

THÈSE

pour obtenir le grade de
DOCTEUR EN INFORMATIQUE

présentée et soutenue publiquement par

Simon Rit

le 21 SEPTEMBRE 2007

**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	Examinateur
M.	Grégoire Malandain	Examinateur
M.	Marcel Van Herk	Examinateur
M.	Serge Miguet	Directeur de thèse
M.	David Sarrut	Co-Directeur de thèse
Mme.	Chantal Ginestet	Invitée
M.	Francois Spriet	Invité

Résumé

Une image tomodensitométrique (TDM) représente la carte 3D des coefficients d'atténuation linéaire d'un faisceau de rayons X. Elle est obtenue par reconstruction à partir de projections acquises sous différentes incidences autour du patient supposé statique. Si le patient respire et le mouvement n'est pas pris en compte, les images TDM du thorax sont perturbées par d'importants artefacts, tels que du flou, des traits et des bandes. L'objectif de cette thèse est de proposer des méthodes de correction et de les appliquer dans le cadre de la radiothérapie du cancer du poumon, à partir de séquences de projections acquises en salle de traitement par un faisceau à géométrie conique embarqué sur un accélérateur linéaire.

La première méthode envisagée s'appuie sur un signal respiratoire représentatif de la position du patient dans le cycle respiratoire et permettant de sélectionner pour la reconstruction les projections correspondant à une même phase. Pour l'appliquer, nous avons mis au point une méthode d'extraction automatique du signal respiratoire depuis les projections, sans appareil externe. Par ailleurs, une étude quantitative comparative a été menée sur données simulées pour évaluer l'impact de l'algorithme de reconstruction et des différents paramètres de sélection des projections. Nous obtenons ainsi des images TDM sans flou mais d'une qualité limitée par l'utilisation d'un faible nombre de projections.

D'autres approches modifient l'algorithme de reconstruction pour compenser le mouvement respiratoire à partir d'un modèle réaliste quelconque supposé connu, ce qui permet d'utiliser toutes les projections acquises. Nous avons proposé deux méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement. La première est analytique mais basée sur une heuristique. Elle permet l'élimination du flou mais laisse des artefacts de traits et bandes. La seconde résout le problème algébriquement par une méthode itérative. La composition des transformations en jeu, le mouvement respiratoire et la projection conique, est modélisée discrètement via deux nouvelles approches, l'une avant et l'autre arrière. L'intégralité des artefacts est alors visuellement éliminée.

Les contributions ont été évaluées et validées grâce à une plateforme comprenant des séquences de projections réelles et simulées. Les résultats permettent d'envisager l'obtention d'images TDM 4D avec peu d'artefacts sur lesquelles le praticien peut se baser à chaque séance pour obtenir une information anatomique précise. Il faudra cependant résoudre les problématiques laissées ouvertes liées au temps de calcul et au modèle de mouvement.

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 positons	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	23
1.3.3 Tomographes X en salle de radiothérapie	23
1.3.3.1 Tomographes X de diagnostic <i>in situ</i>	24
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	26
1.4.1 La respiration	26
1.4.2 Artefacts induits par le mouvement	27
1.5 Prise en compte du mouvement en tomographie	28
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	39
2.2.1	Méthode algébrique	40
2.2.2	Implémentation	41
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	45
2.5	Discussion et conclusion	45
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	65
4.1.2.3.1	Projection des trajectoires	65
4.1.2.3.2	Filtrage	65
4.1.2.3.3	Sélection	65
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	68
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	71
4.1.6	Conclusion	72
4.2	Analyse quantitative	73
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	75
4.2.2.1	Données	75
4.2.2.2	Métriques	75
4.2.2.3	Positions sélectionnées	76
4.2.3	Influence de la largeur de sélection et du signal d'entrée	77
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	85
4.2.4.3	Conclusion	87
4.2.5	Influence de la fonction de sélection	87
4.2.5.1	Résultats	88
4.2.5.2	Discussion et conclusion	88
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 projections	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	Preliminaires	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

Notations

Symboles

Communs

		Page
\mathbb{N}^n	Espace de dimension n des entiers naturels	64
\mathbb{R}^n	Espace de dimension n des réels	32
\mathbf{x}	Vecteur des coordonnées de l'espace	32
t	Coordonnée temporelle	55
I_0	Flux de photons émis par la source de rayons X	32
I	Flux de photons mesurés après atténuation	32
μ	Coefficient d'atténuation linéaire d'un matériau	49
f	Fonction des coefficients d'atténuation	32
L	Ligne support du rayon X considéré	32
s_{resp}	Signal respiratoire	63
s_{resp}^p	Phase du signal respiratoire	84

Reconstruction analytique

Fonctions

δ	Fonction Dirac	32
$\mathcal{R}f$	Transformée de Radon 2D de f	32
\mathcal{F}_2f	Transformée de Fourier 2D de f	33
$\mathcal{F}_1\mathcal{R}f$	Transformée de Fourier 1D de la transformée de Radon de f	33
$\mathcal{R}f(\theta, \cdot)$	Projection parallèle de f d'angle θ	32
$\tilde{\mathcal{R}}f(\theta, \cdot)$	Projection parallèle de f filtrée par un filtre rampe	33
P_β	Projection divergente d'angle β	34
P'_β	Projection divergente pondérée	35
\tilde{P}'_β	Projection divergente pondérée puis filtrée par un filtre rampe	35

Coordonnées

x, y, z	Coordonnées cartésiennes de l'espace	32
θ, r, z	Coordonnées cylindriques de l'espace	32
u, v	Coordonnées cartésiennes de l'espace de Fourier 2D	33
θ, ρ	Coordonnées polaires de l'espace de Fourier 2D	33
a, b	Coordonnées sur le capteur plan en géométrie divergente	36

Autres

R	Distance source-isocentre / rayon de la sphère englobante de f	32
$U(\beta, \mathbf{x})$	Distance entre la source à l'angle β et le plan parallèle au détecteur passant par \mathbf{x}	35
β	Angle entre l'axe des coordonnées x et le capteur plan en géométrie divergente	34
γ	Angle entre le rayon passant par l'isocentre et un rayon donné	34

$a'(\beta, \mathbf{x})$	Coordonnée horizontale sur le capteur plan du rayon passant par \mathbf{x} en géométrie divergente	35
$b'(\beta, \mathbf{x})$	Idem verticale	36
g	Noyau de convolution du filtre rampe discret	37
τ	Longueur de la période d'échantillonnage spatial des mesures	37
p	Numéro d'échantillon dans la direction de filtrage	37
H	Fonction de fenêtrage de Hann utilisée pour le filtre rampe	37

Reconstruction algébrique

\mathbf{f}	Vecteur des échantillons de la fonction f	39
h_j	Fonction indicatrice du j ème voxel	39
N	Dimension de \mathbf{f}	39
j	Index de \mathbf{f}	39
\mathbf{B}	Vecteur des mesures (échantillons des projections)	39
M	Dimension de \mathbf{B}	39
i	Index de \mathbf{B}	39
\mathbf{A}	Matrice de projection telle que $\mathbf{A}\mathbf{f} = \mathbf{B}$	39
Δ	Longueur de l'intersection entre un rayon et un voxel	39
$f^{(m)}$	\mathbf{f} estimé après m itérations	40
λ	Paramètre de convergence	40
$\overline{\mathbf{B}}_i$	Estimation de \mathbf{B}	40
$\mathbf{A}_{i,+}^2$	Somme des coefficients au carré de la i ème ligne de \mathbf{A}	40
$\mathbf{A}_{i,+}$	Somme des coefficients de la i ème ligne de \mathbf{A}	40
$\mathbf{A}_{+,j}$	Somme des coefficients de la j ème colonne de \mathbf{A}	40

Reconstruction à partir d'une sélection de projections

κ	Fonction de sélection	73
c	Centre de la fonction de sélection	73
w	Largeur de la fonction de sélection	73
ν	Paramètre de forme de la fonction de sélection	87
$rect$	Fonction de sélection forme de rectangle ou <i>fenêtre de sélection</i>	73
$bump_\nu$	Fonction de sélection en forme de <i>bump</i>	87
$cosq$	Fonction de sélection en forme de cosinus carré	87
$xpow_\nu$	Fonction de sélection en forme d'inverse d'une puissance	87

Reconstruction avec compensation du mouvement

Φ	Mouvement 4D d'un instant de référence vers un instant quelconque	99
Φ_t	Mouvement 3D d'un instant de référence vers un instant t	99
Φ_t^{-1}	Mouvement 3D d'un instant t vers un instant de référence	99
∇f	Matrice jacobienne de f	99
Jac	Jacobien	99
$\Phi_t^{-1}(L)$	Courbe résultant de la déformation de la ligne droite d'acquisition L vers l'instant de référence	105

Plateforme d'évaluation

$\vec{v}_{(a,b)}$	Champ de vecteur entre la phase a et la phase b d'un cycle respiratoire	54
ζ, ξ	Paramètres pour simuler un cycle irrégulier à partir d'un cycle régulier	55
s_0, S, p, T	Paramètres du modèle de Lujan	57
m	Moyenne arithmétique	59
σ	Ecart type	59
R, PP, F	Régions d'une image pour le calcul du rapport contraste sur bruit	59

Extraction du signal respiratoire

Les notations relatives à l'extraction du signal respiratoire, données ci-dessous, ne sont valables que dans le paragraphe 4.1.

N	Nombre de projections coniques de la séquence	64
P_i	i ème projection conique de la séquence	64
M_i	Position d'un point d'intérêt suivi sur la i ème projection	64
x_i, y_i	Coordonnées du point d'intérêt suivi sur la i ème projection	64
B_i	Bloc de pixels de la i ème projections autour du point d'intérêt considéré	64
r	Coefficient de corrélation linéaire	65
Cov	Covariance de l'intensité des pixels de deux blocs	65
Var	Variance de l'intensité des pixels d'un bloc	65
\bar{x}	Moyenne de l'intensité d'un ensemble de pixels	65
r_{min}^2	Seuil de similarité	65
T	Trajectoire d'un point d'intérêt	65
a, b	Bornes temporelles inférieure et supérieure de T	65
s_T	Morceau de signal extrait à partir d'une trajectoire	65
\cdot	Produit scalaire	65
\vec{v}	Vecteur unitaire dans la direction cranio-caudale	65
s'_T	Morceau de signal filtré	65
f_c	Fréquence de coupure pour le filtrage du signal	65
$L(s_T)$	Nombre d'échantillons d'un morceau de signal s_T	65
L_{inf}	Nombre d'échantillons minimum des morceaux de signaux sélectionnés	65
$A(s_T)$	Amplitude moyenne d'un signal s_T	66
A_{inf}	Borne inférieure de sélection pour le critère d'amplitude	66
A_{sup}	Borne supérieure de sélection pour le critère d'amplitude	66
$u(s_T)$	Fréquence pour le pic du spectre en amplitude de la transformée de Fourier de s_T	67
u_{inf}	Borne inférieure de sélection pour le critère fréquentiel	67
u_{max}	Borne supérieure de sélection pour le critère fréquentiel	67
s_{res}	Signal respiratoire extrait	68
s_{ref}	Signal respiratoire de référence attendu	68
G	Nombre de groupes de projections coniques	68
g	Index des groupes de projections coniques	68
s_{resp}^g	Ensemble des valeurs du signal respiratoire pour les projection d'un groupe g	68
w^g	Écarts entre le min et le max de s_{resp}^g	68
N_{mp}	Nombre de points mal triés par le signal extrait	69
$\bar{\sigma}_g$	Moyenne des écarts types des valeurs du signal respiratoire au sein de chaque groupe g	69

Sigles

		Page
TDM	Tomodensitométri-e/-que.....	13
TEP	Tomographie par Emission de Positons.....	17
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique.....	20
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i>	17
CTV	<i>Clinical Target Volume</i>	17
PTV	<i>Planning Target Volume</i>	17
ITV	<i>Internal Target Volume</i>	18
RTA	RadioThérapie Adaptative.....	18
RTGI	RadioThérapie Guidée par l'Image.....	18
OAR	Organes à Risques.....	17
SART	Technique de Reconstruction Algébrique Simultanée.....	39
RSB	Rapport Signal sur Bruit.....	58
RCB	Rapport Contraste sur Bruit.....	59
AMB	Algorithme de Mise en correspondance de Blocs.....	64

Introduction

Les images tomodensitométriques (TDM) représentent en 3D la carte du coefficient d'atténuation des rayons X en chaque point d'un objet. Elles sont aujourd'hui largement utilisées dans le milieu médical car elles rendent possible l'observation des tissus d'un patient sans intervention chirurgicale. Elles permettent en particulier de définir et de contrôler un plan de traitement par radiothérapie, qui est une technique de soin du cancer exploitant un rayonnement ionisant de haute énergie pour détruire les tissus cancéreux. Ainsi, il a été récemment proposé d'embarquer sur l'appareil de traitement, l'accélérateur linéaire, des tomographes à rayons X de géométrie conique pour réaliser une image TDM 3D du patient dans sa position au moment du traitement.

L'obtention d'une image TDM résulte d'un processus en deux étapes. La première étape est l'acquisition au cours de laquelle est mesurée sous différentes incidences l'atténuation d'un faisceau de rayons X traversant le patient. L'ensemble des mesures d'une incidence est appelé une projection, conique avec notre géométrie de faisceau, dont chaque valeur peut être reliée à la somme des coefficients d'atténuation des tissus au long du rayon X correspondant. La deuxième étape est la reconstruction, qui consiste à calculer à partir de ces projections le coefficient d'atténuation en chaque point de l'espace d'un champ de vue, ce qui correspond à la résolution d'un problème inverse. Plusieurs solutions ont été proposées à ce problème que l'on peut grossièrement séparer en deux catégories : les méthodes analytiques, qui résolvent le problème dans le cas continu puis adaptent la solution aux données numériques disponibles, et les méthodes discrètes, qui posent le problème en tenant compte de la nature discrète des données puis le résolvent.

Les méthodes de reconstruction font généralement l'hypothèse que toutes les projections acquises correspondent à un même objet statique. En cas de mouvement, cette hypothèse est contredite, ce qui introduit des artefacts dans l'image TDM reconstruite tels que du flou, des traits et des bandes. Ces artefacts sont particulièrement gênants pour la radiothérapie du cancer des poumons car ils faussent l'information sur laquelle repose la localisation précise des tissus cancéreux à traiter et des tissus sains à éviter, le calcul de la dose délivrée et le positionnement du patient au moment du traitement.

L'objectif de cette thèse est de proposer des solutions pour éliminer les artefacts induits par le mouvement respiratoire dans la reconstruction d'images TDM. Nous nous intéressons en particulier aux projections acquises avec un tomographe à géométrie conique monté sur un accélérateur linéaire, le *Synergy cone-beam* de la société *Elekta*, dont la période de rotation est lente puisque limitée à deux minutes. Le manuscrit est divisé en cinq chapitres.

Le premier chapitre introduit le contexte médical autour du cadre applicatif : la radiothérapie. Sont évoqués : l'information apportée par les images médicales et son utilisation ; l'évolution des appareils d'acquisition d'images TDM et leur introduction en salle de traitement ; la problématique du mouvement respiratoire en TDM et les principes généraux de sa prise en compte.

Le second chapitre présente les méthodes existantes de reconstruction d'un objet statique. Nous en détaillons deux en particulier, la méthode analytique de Feldkamp et la

méthode discrète appelée *Technique de Reconstruction Algébrique Simultanée* (SART).

Le troisième chapitre propose une plateforme d'évaluation de méthodes de prise en compte du mouvement respiratoire pour la tomodensitométrie. Un ensemble de données est décrit, comprenant des données réelles et des données simulées, chaque jeu de projections coniques offrant un équilibre entre réalisme, contrôlabilité et possibilité d'évaluation quantitative.

Le quatrième chapitre étudie la reconstruction à partir d'une sélection des projections coniques basée sur l'hypothèse de périodicité du mouvement respiratoire décrite par un signal respiratoire. Une nouvelle méthode d'extraction du signal respiratoire est d'abord proposée. Une étude quantitative est ensuite menée pour comparer les résultats obtenus en faisant varier différents paramètres étant donné un jeu de projections coniques et un signal respiratoire associé.

Le cinquième chapitre aborde la reconstruction à partir de toutes les projections coniques mais en compensant un mouvement 4D régulier quelconque. Deux solutions sont proposées : une méthode de reconstruction analytique basée sur une adaptation heuristique de la méthode de Feldkamp et une méthode de reconstruction algébrique basée sur la méthode SART.

Ce document se termine par une synthèse des travaux de recherche menés et les perspectives sur lesquelles ils ouvrent.

1

Contexte médical

Sommaire

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 positons	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
1.3.2	Tomographes X 3D	22
1.3.3	Tomographes X en salle de radiothérapie	23
1.3.4	Conclusion	25
1.4	Problématique du mouvement	26
1.4.1	La respiration	26
1.4.2	Artefacts induits par le mouvement	27
1.5	Prise en compte du mouvement en tomographie	28
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

Cette thèse a pour objet la prise en compte du mouvement respiratoire en tomodesitométrie avec un tomographe à géométrie conique, dans le cadre d'images acquises avec un scanner embarqué sur un accélérateur linéaire, utilisé pour le traitement du cancer par rayons X. Ces travaux ont été conduits au sein de l'équipe *Rayonnements, Images, Oncologie*¹ (RIO) du département de radiothérapie du centre de lutte contre le cancer Léon Bérard (CLB) dans le cadre d'une convention CIFRE entre la société Elekta, le Laboratoire d'InfoRmatique en Images et Systèmes d'information (LIRIS) et l'Université Lumière Lyon 2.

Ce chapitre présente les éléments clés permettant de situer le contexte :

- la radiothérapie et ses évolutions récentes, la radiothérapie guidée par l'image et la radiothérapie 4D ;
- les principales modalités d'images médicales utilisées dans le cadre du traitement de tumeurs pulmonaires par radiothérapie ;
- les différents tomographes X existants ;
- la respiration et ses conséquences sur les images médicales.

1.1 Contexte thérapeutique

1.1.1 La radiothérapie

La radiothérapie est l'application thérapeutique de rayonnements ionisants visant à détruire une masse de tissus cancéreux tout en épargnant les tissus sains environnants. Aujourd'hui, cette technique contribue au traitement de près de 60% des cancers et l'on estime que la moitié des cancers guéris l'ont été par la radiothérapie².

Sa naissance remonte à la fin du XIX^e siècle et résulte de la concomitance de différentes découvertes majeures. La première est la mise en évidence, dans un article publié en 1895 par Wilhelm Conrad Röntgen, d'un nouvel agent physique baptisé *rayon X*. Il suffira de trois mois pour qu'apparaissent les premiers constats d'effets biologiques de ce rayonnement en remarquant en particulier qu'il irrite l'œil. D'autre part, Henri Becquerel découvre en 1896 la radioactivité. Il constate également qu'un tube de matière radioactive gardé en poche provoque une réaction cutanée et met ainsi en évidence l'action biologique des radiations *gamma* du radium.

Dès lors, l'action biologique et l'intérêt thérapeutique des rayonnements ionisants ont été systématiquement recherchés et la radiothérapie n'a cessé d'évoluer au cours du XX^e siècle. Les premiers appareils, de faible énergie, ont été remplacés par des appareils de haute énergie tels que les accélérateurs linéaires. Les avancées de la radiobiologie ont mis en évidence l'intérêt de fractionner les doses massives de rayons X en plusieurs séances. Plus généralement, les possibilités et les risques de la radiothérapie ont été mieux connus et maîtrisés.

Plus récemment, dans les années 1990, la radiothérapie a évolué vers la radiothérapie conformationnelle. Comme son nom l'indique, cette évolution vise à mieux conformer les faisceaux de rayons X à la forme de la tumeur pour augmenter le rapport du volume de tissus cancéreux irradiés sur le volume de tissus sains irradiés. Elle s'appuie sur les techniques récentes d'acquisition d'images 3D, pour définir le plan de traitement, et sur de nouveaux collimateurs, appelés collimateurs multi-lames, qui permettent d'adapter la forme du faisceau fourni par l'accélérateur linéaire au volume cible.

¹<http://www.creatis.insa-lyon.fr/rio/>.

²Source : *Encyclopædia Universalis*.

1.1.2 La radiothérapie guidée par l'image

Les images médicales sont de première importance pour la radiothérapie. En effet, toutes les étapes du traitement sont basées sur les informations extraites à partir d'images du patient. La première étape est le diagnostic. Suite à certains symptômes, le cancérologue va s'appuyer sur une ou plusieurs tomographie(s) pour détecter la ou les tumeur(s) et éventuellement opter pour un traitement par radiothérapie, seul ou en conjugaison d'un autre traitement.

Le radiothérapeute va alors délimiter le volume cible visible, appelé *Gross Tumor Volume* (GTV), sur l'image tomodensitométrique (TDM) (paragraphe 1.2.1, figure 1.1a). Pour plus de précision, il peut également utiliser une tomographie de modalité différente. Par exemple, une tomographie par émission de positons (TEP) lui fournira dans certains cas une information physiologique précieuse (paragraphe 1.2.2). Il ajoute à ce volume une marge pour la diffusion microscopique, invisible sur les images dont il dispose, et prescrit une dose de rayons à délivrer au volume ainsi créé, appelé *Clinical Target Volume* (CTV). La dose, exprimée en Gray (Gy), est égale à la quantité d'énergie absorbée par les tissus. Le radiothérapeute délimite également les volumes correspondants aux organes à risques (OAR), susceptibles d'être atteints par les faisceaux, et prescrit une dose à ne pas dépasser dans ces OAR.

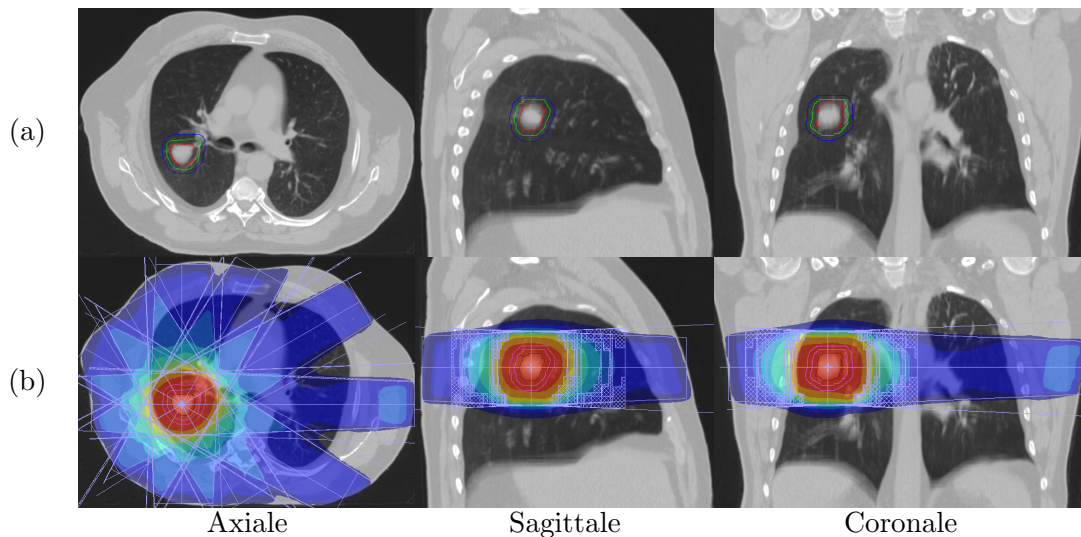


FIG. 1.1 – (a) Illustration des différents volumes du plan de traitement sur trois coupes de l'image TDM d'un patient. Par ordre de grandeur croissant : GTV (rouge), CTV (vert), PTV (bleu). (b) Illustration des différents faisceaux et de la dose déposée tels que prévus par le physicien médical à partir des différents volumes précédents.

La deuxième étape du traitement est le plan de traitement, mis au point par les physiciens médicaux et validé par les médecins. Une marge est ajoutée au CTV pour prendre en compte les incertitudes liées au positionnement du patient sur la table de traitement et obtenir le *Planning Target Volume* (PTV). Les images acquises sont utilisées pour choisir le nombre, la forme de la collimation, la balistique et l'énergie des faisceaux à délivrer en fonction des prescriptions de dose (figure 1.1b). Il est validé en utilisant le système de planimétrie grâce à un calcul théorique de dose déposée en chaque point de l'image du patient, appelé simulation.

Enfin, de nouvelles images sont acquises pendant la séance de traitement. Elles permettent de s'assurer du positionnement du patient avant la délivrance des rayons et de minimiser la marge du PTV. Elles permettent également l'observation de l'évolution anatomique, qui peut induire une adaptation du plan de traitement. On parle alors de ra-

diothérapie adaptative (RTA)³. Des images de différents types peuvent être acquises : des images portales, équivalentes à des radiographies numériques 2D obtenues avec le faisceau de rayons mégavolt (MV) produit par l'accélérateur linéaire ; des images TDM 3D, obtenues avec plusieurs images portales ou avec une autre source de rayons X kilovolt (kV) et un autre capteur embarqués à l'accélérateur linéaire (paragraphe 1.3.3).

Le constat de l'utilisation d'images médicales tout au long du traitement d'un patient, et plus particulièrement depuis l'introduction d'imageurs dans la salle de traitement, est traduit par le concept de Radiothérapie Guidée par l'Image (RTGI)⁴ [Jaffray, 2005 ; Xing *et al.*, 2006]. Le tomographe plus particulièrement étudié dans cette thèse, le Synergy Cone-Beam de la société Elekta (figure 1.7), a été le premier scanner kV embarqué à un accélérateur de traitement commercialisé [Jaffray *et al.*, 2002] et est donc un acteur majeur de la RTGI.

1.1.3 Prise en compte du mouvement respiratoire en radiothérapie

Le mouvement respiratoire représente une difficulté majeure pour la radiothérapie car il implique dans certains cas un mouvement du volume cible [Keall *et al.*, 2006 ; Seppenwoolde *et al.*, 2002 ; Webb, 2006]. Pour que le traitement reste efficace, il faut qu'il soit pris en compte. Le comité international sur les unités de radiation et les mesures⁵ recommande de définir un nouveau volume, appelé *Internal Target Volume* (ITV), qui intègre le CTV à tout moment de la respiration et à partir duquel sera déterminé le PTV [ICRU, 1999]. Cependant, l'ITV doit généralement être déterminé sur une seule image TDM 3D. Suivant le protocole d'acquisition de l'image TDM, cela se traduit au mieux par du flou autour des parties mobiles, que l'on peut essayer d'intégrer à l'ITV, et au pire par des artefacts déformant la tumeur [Chen *et al.*, 2004] (paragraphe 1.4.2). Il faut donc ajouter dans tous les cas une nouvelle marge pour tenir compte de cette nouvelle incertitude. Intuitivement, cette solution n'est pas satisfaisante, particulièrement pour les petites tumeurs, car le rapport du volume de tissus cancéreux irradiés sur le volume de tissus sains irradiés diminue et la dose que l'on peut envoyer sur la tumeur est limitée.

Différentes solutions ont été proposées pour pallier à ce problème. La première consiste à arrêter le mouvement en bloquant la respiration à une position prédéterminée dans le cycle respiratoire. Cette solution, assez simple *a priori*, n'est valable que si le patient bloque sa respiration à la même position au moment de l'acquisition de l'image TDM utilisée pour la définition du plan de traitement, et pendant le traitement. Certains appareils peuvent permettre une aide au patient à cette fin [Wong *et al.*, 1999] mais la reproductibilité du blocage doit être assurée pour qu'il soit valable [Sarrut *et al.*, 2005]. Cette technique a également l'inconvénient d'être complexe à mettre en œuvre pendant les séances de traitement. Elle n'est de plus pas applicable à tous les patients, certains souffrants d'insuffisances respiratoires. Enfin, elle ne peut être envisagée pour l'acquisition d'images avec un scanner embarqué à l'appareil de traitement, le temps d'acquisition des données étant supérieur à 2 minutes, à moins de faire plusieurs blocages, auquel cas la longueur et la complexité d'une séance de traitement augmenterait sensiblement.

Quand le patient respire librement pendant l'acquisition des images et le traitement, la prise en compte explicite des changements anatomiques temporels induits est appelée radiothérapie 4D [Keall, 2004]. Elle commence au moment de l'acquisition de l'image TDM pour le plan de traitement, ce qui aboutit à l'acquisition d'une image TDM 4D, définie comme une *séquence d'images TDM définies pour des segments consécutifs d'un cycle respiratoire*. Cette image est utilisée pour définir une stratégie de traitement adéquate (voir [Keall *et al.*, 2006] pour une revue complète du sujet). Le plus simple est d'inclure

³En anglais : Adaptive Radiation Therapy (ART).

⁴En anglais : *Image Guided Radiation Therapy* (IGRT).

⁵En anglais : *International Commission on Radiation Units and Measures* (ICRU).

l'image TDM 4D au plan de traitement pour l'optimiser via un calcul plus précis des dépôts de dose sans modifier le mode de délivrance du traitement lui-même. On peut aller plus loin en choisissant une position du cycle et ne délivrer le faisceau qu'à cette position en synchronisant l'accélérateur linéaire à un système de suivi de la respiration⁶. On peut enfin imaginer un suivi en temps réel de la tumeur par le faisceau de rayons X, mais cette technique n'est pas disponible aujourd'hui et nécessite encore de nombreux développements.

1.1.4 Conclusion

Les essais de la radiothérapie guidée par l'image (RTGI) et de la radiothérapie 4D ne sont pas indépendants. Comme on l'a vu, la prise en compte des changements anatomiques temporels doit entre autres se faire pendant l'acquisition des images. En particulier, pour que l'imagerie embarquée à un accélérateur linéaire s'intègre à un processus de radiothérapie 4D, il faut qu'elle tienne compte du mouvement respiratoire. C'est le but de cette thèse.

1.2 L'imagerie thoracique

La *tomographie*, du grecque *τόμος* (*tomé*) qui signifie *section*, est une représentation en coupes d'un paramètre connu d'un volume donné. Elle est principalement utilisée en médecine pour explorer une propriété physique d'une partie de l'anatomie d'un patient. Elle est obtenue par *reconstruction* à partir d'un ensemble de mesures d'un rayonnement émis ou transmis à l'extérieur du patient. La reconstruction correspond à la résolution du problème inverse posé quand les données mesurées sont reliées à la tomographie à déterminer. Le problème, et donc la méthode de reconstruction, sont variables d'une modalité à l'autre même si quelques fondamentaux sont communs entre certaines modalités.

La modalité est le procédé d'acquisition de la tomographie, qui est étroitement lié à la nature du rayonnement mesuré. Suivant la modalité, la tomographie fournit une information différente dont dépendra son utilisation clinique. D'autre part, le mode d'acquisition entraîne un degré variable de nocivité pour le patient, appelé *invasivité*, et dont il sera également tenu compte au moment de la prescription par le thérapeute. Nous présentons brièvement différentes modalités de tomographie utilisées pour l'imagerie thoracique. Les appareils d'acquisition et la reconstruction d'images tomodensitométriques sont détaillés respectivement dans le paragraphe 1.3 et le chapitre 2.

1.2.1 Tomodensitométrie

Une tomodensitométrie (TDM) est obtenue à partir du rayonnement transmis par une source externe de rayons X. Ce rayonnement est atténué suivant la densité des tissus traversés et est mesuré par un capteur face à la source. Une image TDM représente donc la distribution de la densité des tissus en chaque point du volume (figure 1.2a). La TDM est invasive et il est nécessaire de limiter autant que possible son utilisation, particulièrement pour le diagnostic. La dose délivrée, de l'ordre du centigray (cGy), est cependant négligeable par rapport à celle délivrée lors d'un traitement par radiothérapie, de l'ordre du gray (Gy), tout en étant moins localisée.

1.2.2 Tomographie par émission de positons

La tomographie par émission de positons (TEP) est obtenue à partir du rayonnement photonique émis après désintégration de positons, lui-même émis par un atome radioac-

⁶En anglais : *gated radiation therapy*.

tif marquant une solution injectée au patient, appelée traceur. Le marqueur est absorbé différemment suivant le comportement physiologique de chaque organe. Une image TEP représente donc la distribution de l'activité du métabolisme des cellules, d'où le nom d'imagerie fonctionnelle (figure 1.2b). Par exemple, le principal traceur utilisé en oncologie est le fluorodésoxyglucose (FDG), proche du glucose. Outre le cœur et le cerveau, il se fixe sur les cellules tumorales et facilite donc la localisation des tissus cancéreux. Le traceur doit être soigneusement dosé pour limiter l'activité nucléaire et ses conséquences sur le patient.

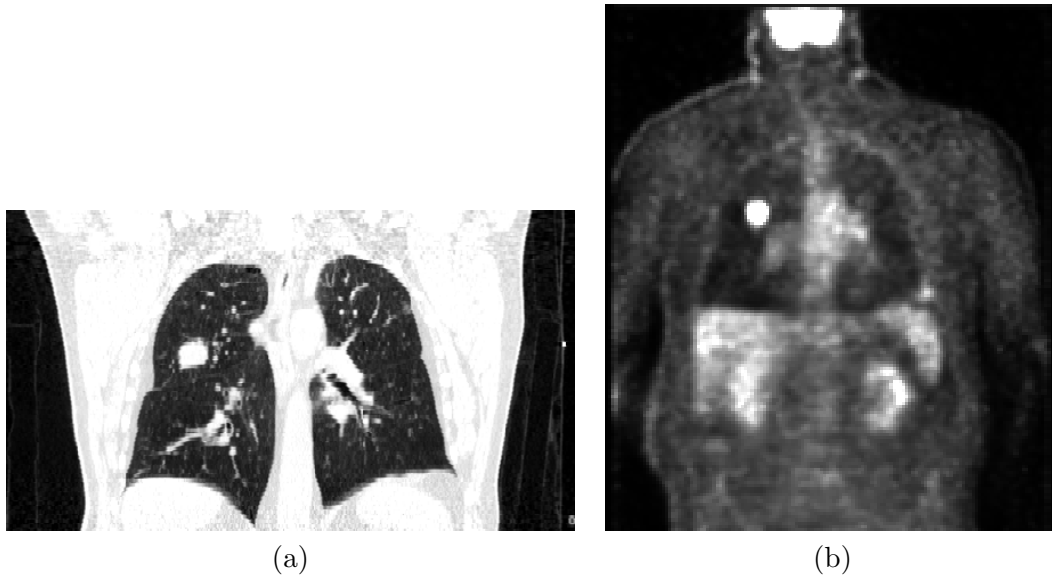


FIG. 1.2 – Coupes coronales d'images (a) TDM et (b) TEP d'un thorax de patient en respiration libre. L'image TDM est extraite d'une image 4D et comporte donc peu d'artéfacts dus au mouvement respiratoire.

1.2.3 Imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est obtenue par mesure d'un champ magnétique résultant du retour à un état stable du noyau de l'atome d'hydrogène, le proton, orienté par un puissant champ magnétique et stimulé par des ondes radiofréquences. Une image IRM représente donc la distribution de la densité de protons en chaque point du volume imagé. Cette technique n'est pas invasive, ce qui la rend attractive, mais est coûteuse et a une résolution spatiale limitée à l'heure actuelle.

1.3 Les tomographes X et leur géométrie d'acquisition

Le scanner X, également appelé tomographe à rayons X ou tomodensitomètre, a connu une rapide évolution [Kalender, 2006] depuis le premier prototype breveté en 1972 par Godfrey N. Hounsfield [Hounsfield, 1973]. Son évolution peut être observée au regard de l'évolution de la forme du faisceau de rayons X, définie en fonction de la source de rayons X, et du capteur associé.

1.3.1 Tomographes X 2D

Les tomographes à rayons X 2D n'acquiescent que les données nécessaires à la reconstruction d'une coupe axiale 2D du patient. Leur faisceau est donc contenu dans ce plan de

coupe. Le volume 3D final résulte de l'empilement des coupes axiales acquises en déplaçant la table du scanner en différentes positions.

1.3.1.1 Les différentes générations

Chaque évolution majeure des scanners est appelée génération. La première génération n'utilisait qu'un élément de détection associé à un faisceau fin⁷ (figure 1.3a). Cet élément se déplaçait en translation avec la source de rayons X pour acquérir un ensemble de mesures parallèles sous un angle d'incidence donné. Une fois cette opération réalisée, l'ensemble subissait une rotation et l'opération était renouvelée pour acquérir une autre incidence. L'opération, appelée translation-rotation, demandait 20 minutes pour l'acquisition des données nécessaires à la reconstruction d'une coupe.

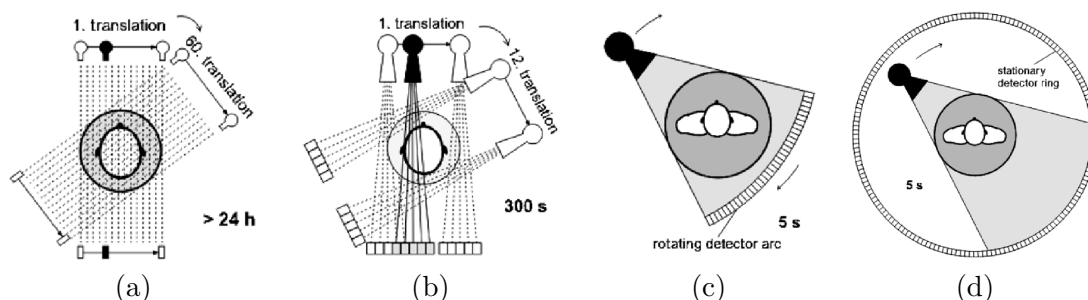


FIG. 1.3 – (a) Première, (b) deuxième, (c) troisième et (d) quatrième génération de scanners. D'après [Kalender, 2006]. Les temps d'acquisition sont indicatifs puisque le temps est actuellement inférieur à 0.5 s pour l'acquisition d'une coupe.

La deuxième génération marquait une évolution par l'utilisation de plusieurs éléments de détection et d'un faisceau de rayons X en forme d'éventail⁸ (figure 1.3b). Le détecteur n'était cependant pas suffisamment large pour couvrir tout le volume à imager et les mouvements successifs de translation et rotation étaient conservés. L'acquisition simultanée de plusieurs mesures permettait cependant de réduire le temps d'acquisition des données d'une coupe à moins d'une minute.

La troisième génération, qui est celle des scanners conventionnels commercialisés aujourd'hui, utilise un ensemble de détecteurs plus large, appelé *barrette*, associé à un faisceau en éventail adapté (figure 1.3c). Le mouvement de translation n'est donc plus nécessaire et l'ensemble ne fait que tourner autour du patient. On arrive ainsi aujourd'hui à un temps d'acquisition des données nécessaires à la reconstruction d'une coupe de l'ordre de 0,5 s.

La quatrième génération consiste en un ensemble de détecteurs en couronne, tout autour du patient, et qui n'a donc plus besoin de tourner (figure 1.3d). Seule la source de rayons X tourne ce qui permet d'accélérer la rotation. Cette génération n'a pas connu l'essor de ses prédécesseurs car elle a un coût relativement important et est plus sensible au rayonnement diffusé.

1.3.1.2 Les modes axial et hélicoïdal

Une autre évolution majeure de la technologie des scanners concerne le mode de déplacement de la table pour obtenir plusieurs coupes 2D. Historiquement, le premier mode qui a été proposé est le mode axial. Les données sont acquises avec la table fixe par une rotation de l'ensemble source-détecteur, puis la rotation est stoppée et la table déplacée. L'opération est renouvelée pour chaque coupe. Pendant le temps d'arrêt, le tube

⁷En anglais : *pencil-beam*.

⁸En anglais : *fan-beam*.

de rayons X est remis dans sa position initiale, le câblage ne permettant pas de tourner sur plusieurs tours.

Avec l'apparition d'appareils capables de tourner continûment, [Kalender *et al.*, 1990] ont proposé d'également déplacer la table continuellement, de manière à ce que la translation effectuée par celle-ci pendant un tour soit égale à l'épaisseur de collimation du faisceau en éventail. Ainsi, les données sont acquises sans interruption et le temps d'acquisition d'un volume complet est réduit car les temps d'arrêt supprimés. Ce mode est appelé mode hélicoïdal car la trajectoire effectuée par la source dans le référentiel patient est une hélice.

1.3.2 Tomographes X 3D

Les progrès technologiques présentés dans le paragraphe précédent visaient à accélérer l'acquisition des données pour la reconstruction d'une coupe axiale 2D. Des efforts ont également été engagés pour acquérir des données de manière à reconstruire plusieurs coupes avec une seule rotation de la source de rayons X et du détecteur associé. Pour ce faire, le nombre de détecteurs a été augmenté dans la direction cranio-caudale, c'est-à-dire perpendiculairement aux coupes axiales. Si la source de rayons X reste ponctuelle, le faisceau de rayons X devient conique⁹. Cette évolution s'est faite sur les scanners de diagnostic mais également sur des appareils dédiés à d'autres applications.

1.3.2.1 Tomographes X multi-barrettes

Sur les scanners de diagnostic (figure 1.5a), l'augmentation du nombre de détecteurs dans la direction cranio-caudale s'est faite progressivement en augmentant le nombre de barrettes (figure 1.4). Les derniers prototypes développés ont jusqu'à 256 barrettes [Endo *et al.*, 2003a,b], ce qui permet par exemple d'acquérir en une seule rotation et en moins de 1 s les données pour reconstruire l'image TDM complète du cœur d'un patient [Mori *et al.*, 2004].

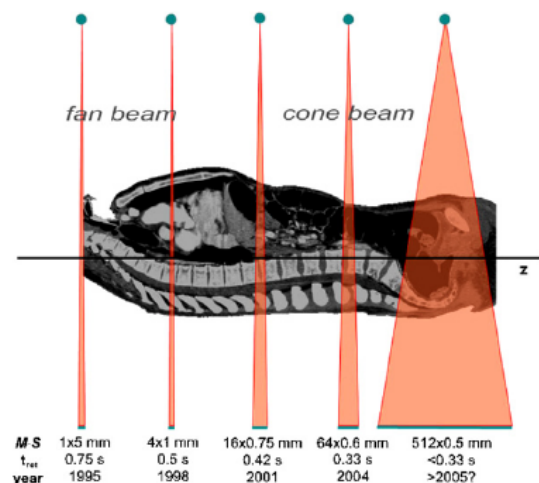


FIG. 1.4 – Evolution des scanners de diagnostic d'un faisceau en éventail vers un faisceau conique. D'après [Kalender, 2006].

⁹En anglais : *cone-beam*.

1.3.2.2 Tomographes X coniques avec arceau C

Le passage aux tomographes 3D peut également permettre de simplifier la mécanique. En effet, si le faisceau de rayons X couvre l'organe examiné, le scanner n'a pas besoin d'avoir de système de translation, c'est-à-dire qu'il peut être indépendant de la table sur laquelle est allongé le patient. Cet avantage a permis le développement de tomographes avec un arceau C¹⁰ [Linsenmaier *et al.*, 2002] (figure 1.5b). Ces systèmes sont composés d'un bras rotatif en forme de C avec une source de rayons X à un bout et un détecteur surfacique à l'autre bout. Ils peuvent être utilisés pour acquérir des fluoroscopies 2D classiques, sans reconstruction, ou reconstruire une tomodensitométrie 3D à partir de fluoroscopies réparties autour du patient. Ils sont souvent amovibles, ce qui permet leur utilisation dans de multiples cas, par exemples en stomatologie pour avoir une vue 3D de la dentition [Heiland *et al.*, 2003], en chirurgie pour avoir des images pendant l'opération [Hott *et al.*, 2004a,b ; Linsenmaier *et al.*, 2002 ; Siewerdsen *et al.*, 2005], ou en angiographie pour avoir une reconstruction 3D des vaisseaux [Blondel, 2004 ; Fahrig *et al.*, 1997]. L'utilisation d'un arceau limite cependant la vitesse de rotation par rapport à un tomographe conventionnel.

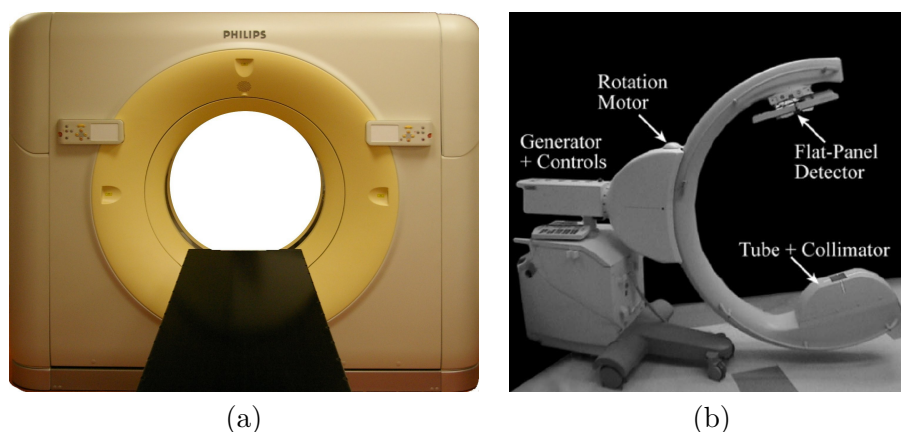


FIG. 1.5 – (a) Exemple de scanner de diagnostic multi-barrettes, le *Philips Brilliance CT Big Bore* muni de 16 barrettes. (b) Tomographe conique mobile *C-arm*. D'après [Siewerdsen *et al.*, 2005].

1.3.3 Tomographes X en salle de radiothérapie

En radiothérapie, le contrôle du positionnement du patient dans sa position pour le traitement est important pour que le traitement défini sur une image TDM soit délivré tel que prévu par le radiothérapeute et le physicien médical (paragraphe 1.1.1). Pour aller au delà d'un simple contrôle de la position du patient à partir de tatouages sur la peau du patient, des appareils permettant d'acquérir des images tomographiques du patient ont été introduits directement dans la salle de traitement. Pour l'essentiel, ils utilisent des rayons X, même si d'autres modalités peuvent être envisagées, comme par exemple des images ultrason [Fung *et al.*, 2006 ; Sawada *et al.*, 2004] ou des IRM [Raaymakers *et al.*, 2004]. Nous ne nous intéressons ici qu'aux technologies développées ces dix dernières années, mais le lecteur est orienté vers [Cho *et al.*, 1995] pour une bibliographie sur les travaux antérieurs.

¹⁰En anglais : *C-arm*.

1.3.3.1 Tomographes X de diagnostic *in situ*

Une première solution consiste à introduire dans la salle de traitement un scanner conventionnel de diagnostic [Ma et Paskalev, 2006] (figure 1.6). Ce scanner ne peut pas être sous le faisceau de rayons X mégavolt (MV) pendant le traitement mais la partie dont on souhaite avoir une image l'est. Il faut donc déplacer le patient entre le scanner et l'accélérateur linéaire. Ce déplacement peut être (1) une translation dans la direction cranio-caudale pour acquérir l'image TDM puis une rotation de 180° pour ramener le patient sous l'accélérateur [Uematsu *et al.*, 1996], ou (2) uniquement une rotation de 180° , auquel cas la translation pour l'acquisition de l'image TDM est effectuée en déplaçant le scanner sur des rails [Ma et Paskalev, 2006]. Dans tous les cas, la table est déplacée et le mouvement risque de faire bouger le patient entre l'acquisition de l'image TDM et le traitement.

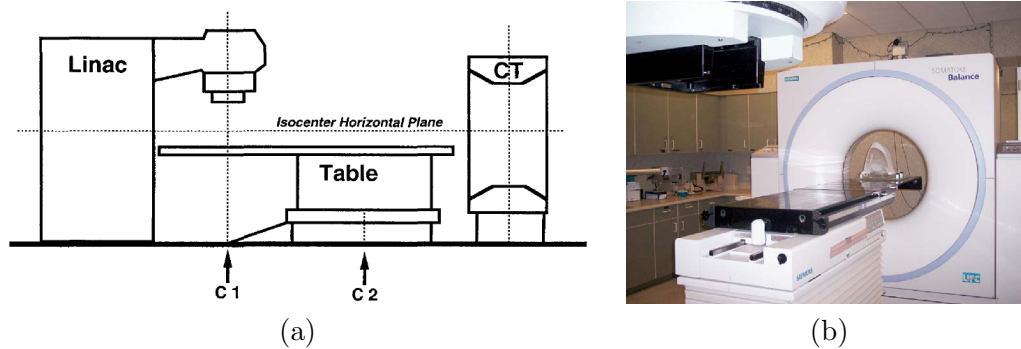


FIG. 1.6 – Exemple de scanner de diagnostic introduit dans la salle de traitement. (a) Schéma d'après [Uematsu *et al.*, 1996]. (b) Photo du PRIMATOM de Siemens d'après [Ma et Paskalev, 2006].

1.3.3.2 Tomographes X avec arceau C

Une autre solution se base sur un tomographe X avec arceau C (paragraphe 1.3.2.2) [Chow *et al.*, 2004 ; Sorensen *et al.*, 2006]. La mobilité de celui-ci permet d'acquérir l'image TDM du patient sans avoir à déplacer la table sur laquelle repose le patient. Il faut toutefois alors une procédure permettant de recalibrer le système de coordonnées de l'image TDM acquise sur le système de coordonnées de l'accélérateur linéaire. Cela peut se faire en utilisant l'image TDM acquise avec des marqueurs radio-opaques positionnés dans la table ou en utilisant un système externe de caméras infrarouges avec des marqueurs infrarouges positionnés à la fois sur l'arceau C et à l'isocentre de l'accélérateur linéaire [Sorensen *et al.*, 2006].

1.3.3.3 Tomographes X fixés à l'accélérateur linéaire

Les systèmes de traitement possèdent un système de rotation permettant de moduler l'incidence des faisceaux de traitement. La dernière solution consiste donc à utiliser ce système de rotation pour acquérir les données nécessaires à la reconstruction d'une image TDM. On peut en distinguer deux types en fonction du faisceau de rayons X utilisés.

1.3.3.3.1 Tomodensitométrie MV Dans certains cas, le faisceau de rayons X utilisé pour l'acquisition d'images est le faisceau délivré par l'accélérateur linéaire prévu pour le traitement. Son énergie est de l'ordre du mégavolt (MV) [Gayou *et al.*, 2007 ; Morin *et al.*, 2006 ; Mosleh-Shirazi *et al.*, 1998 ; Pouliot *et al.*, 2005 ; Sillanpaa *et al.*, 2006]. Le capteur associé correspond alors au capteur numérique dédié à l'acquisition d'images portales.

Celui-ci est présent aujourd'hui sur la majorité des accélérateurs linéaires commercialisés (figure 1.7), ce qui permet d'acquérir des images TDM sans matériel additionnel. Toujours avec le faisceau de traitement, le système de tomothérapie (appareil de traitement conçu sur la base d'un scanner de diagnostic) pour un traitement coupe à coupe, permet également d'acquérir des images TDM, mais sur le modèle des tomographes X 2D [Mackie *et al.*, 2003].

Cependant, les caractéristiques du faisceau de rayons X de haute énergie diffèrent d'un faisceau de rayons X dédiés à l'acquisition d'images. Cela implique une qualité d'images TDM inférieure, en particulier dans les régions où les tissus ont une faible densité [Groh *et al.*, 2002]. En revanche, l'acquisition est plus robuste à la présence de métaux dans le champ de vue.

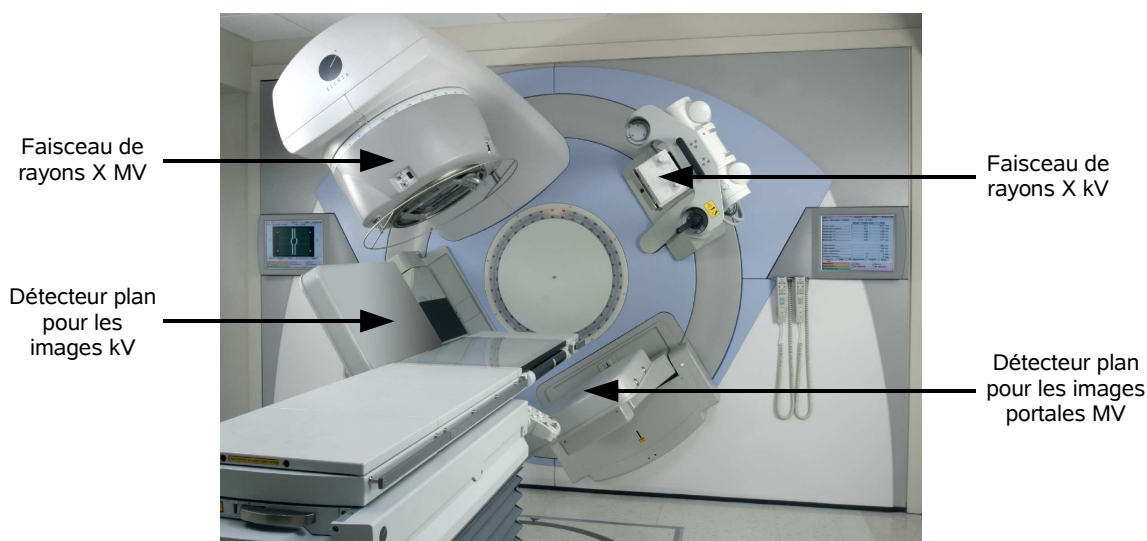


FIG. 1.7 – L'accélérateur linéaire *Synergy cone-beam* de la société Elekta dont le système d'acquisition d'images avec un faisceau kV a été utilisé dans le cadre de cette thèse.

