

THÈSE

pour obtenir le grade de
DOCTEUR EN INFORMATIQUE

présentée par

Simon Rit

**Prise en compte du mouvement
respiratoire pour la reconstruction
d'images tomодensitométriques**

**Obtention d'images TDM 4D en salle de traitement
pour la radiothérapie du cancer du poumon**

COMPOSITION DU JURY

Mme.	Isabelle Bloch	Rapporteur
M.	Pierre Grangeat	Rapporteur
Mme.	Isabelle Magnin	Examineur
M.	Grégoire Malandain	Examineur
M.	Marcel Van Herk	Examineur
M.	Serge Miguet	Directeur de thèse
M.	David Sarrut	Co-Directeur de thèse
M.	Francois Spriet	Invité
Mme.	Chantal Ginestet	Invitée

Table des matières

Table des matières	5
Notations	9
Introduction	13
1 Contexte médical	15
1.1 Contexte thérapeutique	16
1.1.1 La radiothérapie	16
1.1.2 La radiothérapie guidée par l'image	17
1.1.3 Prise en compte du mouvement respiratoire en radiothérapie	18
1.1.4 Conclusion	19
1.2 L'imagerie thoracique	19
1.2.1 Tomodensitométrie	19
1.2.2 Tomographie par émission de positrons	19
1.2.3 Imagerie par résonance magnétique	20
1.3 Les tomographes X et leur géométrie d'acquisition	20
1.3.1 Tomographes X 2D	20
1.3.1.1 Les différentes générations	21
1.3.1.2 Les modes axial et hélicoïdal	21
1.3.2 Tomographes X 3D	22
1.3.2.1 Tomographes X multi-barrettes	22
1.3.2.2 Tomographes X coniques avec arceau C	22
1.3.3 Tomographes X en salle de radiothérapie	23
1.3.3.1 Tomographes X de diagnostic <i>in situ</i>	23
1.3.3.2 Tomographes X avec arceau C	24
1.3.3.3 Tomographes X fixés à l'accélérateur linéaire	24
1.3.3.3.1 Tomodensitométrie MV	24
1.3.3.3.2 Tomodensitométrie kV	25
1.3.4 Conclusion	25
1.4 Problématique du mouvement	25
1.4.1 La respiration	26
1.4.2 Artefacts induits par le mouvement	27
1.5 Prise en compte du mouvement en tomographie	27
1.5.1 Méthodes sans information sur le mouvement	28
1.5.2 Méthodes utilisant un signal unidimensionnel	29
1.5.3 Méthodes intégrant un modèle 4D de mouvement	29
2 La reconstruction TDM d'objets statiques	31
2.1 Méthodes analytiques	32
2.1.1 Préliminaires : la reconstruction 2D	32
2.1.1.1 Transformée de Radon 2D	32
2.1.1.2 Théorème coupe-projection	33

2.1.1.3	Reconstruction 2D parallèle	33
2.1.1.4	Reconstruction 2D divergente	34
2.1.2	Méthode de reconstruction 3D : l'algorithme de Feldkamp	35
2.1.3	Implémentation	37
2.1.3.1	Filtrage	37
2.1.3.2	Troncature des projections	38
2.1.3.3	Rétroprojection	38
2.2	Méthodes discrètes	38
2.2.1	Méthode algébrique	39
2.2.2	Implémentation	40
2.2.2.1	Projection	41
2.2.2.2	Rétroprojection	42
2.2.2.3	Ordonnancement	42
2.2.2.4	Artefact d'interpolation	43
2.2.2.5	Troncature	44
2.2.2.6	Paramètres de convergence	44
2.3	Expériences	44
2.4	Résultats	44
2.5	Discussion et conclusion	46
3	Plateforme d'évaluation	47
3.1	Données réelles	48
3.1.1	Caractéristiques du tomographe	48
3.1.2	Données acquises sur patient	49
3.1.3	Données acquises sur fantôme mécanique	49
3.2	Données simulées	51
3.2.1	Fantôme réaliste discret	52
3.2.1.1	Données patients	52
3.2.1.2	Image TDM de référence	53
3.2.1.3	Modèle de mouvement	53
3.2.1.3.1	Champs de vecteurs	53
3.2.1.3.2	Indexation dans le cycle respiratoire	53
3.2.1.3.3	Trajectoire des voxels	54
3.2.1.3.4	Limites	55
3.2.2	Fantôme analytique	56
3.2.3	Signaux respiratoires	57
3.2.3.1	Signal régulier	57
3.2.3.2	Signal irrégulier	57
3.3	Métriques d'évaluation	58
3.3.1	Rapport Signal sur Bruit (RSB)	58
3.3.2	Rapport Contraste sur Bruit (RCB)	59
3.3.3	Critère de flou	59
3.4	Taille et résolution des images reconstruites	59
3.5	Conclusion	59
4	Reconstruction à partir d'une sélection rétrospective de projections co- niques	61
4.1	Le signal respiratoire	63
4.1.1	Etat de l'art	63
4.1.2	Méthode d'extraction automatique du signal respiratoire	64
4.1.2.1	Etape 1 : positionnement de points d'intérêt	64
4.1.2.2	Etape 2 : extraction du mouvement	64

4.1.2.3	Etape 3 : traitement des trajectoires	66
4.1.2.3.1	Projection des trajectoires	66
4.1.2.3.2	Filtrage	66
4.1.2.3.3	Sélection	66
4.1.2.3.4	Agrégation des signaux	67
4.1.3	Expériences	67
4.1.3.1	Paramétrage	67
4.1.3.2	Données	67
4.1.3.3	Métriques	68
4.1.3.3.1	Amplitude	68
4.1.3.3.2	Phase	68
4.1.3.3.3	Tri des projections coniques	68
4.1.4	Résultats	69
4.1.4.1	Critères de sélection	69
4.1.4.2	Amplitude	69
4.1.4.3	Phase	69
4.1.4.4	Tri des projections coniques	70
4.1.5	Discussion	70
4.1.6	Conclusion	72
4.2	Analyse quantitative	72
4.2.1	Méthode	73
4.2.1.1	Reconstruction	73
4.2.1.2	Signal d'entrée : amplitude ou phase	74
4.2.2	Expériences	74
4.2.2.1	Données	75
4.2.2.2	Métriques	75
4.2.2.3	Positions sélectionnées	75
4.2.3	Influence de la largeur de sélection et du signal d'entrée	76
4.2.3.1	Résultats	77
4.2.3.2	Discussion	77
4.2.3.3	Conclusion	83
4.2.4	Influence de l'algorithme de reconstruction	84
4.2.4.1	Résultats	84
4.2.4.2	Discussion	86
4.2.4.3	Conclusion	86
4.2.5	Influence de la fonction de sélection	86
4.2.5.1	Résultats	87
4.2.5.2	Discussion et conclusion	87
4.2.6	Conclusion	89
4.3	Application aux données réelles	89
4.3.1	Expériences	89
4.3.2	Résultats	90
4.3.3	Discussion et conclusion	90
4.4	Conclusion	90
5	Reconstruction avec compensation du mouvement	95
5.1	Etat de l'art	96
5.1.1	Estimation du mouvement à partir des données tomographiques	96
5.1.2	Reconstruction avec compensation du mouvement	97
5.1.2.1	Déformations simples	97
5.1.2.2	Déformations réalistes quelconques	98
5.2	Préliminaires	99

5.3	Reconstruction analytique avec compensation du mouvement	100
5.3.1	Méthode	100
5.3.2	Expériences	101
5.3.3	Résultats	101
5.3.4	Discussion	104
5.3.5	Conclusion	104
5.4	Reconstruction algébrique avec compensation du mouvement	104
5.4.1	Méthode de projection d'un volume déformable discret	105
5.4.1.1	Cas continu	105
5.4.1.2	Cas discret	106
5.4.1.2.1	Approche arrière	107
5.4.1.2.2	Approche avant	108
5.4.2	Méthode de reconstruction	108
5.4.3	Expériences	110
5.4.3.1	Projection	110
5.4.3.2	Inversion de la déformation	110
5.4.3.3	Reconstruction	111
5.4.4	Résultats	111
5.4.4.1	Projection	111
5.4.4.2	Reconstruction	111
5.4.5	Discussion	111
5.4.6	Conclusion	115
5.5	Application aux données réelles	115
5.5.1	Fantôme mécanique	116
5.5.1.1	Expériences	116
5.5.1.2	Résultats	116
5.5.2	Discussion	116
5.5.3	Patient	118
5.5.3.1	Estimation du mouvement	118
5.5.3.2	Expériences	118
5.5.3.3	Résultats	119
5.5.4	Discussion	119
5.6	Conclusion	122
	Conclusion et Perspectives	123
	Index des auteurs cités	129
	Bibliographie	135
	Bibliographie personnelle	149

5

Reconstruction avec compensation du mouvement

Sommaire

5.1	Etat de l'art	96
5.1.1	Estimation du mouvement à partir des données tomographiques	96
5.1.2	Reconstruction avec compensation du mouvement	97
5.2	Préliminaires	99
5.3	Reconstruction analytique avec compensation du mouvement .	100
5.3.1	Méthode	100
5.3.2	Expériences	101
5.3.3	Résultats	101
5.3.4	Discussion	104
5.3.5	Conclusion	104
5.4	Reconstruction algébrique avec compensation du mouvement .	104
5.4.1	Méthode de projection d'un volume déformable discret	105
5.4.2	Méthode de reconstruction	108
5.4.3	Expériences	110
5.4.4	Résultats	111
5.4.5	Discussion	111
5.4.6	Conclusion	115
5.5	Application aux données réelles	115
5.5.1	Fantôme mécanique	116
5.5.2	Discussion	116
5.5.3	Patient	118
5.5.4	Discussion	119
5.6	Conclusion	122

La reconstruction avec compensation du mouvement part du constat que toutes les projections coniques d'une séquence ont été acquises sur un même patient ou objet. Autrement dit, les atténuations mesurées sur les projections sont dues aux mêmes tissus mais ceux-ci se sont déplacés d'une projection à l'autre. L'idée est donc d'utiliser pendant la reconstruction une modélisation du mouvement pour essayer de le compenser plutôt que d'éliminer une partie des projections. Une image TDM est alors reconstruite pour un instant de référence à partir de toutes les projections.

Tout comme dans le chapitre précédent on pouvait séparer l'obtention du signal respiratoire de la reconstruction, on peut ici séparer l'estimation du mouvement respiratoire de la méthode de reconstruction. Les deux problématiques sont toutes deux complexes, comme en attestent les nombreux travaux de la littérature traitant l'une et/ou l'autre. Nous nous intéressons plus particulièrement à la problématique de la reconstruction quand le mouvement est connu. Les méthodes proposées sont testées sur les données simulées de la plateforme d'évaluation pour lesquelles le mouvement est connu. Des résultats préliminaires sur données réelles sont également donnés à partir d'une première estimation du mouvement respiratoire obtenue sur une image TDM 4D préalablement acquise.

Dans ce chapitre, après un état de l'art, nous proposons deux méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement. La première est basée sur la méthode analytique de [Feldkamp *et al.*, 1984]. Nous utilisons en particulier l'inclusion heuristique d'un mouvement quelconque dans la reconstruction [Ritchie *et al.*, 1996]. La seconde est basée sur la méthode SART de [Andersen et Kak, 1984]. Nous proposons une nouvelle méthode de production du système d'équations, ce qui revient à calculer les projections coniques d'un volume déformable, c'est à dire un volume associé à un modèle de mouvement. Le système d'équations est résolu avec la même méthode que celle utilisée en statique. Les résultats de ces deux méthodes sont comparés à ceux obtenus à partir d'une sélection de projections coniques ainsi qu'à l'image TDM reconstruite quand il n'y a pas de mouvement.

5.1 Etat de l'art

5.1.1 Estimation du mouvement à partir des données tomographiques

L'estimation de mouvement, et plus particulièrement du mouvement respiratoire, est un problème bien connu en imagerie médicale qui doit être résolu à partir des données disponibles. En tomographie, les données dont on dispose systématiquement sont les projections, parallèles ou divergentes suivant la géométrie. Une solution consiste donc à n'estimer le mouvement qu'à partir de ces projections. [Lu et Mackie, 2002 ; Zerfowski, 1998] estiment ainsi les paramètres de déformations simples (paragraphe 5.1.2.1) à partir des bords de formes visibles dans le sinogramme.

Dans le cas de déformations complexes, le nombre de paramètres à estimer est élevé relativement au peu de données dont on dispose et nécessite de passer par des méthodes plus élaborées. [Blondel, 2004 ; Blondel *et al.*, 2004, 2006] reconstruisent le mouvement des artères coronaires à partir de la position de leurs lignes centrales sur les projections coniques. Leur méthode passe dans un premier temps par la reconstruction 3D, géométrique et non tomographique, des lignes de l'arbre coronaire à un instant de référence. A partir de cet instant, une procédure estime le mouvement 4D des artères en utilisant un terme d'attache aux données lié à la projection de l'arbre après déformation, et en contraignant la régularité du mouvement, à la fois spatialement et temporellement.

Cette approche permet d'obtenir le mouvement des artères sans avoir besoin de données extérieures, ce qui la rend particulièrement attractive. Elle est cependant difficilement applicable à notre situation puisque les projections coniques de thorax ne présentent pas d'éléments équivalents aux artères, c'est à dire que l'on pourrait segmenter sous différentes incidences pour reconstruire géométriquement leur forme 3D. Il faut donc passer par une

reconstruction tomographique pour avoir une information 3D. Une solution consiste à utiliser une ou plusieurs reconstructions à partir d'une sélection de projections (chapitre 4) mais l'estimation sera limitée par la qualité des images. Sinon, il semble nécessaire d'introduire d'autres données pour estimer le mouvement.

[Zeng et Fessler, 2005 ; Zeng *et al.*, 2007] s'appuient sur une image TDM 3D préalablement acquise en respiration bloquée sur un scanner conventionnel. Le mouvement est alors estimé en déformant cette image de référence sur les projections coniques. Le terme d'attache aux données est la différence entre les projections coniques mesurées et les projections coniques calculées à partir de l'image de référence et de la déformation estimée. Le mouvement est de plus contraint pour être régulier spatialement et pseudopériodique temporellement.

Quitte à utiliser une image externe, d'autres auteurs prennent plusieurs images desquelles une initialisation du mouvement peut être extraite. [Schweikard *et al.*, 2005] utilisent deux images TDM du patient correspondant aux extrema de la respiration pour construire un modèle de mouvement avant le traitement. Ce modèle est alors recalé sur des projections coniques acquises pour estimer en temps réel le mouvement de la tumeur et adapter le traitement. De la même manière, [Reyes *et al.*, 2007] construisent un modèle de mouvement à partir d'images IRM d'un autre patient aux extrema de la respiration pour compenser le mouvement dans leur reconstruction TEP. Dans les deux cas, il est nécessaire d'estimer préalablement le mouvement respiratoire par un recalage entre les deux images 3D, ce qui correspond à une estimation telle que celle utilisée dans le paragraphe 3.2.1.3.1. Un état de l'art des nombreuses méthodes répondant à ce problème est disponible dans [Sarrut *et al.*, 2006 ; Sarrut, 2006] et [Sluimer *et al.*, 2006]. Plusieurs thèses de doctorat récemment soutenues ont abordé ce problème [Boldea, 2006 ; Delhay, 2006], ce qui démontre que cette thématique de recherche est encore ouverte.

