après déformation. En chaque voxel, le tenseur de déformation

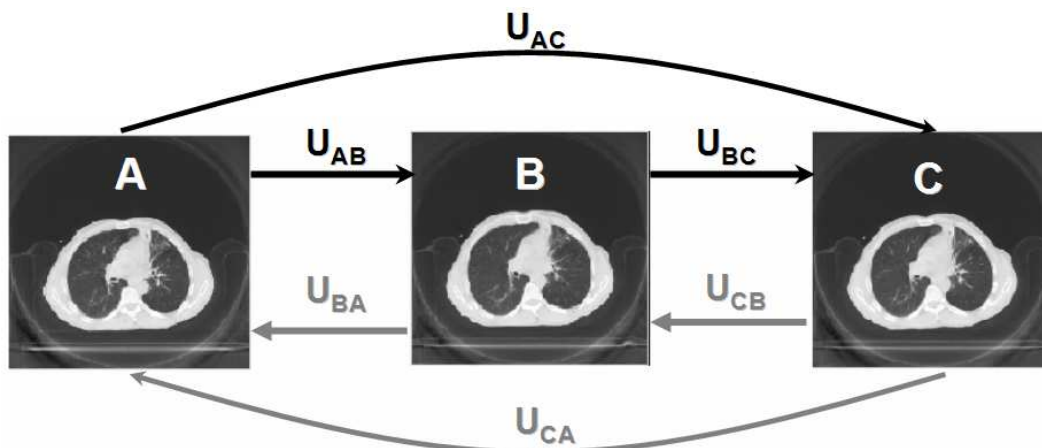


FIG. 4.1 – Schéma de calcul du champ de déformation : chaque acquisition (A, B et C) est alternativement image référence et image objet.

peut être décomposé en une partie symétrique, notée $V_{XY}(\mathbf{x})$ (déformation locale pure) et une partie asymétrique, notée $W_{XY}(\mathbf{x})$ (rotation locale). Nous pouvons donc écrire

$$\nabla U_{XY}^p(\mathbf{x}) = V_{XY}(\mathbf{x}) + W_{XY}(\mathbf{x})$$

où

$$V_{XY}(\mathbf{x}) = \frac{1}{2}(\nabla U_{XY}^p(\mathbf{x}) + (\nabla U_{XY}^p(\mathbf{x}))^T)$$

et

$$W_{XY}(\mathbf{x}) = \frac{1}{2}(\nabla U_{XY}^p(\mathbf{x}) - (\nabla U_{XY}^p(\mathbf{x}))^T)$$

La variation du volume local est donnée par $V_1(\mathbf{x}) = \det(V_{XY}(\mathbf{x}))$. La variation du volume des poumons (Vol_{XY}) entre deux acquisitions X,Y due au mouvement résiduel et calculé avec l'équation 4.2.

$$Vol_{XY} = \frac{1}{N} \sum_{\mathbf{x} \in \Omega_X} \frac{(V_1(\mathbf{x}) - V_0(\mathbf{x}))}{V_0(\mathbf{x})} \quad (4.2)$$

où Ω_X est l'ensemble de voxels de l'image X considérée et N est le nombre total de voxels. Dans le calcul, avons éliminé les voxels qui ont un jacobien négatif.

Le schéma générale de la méthode appliquée est resumée dans la figure 4.2 avec les quatre étapes principales : pré-traitements des images, recalage déformable avec les 3 méthodes, extraction du champ résiduel et évaluation des champs de vecteurs.

4.3 Expérimentations

4.3.1 Matériel

Nous avons utilisé les données de deux patients : un patient avec un fonctionnement normal des poumons et un patient avec une mauvaise reproductibilité du blocage respiratoire (BR) à cause d'une atélectasie et d'un emphysème. Pour chaque patient, nous disposons de trois TDM 3D acquises en BR à un niveau prédéfini (en inspiration, à environ 70% de la capacité vitale maximale). Les images ont une résolution de 512x512x65, avec une distance inter-coupe de 5mm et intra-coupe de 0.938mm. Les valeurs unités Hounsfield