1.3.3.3.2 Tomodensitométrie kV Pour améliorer la qualité des images TDM, il a été proposé de fixer au système de rotation une source de rayons X supplémentaire, dont l'énergie est de l'ordre du kilvolt (kV), et un autre détecteur plan. Les développements de l'équipe de [Jaffray *et al.*, 1999 ; Jaffray et Siewerdsen, 2000 ; Jaffray *et al.*, 2002] ont abouti au premier système commercialisé sous le nom de Synergy par la société Elekta (figure 1.7). Les images de cette thèse ont été acquises au Centre Léon Bérard (Lyon) sur un tel système. Les autres constructeurs d'accélérateurs linéaires proposent maintenant des systèmes basés sur le même principe, par exemple l'*Artiste* de Siemens et l'*On-Board Imager* de Varian.

1.3.4 Conclusion

Les tomographes ont évolué ces dernières années vers l'utilisation d'un faisceau conique associé à un capteur bidimensionnel. Cette partie a donné un aperçu des nombreuses variantes de ces tomographes, en particulier des tomographes présents en salle de radiothérapie. Cette multiplication des technologies est significative de l'essor autour de ces appareils. Les contributions de cette thèse ont été appliquées à la géométrie de l'un deux mais les méthodes mises en œuvre sont également valables pour les autres tomographes à géométrie conique.

1.4 Problématique du mouvement

Nous avons vu que la tomographie résulte d'une étape de reconstruction à partir de différentes mesures déportées à l'extérieur du patient. En général, ces mesures ne peuvent pas être toutes acquises à un même instant, soit parce qu'il faut déplacer le détecteur et/ou la source (par exemple en TDM), soit parce qu'il faut attendre que la statistique d'acquisition soit suffisante (par exemple en TEP). L'algorithme de reconstruction suppose donc en première approche que l'objet imagé est toujours le même dans le temps. S'il ne l'est pas, un certain nombre d'artefacts sont induits.

Dans le cas d'un patient, plusieurs mouvements peuvent venir contredire cette hypothèse. Il y a d'abord les mouvements dits volontaires. Ces mouvements peuvent être évités, en demandant au patient de ne pas bouger, ou bien contraints, via un moule de contention. Il y a ensuite les mouvements dits involontaires qui ont une fonction vitale et qui sont permanents. Ce sont principalement la respiration et le mouvement cardiaque. La respiration est à distinguer du mouvement cardiaque car elle peut être interrompue pendant quelques secondes. On parle alors de blocage respiratoire. Outre qu'il n'est pas accessible à tous les patients, le mouvement respiratoire ne peut pas être bloqué suffisamment longtemps pour nombre de modalités d'imagerie, notamment pour notre scanner (paragraphe 3.1.1).

Dans cette thèse, nous supposons que le patient est au repos et en respiration libre. Nous décrivons dans cette partie le mouvement respiratoire et les organes en jeu, puis les artefacts introduits par la reconstruction s'il n'est pas pris en compte.

1.4.1 La respiration

Pour l'homme, la respiration est le processus vital d'aspiration et de rejet d'air des voies bronchiques qui lui permet d'assimiler du dioxygène et d'éliminer du dioxyde de carbone. Ce processus complexe est assuré par de nombreux organes (voir figure 1.8).

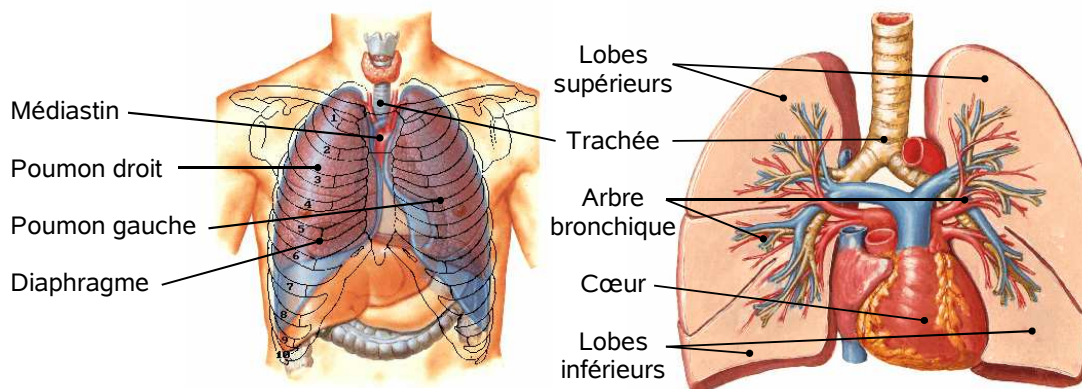


FIG. 1.8 – Représentation schématique de l'anatomie du thorax et des poumons.

Les échanges gazeux se font dans les branches de l'arbre bronchique, qui se ramifie dans les deux poumons jusqu'à de fines bronchioles auxquelles sont suspendues les alvéoles. Le poumon est donc composé principalement d'air avec une structure hétérogène complexe. Les tissus ont une faible densité et sont dits *tissus mous*. Ils sont contenus dans la cage thoracique qui est une structure osseuse.

Le muscle principal est le diaphragme. Il est composé de deux coupes, une dans chaque poumon, qui agissent comme deux pompes, principalement dans la direction craniocaudale. D'autres muscles entrent cependant en jeu mais ont une fonction mécanique plus limitée : les muscles intercostaux, les muscles scalènes (situés au niveau du cou) et les

muscles abdominaux. Le patient agit sur les muscles pour inspirer et les relâche pour expirer, l'élasticité des tissus permettant un retour à l'état de début d'inspiration [Villard, 2006].

Le mouvement induit par ces différents muscles est donc complexe et variable d'un patient à l'autre et d'un cycle à l'autre, suivant l'état et la volonté du patient. Les coupes assurent un mouvement cranio-caudale qui entraîne à la fois les poumons et les organes abdominaux, alors que la cage thoracique a un mouvement principalement dans le plan axial. Suivant l'action relative des muscles, on observe une variabilité du cycle respiratoire. On peut distinguer par exemple la respiration thoracique de la respiration abdominale.

[George *et al.*, 2005] observent le mouvement de la surface abdominal ou thoracique d'un ensemble de patients pour obtenir les caractéristiques temporelles du cycle respiratoire. Ils estiment une période moyenne entre 2 et 6 secondes pour la majorité des patients avec une variabilité importante de cette période pendant le traitement. Par exemple, ils observent que 90% des cycles respiratoire ont une période comprise entre 0,90 s et 6,94 s. Au niveau spatial, [Sarrut *et al.*, 2005, 2006] estiment pour 8 patients le mouvement entre deux images TDM acquises en respiration bloquée, l'une en fin d'inspiration et l'autre en fin d'expiration. D'après leur estimation, validée pour certains points par des experts, le déplacement moyen des 5% de points du thorax des patients ayant le plus grand déplacement est compris entre 6.2 mm et 21.9 mm. [Liu *et al.*, 2007] estiment le mouvement au niveau de la tumeur à partir d'images TDM 4D de 166 patients en respiration libre. Ils observent que 11% des tumeurs observées ont un mouvement supérieur à 1 cm qui est principalement dans la direction cranio-caudale.

1.4.2 Artefacts induits par le mouvement

Le mouvement du patient pendant l'acquisition des données peut avoir trois conséquences qu'il faut distinguer. La première est relative à la qualité intrinsèque d'une mesure du capteur plan, appelée projection conique. En effet, de même qu'un mouvement pendant le temps de pose pour une prise de vue photographique provoque un effet de flou sur la photographie, la mesure du rayonnement peut être dégradée si le temps de mesure est trop important. Dans notre cas, cet artefact peut être négligé car le temps de mesure est faible (25 ms) par rapport à la vitesse du mouvement.

La deuxième conséquence induite par le mouvement est une incohérence extrinsèque des mesures. En d'autres termes, le mouvement n'a pas d'impact sur chaque mesure prise individuellement mais les rend incohérentes entre elles car elles ne correspondent pas au même objet dans une même position. Les artefacts sont créés par le processus de reconstruction qui utilise toutes les mesures en supposant qu'elles correspondent au même objet statique.

La troisième conséquence ne s'applique que pour les modalités et géométries basées sur un empilement de coupes reconstruites en 2D. C'est le cas entre autres de la TDM conventionnelle, qui a une géométrie en éventail ou faiblement conique [Chen *et al.*, 2004], et de l'IRM [Von Siebenthal *et al.*, 2007]. Dans ce cas, on fait généralement l'approximation qu'il n'y a pas d'artefacts de deuxième type, dus à la reconstruction 2D, car les données nécessaires à la reconstruction d'une coupe ont été acquises en peu de temps (environ 0.5 s en TDM [Low *et al.*, 2003 ; Keall *et al.*, 2004] et 0.2 s en IRM [Von Siebenthal *et al.*, 2007]). Etant donné la nature de notre scanner (paragraphe 3.1.1), nous utilisons un algorithme de reconstruction 3D, ce qui exclut de fait ce type d'artefact.

Parmi les artefacts induits par la reconstruction, nous distinguons deux types d'artefacts (figure 1.9). Le premier est le flou qui apparaît autour des parties en mouvement. Le second est un bruit, indépendant du bruit d'acquisition, qui prend la forme de traits clairs et sombres, de bandes et de points sombres visibles sur toute l'image [Ritchie *et al.*, 1992].

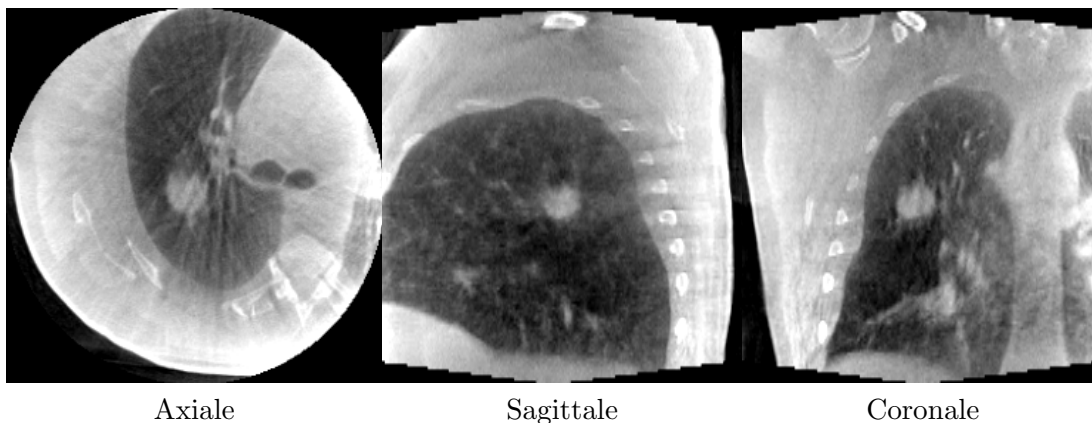


FIG. 1.9 – Coupes d’une image TDM acquise sur notre scanner et reconstruite sans prise en compte du mouvement respiratoire. Le flou dû au mouvement respiratoire est plus particulièrement visible sur la coupe sagittale autour de la tumeur et de la coupole diaphragmatique et les traits sur la coupe axiale.

1.5 Prise en compte du mouvement en tomographie

La problématique du mouvement en tomographie est connue et étudiée depuis de nombreuses années, quels que soient la modalité et le mouvement concernés. Nous dressons ici un état de l’art synthétique structuré en fonction de la précision des informations disponibles sur le mouvement du patient. Des états de l’art plus détaillés sur les méthodes mises en œuvre dans cette thèse sont disponibles en tête des chapitres 4 et 5.

Nous avons vu dans le paragraphe précédent que le mouvement pouvait avoir des conséquences à chaque moment de l’obtention de la tomographie mais que nous ne nous intéressons qu’aux artefacts introduits au moment de la reconstruction et causés par une incohérence entre les différentes mesures.

1.5.1 Méthodes sans information sur le mouvement

D’une manière générale, le problème de la présence d’artefacts dans une image est souvent abordé sans information *a priori* sur la cause de l’artefact. Dans notre cas, certaines solutions visent donc à corriger les artefacts sans chercher à obtenir le mouvement du patient.

Une approche classique en traitement du signal consiste à considérer une image bruitée comme la convolution de toute l’image sans bruit avec une fonction représentative du bruit. Dans ce cas, l’observation du spectre fréquentiel de l’image reconstruite peut permettre de caractériser le spectre fréquentiel des artefacts pour les éliminer via un filtrage adéquat. [Helenon *et al.*, 1989] s’intéressent ainsi à un artefact particulier d’images TDM du parenchyme pulmonaire dû au mouvement des vaisseaux. Ils observent des lignes parallèles caractérisées par de hautes fréquences dans une direction donnée visibles sur le spectre fréquentiel. Dans ce cas, un filtre passe-bas leur permet d’éliminer l’artefact. Ce type de solution ne nous apparaît pas opportun pour deux raisons : (1) les artefacts et les structures du poumon ne semblent *a priori* pas séparables car leurs deux spectres comportent des fréquences réparties, et (2) le bruit ne peut être caractérisé par la convolution décrite ci-dessus car le mouvement est variable d’un endroit à l’autre de l’image d’une part et le bruit est introduit par l’algorithme de reconstruction d’autre part.

Une approche plus originale consiste à observer deux mesures acquises dans une même position mais à deux instants différents. On peut alors considérer que la différence entre ces deux mesures ne peut venir que du mouvement du patient entre ces deux instants. [Dha-

[Dhanantwari *et al.*, 2001a] proposent d'utiliser cette information dans un algorithme itératif pour soustraire les artefacts dus au mouvement sans avoir besoin d'évaluer le mouvement. Leur développement théorique permet alors de corriger un mouvement simple sur fantôme. L'application pratique n'est cependant pas convaincante car cela aboutit à une évaluation d'un signal unidimensionnel et utilise finalement la méthode décrite ci-après [Dhanantwari *et al.*, 2001b]. Elle n'est de toute façon pas applicable à notre cas car nous ne disposons pas de plusieurs mesures acquises sous un même point de vue.

1.5.2 Méthodes utilisant un signal unidimensionnel

L'estimation du mouvement semble nécessaire pour corriger les artefacts qu'il induit. Mais les mouvements en jeu sont généralement complexes et le nombre de paramètres à déterminer est tel que le problème est mal posé par rapport aux données disponibles. Cependant, les deux mouvements involontaires que l'on cherche généralement à corriger, le mouvement cardiaque et le mouvement respiratoire, ont un caractère cyclique. Si l'on considère que ces cycles sont périodiques spatialement, c'est-à-dire que le thorax retrouve régulièrement la même position, on peut simplifier ce problème en n'utilisant que les données correspondant à une même position du thorax dans le cycle respiratoire. Il suffit alors d'utiliser un signal respiratoire, généralement unidimensionnel, nous indiquant la position dans le cycle pour sélectionner les données qui correspondent à une même position. La reconstruction n'utilise que les mesures ainsi sélectionnées, ce qui permet d'obtenir une tomographie sans artefacts dus au mouvement. Cette possibilité, appelée dans la littérature *gated imaging* ou, pour le thorax, *respiration correlated imaging*, est étudiée au chapitre 4.

1.5.3 Méthodes intégrant un modèle 4D de mouvement

Résoudre le problème en n'utilisant qu'une partie des données acquises pour la reconstruction d'une image 3D suppose que le mouvement est effectivement périodique spatialement et que l'on ait acquis suffisamment de données pour que l'image reconstruite soit d'une qualité suffisante. Si, comme dans notre cas, la sélection des données est faite rétrospectivement, cette condition est contraignante car elle implique de sur-échantillonner l'acquisition par rapport au cas statique. Par voie de conséquence, le temps d'acquisition est allongé et la dose délivrée au patient est plus importante.

Or, toutes les données acquises correspondent à un seul patient mais en mouvement, c'est-à-dire que l'atténuation du faisceau de rayons X est due aux mêmes tissus mais positionnés différemment spatialement. Certaines méthodes essaient donc d'utiliser toutes les données pour reconstruire une image, en compensant le mouvement avant ou pendant la reconstruction. Deux problématiques peuvent alors être différenciées. La première problématique est l'obtention du modèle de mouvement du patient pendant l'acquisition, appelé modèle 4D car il donne à chaque instant d'acquisition d'une mesure la correspondance entre la position spatiale 3D de chaque point du volume imagé et la position spatiale 3D du volume à un instant de référence. La deuxième problématique est l'inclusion du modèle de mouvement dans l'algorithme de reconstruction. Ce type de méthode, et plus particulièrement la deuxième problématique, est étudié au chapitre 5.

2

La reconstruction TDM d'objets statiques

Sommaire

2.1 Méthodes analytiques	32
2.1.1 Préliminaires : la reconstruction 2D	32
2.1.2 Méthode de reconstruction 3D : l'algorithme de Feldkamp	35
2.1.3 Implémentation	37
2.2 Méthodes discrètes	39
2.2.1 Méthode algébrique	40
2.2.2 Implémentation	41
2.3 Expériences	44
2.4 Résultats	45
2.5 Discussion et conclusion	45

La reconstruction est l'étape de résolution du problème inverse posé quand les données mesurées sont reliées à la tomodensitométrie (TDM) à déterminer. Sous l'hypothèse d'un rayonnement monochromatique d'énergie E et d'un faisceau incident infiniment fin, la relation entre le flux de photons I_0 émis par la source de rayons X et le flux de photons I mesuré par le détecteur est donnée par la loi de Beer-Lambert :

$$I(\mathbf{y}) = I_0 \exp^{-\int_{L_{\mathbf{y}}} f(\mathbf{x})d\mathbf{x}} \quad (2.1)$$

où $L_{\mathbf{y}}$ est la ligne reliant la source de rayons X à la mesure de coordonnées \mathbf{y} et $f(\mathbf{x})$ est la fonction d'atténuation linéaire dont on recherche la valeur en tout point \mathbf{x} d'un volume donné. Cette équation s'écrit aussi :

$$-\ln \frac{I(\mathbf{y})}{I_0} = \int_{L_{\mathbf{y}}} f(\mathbf{x})d\mathbf{x} \quad (2.2)$$

Trouver I à partir de f est le problème direct, appliqué dans le chapitre 3. Trouver f à partir de I est le problème inverse dont nous allons maintenant détailler deux solutions appliquées dans cette thèse, une solution analytique et une solution algébrique.

2.1 Méthodes analytiques

Les méthodes analytiques visent à proposer des solutions explicites au problème inverse en gardant la continuité de l'équation 2.2. Leur mise en œuvre numérique leur permet généralement d'être plus efficace que les solutions itératives (paragraphe 2.2). Cette partie vise à donner les éléments clés pour la compréhension de l'algorithme de reconstruction TDM 3D utilisé. Le lecteur peut se référer par exemple à [Kak et Slaney, 1988 ; Natterer, 1986 ; Grangeat, 2002] pour des informations complémentaires (étapes intermédiaires, démonstrations et autres méthodes analytiques).

2.1.1 Préliminaires : la reconstruction 2D

2.1.1.1 Transformée de Radon 2D

Nous étudions dans un premier temps la reconstruction de la coupe axiale 2D contenant la trajectoire circulaire de la source de rayons X. f est supposée nulle en dehors d'un disque de rayon R donné. Une ligne L du plan est définie par le couple de coordonnées θ et r telles que (figure 2.1) :

$$L : x \cos \theta + y \sin \theta = r \quad (2.3)$$

Le problème de reconstruction revient alors à l'inversion de la transformée de Radon 2D de f définie par :

$$\mathcal{R}f(\theta, r) = \iint_{\mathbb{R}^2} f(x, y)\delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r)dxdy \quad (2.4)$$

où δ est la fonction Dirac, $\theta \in [0, \pi[$ et $|r| \leq R$. Sur les scanners de première génération, chaque ligne d'acquisition L pouvait être atteinte grâce au mouvement de rotation (θ) et au mouvement de translation (r) du faisceau fin de rayons X (figure 1.3). L'ensemble des valeurs de la transformée de Radon pour θ fixé est appelé une *projection parallèle* et est noté $\mathcal{R}f(\theta, \cdot)$.

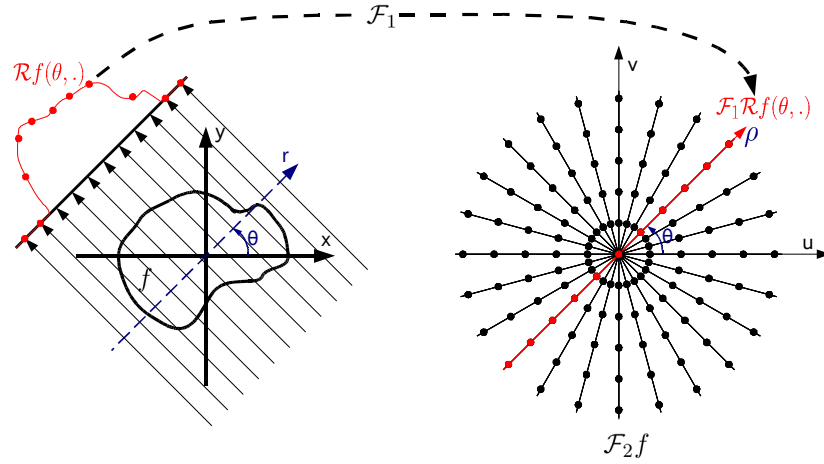


FIG. 2.1 – Illustration de la transformée de Radon 2D pour une incidence θ (gauche) et de l'échantillonnage de la transformée de Fourier 2D de f réalisé avec le théorème coupe projection en utilisant toutes les incidences (droite).

2.1.1.2 Théorème coupe-projection

L'inversion de la transformée de Radon est basée sur le théorème coupe-projection, qui s'écrit en 2D de la manière suivante :

$$\mathcal{F}_1 \mathcal{R}f(\theta, \rho) = \mathcal{F}_2 f(\rho \cos \theta, \rho \sin \theta) = \mathcal{F}_2 f(u, v) \quad (2.5)$$

où $\mathcal{F}_1 \mathcal{R}f$ est la transformée de Fourier 1D de la transformée de Radon de f par rapport à la variable radiale r , définie par :

$$\mathcal{F}_1 \mathcal{R}f(\theta, \rho) = \int_{\mathbb{R}} \mathcal{R}f(\theta, r) e^{-i2\pi \rho r} dr \quad (2.6)$$

et $\mathcal{F}_2 f$ est la transformée de Fourier 2D de f , définie par :

$$\mathcal{F}_2 f(u, v) = \iint_{\mathbb{R}^2} f(x, y) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (2.7)$$

Ce théorème nous permet donc d'obtenir l'ensemble des valeurs, appelé coupe 1D, de la transformée de Fourier 2D de f le long de la ligne passant par l'origine et d'angle θ par rapport à l'axe x , à partir de la transformée de Fourier 1D de la projection parallèle $\mathcal{F}_1 \mathcal{R}f(\theta, \cdot)$ (figure 2.1).

2.1.1.3 Reconstruction 2D parallèle

L'application de l'équation 2.5 à chaque projection parallèle nous permet d'obtenir un échantillonnage régulier de la transformée de Fourier 2D le long des lignes passant par son centre et d'angle θ par rapport à l'axe u (figure 2.1). Or, l'inverse de la transformée de Fourier 2D définie dans l'équation 2.7 nous est donné par :

$$f(x, y) = \iint_{\mathbb{R}^2} \mathcal{F}_2 f(u, v) e^{i2\pi(ux+vy)} du dv \quad (2.8)$$

Une première solution consiste à appliquer directement cette formule d'inversion, mais cela nécessite un ré-échantillonnage sur une grille cartésienne de la transformée de Fourier de f . La solution généralement préférée passe par une reformulation de cette inversion par le changement de variable $u = \rho \cos \theta$ et $v = \rho \sin \theta$ qui aboutit à :

$$f(x, y) = \int_0^\pi \tilde{\mathcal{R}}f(\theta, x \cos \theta + y \sin \theta) d\theta \quad (2.9)$$

avec

$$\tilde{\mathcal{R}}f(\theta, r) = \int_{\mathbb{R}} \mathcal{F}_1 \mathcal{R}f(\theta, \rho) e^{i2\pi r \rho} |\rho| d\rho \quad (2.10)$$

L'équation 2.10 correspond à un filtrage rampe passe haut de la projection parallèle $\mathcal{R}f(\theta, \cdot)$. Plus intuitivement, ce filtrage compense la décroissance radiale (en $\frac{1}{|\rho|}$) de la fréquence d'échantillonnage de la transformée de Fourier 2D, fournie par le théorème coupe-projection (figure 2.1), en multipliant les valeurs des échantillons disponibles par $|\rho|$. Dans le domaine spatial, cela revient donc au filtre défini par l'équation 2.10.

L'algorithme final, appelé **rétroprojection filtrée**¹, consiste pour chaque projection parallèle $\mathcal{R}f(\theta, \cdot)$ à :

1. filtrer la projection avec le filtre rampe défini par l'équation 2.10. Ce filtrage peut être effectué dans le domaine spatial via une convolution ou dans le domaine fréquentiel via une multiplication ;
2. rétroprojeter la projection filtrée $\tilde{\mathcal{R}}f(\theta, \cdot)$ dans la coupe 2D reconstruite (équation 2.9). La rétroprojection est l'opération adjointe à la transformée de Radon qui consiste à attribuer à chaque point du volume reconstruit la valeur à l'endroit où se projette le rayon X passant par ce point sur la projection parallèle $\tilde{\mathcal{R}}f(\theta, \cdot)$.

2.1.1.4 Reconstruction 2D divergente

En géométrie divergente, éventail ou conique (paragraphe 1.3), on appelle une *projection*, notée P_β , l'ensemble des mesures acquises pour une position donnée de la source ponctuelle de rayons X, repérée par l'angle β entre l'axe des coordonnées x et le détecteur (figure 2.2). En pratique, l'acquisition des projections P_β est séquentielle suivant β .

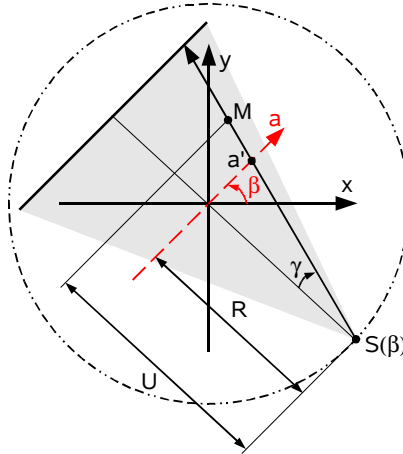


FIG. 2.2 – Illustration de la transformée de Radon 2D en géométrie en éventail. Le trait pointillé est la trajectoire de la source S.

Les systèmes de coordonnées 2D parallèle (figure 2.1) et divergent (figure 2.2) peuvent être reliés par le changement de variable suivant :

¹En anglais : *filtered backprojection (FBP)*.

$$\begin{cases} \theta &= \beta + \gamma = \beta + \tan^{-1}\left(\frac{R}{a}\right) \\ r &= a \cos \gamma = \frac{aR}{\sqrt{a^2 + R^2}} \end{cases} \quad (2.11)$$

La reconstruction à partir des projections P_β peut se faire en les réorganisant² en projections parallèles $\tilde{\mathcal{R}}f(\theta, \cdot)$ à partir de cette relation, puis en appliquant l'algorithme de rétroprojection filtrée décrit pour la géométrie parallèle. En pratique, outre une interpolation supplémentaire, cette réorganisation entraîne la perte d'un atout majeur de l'algorithme : l'utilisation séquentielle des projections P_β qui permet de commencer la reconstruction de la coupe TDM avant la fin de l'acquisition des projections.

L'autre solution consiste à appliquer ce changement de variable à l'équation 2.9. Si l'on considère un détecteur virtuel parallèle au détecteur réel et passant par l'origine, on aboutit alors à l'inversion suivante [Kak et Slaney, 1988] :

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \left(\frac{R}{U(\beta, x, y)} \right)^2 \tilde{P}'_\beta(a'(\beta, x, y)) d\beta \quad (2.12)$$

où $a'(\beta, x, y)$ est la position d'incidence sur le détecteur du rayon passant par le point M de coordonnées (x, y) et $U(\beta, x, y)$ est la distance entre la source et la ligne parallèle au détecteur passant par le point de coordonnées (x, y) . \tilde{P}'_β est la projection pondérée filtrée obtenue par la pondération suivante de P_β :

$$P'_\beta(a) = \frac{R}{2\sqrt{R^2 + a^2}} P_\beta(a) \quad (2.13)$$

puis le filtrage rampe suivant, identique au filtrage en géométrie parallèle :

$$\tilde{P}'_\beta(a) = \int_{\mathbb{R}} \mathcal{F}_1 P'_\beta(\nu) e^{i2\pi a\nu} |\nu| d\nu \quad (2.14)$$

A partir de cette formule d'inversion, l'algorithme de rétroprojection filtrée consiste donc pour chaque projection P_β à :

1. pondérer les projections P_β par $\frac{R}{2\sqrt{R^2 + a^2}}$;
2. filtrer la projection pondérée P'_β par le même filtre rampe que celui utilisé en géométrie parallèle et défini par l'équation 2.14 ;
3. rétroprojeter la projection filtrée \tilde{P}'_β suivant les rayons décrivant l'éventail du faisceau d'acquisition en pondérant les valeurs rétroprojetées par $\left(\frac{R}{U(\beta, x, y)} \right)^2$.

Cet algorithme peut être appliqué dans notre cas si l'on ne garde que les valeurs de la ligne du détecteur 2D sur laquelle se projette l'isocentre, ce qui permet de reconstruire la coupe axiale contenant l'isocentre. La reconstruction des autres coupes nécessite l'utilisation d'un algorithme de reconstruction 3D.

2.1.2 Méthode de reconstruction 3D : l'algorithme de Feldkamp

La reconstruction 3D à partir de projections coniques 2D peut être abordée de différentes façons. Sur le même modèle que la reconstruction 2D, les méthodes exactes de reconstruction 3D peuvent se baser sur la transformée de Radon 3D qui est l'intégrale de f sur des plans de l'espace. Nous disposons en fait d'intégrales sur des lignes de l'espace mais on peut retrouver des valeurs de la transformée de Radon 3D.

²En anglais : *rebinning*.

Cependant, pour qu'une reconstruction exacte soit possible, il faut que toutes les valeurs des plans ayant une intersection avec l'objet soient connues. La condition de suffisance formulée par Tuy-Smith [Tuy, 1983] stipule qu'il faut que tous les plans ayant une intersection avec l'objet coupent au moins une fois la trajectoire de la source. Ce n'est clairement pas notre cas puisque tous les plans axiaux, excepté celui contenant l'isocentre, ne respectent pas cette condition. Il n'est donc pas possible de reconstruire exactement un volume 3D en géométrie conique avec une trajectoire circulaire.

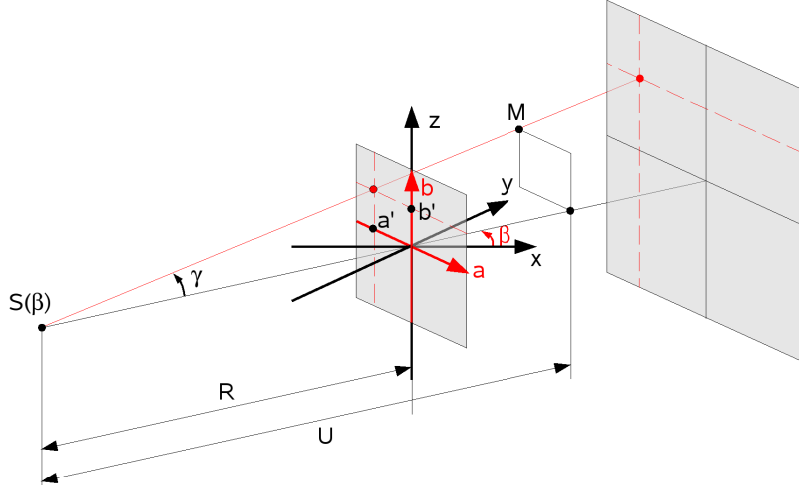


FIG. 2.3 – Système de coordonnées 3D.

Pour pallier à cette impossibilité, une méthode pratique mais approximative a été proposée par [Feldkamp *et al.*, 1984]. Elle généralise au cas 3D l'algorithme de rétroprojection filtrée 2D pour une géométrie en éventail (paragraphe 2.1.1.4). Les projections divergentes P_β sont cette fois 2D et ont donc une coordonnée supplémentaire (figure 2.3). En considérant toujours un détecteur parallèle au détecteur réel et passant par l'origine, la formule d'inversion s'écrit :

$$f(\mathbf{x}) = \int_0^{2\pi} \left(\frac{R}{U(\beta, \mathbf{x})} \right)^2 \tilde{P}'_\beta(a'(\beta, \mathbf{x}), b'(\beta, \mathbf{x})) d\beta \quad (2.15)$$

où \mathbf{x} est le vecteur des coordonnées 3D (x, y, z) , $a'(\beta, \mathbf{x})$ et $b'(\beta, \mathbf{x})$ sont les coordonnées de la position sur le détecteur du rayon passant par le point M de coordonnées \mathbf{x} , et $U(\beta, \mathbf{x})$ est la distance entre la source et le plan parallèle au détecteur passant par M. \tilde{P}'_β est la projection pondérée filtrée obtenue par la pondération suivante de P_β :

$$P'_\beta(a, b) = \frac{R}{2\sqrt{R^2 + a^2 + b^2}} P_\beta(a, b) \quad (2.16)$$

puis le filtrage rampe suivant, identique au filtrage en géométrie parallèle :

$$\tilde{P}'_\beta(a, b) = \int_{\mathbb{R}} \mathcal{F}_1 P'_\beta(\nu, b) e^{i2\pi a\nu} |\nu| d\nu \quad (2.17)$$

L'algorithme de rétroprojection filtrée 3D de Feldkamp consiste donc pour chaque projection P_β à :

1. pondérer les projections P_β par $\frac{R}{2\sqrt{R^2 + a^2 + b^2}}$;
2. filtrer les lignes de la projection pondérée P'_β par le même filtre rampe que celui défini en géométrie parallèle par l'équation 2.10 ;

3. rétroprojeter la projection filtrée \tilde{P}'_β suivant les rayons décrivant le faisceau conique d'acquisition en pondérant les valeurs rétroprojetées par $\left(\frac{R}{U(\beta, \mathbf{x})}\right)^2$.

2.1.3 Implémentation

La méthode de Feldkamp formule dans le domaine continu la reconstruction 3D à partir de projections coniques 2D. L'implémentation de l'algorithme nécessite la discrétisation des différentes étapes. Nous donnons les points clés de notre implémentation, largement inspirée de [Kak et Slaney, 1988].

2.1.3.1 Filtrage

Le noyau continu de convolution du filtre rampe, défini dans le domaine fréquentiel dans l'équation 2.10, devient dans le domaine spatial après discrétisation :

$$g(p\tau) = \begin{cases} \frac{1}{4\tau^2} & \text{si } p = 0 \\ 0 & \text{si } p \text{ est pair} \\ -\frac{1}{p^2\pi^2\tau^2} & \text{si } p \text{ est impair} \end{cases} \quad (2.18)$$

où p est le numéro d'échantillon, $p = 0$ étant le centre du noyau, et τ est la longueur de la période d'échantillonnage. La figure 2.4 représente le filtre rampe dans le domaine spatial et fréquentiel.

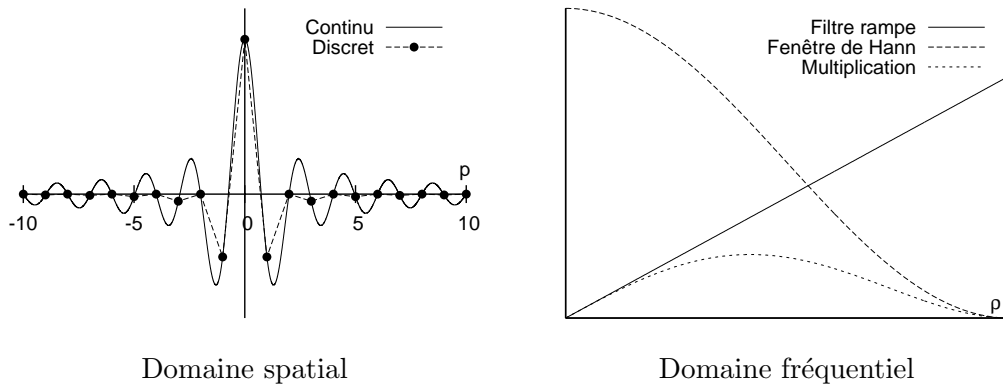


FIG. 2.4 – Noyau de convolution du filtre rampe. Les courbes du domaine fréquentiel correspondent aux masques discrets utilisés pour une ligne contenant 512 valeurs.

En pratique, l'amplification des hautes fréquences par le filtre rampe peut être problématique car il augmente l'incidence du bruit d'acquisition. Pour atténuer ce défaut, on peut le modifier avec un fenêtrage réduisant l'amplification de ces hautes fréquences. Nous choisissons le fenêtrage de Hann, d'équation $H(\rho) = 0.5 - 0.5 \cos(2\pi \frac{\rho}{R})$ où R est la largeur du domaine de définition de la transformée de Fourier $\rho \in [-\frac{R}{2}; \frac{R}{2}]$. Ce fenêtrage est appliqué dans le domaine fréquentiel en multipliant la transformée de Fourier discrète du filtre rampe spatial (équation 2.18) par celui-ci. Les courbes de la fenêtre de Hann et du produit du filtre rampe avec cette fenêtre dans le domaine fréquentiel sont données dans la figure 2.4.

Le filtre rampe est à support non borné, ce qui implique deux points d'implémentation importants. D'une part, le masque discret doit être calculé dans le domaine spatial, en

utilisant l'équation 2.18. Son correspondant fréquentiel discret est alors obtenu en appliquant une transformée de Fourier discrète. En effet, le calcul direct de $|\rho|$ dans le domaine fréquentiel ne donne pas le même résultat car le support spatial limité n'est alors pas correctement pris en compte. D'autre part, les lignes de la projection à filtrer doivent être complétées par autant de 0 qu'elles ont d'échantillons³ pour que le filtre ne produise pas d'effets de bords dus à une répétition cyclique de la ligne.

2.1.3.2 Troncature des projections

Les projections acquises par notre tomographe peuvent être tronquées dans la direction du filtrage rampe car la largeur de notre capteur à l'isocentre est d'environ 27 cm, ce qui est inférieur à la largeur thoracique moyenne d'une personne adulte. Dans ce cas, le filtrage rampe n'est plus correct, car il est à support infini et suppose que l'atténuation est nulle en dehors des valeurs mesurées. L'artefact induit est particulièrement important (figure 2.5a et b).

La reconstruction à partir de données tronquées est un problème connu dont on a longtemps cru qu'il n'avait pas de solution. Des solutions exactes, applicables à notre cas, ont été récemment proposées [Clackdoyle *et al.*, 2004 ; Noo *et al.*, 2004 ; Pack *et al.*, 2005]. Nous avons cependant préféré une solution heuristique, plus simple à mettre en œuvre, qui corrige l'artefact par une technique d'ajout artificiel de données⁴ pour atténuer l'effet de la troncature [Ohnesorge *et al.*, 2000]. Un nombre déterminé de colonnes de pixels est copié à droite et à gauche de l'image par un effet miroir et pondérées par une fenêtre de type cosinus pour éliminer la transition abrupte de la troncature et créer une transition lisse. L'effet de la troncature est ainsi largement atténué (figure 2.5b et c).

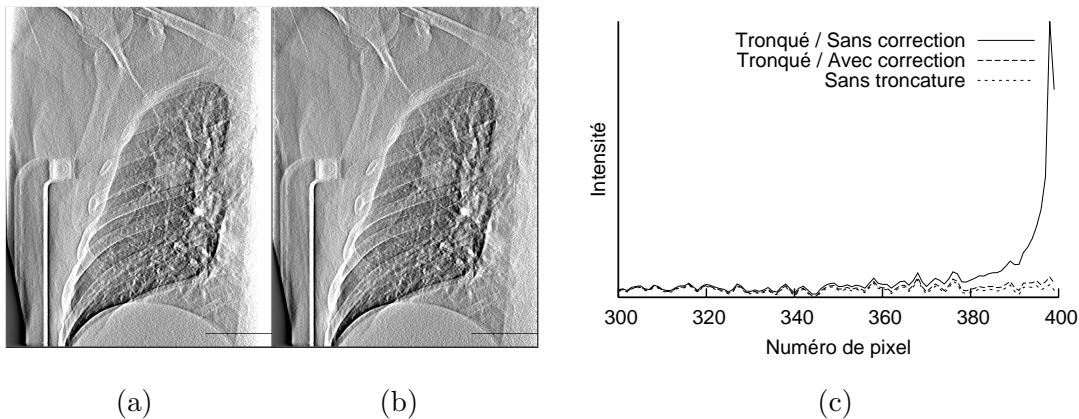


FIG. 2.5 – Illustration de l'artefact de troncature dans le cas d'une projection artificiellement tronquée à droite. (a) Sans correction. (b) Avec correction. (c) Profils des projections filtrées au niveau des segments tracés en bas à droite des projections.

2.1.3.3 Rétroprojection

La rétroprojection consiste à attribuer à chaque voxel de l'image TDM la valeur à l'endroit où se projette ce voxel sur la projection. Comme toute déformation numérique [Wolberg, 1990], la mise en correspondance des échantillons de la projection filtrée (pixels) sur les échantillons du volume (voxels) peut se faire en parcourant la source (déformation *avant*) ou la cible (déformation *arrière*). Une déformation avant présente le risque qu'il y

³En anglais : *zero-padding*.

⁴En anglais : *feathering*.

ait des trous ou des recouvrements. Nous avons donc choisi une déformation arrière : la valeur attribuée à chaque voxel est interpolée bilinéairement entre les quatre pixels de la projection entre lesquels il se projette.

2.2 Méthodes discrètes

Contrairement aux méthodes analytiques (paragraphe 2.1), les méthodes discrètes intègrent la nature discrète des données acquises et de l'image TDM dans la mise en équation du problème. Supposons que l'image $f(\mathbf{x})$ est représentée comme la somme d'indicatrices de voxels $h_j(\mathbf{x})$:

$$f(\mathbf{x}) = \sum_{j=1}^N \mathbf{f}_j h_j(\mathbf{x}) \quad (2.19)$$

où \mathbf{f} est le vecteur des N échantillons de f et l'indicatrice du $j^{\text{ème}}$ voxel est donnée par :

$$h_j(\mathbf{x}) = \begin{cases} 1 & \text{si } \mathbf{x} \text{ est dans le voxel } j \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (2.20)$$

Si \mathbf{B} est le vecteur des M mesures, obtenu après avoir pris le logarithme du quotient des intensités mesurées sur l'intensité initiale, la $i^{\text{ème}}$ mesure \mathbf{B}_i peut être reliée en appliquant l'équation 2.2 au rayon correspondant :

$$\mathbf{B}_i = \int_{L_i} f(\mathbf{x}) d\mathbf{x} = \sum_{j=1}^N \left(\int_{L_i} h_j(\mathbf{x}) d\mathbf{x} \right) \mathbf{f}_j = \sum_{j=1}^N \Delta_{i,j} \mathbf{f}_j \quad (2.21)$$

où $\Delta_{i,j}$ est la longueur du segment résultant de l'intersection du $i^{\text{ème}}$ rayon et du $j^{\text{ème}}$ voxel (figure 2.6).

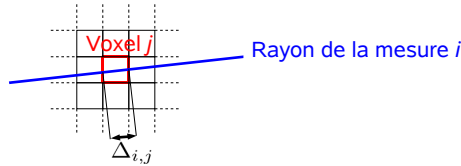


FIG. 2.6 – Illustration 2D du segment $\Delta_{i,j}$ qui pondère la contribution de la valeur \mathbf{f}_j du $j^{\text{ème}}$ voxel à l'atténuation du $i^{\text{ème}}$ rayon.

Si l'on pose $\mathbf{A}_{i,j} = \Delta_{i,j}$, on obtient le système d'équations :

$$\boxed{\mathbf{A}\mathbf{f} = \mathbf{B}} \quad (2.22)$$

où \mathbf{A} est la matrice $M \times N$ permettant de relier le vecteur \mathbf{f} des N échantillons de la fonction f et le vecteur \mathbf{B} des M mesures. L'inconnue est \mathbf{B} pour le problème direct et \mathbf{f} pour le problème inverse, i.e. la reconstruction. Le chapitre 4 de [Grangeat, 2002] donne un aperçu général des nombreuses méthodes discrètes de reconstruction parmi les méthodes algébriques et statistiques. Nous limitons notre étude aux méthodes algébriques et plus particulièrement à la *Technique de Reconstruction Algébrique Simultanée*⁵ (SART) qui est fréquemment choisie en tomographie pour sa simplicité de mise en œuvre et sa convergence rapide par rapport aux méthodes optimisées, par exemple de type gradient conjugué.

⁵En anglais : *Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique*.

2.2.1 Méthode algébrique

Historiquement, la première méthode de reconstruction mise en œuvre pour la tomodensitométrie a été une méthode algébrique, la *Technique de Reconstruction Algébrique*⁶ (ART), proposée par [Gordon *et al.*, 1970] et reprise par [Hounsfield, 1973] quand il a développé le premier scanner. Elle s'appuie sur la méthode de Kaczmarz de résolution d'un système d'équations linéaires [Kaczmarz, 1937]. Le principe est de partir d'un volume initial $\mathbf{f}^{(0)}$, généralement $\mathbf{f}_j^{(0)} = 0, \forall j \in [1..N]$. A chaque itération $m, m > 0$, une équation du système 2.22 correspondant au $i^{\text{ème}}$ rayon est utilisée pour faire évoluer itérativement le volume $\mathbf{f}^{(m)}$ vers la solution en appliquant la formule itérative :

$$\mathbf{f}_j^{(m+1)} = \mathbf{f}_j^{(m)} + \lambda^{(m)} \left(\frac{\mathbf{B}_i - \overline{\mathbf{B}}_i(\mathbf{f}^{(m)})}{\mathbf{A}_{i,+}^2} \right) \mathbf{A}_{i,j} \quad (2.23)$$

avec les notations suivantes reprises de [Jiang et Wang, 2003] :

$$\begin{cases} \overline{\mathbf{B}}_i(\mathbf{f}^{(m)}) = \sum_{k=1}^N \mathbf{A}_{i,k} \mathbf{f}_k^{(m)} \\ \mathbf{A}_{i,+}^2 = \sum_{k=1}^N \mathbf{A}_{i,k}^2 \end{cases}$$

Cette équation s'apparente à une descente où l'on minimise, pour un rayon i donné, la différence quadratique $(\mathbf{B}_i - \overline{\mathbf{B}}_i(\mathbf{f}^{(m)}))^2$ entre la valeur mesurée \mathbf{B}_i et la projection $\overline{\mathbf{B}}_i(\mathbf{f}^{(m)})$ de $\mathbf{f}^{(m)}$ correspondant au rayon i . La vitesse de convergence est contrôlée par le terme $\lambda^{(m)}, \lambda^{(m)} \in]0, 2[$.

La méthode SART est directement dérivée de la méthode ART [Andersen et Kak, 1984 ; Andersen, 1989]. La principale différence est qu'une itération n'utilise pas une équation mais le bloc d'équations d'une projection P_β , c'est-à-dire l'ensemble des mesures effectuées pour une incidence donnée du faisceau de rayons X. Une autre différence importante est que le résidu $\mathbf{B}_i - \overline{\mathbf{B}}_i(\mathbf{f}^{(m)})$ est normalisé par rapport à la somme $\mathbf{A}_{i,+}$ et non la somme quadratique $\mathbf{A}_{i,+}^2$. L'équation de mise à jour devient :

$$\boxed{\mathbf{f}_j^{(m+1)} = \mathbf{f}_j^{(m)} + \frac{\lambda^{(m)}}{\mathbf{A}_{+,j}} \sum_{\mathbf{B}_i \in P_\beta} \left(\frac{\mathbf{B}_i - \overline{\mathbf{B}}_i(\mathbf{f}^{(m)})}{\mathbf{A}_{i,+}} \right) \mathbf{A}_{i,j}} \quad (2.24)$$

avec

$$\begin{cases} \mathbf{A}_{i,+} = \sum_{k=1}^N \mathbf{A}_{i,k} \\ \mathbf{A}_{+,j} = \sum_{k=1}^M \mathbf{A}_{k,j} \end{cases}$$

L'algorithme associé à l'équation 2.24 consiste alors pour chaque projection P_β à :

1. Projeter le volume $\mathbf{f}^{(m)}$ avec l'incidence β 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.

La convergence de la méthode itérative SART a été démontrée dans [Jiang et Wang, 2003] à condition que $\mathbf{f}_j^{(0)} \geq 0, \forall j \in [1..N]$, ce qui est le cas en tomodensitométrie. D'autres méthodes algébriques existent mais notre but est ici d'en choisir une pour montrer la faisabilité et l'apport de l'inclusion du mouvement respiratoire dans une méthode de

⁶En anglais : *Algebraic Reconstruction Technique*.

reconstruction discrète. Cette inclusion nous amènera à modifier les opérateurs fondamentaux de projection et de rétroprojection, utilisés par la majorité des méthodes discrètes. Nos contributions peuvent donc être élargies à d'autres méthodes discrètes de reconstruction.

2.2.2 Implémentation

La méthode SART, décrite théoriquement précédemment, peut être implémentée de multiples manières. Les différentes implémentations existantes se distinguent entre autres par la méthode de projection du volume, c'est-à-dire le mode de calcul des coefficients $A_{i,j}$, la méthode de rétroprojection et le schéma d'ordonnement des projections P_β . Nous présentons également la méthode de correction de l'artefact d'interpolation et la méthode de prise en compte de la troncature.

2.2.2.1 Projection

La projection d'un volume discret 3D sur une projection 2D discrète de même format que P_β , également appelée rendu volumique dans certains cas, est utilisée dans de nombreuses applications de traitement d'images. Par exemple, en imagerie médicale, cela sert à simuler des radiographies numériques⁷ (chapitre 3) d'un patient à partir d'une image TDM [Sherouse *et al.*, 1990], à recalculer un volume 3D à partir d'une projection 2D [Weese *et al.*, 1999] ou, dans notre cas, à produire un système d'équations linéaires visant à être résolu par une méthode de reconstruction discrète.

La méthode choisie influe directement sur la qualité de l'image reconstruite. Comme dans le paragraphe 2.1.3.3 sur la rétroprojection, mais avec les voxels de l'image TDM comme source et les pixels de la projection P_β comme cible, la projection se ramène à un problème de déformation numérique [Wolberg, 1990]. [Zhuang *et al.*, 1994] comparent différentes méthodes et montrent qu'une approche *arrière*, basée sur un lancer de rayon [Glassner, 1989], donne de meilleurs résultats. Des approches avant susceptibles de donner de meilleurs résultats ont été proposées depuis mais elles impliquent un surcoût de calcul non négligeable [Mueller et Yagel, 1996 ; Mueller *et al.*, 1998].

Le lancer de rayon peut être fait en calculant l'intersection exacte $\Delta_{i,j}$ entre chaque rayon et chaque voxel, définie dans l'équation 2.4 [Siddon, 1985]. Cependant, ce calcul est coûteux et certaines méthodes proposent plutôt d'échantillonner régulièrement le rayon, en interpolant trilinearment la valeur de l'échantillon dans le volume. Pour simplifier davantage ce lancer de rayon, [Joseph, 1982] l'échantillonne régulièrement de manière à ce que l'échantillon tombe exactement sur les plans de coupe du volume dans la direction principale de projection (figure 2.7a). Ainsi, l'interpolation n'est plus que bilinéaire, ce qui réduit le temps de calcul. [Turbell, 2001 ; Xu et Mueller, 2006] comparent différentes méthodes d'échantillonnage de rayon et montrent que l'interpolation de Joseph produit un résultat équivalent ou supérieur aux autres, ce qui en fait une méthode de lancer de rayon de choix.

Cependant, l'interpolation de Joseph ne garantit pas l'utilisation d'un nombre optimal de rayons. Nous proposons donc la méthode de projection appelée *shearwarp* [Lacroute, 1995]. Cette méthode décompose la matrice de projection en deux transformations (figure 2.7b). La première transformation 3D *shear* est un décalage et une mise à l'échelle des plans de voxels dans la direction principale de projection de manière à ce que les rayons soient perpendiculaires à ces plans. Une image intermédiaire 2D, de taille optimale, est alors obtenue en sommant les valeurs dans cette direction. La deuxième transformation 2D *warp* permet d'obtenir rapidement l'image finale à partir de l'image intermédiaire.

⁷En anglais : *Digitally Reconstructed Radiographs* (DRR).