5.1.2 Reconstruction avec compensation du mouvement

Les méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement peuvent être séparées suivant la nature du mouvement qu'elles compensent. Nous distinguons deux catégories : les méthodes qui compensent un mouvement limité à une déformation simple (rigide, affine, etc...) et les méthodes qui compensent une déformation réaliste quelconque.

5.1.2.1 Déformations simples

La limitation des mouvements à des déformations simples permet aux méthodes entrant dans cette catégorie de compenser le mouvement directement dans l'espace des projections. Elles s'appuient sur les propriétés de la transformée de Radon pour ces déformations [Milanfar, 1999]. La compensation peut alors être effectuée en calculant effectivement un nouveau sinogramme correspondant au cas statique [Lu et Mackie, 2002 ; Zerfowski, 1998], ou de nouvelles données *list mode* en TEP [Livieratos *et al.*, 2005 ; Lamare *et al.*, 2007], ce qui permet d'utiliser directement une méthode de reconstruction statique. En tomographie héliçoïdale, le calcul des nouvelles valeurs de la transformée de Radon peut être intégré dans leur étape d'interpolation [Wang et Vannier, 1995].

Sinon, on peut aussi modifier directement la méthode de reconstruction. Dans le cas itératif, cela consiste simplement à modifier les matrices de projections en utilisant une position virtuelle de la source et/ou du détecteur [Fulton *et al.*, 1994 ; Hutton *et al.*, 2002 ; Feng *et al.*, 2006]. Dans le cas analytique, il faut modifier la formule théorique d'inversion pour que la reconstruction reste exacte [Roux *et al.*, 2004 ; Roux, 2004 ; Desbat *et al.*, 2007] même si des approximations sont généralement faites en pratique sur la condition de

suffisance des données [Li *et al.*, 1995] ou le passage à une géométrie divergente [Crawford *et al.*, 1996].

La caractérisation la plus large des déformations répondant aux critères de ces compensations sont les déformations qui conservent la géométrie d'acquisition, c'est à dire qui transforment un ensemble de lignes d'acquisition parallèles en un autre ensemble de lignes parallèles ou un faisceau divergent en un autre faisceau divergent [Desbat *et al.*, 2007]. Cette catégorie inclut entre autres les déformations rigides [Fulton *et al.*, 1994 ; Li *et al.*, 1995 ; Wang et Vannier, 1995 ; Hutton *et al.*, 2002 ; Feng *et al.*, 2006] et affines [Crawford *et al.*, 1996 ; Zerfowski, 1998 ; Lu et Mackie, 2002 ; Roux *et al.*, 2004 ; Roux, 2004 ; Lamare *et al.*, 2007].

La variété des géométries et modalités concernées attestent du fait que l'intérêt de la compensation de mouvement va au-delà de notre seule modalité et qu'elle peut être appliquée à d'autres : TDM 2D [Crawford *et al.*, 1996 ; Zerfowski, 1998 ; Lu et Mackie, 2002 ; Roux *et al.*, 2004] et 3D [Roux, 2004], tomographie d'émission monophotonique 2D [Li *et al.*, 1995] et 3D [Fulton *et al.*, 1994 ; Hutton *et al.*, 2002 ; Feng *et al.*, 2006] et TEP [Livieratos *et al.*, 2005 ; Lamare *et al.*, 2007].

5.1.2.2 Déformations réalistes quelconques

Le mouvement respiratoire ne rentre pas dans la classe des déformations précédentes. Dès lors, deux solutions sont possibles : approximer le mouvement respiratoire par un mouvement pouvant être compensé dans l'espace des projections ou modifier la méthode de reconstruction pour pouvoir tenir compte de n'importe quel mouvement réaliste. En tomodensitométrie, la première solution a été abordée par [Crawford *et al.*, 1996] avec une géométrie 2D et un mouvement affine 2D, mais ils ne tiennent pas compte du mouvement cranio-caudal qui est pourtant une des directions principales du mouvement. Une approximation du mouvement par les déformations compensées exactement par [Desbat *et al.*, 2007] serait également possible, mais elle semble limitée tant, intuitivement, on voit mal quelle déformation de ce type s'approche d'un mouvement à la fois cranio-caudal pour les poumons et axial pour la cage thoracique.

La seconde solution semble donc plus prometteuse jusqu'à preuve du contraire. Les méthodes de reconstruction analytique qui ont été proposées pour compenser une déformation réaliste quelconque sont heuristiques. Elles se basent sur des méthodes globales et supposent qu'elles sont applicables localement. [Ritchie *et al.*, 1996] ont ainsi étendu leur méthode de compensation globale [Crawford *et al.*, 1996] au cas local, de même que [Roux, 2004]. Ces approximations reviennent en général à modifier l'algorithme statique en déformant chaque rétroprojection de manière à compenser le mouvement. Plusieurs travaux ont repris cette idée à partir d'algorithmes statiques [Grangeat *et al.*, 2002 ; Koenig *et al.*, 2002 ; Li *et al.*, 2006a ; Schäfer *et al.*, 2006] et notre méthode analytique s'inscrit dans cette démarche. Nous verrons cependant que l'heuristique introduite n'est pas sans conséquence.

D'autres auteurs incluent une déformation quelconque dans une méthode de reconstruction itérative. Nous avons vu qu'une méthode itérative résout un système d'équations construit à partir de l'intersection du faisceau de rayons X avec une image 3D discrète, composée d'échantillons associés à des fonctions de base, généralement l'indicatrice des voxels (paragraphe 2.2). Dans le cas dynamique, il faudrait logiquement à la fois déplacer les échantillons et déformer les fonctions de base par rapport au mouvement pour que la reconstruction soit exacte. Cependant, cette déformation est coûteuse à réaliser exactement et, en pratique, une approximation est généralement effectuée, en ne gardant par exemple que la translation de l'indicatrice sans la déformer [Blondel, 2004] ou en supposant qu'une fonction sphérique se transforme en une ellipsoïde [Reyes *et al.*, 2007].

Ce chapitre s'inscrit dans le cadre de la compensation de déformations réalistes quel-

conques. Deux approches sont envisagées : l'une analytique, basée sur la méthode de Feldkamp, et l'autre discrète, basée sur la méthode SART.

5.2 Préliminaires

Le mouvement 4D pendant l'acquisition des projections est modélisé par la fonction $\Phi : \mathbb{R}^3 \times \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}^3$, qui donne la correspondance entre la position d'un point physique (ou d'une particule [Grangeat *et al.*, 2002]) à un instant de référence $t = 0$, et sa position à un instant quelconque t . Le mouvement 3D entre l'instant de référence et un instant donné t est noté $\Phi(\mathbf{x}, t) = \Phi_t(\mathbf{x})$. Φ_t est supposé être un difféomorphisme pour tout t , ce qui implique que son inverse Φ_t^{-1} existe. Cette condition est réaliste physiquement puisque la bijectivité signifie qu'un point a un et un seul correspondant entre deux instants et la dérivabilité de Φ_t implique que la déformation est régulière (pas de déchirure par exemple).

Du fait de la déformation, l'image TDM que l'on veut reconstruire (paragraphe 2) est une fonction $f : \mathbb{R}^3 \times \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}$ qui dépend également du temps. Notre but dans ce chapitre est de reconstruire l'image TDM à l'instant de référence $f(\mathbf{x}, 0)$ en incluant Φ dans les méthodes de reconstruction. On se base toujours sur l'équation 2.2 de Beer-Lambert qui relie une mesure I effectuée par le détecteur à la fonction des coefficients d'atténuation f . Elle devient en intégrant la dimension temporelle :

$$-\ln \frac{I(\mathbf{y}, t)}{I_0} = \int_{L_{\mathbf{y}}} f(\mathbf{x}, t) d\mathbf{x} \quad (5.1)$$

Généralement [Blondel, 2004 ; Desbat *et al.*, 2007], la fonction d'atténuation linéaire à l'instant de référence $f(\mathbf{x}, 0)$ est reliée à la fonction d'atténuation linéaire $f(\mathbf{x}, t)$ à un instant quelconque t par la relation $f(\mathbf{x}, 0) = f(\Phi_t(\mathbf{x}), t)$. Mais cette relation ne tient pas compte du fait que l'atténuation linéaire varie quand les tissus se dilatent ou se contractent, ou, dans le cas du poumon, s'emplissent ou se vident d'air [Simon, 2005 ; Sarrut *et al.*, 2006].

L'atténuation linéaire d'un faisceau est due à différents phénomènes, dont l'absorption photoélectrique, la diffusion élastique et de Compton, et la production de paires. En première approximation, on peut supposer que ce coefficient d'atténuation linéaire est proportionnel à la densité massique [Mull, 1984].

Pour illustrer la variation d'atténuation linéaire d'un point avec la déformation, prenons par exemple un tissu occupant un volume V_t , dépendant du temps, et d'atténuation linéaire homogène $\mu(t)$ à chaque instant t , telle que $f(\mathbf{x}, t) = \mu(t) \forall \mathbf{x} \in V_t$. Si l'atténuation linéaire est proportionnelle à la densité massique, en utilisant l'hypothèse de conservation de la masse, on obtient entre deux instants $t = 1$ et $t = 2$ la relation :

$$V_1 \cdot \mu(t_1) = V_2 \cdot \mu(t_2) \Leftrightarrow f(\mathbf{x}, t_1) = \frac{V_2}{V_1} f(\mathbf{x}, t_2) \quad (5.2)$$

Il faut donc tenir compte de la variation de volume pour pouvoir relier les atténuations linéaires à deux instants différents. Dans le cas d'une déformation complexe quelconque Φ_t de l'instant de référence $t = 0$ vers un instant t , la variation locale d'un élément de volume dV_t nous est donnée en première approximation par la relation [Rey *et al.*, 2002] :

$$dV_t \simeq \text{Jac}(\Phi_t) \cdot dV_0 \quad (5.3)$$

où $\text{Jac}(\Phi_t) = |\nabla \Phi_t|$ est le déterminant de la matrice jacobienne de la déformation, appelé *jacobien*, dont une valeur inférieure à 1 implique une contraction locale, une valeur supérieure à 1 une dilatation locale et une valeur égale à 1 un volume local constant. Finalement, on obtient en combinant les équations 5.2 et 5.3 la relation suivante entre les atténuations linéaires à l'instant de référence $t = 0$ et à un instant quelconque t :

$$\boxed{f(\mathbf{x}, 0) \simeq \text{Jac}(\Phi_t(\mathbf{x})) \cdot f(\Phi_t(\mathbf{x}), t)} \quad (5.4)$$

Cette équation suppose que la masse n'a pas changé dans le temps. On néglige donc l'évolution anatomique du patient autre que la déformation, la masse de l'air inspiré et la variation du volume sanguin.

5.3 Reconstruction analytique avec compensation du mouvement

5.3.1 Méthode

Nous avons vu dans l'état de l'art (paragraphe 5.1.2) qu'il n'existe pas de méthode analytique de compensation d'un mouvement 4D basée sur une formule d'inversion exacte. Les méthodes existantes s'appuient donc sur des heuristiques. Plutôt que de généraliser une méthode de compensation exacte globale à une déformation locale [Ritchie *et al.*, 1996 ; Roux, 2004], nous utilisons l'approche de [Li *et al.*, 2006a] consistant à partir de la formule d'inversion pour un objet statique et à y inclure le mouvement.

Rappelons tout d'abord la formule d'inversion de Feldkamp (équation 2.15) dans le cas statique où f ne dépend pas du temps :

$$f(\mathbf{x}) = \int_0^{2\pi} \left(\frac{R}{U(\beta, \mathbf{x})} \right)^2 \tilde{P}'_\beta(a'(\beta, \mathbf{x}), b'(\beta, \mathbf{x})) d\beta \quad (5.5)$$

Notre raisonnement se base sur l'heuristique suivante : la « reconstruction » à partir d'une seule projection conique, i.e. la rétroprojection d'une et une seule projection conique filtrée de la méthode de Feldkamp, est (ou peut être vue comme) une image TDM du patient. En s'appuyant sur cette heuristique, l'image TDM de f à l'instant d'acquisition t_β de la projection P_β est donnée à partir de l'équation 2.15 par :

$$f(\mathbf{x}, t_\beta) = 2\pi \left(\frac{R}{U(\beta, \mathbf{x})} \right)^2 \tilde{P}'_\beta(a'(\beta, \mathbf{x}), b'(\beta, \mathbf{x})) \quad (5.6)$$

Le but est d'utiliser toutes les projections coniques, acquises à différents instants. Dans le cas général, le patient occupe une position différente à l'instant d'acquisition de chaque projection. En supposant que l'on dispose de l'image TDM $f(\mathbf{x}, t_\beta)$ à chaque instant t_β d'acquisition, on peut alors les déformer en utilisant l'équation 5.4 puis les moyenner, ce qui s'écrit :

$$f(\mathbf{x}, 0) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \text{Jac}(\Phi_{t_\beta}(\mathbf{x})) \cdot f(\Phi_{t_\beta}(\mathbf{x}), t_\beta) d\beta \quad (5.7)$$

En combinant les équations 5.6 et 5.7, on obtient alors :

$$\boxed{f(\mathbf{x}, t_\beta) = \int_0^{2\pi} \text{Jac}(\Phi_{t_\beta}(\mathbf{x})) \left(\frac{R}{U(\beta, \Phi_{t_\beta}(\mathbf{x}))} \right)^2 \tilde{P}'_\beta(a'(\beta, \Phi_{t_\beta}(\mathbf{x})), b'(\beta, \Phi_{t_\beta}(\mathbf{x}))) d\beta} \quad (5.8)$$

L'algorithme de rétroprojection filtrée avec compensation du mouvement consiste alors, pour chaque projection P_β acquise à l'instant t , à :

1. pondérer la projection P_β comme en statique (équation 2.16) ;
2. filtrer la projection pondérée P'_β comme en statique (équation 2.10) ;
3. rétroprojeter la projection filtrée comme en statique (équation 2.15) dans une image temporaire ;

4. déformer cette image temporaire d'après l'équation 5.4 en utilisant la déformation Φ_{t_β} et la sommer dans l'image résultat.

Les trois premières étapes correspondent à l'application de la formule d'inversion statique pour la reconstruction de l'image TDM du patient dans sa position à l'instant t et la dernière à la compensation de la déformation.

L'implémentation décrite dans le paragraphe 2.1.3 est donc conservée. Cependant, les étapes 3 et 4 sont combinées pour éviter le stockage d'une image temporaire et une interpolation supplémentaire. Cela revient à rétroprojeter en utilisant le rayon X qui passe par $\Phi_t(\mathbf{x})$ et non par \mathbf{x} dans le cas statique, c'est à dire à rétroprojeter le long des lignes courbes obtenues à partir des lignes droites d'acquisition déformées vers l'instant de référence pour compenser le mouvement respiratoire. L'approche arrière décrite dans le paragraphe 2.1.3.3 est conservée en incluant le déplacement Φ_t des voxels avant projection.