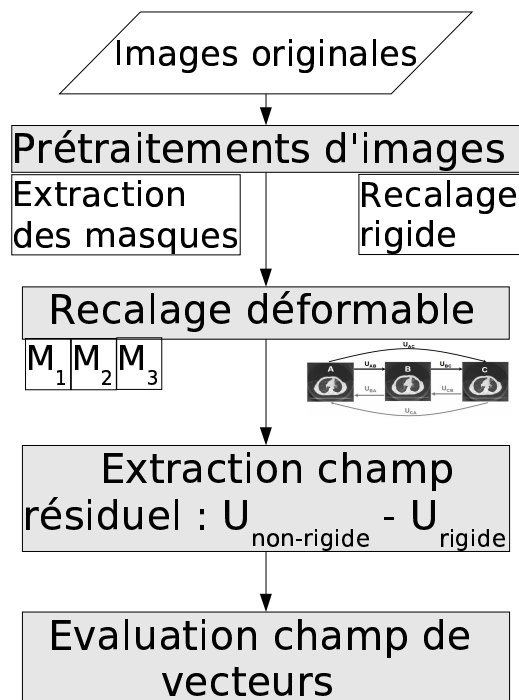


FIG. 4.2 – Schéma général de la procédure développée pour la comparaison des trois méthodes de régularisation (M_1, M_2 et M_3) avec des opérateurs de champs de vecteurs.

sont encodées sur 16 bits (12 bits dans les images TDM originales) afin de garder toute la dynamique des intensités.

4.3.2 Paramètres du recalage déformable

Les images originales ont été rééchantillonnées pour avoir des tailles de voxels isotrope de $2.5^3 mm^3$. Pour chaque patient nous avons appliqué 18 recalages non-rigides. Chaque image est alternativement image référence et image objet et nous avons trois méthodes. Au final, nous obtenons 36 champs de déformations. Le paramètre α (voir équation 2.25) a été fixé à 0.5 afin de borner le vecteur de déplacement maximal à 1 voxel. L'écart type de la gaussienne de régularisation a été fixé à 1.0. Le pas κ de la descente de gradient a été fixé empiriquement à 0.1 pour assurer la convergence des M_1 et M_2 . Avec des valeurs plus faibles on a une convergence lente alors que pour des valeurs plus grandes les algorithmes divergent. Le paramètre de compromis β a été fixé empiriquement à 0.5. Le paramètre ξ de la régularisation linéaire élastique (équation 2.27) a été fixé à 0.6 (des valeurs plus proches de 1 rendent la régularisation linéaire proche d'une gaussienne). Pour la méthode M_3 , pour chaque recalage, nous avons pris un γ (équation 2.29) tel que nous ayons un comportement anisotrope de la régularisation Nagel-Enckelmann à l'intérieur des poumons pour 30% des points (les points dont la norme du gradient est plus grande que γ) et isotropique pour 70% points (les points dont la norme du gradient est plus petite que γ). La convergence de l'algorithme est atteinte empiriquement après environ 150 itérations pour M_1 et au minimum 800 itérations pour M_2 et M_3 .

4.3.3 Résultats

Convergence de l'algorithme La figure 4.3 illustre la convergence des trois méthodes pour un patient en fonction du nombre d'itérations. Le critère de convergence est la

moyenne des différences absolues des intensités entre l'image référence et l'image déformée.