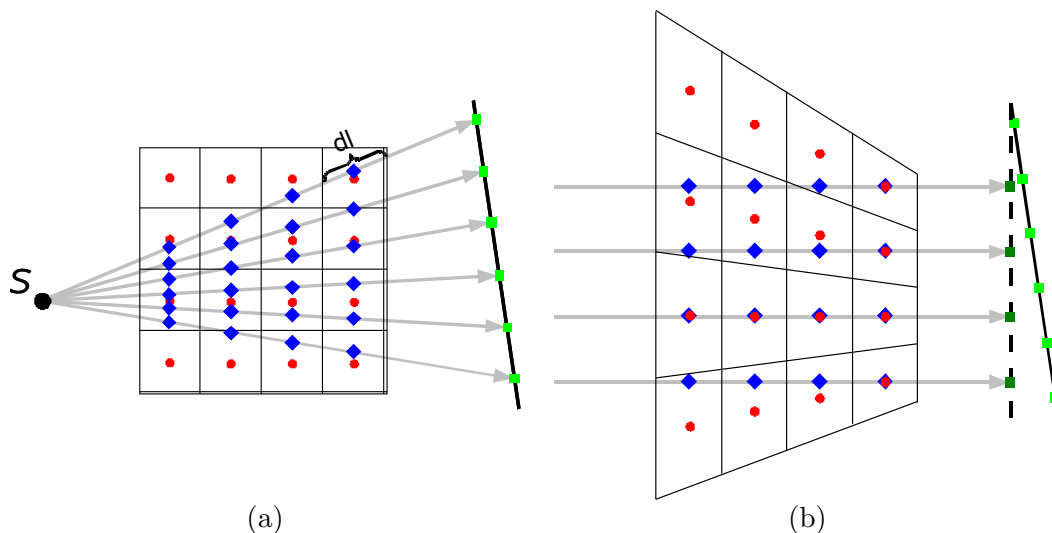


FIG. 2.7 – Illustration 2D des méthodes de lancer de rayon (a) de Joseph et (b) *shearwarp*. Les échantillons bleus sont calculés par interpolation bilinéaire des échantillons rouges et directement sommés dans l'image intermédiaire (échantillons verts foncés) avec la transformation *shear*. L'image finale (échantillons vers clairs) est alors obtenue avec la transformation *warp*.

Comme pour la méthode de Joseph, l'interpolation est bilinéaire dans les plans de coupe du volume perpendiculaires à la direction principale de projection.

[De Man et Basu, 2004] proposent une méthode proche de celle-ci mais soulignent deux améliorations importantes. La première est que leur calcul garantit une bijection entre les coupes orthogonales à la direction principale de projection et la projection. Cette bijection pourrait également être garantie par la méthode *shearwarp*. Cependant, cela revient à ne plus considérer les rayons comme des lignes mais comme des volumes fins, ce qui peut être discuté suivant la manière de considérer l'échantillonnage des projections coniques [Smith, 1995]. La deuxième est que leur méthode ne nécessite pas le calcul d'une image intermédiaire et qu'une interpolation est évitée. Nous verrons dans le paragraphe 2.2.2.4 que la perte d'information liée à cette information est en fait utile pour supprimer l'artefact d'interpolation.

2.2.2.2 Rétroprojection

Théoriquement, l'équation 2.24 indique que la rétroprojection doit utiliser les mêmes coefficients $\mathbf{A}_{i,j}$ que la projection. Or, la rétroprojection décrite dans le paragraphe 2.1.3.3 pour l'algorithme de Feldkamp, basée *voxel*, est bien moins coûteuse en temps de calcul que celle basée sur la transposée d'une projection basée rayon telle que l'algorithme *shearwarp*. En pratique, de nombreuses méthodes utilisent donc une méthode de rétroprojection différente de la méthode de projection. [Zeng et Gullberg, 2000] démontrent que sous certaines conditions, l'utilisation d'opérateurs différents pour la projection et la rétroprojection n'est pas problématique. Nous utilisons donc la même rétroprojection qu'avec notre implémentation de l'algorithme de Feldkamp, calculée par une interpolation bilinéaire à l'endroit où se projette le voxel sur le résidu $\mathbf{B}_i - \overline{\mathbf{B}}_i(\mathbf{f}^{(m)})$.

2.2.2.3 Ordonnement

L'ordre dans lequel les projections coniques P_β sont utilisées influe sur la vitesse de convergence. Prenons par exemple deux projections P_{β_1} et P_{β_2} . Si elles sont adjacentes

angulairement ($|\beta_1 - \beta_2| \simeq \epsilon$), P_{β_1} et P_{β_2} sont sensiblement identiques et P_{β_2} apporte peu par rapport à P_{β_1} pour la convergence du volume. En revanche, si elles sont orthogonales ($|\beta_1 - \beta_2| \simeq 90^\circ$), elles apportent une information sensiblement différente qui leur permet d'apporter autant pour la convergence. Un ordonnancement adéquat permet donc une convergence plus rapide vers la solution.

Partant de ce constat, différents schémas d'ordonnancement des projections coniques ont été proposés. [Mueller, 1998] postule qu'un ordonnancement est d'autant meilleur qu'il respecte les conditions suivantes : (1) un sous-ensemble de projections coniques utilisées successivement doit être régulièrement distribué sur un secteur angulaire large ; (2) il ne doit pas y avoir de secteur angulaire couvert de manière plus dense dans le temps. De ce postulat, on peut déduire que le pire ordonnancement est l'ordonnancement séquentiel (figure 2.8a). Certains utilisent un ordonnancement aléatoire mais il ne nous paraît pas satisfaisant car il n'est ni contrôlable, ni déterministe (figure 2.8b). Nous utilisons le schéma proposé par Mueller, appelé *Weighted Distance Scheme* [Mueller et al., 1997 ; Mueller, 1998] (figure 2.8c).

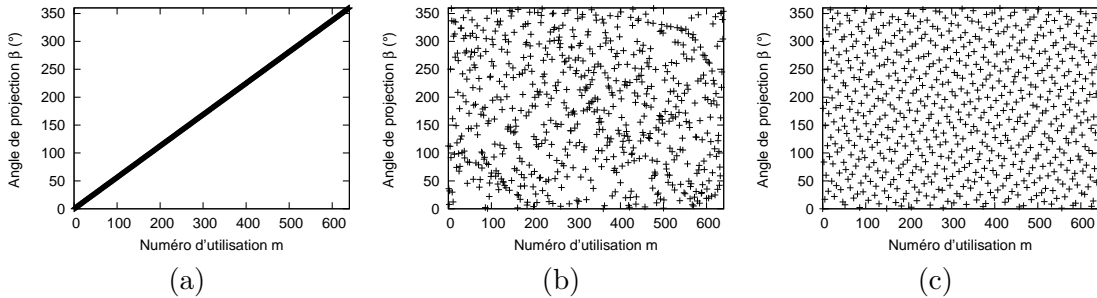


FIG. 2.8 – Différents ordonnancement : (a) séquentiel, (b) aléatoire (exemple) et (c) *Weighted Distance Scheme*.

2.2.2.4 Artefact d'interpolation

La projection du volume discret que l'on cherche à reconstruire ne permet jamais d'obtenir exactement le même résultat que l'application exacte de l'équation continue 2.2. En effet, si le volume discret est initialisé par la solution recherchée, l'erreur résiduelle est égale à la différence entre la projection appliquée avec l'équation continue 2.2 et la projection calculée avec l'équation discrète 2.4. Cette erreur ne peut être nulle du fait des approximations inhérentes aux interpolations (figure 2.7). [Kunze et al., 2005 ; Zbijewski et Beekman, 2004, 2006] montrent que cette erreur peut causer la formation d'artefacts autour des changements de densité.

Trois solutions ont été proposées dans la littérature pour réduire cet artefact. [Mueller, 1998 ; Mueller et al., 1999b,a] utilisent une interpolation plus précise basée sur des blobs. [Zbijewski et Beekman, 2004] minimisent l'erreur d'interpolation en utilisant une grille plus fine pour la reconstruction qu'ils ré-échantillonnent ensuite. [Kunze et al., 2005] proposent de préfiltrer les projections coniques mesurées pour supprimer les fréquences que la projection du volume discret ne peut obtenir. Cependant, ils ne donnent pas d'éléments pour déterminer ce filtre, qui est variable d'une incidence et d'une coupe à l'autre dans le cas d'une géométrie divergente. [Zbijewski et Beekman, 2006] comparent ces trois solutions et montrent qu'elles réduisent effectivement l'artefact dans une certaine mesure, leur solution donnant un meilleur résultat mais pour un temps de calcul beaucoup plus important.

Avec la méthode de projection *shearwarp*, nous remarquons que la différence $\mathbf{B}_i - \overline{\mathbf{B}_i}(\mathbf{f}^{(m)})$ peut être calculée dans l'espace de l'image intermédiaire (figure 2.7). Ainsi,

l'image transformée par la partie *warp* (paragraphe 2.2.2.1) est la projection mesurée \mathbf{B} et non l'image intermédiaire calculée. La perte d'information liée au ré-échantillonnage associé à cette transformation correspond approximativement au filtrage nécessaire de \mathbf{B} dans la méthode de [Kunze *et al.*, 2005], même si, du fait de la divergence, elle est en fait plus importante près de la source. Pour éviter tout phénomène de repli de spectre⁸, une gaussienne anisotrope, de largeurs égales aux rapports des résolutions de l'image mesurée \mathbf{B} sur l'image intermédiaire dans les deux directions, est appliquée sur \mathbf{B} avant ré-échantillonnage.

2.2.2.5 Troncature

La troncature est théoriquement moins problématique avec une méthode algébrique qu'avec une méthode analytique. En effet, cela revient à ne résoudre qu'une partie du système. Récemment, [Zhang et Zeng, 2007] ont fait une étude 2D pour différents cas de troncature, dont notre géométrie. Ils montrent entre autres que, dans notre cas particulier, la région d'intérêt pour laquelle toutes les directions de rayons sont disponibles est reconstruite correctement. Cependant, cela nécessite que le système d'équation soit correct, c'est-à-dire que le volume reconstruit englobe le support de l'objet, même si nous n'en gardons en fait qu'une partie correspondant au champ de vue. Etant donnée notre géométrie d'acquisition (paragraphe 3.1.1), le support de l'objet qui peut avoir contribué à l'atténuation d'un des rayons X ne peut excéder un cylindre de rayon la distance isocentre-détecteur (536 mm) et de hauteur la taille du détecteur (410 mm), soit une boîte englobante de $1072 \times 1072 \times 410 \text{ mm}^3$. Pour une taille de voxel de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$, la reconstruction nécessite alors un temps de calcul prohibitif. En pratique, en cas de troncature, ce volume est donc réduit à partir de connaissances a priori sur la position du patient et de la table.

2.2.2.6 Paramètres de convergence

Dans la méthode SART, le nombre d'itérations et la vitesse de convergence sont des paramètres fixés par l'utilisateur. [Mueller *et al.*, 1999a] comparent différentes paramétrisations pour la reconstruction d'un fantôme numérique et leurs résultats nous permettent de choisir les valeurs numériques des paramètres de base. Nous fixons le nombre d'itérations à 3, où une itération correspond à une utilisation de toutes les données mesurées \mathbf{B} . Le paramètre de convergence $\lambda^{(m)}$ croît linéairement avec m (équation 2.24) pendant la première itération puis est constant et égal à 0.3 pour les deux itérations suivantes.

2.3 Expériences

Pour évaluer nos deux algorithmes de reconstruction dans le cas statique, nous simulons numériquement l'acquisition avec notre tomographe de 640 projections coniques d'une version 3D du fantôme *Shepp-Logan* [Jacobson, 1996]. Ce fantôme est composé d'ellipsoïdes de tailles, d'orientations et de densités variables. Les données sont obtenues par le logiciel libre *Take*⁹, qui calcule analytiquement la longueur de l'intersection de chaque rayon correspondant au centre des pixels des projections avec les différentes ellipsoïdes pour appliquer exactement l'équation 2.2 de Beer-Lambert. Les projections sont simulées avec une résolution de 512^2 pixels, la taille du capteur à l'isocentre étant de 267^2 mm^2 . Les images TDM reconstruites ont 400^3 voxels de 0.5^3 mm^3 .

⁸En anglais : *aliasing*.

⁹<http://www.cvl.isy.liu.se/Research/Tomo/take/index.html>.

2.4 Résultats

Les coupes à l'isocentre des deux images TDM reconstruites sont comparées à la référence dans la figure 2.9. Deux profils de ces coupes, correspondant aux deux traits tracés sur l'image référence dans la figure 2.9, sont donnés dans la figure 2.10. Le rapport signal sur bruit (RSB) (paragraphe 3.3.1) entre l'image référence et les images reconstruites par la méthode de Feldkamp et la méthode SART est respectivement égal à 19.0 dB et 19.2 dB.

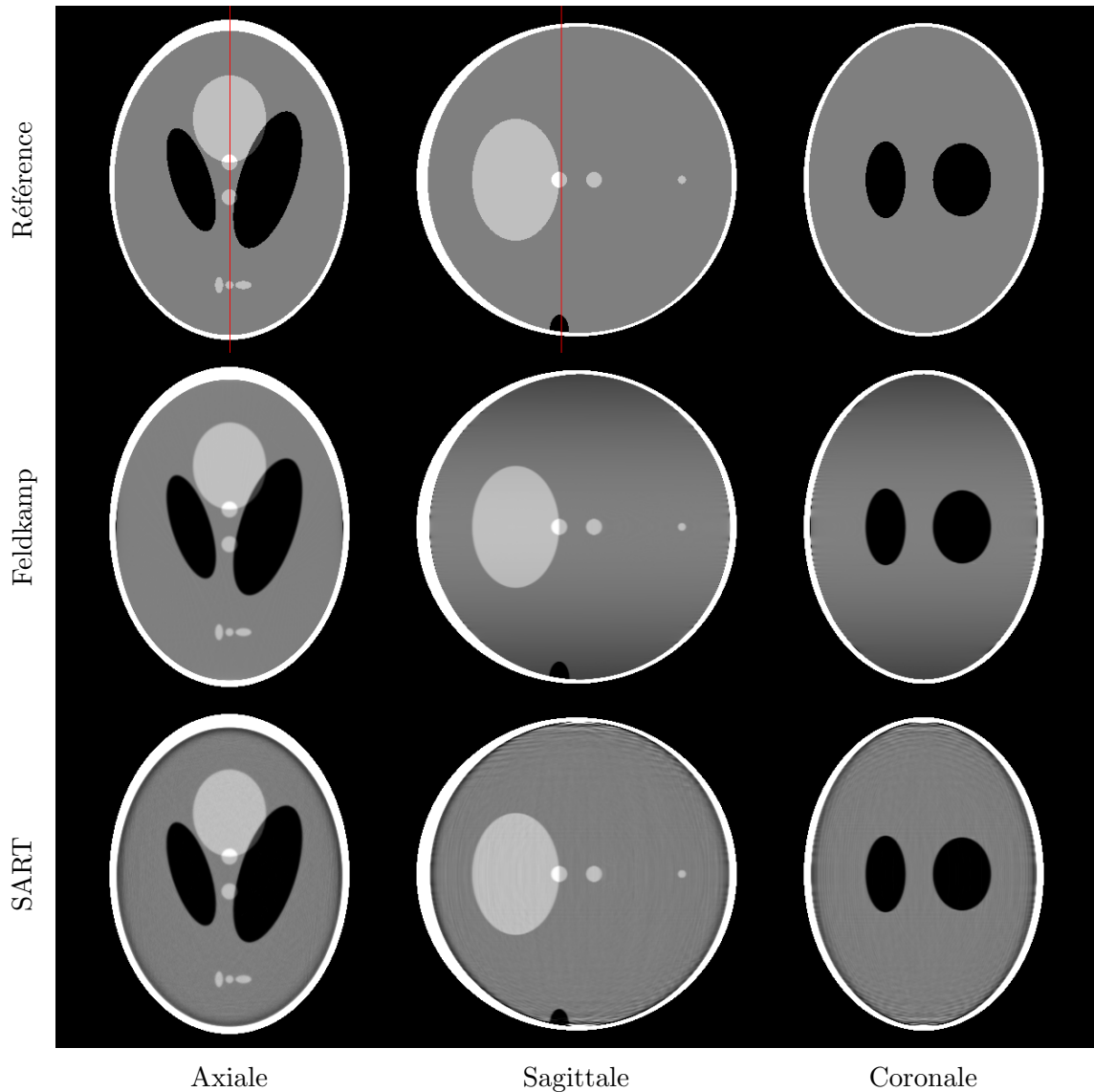


FIG. 2.9 – Les trois coupes à l'isocentre de l'image TDM de référence du fantôme *Shepp-Logan* et des deux images TDM reconstruites à partir de nos deux méthodes de reconstruction. Fenêtre : [1.00 ; 1.04].

2.5 Discussion et conclusion

Les deux méthodes implémentées permettent la reconstruction d'images TDM 3D à partir de projections coniques simulées d'un fantôme numérique statique. Visuellement, la reconstruction obtenue avec la méthode de Feldkamp est plus lisse dans les zones homogènes que la reconstruction obtenue avec la méthode SART. Mais la méthode de Feld-

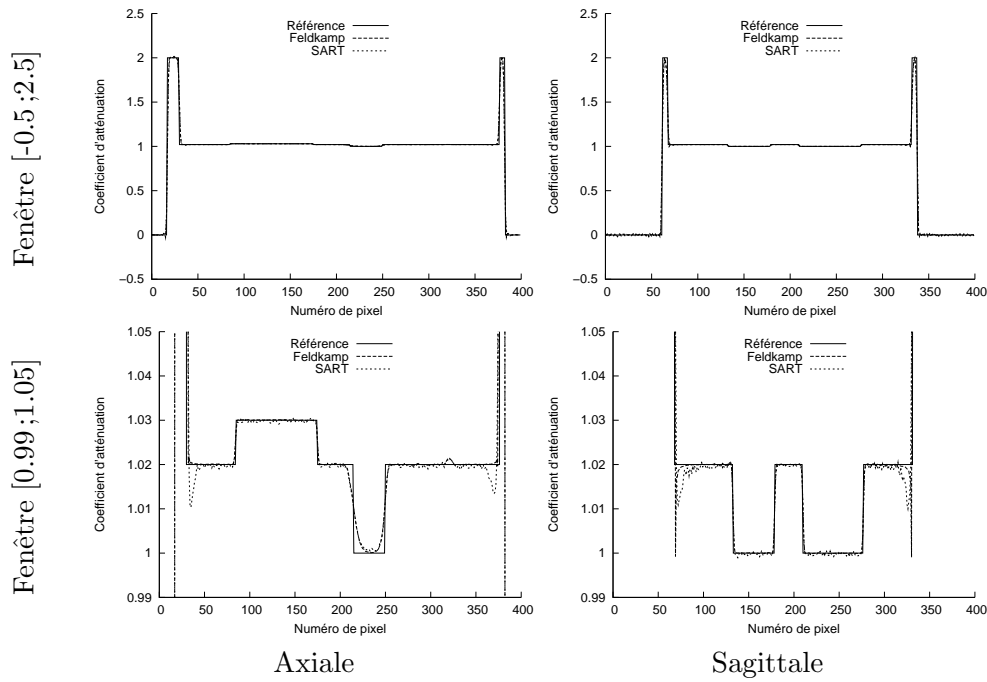


FIG. 2.10 – Profils de coupe des images TDM de la figure 2.9 le long des deux traits représentés sur l'image référence avec deux fenêtres de niveaux de gris différentes.

kamp est plus sensible au manque de données pour la reconstruction des coupes axiales éloignées de l'isocentre, ce qui se traduit par une différence entre l'image reconstruite et la référence, appelée artefact conique¹⁰. Cet artefact conique est moins visible avec la méthode SART.

Le fantôme numérique que nous avons utilisé est fait d'ellipsoïdes peu contrastées les unes par rapport aux autres. Nos implémentations de la méthode de Feldkamp et de la méthode SART nous permettent de reconstruire des images TDM proches de la référence. De nombreuses propositions de modifications de ces méthodes ont été proposées dans la littérature pour le cas statique. Elles permettraient probablement d'améliorer à la marge les résultats obtenus sur ce fantôme numérique. Nous nous contenterons cependant par la suite des implémentations telles que décrites précédemment et verrons leur application et leur adaptation au cas dynamique.

¹⁰En anglais : *cone-beam artefact*.

3

Plateforme d'évaluation

Sommaire

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
3.2.2	Fantôme analytique	56
3.2.3	Signaux respiratoires	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

L'évaluation est une problématique majeure de l'imagerie médicale. Elle est indispensable pour valoriser les apports et pointer les limites d'une nouvelle méthode. Ainsi, toute publication scientifique comporte aujourd'hui une section résultats censée permettre au lecteur de se faire une opinion sans avoir à mettre en œuvre la méthode décrite par l'auteur. Pour que ce soit effectivement le cas, il faut que la méthodologie d'évaluation soit clairement définie. Plusieurs auteurs ont défini à cette fin des règles de bonne pratique [Buvat *et al.*, 1999 ; Jannin *et al.*, 2002, 2006]. L'objectif de ce chapitre est de proposer une plateforme d'évaluation des contributions que nous proposerons aux chapitres suivants, composée de plusieurs jeux de données et de métriques associées.

Le niveau d'évaluation envisagé est le premier [Fryback et Thornbury, 1991], c'est-à-dire une évaluation de l'efficacité technique des méthodes proposées. Leur validation permettra dans le futur d'aborder les niveaux supérieurs qui visent à évaluer leur apport clinique. En radiothérapie guidée par l'image, il a été montré à plusieurs reprises que la prise en compte du mouvement respiratoire dans l'acquisition des images TDM a un gain thérapeutique. Nos travaux ont été conduits en s'appuyant sur cette supposition qui restera donc encore à démontrer dans notre contexte.

Le contexte est défini par le tomographe utilisé pour acquérir les images de thorax de patients en respiration libre. Il est hautement probable que les contributions peuvent être adaptées à d'autres modalités d'images, par exemple l'imagerie TEP, et à d'autres localisation, notamment le cœur, mais l'évaluation dans ces contextes est hors du cadre de cette thèse. L'hypothèse que nous nous attacherons donc à valider peut être formulée comme suit : *les contributions proposées permettent de corriger les artefacts dus au mouvement respiratoire sur les images TDM acquises par un tomographe X embarqué sur un accélérateur linéaire*. Ce contexte et cette hypothèse définissent notre cadre général d'évaluation.

La plateforme décrite dans ce chapitre définit les outils pour mener à bien l'évaluation. Dans un premier temps, nous décrivons en détail les données utilisées et leur mode d'obtention. Chaque jeu de données peut être situé dans le schéma suivant, illustrant le compromis qui doit être fait entre la facilité de contrôle des données et leur réalisme clinique :

	Données cliniques	Cadavres	Fantômes physiques	Simulations réalistes	Simulations numériques
Facilité de contrôle	- —————> +				
Réalisme clinique	+ <----- -				
Paragraphe correspondant	3.1.2		3.1.3	3.2.1	3.2.2

Les quatre jeux de données utilisés se répartissent entre les deux extrêmes de cette échelle. Nous les présentons par ordre décroissant de réalisme clinique, et donc par ordre croissant de facilité de contrôle. Nous précisons ensuite les métriques utilisées pour évaluer les images TDM reconstruites.

3.1 Données réelles

3.1.1 Caractéristiques du tomographe

Le tomographe utilisé est le *Synergy cone-beam* (figure 1.7), dont la géométrie est décrite en détails sur le schéma 3.1. La résolution des projections dont nous disposons est de 512×512 pixels¹, soit une taille de pixels de 0.8×0.8 mm². Les projections sont ac-

¹Le détecteur peut également acquérir les images à une résolution de 1024×1024 pixels.

quises régulièrement dans le temps à une fréquence de 5.5 images par seconde. La période de rotation du tomographe est fixée à 2 minutes. Une acquisition comporte donc typiquement entre 600 et 700 projections. Le calibrage effectué par le constructeur permet de connaître la position géométrique exacte de chaque projection conique. Les paramètres de ce calibrage sont extraits de la base de données du logiciel fournit par le constructeur pour calculer les matrices de projection correspondant à chaque incidence du faisceau conique.

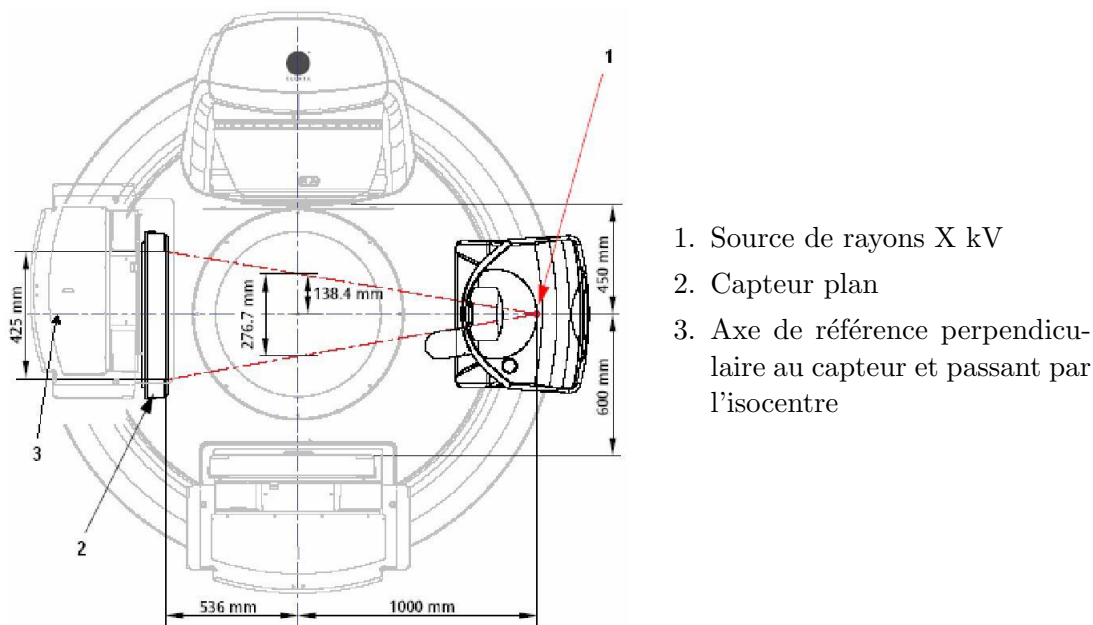


FIG. 3.1 – Schéma représentant la géométrie du tomographe conique utilisé, extrait de sa documentation.

3.1.2 Données acquises sur patient

Nous disposons d'une acquisition effectuée sur un patient. La tumeur cancéreuse de type N0 et de diamètre approximatif 27 mm est positionnée dans le lobe supérieur droit (figure 1.2). Pour cause d'insuffisance respiratoire, le patient ne peut être opéré et la radiothérapie est la méthode de traitement de choix. L'isocentre est positionné au centre de la tumeur. La séquence est composée de 644 projections dont deux exemples sont donnés figure 3.2.

La reconstruction à partir de cette séquence de projections montre clairement les artefacts que nous voulons corriger (figure 1.9). Cependant, nous ne disposons pas de référence, ni sur le mouvement exact d'une projection à l'autre, ni sur l'image TDM sans artefact. L'évaluation à partir de cette séquence n'est donc pas suffisante car elle ne peut pas être quantitative.

3.1.3 Données acquises sur fantôme mécanique

Un fantôme mécanique dynamique a été proposé pour réaliser un mouvement périodique d'amplitude et de fréquence comparables à la respiration. Le fantôme est composé d'une plateforme mobile sur laquelle est disposée une pile de trois planches de bois de dimensions $20 \times 20 \times 2 \text{ cm}^3$ et de densité $\mu \simeq 0.4 \text{ g.cm}^{-3}$. Un cube de polyéthylène de dimensions $4 \times 4 \times 2 \text{ cm}^3$ et de densité $\mu = 0.98 \text{ g.cm}^{-3}$ a été inséré dans la planche centrale (figure 3.3). Le mouvement est une translation sinusoidale, dans la direction de l'axe de rotation du tomographe, d'amplitude 14 mm et de période 3.5 s.

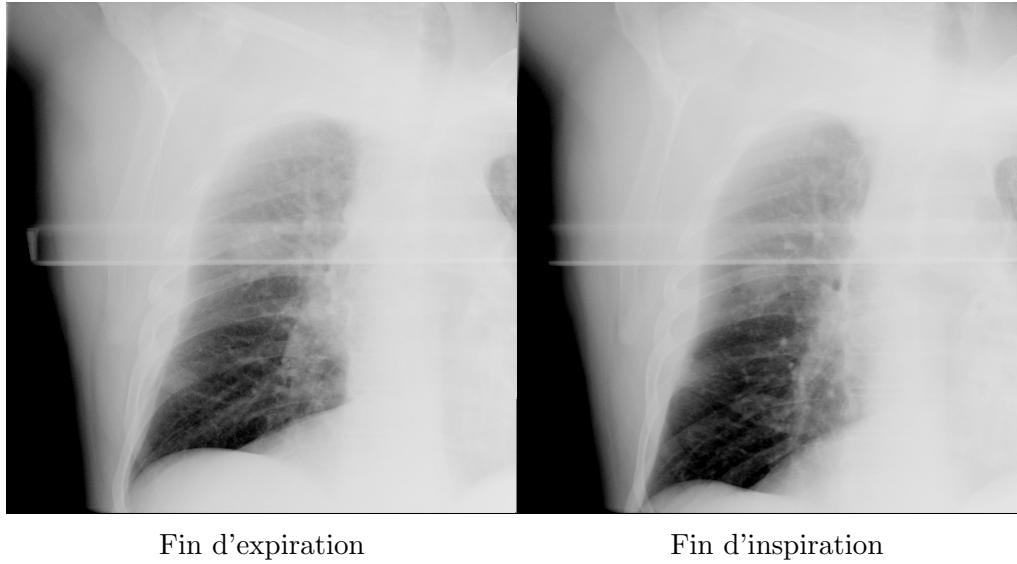


FIG. 3.2 – Deux exemples de projections coniques extraits de la séquence de données réelles acquises sur patient.

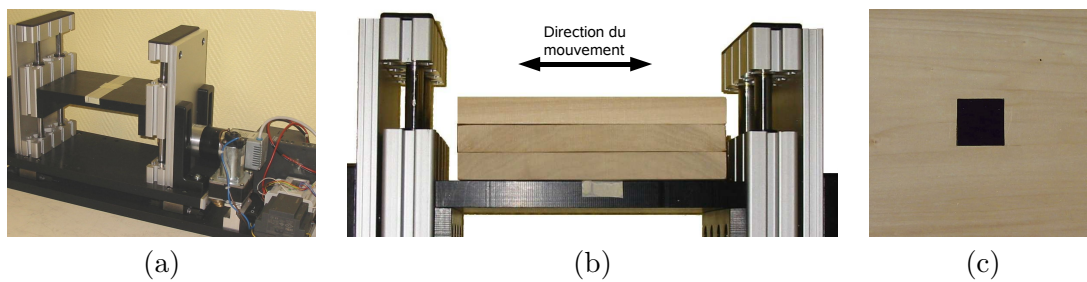


FIG. 3.3 – Fantôme dynamique composé (a) d'une plateforme mobile sur laquelle un fantôme composé de (b) trois planches de bois avec (c) un insert de polyéthylène au milieu de la planche centrale.

L'utilisation d'un fantôme dont le mouvement est restreint à une translation sinusoïdale régulière nous permet d'extraire simplement son mouvement à partir des projections. Tout d'abord, les positions extrêmes ont été repérées manuellement dans le temps en parcourant la séquence de projections. Les numéros des projections sélectionnées ont ensuite été associés à un temps d'acquisition de chaque projection, extrait de la base de données du tomographe. Enfin, une sinusoïde a été ajustée pour obtenir le signal respiratoire pendant la durée de l'acquisition (figure 3.4).

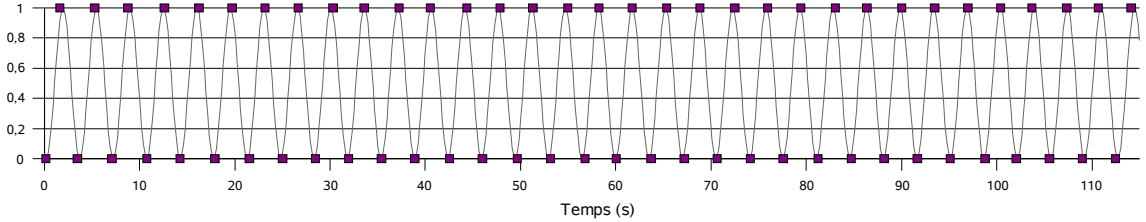


FIG. 3.4 – Signal sinusoïdal correspondant au mouvement de la plateforme, extrait à partir des positions extrêmes repérées dans la séquence de projections.

Le mouvement est une translation, il est donc identique pour tous les points mobiles du fantôme. Le vecteur de mise en correspondance d'un point à une position extrême du cycle et son correspondant à un instant t quelconque est égal au vecteur de mise en correspondance de ce point entre les deux positions extrêmes du cycle, pondéré par la valeur du signal respiratoire à cet instant. Ce vecteur de translation maximale est mesuré à partir des deux images TDM du fantôme statique acquises aux deux positions extrêmes du cycle.

Ce fantôme nous permet d'expérimenter les méthodes développées sur données réelles. Le mouvement, contraint à une simple translation, est extrait avec suffisamment de fiabilité pour être supposé connu. D'autre part, les images reconstruites peuvent être comparées aux images acquises sur le fantôme en position statique. Cependant, ce fantôme n'est pas réaliste, tant au niveau de la distribution de densités que du mouvement, ce qui nous a amené à proposer des simulations numériques.

3.2 Données simulées

Les simulations numériques sont massivement utilisées en imagerie médicale car elles permettent un contrôle précis des tests effectués. En particulier, dans le domaine de la reconstruction tomographique, elles permettent de ne modéliser qu'une source d'artefacts, dans notre cas le mouvement, et de s'abstraire ainsi d'autres sources d'artefacts, par exemple le bruit d'acquisition. La méthode de correction peut alors être évaluée sur la séquence de projections. Suivant le cas, le mouvement extrait et/ou l'image TDM reconstruite sont comparés à la référence, c'est-à-dire l'entrée correspondante de la simulation. L'intérêt évident des simulations est que le résultat attendu est parfaitement connu, c'est pourquoi il est nommé en anglais *Gold Standard*.

Le processus d'acquisition est en réalité bien plus complexe que la modélisation décrite par l'équation 2.2 de Beer-Lambert. De nombreux éléments viennent perturber ce modèle. Tout d'abord, la source de rayons X n'est pas exactement ponctuelle ni monochromatique. Ensuite, les interactions entre les rayons X et la matière mettent en jeu différents mécanismes d'absorption, notamment l'effet photoélectrique, l'effet Compton et l'effet Rayleigh. Ces deux derniers sont source de la diffusion de rayons X dans une direction qui peut être différente de la direction d'incidence et qui ne sont pas pris en compte dans le modèle [Rinkel, 2006]. Enfin, le détecteur a une réponse complexe, fonction de nombreux paramètres. Pour simplifier la problématique, nos simulations, comme nos reconstructions,

ignorent l'ensemble de ces phénomènes et supposent exact le modèle de Beer-Lambert. On pourrait imaginer dans le futur leur prise en compte à l'aide de modèles analytiques ou stochastiques [Ay *et al.*, 2005 ; Ay et Zaidi, 2005 ; Ding *et al.*, 2007 ; Kyprianou *et al.*, 2007].

Différents types de fantômes numériques sont à distinguer en tomographie. Les plus utilisés sont les fantômes dits analytiques car décrits par les paramètres d'un ensemble de formes géométriques, telles que des ellipsoïdes ou des parallélépipèdes, comme par exemple le fantôme Shepp-Logan utilisé dans le chapitre 2. Leur point fort est que la longueur exacte du segment correspondant à l'intersection entre chaque rayon et chaque forme peut être directement calculée à partir de leurs équations respectives. Cependant, ils ne sont pas réalistes, même si des efforts ont été faits en ce sens, notamment dans le cadre du projet Forbild². Dans le même esprit, on peut utiliser des formes géométriques plus complexes à partir de nuages de points extraits de données patient et d'une méthode d'interpolation lisse. Par exemple, le fantôme dynamique NCAT est basé sur des données patients de thorax et de cœur [Segars, 2001 ; Segars *et al.*, 2001, 2003]. Ils sont cependant complexes à mettre en œuvre pour un réalisme qui reste limité puisque il est toujours homogène par morceaux.

Le réalisme maximal est obtenu par les fantômes dits réalistes discrets ou basés voxels, qui utilisent directement les données patients disponibles, généralement des images tomographiques. Cela revient alors à l'application du problème direct, décrit dans le paragraphe 2.2, c'est-à-dire le calcul de projections à partir d'une tomographie. De tels fantômes ont également leurs limites puisqu'ils sont moins contrôlables et que la nature discrète des images TDM induit de petites différences par rapport au calcul exact de la transformée de Radon [Goertzen *et al.*, 2002].

Nous proposons deux fantômes numériques dynamiques pour la simulation de séquences de projections coniques. Le premier est un fantôme réaliste discret basé sur une image TDM 4D et le second un fantôme analytique adapté du fantôme de thorax Forbild. Pour chacun d'eux, nous définissons un modèle de mouvement dans un cycle respiratoire d'amplitude variable. Ces deux fantômes nous permettent de créer des séquences à partir de deux signaux respiratoires simulés décrits ensuite, l'un régulier et l'autre irrégulier.

3.2.1 Fantôme réaliste discret

3.2.1.1 Données patients

Nous disposons d'une image TDM 4D acquise par le scanner conventionnel Philips Brilliance CT Big Bore (figure 1.5a) sur le patient pour lequel nous disposons également d'une séquence de projections coniques (paragraphe 3.1.2). Cette image est réalisée sur le principe décrit dans le chapitre 4, à partir d'une acquisition sur-échantillonnée synchronisée avec un signal respiratoire. Le signal respiratoire utilisé est la circonférence de l'abdomen, mesurée par un capteur de pression monté sur une ceinture élastique.

La méthode de reconstruction par laquelle est obtenue l'image TDM 4D suppose que le cycle respiratoire est périodique et que le mouvement peut être considéré négligeable pendant un temps relativement faible, de l'ordre de quelques dixièmes de secondes, ce sans quoi il n'y aurait pas assez de données pour reconstruire les différentes coupes TDM. Nous supposons donc que chaque image TDM 3D représente effectivement un instantané du patient dans le cycle respiratoire, considéré périodique, et négligerons ainsi les artefacts résiduels causés par la périodicité imparfaite du cycle et la lenteur relative de l'acquisition.

L'image TDM 4D obtenue est composée de 10 images TDM 3D de résolution $512 \times 512 \times 141$ voxels de taille $0.98 \times 0.98 \times 2$ mm³. Le paragraphe 2.2 nous a permis de voir comment obtenir la projection conique à partir d'une image TDM 3D. Nous verrons dans

²<http://www.imp.uni-erlangen.de/forbild/english/results/index.htm>.

le paragraphe 5.4.1 comment obtenir la projection conique d'une image TDM 3D dite déformable, c'est-à-dire comment projeter une image TDM 3D associée à une déformation complexe, représentée par un champ de vecteurs dense définissant le déplacement 3D de chacun de ses voxels. Le fantôme est donc composé d'une image TDM 3D et d'un modèle de mouvement.

3.2.1.2 Image TDM de référence

Une image TDM 3D de référence est sélectionnée dans l'image TDM 4D en se basant sur deux heuristiques : (1) il vaut mieux prendre une image pour laquelle le patient est en fin d'inspiration car le poumon occupe alors un espace plus important et a donc une résolution spatiale meilleure et (2) l'image doit avoir un minimum d'artefacts de mouvement résiduels visibles. L'image TDM sélectionnée manuellement, représentée figure 3.5, correspond à la phase 10% du cycle respiratoire d'après l'indexation constructeur, les 10 images étant régulièrement réparties temporellement au long du cycle selon cette indexation (tableau 3.1).

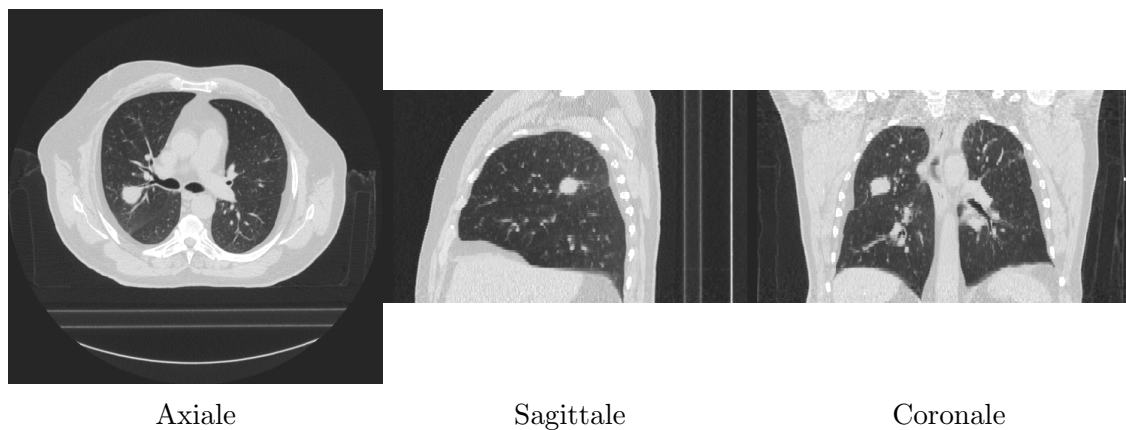


FIG. 3.5 – Coupes orthogonales au niveau de la tumeur de l'image TDM 3D de référence.

3.2.1.3 Modèle de mouvement

3.2.1.3.1 Champs de vecteurs Les autres images TDM 3D servent à définir le modèle de mouvement associé à cette image de référence. Dans un premier temps, le mouvement de l'image référence vers chacune des autres images est estimé (figure 3.6). La mise en correspondance non rigide est réalisée par une implémentation locale [Boldea *et al.*, 2003, 2005 ; Boldea, 2006] de l'algorithme des Démons [Thirion, 1998 ; Cachier *et al.*, 1999]. Ce processus itératif, dans la lignée des méthodes de flux optique [Horn et Schunck, 1981 ; Orkisz et Clarysse, 1996], est proche d'une descente de gradient à l'ordre deux, utilisant comme critère de similarité la somme des différences au carré des intensités de pixels correspondants. Les champs de vecteurs obtenus ont été validés sur la base de points cliqués par des experts sur chaque instant de l'image TDM 4D [Vandemeulebroucke *et al.*, 2007].

3.2.1.3.2 Indexation dans le cycle respiratoire L'indexation réalisée par le constructeur ne nous apparaît pas fiable car elle est basée sur la phase du signal respiratoire et non sur son amplitude (paragraphe 4.2.1.2). Nous préférons donc utiliser une mesure du volume des poumons extraite à partir d'un traitement des images. Cette mesure est effectuée par une segmentation automatique des poumons associant un seuillage et des outils de morphologie mathématique [Boldea, 2006]. Cette opération nous

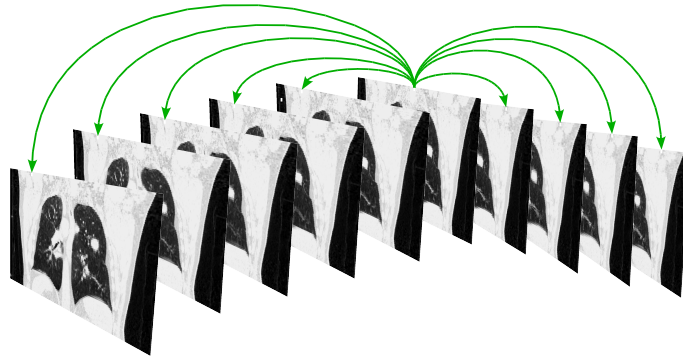


FIG. 3.6 – Représentation schématique des différents champs de vecteurs estimés par recalage non rigide entre l'image TDM 3D de référence et les autres images TDM 3D de l'image TDM 4D.

semble plus robuste que d'autres solutions, par exemple le suivi manuel ou automatique d'un point significatif tel que l'apex des coupes diaphragmatiques ou un point de la surface abdomino-thoracique.

Les volumes extraits sont donnés dans le tableau 3.1. Nous remarquons que les couples d'images 10%/20% et 60%/70%, correspondant aux extrêmes du cycle, n'ont pas de différence de volume significative (< 30 mL), probablement parce que le mouvement est plus lent à ces positions qu'aux positions intermédiaires. En comparant visuellement les deux images, nous éliminons les images 20% et 70% qui ont un nombre d'artefacts de mouvement résiduels plus important que les images 10% et 60%. Enfin, en attribuant l'index 0% (fin d'expiration) au volume minimal et l'index 50% au volume maximal (fin d'inspiration), nous réalisons notre propre indexation. Cette indexation peut aussi être reliée à une amplitude du signal respiratoire entre 0 pour la fin d'expiration et 1 pour la fin d'inspiration (tableau 3.1). Il faut alors utiliser le signe de la dérivée du signal pour différencier l'inspiration de l'expiration (figure 3.7).

Indexation constructeur	0%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%
Volume (mL)	5455	5527	5554	5459	5301	5192	5091	5111	5196	5335
Indexation calculée	42%	50%		58%	76%	88%	0%		12%	28%
Amplitude du signal resp.	0.84	1		0.84	0.48	0.23	0		0.24	0.56

TAB. 3.1 – Volumes mesurés et indexations dans le cycle et le signal respiratoire déduites pour chacune des 10 images TDM 3D correspondant aux différentes phases du cycle respiratoire. Les valeurs de l'image référence sont en gras.

3.2.1.3.3 Trajectoire des voxels L'association des champs de vecteurs calculés et de l'indexation dans le cycle respiratoire nous permet de définir pour chaque voxel sa trajectoire discrète au long du cycle respiratoire représenté par l'image 4D. En supposant qu'elle est linéaire par morceaux, nous définissons une trajectoire continue et cyclique. Cette trajectoire peut être directement utilisée avec un signal régulier (figure 3.7). Par exemple, à un instant donné, si le signal respiratoire vaut 0.33 et que le signe de la dérivée est négatif, alors le champ de vecteurs $\vec{v}_{(1,0.33)}$ entre la référence et cette position est égal par interpolation linéaire à $\vec{v}_{(1,0.33)}(\mathbf{x}) = 0.4 \vec{v}_{(1,0.48)}(\mathbf{x}) + 0.6 \vec{v}_{(1,0.23)}(\mathbf{x})$, où $\vec{v}_{(1,0.23)}$, respectivement $\vec{v}_{(1,0.48)}$, est le champ de vecteurs entre la référence et la position 0.23,

respectivement 0.48.

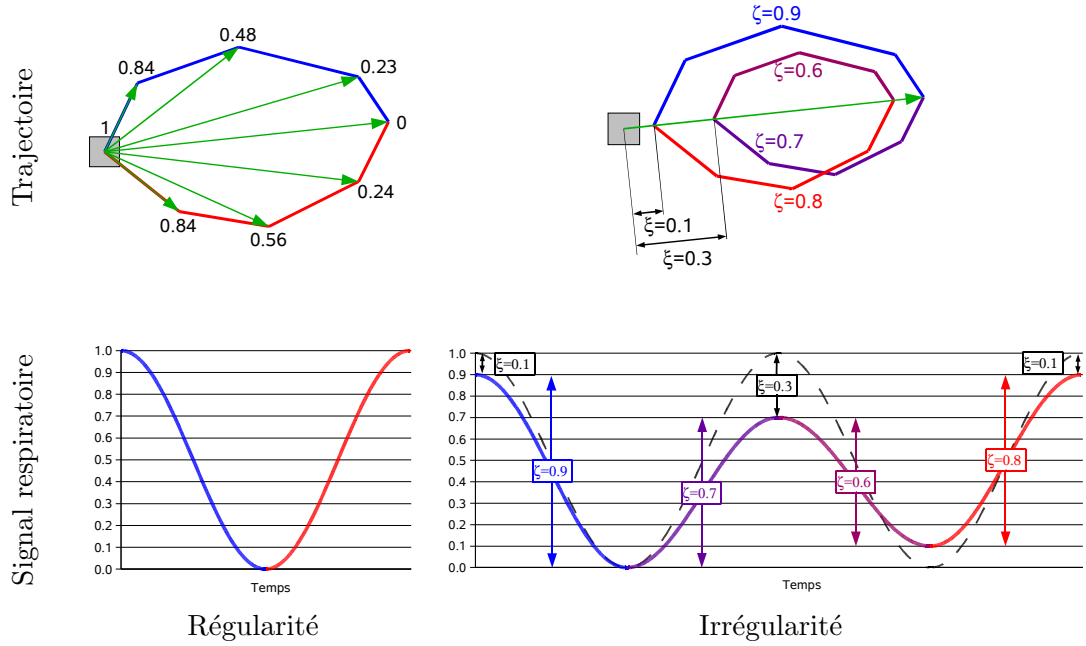


FIG. 3.7 – Trajectoire d'un voxel de notre image référence du fantôme réaliste discret à partir des 8 champs de vecteurs en fonction de la régularité du signal respiratoire.

La tâche est plus délicate avec un signal irrégulier. En effet, si l'on ne modifie pas les champs de vecteurs, on peut avoir des discontinuités quand la dérivée du signal respiratoire change de signe car le signal ne vaut alors pas forcément 0 ou 1. Pour corriger ce problème, nous proposons un modèle simple de prise en compte des irrégularités du signal. L'idée est de raisonner sur les demi-cycles allant de la fin d'inspiration à la fin d'expiration et inversement (figure 3.7). Nous mesurons sur le signal respiratoire, pour chaque demi-cycle, une pondération ζ à appliquer aux champs de vecteurs, égale à la différence entre le minimum et le maximum du demi-cycle, et un décalage ξ par rapport à la valeur de référence (1 dans notre cas). Cela permet de garantir la continuité de la trajectoire car nous restons, à chaque changement de demi-cycle, sur la droite de vecteur directeur $\vec{v}_{(1,0)}$ par le décalage de ξ $\vec{v}_{(1,0)}$ et la pondération du champ de vecteur par ζ . Le signal respiratoire s utilisé pour l'indexation au long de la trajectoire du cycle est alors modifié linéairement de manière à ce que chaque cycle soit entre 0 et 1 (signal en pointillé figure 3.7) par :

$$s'_{resp}(t) = \frac{s_{resp}(t) - 1 + \zeta(t) + \xi(t)}{\zeta(t)}$$

Pour reprendre l'exemple précédent, si le signal respiratoire modifié est égal à 0.33 et que le signe de la dérivée est négatif, alors le champ de vecteurs $\vec{v}_{(1,0.33)}$ entre la référence et cette position est égal à $\vec{v}_{(1,0.33)}(\mathbf{x}) = \zeta (0.4 \vec{v}_{(1,0.48)}(\mathbf{x}) + 0.6 \vec{v}_{(1,0.23)}(\mathbf{x})) + \xi \vec{v}_{(1,0)}(\mathbf{x})$. Notons qu'un signal régulier correspond à $\zeta = 1$ et $\xi = 0$ pour tous les demi-cycles, soit le résultat donné précédemment.

3.2.1.3.4 Limites L'image TDM de référence associée à la trajectoire de chacun de ses voxels, indexée sur un signal respiratoire, nous permet de définir un fantôme réaliste discret. Ce fantôme peut servir à évaluer une méthode d'extraction du mouvement et/ou une méthode de reconstruction à partir d'un mouvement connu ou inconnu. Cependant, ce modèle présente deux limites importantes dans notre contexte. La première est que la référence est discrète et que l'on ne peut envisager de tester une reconstruction de

résolution meilleure que cette discrétisation. En particulier, la résolution cranio-caudale n'est que de 2 mm alors que la reconstruction pourrait théoriquement être plus fine étant donné la résolution du détecteur (paragraphe 3.1.1). La seconde est que ce fantôme ne nous permet pas de tester la projection d'un volume déformable, décrite dans le paragraphe 5.4.1, car nous n'avons pas d'autre méthode de projection pour évaluer les projections coniques générées. Ces limites nous ont amené à proposer un fantôme analytique dynamique.

3.2.2 Fantôme analytique

Un fantôme composé de formes géométriques, par exemple des ellipsoïdes, des cylindres ou des parallélépipèdes, peut être défini analytiquement par l'équation et la liste des paramètres des différentes formes. La projection conique associée peut être calculée à partir de cette définition et de l'équation de la droite correspondant à chaque rayon X. Un tel fantôme n'a donc pas les deux limites du fantôme réaliste discret. Cependant, il est évident que le réalisme de tels fantômes ne peut être que restreint et ils servent généralement à expérimenter des algorithmes de reconstruction. Ils ne peuvent en revanche pas être utilisés pour valider une méthode d'estimation de mouvement car le fort contraste introduit par les formes facilite l'estimation. Pour que l'évaluation de la reconstruction soit tout de même satisfaisante, nous proposons un fantôme analytique dont les proportions sont comparables à la réalité, à la fois en termes de dimensions, de densités et de mouvement.

Le fantôme en fin d'expiration est basé sur une version simplifiée du fantôme de thorax Forbild³. Une tumeur sphérique de diamètre 3 cm est ajoutée dans le lobe inférieur du poumon droit (figure 3.8). Le fantôme en fin d'inspiration est défini à partir de la fin d'expiration par une transformation analytique simple consistant en une translation des centres et un changement des volumes des différentes formes géométriques. La densité est laissée constante pour simplifier le problème, malgré le changement de volume. Le mouvement est choisi de sorte que les éléments représentant la colonne vertébrale soient statiques et que le mouvement dans la direction cranio-caudale soit supérieur au mouvement dans la direction antéropostérieure.