L'heuristique peut paraître particulièrement fautive. Remarquons cependant que, dans le cas d'un mouvement périodique, si le mouvement est discrétisé en un nombre fini de positions, l'algorithme revient à reconstruire plusieurs images TDM à partir d'un tri des projections coniques en ensembles correspondant à chaque position (chapitre 4), puis à moyenner les différentes images TDM obtenues en tenant compte de la déformation. On peut aussi vérifier qu'en cas de déformation nulle ($\Phi_t(\mathbf{x}) = \mathbf{x}$), on retrouve la formule d'inversion de Feldkamp.

5.3.2 Expériences

Les séquences de projections issues des fantômes numériques et des deux signaux respiratoires, régulier et irrégulier, de la plateforme d'évaluation (chapitre 3) sont utilisés pour tester la méthode de reconstruction analytique avec compensation du mouvement. Le modèle de mouvement Φ est connu pour le fantôme réaliste discret (paragraphe 3.2.1) et a été extrait pour le fantôme analytique à partir des images TDM simulées correspondant aux extremas du cycle respiratoire (paragraphe 3.2.2). En pratique, nous n'avons pas tenu compte au moment de la simulation des projections coniques de la variation de densité due aux changements locaux de volumes. Le jacobien de la déformation est donc fixé à $\text{Jac}(\Phi_t) = 1$ pour l'ensemble des reconstructions.

L'instant de référence choisi est la fin d'inspiration. Dans un premier temps, une image TDM de référence est reconstruite à partir des 640 projections coniques simulées quand le fantôme est statique à la position de référence. Notre but est en effet de reconstruire une image TDM équivalente à l'image TDM reconstruite à partir de projections d'un objet statique. Dans un second temps, trois images TDM sont reconstruites à partir des 640 projections coniques simulées quand le fantôme est mobile. La première image est reconstruite sans prise en compte du mouvement respiratoire à partir de toutes les projections coniques ; la seconde est reconstruite à partir d'une sélection de projections coniques (chapitre 4), en utilisant une projection conique par cycle respiratoire à partir de la phase du signal respiratoire, soit la fonction de sélection $\text{rect}(s_{resp}^p(t), 1, 0.1)$; la troisième est reconstruite en utilisant l'algorithme de reconstruction avec compensation du mouvement respiratoire à partir de toutes les projections coniques.

5.3.3 Résultats

Les coupes à l'isocentre des différentes images TDM reconstruites du fantôme analytique, respectivement du fantôme réaliste discret, sont données figure 5.1, respectivement figure 5.3. L'évaluation quantitative de ces images est représentée sous forme d'histogrammes figure 5.2, respectivement figure 5.4.

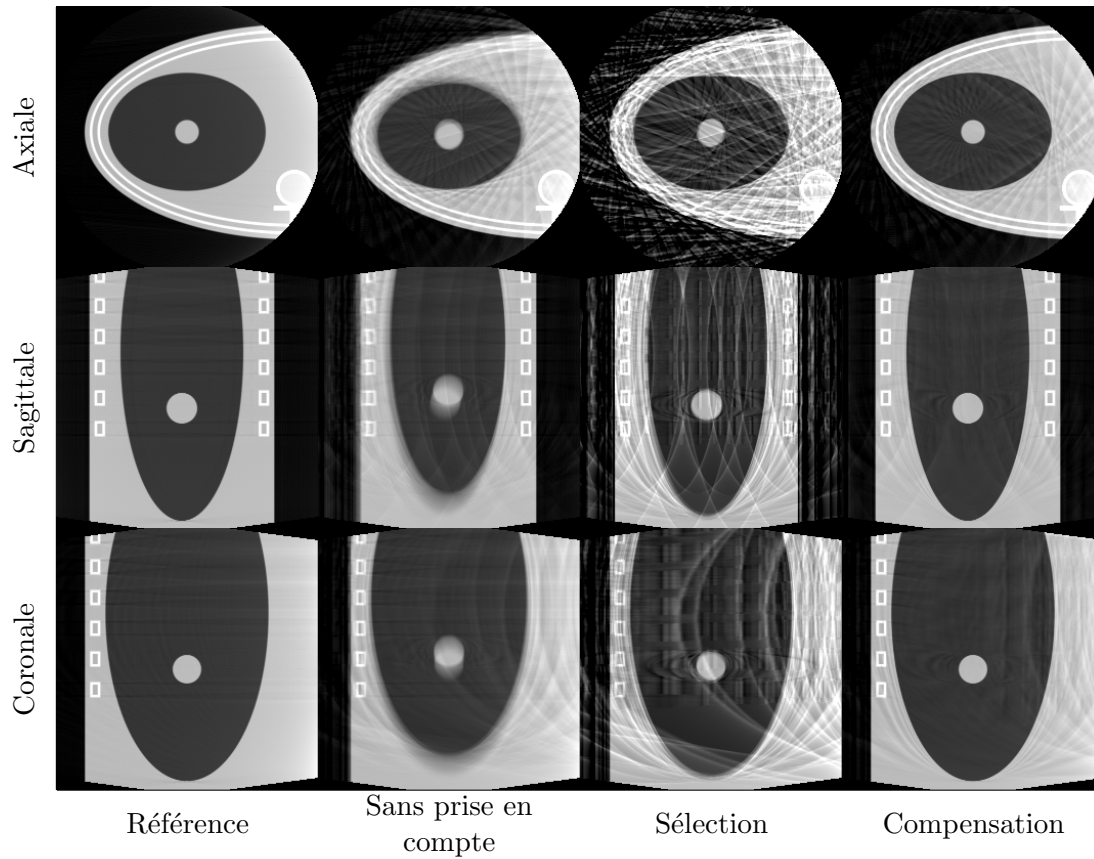


FIG. 5.1 – Coupes à l’isocentre des images TDM reconstruites par méthodes analytiques à partir des projections simulées sur le fantôme analytique animé d’un mouvement irrégulier.

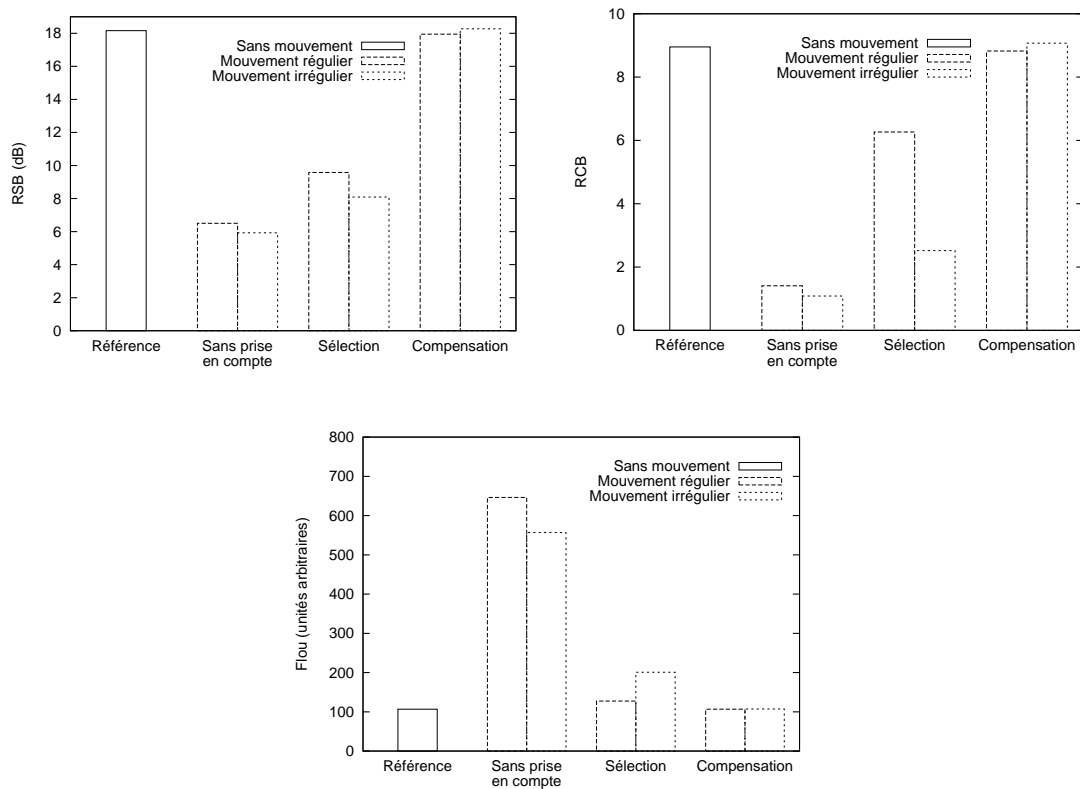


FIG. 5.2 – Métriques correspondantes des images TDM de la figure 5.1.

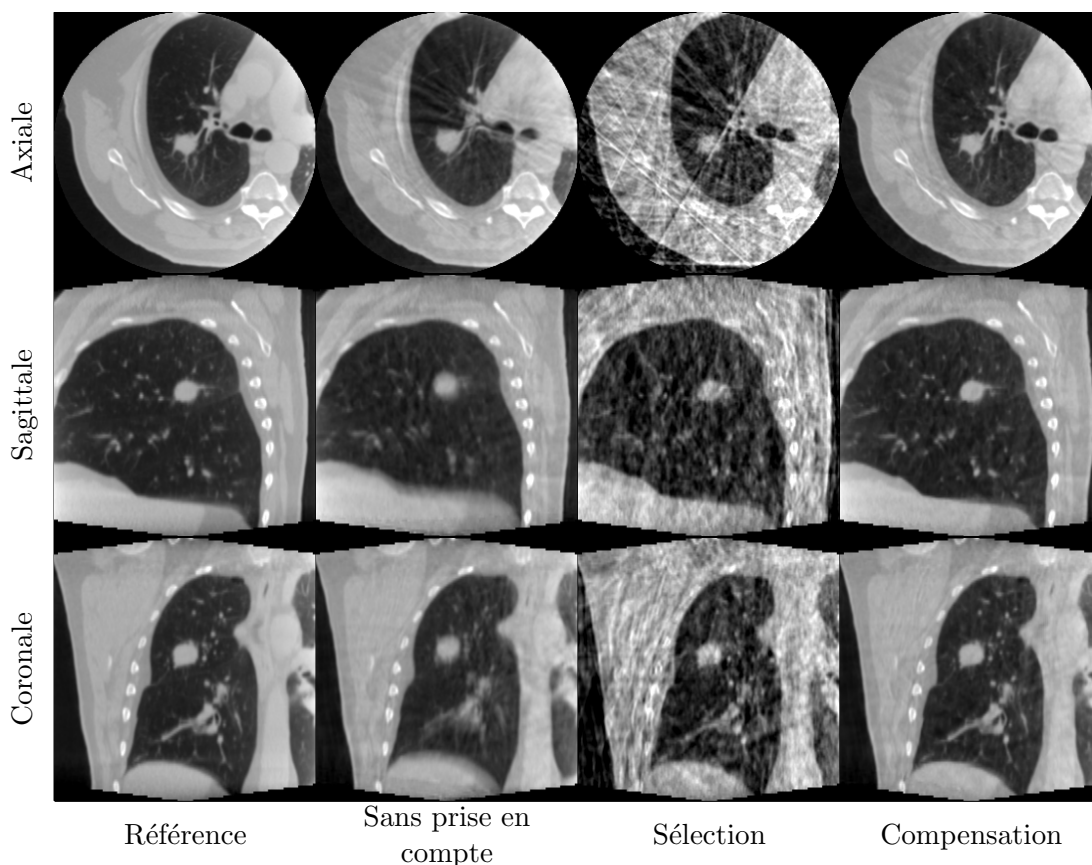


FIG. 5.3 – Coupes à l'isocentre des images TDM reconstruites par méthodes analytiques à partir des projections simulées sur le fantôme réaliste discret animé d'un mouvement régulier.

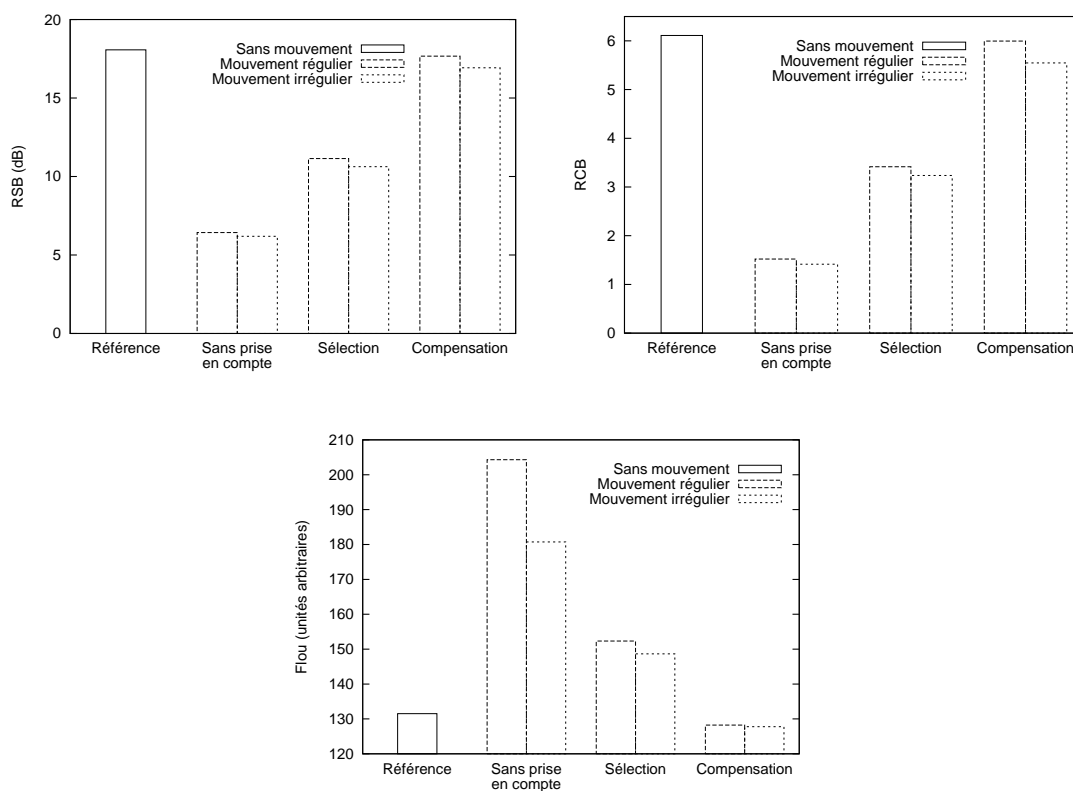


FIG. 5.4 – Métriques correspondantes des images TDM de la figure 5.3.

5.3.4 Discussion

La reconstruction analytique avec compensation du mouvement permet d'obtenir des images TDM de qualité proche de l'image TDM obtenue dans le cas statique (référence), sans modification du protocole d'acquisition. Quantitativement, l'amélioration par rapport à la reconstruction à partir d'une sélection de projections est sensible (figures 5.2 et 5.4). Les trois métriques sont équivalentes aux résultats quantitatifs obtenus dans le cas où le fantôme était statique. Ces observations se retrouvent visuellement sur les images (figures 5.1 et 5.3). D'une part, le flou est aussi bien éliminé qu'avec la reconstruction à partir d'une sélection de projections. D'autre part, le bruit qui avait été introduit par le manque de données dans le cas d'une sélection est fortement réduit.