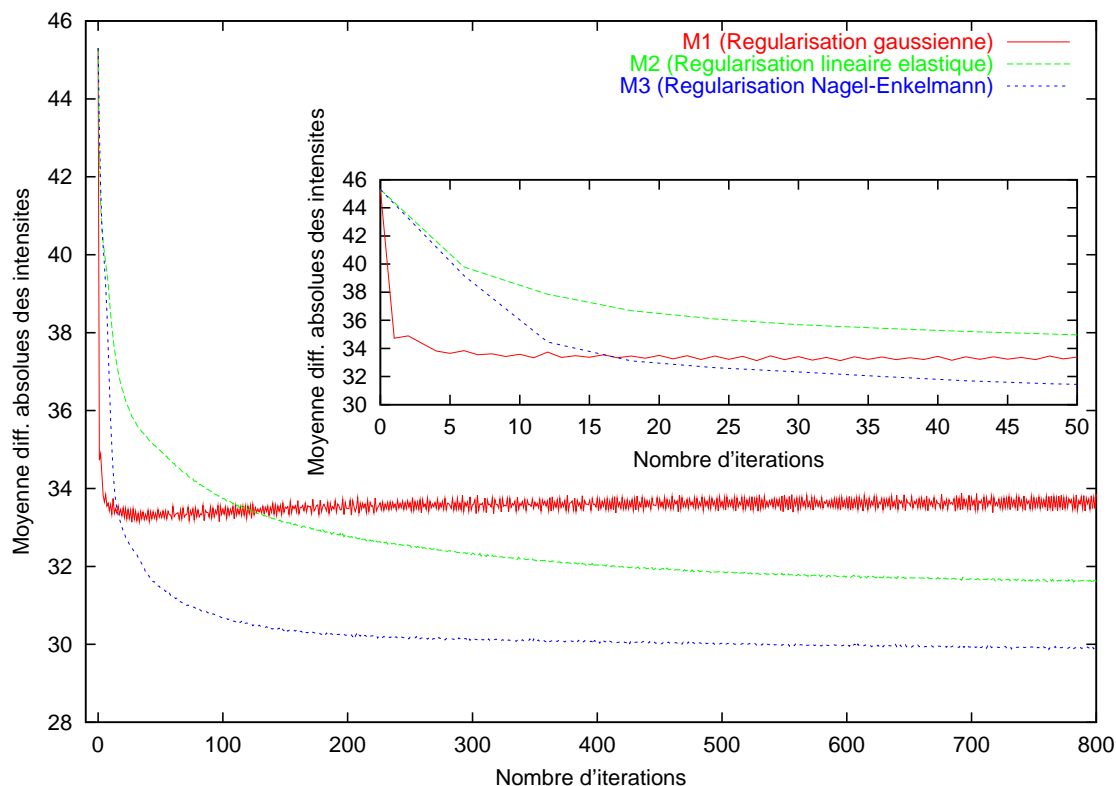


FIG. 4.3 – Moyenne des différences absolues des intensités en fonction de l'itération pour les trois méthodes de régularisation.

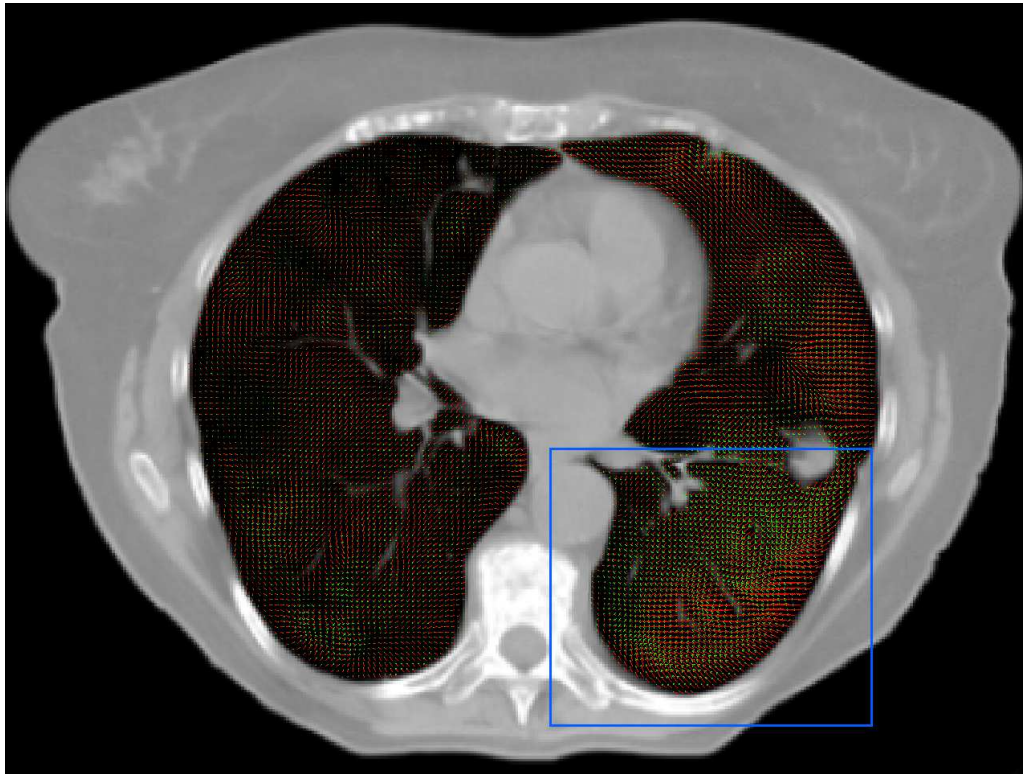
Vecteurs de déplacements Le tableau 4.1 présente la moyenne et l'écart type du mouvement résiduel (la première ligne correspond aux points du volume et la deuxième ligne aux points de la surface des poumons) calculés pour chaque méthode sur six champs de vecteurs par patient. La figure 4.4 est un agrandissement d'une région du champ de déformations projetée sur une coupe transversale. Visuellement, on remarque la différence de lissage entre la régularisation Nagel-Enckelmann (c) et les deux autres : gaussienne (a) et linéaire élastique (b).