Les fantômes analytiques intermédiaires sont calculés par une interpolation linéaire des différents paramètres des formes, la position 1 correspondant à la fin d'inspiration et la position 0 à la fin d'expiration. Ainsi, la définition du mouvement est également continue. Contrairement au fantôme réaliste discret, nous ne différencions pas le trajet à l'inspiration du trajet à l'expiration car ce fantôme n'est de toute façon pas utilisé pour l'estimation de mouvement. Avec cette simplification, l'irrégularité du signal respiratoire n'est plus problématique car on reste toujours sur la même droite et que, si le signal est continu, la trajectoire l'est aussi.

Le mouvement de chaque point dans le temps ne peut pas être calculé analytiquement de manière simple. En effet, cela pourrait se faire forme par forme, mais des discontinuités de mouvement seraient alors introduites sur les bords des formes. Pour pallier à ce problème, l'algorithme de mise en correspondance non rigide décrit dans le paragraphe 3.2.1.3.1 est utilisé pour extraire le mouvement entre les images TDM calculés correspondant à la fin d'inspiration et à la fin d'expiration. Le mouvement entre la fin d'inspiration et une position intermédiaire est alors simplement obtenu par la même pondération linéaire du champ de vecteurs obtenu que celle utilisée pour calculer les fantômes analytiques intermédiaires.

Enfin, les projections coniques de ce fantôme analytique sont calculées en utilisant le logiciel libre *Take*⁴. Le calcul est basé sur l'intersection exacte entre chaque rayon X et chaque forme géométrique pour appliquer exactement l'équation 2.2 de Beer-Lambert.

³<http://www.imp.uni-erlangen.de/forbild/english/results/thorax/thorax.htm>.

⁴<http://www.cvl.isy.liu.se/Research/Tomo/take/index.html>.

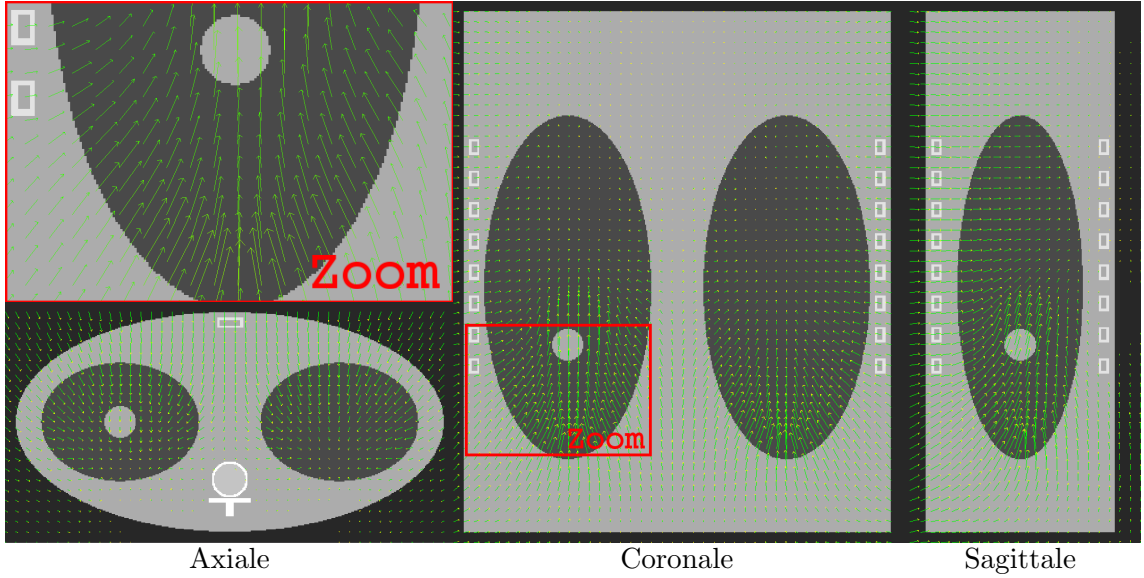


FIG. 3.8 – Coupes orthogonales au niveau de la tumeur du fantôme analytique en fin d’inspiration avec le champ de vecteurs calculé entre la fin d’inspiration et la fin d’expiration. Un zoom de la coupe coronale est donné en haut à gauche.

3.2.3 Signaux respiratoires

La position dans le cycle respiratoire des deux fantômes numériques décrits ci-dessus est contrôlée par un seul paramètre. Ainsi, l’utilisation d’un signal respiratoire unidimensionnel et discret compris entre 0 et 1, appliqué à l’un des fantômes, permet de récupérer en sortie la séquence correspondante de projections coniques. Nous définissons maintenant deux signaux respiratoires, l’un régulier et l’autre irrégulier.

3.2.3.1 Signal régulier

[Lujan *et al.*, 1999] ont proposé un modèle de déplacement d’un point physique du thorax pendant la respiration en se basant sur des mesures fluoroscopiques. Il est défini par :

$$s_{resp}(t) = s_0 + S \cos^{2p} \left(\frac{\pi t}{T} \right) \quad (3.1)$$

où s_0 est sa valeur minimum, S son amplitude pic à pic, p un paramètre de forme et T sa période. Ce modèle est le plus utilisé dans la littérature, car il est simple tout en prenant en compte certaines réalités, notamment le fait que l’on passe plus de temps en fin d’expiration qu’en fin d’inspiration. Nous fixons les paramètres de ce modèle à $s_0 = 0$, $S = 1$, $p = 2$ et $T = 4$ s pour obtenir la courbe du signal respiratoire régulier (figure 3.9).

3.2.3.2 Signal irrégulier

Le cycle respiratoire est en fait irrégulier. Sa période et son amplitude ne sont en effet pas constantes d’un cycle à l’autre. [George *et al.*, 2005] ont fait une étude détaillée des différents paramètres du modèle précédent quand il est ajusté cycle à cycle à des courbes de signaux réels, correspondant à la variation de hauteur de la surface abdomino-thoracique, mesurée par le *Real-Time Position Management* (RPM) de Varian. Ils mesurent entre autres la variation statistique des paramètres dans le temps et en déduisent que, parmi les lois étudiées, la distribution de s_0 suit plutôt une loi normale et que les distributions de S et T suivent plutôt une loi log-normale. En utilisant ces lois et un générateur de

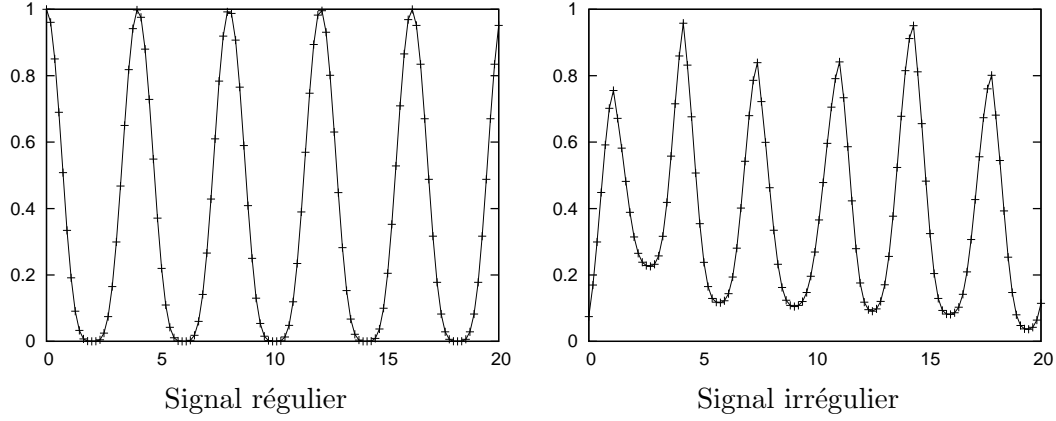


FIG. 3.9 – Les 20 premières secondes des deux signaux respiratoires simulés. Chaque point de la courbe correspond à l'acquisition d'une projection conique.

signal irrégulier développé localement [Zagni, 2006], nous simulons un signal respiratoire irrégulier avec les paramètres $s_0 = 0 \pm 0.07$, $S = 1 \pm 0.07$, $p = 2$ et $T = 4 \pm 0.5$ s. (figure 3.9).

3.3 Métriques d'évaluation

Nous avons défini les jeux de données réelles ou simulées dont nous disposons pour tester les différentes méthodes de reconstruction des chapitres suivants. L'évaluation quantitative des images reconstruites nécessite la définition de métriques adaptées. Nous avons vu dans le paragraphe 1.4.2 que le mouvement respiratoire cause deux types d'artefacts : du bruit et du flou. Les deux premières métriques proposées évaluent le bruit et la troisième le flou.

3.3.1 Rapport Signal sur Bruit (RSB)

En traitement du signal, il est classique d'évaluer l'importance relative du bruit par rapport au signal (mesure idéale). Une telle métrique est généralement utilisée pour mesurer l'impact du bruit d'acquisition, mais elle est également applicable dans notre cas. Nous utilisons le rapport signal sur bruit (RSB) défini comme suit :

$$\text{RSB}(\text{dB}) = 20 \log_{10} \frac{\text{RCM}_{\text{signal}}}{\text{RCM}_{\text{bruit}}} \quad (3.2)$$

où le signal est l'image de référence, le bruit est la différence entre le signal et l'image évaluée, et RCM est la *racine des carrés moyens*, égale pour une image I ayant P pixels à :

$$\text{RCM}_I = \sqrt{\frac{1}{P} \sum_{i=1}^P I(i)^2} \quad (3.3)$$

Le RSB est donc une différence échantillon à échantillon entre les deux images normalisée en fonction des densités de la référence. Comme il est nécessaire de disposer d'une référence pour pouvoir le calculer, il n'est directement applicable que sur données simulées. Si l'on prend l'image TDM obtenue en position statique comme référence, on peut également l'appliquer sur le fantôme mécanique. Il n'est en revanche pas utilisable sur données réelles patient car nous ne pouvons disposer directement d'une référence.

3.3.2 Rapport Contraste sur Bruit (RCB)

Le rapport contraste sur bruit (RCB) est différent du rapport signal sur bruit car il ne nécessite pas de référence. Il s'applique sur une zone dont on suppose qu'elle peut être segmentée en deux zones homogènes, le premier plan (PP) et le fond (F). On va chercher à mesurer le contraste entre les deux régions, c'est-à-dire leur différence d'intensités moyennes, relativement au bruit. Le RCB est défini par :

$$\text{RCB} = \frac{|m_{\text{PP}} - m_{\text{F}}|}{\sigma_{\text{F}}} \quad (3.4)$$

où m_{R} est la moyenne des intensités des échantillons de la région R et σ_{R} l'écart-type des intensités des échantillons de la région R. Le rapport obtenu est donc sans unité.

3.3.3 Critère de flou

Le flou est une notion délicate à traduire par une métrique car il est en général défini qualitativement : une image floue est une image dont le contour est trouble, imprécis. [Kriminski *et al.*, 2005] proposent de relier cette notion de flou à la difficulté d'un algorithme de segmentation à distinguer deux régions. Il utilise un algorithme de segmentation basée sur la minimisation d'une énergie de Ising [Boykov *et al.*, 2001]. Cette énergie est composée d'un terme d'homogénéité des régions segmentées et d'un terme de régularité de la segmentation. Pour trouver le minimum global de cette énergie, nous utilisons l'algorithme de coupe dans un graphe proposé par [Boykov et Kolmogorov, 2004] et adapté par [Kriminski *et al.*, 2005] à cette application. Ce minimum, sans unité, nous sert de critère de flou.

3.4 Taille et résolution des images reconstruites

Les paramètres de taille et de résolution des différentes images TDM reconstruites dans les chapitres suivants sont regroupés dans le tableau 3.2. Certaines résolutions de voxels sont anisotropes car l'image TDM 4D préalablement acquise (paragraphe 3.2.1) est utilisée pour la simulation des projections ou pour déterminer son modèle de mouvement ; cette résolution pourra être améliorée dans le futur sur données réelles mais il faudra affiner l'estimation du mouvement. La taille des images TDM reconstruites est déterminée de manière à englober le champ de vue, l'intensité des voxels en dehors du champ de vue étant fixée à 0 pour ne pas perturber l'observation de l'image. Enfin, la taille utilisée pour les reconstructions basées sur la méthode SART est plus large pour prendre en compte la troncature des données (paragraphe 2.2.2.5). Elle est connue pour les fantômes ou déterminée de manière heuristique pour les données réelles.

3.5 Conclusion

Les outils utilisés pour évaluer nos contributions ont été décrits en détail dans ce chapitre. D'une part, nous disposons au total de 6 séquences de projections coniques, qui se différencient suivant leur réalisme et le contrôle que l'on peut en avoir : 2 jeux de données réelles, acquises sur patient et fantôme mécanique, et 4 jeux de données simulées, résultant de l'application du signal régulier ou irrégulier sur le fantôme réaliste discret ou analytique. D'autre part, trois métriques ont été définies pour évaluer quantitativement, quand cela est possible, les résultats obtenus. La plateforme devrait ainsi permettre une comparaison quantitative des résultats obtenus avec les différentes méthodes envisagées.

Séquence	Taille de l'image reconstruite (en voxels)	Résolution d'un voxel (en mm ³)	Taille utilisée par SART (en voxels)
Données réelles patient (chapitre 4)	256 × 256 × 256	1 × 1 × 1	512 × 512 × 410
Données réelles patient (chapitre 5)	262 × 261 × 132	0.98 × 0.98 × 2	512 × 512 × 206
Données réelles mécanique	128 × 128 × 128	1 × 1 × 1	512 × 512 × 410
Fantôme analytique	256 × 256 × 256	1 × 1 × 1	430 × 230 × 400
Fantôme réaliste discret	270 × 270 × 133	0.98 × 0.98 × 2	512 × 512 × 141

TAB. 3.2 – Paramètres de taille et de résolution des différentes images TDM de cette thèse suivant la séquence de projections utilisée.

4

Reconstruction à partir d'une sélection rétrospective de projections coniques

Sommaire

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
4.1.3	Expériences	67
4.1.4	Résultats	69
4.1.5	Discussion	71
4.1.6	Conclusion	72
4.2	Analyse quantitative	73
4.2.1	Méthode	73
4.2.2	Expériences	75
4.2.3	Influence de la largeur de sélection et du signal d'entrée	77
4.2.4	Influence de l'algorithme de reconstruction	84
4.2.5	Influence de la fonction de sélection	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

La respiration est un mouvement quasi-périodique, à la fois spatialement et temporellement. En effet, d'un cycle respiratoire à l'autre, le thorax et l'abdomen d'un patient au repos et en respiration libre retrouvent approximativement les mêmes positions spatiales à intervalles quasi-réguliers. Une partie des méthodes de prise en compte du mouvement respiratoire en tomographie, nommées dans la littérature *gated* ou *respiration-correlated*, utilise cette propriété pour simplifier la problématique. Elles nécessitent un signal respiratoire représentatif des variations spatiales du thorax pendant l'acquisition. Ce signal permet de sélectionner les projections coniques acquises qui correspondent à un segment donné du cycle respiratoire (figure 4.1). La reconstruction de l'image TDM 3D correspondant à ce segment du cycle respiratoire se fait alors en utilisant ce sous-ensemble de projections. Comme elles correspondent toutes à une même position spatiale du thorax et de l'abdomen, un algorithme de reconstruction statique classique est cette fois valide. Cette méthode est également utilisée pour l'acquisition d'images du cœur avec un signal cardiaque, par exemple un électrocardiogramme [Lackner et Thurn, 1981 ; Kachelriess *et al.*, 2000].

La sélection peut se faire de deux façons différentes. La première possibilité est une sélection dite *prospective*, qui consiste à déclencher l'acquisition des projections coniques en fonction de la position dans le cycle respiratoire [Ritchie *et al.*, 1994]. On ne peut alors reconstruire qu'une image TDM 3D correspondant à un segment du cycle respiratoire. Cette méthode nécessite la synchronisation en temps réel du scanner à un signal respiratoire. La seconde possibilité est une sélection dite *rétrospective* pour laquelle les projections coniques sont acquises sans se préoccuper de la position dans le cycle respiratoire et pour laquelle la sélection est faite *a posteriori*. On peut alors obtenir une image TDM 4D, c'est-à-dire une séquence d'images TDM 3D définie sur des segments consécutifs d'un cycle respiratoire du patient [Keall, 2004] (figure 4.1). Notre système d'acquisition ne permet pas sa synchronisation en temps réel au faisceau de rayons X kV, c'est pourquoi nous limiterons notre étude à la sélection rétrospective.

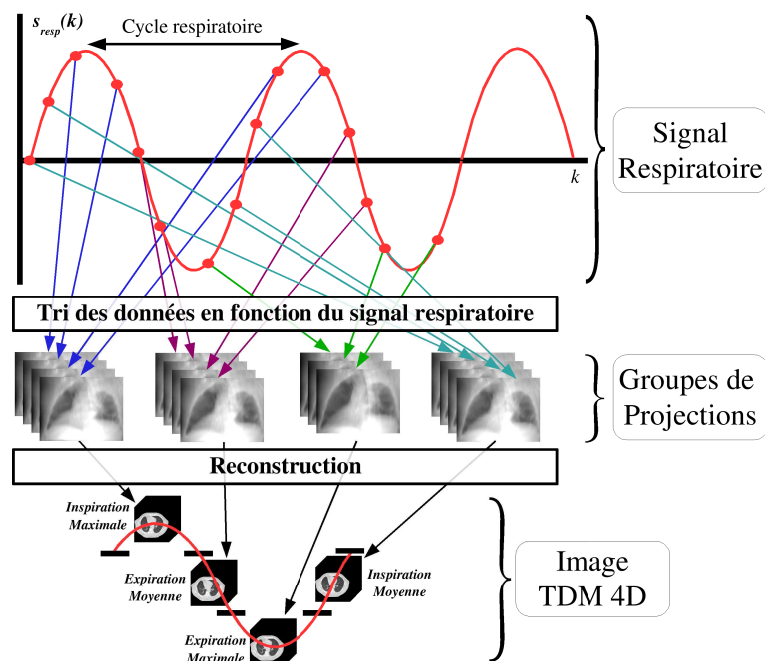


FIG. 4.1 – Représentation schématique du principe d'obtention d'une image TDM 4D par sélection rétrospective de projections coniques.

Les premières images TDM 4D ont été obtenues avec des scanners conventionnels ayant une géométrie 2D divergente (paragraphe 1.3.1). La sélection se fait alors après

la reconstruction en triant les coupes 2D reconstruites en différentes piles, chaque pile donnant l'image TDM 3D d'un segment différent du cycle respiratoire [Keall *et al.*, 2004 ; Low *et al.*, 2003 ; Pan *et al.*, 2004 ; Underberg *et al.*, 2004 ; Vedam *et al.*, 2003]. En géométrie 3D conique, le tri se fait avant la reconstruction. Les projections coniques sont triées en fonction du segment du cycle respiratoire auquel elles appartiennent [Dietrich *et al.*, 2006 ; Kriminski *et al.*, 2005 ; Li *et al.*, 2006b ; Li et Xing, 2007 ; Purdie *et al.*, 2006 ; Sonke *et al.*, 2005]. Seules les projections correspondant à un segment donné du cycle respiratoire sont utilisées pour la reconstruction de l'image TDM 3D de ce segment (figure 4.1).

L'application de cette méthode peut donc se décomposer en deux problématiques distinctes. La première est l'obtention d'un signal respiratoire synchronisé à l'acquisition des projections coniques. La seconde est l'utilisation de ce signal pour sélectionner les projections coniques et reconstruire l'image TDM 3D d'un segment du cycle respiratoire ou l'image TDM 4D du cycle respiratoire.

4.1 Le signal respiratoire

4.1.1 Etat de l'art

Le signal respiratoire, noté $s_{resp} : \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}$, est une fonction continue 1D qui indique la position du thorax dans le cycle respiratoire. En pratique, des signaux de nature variée ont été utilisés. [Wolthaus *et al.*, 2005] mesurent la variation de la température avec un thermomètre placé sous le nez du patient. [Ford *et al.*, 2003 ; Pan *et al.*, 2004 ; Underberg *et al.*, 2004 ; Vedam *et al.*, 2003] mesurent la position de la surface du thorax ou de l'abdomen dans la direction antéropostérieure avec des capteurs posés sur l'abdomen dont on repère la hauteur avec une caméra infrarouge (*Real-time Position Management*, VarianTM). [Low *et al.*, 2003] mesurent la variation du flux d'air à la sortie de la bouche avec un spiromètre. [Allen Li *et al.*, 2006 ; Dietrich *et al.*, 2006 ; Kriminski *et al.*, 2005 ; Wink *et al.*, 2005a] mesurent la variation de la circonférence de l'abdomen avec une ceinture élastique munie d'un capteur de pression.

Notre utilisation du signal respiratoire suppose vraie la propriété majeure suivante : si $s_{resp}(t_1) = s_{resp}(t_2)$, alors le thorax a la même configuration spatiale aux instants t_1 et t_2 . Etant donné la nature complexe du mouvement respiratoire, le respect strict de cette hypothèse est impossible et n'est donc vraie pour aucun des signaux proposés. Cependant, les études montrent que l'approximation faite est plus ou moins importante d'un signal à l'autre. La variation de la température à la sortie du nez permet le repérage temporel des extrema (fin d'inspiration et d'expiration) mais ne permet pas un découpage fin entre ces extrema [Kubo et Hill, 1996]. Le mouvement de la surface de l'abdomen ou du thorax [Ford *et al.*, 2003] n'est pas forcément corrélé aux mouvements internes [Gierga *et al.*, 2005 ; Koch *et al.*, 2004]. La variation de la circonférence donne un signal très proche de ce dernier [Allen Li *et al.*, 2006] et souffre donc probablement des mêmes défauts. La variation du flux d'air à la bouche semble plus représentative des mouvements internes [Lu *et al.*, 2005], même s'il faut corriger la dérive de la mesure effectuée par le spiromètre [Zhang *et al.*, 2003].

Face à ces difficultés, il a été proposé dans le cas de tomographes à géométrie conique d'extraire le signal respiratoire directement et automatiquement des projections coniques acquises, sans faire appel à un appareil externe. [Zijp *et al.*, 2004] proposent ainsi d'extraire le mouvement de la coupole diaphragmatique. Chaque projection 2D est projetée perpendiculairement à la direction cranio-caudale. Du signal 1D ainsi obtenu est extrait la hauteur de la coupole dans la direction cranio-caudale. Cette méthode repose sur des hypothèses quant à la forme et la position de la coupole diaphragmatique qui ne sont pas toujours respectées [Sonke *et al.*, 2005]. [Purdie *et al.*, 2006] proposent d'évaluer la

variation de l'intensité des pixels des projections coniques dans une région d'intérêt. Cette variation permet d'obtenir la position temporelle des extrema du cycle respiratoire mais ne permet pas une comparaison en amplitude de ces extrema. La méthode de [Li *et al.*, 2006b] est similaire mais s'appuie sur un marqueur posé sur la surface du patient, ce qui rend l'extraction du signal délicate en fonction de la position du faisceau par rapport à la direction du mouvement du marqueur. D'autres travaux relatifs au signal cardiaque peuvent également servir de support, par exemple le calcul de moments sur les projections cardiaques [Kachelriess *et al.*, 2002], mais l'objectif est différent puisqu'il s'agit alors de ne repérer qu'une position caractéristique par cycle (paragraphe ??).

Nous proposons également une méthode permettant d'extraire automatiquement le signal respiratoire d'une séquence de projections coniques acquises autour d'un patient en respiration libre. Le but est d'extraire le signal automatiquement et sans hypothèse anatomique. Nous l'évaluons quantitativement sur données simulées et sur données réelles.

4.1.2 Méthode d'extraction automatique du signal respiratoire

Notre méthode se base sur une étude du mouvement entre les projections coniques d'une séquence. Elle se décompose en trois étapes. La première étape consiste à positionner des points d'intérêt sur les projections coniques. La seconde étape extrait le déplacement d'un bloc de pixels centré autour de chaque point d'intérêt d'une projection conique à l'autre. La dernière étape permet de déduire de la trajectoire ainsi extraite la valeur du signal respiratoire au temps d'acquisition de chaque projection conique.

4.1.2.1 Etape 1 : positionnement de points d'intérêt

L'extraction du signal respiratoire à partir d'images se base généralement sur des hypothèses anatomiques relatives à la forme et à la localisation de la coupole diaphragmatique ou des parois pulmonaires [Koch *et al.*, 2004 ; Kondo *et al.*, 2000 ; Zijp *et al.*, 2004]. Nous avons choisi de considérer un ensemble de points d'intérêt constituant un sous-échantillonnage régulier de l'ensemble des pixels des projections coniques. Ainsi, nous n'introduisons pas d'hypothèse anatomique, tant au niveau de la forme que de la localisation des organes.

4.1.2.2 Etape 2 : extraction du mouvement

Après une acquisition, c'est-à-dire une rotation complète du système, nous disposons d'une séquence de projections coniques, pour un même patient et sous différentes incidences. Le mouvement visible entre deux projections coniques successives est le résultat de la composition de deux mouvements : le changement d'incidence du faisceau de rayons X et le mouvement du patient. Le patient étant positionné dans un moule de contention, le seul mouvement du patient pendant l'acquisition est la respiration.

L'algorithme de mise en correspondance de bloc¹ (AMB) permet d'étudier le mouvement entre différentes images d'une même scène à différents instants. Il est utilisé dans de nombreuses applications : la compensation de mouvement dans les vidéos [Sikora, 1997], la reconstruction dynamique [Grangeat *et al.*, 2002], l'extraction du signal respiratoire à partir d'images 2D [Koch *et al.*, 2004], le recalage [?] etc...

Nous appliquons l'AMB sur la séquence des N projections coniques ($N \in \mathbb{N}$), notées P_i ($i \in \{1, \dots, N\}$). Soit B_i un bloc de pixels de la projection conique P_i centré sur le point d'intérêt $M_i(x_i, y_i)$, où x_i et y_i sont les coordonnées de M_i dans la projection conique P_i (figure 4.2). Son correspondant le plus similaire B_{i+1} , autour du point $M_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})$, est extrait de la projection conique P_{i+1} suivante dans le sens chronologique ($i, i+1, i+2, \dots$).

¹En anglais : *Block Matching Algorithm*

La mesure de similarité utilisée entre les blocs B_i et B_{i+1} est le coefficient de corrélation linéaire :

$$r^2(B_i, B_{i+1}) = \frac{Cov(B_i, B_{i+1})^2}{Var(B_i)Var(B_{i+1})} = \frac{\left(\sum_{x \in B_i} \sum_{y \in B_{i+1}} (x - \bar{x})(y - \bar{y}) \right)^2}{\sum_{x \in B_i} (x - \bar{x})^2 \sum_{y \in B_{i+1}} (y - \bar{y})^2} \quad (4.1)$$

Le voisinage de recherche V est une fenêtre carrée de pixels centrée autour du point d'intérêt M_i , car les mouvements introduits entre deux projections coniques ne peuvent être que locaux. Le bloc B_{i+2} est extrait dans P_{i+2} à partir de B_{i+1} en calculant $r^2(B_{i+1}, B_{i+2})$, et ainsi de suite. La recherche s'interrompt quand le bloc B_b de P_b , $b \in \{1, \dots, N\}$, $b \geq i$, a un correspondant dans la projection conique B_{b+1} tel que $r^2(B_i, B_{b+1}) < r_{min}^2$, où r_{min}^2 est un seuil fixé par l'utilisateur. Cette interruption correspond donc à une perte du suivi du bloc d'origine B_i . La même opération est réalisée dans le sens opposé ($i, i-1, i-2, \dots$) jusqu'à la projection conique P_a , $a \in \{1, \dots, N\}$, $a \leq i$. On obtient ainsi pour chaque point d'intérêt $M_i(x_i, y_i)$ un ensemble de positions 2D $M_k(x_k, y_k)$ sur une partie P_k de la séquence de projections coniques, $\forall k \in \{a, \dots, b\}$, $\{a, \dots, b\} \subset \{1, \dots, N\}$, $a \leq i$ et $b \geq i$. k étant une numérotation chronologique, la succession de positions 2D (x_k, y_k) extraites est un signal 2D, appelée trajectoire T , telle que :

$$\begin{aligned} T : \mathbb{N} &\rightarrow \mathbb{N}^2 \\ k &\rightarrow (x_k, y_k) \quad \forall k \in \{a, \dots, b\}, \{a, \dots, b\} \subset \{1, \dots, N\}, a \leq i, b \geq i \end{aligned}$$

4.1.2.3 Etape 3 : traitement des trajectoires

4.1.2.3.1 Projection des trajectoires Nous obtenons autant de trajectoires T que de points d'intérêt. Le signal 2D+t représentant chaque trajectoire T est projeté en un signal 1D noté s_T , tel que :

$$\begin{aligned} s_T : \mathbb{N} &\rightarrow \mathbb{R} \\ k &\rightarrow s_T(k) = \overrightarrow{CM_k} \cdot \vec{v} \quad \forall k \in \{a, \dots, b\} \end{aligned}$$

où \cdot est le produit scalaire, \vec{v} est le vecteur unitaire dans la direction cranio-caudale et $C(\bar{x}_k, \bar{y}_k)$ est la position moyenne des différentes positions $M_k(x_k, y_k)$ d'un point d'intérêt. Le signal $s_T(k)$ est donc égal à la projection de $\overrightarrow{CM_k}$ sur l'axe cranio-caudal (figure 4.3).

4.1.2.3.2 Filtrage Le mouvement d'une projection conique à l'autre est dû à deux mouvements périodiques : la rotation de la *gantry* et la respiration (voir paragraphe 4.1.2.2). La période du mouvement de rotation du scanner est beaucoup plus importante (1 tour pendant une acquisition complète) que celle du mouvement dû à la respiration (plusieurs dizaines de cycles au cours d'une acquisition complète). Un filtrage fréquentiel coupe bas de fréquence de coupure f_C permet donc de filtrer du signal s_T l'effet du mouvement induit par la rotation du scanner.

4.1.2.3.3 Sélection Pour chaque point d'intérêt, nous avons un signal filtré 1D+t, noté s'_T . Dans un premier temps, les signaux de trop courte durée pour que leur variation temporelle soit significative sont éliminés. Le premier critère de sélection est :

$$L(s'_T) \geq L_{inf} \text{ avec } L(s'_T) = b - a \quad (4.2)$$

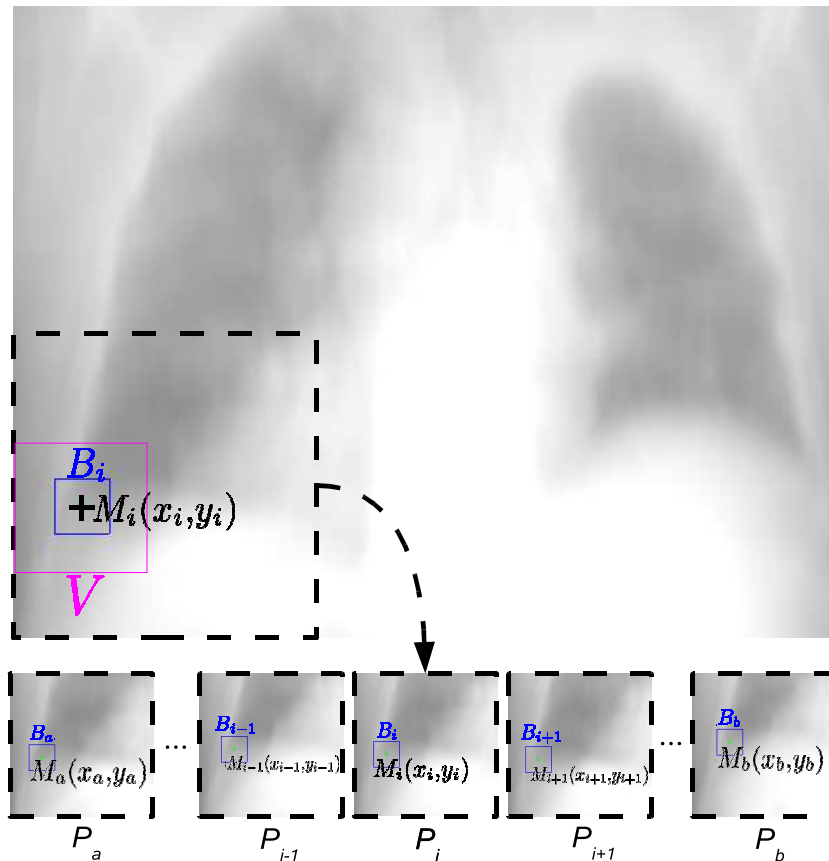


FIG. 4.2 – En haut : une projection conique P_i avec un point d'intérêt $M_i(x_i, y_i)$, son bloc B_i de pixels et le voisinage de recherche V utilisé par le AMB. En bas : 5 projections coniques ($k \in \{a, i-1, i, i+1, b\}$) avec le bloc B_k correspondant à B_i extrait par le AMB.

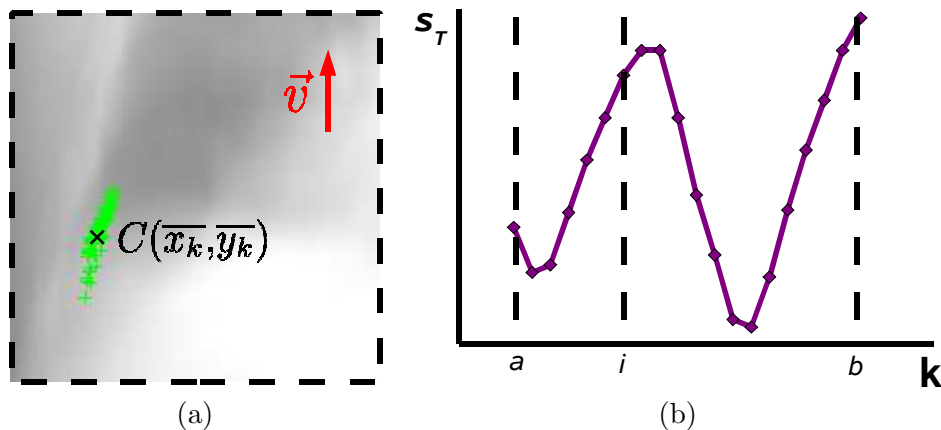


FIG. 4.3 – (a) L'ensemble des points $M_k(x_k, y_k)$ de la trajectoire du point d'intérêt $M_i(x_i, y_i)$ sur la projection conique P_i (voir la figure 4.2 pour la projection complète, avec le bloc B_i autour de $M_i(x_i, y_i)$), le point moyen $C(\bar{x}_k, \bar{y}_k)$ et le vecteur unitaire \vec{v} dans la direction cranio-caudale. (b) $s_T(k)$, signal 1D+t obtenu après projection.

où $L(s_T)$ est le nombre d'échantillons d'un morceau de signal et L_{inf} le seuil de sélection, fixé par l'utilisateur.

Nous éliminons également les signaux de faible amplitude moyenne, sensibles à la discrétisation et au bruit, ou de forte amplitude moyenne, car ils sont significatifs d'une dérive. Le deuxième critère de sélection est :

$$A_{inf} \leq A(s'_T) \leq A_{sup} \text{ avec } A(s'_T) = \frac{\sum_k |s'_T(k)|}{(b-a)} \quad (4.3)$$

où $A(s'_T)$ est l'amplitude moyenne du signal s'_T et A_{inf} et A_{sup} les seuils de sélection de cette amplitude, fixés par l'utilisateur.

Ces deux critères ne suffisent pas. En effet, les points d'intérêt ont été sélectionnés par un sous-échantillonnage régulier des pixels alors que le mouvement respiratoire n'a une incidence que localement, essentiellement autour des coupoles diaphragmatiques et des parois pulmonaires. Nous proposons donc d'éliminer les signaux non corrélés à la respiration, constituant du bruit par rapport à l'information recherchée, en se basant sur la quasi-périodicité du cycle respiratoire. Supposons que l'on connaisse sa quasi-fréquence u_{ref} . Il doit exister un pic dans le spectre en amplitude du domaine de Fourier autour de u_{ref} . Pour chaque morceau, nous calculons u_{max} tel que $|S_T(u_{max})| = \max(|S_T(u)|)$, où $u \rightarrow |S_T(u)|$ est le spectre en amplitude de la transformée de Fourier du signal s'_T . Le troisième critère de sélection est donc :

$$u_{inf} \leq u_{max} \leq u_{sup} \quad (4.4)$$

où u_{inf} et u_{sup} sont deux fréquences fixées par l'utilisateur, proches de la fréquence de respiration u_{ref} du patient, et telles que $u_{inf} < u_{ref}$ et $u_{sup} > u_{ref}$.

4.1.2.3.4 Agrégation des signaux Nous sélectionnons ainsi un ensemble de morceaux de signal respiratoire s'_T définis sur des intervalles différents inclus dans $\{1, \dots, N\}$. Tous les signaux 1D+t s'_T sont normalisés entre 0 et 1. La valeur du signal respiratoire $s_{resp}(i)$ au temps i , $i \in \{1, \dots, N\}$, est alors obtenue en faisant la moyenne des valeurs des signaux 1D+t $s'_T(i)$, respectant les critères de sélection et définis au temps i .

Le résultat final est le signal respiratoire s_{resp} , défini à chaque instant i de la séquence de projections coniques. La robustesse de la méthode dépend du nombre de morceaux de signaux respiratoires utilisés pour le calcul de chaque valeur $s_{resp}(i)$. Ce nombre est lié au nombre initial de points d'intérêt (paragraphe 4.1.2.1) et aux paramètres de sélection L_{inf} , A_{inf} , A_{sup} , u_{inf} et u_{sup} (paragraphe 4.1.2.3.3).

4.1.3 Expériences

4.1.3.1 Paramétrage

Les points d'intérêt sont positionnés tous les 30 pixels dans les deux directions spatiales de chaque projection, soit un total de 164600 points. Pour chaque point d'intérêt, le mouvement d'un bloc B de 30×30 pixels est estimé dans un voisinage de recherche V de taille 38×46 pixels, soit un mouvement maximum de 4×8 pixels entre deux projections, le mouvement respiratoire étant supérieur dans la direction cranio-caudale. Le critère d'arrêt d'estimation de la trajectoire est fixé à $r_{min}^2 = 60\%$.

Les signaux sont filtrés avec une fréquence de coupure $f_C = 0.07$ Hz, ce qui correspond à une période de 14 s. Les paramètres des critères de sélection sont :

- une durée minimale $L_{inf} = 40$ échantillons, soit 7.3 s (équation 4.2) ;
- une amplitude comprise entre $A_{inf} = 4$ pixels et $A_{sup} = 20$ pixels, soit $A_{inf} = 2.1$ mm et $A_{sup} = 10.4$ mm à l'isocentre (équation 4.3) ;
- un pic dans le spectre en amplitude de la transformée de Fourier à la fréquence u_{max} située entre $u_{inf} = 0.2$ Hz et $u_{sup} = 0.5$ Hz, soit une période entre 2 s et 5 s (équation 4.4).

4.1.3.2 Données

Le fantôme numérique réaliste (paragraphe 3.2.1) permet une étude quantitative précise de la méthode proposée. En effet, les séquences de projections coniques sont simulées étant donné un signal respiratoire de référence s_{ref} connu. Le signal respiratoire utilisé pour la simulation est le signal simulé irrégulier (paragraphe 3.2.3).

La méthode est également testée sur données réelles. Dans ce cas, non seulement nous ne disposons pas de référence, mais cette référence n'existe probablement pas car la nature du mouvement respiratoire ne permet pas de le corrélérer à un signal respiratoire 1D. Pour disposer d'une référence relative et évaluer quantitativement le signal extrait, les positions temporelles des extrema du cycle sont extraites manuellement en parcourant la séquence de projections. A partir de ces positions, nous pouvons évaluer la phase comme décrit dans le paragraphe 4.1.3.3.2.

4.1.3.3 Métriques

4.1.3.3.1 Amplitude Nous appelons utilisation du signal *en amplitude* son utilisation directe, sans pré-traitement, pour une sélection rétrospective des projections. La qualité du signal sans pré-traitement est évaluée en calculant le coefficient de corrélation linéaire entre le signal extrait s_{res} et le signal de référence s_{ref} [Koch *et al.*, 2004 ; Lu *et al.*, 2005].

4.1.3.3.2 Phase La phase d'un signal respiratoire est un signal linéaire par morceaux entre des positions calculées automatiquement sur le signal respiratoire, généralement les fins de cycle [Kleshneva *et al.*, 2006 ; Wink *et al.*, 2005b] (paragraphe 4.2.1.2). La précision de la phase ne repose donc que sur la précision de ces positions. Pour évaluer la phase du signal extrait, nous calculons la somme des différences absolues entre les positions extraites avec le signal extrait s_{res} et le signal de référence s_{ref} .

4.1.3.3.3 Tri des projections coniques Les métriques précédentes permettent de comparer les signaux mais ne nous donnent pas une idée de la qualité du signal extrait au regard de son application, le tri des projections coniques. Nous proposons d'évaluer le tri avec le signal extrait s_{res} sur les séquences de projections simulées et de le comparer au tri des projections coniques avec le signal référence s_{ref} . Il existe de multiples manières de faire ce tri. En particulier, en supposant que chaque projection est sélectionnée exactement une fois, deux choix doivent être faits concernant l'algorithme de tri (figure 4.4).

Le premier choix concerne l'amplitude des groupes. Supposons que l'on trie les projections coniques en G groupes, chaque groupe correspondant à un segment différent du cycle respiratoire. On appelle s_{resp}^g l'ensemble des valeurs du signal respiratoire associées aux projections coniques regroupées au sein d'un groupe g , $g \in \{1, \dots, G\}$. On peut trier les projections coniques de sorte que le maximum $\max(s_{resp}^g(i))$ et le minimum $\min(s_{resp}^g(i))$ aient le même écart $w^g = |\max(s_{resp}^g(t)) - \min(s_{resp}^g(t))|$. Dans ce cas, le nombre de projections coniques est important dans les groupes extrêmes correspondant aux segments d'inspiration et d'expiration maximales du cycle respiratoire. Il est plus faible dans les groupes intermédiaires correspondant aux segments d'inspiration et d'expiration moyennes. Notre choix se porte sur un tri tel que leur nombre soit égal dans chaque groupe g . L'écart w^g est alors plus faible dans les groupes extrêmes que dans les groupes intermédiaires.

Le second choix est la prise en compte ou non de l'hystérésis [Escolar et Escolar, 2004], c'est-à-dire le passage des points du thorax par la même trajectoire à l'inspiration et à l'expiration, alors que s_{resp} prend les mêmes valeurs. Cela revient à différencier des valeurs identiques de s_{resp} suivant le signe de la dérivée du signal respiratoire. Comme dans la majorité des travaux dans ce domaine [Keall *et al.*, 2004 ; Low *et al.*, 2003 ; Pan *et al.*,

2004 ; Sonke *et al.*, 2005 ; Underberg *et al.*, 2004 ; Vedam *et al.*, 2003], nous tenons compte de l'hystérésis dans le tri des projections coniques.

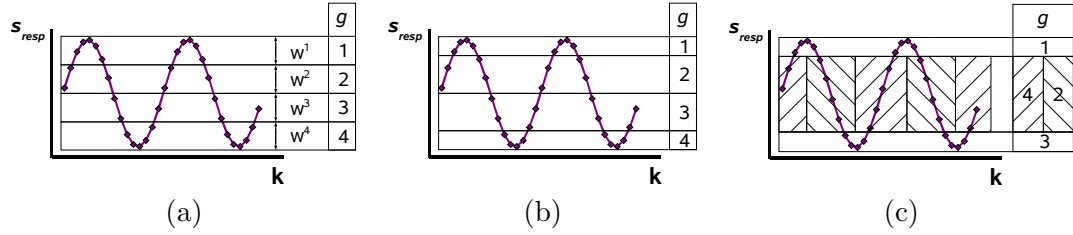


FIG. 4.4 – Illustration des différents tris possibles des projections coniques avec un signal sinusoïdal et $G = 4$ groupes. (a) Découpage de sorte que $\forall g \in \{1, \dots, 4\}$, $w^g = \text{constante}$. (b) Découpage de sorte que le nombre d'échantillons soit le même dans chaque groupe (8 échantillons). (c) Découpage de sorte qu'il y ait le même nombre d'échantillons dans chaque groupe et que l'hystérésis soit prise en compte via le signe de la dérivée du signal, représenté par la direction des hachures.

Les projections coniques sont triées en G groupes comme décrits ci-dessus, à la fois à partir du signal de référence (*groupes références*) et du signal extrait (*groupes résultats*). Dans le cas où l'extraction est idéale, les deux tris sont identiques. Nous déterminons le nombre N_{mp} de projections coniques assignées à des groupes différents par les deux procédures de tri, ainsi que la moyenne $\bar{\sigma}_g$ de l'écart type σ_g du signal respiratoire de référence dans chaque groupe de projections coniques. Ce calcul est effectué avec les *groupes références* ($\bar{\sigma}_{g_{ref}}$) et les *groupes résultats* ($\bar{\sigma}_{g_{res}}$). Le rapport $\bar{\sigma}_{g_{ref}}/\bar{\sigma}_{g_{res}}$ permet de les comparer. Plus $\bar{\sigma}_g$ est petit, plus les projections coniques au sein de chaque groupe correspondent à des positions spatiales du thorax proches. $\bar{\sigma}_{g_{ref}}$ diminue automatiquement avec le nombre de groupes, mais $\bar{\sigma}_{g_{res}}$ diminue moins vite si le signal respiratoire extrait n'est pas de bonne qualité. $\bar{\sigma}_{g_{ref}}/\bar{\sigma}_{g_{res}}$ est donc égal à 1 si le tri est parfait et diminue quand le signal extrait n'est pas de bonne qualité.

4.1.4 Résultats

4.1.4.1 Critères de sélection

Nous avons extrait la trajectoire pour chacun des 164600 points d'intérêt. Sur données simulées, 36% des signaux ont été éliminés par le premier critère de sélection, 32% par le second et 29% par le troisième (voir partie 4.1.2.3.3), soit une sélection de 3% des trajectoires. Sur données réelles, 60% des signaux ont été éliminés par le premier critère de sélection, 17% par le second et 21% par le troisième, soit une sélection de 2% des trajectoires. La figure 4.5 permet d'observer l'effet des différents critères de sélection sur un exemple de projection conique extraite des données réelles.

4.1.4.2 Amplitude

Sur données simulées, le signal respiratoire extrait s_{res} a une corrélation de 92.1% avec le signal respiratoire de référence s_{ref} . La figure 4.6 permet de comparer visuellement les deux signaux. Nous ne pouvons calculer la corrélation sur données réelles car nous ne disposons pas de signal référence.

4.1.4.3 Phase

Sur données simulées, l'écart absolu moyen entre les positions temporelles des fins de cycle mesurées sur les deux signaux s_{ref} et s_{res} est égal à 0.81 échantillon, soit 0.15 s

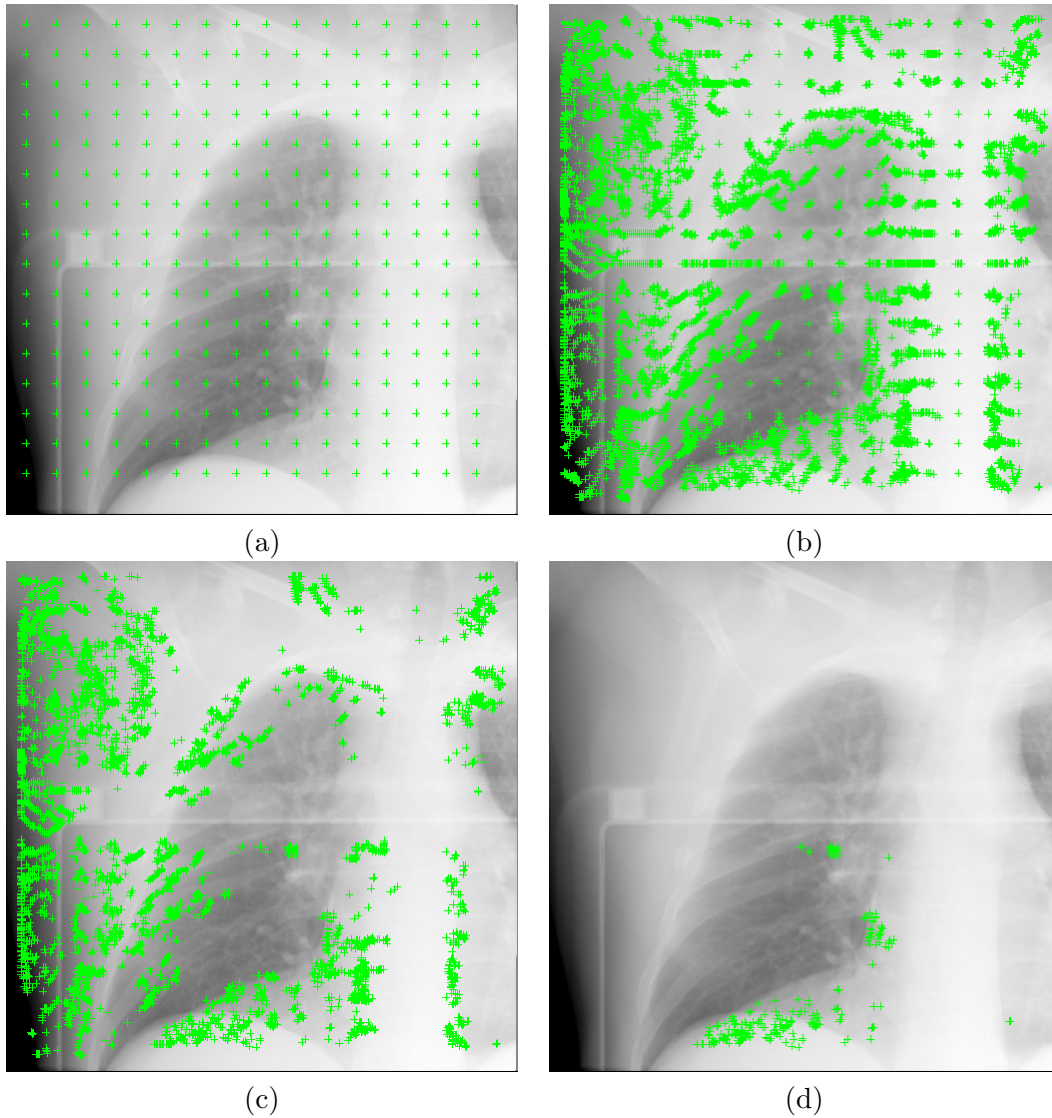


FIG. 4.5 – Illustration des trois critères de sélection sur données réelles. Sur la même projection conique P_i sont représentés (a) les points d'intérêt positionnés, (b) les points des trajectoires définies à l'instant i , (c) les points sélectionnés par les deux premiers critères (équations 4.2 et 4.3), et (d) les points sélectionnés par tous les critères de sélection (équations 4.2, 4.3 et 4.4).

(figure 4.6). Sur données réelles, l'écart absolu moyen entre les positions temporelles mesurées visuellement par un opérateur et à partir de s_{res} est 0.13 échantillon, soit 0.02 s (figure 4.7).

4.1.4.4 Tri des projections coniques

Sur données simulées, nous avons trié les projections coniques avec le signal de référence et le signal extrait en $G = 1, 2, 4, 8$ et 10 groupes. Pour chaque valeur de G , nous avons calculé N_{mp} , $\overline{\sigma}_{g_{ref}}$, $\overline{\sigma}_{g_{res}}$, et leur quotient $\overline{\sigma}_{g_{ref}}/\overline{\sigma}_{g_{res}}$, en utilisant l'amplitude ou la phase des signaux. Les résultats sont regroupés dans le tableau 4.1.

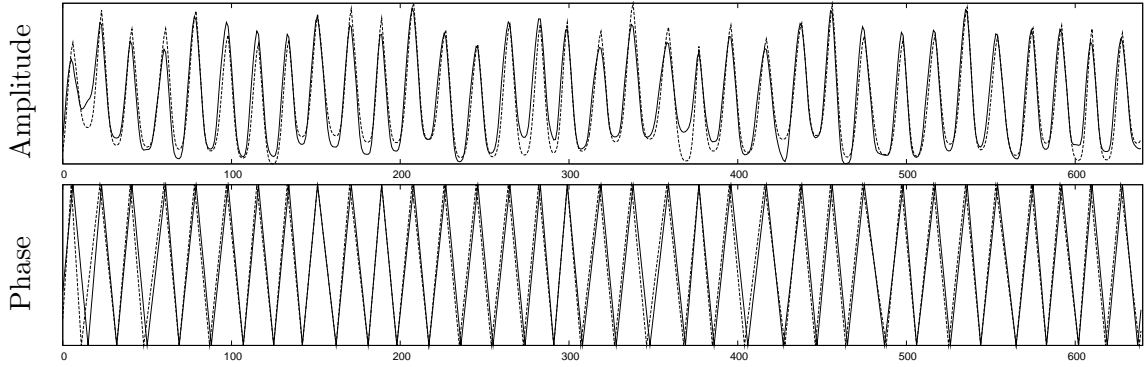


FIG. 4.6 – Amplitude et phase du signal extrait s_{res} sur la séquence de projections simulées (trait plein) et du signal référence s_{ref} correspondant, utilisé pour simulation (trait pointillé).