Cependant, certains artefacts subsistent. En effet, si l'on ne compare visuellement que les images reconstruites sans et avec compensation du mouvement, le flou est certes éliminé, mais les traits et bandes sont toujours présents et avec une importance apparente équivalente. Ils correspondent en fait aux traits et bandes observés de manière plus marqués dans les images reconstruites à partir d'une sélection de projections. Ces artefacts sont plus marqués sur le fantôme analytique que sur le fantôme réaliste discret car les projections sont plus contrastées sur le premier, pour lequel la simulation des projections est basée sur une formule analytique, que sur le second, pour lequel la projection est basée sur la projection d'une image discrète et comporte donc plusieurs interpolations.

Leur présence peut s'expliquer en revenant à l'heuristique, à savoir que *la reconstruction à partir d'une seule projection conique est une image du patient*. Elle n'est évidemment pas vraie pour une seule projection. Par contre, pour un sous-ensemble de projections correspondant à un même instant, i.e. la reconstruction à partir d'une sélection, l'hypothèse est approximativement vraie, sauf que les artefacts introduits par le manque de données sont différents pour les différentes images reconstruites au long du cycle respiratoire. Avec un objet statique, ces artefacts se compensent car la correspondance dans l'espace de Fourier est exacte (figure 2.1). Avec un objet en mouvement, l'application du théorème coupe projection (figure 2.5) nous donne des valeurs de la transformée de Fourier du patient dans différentes position. L'utilisation de ces valeurs sans prise en compte du mouvement est donc fautive car elles ne correspondent pas aux mêmes objets. Le déplacement de ces valeurs impliqué par la déformation ne comble pas correctement les valeurs manquantes.

Ces remarques peuvent nous conduire à supposer que la méthode se comporterait probablement encore plus mal si l'on ne disposait pas de plusieurs cycles d'un mouvement périodique puisque l'heuristique serait encore plus fautive. D'autre part, des déformations moins locales pourraient également accentuer les artefacts, les projections mesurées étant encore plus éloignées que celles du patient à la position de référence.

5.3.5 Conclusion

Nous avons appliqué une méthode de reconstruction analytique avec compensation du mouvement basée sur une heuristique. Cette méthode permet d'éliminer complètement le flou causé par le mouvement respiratoire. Cependant, les artefacts de traits et bandes sont toujours présents car l'heuristique est en général fautive. Comme il n'existe pas de solution analytique exacte qui permette de compenser un mouvement quelconque, nous avons été amenés à nous tourner vers une solution algébrique.

5.4 Reconstruction algébrique avec compensation du mouvement

Les méthodes algébriques consistent à poser le problème sous forme d'un système d'équations linéaires que l'on peut ensuite résoudre avec une méthode de résolution adaptée

à la taille et la nature éparsée du système. Dans cette partie, nous présentons d'abord la construction du système d'équations linéaires intégrant le mouvement respiratoire puis proposons sa résolution en se basant sur la méthode SART (paragraphe 2.2.1).

5.4.1 Méthode de projection d'un volume déformable discret

On appelle projection d'un volume déformable le calcul de la projection conique d'un volume après sa déformation. Ce problème peut donc être résumé à la composition de deux transformations (figure 5.5). La première est la déformation Φ_t qui décrit le mouvement respiratoire (équation 5.4). La seconde est l'atténuation des rayons X au long de leur parcours de la ligne $L_{\mathbf{y}}$ (équation 5.1). La problématique est étudiée dans un premier temps dans le cas continu puis en intégrant la nature discrète de l'image TDM à reconstruire. Nous proposons ensuite deux algorithmes pratiques de calcul des projections coniques.

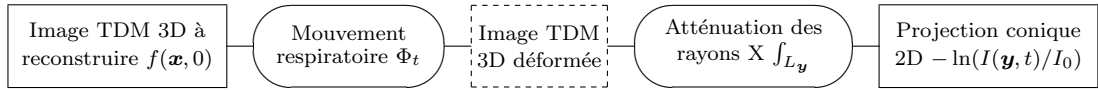


FIG. 5.5 – Représentation schématique des deux transformées en jeux permettant de relier la fonction à reconstruire aux mesures effectuées.

5.4.1.1 Cas continu

L'équation 5.1 relie une mesure effectuée par le détecteur à un instant t à la fonction des coefficients d'atténuation correspondante $f(\mathbf{x}, t)$, alors qu'il nous faut la relier à la fonction des coefficients d'atténuation à l'instant de référence $f(\mathbf{x}, 0)$. Dans ce but, [Blondel, 2004 ; Roux, 2004] proposent d'inclure la déformation Φ_t par le théorème du changement de variable, en posant $\mathbf{z} = \Phi_t(\mathbf{x})$:

$$-\ln \frac{I(\mathbf{y}, t)}{I_0} = \int_{L_{\mathbf{y}}} f(\mathbf{z}, t) d\mathbf{z} = \int_{\Phi_t^{-1}(L_{\mathbf{y}})} f(\Phi_t(\mathbf{x}), t) \cdot \text{Jac}(\Phi_t(\mathbf{x})) d\mathbf{x} \quad (5.9)$$

où $\Phi_t^{-1}(L_{\mathbf{y}})$ est la courbe de classe \mathcal{C}^1 obtenue après déformation de $L_{\mathbf{y}}$ par Φ_t^{-1} . En combinant les équations 5.4 et 5.9, on obtient alors :

$$\boxed{-\ln \frac{I(\mathbf{y}, t)}{I_0} = \int_{\Phi_t^{-1}(L_{\mathbf{y}})} f(\mathbf{x}, 0) d\mathbf{x}} \quad (5.10)$$

Une autre solution consiste à changer de variable dans l'équation 5.4 en posant $\mathbf{x} = \Phi_t^{-1}(\mathbf{z})$, ce qui donne :

$$f(\mathbf{x}, t) \simeq \text{Jac}(\Phi_t^{-1}(\mathbf{x})) f(\Phi_t^{-1}(\mathbf{x}), 0) \quad (5.11)$$

En combinant les équations 5.1 et 5.11, on obtient alors :

$$\boxed{-\ln \frac{I(\mathbf{y}, t)}{I_0} = \int_{L_{\mathbf{y}}} \text{Jac}(\Phi_t^{-1}(\mathbf{z})) f(\Phi_t^{-1}(\mathbf{z}), 0) d\mathbf{z}} \quad (5.12)$$

Dans le cas continu, les mesures du tomographe peuvent donc être reliées à l'image TDM à l'instant d'acquisition de deux manières : soit en calculant l'intégrale le long de la ligne courbe $\Phi_t^{-1}(L_{\mathbf{y}})$ qui parcourt la fonction d'atténuation à l'instant de référence $f(\mathbf{x}, 0)$ (équation 5.10), soit en calculant l'intégrale le long de la ligne droite $L_{\mathbf{y}}$ qui parcourt la fonction d'atténuation à l'instant de référence déformée vers l'instant d'acquisition $f(\Phi_t^{-1}(\mathbf{z}), 0)$ (équation 5.12).

5.4.1.2 Cas discret

L'application de méthodes d'inversion algébriques nécessite d'intégrer la nature discrète des données. Supposons, comme dans le paragraphe 2.2.1, que la fonction d'atténuation à l'instant de référence $f(\mathbf{x}, 0)$ est représentée comme la somme d'indicatrices de voxels $h_j(\mathbf{x})$ (équation 2.20) :

$$f(\mathbf{x}, 0) = \sum_{j=1}^N \mathbf{f}_j h_j(\mathbf{x}) \quad (5.13)$$

L'inclusion de cette représentation dans l'équation 5.10 donne :

$$\begin{aligned} \mathbf{B}_i &= \int_{\Phi_t^{-1}(L_i)} \sum_{j=1}^N \mathbf{f}_j h_j(\mathbf{x}) d\mathbf{x} \\ &= \sum_{j=1}^N \mathbf{f}_j \int_{\Phi_t^{-1}(L_i)} h_j(\mathbf{x}) d\mathbf{x} \end{aligned}$$

où \mathbf{B} est le vecteur des mesures, obtenu après avoir pris le logarithme du quotient des intensités mesurées sur l'intensité initiale, et $\int_{\Phi_t^{-1}(L_i)} h_j(\mathbf{x}) d\mathbf{x}$ est la longueur de l'intersection de la ligne courbe correspondant à la ligne droite d'acquisition déformée vers l'instant de référence par Φ_t^{-1} (figure 5.6a).

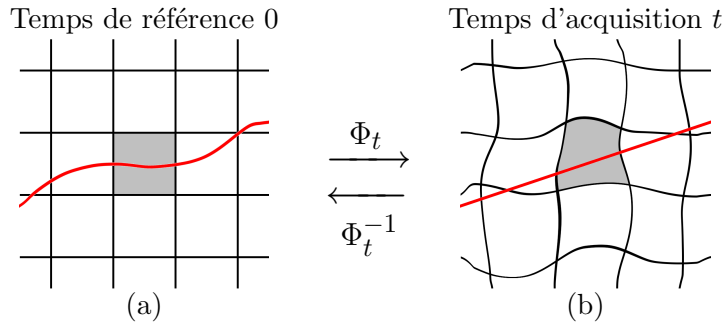


FIG. 5.6 – Illustration 2D du calcul des poids pour la construction du système d'équations linéaires, qui implique le calcul de (a) l'intersection entre une grille de fonctions indicatrices régulières $h_j(\mathbf{x})$ et le rayon déformé $\Phi_t^{-1}(L_i)$ ou (b) l'intersection entre une grille de fonctions indicatrices déformées $h_j(\Phi_t^{-1}(z))$ et un rayon droit L_i (au jacobien près).

On peut aussi inclure la représentation discrète de $f(\mathbf{x}, 0)$ dans l'équation 5.12, ce qui donne :

$$\begin{aligned} \mathbf{B}_i &= \int_{L_i} \text{Jac}(\Phi_t^{-1}(z)) \sum_{j=1}^N \mathbf{f}_j h_j(\Phi_t^{-1}(z)) dz \\ &= \sum_{j=1}^N \mathbf{f}_j \int_{L_i} \text{Jac}(\Phi_t^{-1}(z)) h_j(\Phi_t^{-1}(z)) dz \end{aligned}$$

où, si $\text{Jac}(\Phi_t^{-1}) = 1$, $\int_{L_i} h_j(\Phi_t^{-1}(z)) dz$ est l'intersection entre la ligne droite d'acquisition et l'indicatrice de voxel déformée $h_j(\Phi_t^{-1}(z))$ (figure 5.6b).

Comme en statique (équation 2.22), il est donc possible d'écrire la projection d'un volume déformable sous forme d'un système d'équations linéaires

$$\boxed{\mathbf{A}\mathbf{f} = \mathbf{B}} \quad (5.14)$$

où \mathbf{f} sont les valeurs discrètes de l'image TDM à l'instant de référence $f(\mathbf{x}, 0)$ et en posant :

$$\mathbf{A}_{i,j} = \int_{\Phi_t^{-1}(L_i)} h_j(\mathbf{x}) d\mathbf{x} = \int_{L_i} \text{Jac}(\Phi_t^{-1}(\mathbf{z})) h_j(\Phi_t^{-1}(\mathbf{z}))$$

Dans le cas général d'un difféomorphisme Φ_t quelconque, le calcul des poids $\mathbf{A}_{i,j}$ ne se résume donc pas à une intersection géométrique simple telle que dans le cas statique. Pour simplifier le problème, nous revenons aux principes de calcul de la déformation numérique d'une image source vers une image cible, qui peut se faire de deux manières [Wolberg, 1990], comme nous l'avons déjà introduit pour le calcul d'une projection conique d'un volume statique (paragraphe 2.2.2.1) : l'approche *avant* consiste à parcourir les pixels de l'image source et à en déduire la contribution de chacun aux différents pixels de l'image cible ; l'approche *arrière* consiste à parcourir les pixels de l'image cible et à en déduire la valeur de chacun en fonction des pixels de l'image source.

Quand la composition de deux transformations est en jeu, l'une des deux approches peut être choisie pour chacune des deux transformations. Cependant, si l'on veut éviter de calculer explicitement le volume intermédiaire déformé, il faut choisir la même approche pour les deux transformations. Nous explorons d'abord l'approche arrière puis proposons une nouvelle approche avant basée sur les propriétés de la décomposition *shearwarp* (paragraphe 2.2.2.1).

5.4.1.2.1 Approche arrière Le processus de calcul d'une projection conique d'un volume déformable par une approche arrière se base sur un lancer de rayon (paragraphe 2.2.2.1) au long de chaque ligne L_i d'acquisition (équation 5.12). Les valeurs d'atténuation au long des rayons ne sont pas connues puisque les rayons traversent $f(\mathbf{x}, t)$ et non $f(\mathbf{x}, 0)$. Pour chaque position \mathbf{x} d'échantillon au long du rayon, on utilise le vecteur de déplacement $\Phi_t^{-1}(\mathbf{x})$ pour déduire la valeur spatiale correspondante à l'instant 0 de référence. La valeur d'atténuation est alors déduite par interpolation à partir des valeurs de \mathbf{f} . Le processus est résumé sur la figure 5.7.

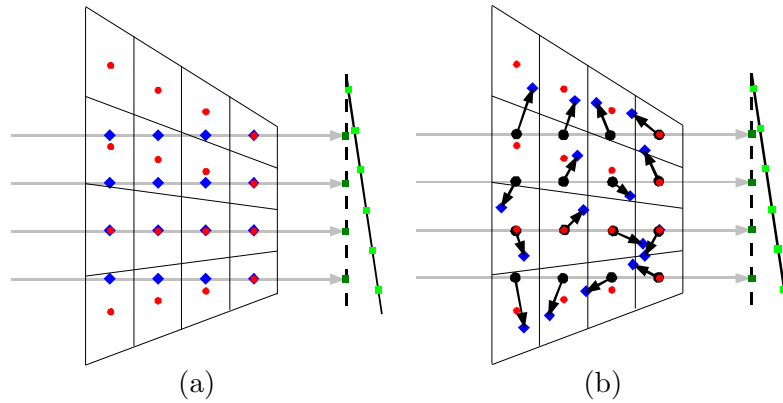


FIG. 5.7 – Illustration 2D du lancer de rayon par la méthode *shearwarp* (a) sans déformation et (b) avec déformation.

Dans notre implémentation, $\Phi_t^{-1}(\mathbf{x})$ est représenté numériquement par un champ de vecteurs. Le vecteur de déplacement de chaque échantillon utilisé au long des rayons est choisi au plus proche voisin. A partir de ce déplacement, l'atténuation est calculée à partir de \mathbf{f} par interpolation trilineaire.