Vecteurs déplacement	Patient 1			Patient 2		
	$M_1 - \mu_d(\sigma_d)$	$M_2 - \mu_d(\sigma_d)$	$M_3 - \mu_d(\sigma_d)$	$M_1 - \mu_d(\sigma_d)$	$M_2 - \mu_d(\sigma_d)$	$M_3 - \mu_d(\sigma_d)$
Pts. volume	3.35 (2.00)	2.94 (1.95)	2.99 (2.26)	4.32 (3.28)	3.83 (2.77)	4.32 (4.02)
Pts. surface	3.21 (2.07)	2.92 (1.96)	2.78 (2.25)	3.96 (3.18)	3.48 (2.71)	3.71 (3.64)

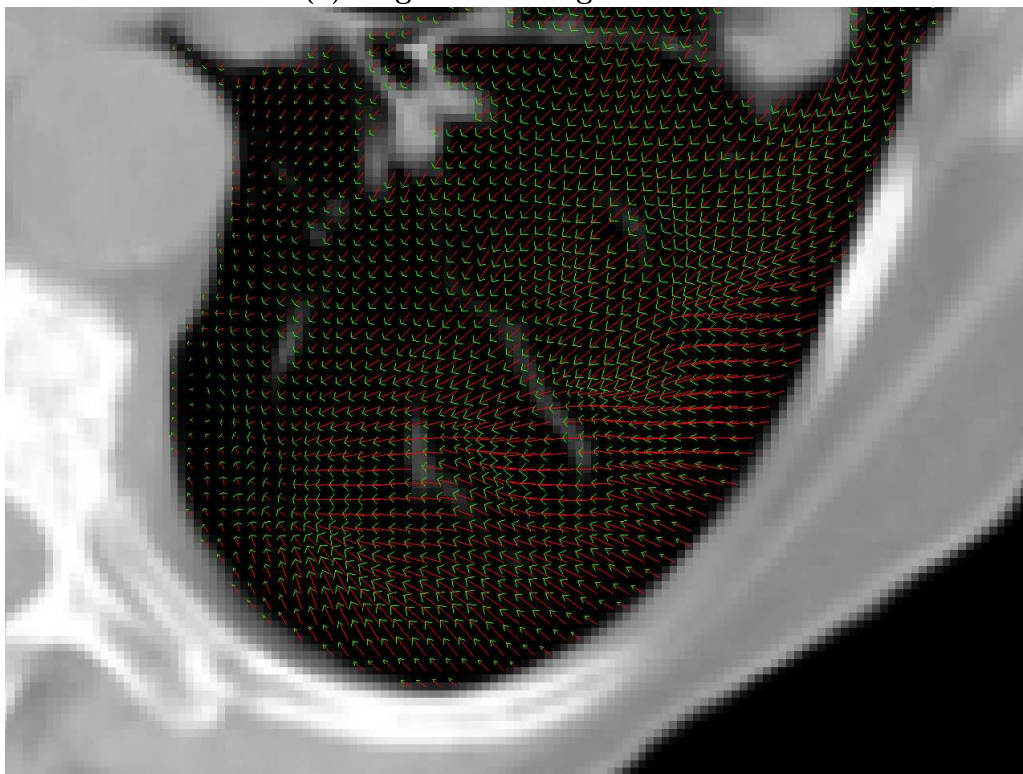
TAB. 4.1 – Moyenne et écart type (en mm) des vecteurs de déplacement pour les trois méthodes et les deux patients. La première ligne correspond aux points du volume des poumons et la deuxième de la surface.