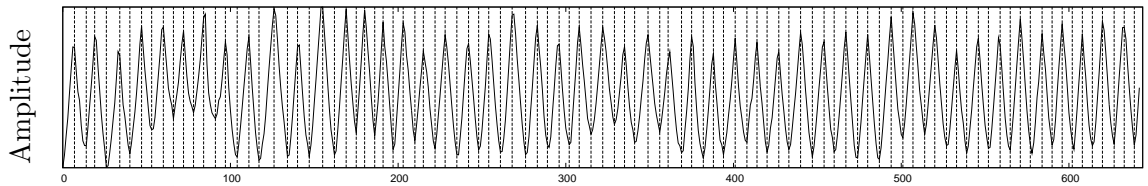


FIG. 4.7 – Amplitude du signal extrait à partir des projections réelles. Les traits verticaux représentent les extrema du cycle sélectionnés manuellement par un opérateur en parcourant les projections coniques.

G	Amplitude				Phase			
	N_{mp}	$\overline{\sigma}_{g_{ref}}$	$\overline{\sigma}_{g_{res}}$	$\overline{\sigma}_{g_{ref}}/\overline{\sigma}_{g_{res}}$	N_{mp}	$\overline{\sigma}_{g_{ref}}$	$\overline{\sigma}_{g_{res}}$	$\overline{\sigma}_{g_{ref}}/\overline{\sigma}_{g_{res}}$
1	0	0.268	0.268	1	0	0.292	0.292	1
2	48 (7%)	0.128	0.140	0.91	50 (8%)	0.147	0.163	0.90
4	126 (20%)	0.103	0.120	0.86	114 (18%)	0.110	0.129	0.85
8	218 (34%)	0.059	0.083	0.71	208 (32%)	0.068	0.088	0.77
10	250 (39%)	0.048	0.076	0.63	246 (38%)	0.054	0.079	0.68

TAB. 4.1 – Comparaison du signal extrait s_{res} sur projections coniques simulées avec le signal de référence s_{ref} utilisé pour la simulation pour le tri en G groupes. N_{mp} est le nombre de projections coniques placées différemment entre le tri avec s_{ref} et celui avec s_{res} . $\overline{\sigma}_{g_{ref}}$, respectivement $\overline{\sigma}_{g_{res}}$, est la moyenne de l'écart type du signal respiratoire s_{ref} dans les différents groupes g , $g \in \{1, \dots, G\}$, en triant avec s_{ref} , respectivement s_{res} .

4.1.5 Discussion

La méthode proposée extrait automatiquement un signal respiratoire à partir des projections coniques. Ce signal est basé sur le suivi de blocs autour de points d'intérêt positionnés dans la séquence des projections coniques. Un avantage de la méthode proposée réside dans l'absence d'hypothèse anatomique pour le positionnement des points d'intérêt. Ils sont actuellement répartis par un sous-échantillonnage des pixels de l'ensemble des projections coniques (figure 4.5).

L'absence d'hypothèse anatomique introduit le positionnement de points d'intérêt à des localisations où le mouvement respiratoire n'intervient pas (extérieur du corps, bras,...) ou peu (dos, colonne vertébrale,...). Ces points introduisent donc du bruit par rapport à l'information recherchée. Trois critères de sélection nous permettent d'éliminer la majeure partie de ce bruit. On peut observer *a posteriori* les positions des points d'intérêt qui ont permis d'extraire les signaux sélectionnés. Elles se situent autour des organes corrélés à

la respiration et visibles sur les projections coniques. Ce sont essentiellement les coupes diaphragmatiques et les bronches (figure 4.5).

La méthode a été implémentée en C++ sous Linux. Le temps de calcul des trajectoires est dépendant de plusieurs paramètres : nombre de points d'intérêt, taille des blocs et du voisinage de recherche, et seuil r_{min}^2 de la mesure de similarité. Par exemple, avec un ordinateur muni d'un processeur cadencé à 3,2 GHz et de 2 Go de mémoire RAM et en utilisant le paramétrage précédent sur données réelles, l'extraction du signal prend 68 min dont 99% du temps pour l'estimation de mouvement (paragraphe 4.1.2.2). Ce temps pourrait être réduit en optimisant l'implémentation, en ajustant les paramètres et en sélectionnant les points d'intérêt *a priori*. Cette sélection pourrait se faire dans les zones de fort contraste, seules zones où l'extraction du mouvement est possible.

Notre méthode est évaluée sur données simulées et données réelles. Sur données simulées, le coefficient de corrélation linéaire est de 92.1% avec le signal de référence et la somme des différences absolues entre les positions permettant de calculer la phase avec les signaux extraits et référence est de 0.15 s, soit moins d'un échantillon. Des différences nettes apparaissent cependant localement (figure 4.6), probablement car le mouvement dû à la rotation du scanner n'est pas parfaitement filtré. Sur données réelles, seule la phase est évaluée en utilisant une référence définie par un opérateur. Le résultat est meilleur puisque la somme des différences absolues entre les positions extraites automatiquement et manuellement est de 0.02 s. Plusieurs explications peuvent être avancées : les mouvements sont plus faibles quand on simule une séquence avec le signal irrégulier qu'en réalité et donc plus difficiles à être détectés ; le modèle de signal respiratoire utilisé accentue plus le temps d'arrêt en fin d'expiration qu'en réalité ce qui rend l'extraction de la phase plus sensible sur données simulées que sur données réelles. Ces suppositions semblent en adéquation avec une précédente étude [Rit *et al.*, 2006] sur une séquence simulée à partir d'un mouvement légèrement plus ample qu'un cycle respiratoire normal et avec un signal respiratoire obtenu sur un spiromètre. La corrélation du signal extrait et du signal de référence était alors de 97.5%.

Sur données simulées, les tris en G groupes avec le signal extrait et avec le signal de référence nous permettent d'évaluer le signal extrait par rapport à sa finalité, c'est-à-dire le tri des projections coniques en fonction du segment du cycle respiratoire au moment de l'acquisition (figure 4.1). Quand le nombre G de groupes augmente, le tri est plus difficile car l'écart w^g entre les bornes de chaque groupe diminue (figure 4.4). La qualité du tri avec le signal extrait par rapport au tri avec le signal de référence diminue donc régulièrement quand G augmente : le nombre de projections coniques mal placées N_{mp} augmente et le rapport $\overline{\sigma}_{gref}/\overline{\sigma}_{gres}$ diminue. Cependant, l'écart $\overline{\sigma}_{gres}$, significatif de la distance dans le cycle respiratoire des projections d'un groupe, diminue régulièrement avec le nombre de groupes utilisé pour le tri. L'augmentation du nombre de groupes garde donc un intérêt malgré l'imperfection du signal respiratoire extrait.

4.1.6 Conclusion

Nous avons proposé une méthode d'extraction du signal respiratoire à partir d'une séquence de projections coniques, sans appareil externe d'acquisition du signal respiratoire (spiromètre, thermomètre, etc...). Elle présente l'avantage de ne pas faire d'hypothèse anatomique, tant au niveau de la forme que de la localisation des organes. Ce signal nous permet de sélectionner les projections coniques pour la reconstruction de l'image TDM d'un segment du cycle respiratoire.

4.2 Analyse quantitative

Supposons que l'on dispose d'un ensemble de projections coniques, dont l'hypothèse de corrélation à un signal respiratoire 1D est vraie, et dont les positions dans le cycle respiratoire sont connues exactement par le signal respiratoire. Il existe alors de multiples manières de sélectionner les projections coniques pour la reconstruction de l'image TDM d'un instant respiratoire.

Le paramètre le plus évident est la position de la fenêtre de sélection dans le cycle respiratoire, repérée par son centre c . En faisant varier c , on obtient les différentes images TDM 3D de l'image TDM 4D (figure 4.1). Mais d'autres paramètres vont influencer sur la qualité de l'image reconstruite. L'amplitude ou la phase du signal respiratoire peuvent être utilisées. La largeur de la fenêtre de sélection w permet de moduler la tolérance de différence de position dans le cycle respiratoire par rapport au centre de la fenêtre, et donc le nombre de projections sélectionnées [Kriminski *et al.*, 2005]. La forme de la fenêtre de sélection permet de pondérer l'importance relative dans la reconstruction des différentes projections coniques en fonction de leur distance au centre de la fenêtre [Manzke *et al.*, 2004 ; Nielsen *et al.*, 2005]. Enfin, le faible nombre de projections sélectionnées va avoir un impact différent suivant la méthode de reconstruction choisie [Chlewicki *et al.*, 2001].

Dans cette partie, nous proposons d'évaluer quantitativement l'influence de ces différents paramètres en mesurant la qualité des images reconstruites. Les projections simulées sur fantôme analytique et réaliste (paragraphe 3.2.1 et 3.2.2), pour lesquelles l'image TDM de référence est parfaitement connue, sont utilisées. Deux instants respiratoires caractéristiques sont choisis dans le cycle respiratoire. Pour chaque séquence, les images TDM de ces deux instants sont reconstruites avec différents jeux de paramètres et évaluées quantitativement avec les métriques proposées précédemment (paragraphe 3.3).

4.2.1 Méthode

4.2.1.1 Reconstruction

La reconstruction à partir d'une sélection de projections coniques peut s'écrire comme la pondération des projections par une fonction κ appelée *fonction de sélection* [Manzke *et al.*, 2004 ; Nielsen *et al.*, 2005]. Cette fonction prend en paramètres la valeur du signal respiratoire $s_{resp}(t)$ au temps t_β d'acquisition de la projection P_β , un centre c sur une position respiratoire et une largeur w (figure 4.4a). Comme le tomographe ne fait qu'un tour et n'est jamais à l'arrêt, on a bijection entre t et β pendant le temps de l'acquisition.

La sélection des projections est généralement binaire [Dietrich *et al.*, 2006 ; Kriminski *et al.*, 2005 ; Li *et al.*, 2006b ; Li et Xing, 2007 ; Purdie *et al.*, 2006 ; Sonke *et al.*, 2005], ce qui signifie que la fonction prend la valeur 0 pour éliminer la projection ou 1 pour la conserver. La fonction utilisée, appelée fenêtre de sélection, est la fonction *rect*, définie comme suit :

$$rect(s_{resp}(t), c, w) = \begin{cases} 1 & \text{si } |s_{resp}(t) - c| \leq \frac{w}{2} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (4.5)$$

Cette fonction a par exemple été utilisée pour les différents tris des projections coniques en fonction du signal respiratoire proposés dans le paragraphe 4.1.3.3.3. Nous verrons que d'autres fonctions peuvent être utilisées (paragraphe 4.2.5).

Avec une fonction κ donnée, reconstruire une image TDM à partir d'une sélection de projections revient à pondérer l'étape de l'algorithme de reconstruction correspondant à la projection P_β acquise à l'instant t . Pour la méthode de Feldkamp, cela revient à modifier l'équation 2.15 comme suit :

$$f(\mathbf{x}) = \int_0^{2\pi} \kappa(s_{resp}(t_\beta), c, w) \left(\frac{R}{U(\beta, \mathbf{x})} \right)^2 \tilde{P}'_\beta(a'(\beta, \mathbf{x}), b'(\beta, \mathbf{x})) d\beta \quad (4.6)$$

Pour la méthode SART, l'équation 2.24 devient :

$$\mathbf{f}_j^{(m+1)} = \mathbf{f}_j^{(m)} + \kappa(s_{resp}(t_\beta), c, w) \frac{\lambda^{(m)}}{\mathbf{A}_{+,j}} \sum_{\mathbf{B}_i \in P_\beta} \left(\frac{\mathbf{B}_i - \overline{\mathbf{B}_i}(\mathbf{f}^{(m)})}{\mathbf{A}_{i,+}} \right) \mathbf{A}_{i,j} \quad (4.7)$$

Notons qu'il s'agit bien d'une sélection puisque $\kappa(s_{resp}(t_\beta), c, w) = 0$ revient à ne pas utiliser la projection dans les deux algorithmes de reconstruction, ce qui est évidemment fait en pratique pour minimiser le temps de calcul.

4.2.1.2 Signal d'entrée : amplitude ou phase

Dans le paragraphe 4.1.3.3.2, nous avons défini la phase d'un signal respiratoire comme un signal linéaire par morceaux entre des positions calculées automatiquement sur le signal respiratoire, généralement les fins de cycle [Kleshneva *et al.*, 2006 ; Wink *et al.*, 2005b]. Cette notion a été introduite par nécessité en imagerie cardiaque, le signal de préférence étant alors l'électrocardiogramme (ECG) [Lackner et Thurn, 1981], dont l'amplitude n'est pas proportionnelle au mouvement. Elle suppose que le cycle cardiaque est parfaitement reproductible, ce qui permet de ne repérer qu'une position par cycle cardiaque pour attribuer une phase à l'ensemble des points du cycle. Sur un ECG, la position généralement repérée est le *pic R* [Kohler *et al.*, 2002].

En imagerie thoracique, l'utilisation du signal en phase fait débat [Lu *et al.*, 2006b ; Wink *et al.*, 2005b]. En effet, le cycle respiratoire est généralement irrégulier, ce qui invalide l'hypothèse sous-jacente au calcul de la phase. L'utilisation directe du signal respiratoire en amplitude semble donc plus logique. [Vedam *et al.*, 2001] ont ainsi montré que l'amplitude du signal respiratoire donnait de meilleurs résultats que la phase pour un traitement utilisant un signal respiratoire et [Rietzel *et al.*, 2005] pour l'imagerie TDM 4D conventionnelle. Malgré ces observations, la phase du signal respiratoire reste majoritairement utilisée en TDM conique thoracique [Li *et al.*, 2006b ; Li et Xing, 2007 ; Purdie *et al.*, 2006 ; Sonke *et al.*, 2005], seuls [Dietrich *et al.*, 2006] utilisant l'amplitude. Nous souhaitons donc comparer les résultats obtenus avec l'amplitude et la phase du signal respiratoire.

Pour déterminer la phase du signal respiratoire, il faut positionner sur chaque cycle des positions d'intérêt. Sur un signal respiratoire, les positions repérables sont les extrema du cycle. La solution la plus simple pour les déterminer est de sélectionner les points pour lesquels la dérivée change de signe. Cette solution est cependant sensible aux faibles variations locales, ce qui peut être corrigé par des méthodes plus robustes [Kleshneva *et al.*, 2006 ; Lu *et al.*, 2006a]. Nous nous contentons de passer une gaussienne de demi-largeur $\sigma = 1$ échantillon pour éliminer les points incohérents, puis positionnons les extrema du cycle aux instants où la dérivée change de signe. A partir de ces positions, nous attribuons la valeur 0% aux fins d'expiration et 100% aux fins d'inspiration puis interpolons linéairement entre ces valeurs. La phase du signal s_{resp} est notée s_{resp}^p .

En amplitude comme en phase, les phases intermédiaires de l'expiration et de l'inspiration sont différenciées en tenant compte du signe de la dérivée (figure 4.4). Pour l'indiquer, nous notons le signe de la dérivée en exposant de la valeur du centre c , + correspondant à l'inspiration et - à l'expiration. Le milieu d'inspiration correspond par exemple au centre $c = 0.5^+$.

La figure 4.8 illustre les valeurs que prend la fonction de sélection $\kappa = rect$ avec l'amplitude et la phase du signal irrégulier simulé pour deux valeurs de centre c , l'une en fin d'expiration ($c = 0$) et l'autre en milieu d'inspiration ($c = 0.5^+$).

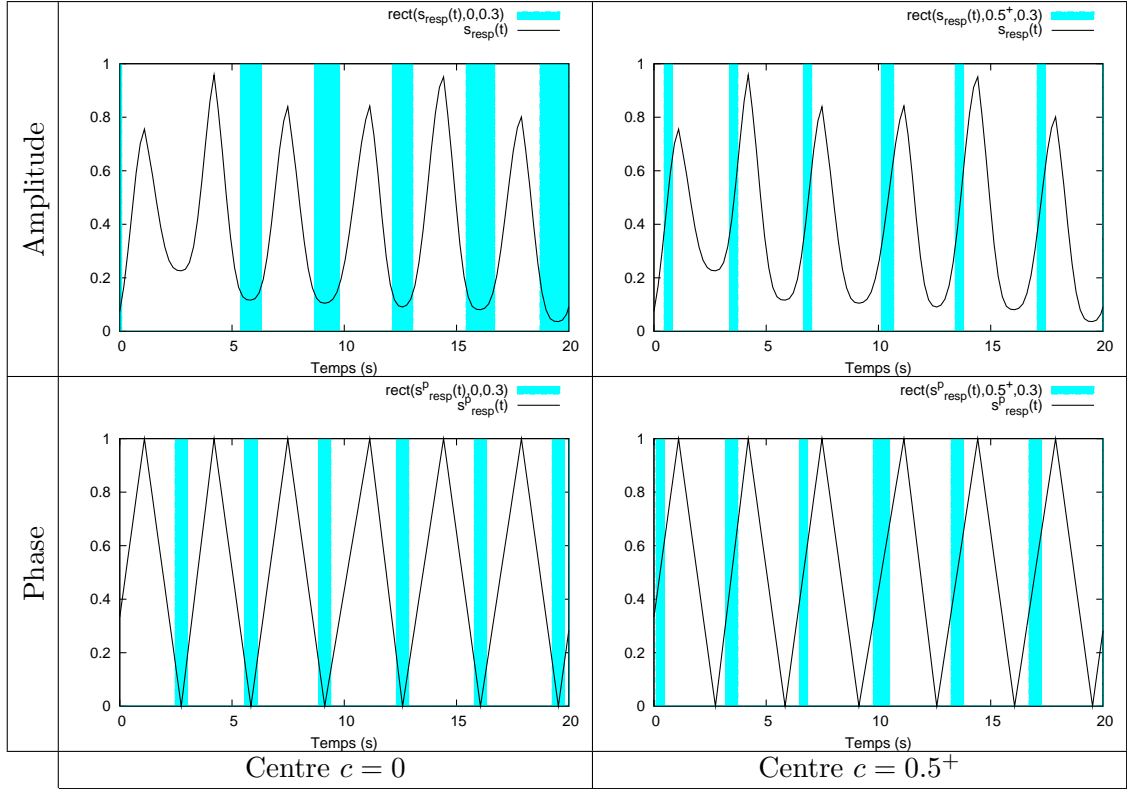


FIG. 4.8 – Illustration de la fonction de sélection $rect$ (courbes pleines) sur les 20 premières secondes de l'amplitude et de la phase du signal respiratoire irrégulier (courbes creuses), pour une même largeur $w = 0.3$ et en deux centres différents, $c = 0$ et $c = 0.5^+$.

4.2.2 Expériences

Le nombre de paramètres pouvant influencer sur la reconstruction est très grand. En effet, on peut faire varier le centre c , la largeur w , le signal d'entrée (amplitude ou phase), la fonction de sélection et la méthode de reconstruction. De plus, ces différentes combinaisons peuvent être appliquées à chacun des jeux de données de la plateforme d'évaluation. L'étude de l'influence des paramètres est donc menée par étapes, en étudiant dans un premier temps l'influence de la largeur de sélection et du signal d'entrée suivant la régularité du cycle respiratoire, puis l'apport de la méthode de reconstruction SART sur l'algorithme de reconstruction de Feldkamp et enfin diverses fonctions de sélection.

4.2.2.1 Données

Les quatre séquences de projections coniques simulées en appliquant en entrée du fantôme analytique (paragraphe 3.2.2) et du fantôme réaliste discret (paragraphe 3.2.1) les signaux respiratoires simulés régulier et irrégulier (paragraphe 3.2.3) sont utilisées.

4.2.2.2 Métriques

Les trois métriques de la plateforme d'évaluation (paragraphe 3.3) sont utilisées pour évaluer les images reconstruites. Les mesures sont calculées dans une région d'intérêt comprenant la tumeur à tous les instants du cycle respiratoire (figure 4.9).

Les rapports signal sur bruit (RSB) sont calculés en utilisant comme référence les images à partir desquelles ont été simulées les différentes séquences de projections. Dans la région d'intérêt, ces images références sont segmentées en utilisant l'algorithme utilisé

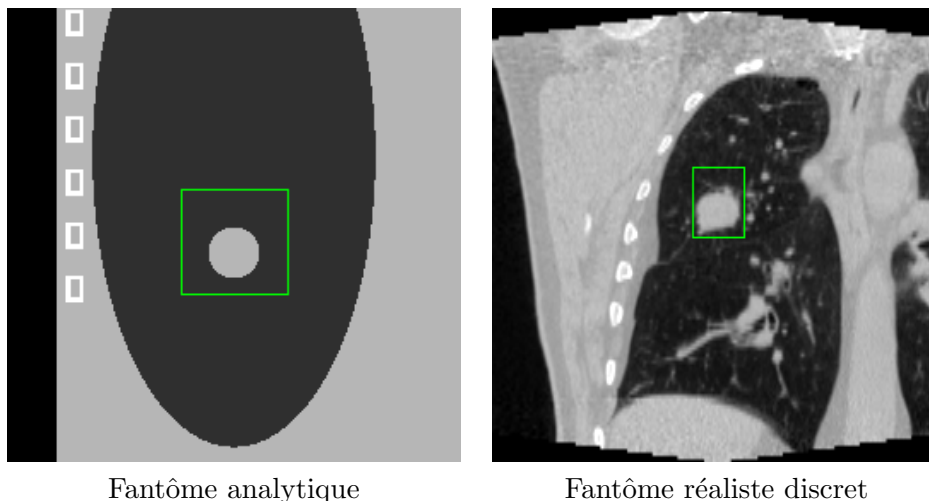


FIG. 4.9 – Représentation des régions d'intérêts dans lesquelles sont calculés nos critères quantitatifs, sur les coupes coronales en fin d'inspiration ($c = 1$) du fantôme analytique et du fantôme réaliste discret.

pour la mesure de flou (paragraphe 3.3.3). Ces segmentations sont utilisées pour calculer les rapports contraste sur bruit (RCB).

4.2.2.3 Positions sélectionnées

Deux positions caractéristiques du cycle respiratoire, un extremum et une phase intermédiaire, sont sélectionnées : la fin d'expiration ($c = 0$) et le milieu d'inspiration ($c = 0.5^+$).

Les images reconstruites en phase et en amplitude ne sont cependant pas comparables si la même valeur de centre est utilisée. En effet, à un même instant t , l'amplitude et la phase du signal respiratoire prennent en général des valeurs différentes alors que le thorax est dans la même position. Autrement dit, un même centre utilisé sur l'amplitude ou la phase du signal ne reconstruit pas la même position du thorax.

Nous effectuons donc une correspondance entre leurs valeurs respectives en se basant sur la première demi-période du signal simulé régulier ($t \in [0, 2]$) (paragraphe 3.2.3). Rappelons l'équation de son amplitude (figure 4.10) :

$$s(t) = \cos^4\left(\frac{\pi t}{4}\right)$$

L'équation de sa phase pour la première période ($t \in [0, 4]$) est donnée par (figure 4.10) :

$$s^p(t) = \left|1 - \frac{t}{2}\right|$$

On veut connaître la valeur de phase s^p correspondant à une amplitude s donnée. En passant par le calcul de t à partir de s , possible car la fonction $s(t)$ est bijective sur une demi-période, on obtient après simplification :

$$s^p(t) = 1 - \frac{2 \arccos \sqrt[4]{s(t)}}{\pi}, \quad \forall t \in [0, 2] \quad (4.8)$$

Par la suite, les valeurs de centre sont données en amplitude. La correspondance en phase est effectuée implicitement à partir de l'équation 4.8. Cette correspondance est illustrée graphiquement pour le centre $c = 0.5$ sur la figure 4.10. Remarquons que le signe de la dérivée n'importe pas car on a symétrie par rapport à l'axe $t = 2$ sur une période complète ($t \in [0, 4]$).

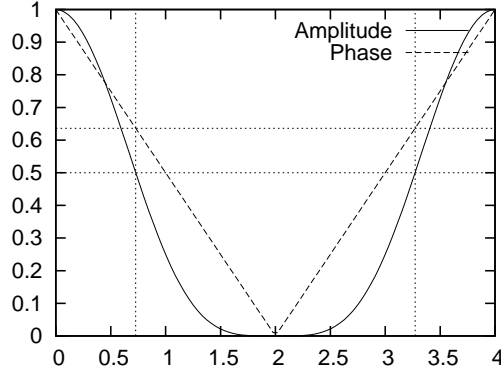


FIG. 4.10 – Illustration de la correspondance entre phase et amplitude. La ligne horizontale correspond à une valeur d’amplitude $c = 0.5$. D’après l’équation 4.8, le centre correspondant pour la phase vaut $c \simeq 0.64$.

4.2.3 Influence de la largeur de sélection et du signal d’entrée

Dans un premier temps, les influences de la largeur de sélection et du signal d’entrée sont étudiées en utilisant l’algorithme de reconstruction de Feldkamp et la fonction de sélection *rect*. Les images TDM sont reconstruites avec différentes largeurs de la fenêtre de sélection sur les différents jeux de données.

4.2.3.1 Résultats

Les résultats sont séparés en quatre groupes : la phase fin d’expiration ($c = 0$) (tableau 4.2 et figure 4.11) et la phase milieu d’inspiration ($c = 0.5^+$) (tableau 4.3 et figure 4.12) du fantôme analytique d’une part, et la phase fin d’expiration ($c = 0$) (tableau 4.4 et figure 4.13) et la phase milieu d’inspiration ($c = 0.5^+$) (tableau 4.5 et figure 4.14) du fantôme réaliste discret d’autre part.

Pour chaque groupe, nous représentons sous forme de tableau la coupe coronale de la région d’intérêt à laquelle est associée le nombre N de projections coniques utilisées pour la reconstruction (tableaux 4.2, 4.3, 4.4 et 4.5). Chaque colonne correspond à une largeur w donnée de la fenêtre de sélection. Une ligne correspond à un mouvement donné (régulier ou irrégulier) et à un signal donné en entrée de la fonction de sélection (amplitude ou phase du signal respiratoire).

Sous chaque tableau sont représentées graphiquement les métriques d’évaluation en fonction du nombre de projections coniques sélectionnées par la fonction de sélection (figures 4.11, 4.12, 4.13 et 4.14).

4.2.3.2 Discussion

Un grand nombre d’images ont été reconstruites pour étudier l’influence de la largeur de sélection et du signal d’entrée (amplitude et phase). L’observation des résultats nous permet d’en extraire quelques conclusions.

Commençons par remarquer que les résultats obtenus à partir de la séquence de projections d’un mouvement régulier ne peuvent être comparés que de manière relative à ceux obtenus à partir de la séquence de projections d’un mouvement irrégulier. En effet, le nombre de projections proche de l’instant $c = 0$ est beaucoup plus important avec le mouvement régulier qu’avec le mouvement irrégulier (figure 4.15). Par exemple, avec une largeur de fenêtre $w = 0.1$, l’amplitude du signal régulier permet de sélectionner $N = 203$ projections contre $N = 32$ projections avec l’amplitude du signal irrégulier (tableaux 4.2

w	0.1	0.2	0.4	0.6	0.8	1	1.2	1.4	1.6	1.8	2.0
Signal régulier											
N	203	248	300	345	377	408	440	472	503	548	640
Ampl.											
N	29	87	145	203	261	325	383	440	497	554	640
Phase											
Signal irrégulier											
N	32	104	247	324	378	429	579	527	586	625	640
Ampl.											
N	34	62	130	198	266	335	392	460	528	596	640
Phase											

TAB. 4.2 – Coupes coronales de la région d'intérêt des différentes images TDM reconstruites en fin d'expiration ($c = 0$) à partir des deux séquences de projections coniques simulées du fantôme analytique (mouvement régulier et irrégulier). La fonction de sélection *rect*, de largeur w , a sélectionné N projections coniques pour la reconstruction de chaque image TDM.

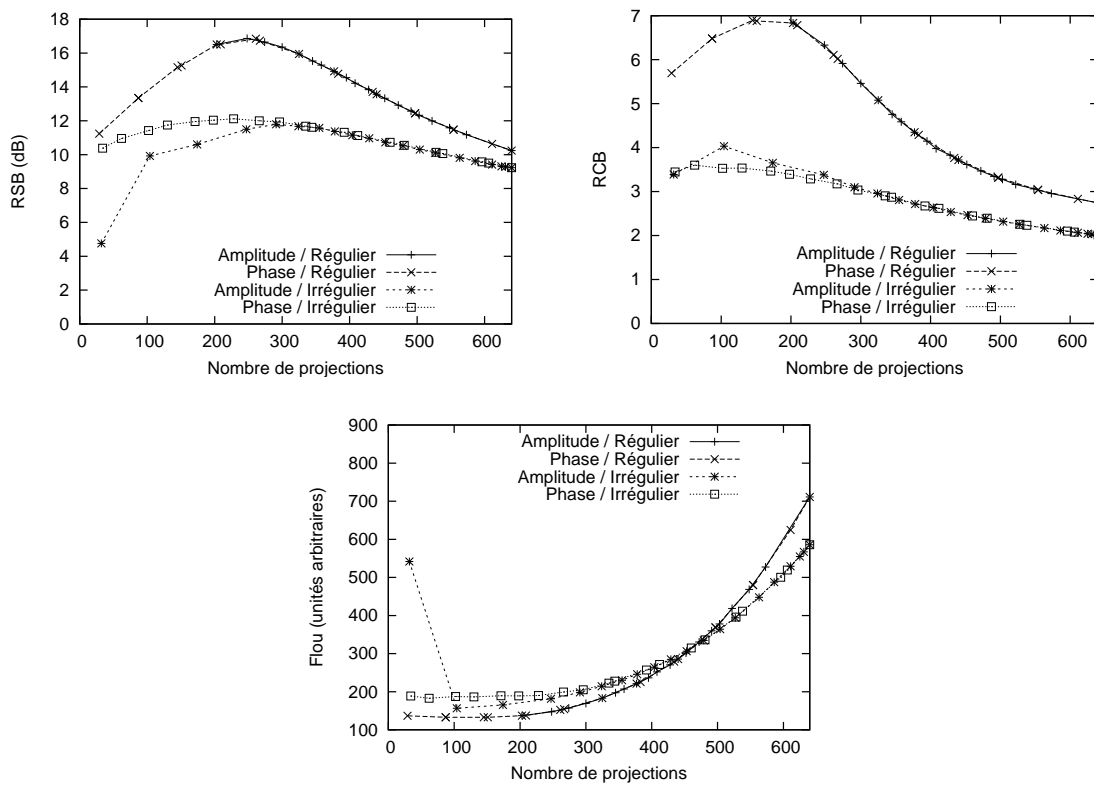


FIG. 4.11 – Métriques appliquées dans la région d'intérêt sur les différentes images reconstruites du tableau 4.2.

		w	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1
Signal régulier	N		17	32	48	65	87	103	125	152	186	322
	Ampl.											
	N		29	84	90	145	148	203	206	264	264	293
	Phase											
Signal irrégulier	N		27	49	75	99	134	169	217	258	293	315
	Ampl.											
	N		34	64	103	133	146	182	208	251	276	279
	Phase											

TAB. 4.3 – Coupes coronales de la région d'intérêt des différentes images TDM reconstruites en milieu d'inspiration ($c = 0.5^+$) à partir des deux séquences de projections coniques simulées du fantôme analytique (mouvement régulier et irrégulier). La fonction de sélection *rect*, de largeur w , a sélectionné N projections coniques pour la reconstruction de chaque image TDM.

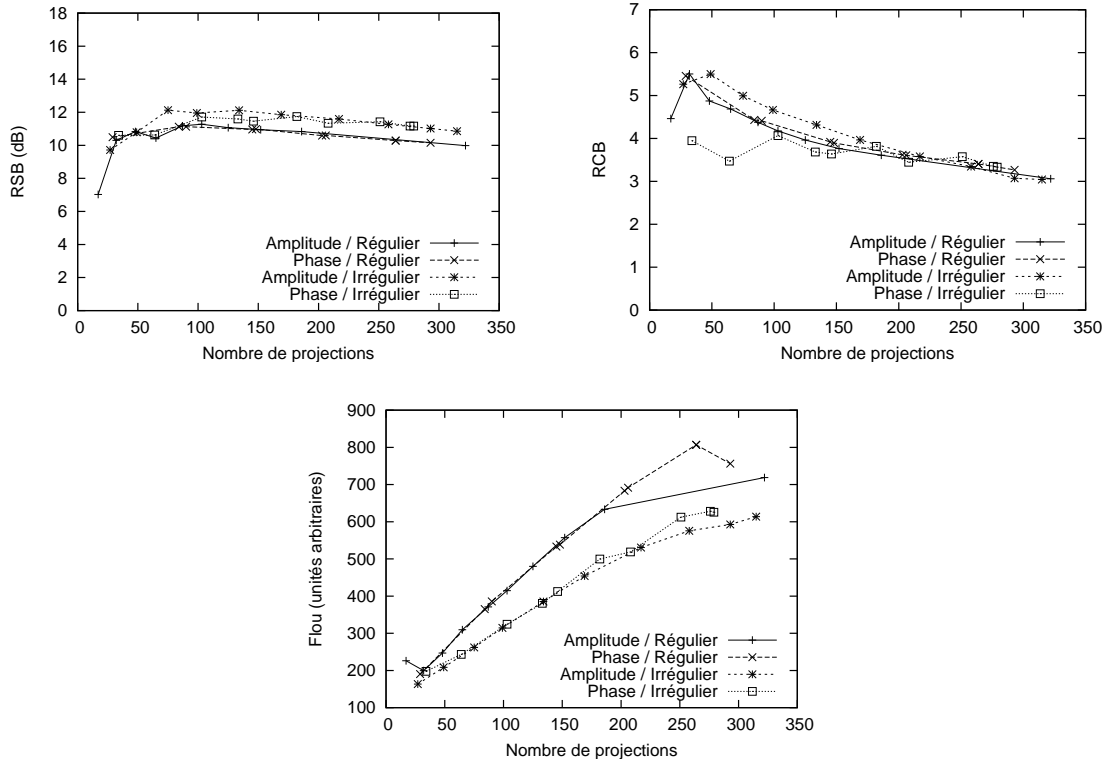


FIG. 4.12 – Métriques appliquées dans la région d'intérêt sur les différentes images reconstruites du tableau 4.3.

w	0.1	0.2	0.4	0.6	0.8	1	1.2	1.4	1.6	1.8	2.0	
N	203	248	300	345	377	408	440	472	503	548	640	
Signal régulier	Ampl.											
	N	29	87	145	203	261	325	383	440	497	554	640
Signal irrégulier	Ampl.											
	N	34	62	130	198	266	335	392	460	528	596	640
Phase												
Phase												

TAB. 4.4 – Coupes coronales de la région d'intérêt des différentes images TDM reconstruites en fin d'expiration ($c = 0$) à partir des deux séquences de projections coniques simulées du fantôme réaliste discret (mouvement régulier et irrégulier). La fonction de sélection $rect$, de largeur w , a sélectionné N projections coniques pour la reconstruction de chaque image TDM.

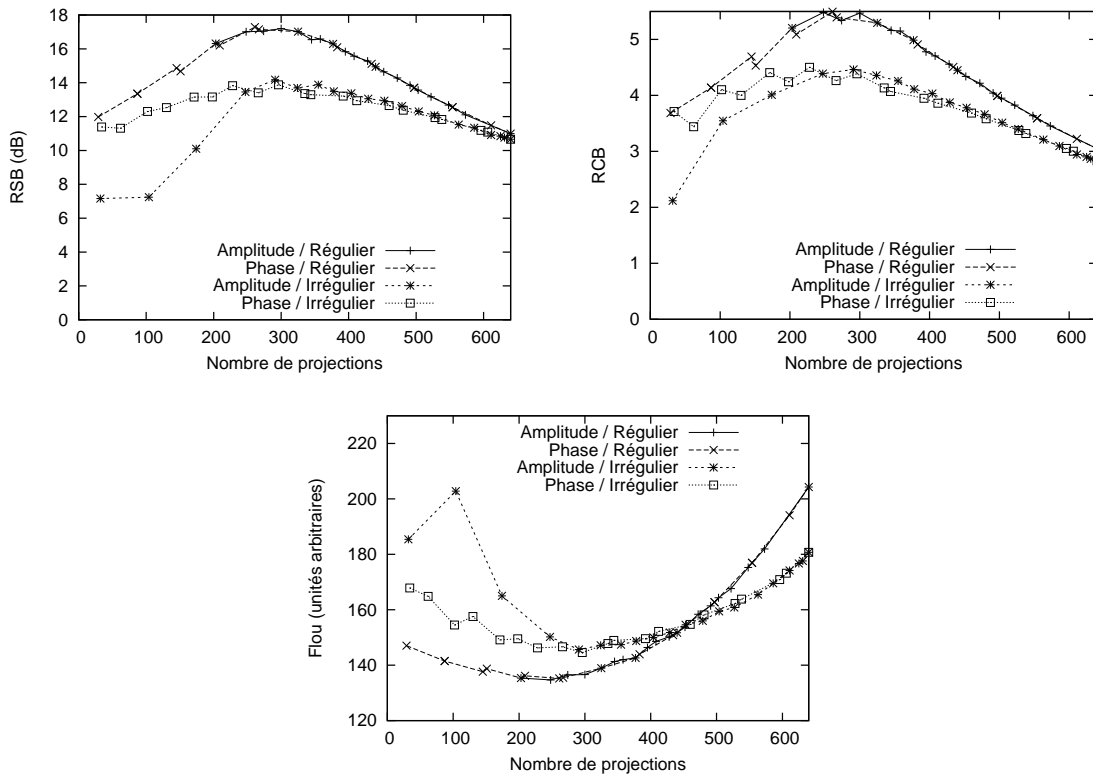


FIG. 4.13 – Métriques appliquées dans la région d'intérêt sur les différentes images reconstruites du tableau 4.4.

		w	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1
Signal régulier	N		17	32	48	65	87	103	125	152	186	322
	Ampl.											
	N		29	84	90	145	148	203	206	264	264	293
	Phase											
	N		27	49	75	99	134	169	217	258	293	315
	Ampl.											
Signal irrégulier	N		34	64	103	133	146	182	208	251	276	279
	Phase											

TAB. 4.5 – Coupes coronales de la région d'intérêt des différentes images TDM reconstruites en milieu d'inspiration ($c = 0.5^+$) à partir des deux séquences de projections coniques simulées du fantôme réaliste discret (mouvement régulier et irrégulier). La fonction de sélection *rect*, de largeur w , a sélectionné N projections coniques pour la reconstruction de chaque image TDM.

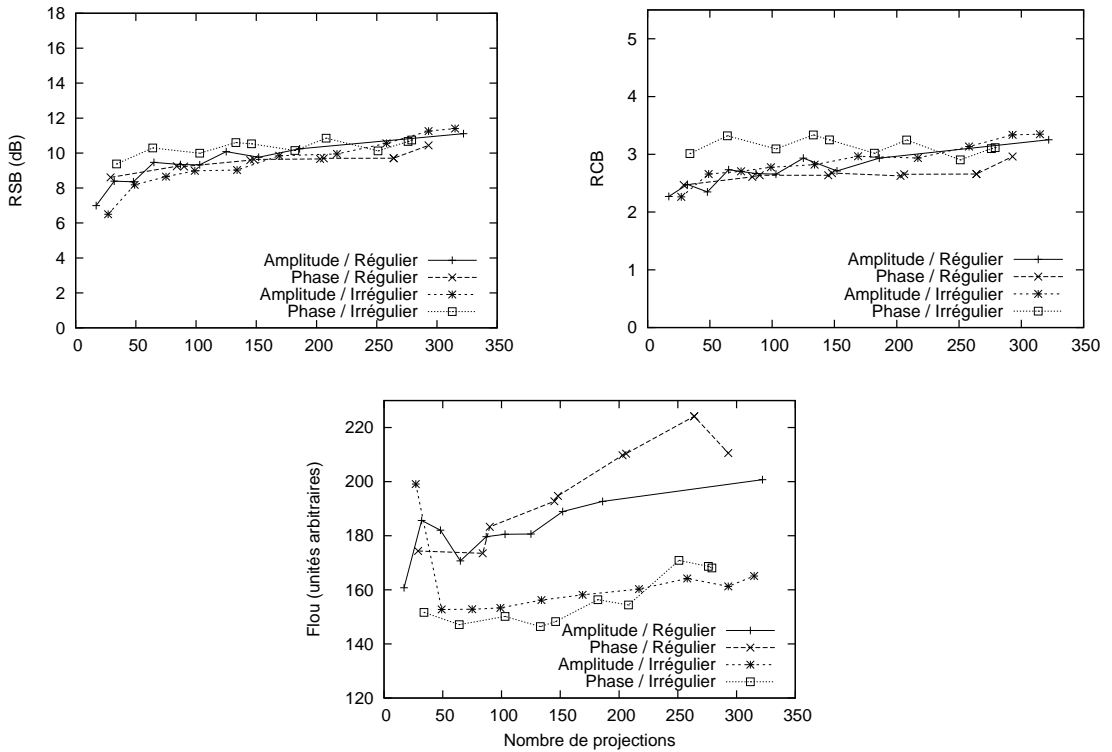


FIG. 4.14 – Métriques appliquées dans la région d'intérêt sur les différentes images reconstruites du tableau 4.5.

et 4.4). De ce fait, la qualité des reconstructions est largement supérieure avec le mouvement régulier qu'avec le mouvement irrégulier en termes de RSB, RCB et flou (figures 4.11 et 4.13). Inversement, la reconstruction d'un instant intermédiaire est meilleure avec le signal irrégulier qu'avec le signal régulier (figures 4.12 et 4.14).

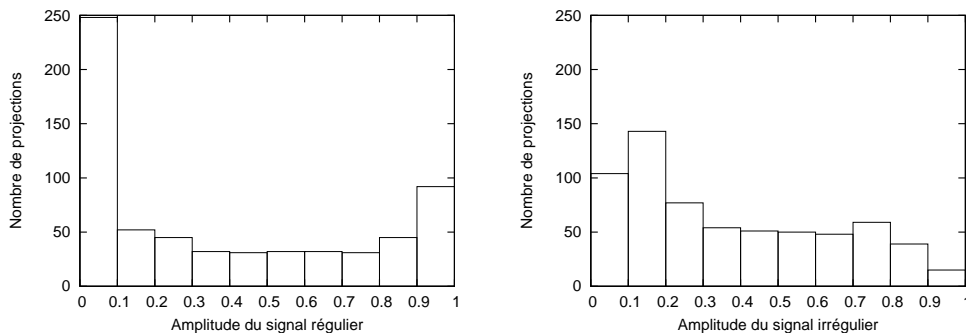


FIG. 4.15 – Histogrammes représentant la répartition des 640 projections en fonction de l'amplitude des signaux régulier et irrégulier.

Par ailleurs, il faut différencier les résultats obtenus avec le fantôme analytique de ceux obtenus avec le fantôme discret. Tout d'abord, l'amplitude du mouvement est plus importante avec le fantôme analytique qu'avec le fantôme discret. En effet, la norme moyenne du mouvement des voxels dans la région d'intérêt entre $c = 0$ et $c = 1$ est égale à 15 mm pour le fantôme analytique et 9.5 mm pour le fantôme réaliste discret. De plus, le contraste de la tumeur est plus marqué sur le fantôme analytique que sur le fantôme réaliste discret, ce qui rend sa reconstruction plus aisée. Ces différences expliquent que les résultats observés sont plus lisibles et marqués sur le fantôme analytique que sur le fantôme réaliste discret, en particulier pour le milieu d'inspiration $c = 0.5^+$. Enfin, pour le fantôme analytique, $s_{resp}(t_1) = s_{resp}(t_2)$ implique que le fantôme était exactement dans la même position aux instants t_1 et t_2 . Ce n'est pas le cas pour le fantôme réaliste discret de par notre prise en compte de l'irrégularité du signal respiratoire si l'hystérésis n'est pas nulle (figure 3.7).

L'influence de la largeur de sélection peut être séparée en deux points. D'une part, une faible largeur peut impliquer la non sélection de projections pour certains cycles du signal respiratoire, par exemple pour les phases extrêmes d'un mouvement irrégulier (tableaux 4.2 et 4.4) ou pour des phases intermédiaires quand la fenêtre de sélection est plus fine que les valeurs du signal respiratoire de deux projections coniques consécutives (tableaux 4.3 et 4.5). Cela est particulièrement problématique car de larges portions angulaires ne sont pas couvertes dans la méthode de reconstruction de Feldkamp (equation 2.15). L'utilisation de la phase du signal respiratoire permet d'éviter ce problème. La figure 4.16 illustre l'échantillonnage réalisé et la reconstruction obtenue suivant que l'on utilise l'amplitude ou la phase du signal irrégulier pour la reconstruction de la fin d'expiration ($c = 0$). Notons que les images reconstruites sont alors si bruitées qu'elles perturbent la mesure de flou qui ne devrait qu'augmenter avec le nombre de projections sélectionnées.

D'autre part, une fois qu'au moins une projection par cycle est utilisée pour la reconstruction, l'augmentation de la largeur de sélection n'augmente pas ou peu la qualité du signal (RSB et RCB), sauf pour la reconstruction de la fin d'expiration à partir de la phase du signal régulier du fait du nombre important de projections proche de cette phase (figure 4.15). En revanche, le flou, qui est éliminé avec une faible largeur, augmente régulièrement avec w . Visuellement, les artefacts de traits et bandes qui apparaissent pour une faible largeur de fenêtre s'atténuent effectivement légèrement avec l'augmentation de la largeur de sélection w grâce au flou du mouvement mais ils ne sont pas éliminés.

Quand le mouvement est régulier, l'amplitude et la phase du signal donnent des

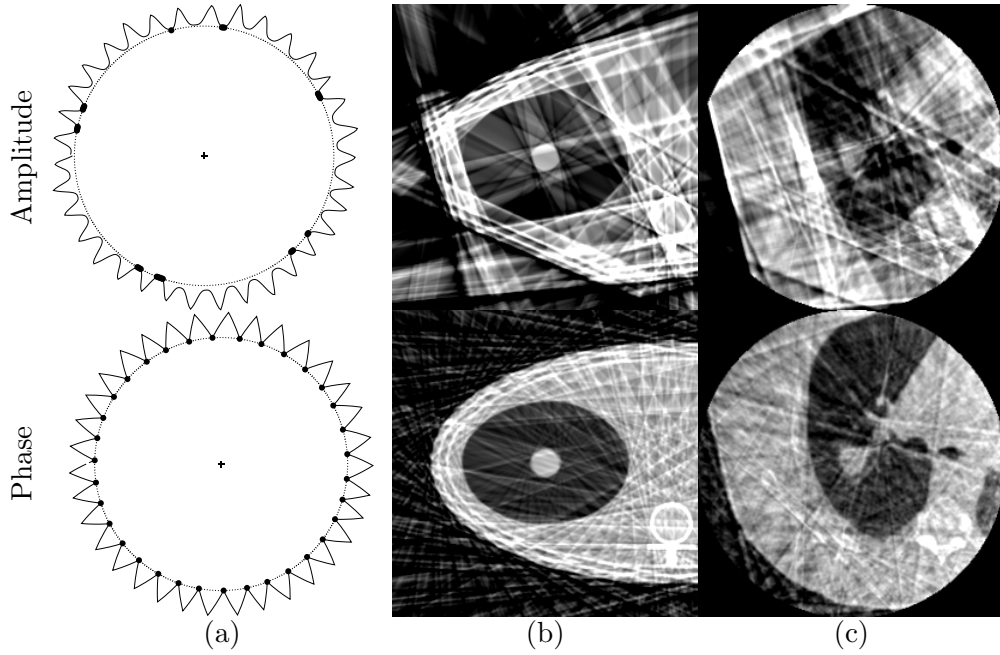


FIG. 4.16 – Illustration de la sélection avec l’amplitude ($N = 32$ projections sélectionnées) ou la phase ($N = 34$ projections sélectionnées) du signal respiratoire irrégulier ($c = 0$, $w = 0.1$). (a) Valeurs de l’amplitude du signal respiratoire (trait plein) au long de la trajectoire de la source de rayons X (trait pointillé). Les points représentent la position de la source pour les projections sélectionnées. (b) Coupe axiale de l’image reconstruite correspondante du fantôme analytique. (c) Idem avec le fantôme réaliste discret.

résultats globalement équivalents. Les courbes de RSB, de RCB et de flou sont en effet confondues. Seul le nombre de projections sélectionnées varie en fonction de l’amplitude w : il est linéaire en phase et non en amplitude. Quand le mouvement est irrégulier, les résultats sont différents entre l’amplitude et la phase. L’intérêt de la phase pour une position extrême a déjà été relevé (figure 4.16). Pour une position intermédiaire, on remarque également sur le fantôme analytique que le RCB est meilleur en amplitude qu’en phase (figure 4.12). Cette différence s’explique par le fait que la phase met en correspondance des projections qui ne correspondent en fait pas aux mêmes positions spatiales. Cette observation ne se retrouve cependant pas sur le fantôme réaliste (figure 4.14), la correspondance étant également fautive en amplitude (figure 3.7).

En pratique, on peut avoir une répartition angulaire irrégulière des projections (figure 4.16). Nous avons choisi de ne pas prendre en compte cet échantillonnage irrégulier suivant β des projections P_β au long de la trajectoire de la source au moment de la discrétisation de l’équation 4.6. On aurait pu le faire en pondérant les projections par la demi-distance angulaire entre ses deux plus proches voisins. Mais on prend alors plus en compte les projections sur le bord de la fenêtre de sélection que celles au centre. De plus, on peut remarquer que l’utilisation de la phase permet de régulariser la répartition des projections par « paquets » de taille égale, ce qui limite l’impact de l’échantillonnage irrégulier des projections.

4.2.3.3 Conclusion

D’après ces résultats, la reconstruction à partir d’une sélection de projections permet la reconstruction d’images dont le flou dû au mouvement est sensiblement corrigé. Cependant, l’utilisation d’un nombre réduit de projections implique un bruit sous forme de traits et bandes plus important. En particulier, il faut qu’au moins une projection par cycle

respiratoire soit sélectionnée pour que l'échantillonnage au long de la trajectoire de la source de rayons X soit suffisamment régulier (figure 4.16). Au delà, l'augmentation du nombre de projections sélectionnées via l'augmentation de la largeur de sélection ne permet pas de diminuer ce bruit.

L'utilisation de l'amplitude ou de la phase du signal respiratoire donne des résultats sensiblement équivalents. La phase semble plus robuste car elle permet de respecter la condition d'une projection sélectionnée par cycle. Mais l'amplitude peut permettre d'obtenir des résultats légèrement supérieurs avec un ajustement optimal de la fenêtre de sélection w .

4.2.4 Influence de l'algorithme de reconstruction

Nous avons vu dans le paragraphe précédent que la reconstruction à partir d'une sélection de projections coniques permet d'éliminer le flou dû au mouvement respiratoire. Cependant, l'utilisation d'un nombre réduit de projections implique un bruit, sous forme de traits et bandes dans les image reconstruites par l'algorithme de Feldkamp (figure 4.16). La problématique de la reconstruction d'images tomographiques à partir d'un nombre limité de projections est une problématique bien connue en tomographie. Son intérêt va au delà de l'imagerie dynamique puisque, dans le cas statique, elle permet d'accélérer l'acquisition et/ou de délivrer une dose de rayons X inférieure au patient.

Les méthodes de reconstruction à partir d'un nombre limité de projections peuvent être séparées en deux catégories. D'une part, certains travaux utilisent des méthodes de reconstruction itérative, sans modification particulière par rapport au manque de données, par exemple la méthode SART [Andersen, 1989 ; Chlewicki *et al.*, 2001]. Les méthodes itératives sont en effet réputées plus robustes au manque de données. D'autre part, en se basant sur un algorithme itératif, d'autres travaux compensent le manque de données par un terme additionnel de régularisation basée sur une information *a priori* sur l'image à reconstruire. Par exemple, en angiographie, l'image reconstruite peut être supposée clairsemée [Li *et al.*, 2002], composée de vaisseaux interconnectés [Li *et al.*, 2003] de forme tubulaire [Hansis *et al.*, 2007].

Dans notre cas, l'image que l'on souhaite reconstruire ne possède pas de caractéristiques évidentes permettant d'en déduire une régularisation. En effet, elle comporte à la fois des zones fortement homogènes (graisse, muscle,...) et hétérogènes (arbre bronchique). Dans ce paragraphe, nous limitons donc l'étude de l'impact de l'algorithme de reconstruction à la comparaison de la méthode de Feldkamp et de la méthode SART, sans essayer d'ajouter à cette dernière un terme additionnel de régularisation. La position choisie pour être reconstruite parmi tous les instants respiratoires possibles est le milieu d'inspiration ($c = 0.5^+$). En se basant sur les résultats du précédent paragraphe, nous utilisons la phase du signal respiratoire s_{resp}^p avec une largeur de sélection $w = 0.1$ pour qu'une projection conique par cycle respiratoire soit sélectionnée. La fonction de sélection utilisée est la fonction *rect*.