Cette méthode nécessite de connaître $\Phi_t^{-1}(\mathbf{x})$ et, s'il est pris en compte, son jacobien. Dans certains cas, le mouvement respiratoire est connu par $\Phi_t(\mathbf{x})$. Il est possible d'inverser $\Phi_t(\mathbf{x})$ mais cela peut être coûteux en temps de calcul. Nous proposons donc également une méthode de projection avant.

5.4.1.2.2 Approche avant Le processus de calcul d'une projection conique d'un volume déformable par une approche avant revient à déplacer et déformer chaque indicatrice de voxel $h_j(\mathbf{x})$ en fonction de Φ_t puis à calculer son intersection avec chaque droite d'acquisition L_i (équation 5.12). En pratique, cette déformation est coûteuse en temps de calcul et une approximation doit être faite. [Blondel, 2004] propose d'ignorer la déformation et de partager bilinéairement le voxel entre les pixels de la projection conique entre lesquels il se projette après déplacement. [Reyes *et al.*, 2007] proposent d'approximer des voxels par des sphères et leur déformation par des ellipsoïdes. Les deux solutions se basent donc sur des méthodes de projection d'un volume statique dont il a été montré qu'elles ne sont pas aussi précises que les approches arrières pour le calcul de projections coniques [Zhuang *et al.*, 1994 ; De Man et Basu, 2004].

Nous proposons d'adapter la méthode arrière *shearwarp* (paragraphe 2.2.2.1) pour la transformer en méthode avant, puis d'inclure dans cette nouvelle approche avant le mouvement Φ_t . Le problème essentiel des déformations d'images numériques par approche avant par rapport à l'approche arrière est qu'il y a un risque de trous et de recouvrements dans l'image calculée si la déformation n'est pas exacte [Wolberg, 1990 ; De Man et Basu, 2004]. Ainsi, par simple interpolation linéaire, la partie *shear* de la décomposition par approche arrière permet de calculer exactement une valeur par pixels de l'image intermédiaire, ce qui n'est pas garanti avec une approche avant (figure 5.8). Dans notre approche avant, les trous sont évités en choisissant une résolution adaptée de l'image intermédiaire. Les recouvrements sont corrigés en stockant une carte de poids de même dimension que l'image déformée par la transformation *shear* et en divisant les voxels de l'image intermédiaire par la somme des poids accumulés. Nous obtenons alors une méthode qui donne dans le cas statique un résultat équivalent à la méthode *shearwarp* par approche arrière (figure 5.8).

Le même procédé est utilisé dans le cas dynamique en déplaçant chaque voxel par Φ_t avant de calculer sa contribution aux différents voxels de l'image intermédiaire. Le mouvement respiratoire Φ_t peut déplacer le voxel entre deux coupes, donc l'interpolation utilisée est trilineaire. De plus, Φ_t peut faire apparaître des trous en cas d'importantes dilatations, ce qui se traduit par une valeur nulle de la carte de poids. Après avoir corrigé les recouvrements comme précédemment, nous proposons de corriger ces trous en pondérant la somme discrète au long du rayon, ce qui est facilité par l'alignement réalisé par la transformation *shear* dans la troisième direction de la base orthogonale (figure 5.8). Le poids attribué à chaque valeur qui n'est pas un trou est égal à 1 plus la demi longueur (en nombre de voxels) des trous adjacents (figure 5.9). En pratique, ce nombre de trous est très faible et la très grande majorité des valeurs est pondérée par 1.

5.4.2 Méthode de reconstruction

La méthode de reconstruction utilisée pour reconstruire est la même que dans le cas statique (paragraphe 2.2.1). L'algorithme se décrit donc en trois étapes pour chaque projection P_β :

1. Projeter le volume $\mathbf{f}^{(m)}$ avec l'incidence β en tenant compte du mouvement Φ_t pour obtenir $\overline{\mathbf{B}}_i(\mathbf{f}^{(m)})$;
2. Calculer la correction normalisée à apporter $\frac{\mathbf{B}_i - \overline{\mathbf{B}}_i(\mathbf{f}^{(m)})}{\mathbf{A}_{i,+}}$;
3. Rétroprojeter dans le volume la correction normalisée le long des lignes courbes.

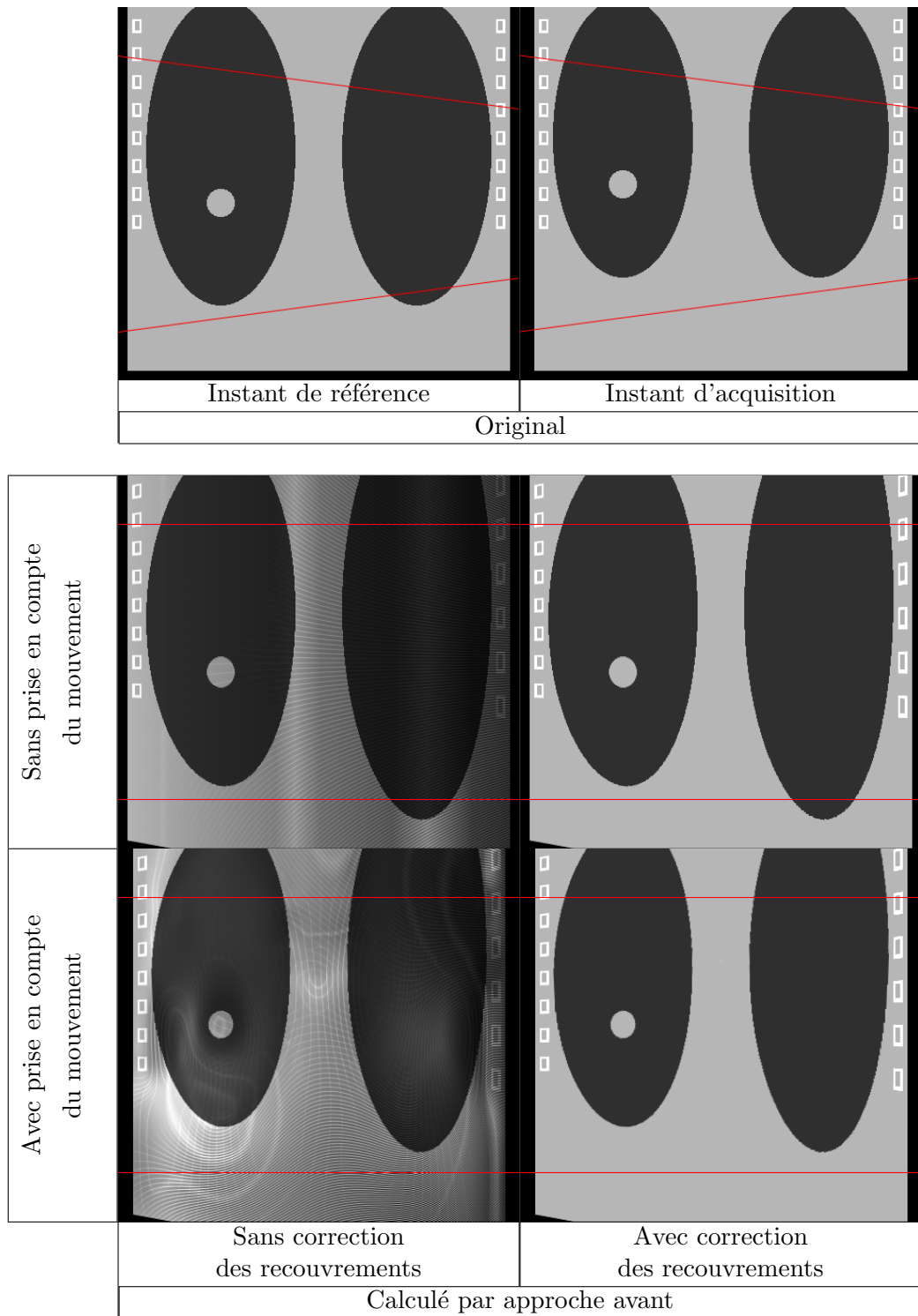


FIG. 5.8 – Coupes sagittales à l'isocentre du fantôme analytique. En haut : original dans sa position à l'instant de référence et à l'instant d'acquisition. En bas : déformation du fantôme original dans sa position à l'instant de référence avec la transformation *shear* par approche avant, avec ou sans prise en compte du mouvement respiratoire de l'instant de référence vers l'instant d'acquisition et avec ou sans correction des recouvrements. Les traits rouges délimitent le faisceau de rayons X correspondant à la transformation *shear* utilisée ($\beta = 0^\circ$).

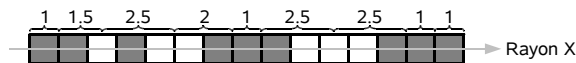


FIG. 5.9 – Exemple de poids au long d’un rayon X pour la somme pondérée de l’intensité des voxels (carrés gris) du volume déformé par la transformation *shear* afin de remplir les trous (carrés blancs).

L’implémentation de la première étape a été décrite au paragraphe précédent. La deuxième étape est identique au cas statique. Tout comme dans le cas statique (paragraphe 2.2.2.2), l’implémentation choisie de la dernière étape est celle utilisée pour la méthode analytique afin de réduire le temps de calcul (paragraphe 5.3.1).

5.4.3 Expériences

5.4.3.1 Projection

Nous testons dans un premier temps la méthode de projection d’un volume déformable indépendamment de la reconstruction. Le fantôme analytique permet de le faire puisque ses projections sont calculées à partir de l’intersection exacte de ses formes géométriques et des rayons, contrairement au fantôme réaliste discret pour lequel les projections sont calculées avec la méthode que l’on souhaite tester. Le signal respiratoire régulier est appliqué en entrée de ce fantôme. L’image TDM du fantôme en fin d’inspiration est calculée analytiquement pour être projetée.

Quatre projections coniques différentes sont calculées pour chaque angle β au long de la trajectoire de la source : la projection sans prise en compte du mouvement respiratoire avec la méthode décrite au paragraphe 2.2.2.1, les projections avec prise en compte du mouvement respiratoire avec les deux approches avant et arrière, et, pour comparaison, la projection avec la méthode décrite par [Blondel, 2004] dans sa version bilinéaire. Cette méthode est la transposée de la méthode de rétroprojection que nous utilisons, à savoir un partage bilinéaire de la valeur de chaque voxel entre les quatre pixels de la projection entre lesquels il se projette après son déplacement dû au mouvement respiratoire. Nous l’appelons *partage bilinéaire des voxels après déplacement et projection* (PBVDP).

La métrique utilisée pour comparer différentes projections coniques calculées à partir de l’image de référence à la référence calculée analytiquement est le rapport signal sur bruit (RSB) (paragraphe 3.3.1).

5.4.3.2 Inversion de la déformation

L’application de l’approche arrière nécessite le champ de vecteurs représentant Φ_t^{-1} qui n’est pas disponible dans notre plateforme d’évaluation. Nous proposons de le calculer à partir du champ de vecteurs représentant Φ_t par une méthode numérique en trois étapes. La première étape parcourt le champ de vecteurs de Φ_t et attribue au champ de vecteur Φ_t^{-1} le vecteur $-\Phi_t(\mathbf{x})$ à la position $\Phi_t(\mathbf{x})$. Dans le cas général, cette approche laisse des trous dans le champ de vecteurs inverse Φ_t^{-1} car Φ_t ne donne pas une correspondance voxel à voxel. La seconde étape remplit les trous de Φ_t^{-1} par la valeur de leur plus proche voisin qui a été calculé. La troisième étape consiste à optimiser la solution obtenue en minimisant dans un voisinage donné la norme L2 des vecteurs de $\Phi_t \circ \Phi_t^{-1}(\mathbf{x})$. En pratique, 20 champs de vecteurs inverses, régulièrement répartis au long du cycle respiratoire du fantôme analytique, sont calculés.

Pour valider cette méthode, l’erreur égale à la norme de $\Phi_t \circ \Phi_t^{-1}$ a été calculée pour les 20 champs de vecteurs inverse. La moyenne et l’écart-type des erreurs obtenues sont égaux à 0.092 ± 0.042 mm et le maximum est égal à 0.58 mm soit moins que la résolution de

la grille. On considère donc que les champs de vecteur inverse calculés sont suffisamment précis pour considérer l'erreur résiduelle négligeable.

5.4.3.3 Reconstruction

Nous réalisons les mêmes expériences que dans le paragraphe 5.3.2 en utilisant uniquement la méthode algébrique pour reconstruire les images TDM. La compensation du mouvement dans la phase de projection n'est réalisée qu'avec l'approche avant, ce qui nous permet de n'utiliser qu'un champ de vecteurs par phase de projection/rétroprojection et de limiter les temps liés aux transferts mémoires de champs de vecteurs.

5.4.4 Résultats

5.4.4.1 Projection

Le RSB des projections coniques calculées avec les quatre méthodes de projections est représenté en fonction de l'angle de projection β sur la figure 5.10. Le minimum/la moyenne du RSB était de 14.9/25.7 dB sans prise en compte du mouvement respiratoire, 40.9/43.8 dB avec prise en compte du mouvement respiratoire par approche arrière, 41.6/44.1 dB avec prise en compte du mouvement respiratoire par approche avant et 10.28/16.06 dB avec la méthode PBVDP. Un exemple des différentes projections calculées pour l'angle $\beta = 94^\circ$ ainsi que la différence par rapport à la référence sont donnés figure 5.11.

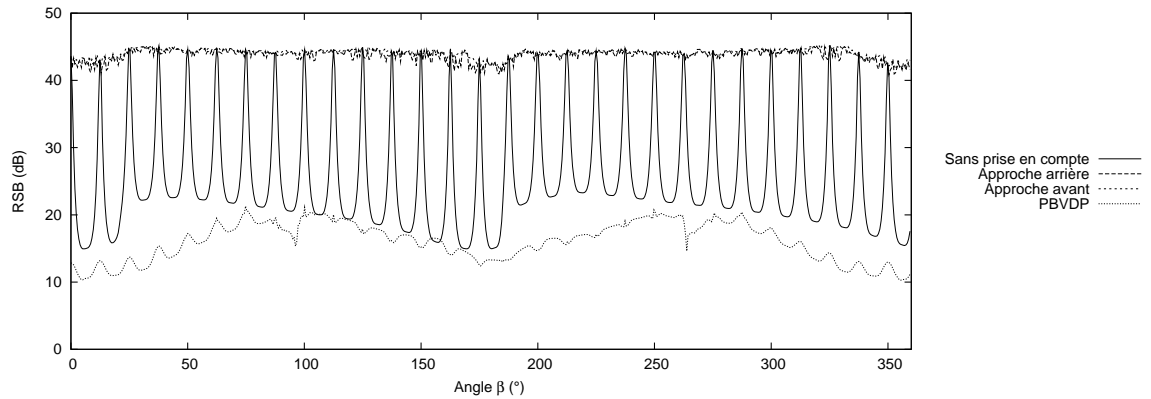


FIG. 5.10 – RSB des différentes projections coniques calculées en fonction de l'angle de projection β . La référence utilisée est la projection calculée analytiquement.

5.4.4.2 Reconstruction

Les coupes à l'isocentre des différentes images TDM reconstruites du fantôme analytique, respectivement du fantôme réaliste discret, sont données figure 5.12, respectivement figure 5.14. L'évaluation quantitative de ces images est représentée sous forme d'histogrammes figure 5.13, respectivement figure 5.15.