Symétrie et transitivité Le tableau 4.2 présente les erreurs de symétrie (μ_{sym} et σ_{sym}) et le tableau 4.3 les erreurs de transitivité (μ_{tr} et σ_{tr}) des champs de déformation calculés avec M_1 , M_2 et M_3 pour les deux patients. Les valeurs sont données en millimètres.

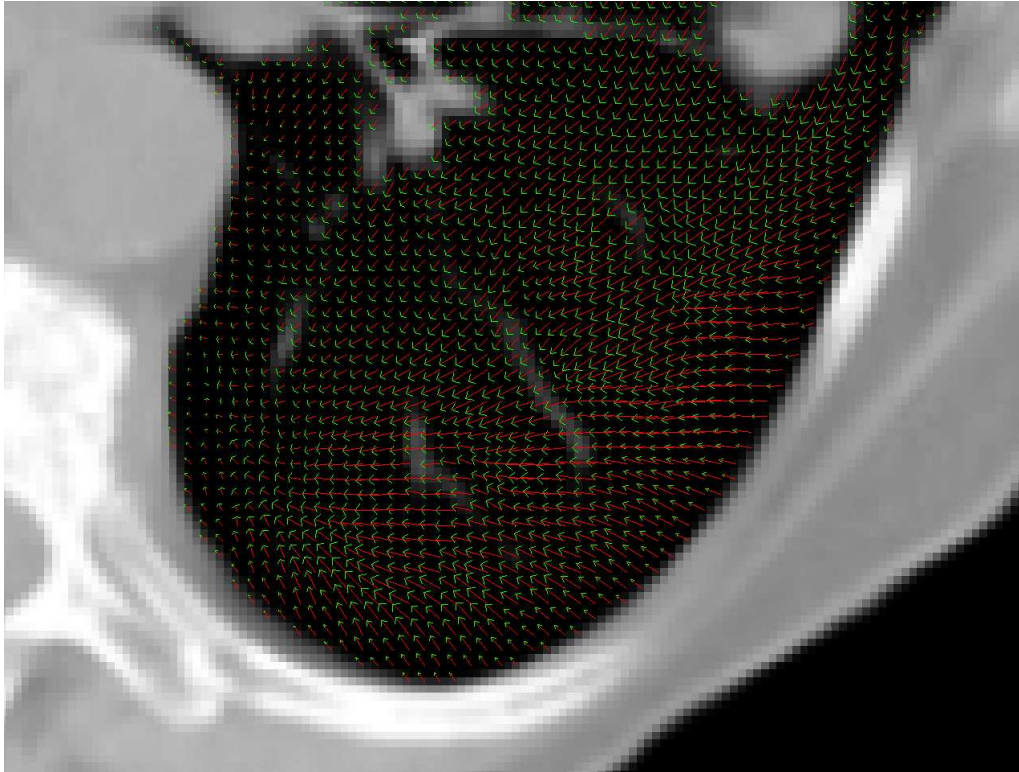
FIG. 4.4 – Agrandissement d'une région de champs de déformation projeté sur une coupe transversale. Les champs de vecteurs ont été sous-échantillonnés en 2mm pour une meilleure visualisation.