4.2.4.1 Résultats

Dans l'algorithme de reconstruction itératif SART, une itération correspond à une utilisation de toutes les données, i.e. de toutes les projections coniques. Ce nombre a été fixé à 3 dans le paragraphe 2.2.2.6 à partir de la littérature. Etant donné que l'on utilise moins de projections, exactement 34 des 640 projections coniques avec les paramètres de sélection fixés (signal irrégulier, $c = 0.5^+$ et $w = 0.1$), on peut s'interroger sur la validité de ce paramètre avec un nombre réduit de projections. Dans un premier temps, nous observons donc l'évolution des métriques dans la région d'intérêt des deux fantômes jusqu'à 60 itérations (car $60 > 3 \times 640/34$) (figure 4.17). Les premières valeurs de flou ne

sont pas significatives car la segmentation sur laquelle est basée la métrique est fautive : tous les pixels de la région d'intérêt sont définis comme appartenant à une même zone. On observe que le RSB et le RCB augmentent plus rapidement que le flou ne diminue. A partir de cette expérience, nous décidons de fixer le nombre d'itérations à 30.

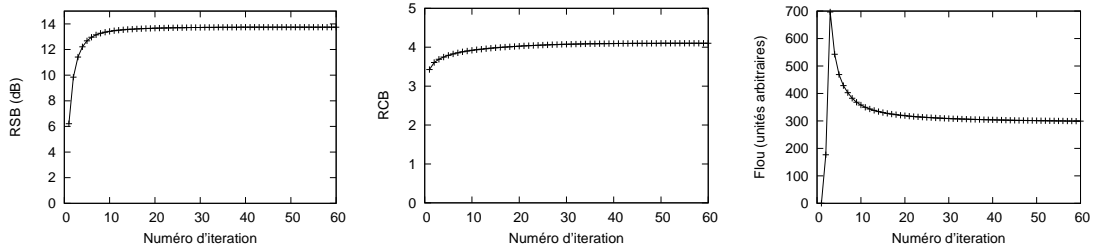


FIG. 4.17 – Evolution des valeurs des 3 métriques dans la région d'intérêt des images TDM reconstruites du fantôme analytique en fonction du nombre d'itérations.

Les figures 4.18 et 4.19 illustrent les résultats obtenus avec les deux algorithmes de reconstruction sur les images des deux fantômes. Pour ces images TDM, les valeurs des trois métriques dans la région d'intérêt sont données dans le tableau 4.6.

		RSB (dB)	RCB (sans unité)	Flou (unités arbitraires)
Fantôme analytique	Feldkamp	10.6	3.95	197
	SART	13.7	4.08	309
Fantôme réaliste discret	Feldkamp	7.49	2.20	152
	SART	8.99	2.53	196

TAB. 4.6 – Valeurs quantitatives obtenues sur une sélection de projections coniques des fantômes analytique et réaliste discret avec comme fonction de sélection $rect(s_{resp}^p(x), 0.5^+, 0.1)$.

4.2.4.2 Discussion

L'analyse des images peut être faite qualitativement et quantitativement. Visuellement, les figures 4.18 et 4.19 font clairement apparaître une différence entre les images reconstruites par les deux algorithmes. La méthode de Feldkamp produit une image nette mais perturbée par un fort bruit prenant la forme de traits et bandes. Au contraire, la méthode SART produit une image qui semble plus floue mais où le bruit est moins important. On peut cependant noter que les mêmes traits se retrouvent aux mêmes endroits. Le manque de données n'est donc pas compensé par la méthode SART mais les artefacts de traits induits sont moins apparents au prix d'un flou plus important. Le filtrage de la méthode de Feldkamp augmente donc la netteté des contours mais également le bruit, ce qui n'est pas le cas de la méthode SART qui n'a pas d'étape de filtrage.

Cette analyse qualitative est corroborée par nos mesures quantitatives (tableau 4.6). Pour les deux fantômes, la méthode SART permet d'avoir une image plus proche de la référence que la méthode de Feldkamp en termes de signal, à la fois pour le RSB et le RCB. Mais le flou est plus important.

La différence de temps de calcul entre les deux méthodes est significativement différente. La méthode de Feldkamp correspond à une demi-itération de la méthode SART puisqu'elle réalise une rétroprojection par projection, l'étape de filtrage étant d'une complexité négligeable par rapport à l'étape de rétroprojection. Avec 30 itérations, le temps de calcul est donc environ 60 fois supérieur avec la méthode SART par rapport

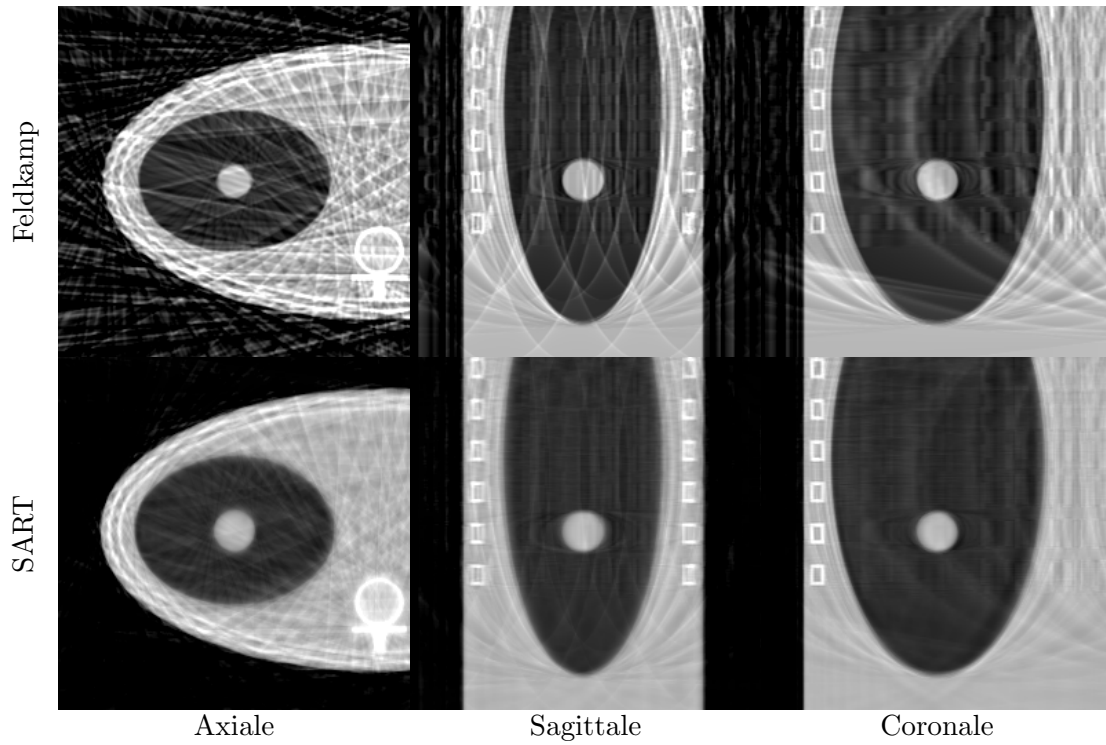


FIG. 4.18 – Coupes à la tumeur des images TDM reconstruites avec la méthode de Feldkamp et SART à partir d'une sélection de la séquence de projections du fantôme analytique avec un mouvement irrégulier. La fonction de sélection utilisée est $rect(s_{resp}^p(x), 0.5^+, 0.1)$.

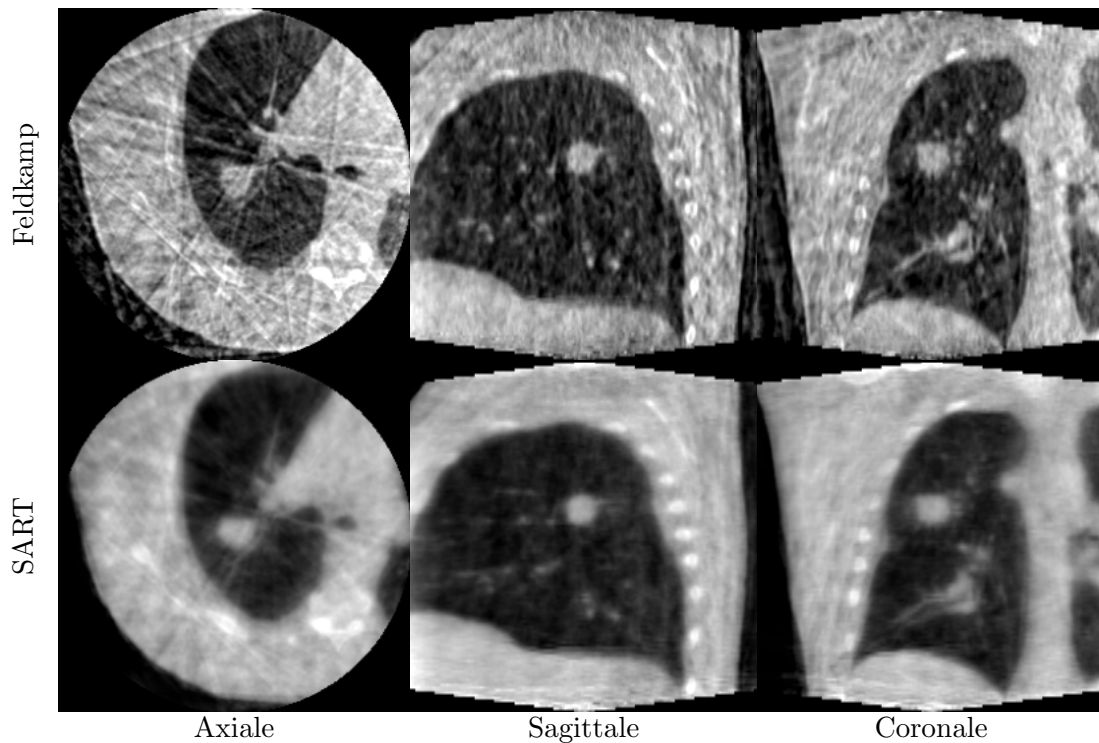


FIG. 4.19 – Coupes à la tumeur des images TDM reconstruites avec la méthode de Feldkamp et SART à partir d'une sélection de la séquence de projections du fantôme réaliste discret avec un mouvement irrégulier. La fonction de sélection utilisée est $rect(s_{resp}^p(x), 0.5^+, 0.1)$.

à la méthode de Feldkamp. Par ailleurs, pour corriger la troncature des projections, il faut reconstruire avec la méthode SART un volume plus grand (paragraphe 2.2.2.5). Par exemple, sur le fantôme réaliste discret, le volume reconstruit était de 256^3 voxels avec la méthode de Feldkamp contre $512 \times 256 \times 410$ voxels avec la méthode SART, les voxels ayant une taille commune de 1^3 mm^3 . En pratique, le temps de calcul a été environ 400 fois supérieur avec la méthode SART qu'avec la méthode de Feldkamp.

4.2.4.3 Conclusion

La méthode SART reconstruit une image avec moins de bruit que la méthode de Feldkamp mais qui est également moins nette. Il n'est donc pas possible de dire si l'une est supérieure à l'autre et il est probable que le choix dépendra de l'utilisation des images. Si elles sont destinées à être utilisées par un homme, par exemple pour délimiter manuellement la tumeur ou vérifier visuellement sa position dans un contour préalablement défini, alors la méthode de Feldkamp semble plus judicieuse puisque l'opérateur pourra passer outre le bruit. Si elles sont destinées à être utilisées dans le cadre d'une méthode automatique de traitement d'images, par exemple un recalage iconique, alors l'image reconstruite avec la méthode SART semble plus judicieuse. Dans les deux cas, le temps de reconstruction sera un critère de choix important.

D'autres méthodes de reconstruction pourraient également être testées, notamment celles incluant une régularisation ou optimisant la recherche du minimum global de la fonctionnelle à minimiser, par exemple une méthode de type gradient conjugué. Notre prédiction est que le manque de données restera un problème pour tout algorithme même si ses conséquences seront variables.

4.2.5 Influence de la fonction de sélection

La fonction de sélection binaire *rect* (équation 4.5), utilisée jusqu'ici, ne prend comme valeurs que 0 ou 1. De ce fait, deux projections très proches d'une même position spatiale mais situées de part et d'autre de la frontière de la fenêtre de sélection peuvent être l'une complètement éliminée et l'autre utilisée comme une projection au centre de la fenêtre. Intuitivement, cette discontinuité de sélection n'est pas satisfaisante et on peut supposer qu'elle peut être, au moins partiellement, responsable des artefacts de traits et bandes des projections. En imagerie cardiaque, il a donc été proposé d'utiliser une fonction de sélection continue plutôt qu'une fonction rectangle [Manzke *et al.*, 2004 ; Nielsen *et al.*, 2005]. κ prend la valeur 1 au centre c puis diminue continûment quand $s_{resp}(t)$ s'éloigne de c . Les trois fonctions utilisées dans la littérature sont $bump_\nu$, $cossq$ et $xpow_\nu$ (figure 4.20) :

$$bump_\nu(x, c, w) = \begin{cases} 1 & \text{si } |x - c| \leq (1 - \nu)\frac{w}{2} \\ \frac{1}{2} \left[1 - \sin \left(\frac{\pi}{\nu w} \left(|x - c| - \frac{w}{2} \right) \right) \right] & \text{si } \left| |x - c| - \frac{w}{2} \right| < \nu \frac{w}{2} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (4.9)$$

où $\nu \in [0, 1]$ est un paramètre de la fonction qui permet de faire varier la vitesse de transition de 1 à 0.

$$cossq(x, c, w) = \begin{cases} \cos^2 \left(\frac{\pi(x - c)}{w} \right) & \text{si } |x - c| \leq \frac{w}{2} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (4.10)$$

$$xpow_\nu(x, c, w) = \frac{1}{1 + \left| \frac{x - c}{w/2} \right|^\nu} \quad \text{avec } \nu > 0 \quad (4.11)$$

La fonction *cosq* présente l'avantage d'utiliser autant de projections coniques que la fonction *rect*, contrairement aux fonctions *bump_ν* et *xpow_ν* qui en utilisent plus. De plus, les fonctions peuvent être rapprochées de la fonction *rect* puisque l'on a les relations $bump_0 = rect$ et :

$$\lim_{\nu \rightarrow +\infty} xpow_{\nu}(x, c, w) = rect(x, c, w) \quad \forall x \in \mathbb{R} \setminus |x - c| = \frac{w}{2}$$

Pour évaluer l'influence de cette fonction de sélection, nous choisissons la méthode de reconstruction SART et un jeu de paramètres de sélection commun : phase du signal respiratoire s_{resp}^p , milieu d'inspiration $c = 0.5^+$, largeur $w = 0.2$. Le fantôme analytique est choisi car les artefacts y sont plus clairement visibles. Quatre fonctions de sélection κ sont expérimentées (figure 4.20) : *rect*, *bump_{0.4}*, *cosq* et *xpow₆*.

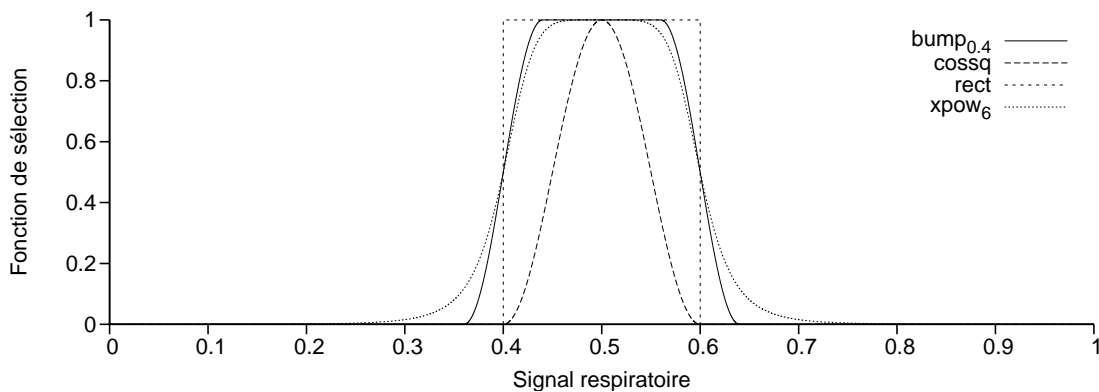


FIG. 4.20 – Les différentes fonctions de sélection en fonction des valeurs du signal respiratoire pour une même largeur $w = 0.2$ et un même centre $c = 0.5$.

4.2.5.1 Résultats

Une coupe axiale des quatre images TDM reconstruites est donnée figure 4.21. L'analyse quantitative de ces images est donnée figure 4.22 sous forme d'un histogramme pour chaque métrique.

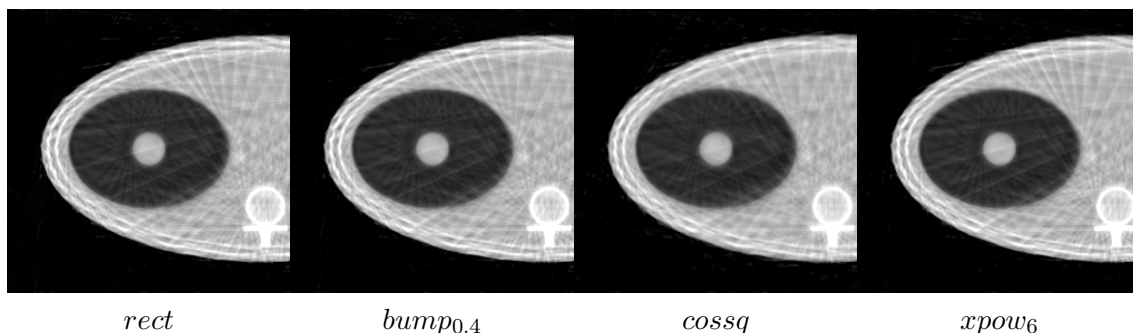


FIG. 4.21 – Coupes axiales à la tumeur des reconstructions avec différentes fonctions de sélection en utilisant un même paramétrage $\kappa(s_{resp}^p(x), 0.5^+, 0.2)$.

4.2.5.2 Discussion et conclusion

Nous avons expérimenté différentes fonctions de sélection et évalué leur influence sur la reconstruction avec la méthode SART. Contrairement aux résultats suggérés par [Nielsen *et al.*, 2005], nous ne remarquons pas de différence significative entre ces différentes

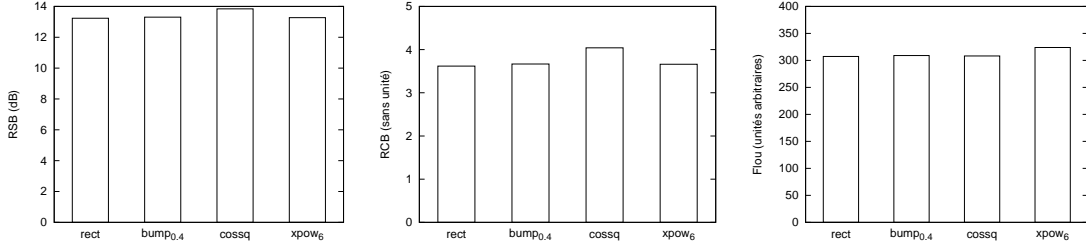


FIG. 4.22 – Métriques des images reconstruites avec différentes fonctions de sélection et un même paramétrage $\kappa(s_{resp}^p, 0.5^+, 0.2)$ (figure 4.21).

fonctions de sélection. Le contexte est cependant différent puisqu'ils utilisent des projections acquises sur un scanner conventionnel. Visuellement, les artefacts apparents sont les mêmes avec les quatre fonctions même s'ils sont légèrement atténués avec la fonction $xpow_6$ (figure 4.21). Quantitativement, les RSB et RCB sont sensiblement égaux. La fonction $cossq$ donne des résultats légèrement plus élevés, mais cela peut également venir du fait qu'elle revient à utiliser une plus petite largeur de sélection. Le flou est équivalent sauf pour la fonction $xpow_6$ pour laquelle il est supérieur, ce qui s'explique par le fait que cette fonction utilise toutes les projections pour la reconstruction, contrairement aux autres fonctions.

4.2.6 Conclusion

Dans cette partie, nous avons étudié quantitativement plusieurs paramètres pouvant influencer sur la reconstruction d'images à partir d'une sélection de projections coniques. Le centre c est le paramètre qui nous permet de choisir la position reconstruite dans le cycle respiratoire. Les autres paramètres vont influencer sur la qualité de l'image produite.

Nous avons vu qu'il était essentiel de sélectionner au moins une projection conique par cycle respiratoire pour avoir un échantillonnage angulaire suffisant, ce qui peut être fait en utilisant la phase du signal respiratoire. Quand exactement une projection par cycle est sélectionnée, le flou dû au mouvement respiratoire est éliminé mais les images sont fortement bruitées par manque de données. L'augmentation de la largeur de sélection w ou l'utilisation d'autres fonctions de sélection κ ne permet pas de diminuer ce bruit.

La méthode de reconstruction utilisée produit par contre des résultats sensiblement différents. Cependant, si le bruit est moins important avec la méthode SART qu'avec la méthode de Feldkamp, le flou est lui plus important, ce qui ne permet pas de conclure à la supériorité d'un algorithme sur l'autre. Il est probable que d'autres méthodes de reconstruction permettent d'améliorer encore la qualité des images reconstruites. Notre sentiment est cependant que le manque de données empêche d'obtenir une qualité d'images équivalente à la reconstruction d'un objet statique avec toutes les projections.

4.3 Application aux données réelles

4.3.1 Expériences

La plateforme d'évaluation comprend deux séquences de projections coniques acquises sur le tomographe Synergy, l'une sur fantôme mécanique (paragraphe 3.1.3) et l'autre sur patient (paragraphe 3.1.2). Pour le fantôme mécanique, nous disposons également d'une séquence de projections acquises avec le fantôme statique que nous utiliserons comme référence.

Le signal respiratoire est connu pour le fantôme mécanique et a été automatiquement extrait des projections coniques pour le patient (paragraphe 4.1). Différentes positions au

long du cycle respiratoire ($c = 0$, $c = 0.5^+$, $c = 1$ et $c = 0.5^-$) sont reconstruites en sélectionnant une projection par cycle respiratoire avec la phase du signal respiratoire. Est également reconstruite l'image à partir de toutes les projections coniques, sans prise en compte du mouvement, appelée reconstruction *sans prise en compte* du mouvement respiratoire.

4.3.2 Résultats

La figure 4.23, respectivement 4.24, donne les coupes à l'isocentre des différentes images reconstruites avec la méthode de Feldkamp, respectivement SART, sur la séquence de projections coniques du fantôme mécanique. La figure 4.25, respectivement 4.26, donne les coupes à l'isocentre des différentes images reconstruites avec la méthode de Feldkamp, respectivement SART, sur la séquence de projections coniques du patient en respiration libre.

4.3.3 Discussion et conclusion

L'observation des images reconstruites sur données réelles confirme les résultats que nous avons obtenus sur données simulées. La sélection d'un sous-ensemble de projections coniques à l'aide d'un signal respiratoire permet de reconstruire une image d'une position donnée dans le cycle respiratoire dont le flou dû au mouvement respiratoire a été en grande partie éliminé. Quelle que soit la méthode de reconstruction, on peut en effet observer le mouvement du fantôme mécanique et du patient d'une position respiratoire à l'autre (figures 4.23, 4.25, 4.24 et 4.26)

Le faible nombre de projections implique cependant une qualité d'image bien inférieure à celle avec toutes les projections. Avec la méthode de Feldkamp (figures 4.23 et 4.25), cela se manifeste par des traits et bandes. Avec la méthode SART (figures 4.24 et 4.26), ce bruit est plus faible mais un flou important perturbe l'image. Cela est particulièrement vrai avec des formes géométriques telles que celles du fantôme mécanique, le manque d'une projection perpendiculaire à un bord du parallépipède rendant problématique sa reconstruction.

4.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons étudié la correction du mouvement respiratoire en tomodensitométrie conique par une sélection de projections coniques correspondant à une même position dans le cycle respiratoire. Cette sélection est basée sur un signal respiratoire pour lequel nous avons proposé une méthode d'extraction automatique à partir des projections coniques (paragraphe 4.1). Cette méthode permet d'éviter de recourir à un appareil d'acquisition externe synchronisé à l'acquisition.

L'étude quantitative des résultats obtenus sur données simulées nous a permis de mettre en évidence l'importance de l'échantillonnage angulaire des projections coniques. Ainsi, nous avons montré qu'il faut avoir au moins une projection conique sélectionnée par cycle respiratoire pour avoir une qualité d'image suffisante. Quand cette condition est respectée, le flou dû au mouvement respiratoire est éliminé, mais le faible nombre de projections implique un bruit important sous forme de traits et bandes. Ce bruit n'est pas ou peu diminué par l'augmentation de la largeur de la sélection ou l'utilisation d'une autre fonction de sélection. Enfin, deux méthodes de reconstruction ont été comparées, la méthode de Feldkamp et la méthode SART. Elles influent sur l'aspect des images reconstruites mais nous n'avons pas pu conclure sur la supériorité d'une méthode par rapport à l'autre.

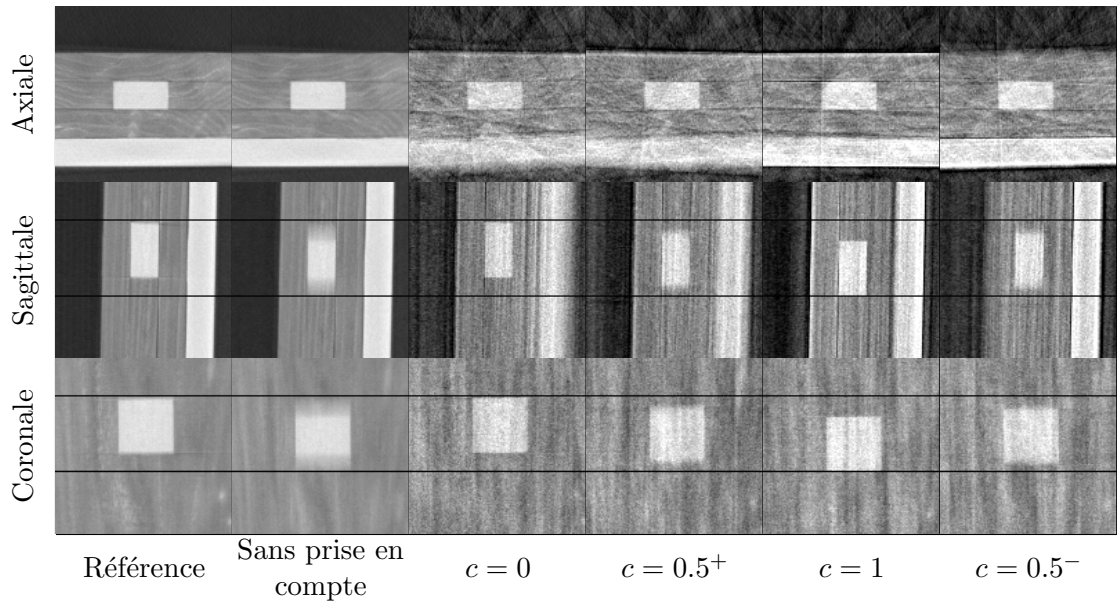


FIG. 4.23 – Images du fantôme mécanique reconstruites avec la méthode de Feldkamp. La référence correspond à une acquisition avec le fantôme statique. Les autres images ont été reconstruites à partir d’une même séquence de projections coniques du fantôme en mouvement, avec toutes les projections (reconstruction statique) ou une sélection de projection centrée sur une position c . Les traits horizontaux noirs ont été ajoutés pour observer le mouvement de l’insert.

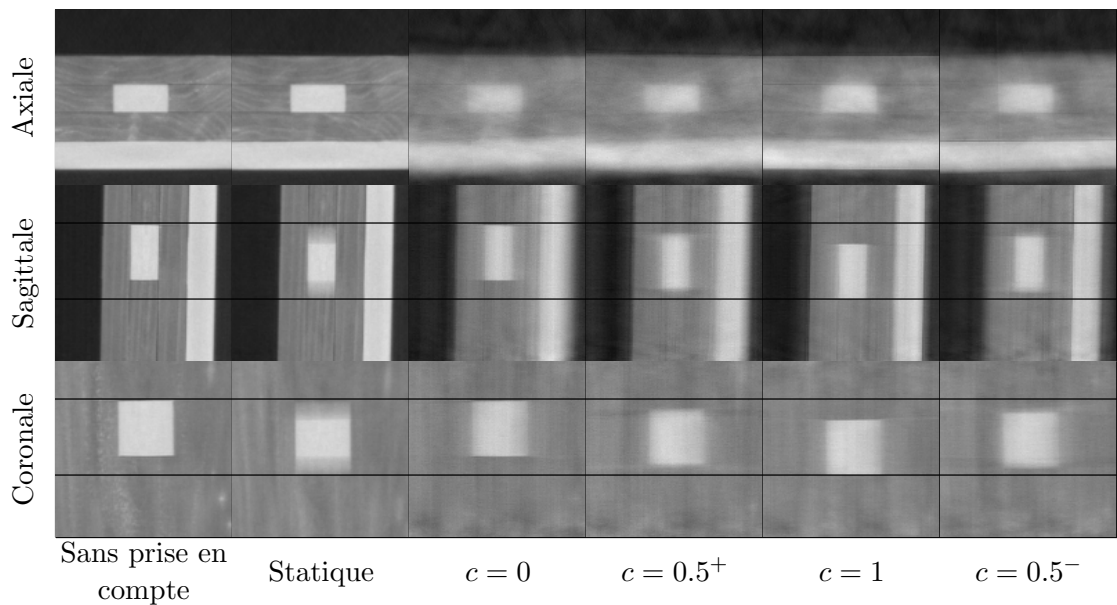


FIG. 4.24 – Idem que figure 4.23 avec la méthode SART.

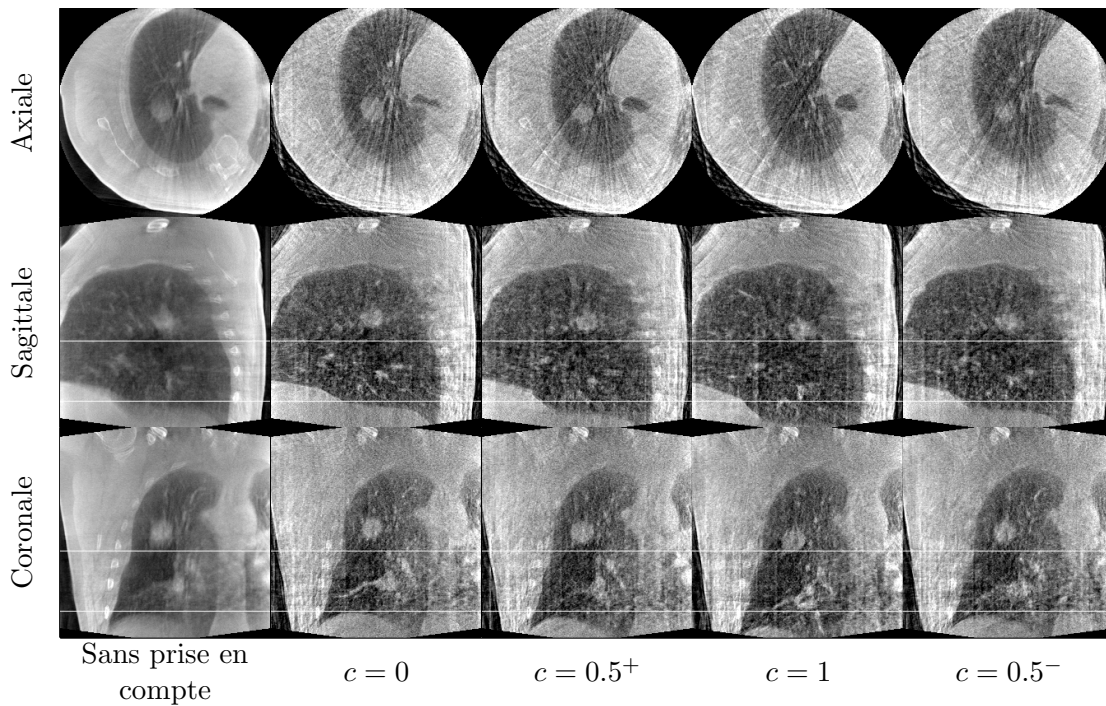


FIG. 4.25 – Images du patient reconstruites avec la méthode de Feldkamp. Les images ont été reconstruites à partir d'une même séquence de projections coniques du patient en respiration libre, avec toutes les projections (reconstruction statique) ou une sélection de projection centrée sur une position c . Les traits horizontaux blancs ont été ajoutés pour observer le mouvement de la tumeur et de la coupole diaphragmatique.

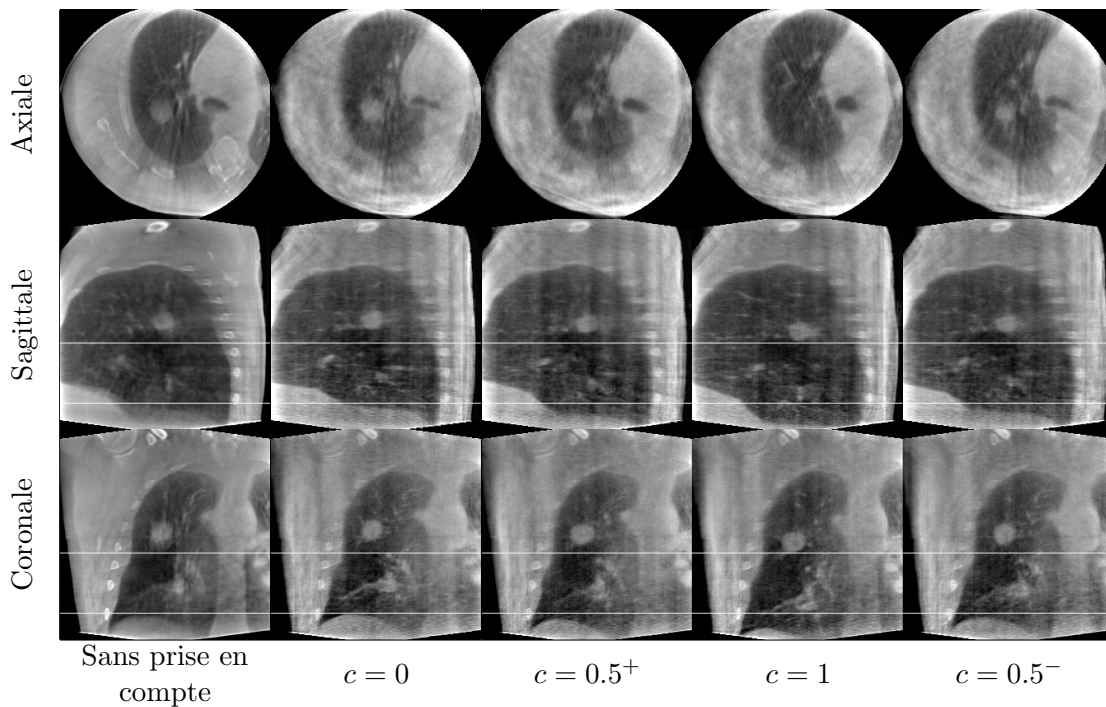


FIG. 4.26 – Idem que figure 4.26 avec la méthode sart.

Parmi les solutions que nous n'avons pas étudiées, il y a la modification du protocole d'acquisition pour augmenter le nombre de projections coniques acquises. Cela peut se faire en ralentissant la vitesse de rotation du tomographe [Sonke *et al.*, 2005] et/ou en effectuant plusieurs rotations [Li *et al.*, 2006b]. Dans les deux cas, cela implique une augmentation du temps d'acquisition et de la dose de rayons X délivrée au patient. Par exemple, si on prend une projection par cycle respiratoire et que l'on veut avoir 640 projections disponibles pour la reconstruction de chaque position du cycle respiratoire, le temps d'acquisition pour une période de respiration de 4 s est de l'ordre de 40 min. Si la période d'acquisition des projections est inchangée (5.5 images par seconde), le nombre de projections acquises serait alors de l'ordre de 14000 projections, soit 22 fois plus qu'avec une acquisition classique. Ce temps et cette dose ne sont pas envisageables pour une utilisation clinique sur patient.

En conclusion, cette méthode permet d'avoir une première image TDM 4D du thorax mais avec une qualité réduite. Nous avons donc exploré d'autres possibilités pour corriger les artefacts induits par le mouvement respiratoire. Cela nous a conduit à diriger nos recherches vers les méthodes de reconstruction utilisant toutes les projections mais en compensant le mouvement (chapitre 5).

5

Reconstruction avec compensation du mouvement

Sommaire

5.1	Etat de l'art	96
5.1.1	Estimation du mouvement à partir des projections	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 projections

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 héliocœdale, 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 extrêmes 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.

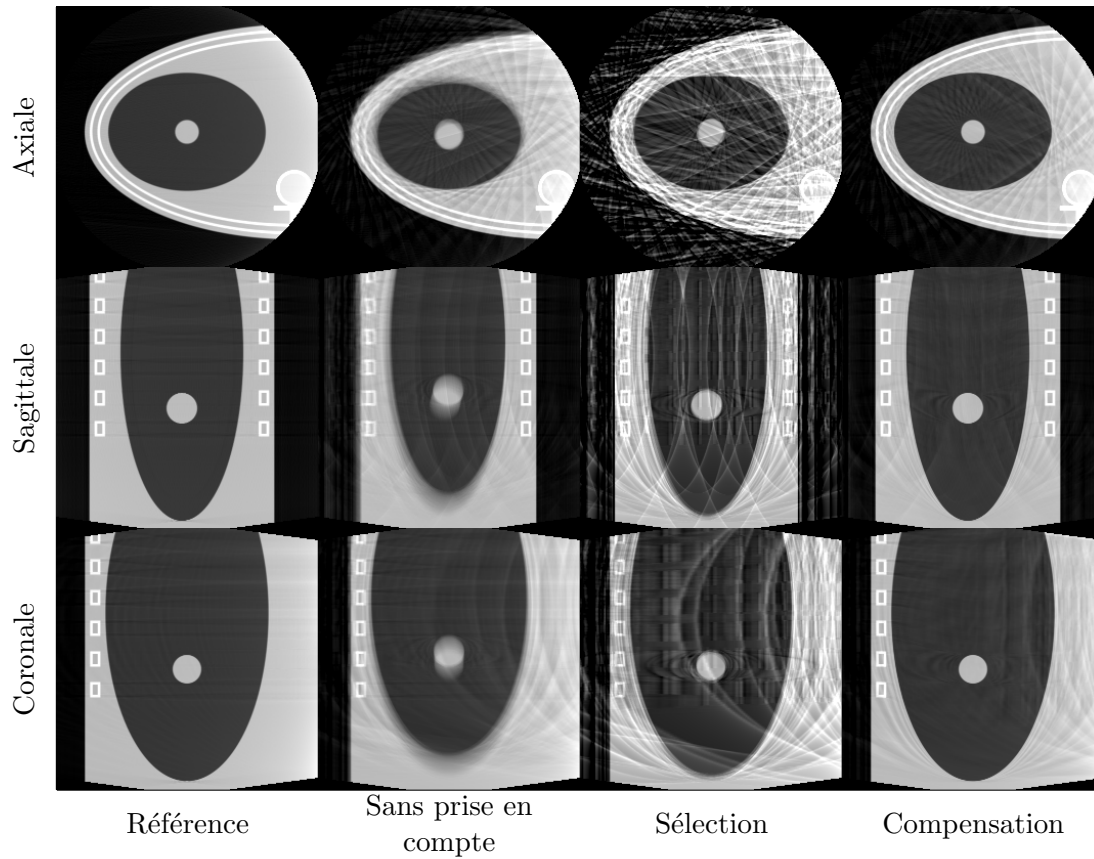


FIG. 5.1 – Coupes à l’isocentre des images TDM reconstruites par méthodes analytiques à partir des projections simulées sur le fantôme analytique animé d’un mouvement irrégulier.

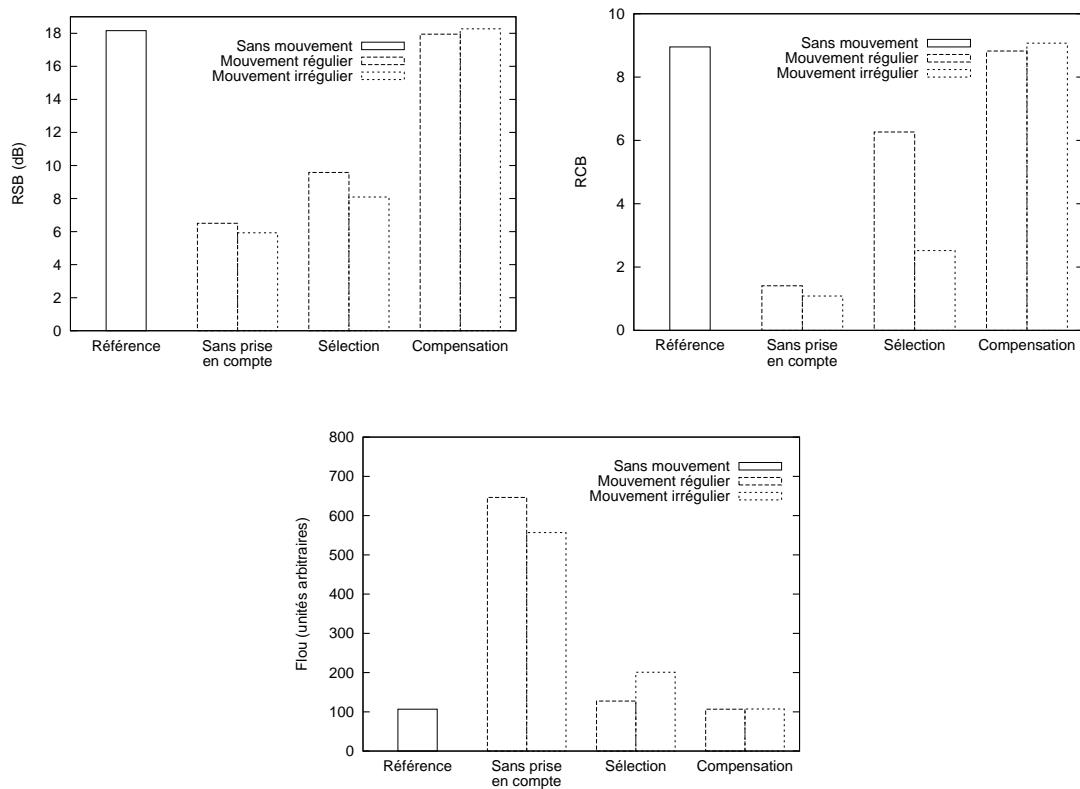


FIG. 5.2 – Métriques correspondantes des images TDM de la figure 5.1.

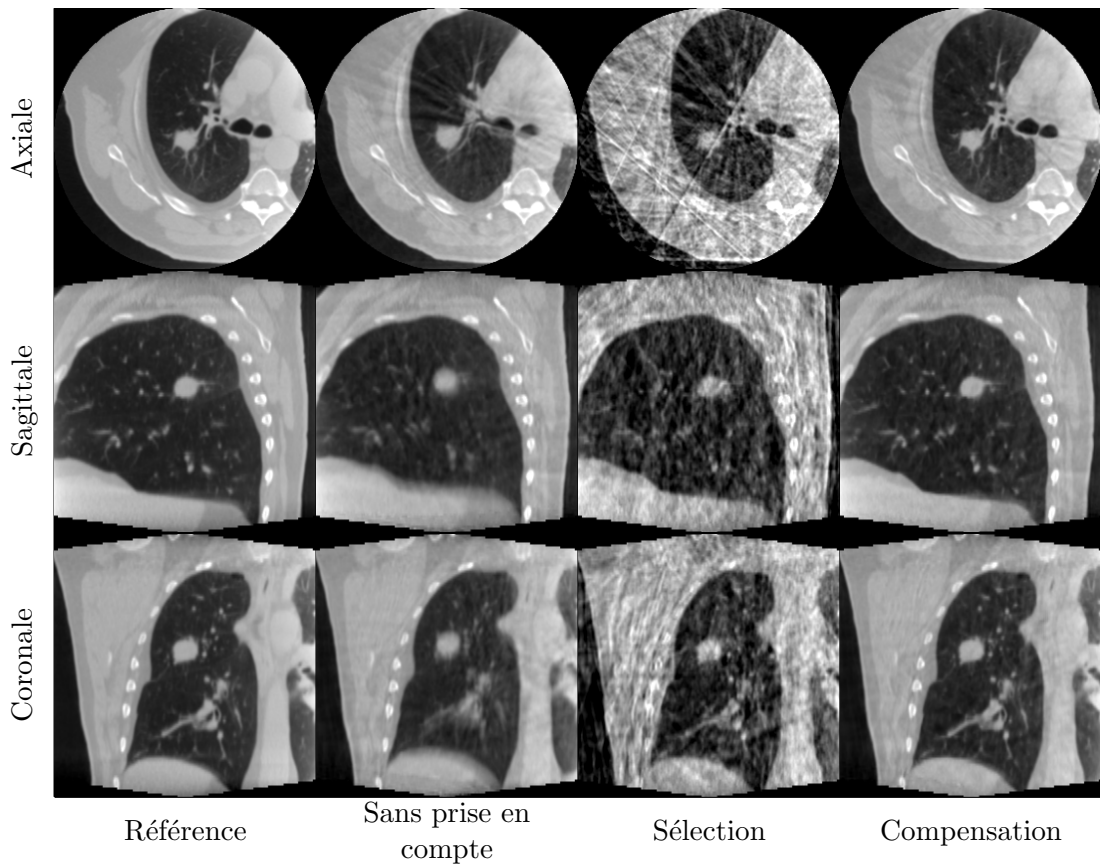


FIG. 5.3 – Coupes à l’isocentre des images TDM reconstruites par méthodes analytiques à partir des projections simulées sur le fantôme réaliste discret animé d’un mouvement régulier.

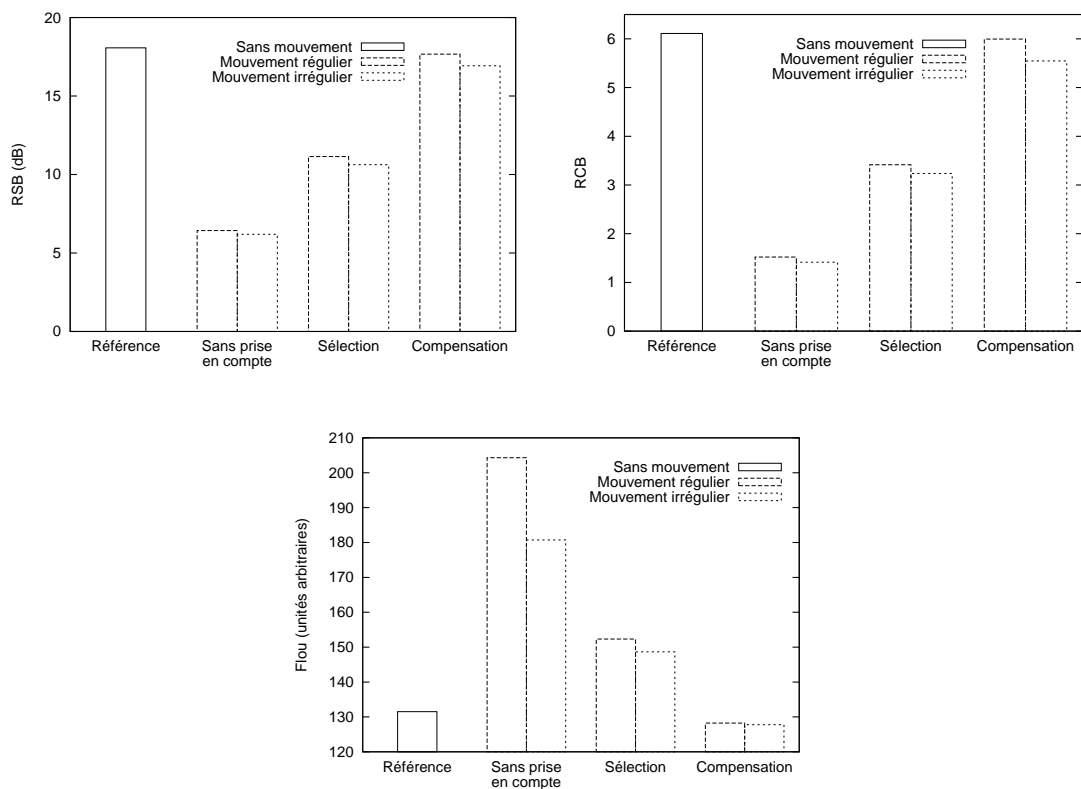


FIG. 5.4 – Métriques correspondantes des images TDM de la figure 5.3.

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 éparses 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.

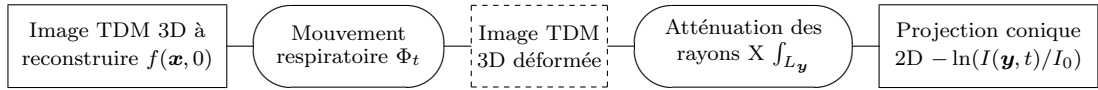


FIG. 5.5 – Représentation schématique des deux transformées en jeux permettant de relier la fonction à reconstruire aux mesures effectuées.

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).

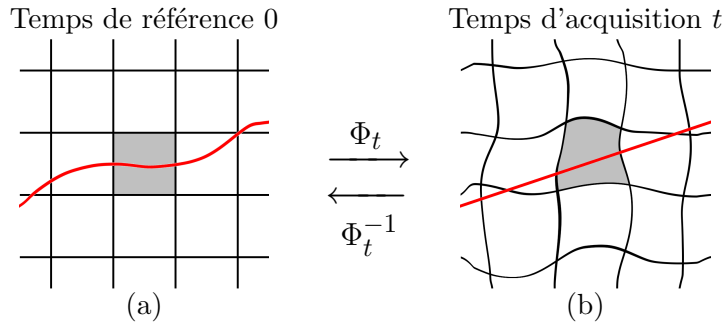


FIG. 5.6 – Illustration 2D du calcul des poids pour la construction du système d'équations linéaires, qui implique le calcul de (a) l'intersection entre une grille de fonctions indicatrices régulières $h_j(\mathbf{x})$ et le rayon déformé $\Phi_t^{-1}(L_i)$ ou (b) l'intersection entre une grille de fonctions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

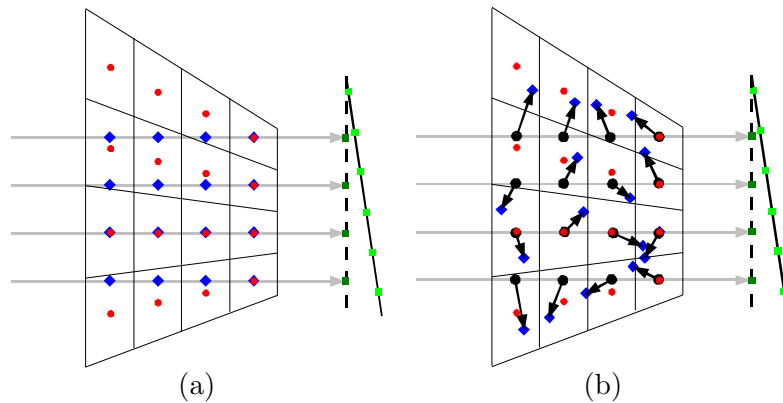


FIG. 5.7 – Illustration 2D du lancer de rayon par la méthode *shearwarp* (a) sans déformation et (b) avec déformation.

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.