5.4.5 Discussion

Les deux méthodes de projection que nous avons proposées, l'une basée sur une approche arrière et l'autre sur une approche avant, permettent de calculer précisément la projection conique d'un volume de référence dont on connaît le mouvement vers l'instant d'acquisition des projections. La qualité des projections est équivalente à la projection quand le mouvement est nul, ce qui se traduit quantitativement par un RSB supérieur à

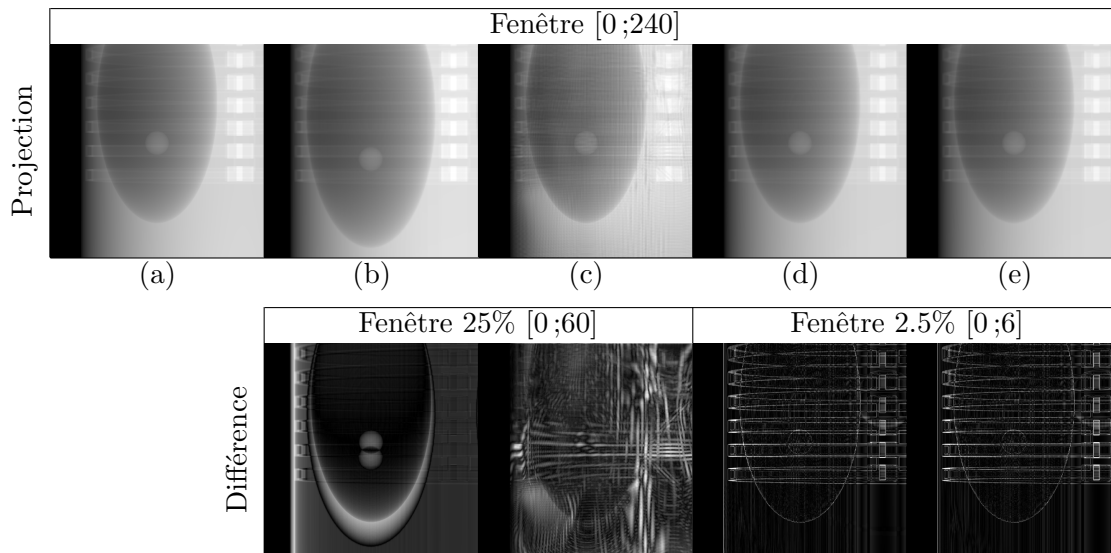


FIG. 5.11 – Projections coniques et différences absolues avec la référence pour un même angle $\beta = 94^\circ$. (a) Référence calculée analytiquement. (b) Projection sans prise en compte du mouvement. (c) Projection avec prise en compte du mouvement par la méthode PBVDP. (d) et (e) Projection avec prise en compte du mouvement par nos approches arrière et avant. Les fenêtres de niveaux de gris ont été ajustées en fonction des intensités des pixels des images.

40 dB pour toutes les projections coniques, et ce quelle que soit la position dans le cycle respiratoire (figure 5.10). Les erreurs résiduelles sont dues aux erreurs d'interpolation au long des rayons tangents aux forts contrastes (figure 5.11). Ces méthodes se montrent en particulier plus efficace que la méthode PBVDP qui ne modélise pas correctement la projection d'une image TDM, en statique où elle ne tient pas compte de l'inclinaison et de la divergence du faisceau de rayons X comme en dynamique où la déformation des indicatrices de voxels est ignorée.

Le choix entre l'approche arrière et l'approche avant dépend du contexte. Généralement, le mouvement évalué à partir de projections coniques est un mouvement 4D Φ [Blondel, 2004 ; Zeng *et al.*, 2007], ce qui permet d'inclure à la mise en correspondance une régularisation temporelle et d'interpoler le mouvement 3D entre deux positions successives (figure 3.7). Ce n'est pas possible quand le mouvement Φ_t^{-1} est disponible car deux vecteurs à la même position de la grille du champ de vecteurs ne correspondent pas à un même point physique, le point d'appui des deux vecteurs correspondant alors à deux instants t différents et non à un même instant de référence 0. L'approche avant est donc préférable dans notre cas car elle évite l'étape d'inversion du champ de vecteurs pour interpoler un champ de vecteurs entre deux positions. En revanche, dans d'autres situations et pour d'autres raisons, par exemple s'il y a un intérêt à estimer Φ_t^{-1} plutôt que Φ_t , l'approche arrière a un intérêt supérieur.

Comme en analytique (paragraphe 5.3.3), les images reconstruites sont proches de l'image TDM obtenue quand le fantôme est statique, à la fois visuellement (figures 5.12 et 5.14) et quantitativement (figures 5.13 et 5.15). Le flou dû au mouvement respiratoire est accentué quand la reconstruction se fait à partir d'une sélection de projections coniques à cause du manque de données, mais est éliminé quand notre méthode de reconstruction avec compensation du mouvement est utilisée. Enfin, contrairement à la méthode de compensation analytique heuristique, les artefacts de traits et bandes sont éliminés, comme en atteste la comparaison visuelle des coupes axiales des deux méthodes de reconstruction appliquées aux deux fantômes (figure 5.16).

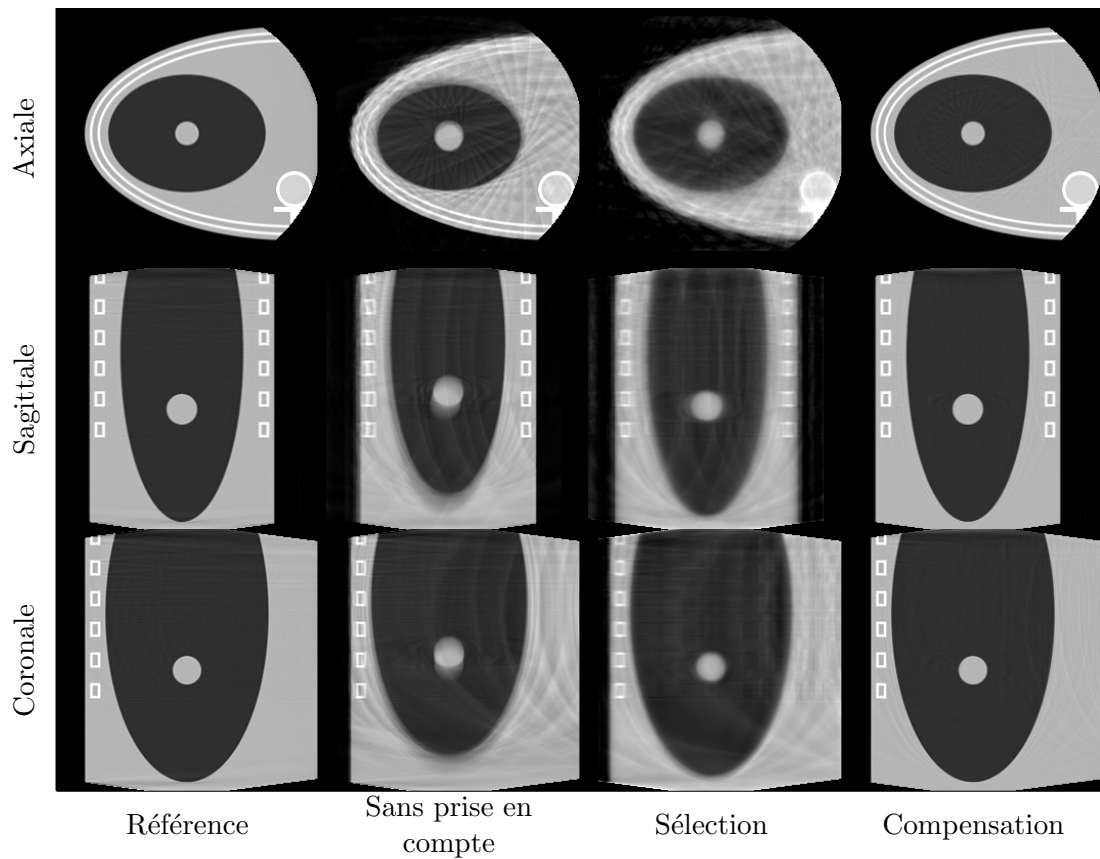


FIG. 5.12 – Coupes à l'isocentre des images TDM reconstruites par méthodes algébriques à partir des projections simulées sur le fantôme analytique animé d'un mouvement irrégulier.

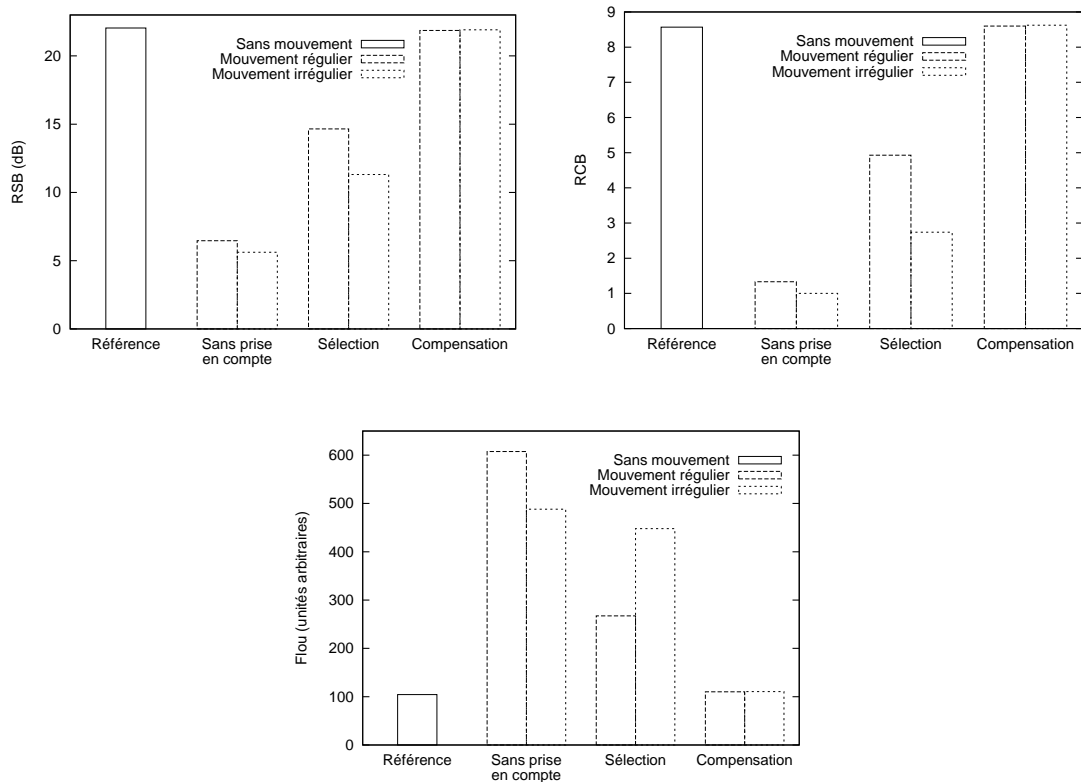


FIG. 5.13 – Métriques correspondantes des images TDM de la figure 5.12.

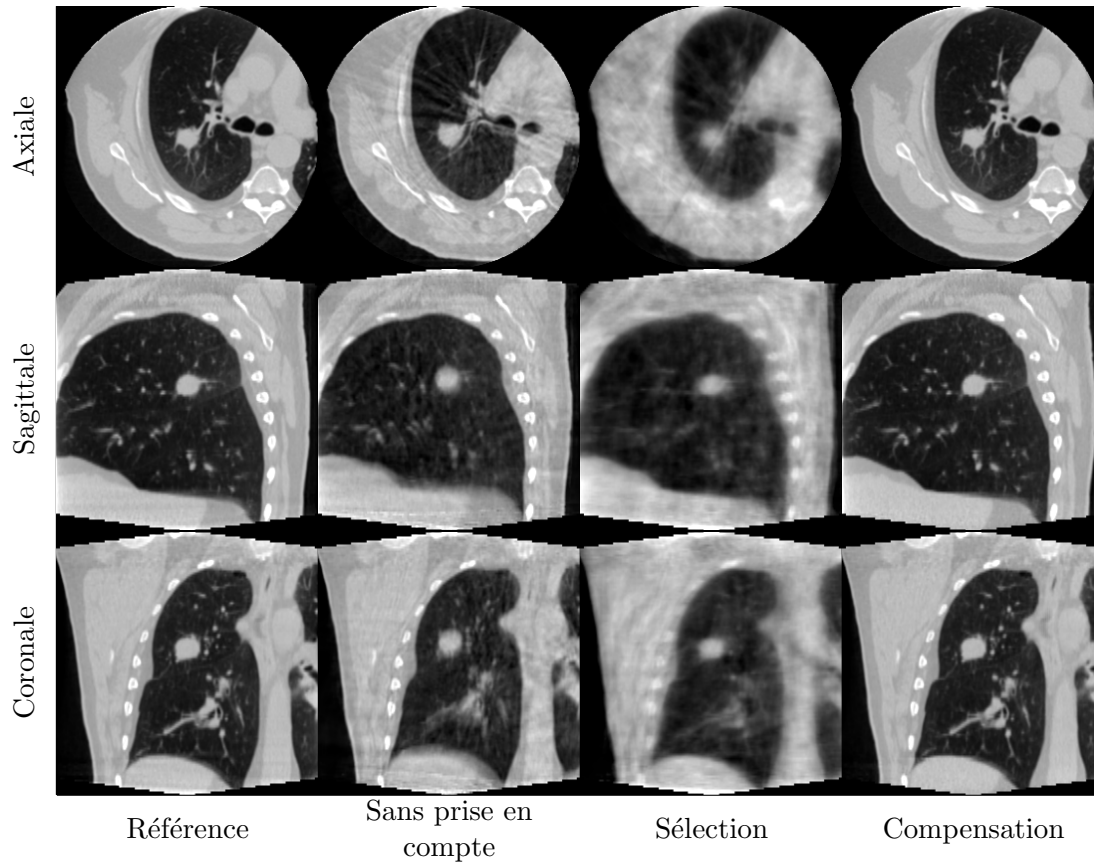


FIG. 5.14 – Coupes à l'isocentre des images TDM reconstruites par méthodes algébriques à partir des projections simulées sur le fantôme réaliste discret animé d'un mouvement régulier.