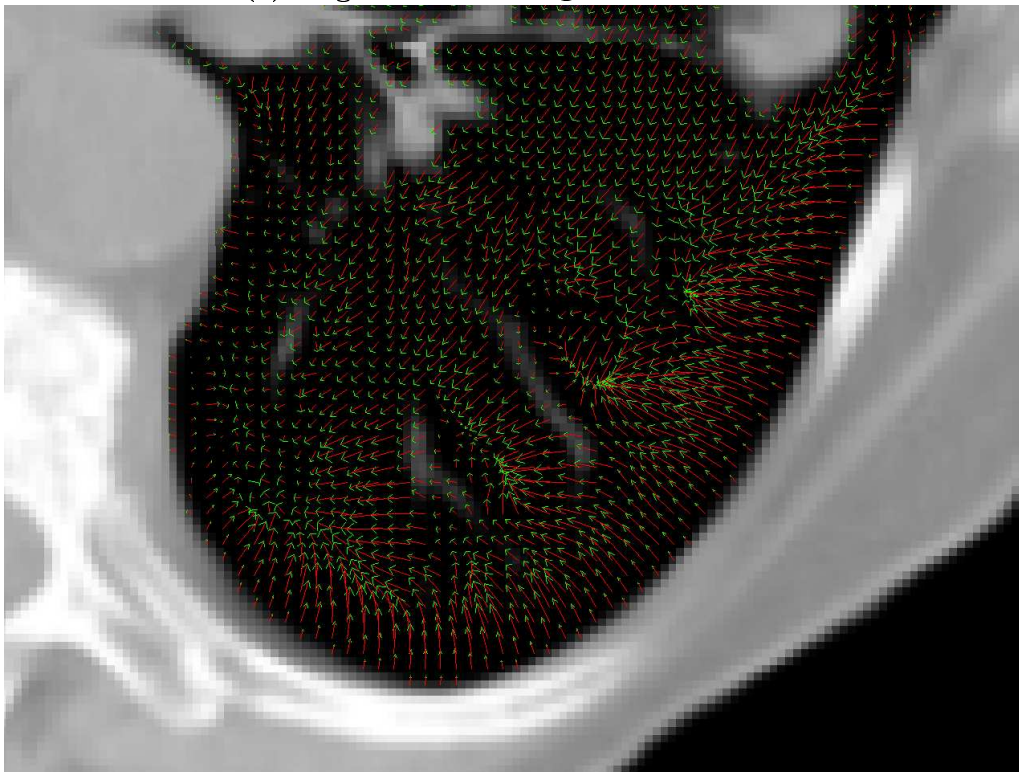
(a) Régularisation gaussienne



(b) Régularisation linéaire élastique



(c) Régularisation Nagel-Enckelmann



Champ	M ₁		M ₂		M ₃	
	Patient 1 $\mu_{sym}(\sigma_{sym})$	Patient 2 $\mu_{sym}(\sigma_{sym})$	Patient 1 $\mu_{sym}(\sigma_{sym})$	Patient 2 $\mu_{sym}(\sigma_{sym})$	Patient 1 $\mu_{sym}(\sigma_{sym})$	Patient 2 $\mu_{sym}(\sigma_{sym})$
U'_{ABA}	0.8 (0.5)	2.3 (3.9)	0.7 (0.5)	1.6 (2.4)	1.3 (1.1)	2.0 (2.2)
U'_{BAB}	1.0 (0.7)	2.2 (3.3)	0.6 (0.5)	1.6 (2.0)	1.3 (1.1)	2.2 (2.1)
U'_{ACA}	1.2 (0.9)	1.2 (1.8)	1.1 (0.8)	0.9 (1.1)	2.1 (1.4)	1.4 (1.4)
U'_{CAC}	1.2 (0.9)	1.2 (1.7)	1.1 (0.8)	1.0 (1.1)	2.2 (1.6)	1.5 (1.6)
U'_{BCB}	0.8 (0.6)	2.0 (3.2)	0.7 (0.5)	1.4 (2.0)	1.4 (1.5)	1.9 (2.0)
U'_{CBC}	0.9 (0.7)	2.6 (3.9)	0.6 (0.4)	1.9 (2.4)	1.2 (1.1)	2.4 (2.5)
Moyenne	1.0 (0.7)	1.9 (3.0)	0.8 (0.6)	1.4 (1.8)	1.6 (1.3)	1.9 (2.0)

TAB. 4.2 – Erreur de la symétrie en termes de moyenne et écart type (en mm), pour les trois méthodes et les deux patients. Idéalement, les valeurs devraient être nulles.