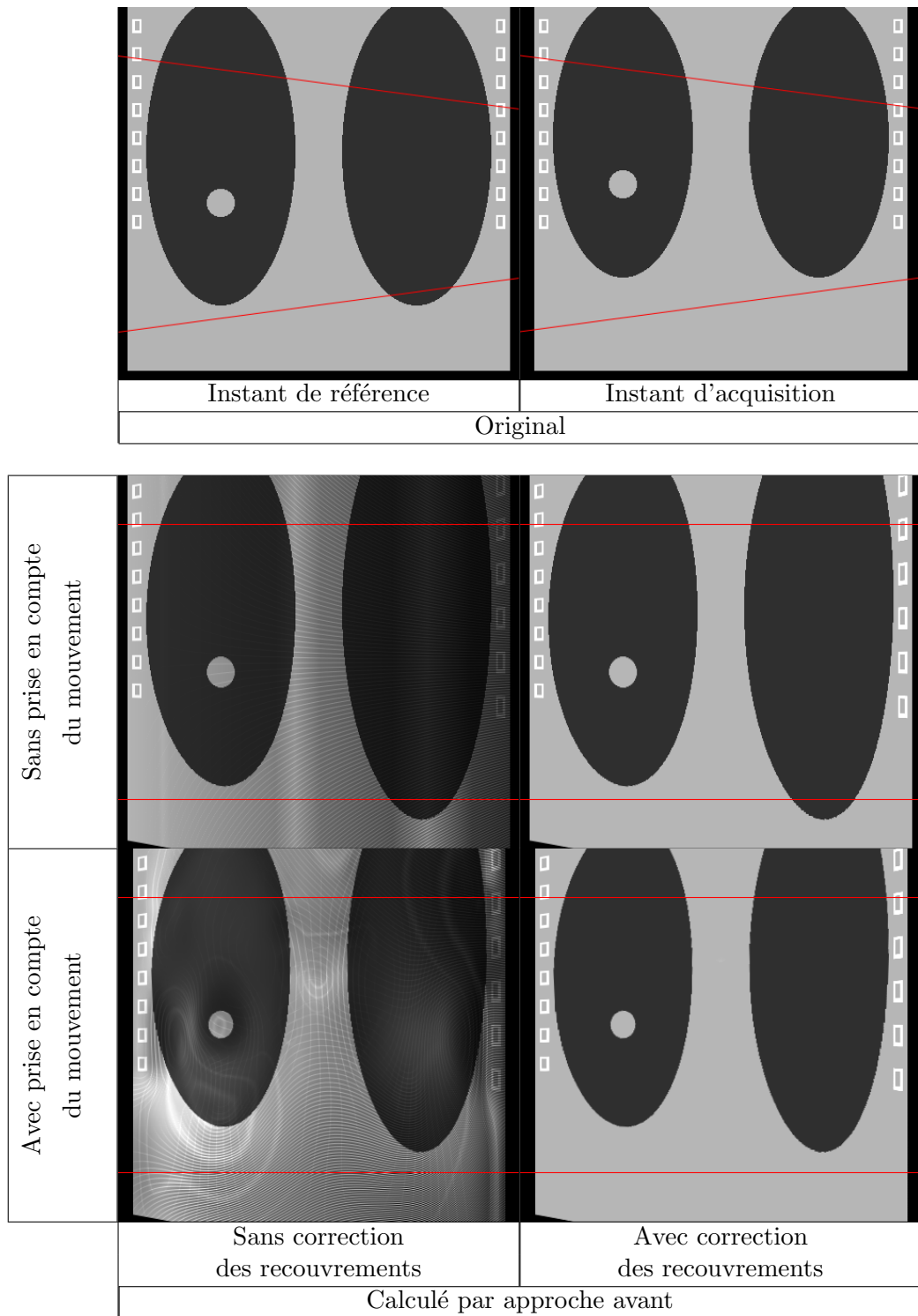


FIG. 5.8 – Coupes sagittales à l'isocentre du fantôme analytique. En haut : original dans sa position à l'instant de référence et à l'instant d'acquisition. En bas : déformation du fantôme original dans sa position à l'instant de référence avec la transformation *shear* par approche avant, avec ou sans 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 ($\beta = 0^\circ$).

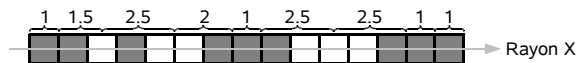


FIG. 5.9 – Exemple de poids au long d’un rayon X pour la somme pondérée de l’intensité des voxels (carrés gris) du volume déformé par la transformation *shear* afin de remplir les trous (carrés blancs).

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.

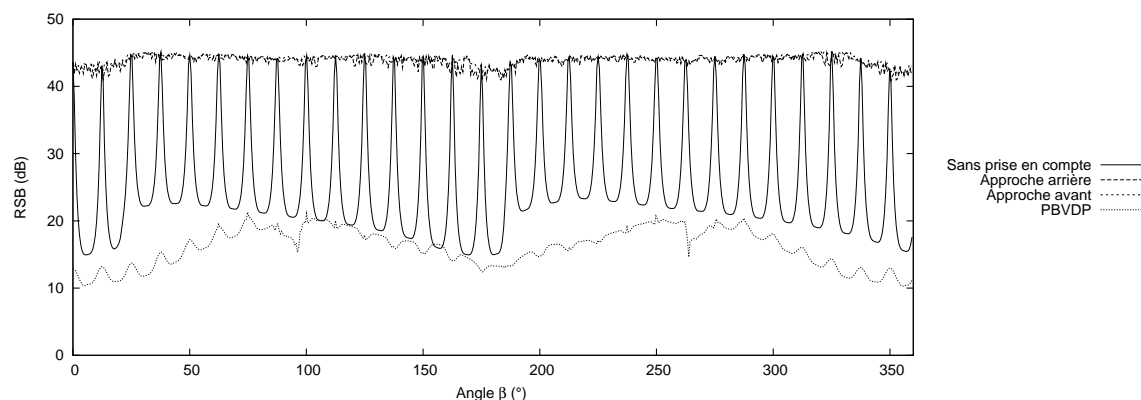


FIG. 5.10 – RSB des différentes projections coniques calculées en fonction de l'angle de projection β . La référence utilisée est la projection calculée analytiquement.

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

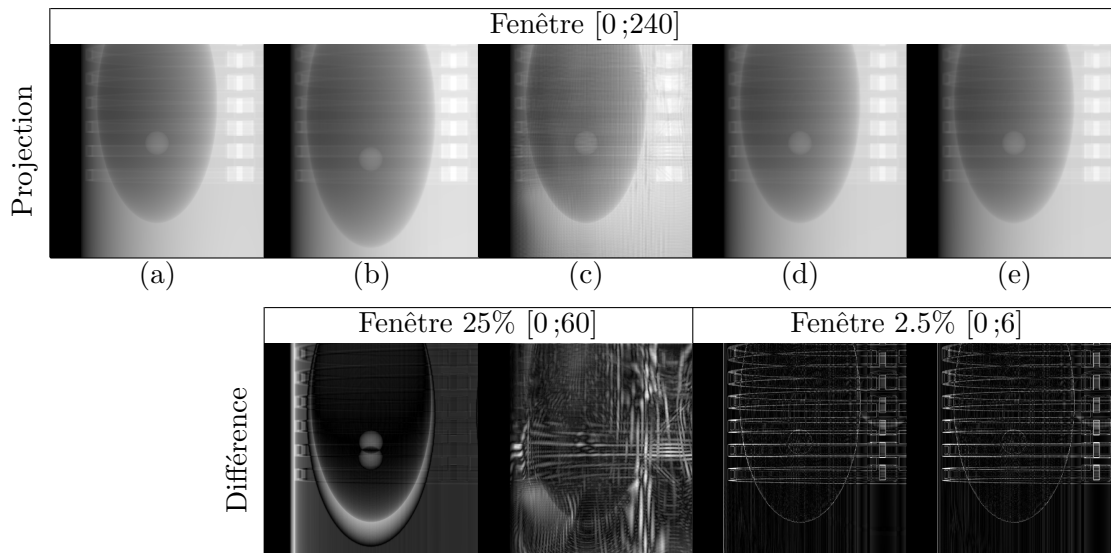


FIG. 5.11 – Projections coniques et différences absolues avec la référence pour un même angle $\beta = 94^\circ$. (a) Référence calculée analytiquement. (b) Projection sans prise en compte du mouvement. (c) Projection avec prise en compte du mouvement par la méthode PBVDP. (d) et (e) Projection avec 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).

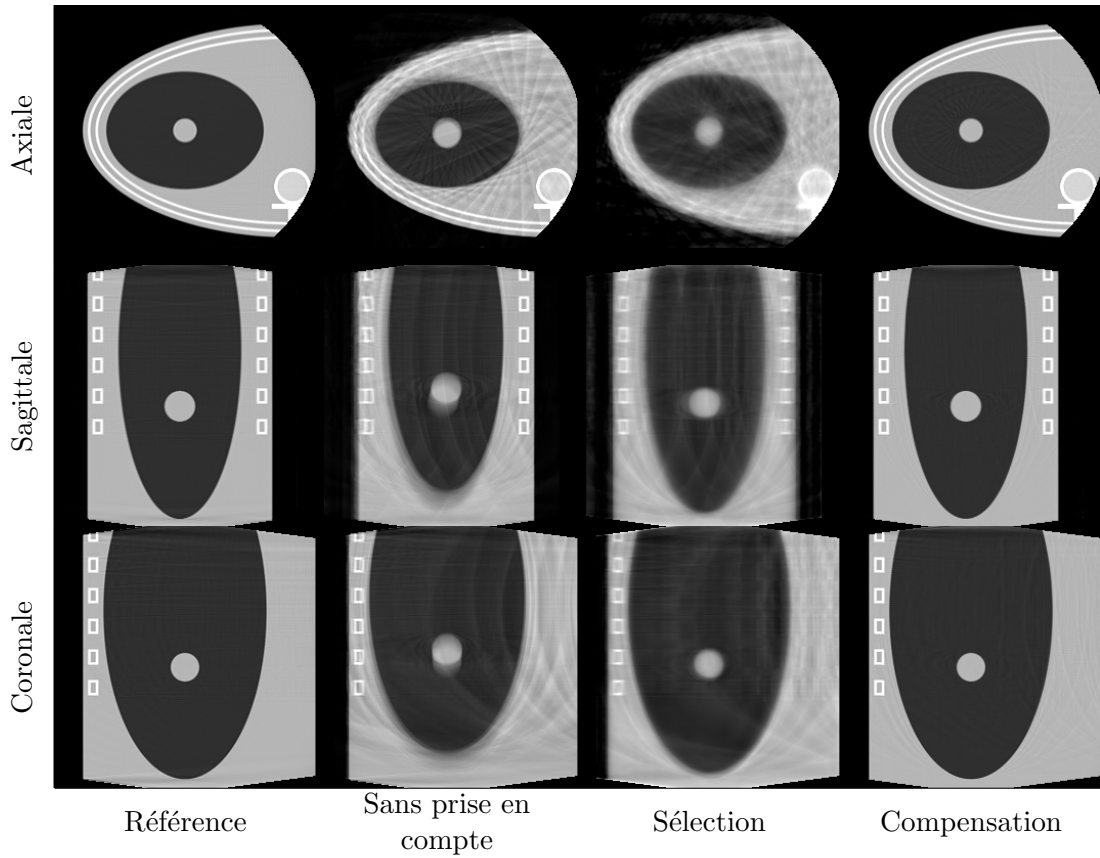


FIG. 5.12 – Coupes à l'isocentre des images TDM reconstruites par méthodes algébriques à partir des projections simulées sur le fantôme analytique animé d'un mouvement irrégulier.

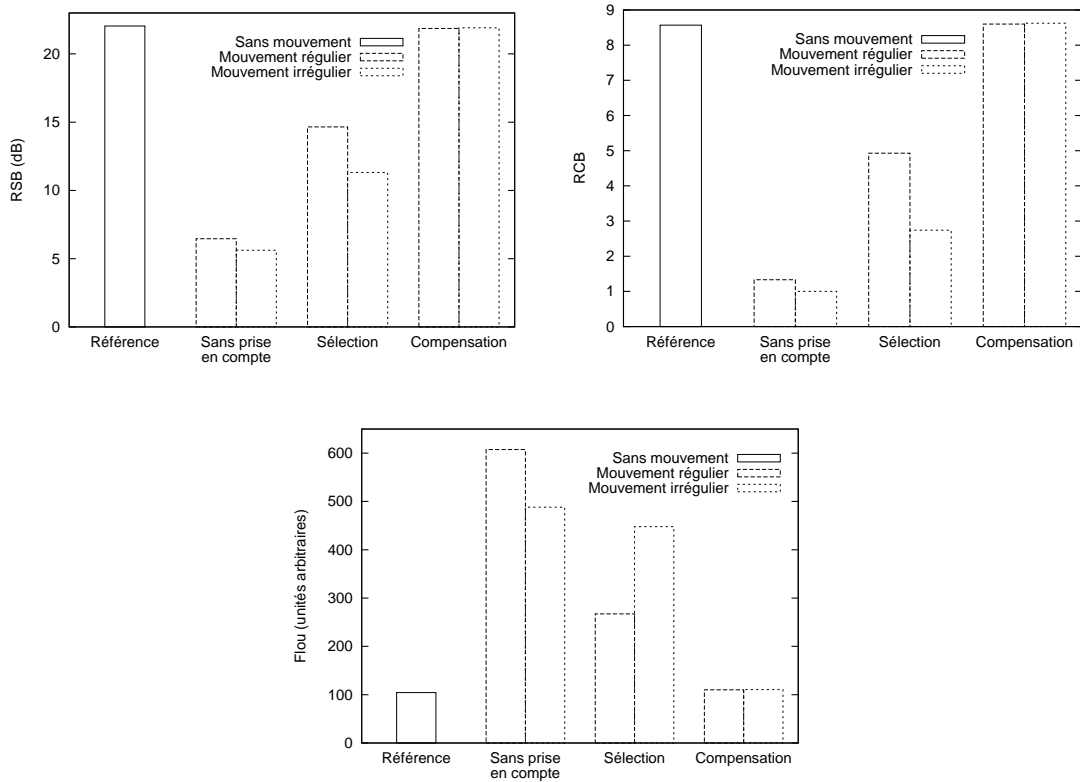


FIG. 5.13 – Métriques correspondantes des images TDM de la figure 5.12.

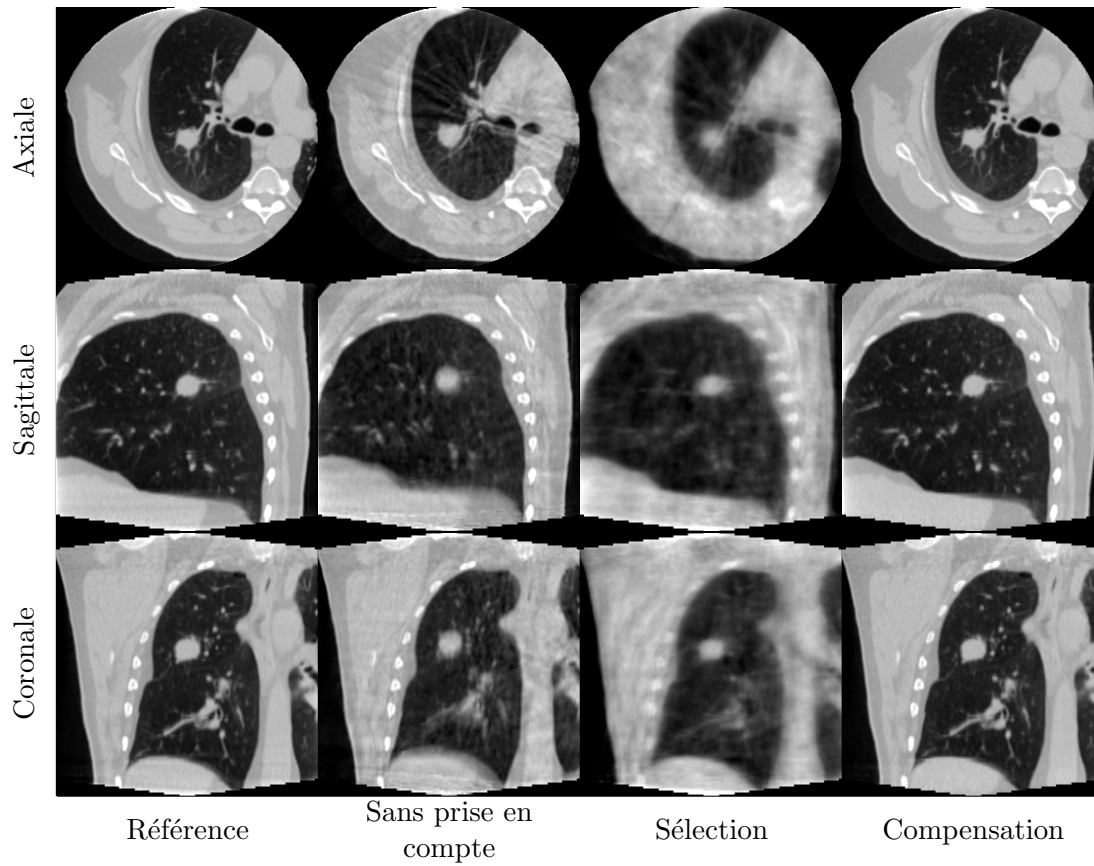


FIG. 5.14 – Coupes à l'isocentre des images TDM reconstruites par méthodes algébriques à partir des projections simulées sur le fantôme réaliste discret animé d'un mouvement régulier.

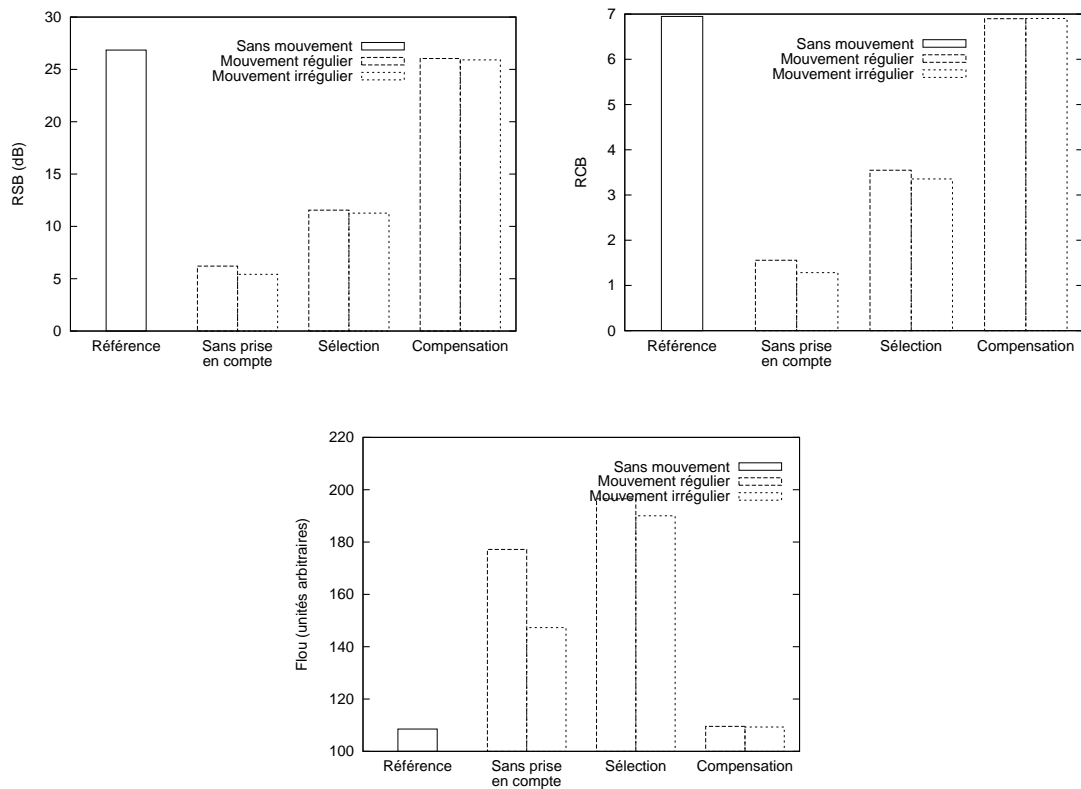


FIG. 5.15 – Métriques des images reconstruites avec différentes méthodes (figure 5.14).

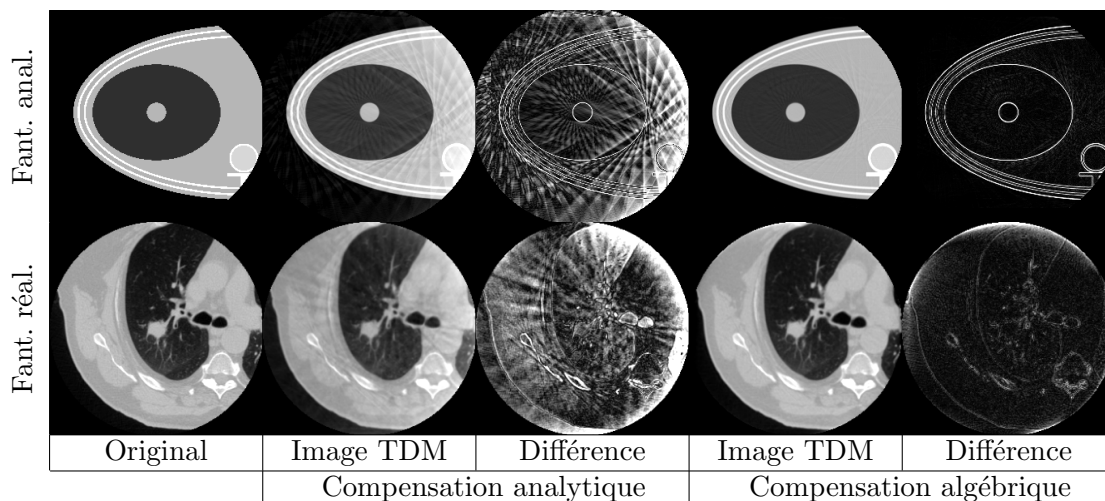


FIG. 5.16 – Comparaison des coupes axiales au niveau de la tumeur de l’image originale du fantôme et des images reconstruites avec compensation du mouvement par une méthode analytique heuristique et une méthode algébrique. La fenêtre des images TDM est $[0;1.4]$ et celle des images des différences absolues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

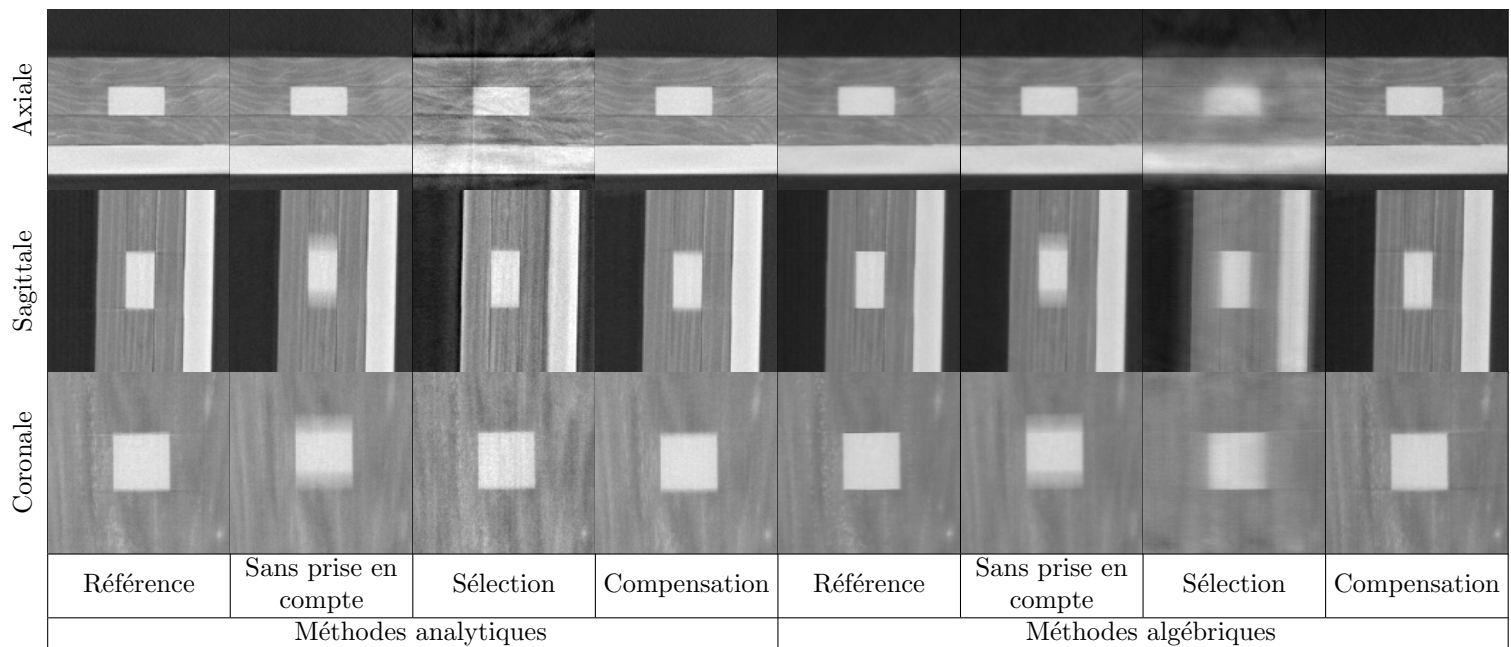


FIG. 5.17 – Coupes à l'isocentre des images TDM reconstruites en fin de cycle par différentes méthodes à partir des projections réelles acquises sur le fantôme mécanique.

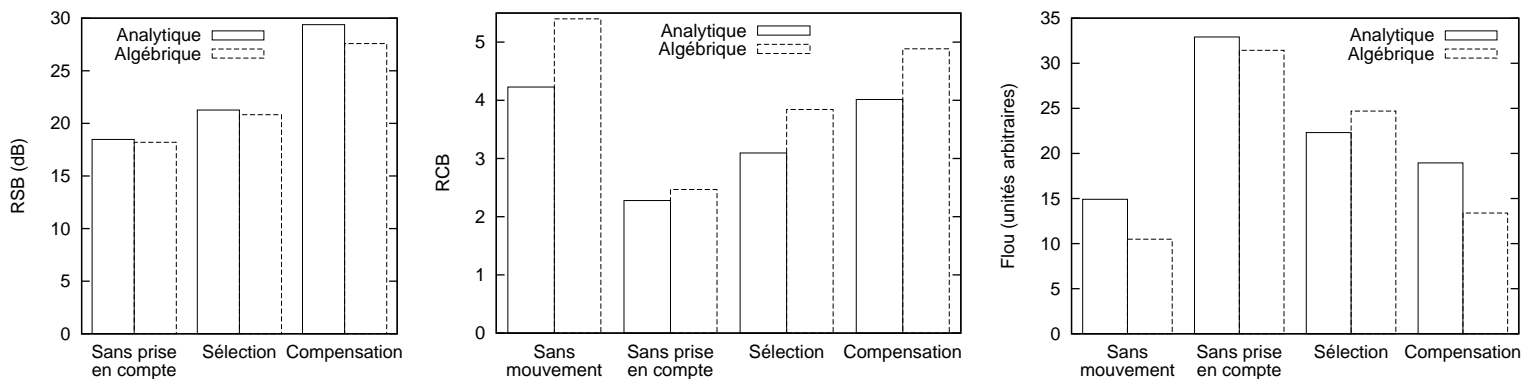


FIG. 5.18 – Métriques des images reconstruites (figure 5.17).

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.

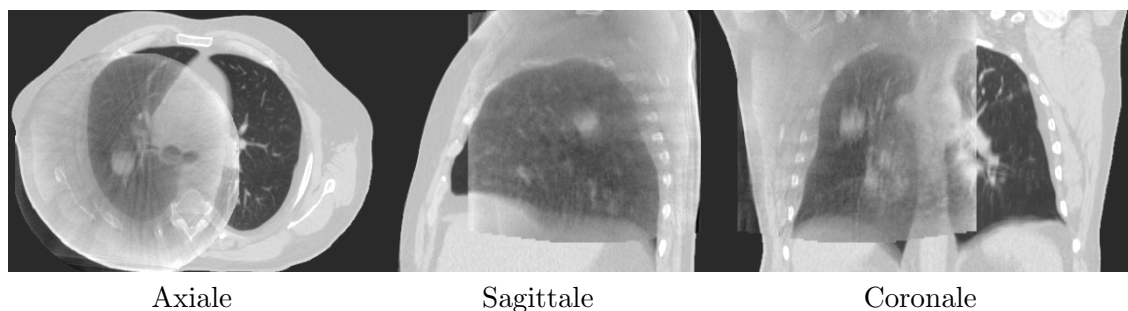


FIG. 5.19 – Coupes à la tumeur de la superposition après le recalage rigide de l'image floue reconstruite avec toutes les projections coniques sur l'image floue résultant de la moyenne des images TDM 3D de l'image TDM 4D.

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.

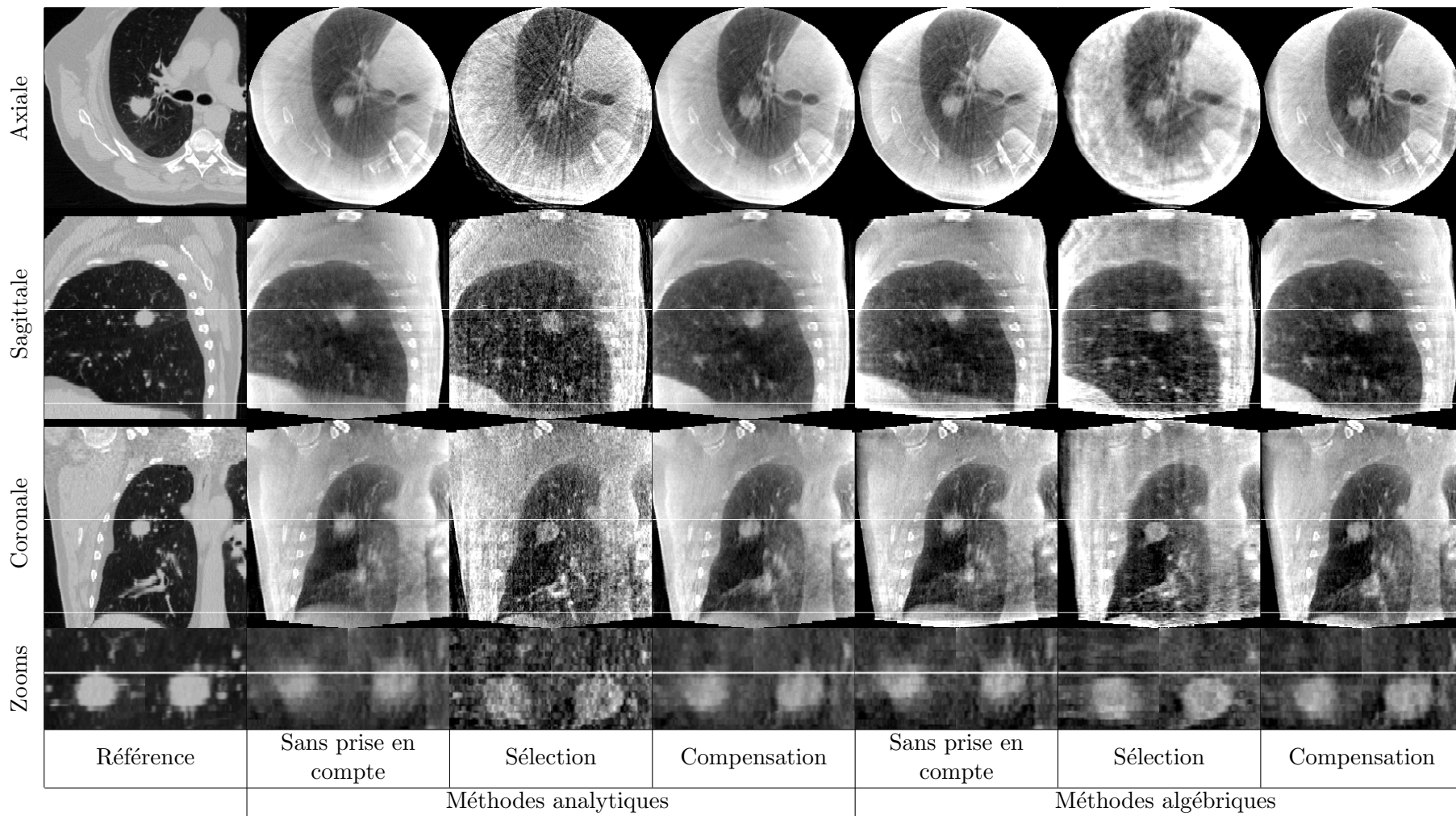


FIG. 5.20 – Coupes à l’isocentre des images TDM reconstruites en fin d’inspiration par différentes méthodes à partir des projections réelles acquises sur patient. La référence est extraite de l’image TDM 4D acquise sur un scanner conventionnel. Les zooms sont réalisés sur la tumeur sur les coupes sagittales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

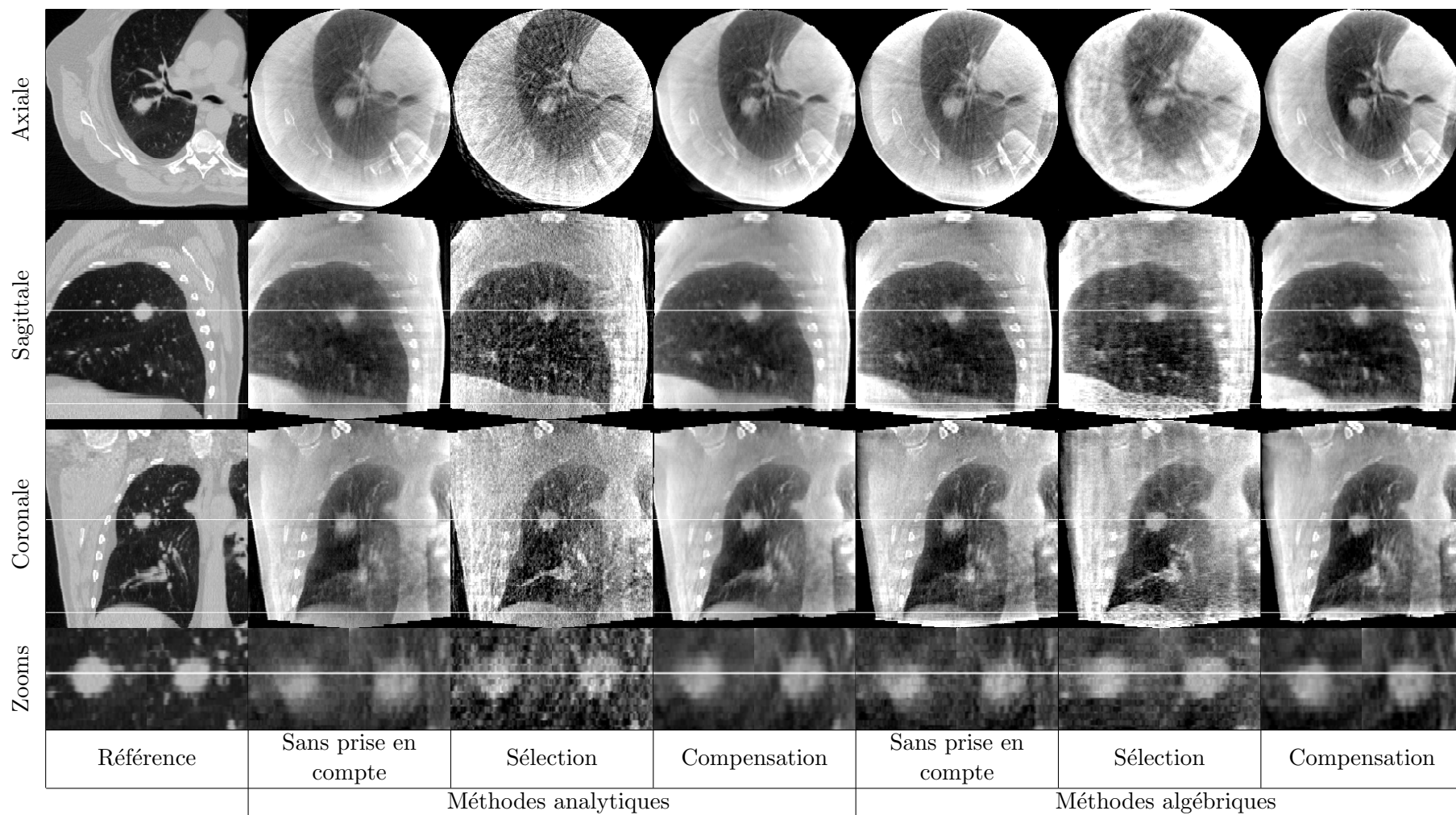


FIG. 5.21 – Coupes à l'isocentre des images TDM reconstruites en fin d'expiration par différentes méthodes à partir des projections réelles acquises sur patient. La référence est extraite de l'image TDM 4D acquise sur un scanner conventionnel. Les zooms sont réalisés sur la tumeur sur les coupes sagittales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

Conclusion et Perspectives

Les travaux présentés dans cette thèse visaient à prendre en compte la respiration dans la reconstruction d'images TDM. L'objectif était de corriger les artefacts induits par le mouvement respiratoire pendant l'acquisition des projections, ceux-ci pouvant, dans le cadre d'un traitement par radiothérapie, perturber le diagnostic, la définition du plan de traitement et/ou le contrôle du positionnement du patient pendant la séance de traitement. Nous nous sommes plus particulièrement intéressés aux tomographes utilisant un faisceau conique de rayons X monté sur l'appareil de traitement, dont la rotation est lente et le champ de vue limité.

Contributions

Deux étapes préliminaires ont été nécessaires à la conduite de ces recherches. La première étape était l'étude et l'implémentation de deux méthodes de reconstruction d'objets statiques, la première de nature analytique [Feldkamp *et al.*, 1984] et la seconde de nature discrète [Andersen et Kak, 1984]. Nous les avons présentés, ainsi que notre implémentation, qui inclut entre autres une correction de l'artefact de troncature des projections induit par le champ de vue limité. La seconde étape préalable était la mise en place d'une plateforme d'évaluation afin de pouvoir tester les méthodes proposées. La plateforme réalisée est composée de quatre séquences de projections coniques : deux séquences de projections coniques réelles, l'une acquise sur patient et l'autre sur un fantôme mécanique, et deux séquences de projections coniques simulées, l'une à partir d'un fantôme réaliste discret et l'autre à partir d'un fantôme analytique. Chaque séquence offre un compromis différent entre réalisme et contrôlabilité de l'image TDM attendue et du patient pendant l'acquisition.

La correction des artefacts causés par le mouvement a été explorée en suivant deux voies fondamentalement différentes, chacune utilisant une information différente sur le mouvement respiratoire. La première voie était la reconstruction à partir d'une sélection de projections coniques, qui exploite la périodicité du cycle respiratoire décrite par un signal synchronisé à l'acquisition. Pour la mettre en œuvre, nous avons proposé une méthode d'extraction du signal respiratoire à partir des projections plutôt que d'utiliser un signal acquis par un appareil externe synchronisé au tomographe. Une analyse quantitative a ensuite été menée sur les données simulées pour déterminer quels paramètres de reconstruction permettaient d'obtenir une reconstruction optimale sachant que le nombre de projections est faible. Les conclusions de cette étude ont enfin été appliquées sur les données réelles, ce qui a permis d'observer que cette méthode permet d'obtenir une image TDM 4D du mouvement pendant l'acquisition qui donne une première information spatio-temporelle mais avec une qualité relativement faible.

La seconde voie explorée était la compensation du mouvement pendant la reconstruction à partir de toutes les projections coniques, qui nécessite une connaissance précise de la respiration sous forme d'un modèle 4D du mouvement respiratoire. L'adaptation des deux méthodes de reconstruction développées pour le cas statique a été proposée. Il n'y a pas aujourd'hui de solution analytique exacte à la compensation d'une déformation réaliste quelconque et la solution utilisée est heuristique. Les résultats sur données simulées sont

encourageants mais, en général, les artefacts de traits et bandes subsistent. La compensation du mouvement avec la méthode discrète SART est par contre possible à condition que le système d'équations linéaires soit correctement construit. Nous avons proposé deux méthodes pour le faire, l'une basée sur une approche arrière et l'autre sur une approche avant. Les résultats sur données simulées sont cette fois concluants puisqu'aucun artefact résiduel majeur n'est visible, sur le fantôme analytique comme sur le fantôme réaliste discret. Pour l'application sur données réelles, un premier modèle de mouvement a été proposé en supposant que le cycle respiratoire est régulier et correspond à celui décrit par une image TDM 4D préalablement acquise. Les résultats sont prometteurs mais le modèle n'est pas suffisamment précis pour qu'une différence significative soit observable entre les deux algorithmes de reconstruction avec compensation du mouvement.

Perspectives méthodologiques

Reconstruction à partir d'une sélection de projections coniques

Signal respiratoire La méthode proposée permet d'extraire le signal respiratoire des projections coniques. Elle est cependant coûteuse en temps de calcul, ce qui est gênant en vue de son utilisation clinique. Une piste d'amélioration concerne la sélection des points d'intérêt dont on extrait la trajectoire de projection en projection. Une sélection *a priori* de ceux-ci permettrait de diminuer leur nombre et donc le temps de calcul. La sélection pourrait se faire sur la base d'informations de bas niveau, par exemple le gradient de l'image, ou de plus haut niveau pour ne s'intéresser qu'à certaines localisations, par exemple la tumeur ou les parois pulmonaires.

D'autre part, plusieurs méthodes existent pour extraire le signal respiratoire. Une comparaison de ces différentes méthodes permettrait de déterminer les avantages et inconvénients de chacune. On peut ainsi espérer que notre solution sera plus robuste aux spécificités anatomiques dues à certaines pathologies que les méthodes qui n'extraient que le mouvement des coupes diaphragmatiques. Un test préliminaire mené sur la séquence de projections acquise sur un patient souffrant d'une atélectasie déformant la forme apparente de la coupole, cité par [Sonke *et al.*, 2005], a ainsi suggéré que notre méthode semble mieux se comporter dans ce cas que celle de [Zijp *et al.*, 2004].

Reconstruction à partir d'un faible nombre de projections La sélection d'un sous ensemble de projections pose le problème de la reconstruction à partir d'un faible nombre de projections. Ce problème est bien connu et il n'a pas de solution universelle puisqu'elle serait sinon systématiquement appliquée pour diminuer la dose au patient. Une possibilité qui n'a pas été testée dans le cadre de cette thèse est l'ajout d'une régularisation spatiale dans la fonction à minimiser de la méthode discrète car il nous a semblé qu'aucune des régularisations généralement envisagées ne convenait à la situation. Cette hypothèse reste cependant à démontrer et de nouvelles régularisations peuvent par ailleurs être imaginées. On pourrait par exemple ajouter une régularisation temporelle de l'image TDM 4D obtenue quand on reconstruit différentes positions au long du cycle respiratoire.

Reconstruction analytique avec compensation du mouvement

Méthode analytique Les méthodes analytiques sont généralement préférées car elles sont plus efficaces en temps de calcul que les méthodes discrètes. On ne connaît cependant pas de solution exacte pour compenser un mouvement quelconque pendant la reconstruction et nous avons donc appliqué une méthode heuristique. Le fait qu'elle soit inconnue ne veut pas dire qu'une solution exacte n'existe pas. On peut ainsi faire le parallèle avec le problème de troncature axiale des projections pour lequel on a longtemps cru qu'aucune

solution exacte n'existait alors que plusieurs solutions ont été récemment proposées. Il est donc permis d'espérer qu'une solution exacte soit trouvée pour la compensation d'une classe de déformations plus large que celle conservant le faisceau des droites d'acquisition en un autre faisceau de droites.

En attendant, d'autres voies peuvent être explorées. De nouvelles heuristiques aboutiront probablement à d'autres résultats. Par exemple, on pourrait appliquer l'idée de rétroprojeter le long de courbes à la méthode en deux étapes de [Noo *et al.*, 2004] consistant à calculer la dérivée des projections, la rétroprojeter puis appliquer la transformée de Hilbert dans une direction donnée. Une autre voie est l'approximation du mouvement par un mouvement que l'on sait compenser exactement.

Méthode discrète Les méthodes discrètes offrent une solution là où les méthodes analytiques échouent aujourd'hui. Nous avons proposé de les mettre en œuvre au regard de la nature discrète des données avec une approche avant ou une approche arrière. Ces solutions sont cependant coûteuses en temps de calcul et il faudra probablement trouver des solutions plus efficaces pour qu'une utilisation clinique soit envisageable. On pourra par exemple envisager de limiter la prise en compte du mouvement dans une région d'intérêt donnée telle que le champ de vue [Qiao *et al.*, 2007]. Par ailleurs, le coût de la prise en compte de la troncature peut être réduit en utilisant une grille plus grossière en dehors du champ de vue. On pourra enfin utiliser le processeur graphique qui permet de paralléliser les opérations et d'obtenir des temps de calcul bien inférieurs [Mueller *et al.*, 2007].

Estimation du mouvement

Clairement, l'estimation du mouvement reste le principal verrou pour une utilisation clinique de ces méthodes. Le fond du problème réside dans l'intime imbrication de l'estimation du mouvement et de l'acquisition d'images d'objets en mouvement que l'on peut appeler reconstruction dynamique (figure 5.22). En effet, les deux méthodes de reconstruction dynamique que nous avons utilisées, basées sur une sélection de projections ou une compensation du mouvement, nécessitent une information sur le mouvement. Inversement, l'estimation du mouvement se base généralement sur des images de l'objet en mouvement.

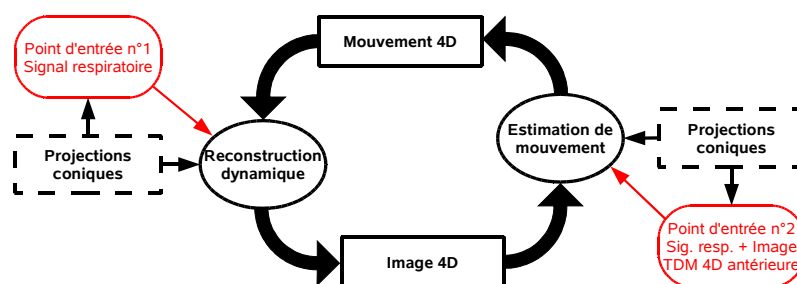


FIG. 5.22 – Représentation schématique de l'imbrication de la reconstruction dynamique et de l'estimation de mouvement (en noir) et des points d'entrée proposés (en rouge).

Il existe néanmoins des points d'entrée à ce cycle et nous en avons proposés deux. Le premier est d'extraire le signal respiratoire, qui est une forme de modélisation du mouvement avec un seul paramètre, depuis les projections coniques. Cette modélisation permet de reconstruire une image TDM 4D en sélectionnant les projections coniques qui correspondent à une même position du thorax. Le deuxième point d'entrée est l'utilisation d'une image TDM 4D d'un cycle respiratoire préalablement acquise pour définir un modèle de mouvement d'un cycle respiratoire supposé périodique que l'on recalcule sur les projections coniques à partir du signal respiratoire extrait. Les solutions que nous avons proposées donnent donc un premier résultat mais approximatif et il faudra dans nos futurs travaux

investir davantage pour espérer obtenir une qualité de reconstruction plus proche de la reconstruction d'un objet statique.

Diverses améliorations à moyen terme peuvent être envisagées en se concentrant sur l'estimation du mouvement. Tout d'abord, l'image TDM 4D reconstruite en se basant sur une sélection des projections peut être utilisée pour estimer le mouvement, l'image TDM 4D correspondant alors vraiment au cycle du patient pendant l'acquisition. Par ailleurs, une amélioration envisagée est d'utiliser les projections coniques pour estimer le mouvement de manière plus fine qu'un simple signal respiratoire, telle que proposé par [Zeng *et al.*, 2007]. Etant donné que l'on cherche une information 4D à partir d'une information 2D+t, la difficulté essentielle sera de proposer une modélisation du mouvement respiratoire avec suffisamment peu de paramètres ou avec une importante régularisation pour que le problème soit bien posé. Il sera nécessaire de se rapporter aux nombreux travaux de recherche en matière de modélisation de la respiration, e.g. [Low *et al.*, 2005 ; McClelland *et al.*, 2006], qui constituent une problématique distinct des thèmes abordés dans ce travail.

Enfin, à plus long terme, l'imbrication de l'estimation du mouvement et de la reconstruction dynamique peut être une propriété sur laquelle s'appuyer dans le cadre d'un processus itératif. Intuitivement, cela serait possible de deux manières distinctes. Soit l'estimation du mouvement et la reconstruction de l'image sont séparées et l'on peut imaginer appliquer successivement l'un puis l'autre en utilisant en entrée de l'un la sortie de l'autre pour affiner leurs résultats. Soit on estime en même temps l'image et le mouvement, par exemple en intégrant l'estimation du mouvement à une méthode de reconstruction itérative, qui permettrait l'ajout des paramètres relatifs au mouvement à estimer en plus des coefficients d'atténuation linéaire.

Perspectives applicatives

Utilisation clinique

Le mouvement respiratoire pose aujourd'hui un problème clinique quotidien qui pourra être résolu avec les contributions proposées. Il reste à les intégrer à des protocoles cliniques. La reconstruction à partir d'une sélection de projections coniques avec le tomographe utilisé dans ce travail a ainsi été intégrée au protocole de stéréotaxie extra-crânienne du *Nederlands Kanker Instituut* d'Amsterdam [van Herk *et al.*, 2007]. L'image TDM 4D acquise permet un repositionnement du patient en utilisant l'image TDM 4D utilisée pour le plan de traitement. L'acquisition a cependant été modifiée pour acquérir plus de projections et améliorer la qualité des reconstructions en ralentissant le tomographe et en lui faisant faire une demi-rotation en 4 minutes, ce qui implique une dose délivrée au patient plus importante.

Les méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement devraient donc éviter cette dose et ce temps d'acquisition supplémentaires tout en améliorant la qualité de l'image. La méthode analytique couplée à l'estimation de mouvement que nous avons proposée pourrait probablement être implémentée de sorte que l'image reconstruite soit disponible peu de temps après la fin de l'acquisition. L'image obtenue serait alors utilisable pendant que le patient est sur la table de traitement pour son repositionnement. Par contre, comme nous l'avons signalé dans les perspectives méthodologiques, la méthode algébrique nécessitera un investissement supplémentaire pour arriver à un temps de calcul raisonnable. Il est tout de même envisageable d'utiliser l'image reconstruite en dehors de la séance de traitement, pour un nouveau calcul de dose par exemple.

Préalablement, l'utilisation des images dans un protocole clinique nécessitera cependant d'évaluer les méthodes proposées à des niveaux supérieurs à ceux envisagés pour la plateforme d'évaluation développée, et mesurer en particulier les risques si le mouvement

est mal estimé. Dans un premier temps, il faudra probablement proposer à l'utilisateur l'image TDM 3D floue reconstruite à partir de toutes les projections, l'image TDM 4D reconstruite à partir de sélections de projections coniques et l'image TDM 4D reconstruite à partir de toutes les projections en compensant le mouvement.

Extension à d'autres modalités

Les états de l'art que nous avons proposés montrent à quel point la problématique du mouvement s'étend à toutes les modalités de tomographie. Si l'on met de côté l'estimation du mouvement, qui peut se révéler encore plus compliquée avec d'autres modalités, il semble que les méthodes proposées peuvent être adaptées assez directement à l'imagerie nucléaire, par exemple la Tomographie par Emission de Positons (TEP) qui est de plus en plus utilisée en radiothérapie. Il ne s'agit alors plus de mesurer un coefficient d'atténuation mais un rayonnement émis. La répartition de l'activité, qui se déforme avec le mouvement respiratoire, doit alors être compensée d'un instant à l'autre. Comme les méthodes de reconstruction sont presque identiques, l'inclusion du mouvement respiratoire devrait l'être aussi.

Extension à d'autres organes

Les méthodes de reconstruction avec compensation du mouvement sont applicables à tout mouvement 4D suffisamment régulier. Plusieurs méthodes présentées dans les états de l'art compensaient notamment le mouvement cardiaque. Nos propositions s'appliquent donc à l'imagerie cardiaque, que ce soit la tomodensitométrie, l'angiographie ou l'imagerie nucléaire.