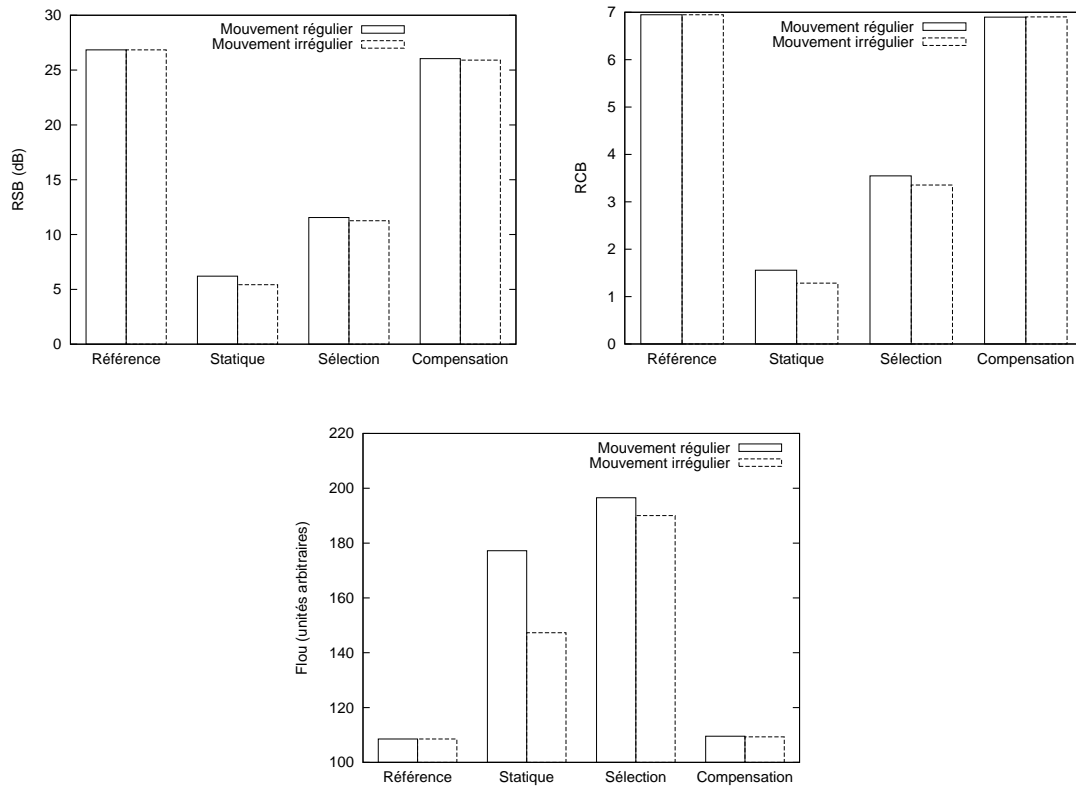


FIG. 5.15 – Métriques des images reconstruites avec différentes méthodes (figure 5.14).

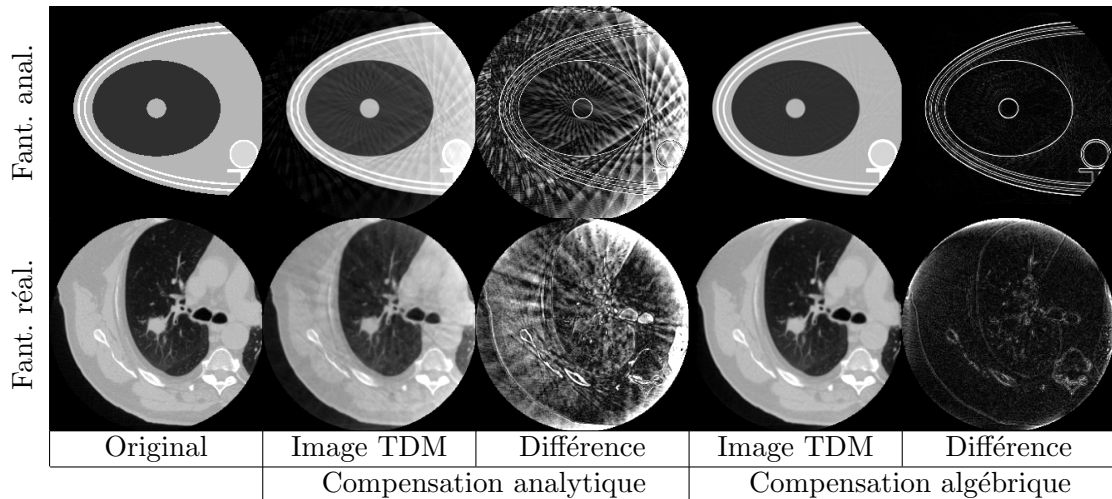


FIG. 5.16 – Comparaison des coupes axiales au niveau de la tumeur de l’image originale du fantôme et des images reconstruites avec compensation du mouvement par une méthode analytique heuristique et une méthode algébrique. La fenêtre des images TDM est $[0;1.4]$ et celle des images des différences absolues avec l’image originale $[0;0.2]$.

Le temps de reconstruction, qui n’était pas une préoccupation majeure de ce travail, est particulièrement important avec une méthode de compensation algébrique. A la complexité supérieure d’un facteur multiplicatif 6 de la méthode (projection et rétroprojection, 3 itérations) et la prise en compte de la troncature, identique à la méthode statique, il faut ajouter un coût supérieur de l’algorithme pratique de prise en compte du mouvement respiratoire dans la projection conique. L’approche avant prend un temps supérieur (+1%) et une mémoire plus importante que l’approche arrière (+10%) pour la prise en compte des trous et recouvrements. Toutes deux sont en tout cas bien plus coûteuses que la méthode PBVDP, qui prend -59% de temps de calcul et -63% de mémoire que l’approche arrière.

5.4.6 Conclusion

La reconstruction avec compensation du mouvement respiratoire dans une approche algébrique permet d’obtenir des résultats équivalents à la reconstruction d’un objet statique. Contrairement à la méthode analytique heuristique, les artefacts causés par le mouvement sont visuellement complètement éliminés, ce qui est confirmé par nos résultats quantitatifs. Cependant, la méthode est particulièrement coûteuse en temps de calcul, ce qui l’élimine à l’heure actuelle des approches que l’on peut utiliser en ligne, pendant que le patient est allongé sur la table de traitement. Elle a par contre un intérêt réel dans le cadre de la radiothérapie adaptative, consistant à utiliser hors ligne des images TDM pour réévaluer le traitement en fonction de l’évolution du patient [Yan *et al.*, 1997].

5.5 Application aux données réelles

L’efficacité des méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement a été démontrée sur des fantômes réalistes pour lesquels le mouvement est connu. Le passage aux données réelles est plus complexe car le mouvement n’est pas connu et doit être préalablement estimé. L’estimation du mouvement 4D à partir de données tomographiques est un sujet complexe car la quantité de données est faible (une projection 2D par instant) par rapport à l’information souhaitée (un mouvement 3D de l’instant de référence vers chaque instant d’acquisition). Plusieurs travaux ont néanmoins proposé des solutions à ce problème (paragraphe 5.1.1).

Dans cette partie, nous appliquons dans un premier temps les méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement sur le fantôme mécanique, pour lequel le mouvement est suffisamment simple pour être estimé précisément. Nous disposons pour ce fantôme d'une référence qui nous permet d'évaluer qualitativement et quantitativement les images TDM obtenues. Nous proposons ensuite une première solution à l'estimation du mouvement respiratoire du patient pour démontrer la faisabilité et l'intérêt de telles méthodes sur données réelles.

5.5.1 Fantôme mécanique

5.5.1.1 Expériences

L'ensemble des méthodes décrites dans ce document sont appliquées sur la séquence de projections coniques acquise sur le fantôme mécanique en mouvement, à savoir les méthodes de reconstruction sans prise en compte du mouvement (chapitre 2), les méthodes de reconstruction à partir d'une sélection de projections (chapitre 4) et les méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement (chapitre 5).

Le mouvement de translation sinusoïdale peut être extrait simplement des projections acquises (paragraphe 3.1.3). De plus, la translation implique un jacobien constant et égal à 1. Les images obtenues peuvent être comparées à l'image reconstruite à partir de la séquence de projections coniques acquises quand le fantôme est statique.

Les trois métriques sont calculées dans une région d'intérêt incluant l'insert de polyéthylène. Le RSB, qui nécessite une référence, utilise l'image TDM obtenue quand le fantôme est statique, et n'est donc calculé que pour les images TDM obtenues à partir de la séquence de projections du fantôme en mouvement.

5.5.1.2 Résultats

Les coupes à l'isocentre des images reconstruites sont données figure 5.17 et leur évaluation quantitative figure 5.18.

5.5.2 Discussion

Sur fantôme mécanique, les images obtenues avec compensation du mouvement sont très proches de la référence obtenue quand il n'y a pas de mouvement (figure 5.17). Les artefacts dus au manque de données avec une méthode basée sur une sélection des projections coniques sont corrigés, que ce soit le bruit avec la méthode analytique ou le flou avec la méthode algébrique. L'imperfection de l'estimation du mouvement entraîne cependant de légers défauts résiduels autour de l'insert tel que du flou avec la méthode analytique et des traits avec la méthode algébrique.

La différence entre les deux méthodes n'est ici visuellement pas évidente. En effet, contrairement à ce qui avait été observé sur les données simulées, il n'y a pas d'artefact de trait visible sur la compensation analytique. Ceci s'explique par le fait que le mouvement en jeu entre dans la catégorie des mouvements compensables analytiquement. De plus, comme la translation est dans la direction de l'axe de rotation, il n'y a pas besoin de modifier le filtrage pour appliquer cette compensation exacte, qui ne revient alors qu'à translater la projection filtrée avant rétroprojection.

Les résultats quantitatifs confirment ces observations visuelles (figure 5.18). Les valeurs des trois métriques sont meilleures avec les méthodes basées sur une compensation du mouvement que celles basées sur une sélection. D'autre part, la méthode algébrique semble plus robuste au mouvement résiduel puisque le flou est inférieur.

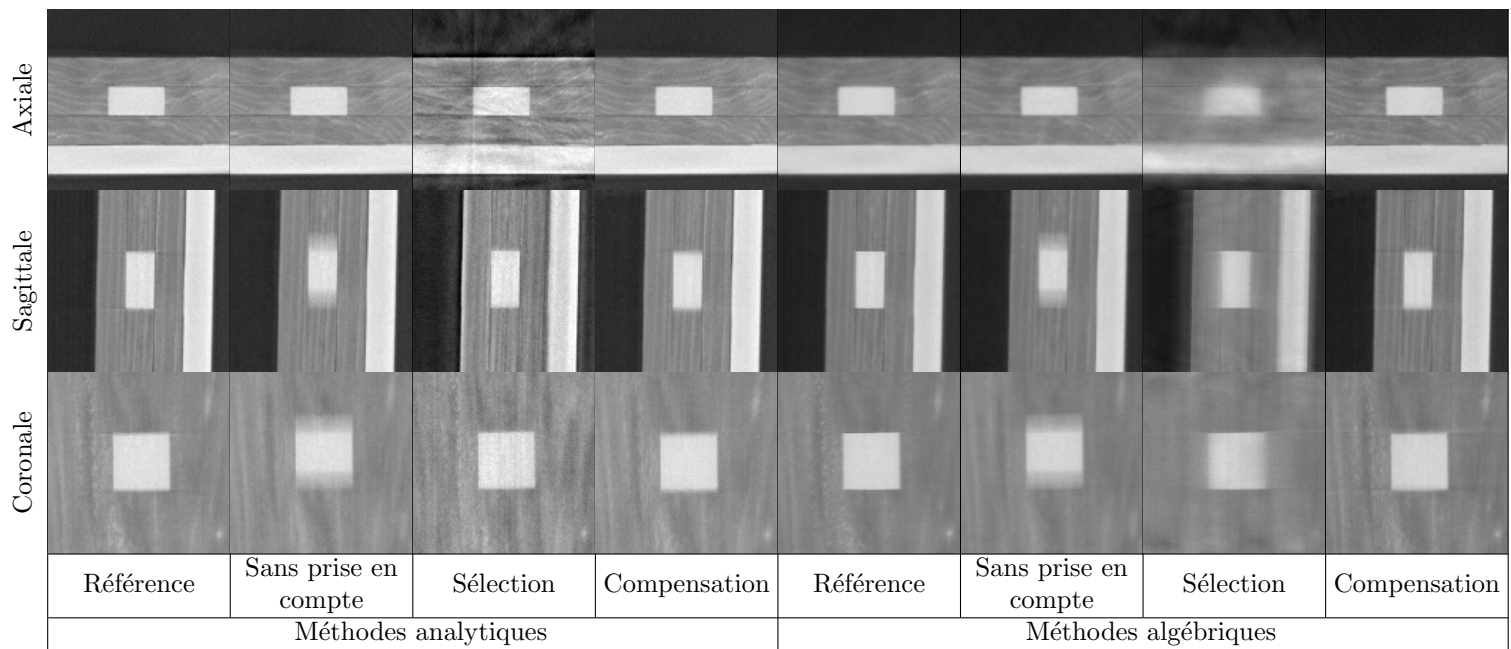


FIG. 5.17 – Coupes à l'isocentre des images TDM reconstruites en fin de cycle par différentes méthodes à partir des projections réelles acquises sur le fantôme mécanique.

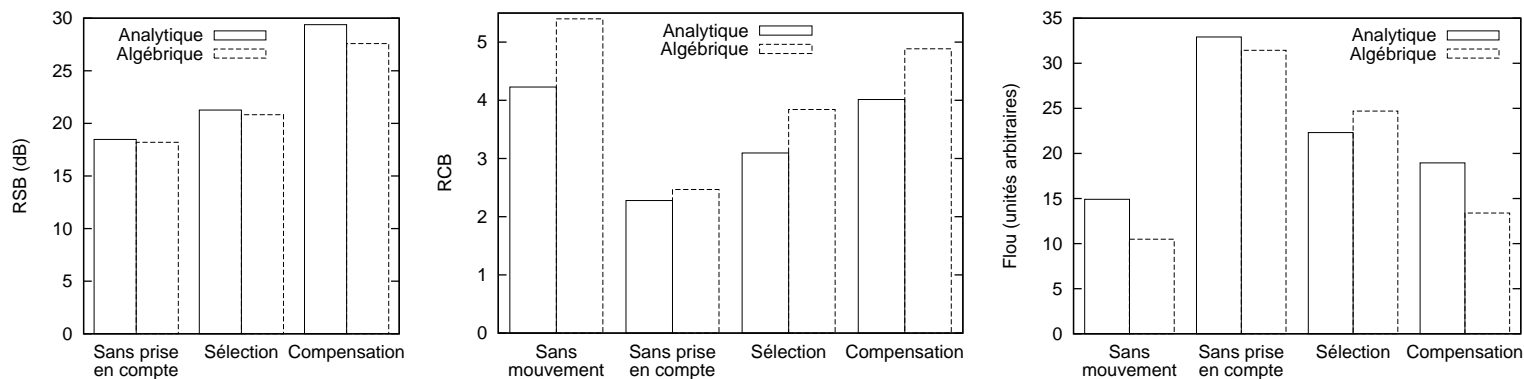


FIG. 5.18 – Métriques des images reconstruites (figure 5.17).

5.5.3 Patient

Le traitement d'une tumeur pulmonaire par radiothérapie tend aujourd'hui à inclure l'acquisition d'une image TDM 4D par un scanner conventionnel sur lequel est élaboré le plan de traitement. Ainsi, l'image TDM 4D sur laquelle repose la construction de notre fantôme réaliste discret (paragraphe 3.2.1) a été acquise quelques jours avant la séquence de projections coniques (paragraphe 3.1.2), sur le même patient. L'idée est donc d'utiliser cette image TDM 4D pour apporter des données supplémentaires afin d'estimer le mouvement respiratoire pendant l'acquisition. Le mouvement estimé peut alors être inclus dans les deux méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement respiratoire.