Champ	M ₁		M ₂		M ₃	
	Patient 1 $\mu_{tr}(\sigma_{tr})$	Patient 2 $\mu_{tr}(\sigma_{tr})$	Patient 1 $\mu_{tr}(\sigma_{tr})$	Patient 2 $\mu_{tr}(\sigma_{tr})$	Patient 1 $\mu_{tr}(\sigma_{tr})$	Patient 2 $\mu_{tr}(\sigma_{tr})$
U'_{ACB}	1.6 (0.9)	2.5 (2.3)	1.8 (1.1)	2.1 (1.9)	2.4 (1.5)	2.8 (3.0)
U'_{BCA}	1.7 (1.0)	2.5 (2.5)	1.5 (0.8)	2.0 (1.9)	1.9 (1.2)	2.5 (2.7)
U'_{ABC}	1.5 (0.9)	2.8 (3.4)	1.8 (1.1)	2.1 (1.9)	2.3 (1.4)	3.4 (4.7)
U'_{CBA}	1.5 (0.8)	3.5 (4.7)	3.9 (2.6)	4.3 (2.3)	3.7 (2.8)	4.8 (4.1)
U'_{BAC}	1.5 (0.9)	2.5 (2.5)	1.9 (1.1)	2.1 (1.9)	2.6 (1.5)	2.5 (2.7)
U'_{CAB}	1.6 (0.9)	2.6 (2.6)	1.5 (0.8)	2.1 (1.9)	1.9 (1.4)	2.8 (3.1)
Moyenne	1.6 (0.9)	2.7 (3.0)	2.1 (1.3)	2.5 (2.0)	2.5 (1.6)	3.1 (3.4)

TAB. 4.3 – Erreur de la transitivité en termes de moyenne et écart type (en mm), pour les trois méthodes et les deux patients. Idéalement, les valeurs devraient être nulles.

Jacobien et dilatation volumique Les valeurs du tableau 4.4 montrent les pourcentages des points ayant un jacobien négatif pour chaque patient et pour les trois méthodes. Pour chaque méthode et chaque patient, la dernière ligne est la moyenne des pourcentages pour les six champs de vecteurs. Les valeurs du tableau 4.5 correspondent au pourcentage de changement de volume entre acquisitions calculé par segmentation (la première colonne) et avec l'opérateur de dilatation volumique (les deux autres colonnes) pour chaque champ de déformation. Si le volume augmente, la valeur du pourcentage est positive. Dans le cas contraire, diminution du volume, la valeur est négative. Pour chaque patient, les différences absolues entre les volumes calculés par segmentation et les volumes calculés par l'opérateur se trouvent sur la dernière ligne du tableau.

Jacobien	M ₁		M ₂		M ₃	
	P1(%)	P2(%)	P1(%)	P2(%)	P1(%)	P2(%)
J_{AB}	1.3	10.1	0.6	6.5	4.5	18.3
J_{BA}	6.2	6.2	4.0	3.3	12.1	9.8
J_{AC}	2.1	5.5	0.7	2.7	7.5	9.2
J_{CA}	5.7	9.2	3.0	5.9	14.0	15.1
J_{BC}	3.4	5.6	1.7	2.6	6.8	9.5
J_{CB}	1.4	16.7	0.6	12.1	4.7	24.1
Moyenne	3.4	8.9	1.8	5.5	8.3	14.3

TAB. 4.4 – Pourcentage de points avec jacobien négatif calculé pour chaque champ de déformation des trois méthodes et pour chaque patient.

Dilatation	Patient 1 (%)				Patient 2 (%)			
	V_{seg}	M_1	M_2	M_3	V_{seg}	M_1	M_2	M_3
Vol_{AB}	3.9	3.3	2.8	3.4	-6.6	-6.5	-6.0	-7.1
Vol_{BA}	-3.9	-4.5	-3.7	-4.5	6.6	4.8	4.4	5.6
Vol_{AC}	4.1	3.6	3.3	3.7	5.6	4.4	4.1	4.8
Vol_{CA}	-4.1	-5.0	-4.6	-5.3	-5.6	-6.2	-5.8	-6.4
Vol_{BC}	0.4	-1.2	-1.0	-0.8	13.1	10.5	9.5	12.8
Vol_{CB}	-0.4	-0.3	-0.4	-0.7	-13.1	-12.2	-11.0	-13.0
Dil_{err}	-	0.7	0.7	0.7	-	1.2	1.7	0.6

TAB. 4.5 – Dilatation volumique (exprimée en %) des poumons pour chaque couple d’image. Pour chaque patient : première colonne - changement de volume calculé à partir des poumons segmentés, les trois autres colonnes - calcul avec l’opérateur linéaire sur les champs obtenus avec les trois méthodes.

Comparaison statistique des méthodes Le tableau 4.6 synthétise les résultats de test du Student pour la comparaison des trois méthodes pour chaque opérateur de champ. Nous avons marqué avec un "=" quand les deux méthodes ne sont pas statistiquement différentes. Si deux méthodes sont différentes, "+" signifie un seuil de 95% pour $p=0.05$ (significativement différentes), "++" signifie un seuil de 99% pour $p=0.01$ (la différence est très significative) et "+++" signifie un seuil de 99.9% pour $p=0.001$ (la différence est très fortement significative).

Operateur	M_1/M_2	M_1/M_3	M_2/M_3
Symétrie	=	=	++
Transitivité	=	+	=
Jacobien	=	+	+++
Dilatation	=	=	=

TAB. 4.6 – Test de Student entre les méthodes pour chaque opérateur de champ. “=” différence non significative, “+” significativement différente, “++” différence très significative et “+++” différence très fortement significative.

4.4 Discussion

Nous obtenons une convergence plus rapide avec la régularisation gaussienne (environ 150 itérations) alors que la régularisation linéaire élastique et Nagel-Enckelmann nécessitent au minimum 800 itérations pour le patient 1 et plus pour le patient 2 (déformations plus grandes dues aux anomalies fonctionnelles des poumons). Nous avons remarqué que les erreurs de symétrie et de transitivité sont plus grandes pour le patient 2 comparées au patient 1. Avec la méthode M_3 par rapport à M_2 on obtient des erreurs de symétrie plus importantes ($p=0.01$) et, toujours avec la méthode M_3 par rapport à M_1 , des erreurs de transitivité plus importantes ($p=0.05$).

Le nombre de points avec un jacobien négatif peut-être vu comme une mesure de la validité de la transformation. Les champs de déformation calculés avec la méthode M_3 présentent un nombre plus grand des points ayant un jacobien négatif (différence significative par rapport à M_1 et très fortement significative par rapport à M_2). Nous avons aussi remarqué qu’une contraction des poumons induit un nombre plus grand de points avec un jacobien négatif.

Afin de détecter des situations incohérentes, le tableau 4.5 compare une mesure globale

de la variation du volume des poumons calculé à partir de la segmentation avec les changements de volumes calculés à partir des champs de déformation. Tout d'abord on remarque que les variations mesurées dans les deux procédés sont similaires. Cela suggère que les champs de déformation sont cohérents par rapport au changement de volume observé. De plus, les trois méthodes sont équivalentes par rapport à cet opérateur. Les résultats sont aussi liés aux normes de vecteurs de déplacements obtenus pour les deux patients : le patient 1 présente des déplacements plus faibles que le patient 2. Pour le cas Vol_{BC} du patient 1, nous avons observé une dilatation des poumons quand cela a été calculé à partir des poumons segmentés et une contraction avec l'opérateur dilatation. Cela peut-être dû à une segmentation plus délicate et aux oscillations finales quand les méthodes sont proches du champs de déformation solution : le champ de déformation estimé peut-être localement plus grand que la déformation nécessaire pour un appariement parfait des images. Ce phénomène a été aussi observé par [46]. Cette information pourrait être utilisée comme critère d'arrêt pour l'algorithme de recalage.

4.5 Conclusion

Il est nécessaire de connaître le mouvement résiduel entre deux TDM 3D acquises à un même niveau de blocage respiratoire. Le recalage déformable permet d'estimer ce mouvement résiduel et il pourra donc être incorporé par la suite dans le plan de traitement pour adapter les marges de la dose délivrée. Dans ce chapitre nous avons étudié trois méthodes de recalage déformable (régularisation gaussienne, linéaire élastique et de type Nagel-Enckelmann) et nous avons analysé quelques opérateurs (transitivité, symétrie, dilatation, jacobien) afin de comparer les champs de vecteurs obtenus. Nous avons utilisé les données de deux patients avec un fonctionnement normal et anormal des poumons. Aucun des opérateurs étudiés ne nous permet de mettre en évidence clairement la supériorité d'une méthode par rapport aux autres, sauf du point de vue vitesse de convergence (M_1 plus rapide) et le jacobien (M_3 plus mauvais). Aucun des opérateur étudiés ici ne prend en compte les structures anatomiques ; ils évaluent seulement les champs de vecteurs.

La majeure partie de ce chapitre à été publiée dans [10].