5.5.3.1 Estimation du mouvement

Le fantôme réaliste discret (paragraphe 3.2.1.3) a été conçu sur la base d'un modèle de mouvement construit à partir de l'image TDM 4D d'un cycle respiratoire du même patient sur lequel a été acquise la séquence de projections coniques dont nous disposons. Nous proposons pour estimer le mouvement de supposer que les cycles respiratoires pendant l'acquisition des projections coniques sont réguliers et correspondent à ce cycle. A partir de cet *a priori*, notre méthode comprend deux étapes indépendantes : recalculer spatialement la position du patient pendant l'acquisition sur le modèle et positionner temporellement le patient dans le cycle respiratoire supposé régulier pendant le temps de l'acquisition.

Le recalage spatial est réalisé rigidement entre l'image floue reconstruite à partir de toutes les projections coniques d'une part, et l'image floue obtenue en moyennant les images TDM 3D de l'image TDM 4D préalablement acquise d'autre part (paragraphe 3.2.1). Les images ayant une dynamique et une texture sensiblement différentes, le recalage est effectué par une méthode développée pour le recalage d'images de modalités différentes, utilisant comme mesure de similarité l'information mutuelle [Vandemeulebroucke *et al.*, 2006]. La figure 5.19 illustre le résultat de ce recalage.

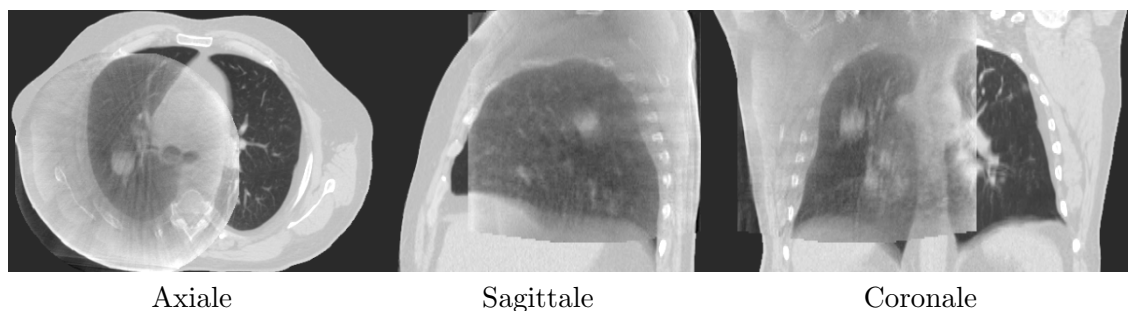


FIG. 5.19 – Coupes à la tumeur de la superposition après le recalage rigide de l'image floue reconstruite avec toutes les projections coniques sur l'image floue résultant de la moyenne des images TDM 3D de l'image TDM 4D.

La mise en correspondance temporelle entre la séquence de projections coniques et le cycle régulier est réalisée en utilisant la phase du signal respiratoire extrait automatiquement de la séquence de projections coniques (figure 4.7) d'une part, et l'indexation du modèle de mouvement basée sur le volume des poumons d'autre part (tableau 3.1).

5.5.3.2 Expériences

Les mêmes images que sur le fantôme mécanique sont reconstruites (paragraphe 5.5.1.1) mais nous ne disposons pas dans ce cas d'une séquence de projections correspondant au patient statique. Nous utilisons donc comme référence visuelle l'image TDM 4D acquise sur

le scanner conventionnelle. Cette référence ne permet cependant pas d'analyser quantitativement les résultats parce qu'elle est de nature différente et que le patient a probablement évolué entre l'acquisition de l'image TDM 4D et l'acquisition des projections coniques.

L'image en fin d'expiration est également reconstruite pour observer le mouvement de la tumeur. Plutôt que de reconstruire à nouveau les images TDM avec compensation du mouvement, l'image TDM reconstruite en fin d'inspiration est déformée vers la fin d'expiration avec le modèle de mouvement (équation 5.4). Cela revient en effet au même à une interpolation près.

Le jacobien est également fixé à 1 pour ces expériences. L'estimation du mouvement n'est en effet pas suffisamment précise pour que la prise en compte du jacobien ait un intérêt.

5.5.3.3 Résultats

Les coupes à l'isocentre des images reconstruites sont données figures 5.20 et 5.21 ainsi qu'un zoom de la coupe coronale autour de la tumeur.

5.5.4 Discussion

Les résultats sur données réelles patient confirment l'intérêt et la faisabilité des méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement. Les artefacts dus au manque de données sur les reconstructions à partir d'une sélection de projections sont réduits de manière importante tout en conservant en grande partie l'élimination du flou, comme le montre le zoom sur la tumeur.

Les images TDM obtenues sont perturbées par une surestimation des coefficients d'atténuation sur les bords du champ de vue par rapport au centre. On peut supposer qu'elle est causée par la non correction des sources d'artefacts autres que le mouvement respiratoire, par exemple la diffusion qui est particulièrement importante à cette énergie avec cette géométrie.

Le manque de précision de l'estimation du mouvement respiratoire est visible autour des bronches du lobe inférieur qui sont légèrement plus floues avec la méthode basée sur la compensation du mouvement qu'avec la méthode basée sur une sélection. Cette imprécision peut également être à l'origine des artefacts de traits encore visibles sur la coupe axiale de l'image reconstruite par la méthode algébrique avec compensation du mouvement. La différence entre les deux méthodes présentées dans ce chapitre n'est de ce fait pas tangible.

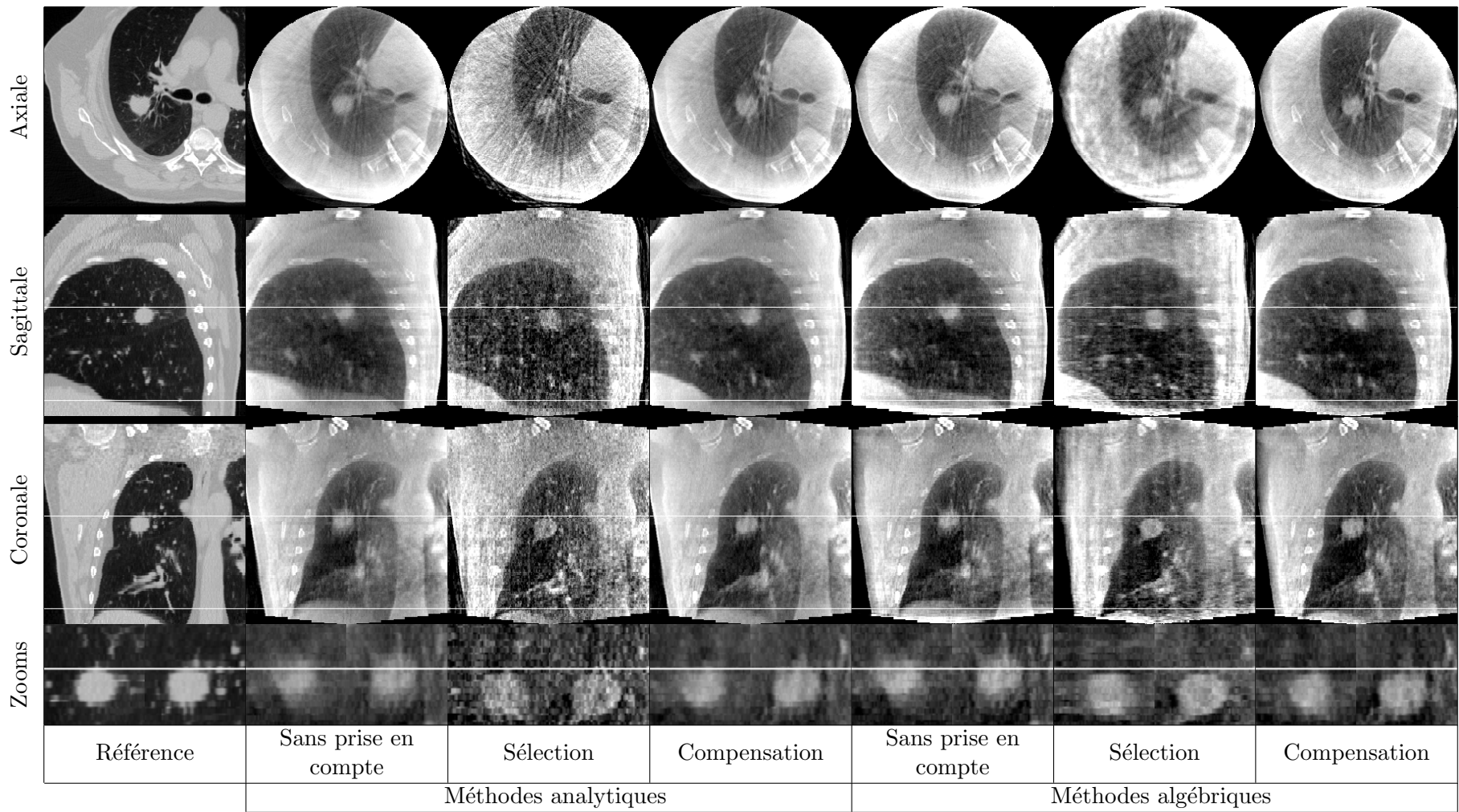


FIG. 5.20 – Coupes à l’isocentre des images TDM reconstruites en fin d’inspiration par différentes méthodes à partir des projections réelles acquises sur patient. La référence est extraite de l’image TDM 4D acquise sur un scanner conventionnel. Les zooms sont réalisés sur la tumeur sur les coupes sagittales (gauche) et coronales (droite).

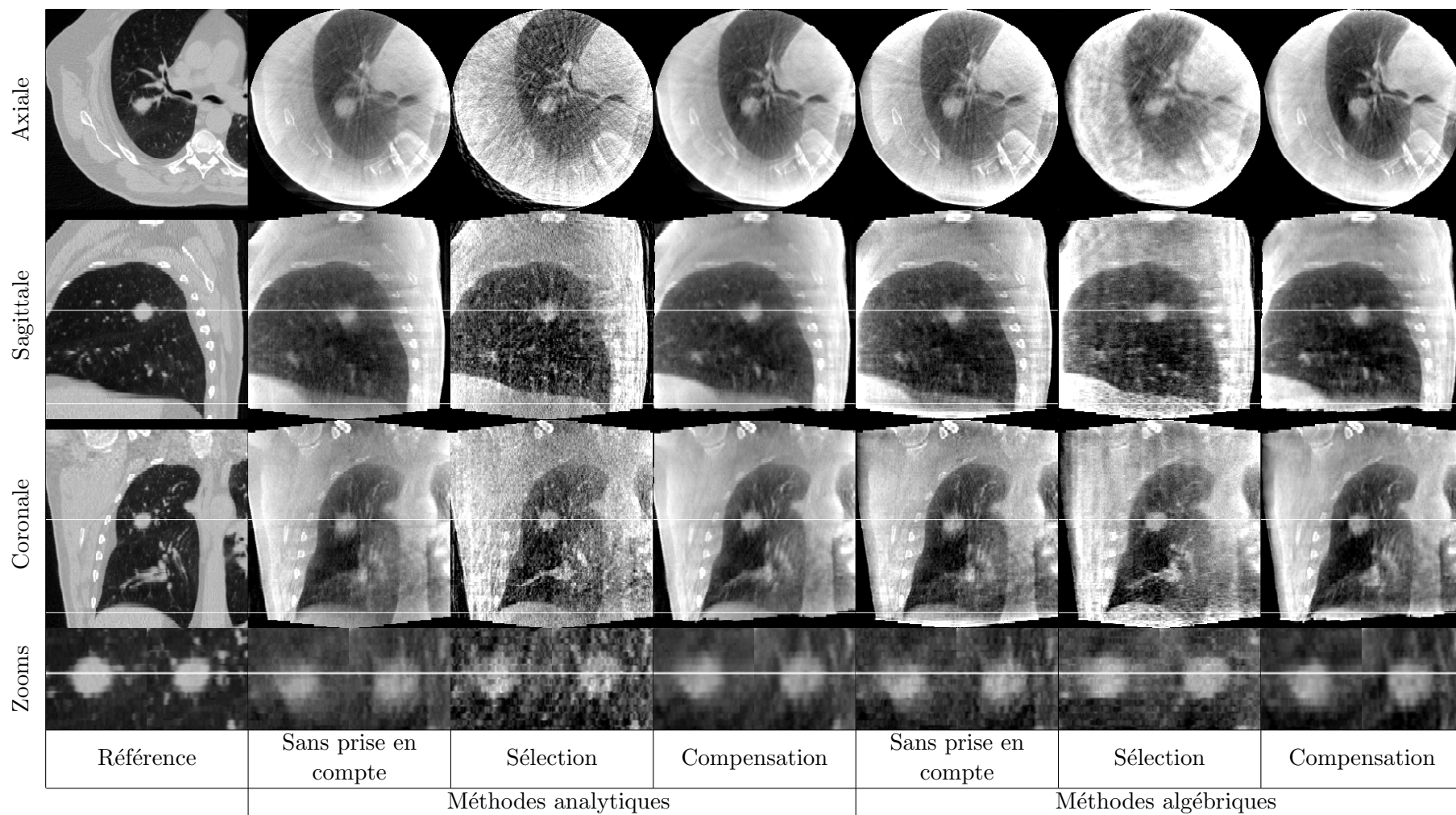


FIG. 5.21 – Coupes à l'isocentre des images TDM reconstruites en fin d'expiration par différentes méthodes à partir des projections réelles acquises sur patient. La référence est extraite de l'image TDM 4D acquise sur un scanner conventionnel. Les zooms sont réalisés sur la tumeur sur les coupes sagittales (gauche) et coronales (droite).

5.6 Conclusion

Nous avons proposé et évalué deux méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement, l'une analytique et l'autre algébrique. Sur données simulées, la méthode analytique diminue les défauts engendrés par le manque de données avec une méthode basée sur une sélection de projections, mais ne les élimine pas complètement car elle est basée sur une heuristique. La méthode algébrique élimine en revanche complètement ces artefacts résiduels. Sur données réelles, notre méthode d'estimation du mouvement n'est pas assez précise pour que cette différence soit visible. Dans les deux cas, les images reconstruites sont cependant d'une qualité nettement supérieure à la reconstruction à partir d'une sélection de projections coniques.

Les perspectives d'amélioration concernent surtout les données réelles. Il faudrait avant tout corriger les phénomènes indépendants du mouvement que nous n'avons pas pris en compte ici mais responsables d'artefacts gênants, par exemple la diffusion. D'autre part, nos propositions de méthodes de reconstruction semblent efficaces sur données simulées, pour lesquelles le mouvement est connu, et il faudra dans le futur améliorer l'estimation du mouvement. Elle peut se faire par une technique de recalage déformable avec un terme d'attache aux données basé sur la différence entre la projection conique mesurée et la projection conique d'une image TDM classiquement préalablement acquise déformée par le mouvement estimé. En vue d'une application clinique, il faudra par ailleurs trouver des solutions pour accélérer la reconstruction algébrique qui est pour l'instant particulièrement coûteuse en temps de calcul par rapport à la reconstruction analytique.