Index des auteurs cités

- Adam, G. 23
Adler, J. 97
Ahmad, S. 126
Alber, M. 68, 74
Allen Li, X. 63
Amols, H. 24
Andersen, A.H. 40, 84, 96, 123
Anno, H. 27
Aradate, H. 22
Ardekani, B. 97, 98
Asai, Y. 24
Aubin, M. 24
Aubry, F. 48
Ay, M.R. 52
Ayache, N. 53, 96, 99
Ayadi, M. 18, 27
Ayyangar, K.M. 23
- Badal, A. 52
Badano, A. 52
Badea, C. 73, 84
Badel, J.-N. 18, 27
Bae, K.T. 38
Bailey, D.L. 97, 98
Bakker, C.J.G. 23
Baltas, D. 29
Balter, J.M. 18, 57, 97, 112, 126
Balter, P. 27
Banh, D.P.T. 52
Bani-Hashemi, A. 24
Basu, S. 42, 108
Beach, R.D. 97, 98
Beaudette, K.P. 18, 27
Beekman, F.J. 43, 52
Belderbos, J.S.A. 63
Benali, H. 48
Bender, R. 40
Betke, M. 63
Bezjak, A. 63, 73, 74
Bisland, S.K. 23
Bissonnette, J.-P. 63, 73, 74
Blackall, J.M. 126
- Blondel, C. 23, 96, 98, 99, 105, 108, 110, 112
Bloomfield, P.M. 97, 98
Boening, G. 97, 98
Boesiger, P. 27
Bogaards, A. 23
Boldea, V. 18, 27, 53, 72, 97, 99
Bonnet, S. 64, 98, 99
Borgert, J. 98
Boykov, Y. 59
Bradley, J.D. 27, 63, 68, 69, 74, 126
Brandl, R. 23
Braun, M. 97, 98
Brewer, J. 63
Brown, K. 23
Bucci, M.K. 24
Burch, S. 23
Buvat, I. 48
Buzug, T. 41
- Cachier, P. 53
Camici, P.G. 97, 98
Carrie, C. 53
Cattin, P. 27
Chameroy, V. 48
Chandler, A.C. 126
Chaney, E.L. 41
Chang, J. 24, 27
Chanin, D.S. 28
Chao, M. 63, 64, 73, 74, 93
Chen, G.T.Y. 18, 27, 63, 69, 74
Chen, J. 24
Cherry, S.R. 52
Cheze Le Rest, C. 97, 98
Chi, M. 27
Chlewicki, W. 73, 84
Cho, P.S. 23
Choi, B. 27
Chow, P.E. 24, 59, 63, 73
Christensen, G.E. 27, 63, 68, 69
Chung, T.D. 27, 57
Clackdoyle, R. 38, 125
Clark, J.W. 125

- Clarysse, P. 53
Clippe, S. 18, 27, 53
Coffey, C.W. 52
Coleman, R.E. 98
Cornhill, J.F. 43
Cox, J.D. 27
Crawfis, R. 41
Crawford, C.R. 27, 62, 96, 98, 100
Cresson, T. 97, 98
Cuijpers, J.P. 63, 69
- Damen, E.M.F. 63
Darcourt, J. 97, 98, 108
Davis, L.C. 36, 96, 123
De Arruda, F. 24
De Bois, J.A. 63
De Man, B. 42, 108
Dehnad, H. 23
Delhay, B. 97
Delingette, H. 99
Dempsey, J.F. 27, 63, 69, 126
Desbat, L. 97–99
Deshmukh, V.R. 23
Desmedt, P. 41
Dhanantwari, A.C. 29
Dickman, C.A. 23
Dietrich, L. 63, 73, 74
Ding, G.X. 52
Djajaputra, D. 23
Dong, L. 27
Dössel, O. 84
Drake, D.G. 25
Duggan, D.M. 52
- Emery, R.S. 18
Endo, M. 22
Enke, C.A.. 23
Escolar, A. 68
Escolar, J.D. 68
Euler, E. 23
Evans, P.M. 24
- Fahrig, R. 23
Fakhri, G. El 48
Feldkamp, L.A. 36, 96, 123
Feng, B. 97, 98
Fessler, J.A. 97, 112, 126
Fishman, E.K. 52
Fitzpatrick, J.M. 48
Flohr, T. 38
Fooshee, D.R. 74
Ford, E.C. 63
- Forrest, L. 25
Forster, K.M. 18, 27, 63, 64, 68, 69
Fowler, J. 25
Fox, A.J. 23
Franks, K. 63, 73, 74
Frey, E.C. 52
Frija, J. 28
Fryback, D.G. 48
Fukui, T. 24
Fulton, R.R. 97, 98
Fung, A.Y.C. 23
- Gamper, U. 27
Gard, M.F. 62
Gayou, O. 24
Gennert, M.A. 97, 98
George, R. 27, 57, 63, 69
Ghelnansarai, F. 24
Gierga, D.P. 63
Gifford, H.C. 97, 98
Gillis, A. 24
Ginestet, C. 18, 27, 72, 97, 99
Gocke, R. 41
Godwin, J.D. 27, 96, 98, 100
Goertzen, A.L. 52
González-Ballester, M.A. 97, 98, 108
Gopal, S.S. 41, 108
Gordon, R. 40
Gore, E. 63
Grangeat, P. 32, 39, 64, 97–99
Grass, M. 73, 84, 87, 88, 98
Griffin, T.W. 23
Groh, B.A. 25
Grova, C. 48
Guerrero, T. 27, 63, 69
Gullberg, G.T. 42
Guo, J. 38
- Handoko, M. 126
Hansis, E. 84
Harari, P. 25
Härer, W. 43, 44
Hawkes, D.J. 48, 73, 87, 126
Hebert, T.J. 41, 108
Heiken, J.P. 38
Heiland, M. 23
Helenon, O. 28
Hennig, C. 74
Herman, G.T. 40
Hill, B.C. 63
Hiraoka, M. 23
Holdsworth, D.W. 23

- Horn, B.K.P. 53
Hott, J.S. 23
Hounsfield, G.N. 20, 40
Hsieh, J. 62
Hubenschmidt, J.P. 63, 68, 74, 126
Hughes, S. 126
Hugonnard, P. 98
Huguenin, C. 48
Hunjan, S. 27
Hutton, B.F. 97, 98
- Iakovidis, I. 29
ICRU 18
Islam, T. 27, 63, 69
- Jacobson, C. 44
Jacobson, M. 63, 64, 68
Jaffray, D.A. 18, 23, 25, 63, 73, 74
Jannin, P. 48
Jaszczak, R.J. 98
Jeraj, R. 25
Jetter, S. 63, 73, 74
Jiang, M. 40
Jiang, S.B. 18
Johnson, M. 24
Johnson, R.H. 23
Joseph, P.M. 41
Jurgenliemk-Schulz, I.M. 23
- Kachelriess, M. 62, 64
Kaczmarz, S. 40
Kak, A.C. 32, 35, 37, 40, 96, 123
Kalender, W.A. 20–22, 62, 64
Kalinin, E. 27, 63, 69
Kandatsu, S. 22
Kapatoes, J.M. 18, 25
Karangelis, G. 29
Keall, P.J. 18, 27, 57, 62, 63, 69, 74
Keller, H. 25, 63
Kim, G.-Y. 18
Kim, Y. 27, 62, 96, 98, 100
King, K.F. 96, 98, 100
King, M.A. 97, 98
Kini, V.R. 18, 63, 69, 74
Kitamura, K. 18
Kleshneva, T. 68, 74
Klopfenstein, J.D. 23
Klotz, E. 22
Kobayashi, I. 64
Koch, N. 63, 64, 68
Koenig, A. 64, 97–99
Kohler, B.-U. 74
- Kojima, T. 24
Kokubo, M. 23
Kolmogorov, V. 59
Komaki, R. 27, 63, 64, 68
Kondo, T. 64
Koong, A. 18, 63, 64, 73, 74, 93
Kotsianos, D. 23
Koulibaly, P.M. 97, 98, 108
Kress, J.W. 36, 96, 123
Kriminski, S. 24, 59, 63, 73
Kubo, H.D. 63
Kudo, H. 84
Kung, J.H. 18, 27
Kunieda, T. 23
Kunze, H. 43, 44
Kusakabe, M. 22
Kusano, S. 24
Kyme, A.Z. 97, 98
Kyprianou, I.S. 52
- Lackner, K. 62, 74
Lacroute, P.G. 41
Lagendijk, J.J.W. 23
Lagerwaard, F.J. 63, 69
Lalush, D.S. 52
Lamare, F. 97, 98
Landau, D.B. 126
Larkin, R. 97, 98
Larsen, E.W. 57
Lau, Y.H. 97, 98
Laval-Jeantet, M. 28
Lebesque, J.V. 18, 63
Lee, T.Y. 63, 69
Li, J. 98
Li, M. 84
Li, T. 18, 63, 64, 73, 74, 93, 98, 100
Liao, Z. 27, 63, 64, 68
Ling, C.C. 63
Linsenmaier, U. 23
Liu, H.H. 27, 63, 64, 68
Livieratos, L. 97, 98
Lomax, A. 27
Loo, B. 63, 64, 73, 74, 93
Low, D.A. 18, 27, 63, 68, 69, 74, 126
Lownie, S. 23
Lu, W. 25, 63, 68, 74, 96–98, 126
Lujan, A.E. 57
Luo, D. 27
Luxton, G. 18
- Ma, C-M.C. 24
Mackie, T.R. 25, 63, 96–98

- Mageras, G.S. 18, 24, 63
 Malandain, G. 96–98, 108
 Manzke, R. 73, 87, 88
 Martinez, A.A. 18, 25, 115
 Matsushita, S. 22
 Matsusita, S. 22
 Maurer, C.R. 48
 Mawlawi, O.R. 125
 Maxlmoser, W. 64
 McClelland, J.R. 126
 McGuinness, C. 63, 64, 73, 74, 93
 McNitt-Gray, M.F. 63
 Medin, P.M. 24
 Mehta, M. 25
 Miften, M. 24
 Miguet, S. 27, 97, 99
 Milanfar, P. 97
 Mitschke, M. 24, 59, 63, 73
 Miyasaka, K. 18
 Miyazaki, H. 22
 Mohan, R. 27, 63, 69, 74
 Moller, T. 41
 Moreau, M. 25
 Mori, S. 22
 Morin, O. 24
 Moseley, D.J. 23, 63, 73, 74
 Mosleh-Shirazi, M.A. 24
 Mostafavi, H. 63, 69
 Mueller, K. 41, 43, 44, 125
 Mull, R.T. 99
 Muller, S.H. 63
 Munro, P. 24, 63, 64, 73, 74, 93
 Murphy, M.J. 18
 Murray, B.R. 18
 Mutic, S. 27, 63, 68, 69
 Mutschler, W. 23
 Muzik, J. 68, 74
 Myers, K.J. 52

 Nagata, Y. 23
 Naqa, I.M. El 63, 68
 Natterer, F. 32
 Nehru, R.M. 23
 Neophytou, N. 125
 Nielsen, T. 73, 87, 88
 Nill, S. 63, 73, 74
 Noo, F. 38, 125
 Novins, K. 41
 Nystrom, M.M. 27, 63, 68, 69, 74, 126

 O'Brien, M.J. 63
 Oelfke, U. 63, 73, 74

 Ohnesorge, B. 38
 Ohta, Y. 64
 Olivera, G. 25
 Orglmeister, R. 74
 Orkisz, M. 53
 Ortiz, V. 27, 63, 69
 Overweg, J. 23

 Pack, J.D. 38, 125
 Paliwal, B. 25, 63
 Pallikarakis, N. 73, 84
 Pan, T. 27, 63, 69, 74, 125
 Panknin, C. 68, 74
 Paola, R. Di 48
 Papadopoulos, S.M. 23
 Parada, D.S. 24
 Parikh, P.J. 27, 63, 68, 69, 74, 126
 Partridge, M. 24
 Paskalev, K. 24
 Pavkovich, J. 24
 Péligrini, M. 48
 Pennecc, X. 48, 53
 Penney, G. 41
 Pfeifer, K.J. 23
 Philips, W. 118
 Politte, D.G. 27, 63, 69
 Pouliot, J. 24
 Prado, K. 27
 Prokop, M. 97
 Proksa, R. 73, 87, 88
 Purdie, T.G. 63, 73, 74

 Qiao, F. 125

 Raaymakers, B.W. 23
 Ramakrishnan, V. 27, 57
 Ramsey, C.R. 18
 Rasche, V. 98
 Reader, A.J. 97, 98
 Reckwerdt, P. 25
 Remeijer, P. 63, 69, 73, 74, 93, 124, 126
 Rey, D. 99
 Reyes, M. 97, 98, 108
 Rietzel, E. 63, 69, 74
 Rinkel, J. 51
 Rit, S. 72
 Ritchie, C.J. 27, 62, 96, 98, 100
 Ritter, M. 25
 Roach, M. 24
 Roberts, J.A. 38
 Robertson, J.M. 18
 Rock, C. 23

- Rodet, T. 64, 98, 99
 Rosen, I. 27
 Rosenzweig, K.E. 24
 Rossi, M.M.G. 63
 Roux, S. 97–100, 105
 Ruchala, K. 25
- Saito, Y. 22
 Sardari, D. 52
 Sarkar, S. 52
 Sarrut, D. 18, 27, 53, 72, 97, 99
 Satoh, K. 22
 Savean, J. 97, 98
 Sawada, A. 23
 Schäfer, D. 84, 98
 Schafers, K. 97, 98
 Schilham, A. 97
 Schmelzle, R. 23
 Schreibmann, E. 18, 98, 100
 Schulze, D. 23
 Schumann, H. 41
 Schunck, B.G. 53
 Schwarz, K. 38
 Schweikard, A. 97
 Segars, W.P. 52
 Seissler, W. 22
 Senan, S. 63, 69
 Sennst, D.-A. 64
 Seppenwoolde, Y. 18
 Seppi, E. 24
 Shahidl, R. 48
 Shahriari, M. 52
 Shareef, N. 41
 Sharp, G.C. 63
 Sharpe, M.B. 18, 63, 73, 74
 Sherouse, G.W. 41
 Shimizu, S. 18
 Shioda, A. 24
 Shiomi, H. 97
 Shirato, H. 18
 Shukla, H.P. 27, 63, 69
 Siddon, R.L. 41
 Siewerdsen, J.H. 18, 23, 25
 Sikora, T. 64
 Sillanpaa, J. 24
 Simon, B.A. 99
 Singh, A.K. 63, 68
 Skerrett, D.W. 97, 98
 Slaney, M. 32, 35, 37
 Slotman, B.J. 63, 69
 Sluimer, I. 97
 Smith, A.R. 42
- Solberg, T.D. 24, 59, 63, 68, 73, 74
 Sonke, J.-J. 63, 64, 69, 73, 74, 93, 124, 126
 Sonntag, V.K.H. 23
 Sorensen, S. 59, 63, 73
 Sorensen, S.P. 24
 Spetzler, R.F. 23
 Stanford, W. 27
 Starkschall, G. 27, 63, 64, 68, 69
 Stegger, L. 97, 98
 Stepaniak, C. 63
 Stergiopoulos, S. 29
 Stevens, C.W. 27, 63, 64, 68, 69
 Stierstorfer, K. 43, 44
 Stromberg, J.S. 18
 Subsol, G. 99
 Svatos, M. 24
 Swan II, J.E. 41
 Swindell, W. 24
 Székely, G. 27
- Taguchi, Y. 64
 Takai, K. 24
 Tanada, S. 22
 Tarte, S. 126
 Ten Haken, R.K. 57
 Tenn, S. 24, 59, 63, 73
 Theodore, N. 23
 Thirion, J.P. 53
 Thompson, L. 52
 Thornbury, J.R. 48
 Thorndyke, B. 18
 Thurn, P. 62, 74
 Todd-Pokropek, A. 48
 Tokumitsu, H. 24
 Tome, W. 25
 Topolnjak, R. 23
 Tsui, B.M.W. 52
 Tsunoo, T. 22
 Tücking, T. 63, 73, 74
 Turbell, H. 41
 Tutt, T. 27
 Tuy, H. 36
- Uematsu, M. 24
 Ulzheimer, S. 62
 Underberg, R.W.M. 63, 69
- Vaillant, R. 96
 Van der Heide, U.A. 23
 Van Ginneken, B. 97
 van Herk, M. 18, 63, 64, 69, 73, 74, 93, 124, 126

- Van Sörnsen de Koste, J.T. 63, 69
Vandemeulebroucke, J. 53, 118
Vannier, M.W. 48, 97, 98
Vansteenkiste, E. 118
Vedam, S.S. 18, 27, 57, 63, 69, 74
Veksler, O. 59
Vicini, F. 115
Villard, P.F. 27
Visvikis, D. 97, 98
Vock, P. 22
Vogt, H.-G. 29
Von Siebenthal, M. 27
- Wahab, S.H. 27, 63, 68, 69, 126
Wang, C. 27
Wang, G. 40, 97, 98
Wang, H. 98
Webb, S. 18, 24
Weese, J. 41
Welleweerd, J. 23
Welsh, J. 25
Wheller, J.J. 43, 44
Whiting, B.R. 27, 63, 69
Willett, C.G. 63
Wilson, B.C. 23
Wink, N.M. 24, 59, 63, 68, 73, 74
Wirth, S. 23
Wolberg, G. 38, 41, 107, 108
Wolthaus, J. 126
- Wolthaus, J.W. 63
Wong, J.W. 18, 25, 115
Wu, C. 25
- Xia, P. 24
Xing, L. 18, 63, 64, 73, 74, 93, 98, 100
Xu, F. 41, 125
- Yagel, R. 41, 43, 44
Yan, D. 115
Yanagimachi, N. 64
Yang, H. 84
Yang, Y. 18, 63, 64, 73, 74, 93, 98, 100
Yoda, K. 23
Yorke, E. 18, 24, 63
- Zabih, R. 59
Zagni, L. 58
Zaidi, H. 52
Zamboglou, N. 29
Zbijewski, W. 43
Zeng, G.L. 42, 44
Zeng, R. 97, 112, 126
Zerfowski, D. 96–98
Zhang, B. 44
Zhang, J. 27
Zhang, T. 63
Zhuang, W. 41, 108
Zijp, L. 63, 64, 69, 73, 74, 93, 124, 126

Bibliographie

- X. ALLEN LI, C. STEPANIAK et E. GORE : Technical and dosimetric aspects of respiratory gating using a pressure-sensor motion monitoring system. *Med Phys*, 33(1):145–154, Jan 2006. Cité page 63.
- A.H. ANDERSEN : Algebraic reconstruction in CT from limited views. *IEEE Trans Med Imag*, 8(1):50–55, Mar 1989. Cité pages 40 et 84.
- A.H. ANDERSEN et A.C. KAK : Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART) : a superior implementation of the ART algorithm. *Ultrason Imaging*, 6(1):81–94, Jan 1984. Cité pages 40, 96 et 123.
- M.R. AY, S. SARKAR, M. SHAHRIARI, D. SARDARI et H. ZAIDI : Assessment of different computational models for generation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography. *Med Phys*, 32(6):1660–1675, Jun 2005. Cité page 52.
- M.R. AY et H. ZAIDI : Development and validation of MCNP4C-based Monte Carlo simulator for fan- and cone-beam x-ray CT. *Phys Med Biol*, 50(20):4863–4885, Oct 2005. Cité page 52.
- C. BLONDEL : *Modélisation 3D et 3D+t des artères coronaires à partir de séquences rotationnelles de projections rayons X*. Thèse de doctorat, Université de Nice-Sophia Antipolis, 2004. URL <http://www.inria.fr/rrrt/tu-0820.html>. Cité pages 23, 96, 98, 99, 105, 108, 110 et 112.
- C. BLONDEL, G. MALANDAIN, R. VAILLANT et N. AYACHE : Reconstruction of coronary arteries from a single rotational X-ray projection sequence. *IEEE Trans Med Imag*, 25(5):653–663, May 2006. Cité page 96.
- C. BLONDEL, R. VAILLANT, G. MALANDAIN et N. AYACHE : 3D tomographic reconstruction of coronary arteries using a precomputed 4D motion field. *Phys Med Biol*, 49(11):2197–2208, Jun 2004. Cité page 96.
- V. BOLDEA : *Intégration de la respiration en radiothérapie : apport du recalage déformable d'images*. Thèse de doctorat, Université Lumière Lyon 2, 2006. URL <http://liris.cnrs.fr/publis/?id=2959>. Cité pages 53 et 97.
- V. BOLDEA, D. SARRUT et C. CARRIE : Comparison of 3D dense deformable registration methods for breath-hold reproducibility study in radiotherapy. In *SPIE Medical Imaging*, volume 5747, pages 222–230, San Diego, California, USA, 2005. Cité page 53.
- V. BOLDEA, D. SARRUT et S. CLIPPE : Lung deformation estimation with non-rigid registration for radiotherapy treatment. In Springer Verlag Lecture Notes in COMPUTER SCIENCE, éditeur : *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, volume 2878, pages 770–777, Montréal, Canada, 2003. Cité page 53.
- Y. BOYKOV et V. KOLMOGOROV : An experimental comparison of min-cut/max-flow algorithms for energy minimization in vision. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, 26(9):1124–1137, 2004. Cité page 59.

- Y. BOYKOV, O. VEKSLER et R. ZABIH : Fast approximate energy minimization via graph cuts. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, 23(11):1222–1239, 2001. Cité page 59.
- I. BUVAT, V. CHAMEROY, F. AUBRY, M. PÉLÉGRINI, G. EL FAKHRI, C. HUGUENIN, H. BENALI, A. TODD-POKROPEK et R. Di PAOLA : The need to develop guidelines for evaluations of medical image processing procedures. In *SPIE Medical Imaging*, volume 3661, pages 1466–1477, San Diego, California, USA, February 1999. Cité page 48.
- P. CACHIER, X. PENNEC et N. AYACHE : Fast non rigid matching by gradient descent : study and improvements of the "Demons" algorithm. Rapport technique RR-3706, INRIA, 1999. URL <http://www.inria.fr/rrrt/rr-3706.html>. Cité page 53.
- G.T.Y. CHEN, J.H. KUNG et K.P. BEAUDETTE : Artifacts in computed tomography scanning of moving objects. *Seminars in Radiation Oncology*, 14(1):19–26, 2004. Cité pages 18 et 27.
- W. CHLEWICKI, C. BADEA et N. PALLIKARAKIS : Cone based 3D reconstruction : a FDK-SART comparison for limited number of projections. In *Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing (MEDICON)*, Pula, Croatia, 2001. Cité pages 73 et 84.
- P.S. CHO, R.H. JOHNSON et T.W. GRIFFIN : Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Phys Med Biol*, 40(11):1863–1883, 1995. Cité page 23.
- P.E. CHOW, S. TENN et N.M. WINK : Evaluation of a C-arm cone beam device for use in image guided radiotherapy. In *International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR)*, Seoul, Korea, 2004. Cité page 24.
- R. CLACKDOYLE, F. NOO, J. GUO et J.A. ROBERTS : Quantitative reconstruction from truncated projections in classical tomography. *IEEE Trans Nucl Sci*, 51(5):2570–2578, Oct. 2004. Cité page 38.
- C.R. CRAWFORD, K.F. KING, C.J. RITCHIE et J.D. GODWIN : Respiratory compensation in projection imaging using a magnification and displacement model. *IEEE Trans Med Imag*, 15(3):327–332, 1996. Cité page 98.
- B. DE MAN et S. BASU : Distance-driven projection and backprojection in three dimensions. *Phys Med Biol*, 49(11):2463–2475, 2004. Cité pages 42 et 108.
- B. DELHAY : *Estimation spatio-temporelle de mouvement et suivi de structures déformables. Application à l'imagerie dynamique du coeur et du thorax*. Thèse de doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2006. Cité page 97.
- L. DESBAT, S. ROUX et P. GRANGEAT : Compensation of some time dependent deformations in tomography. *IEEE Trans Med Imag*, 26(2):261–269, 2007. Cité pages 97, 98 et 99.
- A.C. DHANANTWARI, S. STERGIOPOULOS et I. IAKOVIDIS : Correcting organ motion artifacts in X-ray CT medical imaging systems by adaptive processing. I. Theory. *Med Phys*, 28(8):1562–1576, 2001a. Cité page 28.
- A.C. DHANANTWARI, S. STERGIOPOULOS, N. ZAMBOGLOU, D. BALTAS, H.-G. VOGT et G. KARANGELIS : Correcting organ motion artifacts in X-ray CT systems based on tracking of motion phase by the spatial overlap correlator. II. Experimental study. *Med Phys*, 28(8):1577–1596, 2001b. Cité page 29.

- L. DIETRICH, S. JETTER, T. TÜCKING, S. NILL et U. OELFKE : Linac-integrated 4D cone beam CT : first experimental results. *Phys Med Biol*, 51(11):2939–2952, 2006. Cité pages 63, 73 et 74.
- G.X. DING, D.M. DUGGAN et C.W. COFFEY : Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computed tomography in radiation therapy. *Phys Med Biol*, 52(6):1595–1615, Mar 2007. Cité page 52.
- M. ENDO, S. MORI, T. TSUNOO, S. KANDATSU, S. TANADA, H. ARADATE, Y. SAITO, H. MIYAZAKI, K. SATOH, S. MATSUSITA et M. KUSAKABE : Development and performance evaluation of the first model of 4-D CT-scanner. *IEEE Trans Nucl Sci*, 50(5):1667–1671, Oct. 2003a. Cité page 22.
- M. ENDO, T. TSUNOO, S. KANDATSU, S. TANADA, H. ARADATE et Y. SAITO : Four-dimensional computed tomography (4D CT)–concepts and preliminary development. *Radiation Medicine*, 21(1):17–22, 2003b. Cité page 22.
- J.D. ESCOLAR et A. ESCOLAR : Lung hysteresis : a morphological view. *Histology and Histopathology*, 19(1):159–166, 2004. Cité page 68.
- R. FAHRIG, A.J. FOX, S. LOWNIE et D.W. HOLDSWORTH : Use of a C-arm system to generate true three-dimensional computed rotational angiograms : preliminary in vitro and in vivo results. *AJNR Am J Neuroradiol*, 18(8):1507–1514, Sep 1997. Cité page 23.
- L.A. FELDKAMP, L.C. DAVIS et J.W. KRESS : Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A*, 1(6):612–619, 1984. Cité pages 36, 96 et 123.
- B. FENG, H.C. GIFFORD, R.D. BEACH, G. BOENING, M.A. GENNERT et M.A. KING : Use of three-dimensional Gaussian interpolation in the projector/backprojector pair of iterative reconstruction for compensation of known rigid-body motion in SPECT. *IEEE Trans Med Imag*, 25(7):838–844, Jul 2006. Cité pages 97 et 98.
- E.C. FORD, G.S. MAGERAS, E. YORKE et C.C. LING : Respiration-correlated spiral CT : a method of measuring respiratory-induced anatomic motion for radiation treatment planning. *Med Phys*, 30(1):88–97, 2003. Cité page 63.
- D.G. FRYBACK et J.R. THORNBURY : The efficacy of diagnostic imaging. *Medical Decision Making*, 11(2):88–94, 1991. Cité page 48.
- R.R. FULTON, B.F. HUTTON, M. BRAUN, B. ARDEKANI et R. LARKIN : Use of 3D reconstruction to correct for patient motion in SPECT. *Phys Med Biol*, 39(3):563–574, Mar 1994. Cité pages 97 et 98.
- A.Y.C. FUNG, K.M. AYYANGAR, D. DJAJAPUTRA, R.M. NEHRU et C.A.. ENKE : Ultrasound-based guidance of intensity-modulated radiation therapy. *Medical Dosimetry*, 31(1):20–29, 2006. Cité page 23.
- O. GAYOU, D.S. PARDA, M. JOHNSON et M. MIFTEN : Patient dose and image quality from mega-voltage cone beam computed tomography imaging. *Med Phys*, 34(2):499–506, 2007. Cité page 24.
- R. GEORGE, S.S. VEDAM, T.D. CHUNG, V. RAMAKRISHNAN et P.J. KEALL : The application of the sinusoidal model to lung cancer patient respiratory motion. *Med Phys*, 32(9):2850–2861, 2005. Cité pages 27 et 57.

- D.P. GIERGA, J. BREWER, G.C. SHARP, M. BETKE, C.G. WILLETT et G.T.Y. CHEN : The correlation between internal and external markers for abdominal tumors : implications for respiratory gating. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 61(5):1551–1558, 2005. Cité page 63.
- A.S. GLASSNER, éditeur. *An Introduction to ray tracing*. Academic Press, London, 1989. Cité page 41.
- A.L. GOERTZEN, F.J. BEEKMAN et S.R. CHERRY : Effect of phantom voxelization in CT simulations. *Med Phys*, 29(4):492–498, Apr 2002. Cité page 52.
- R. GORDON, R. BENDER et G.T. HERMAN : Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and x-ray photography. *Journal of Theoretical Biology*, 29(3):471–481, Dec 1970. Cité page 40.
- P. GRANGEAT : *La tomographie*. Hermes Science, 2002. Cité pages 32 et 39.
- P. GRANGEAT, A. KOENIG, T. RODET et S. BONNET : Theoretical framework for a dynamic cone-beam reconstruction algorithm based on a dynamic particle model. *Phys Med Biol*, 47(15):2611–2625, 2002. Cité pages 64, 98 et 99.
- B.A. GROH, J.H. SIEWERDSEN, D.G. DRAKE, J.W. WONG et D.A. JAFFRAY : A performance comparison of flat-panel imager-gated MV and kV cone-beam CT. *Med Phys*, 29(6):967–975, 2002. Cité page 25.
- E. HANSIS, D. SCHÄFER, M. GRASS et O. DÖSSEL : An iterative method for the reconstruction of the coronary arteries from rotational X-ray angiography. In *SPIE Medical Imaging*, San Diego, California, USA, 2007. Cité page 84.
- M. HEILAND, D. SCHULZE, G. ADAM et R. SCHMELZLE : 3D-imaging of the facial skeleton with an isocentric mobile C-arm system (Siremobil Iso-C3D). *Dentomaxillofacial Radiology*, 32(1):21–25, Jan 2003. Cité page 23.
- O. HELENON, D.S. CHANIN, M. LAVAL-JEANTET et J. FRIJA : Artifacts on lung CT scans : removal with Fourier filtration. *Radiology*, 171:572–574, 1989. Cité page 28.
- B.K.P. HORN et B.G. SCHUNCK : Determining optical flow. *Artificial Intelligence*, 17:185–203, 1981. Cité page 53.
- J.S. HOTT, V.R. DESHMUKH, J.D. KLOPFENSTEIN, V.K.H. SONNTAG, C.A. DICKMAN, R.F. SPETZLER et S.M. PAPADOPOULOS : Intraoperative Iso-C C-arm navigation in craniocervical surgery : the first 60 cases. *Neurosurgery*, 54(5):1131–1137, May 2004a. Cité page 23.
- J.S. HOTT, S.M. PAPADOPOULOS, N. THEODORE, C.A. DICKMAN et V.K.H. SONNTAG : Intraoperative Iso-C C-arm navigation in cervical spinal surgery : review of the first 52 cases. *Spine*, 29(24):2856–2860, Dec 2004b. Cité page 23.
- G.N. HOUNSFIELD : Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *The British Journal of Radiology*, 46(552):1016–1022, Dec 1973. Cité pages 20 et 40.
- B.F. HUTTON, A.Z. KYME, Y.H. LAU, D.W. SKERRETT et R.R. FULTON : A hybrid 3-D reconstruction/registration algorithm for correction of head motion in emission tomography. *IEEE Trans Nucl Sci*, 49(1):188–194, Feb. 2002. Cité pages 97 et 98.

- ICRU : Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50), report 62. Rapport technique, ICRU, 1999. Cité page 18.
- C. JACOBSON : *Fourier methods in 3D-reconstruction from cone-beam data*. Thèse de doctorat, Linköping University, 1996. Cité page 44.
- D.A. JAFFRAY : Emergent technologies for 3-dimensional image-guided radiation delivery. *Seminars in Radiation Oncology*, 15(3):208–216, Jul 2005. Cité page 18.
- D.A. JAFFRAY, D.G. DRAKE, M. MOREAU, A.A. MARTINEZ et J.W. WONG : A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 45(3):773–789, Oct 1999. Cité page 25.
- D.A. JAFFRAY et J.H. SIEWERDSEN : Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager : initial performance characterization. *Med Phys*, 27(6):1209–1343, 2000. Cité page 25.
- D.A. JAFFRAY, J.H. SIEWERDSEN, J.W. WONG et A.A. MARTINEZ : Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 53(5):1337–1349, 2002. Cité pages 18 et 25.
- P. JANNIN, J.M. FITZPATRICK, D.J. HAWKES, X. PENNEC, R. SHAHIDL et M.W. VANNIER : Validation of medical image processing in image-guided therapy. *IEEE Trans Med Imag*, 21(12):1445–1449, Dec. 2002. Cité page 48.
- P. JANNIN, C. GROVA et C.R. MAURER : Model for defining and reporting reference-based validation protocols in medical image processing. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1:63–73, 2006. Cité page 48.
- M. JIANG et G. WANG : Convergence of the simultaneous algebraic reconstruction technique (SART). *IEEE Trans Med Imag*, 12(8):957–961, 2003. Cité page 40.
- P.M. JOSEPH : Improved algorithm for reprojecting rays through pixel images. *IEEE Trans Med Imag*, MI-1:192–196, 1982. Cité page 41.
- M. KACHELRIESS, D.-A. SENNST, W. MAXLMOSER et W.A. KALENDER : Kymogram detection and kymogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart. *Medical Physics*, 29(7):1489–1503, Jul 2002. Cité page 64.
- M. KACHELRIESS, S. ULZHEIMER et W.A. KALENDER : ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart. *Med Phys*, 27(8):1881–1902, 2000. Cité page 62.
- S. KACZMARZ : Angenäherte auflösung von systemen linearer gleichungen. *Bull. Acad. Polonaise. Sci. et Lettres A*, 35:335–357, 1937. Cité page 40.
- A.C. KAK et M. SLANEY : *Principles of computerized tomographic imaging*. IEEE Press, 1988. Cité pages 32, 35 et 37.
- W.A. KALENDER : X-ray computed tomography. *Phys Med Biol*, 51(13):R29–R43, 2006. Cité pages 20, 21 et 22.
- W.A. KALENDER, W. SEISSLER, E. KLOTZ et P. VOCK : Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*, 176(1):181–183, Jul 1990. Cité page 22.

- P.J. KEALL : 4-dimensional computed tomography imaging and treatment planning. *Radiation Oncology*, 14(1):80–90, 2004. Cité pages 18 et 62.
- P.J. KEALL, G.S. MAGERAS, J.M. BALTER, R.S. EMERY, K.M. FORSTER, S.B. JIANG, J.M. KAPATOES, D.A. LOW, M.J. MURPHY, B.R. MURRAY, C.R. RAMSEY, M. VAN HERK, S.S. VEDAM, J.W. WONG et E. YORKE : The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM task group 76. *Med Phys*, 33(10):3874–3900, 2006. Cité page 18.
- P.J. KEALL, G. STARKSCHALL, H.P. SHUKLA, K.M. FORSTER, V. ORTIZ, C.W. STEVENS, S.S. VEDAM, R. GEORGE, T. GUERRERO et R. MOHAN : Acquiring 4D thoracic CT scans using a multislice helical method. *Phys Med Biol*, 49(10):2053–2067, 2004. Cité pages 27, 63 et 68.
- T. KLESHNEVA, J. MUZIK et M. ALBER : An algorithm for automatic determination of the respiratory phases in four-dimensional computed tomography. *Phys Med Biol*, 51(16):N269–N276, 2006. Cité pages 68 et 74.
- N. KOCH, H.H. LIU, G. STARKSCHALL, M. JACOBSON, K.M. FORSTER, Z. LIAO, R. KOMAKI et C.W. STEVENS : Evaluation of internal lung motion for respiratory-gated radiotherapy using MRI : part I-correlating internal lung motion with skin fiducial motion. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 60(5):1459, 2004. Cité pages 63, 64 et 68.
- A. KOENIG, P. GRANGEAT, S. BONNET et P. HUGONNARD : Dynamic reconstruction for radiotherapy planning. In *Computer Assisted Radiology and Surgery*, pages 521–526, Paris, France, 2002. Cité page 98.
- B.-U. KOHLER, C. HENNIG et R. ORGLMEISTER : The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 21(1):42–57, Jan.-Feb. 2002. Cité page 74.
- T. KONDO, I. KOBAYASHI, Y. TAGUCHI, Y. OHTA et N. YANAGIMACHI : A dynamic analysis of chest wall motions with MRI in healthy young subjects. *Respirology*, 5(1):19, 2000. Cité page 64.
- S. KRIMINSKI, M. MITSCHKE, S. SORENSEN, N.M. WINK, P.E. CHOW, S. TENN et T.D. SOLBERG : Respiratory correlated cone-beam computed tomography on an isocentric C-arm. *Phys Med Biol*, 50(22):5263–5280, 2005. Cité pages 59, 63 et 73.
- H.D. KUBO et B.C. HILL : Respiration gated radiotherapy treatment : a technical study. *Phys Med Biol*, 41(1):83–91, 1996. Cité page 63.
- H. KUNZE, K. STIERSTORFER et W. HÄRER : Pre-processing of projections for iterative reconstruction. In *Eighth International Meeting on Fully Three-dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine*, pages 84–87, 2005. Cité pages 43 et 44.
- I.S. KYPRIANOU, A. BADAL, A. BADANO, D.P.T. BANH, K.J. MYERS et L. THOMPSON : Monte Carlo simulated coronary angiograms of realistic anatomy and pathology models. In *SPIE Medical Imaging*, 2007. Cité page 52.
- K. LACKNER et P. THURN : Computed tomography of the heart : ECG-gated and continuous scans. *Radiology*, 140(2):413–420, Aug 1981. Cité pages 62 et 74.
- P.G. LACROUTE : *Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation*. Thèse de doctorat, Stanford University, 1995. URL http://www-graphics.stanford.edu/papers/lacroute_thesis/. Cité page 41.

- F. LAMARE, T. CRESSON, J. SAVEAN, C. CHEZE LE REST, A.J. READER et D. VISVIKIS : Respiratory motion correction for PET oncology applications using affine transformation of list mode data. *Phys Med Biol*, 52(1):121–140, Jan 2007. Cité pages 97 et 98.
- J. LI, R.J. JASZCZAK, H. WANG et R.E. COLEMAN : A filtered-backprojection algorithm for fan-beam SPECT which corrects for patient motion. *Phys Med Biol*, 40(2):283–294, Feb 1995. Cité page 98.
- M. LI, H. KUDO et H. YANG : Improved 3D blood vessel reconstruction algorithm with Gibbs smoothing prior from a limited number of projections. *In International Meeting on Fully 3D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine*, Saint-Malo, France, 2003. Cité page 84.
- M. LI, H. YANG et H. KUDO : An accurate iterative reconstruction algorithm for sparse objects : application to 3D blood vessel reconstruction from a limited number of projections. *Phys Med Biol*, 47(15):2599–2609, Aug 2002. Cité page 84.
- T. LI, E. SCHREIBMANN, Y. YANG et L. XING : Motion correction for improved target localization with on-board cone-beam computed tomography. *Phys Med Biol*, 51(10):253–267, 2006a. Cité pages 98 et 100.
- T. LI et L. XING : Optimizing 4D cone-beam CT acquisition protocol for external beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 67(4):1211–1219, Mar 2007. Cité pages 63, 73 et 74.
- T. LI, L. XING, P. MUNRO, C. MCGUINNESS, M. CHAO, Y. YANG, B. LOO et A. KOONG : Four-dimensional cone-beam computed tomography using an on-board imager. *Med Phys*, 33(10):3825–3833, 2006b. Cité pages 63, 64, 73, 74 et 93.
- U. LINSSENMAIER, C. ROCK, E. EULER, S. WIRTH, R. BRANDL, D. KOTSIANOS, W. MUTSCHLER et K.J. PFEIFER : Three-dimensional CT with a modified C-arm image intensifier : feasibility. *Radiology*, 224(1):286–292, Jul 2002. Cité page 23.
- H.H. LIU, P. BALTER, T. TUTT, B. CHOI, J. ZHANG, C. WANG, M. CHI, D. LUO, T. PAN, S. HUNJAN, G. STARKSCHALL, I. ROSEN, K. PRADO, Z. LIAO, J. CHANG, R. KOMAKI, J.D. COX, R. MOHAN et L. DONG : Assessing respiration-induced tumor motion and internal target volume using four-dimensional computed tomography for radiotherapy of lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Mar 2007. Cité page 27.
- L. LIVIERATOS, L. STEGGER, P.M. BLOOMFIELD, K. SCHAFERS, D.L. BAILEY et P.G. CAMICI : Rigid-body transformation of list-mode projection data for respiratory motion correction in cardiac PET. *Phys Med Biol*, 50(14):3313–3322, Jul 2005. Cité pages 97 et 98.
- D.A. LOW, M.M. NYSTROM, E. KALININ, P.J. PARIKH, J.F. DEMPSEY, J.D. BRADLEY, S. MUTIC, S.H. WAHAB, T. ISLAM, G.E. CHRISTENSEN, D.G. POLITTE et B.R. WHITING : A method for the reconstruction of four-dimensional synchronized CT scans acquired during free breathing. *Med Phys*, 30(6):1254–1263, 2003. Cité pages 27, 63 et 68.
- D.A. LOW, P.J. PARIKH, W. LU, J.F. DEMPSEY, S.H. WAHAB, J.P. HUBENSCHMIDT, M.M. NYSTROM, M. HANDOKO et J.D. BRADLEY : Novel breathing motion model for radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 63(3):921–929, Nov 2005. Cité page 126.
- W. LU et T.R. MACKIE : Tomographic motion detection and correction directly in sinogram space. *Phys Med Biol*, 47:1267–1284, 2002. Cité pages 96, 97 et 98.

- W. LU, M.M. NYSTROM, P.J. PARIKH, D.R. FOOSHEE, J.P. HUBENSCHMIDT, J.D. BRADLEY et D.A. LOW : A semi-automatic method for peak and valley detection in free-breathing respiratory waveforms. *Med Phys*, 33(10):3634–3636, 2006a. Cité page 74.
- W. LU, P.J. PARIKH, J.P. HUBENSCHMIDT, J.D. BRADLEY et D.A. LOW : A comparison between amplitude sorting and phase-angle sorting using external respiratory measurement for 4D CT. *Med Phys*, 33(8):2964–2974, 2006b. Cité page 74.
- W. LU, P.J. PARIKH, I.M. EL NAQA, M.M. NYSTROM, J.P. HUBENSCHMIDT, S.H. WAHAB, S. MUTIC, A.K. SINGH, G.E. CHRISTENSEN, J.D. BRADLEY et D.A. LOW : Quantitation of the reconstruction quality of a four-dimensional computed tomography process for lung cancer patients. *Med Phys*, 32(4):835–1228, 2005. Cité pages 63 et 68.
- A.E. LUJAN, E.W. LARSEN, J.M. BALTER et R.K. TEN HAKEN : A method for incorporating organ motion due to breathing into 3D dose calculations. *Med Phys*, 26(5):715–720, 1999. Cité page 57.
- C-M.C. MA et K. PASKALEV : In-room CT techniques for image-guided radiation therapy. *Medical Dosimetry*, 31(1):30–39, 2006. Cité page 24.
- T.R. MACKIE, J.M. KAPATOES, K. RUCHALA, W. LU, C. WU, G. OLIVERA, L. FORREST, W. TOME, J. WELSH, R. JERAJ, P. HARARI, P. RECKWERDT, B. PALIWAL, M. RITTER, H. KELLER, J. FOWLER et M. MEHTA : Image guidance for precise conformal radiotherapy. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 56(1):89–105, May 2003. Cité page 25.
- R. MANZKE, M. GRASS et D.J. HAWKES : Artifact analysis and reconstruction improvement in helical cardiac cone beam CT. *IEEE Trans Med Imag*, 23(9):1150–1164, Sept. 2004. Cité pages 73 et 87.
- J.R. MCCLELLAND, J.M. BLACKALL, S. TARTE, A.C. CHANDLER, S. HUGHES, S. AHMAD, D.B. LANDAU et D.J. HAWKES : A continuous 4D motion model from multiple respiratory cycles for use in lung radiotherapy. *Med Phys*, 33(9):3348–3358, Sep 2006. Cité page 126.
- P. MILANFAR : A model of the effect of image motion in the Radon transform domain. *IEEE Transactions on Image Processing*, 8(9):1276 – 1281, 1999. Cité page 97.
- S. MORI, M. ENDO, T. TSUNOO, S. KANDATSU, S. TANADA, H. ARADATE, Y. SAITO, H. MIYAZAKI, K. SATOH, S. MATSUSHITA et M. KUSAKABE : Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. *Med Phys*, 31(6):1348–1356, 2004. Cité page 22.
- O. MORIN, A. GILLIS, J. CHEN, M. AUBIN, M.K. BUCCI, M. ROACH et J. POULIOT : Megavoltage cone-beam CT : system description and clinical applications. *Medical Dosimetry*, 31(1):51–61, 2006. Cité page 24.
- M.A. MOSLEH-SHIRAZI, P.M. EVANS, W. SWINDELL, S. WEBB et M. PARTRIDGE : A cone-beam megavoltage CT scanner for treatment verification in conformal radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 48(3):319–328, Sep 1998. Cité page 24.
- K. MUELLER : *Fast and accurate three-dimensional reconstruction from cone-beam projection data using algebraic methods*. Thèse de doctorat, Ohio State University, 1998. Cité page 43.
- K. MUELLER, T. MOLLER, J.E. SWAN II, R. CRAWFIS, N. SHAREEF et R. YAGEL : Splatting errors and antialiasing. In *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, volume 4, pages 178–191, April-June 1998. Cité page 41.

- K. MUELLER, F. XU et N. NEOPHYTOU : Why do commodity graphics hardware boards (GPUs) work so well for acceleration of computed tomography? *In SPIE Medical Imaging*, San Diego, California, USA, 2007. Cité page 125.
- K. MUELLER et R. YAGEL : Fast perspective volume rendering with splatting by utilizing a ray-driven approach. *In Proceedings of the 7th conference on Visualization*, pages 65–72, 27 Oct.-1 Nov. 1996. Cité page 41.
- K. MUELLER, R. YAGEL et J.F. CORNHILL : The weighted-distance scheme : a globally optimizing projection ordering method for ART. *IEEE Trans Med Imag*, 16(2):223–230, 1997. Cité page 43.
- K. MUELLER, R. YAGEL et J.J. WHELLER : Anti-aliased three-dimensional cone-beam reconstruction of low-contrast objects with algebraic methods. *IEEE Trans Med Imag*, 18(6):519–537, 1999a. Cité pages 43 et 44.
- K. MUELLER, R. YAGEL et J.J. WHELLER : Fast implementations of algebraic methods for three-dimensional reconstruction from cone-beam data. *IEEE Trans Med Imag*, 18(6):538–548, 1999b. Cité page 43.
- R.T. MULL : Mass estimates by computed tomography : physical density from CT numbers. *AJR Am J Roentgenol*, 143(5):1101–1104, Nov 1984. Cité page 99.
- F. NATTERER : *The mathematics of computerized tomography*. John Wiley & Sons, 1986. Cité page 32.
- T. NIELSEN, R. MANZKE, R. PROKSA et M. GRASS : Cardiac cone-beam CT volume reconstruction using ART. *Med Phys*, 32(4):851–860, 2005. Cité pages 73, 87 et 88.
- F. NOO, R. CLACKDOYLE et J.D. PACK : A two-step Hilbert transform method for 2D image reconstruction. *Phys Med Biol*, 49(17):3903–3923, Sep 2004. Cité pages 38 et 125.
- B. OHNESORGE, T. FLOHR, K. SCHWARZ, J.P. HEIKEN et K.T. BAE : Efficient correction for CT image artifacts caused by objects extending outside the scan field of view. *Med Phys*, 27(1):39–46, 2000. Cité page 38.
- M. ORKISZ et P. CLARYSSE : Estimation du flot optique en présence de discontinuités : une revue. *Traitement du signal*, 13:489–513, 1996. Cité page 53.
- J.D. PACK, F. NOO et R. CLACKDOYLE : Cone-beam reconstruction using the backprojection of locally filtered projections. *IEEE Trans Med Imag*, 24(1):70–85, 2005. Cité page 38.
- T. PAN, T.Y. LEE, E. RIETZEL et G.T.Y. CHEN : 4D-CT imaging of a volume influenced by respiratory motion on multi-slice CT. *Med Phys*, 31(2):333–341, 2004. Cité pages 63 et 68.
- J. POULIOT, A. BANI-HASHEMI, J. CHEN, M. SVATOS, F. GHELMANSARAI, M. MITSCHKE, M. AUBIN, P. XIA, O. MORIN et M.K. BUCCI : Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 61(2):552–560, 2005. Cité page 24.
- T.G. PURDIE, D.J. MOSELEY, J.-P. BISSONNETTE, M.B. SHARPE, K. FRANKS, A. BEZJAK et D.A. JAFFRAY : Respiration correlated cone-beam computed tomography and 4DCT for evaluating target motion in stereotactic lung radiation therapy. *Acta Oncologica*, 45(7):915–922, 2006. Cité pages 63, 73 et 74.

- F. QIAO, T. PAN, J.W. CLARK et O.R. MAWLAWI : Region of interest motion compensation for PET image reconstruction. *Phys Med Biol*, 52(10):2675–2689, May 2007. Cité page 125.
- B.W. RAAYMAKERS, J.J.W. LAGENDIJK, U.A. VAN DER HEIDE, J. OVERWEG, K. BROWN, R. TOPOLNJAK, H. DEHNAD, I.M. JURGENLIEMK-SCHULZ, J. WELLEWEERD et C.J.G. BAKKER : Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator : impact of the surface orientation on the entrance and exit dose due to the transverse magnetic field. *In International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR)*, Seoul, Korea, 2004. Cité page 23.
- D. REY, G. SUBSOL, H. DELINGETTE et N. AYACHE : Automatic detection and segmentation of evolving processes in 3D medical images : Application to multiple sclerosis. *Med Image Anal*, 6(2):163–179, Jun 2002. Cité page 99.
- M. REYES, G. MALANDAIN, P.M. KOULIBALY, M.A. GONZÁLEZ-BALLESTER et J. DARCOURT : Model-based respiratory motion compensation for emission tomography image reconstruction. *Phys Med Biol*, 52:3579–3600, 2007. Cité pages 97, 98 et 108.
- E. RIETZEL, T. PAN et G.T.Y. CHEN : Four-dimensional computed tomography : Image formation and clinical protocol. *Med Phys*, 32(4):874–889, 2005. Cité page 74.
- J. RINKEL : *Correction du diffusé pour la reconstruction tomographique quantitative avec un capteur plan numérique*. Thèse de doctorat, Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2006. Cité page 51.
- S. RIT, D. SARRUT, V. BOLDEA et C. GINESTET : Extraction du signal respiratoire à partir de projections cone-beam. *Traitement du signal*, 23(3–4):307–319, 2006. Cité page 72.
- C.J. RITCHIE, C.R. CRAWFORD, J.D. GODWIN, K.F. KING et Y. KIM : Correction of computed tomography motion artifacts using pixel-specific back-projection. *IEEE Trans Med Imag*, 15(3):333–342, 1996. Cité pages 96, 98 et 100.
- C.J. RITCHIE, J.D. GODWIN, C.R. CRAWFORD, W. STANFORD, H. ANNO et Y. KIM : Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology*, 185(1):37–42, 1992. Cité page 27.
- C.J. RITCHIE, J. HSIEH, M.F. GARD, C.R. CRAWFORD et Y. KIM : Predictive respiratory gating : a new method to reduce motion artifacts on CT scans. *Radiology*, 190:847–852, 1994. Cité page 62.
- S. ROUX : *Modèles dynamiques en tomographie - Application à l'imagerie cardiaque*. Thèse de doctorat, Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2004. Cité pages 97, 98, 100 et 105.
- S. ROUX, L. DESBAT, A. KOENIG et P. GRANGEAT : Exact reconstruction in 2D dynamic CT : compensation of time-dependent affine deformations. *Phys Med Biol*, 49:2169–2182, 2004. Cité pages 97 et 98.
- D. SARRUT : Deformable registration for image-guided radiation therapy. *Z Med Phys*, 16(4):285–297, 2006. Cité page 97.
- D. SARRUT, V. BOLDEA, M. AYADI, J.-N. BADEL, C. GINESTET et S. CLIPPE : Non-rigid registration method to assess reproducibility of breath-holding with ABC in lung cancer. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 61(2):281–294, 2005. Cité pages 18 et 27.

- D. SARRUT, V. BOLDEA, S. MIGUET et C. GINESTET : Simulation of 4D CT images from deformable registration between inhale and exhale breath-hold CT scans. *Med Phys*, 33(3):605–617, 2006. Cité pages 27, 97 et 99.
- A. SAWADA, K. YODA, M. KOKUBO, T. KUNIEDA, Y. NAGATA et M. HIRAOKA : A technique for noninvasive respiratory gated radiation treatment system based on a real time 3D ultrasound image correlation : a phantom study. *Med Phys*, 31(2):245–250, Feb 2004. Cité page 23.
- D. SCHÄFER, J. BORGERT, V. RASCHE et M. GRASS : Motion-compensated and gated cone beam filtered back-projection for 3D rotational X-ray angiography. *IEEE Trans Med Imag*, 25(7):898–906, 2006. Cité page 98.
- A. SCHWEIKARD, H. SHIOMI et J. ADLER : Respiration tracking in radiosurgery without fiducials. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 1(2):19–27, 2005. Cité page 97.
- W.P. SEGARS : *Development and application of the new dynamic NURBS-based cardiac-torso (NCAT) phantom*. Thèse de doctorat, University of North Carolina at Chapel Hill, 2001. Cité page 52.
- W.P. SEGARS, D.S. LALUSH et B.M.W. TSUI : Modeling respiratory mechanics in the MCAT and spline-based MCAT phantoms. *IEEE Trans Nucl Sci*, 48(1):89–97, Feb 2001. Cité page 52.
- W.P. SEGARS, B.M.W. TSUI, E.C. FREY et E.K. FISHMAN : Extension of the 4d ncat phantom to dynamic x-ray ct simulation. In *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2003 IEEE*, volume 5, pages 3195–3199 Vol.5, 19-25 Oct. 2003. Cité page 52.
- Y. SEPPENWOOLDE, H. SHIRATO, K. KITAMURA, S. SHIMIZU, M. VAN HERK, J.V. LEBESQUE et K. MIYASAKA : Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 53(4):822–834, 2002. Cité page 18.
- G.W. SHEROUSE, K. NOVINS et E.L. CHANEY : Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy treatment design. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 18(3):651–658, Mar 1990. Cité page 41.
- R.L. SIDDON : Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. *Med Phys*, 12(2):252–255, 1985. Cité page 41.
- J.H. SIEWERDSEN, D.J. MOSELEY, S. BURCH, S.K. BISLAND, A. BOGAARDS, B.C. WILSON et D.A. JAFFRAY : Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm : pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. *Med Phys*, 32(1):241–254, Jan 2005. Cité page 23.
- T. SIKORA : MPEG-1 and MPEG-2 digital video coding standards. *IEEE Signal Processing Management*, 14(5):82–100, 1997. Cité page 64.
- J. SILLANPAA, J. CHANG, G.S. MAGERAS, E. YORKE, F. DE ARRUDA, K.E. ROSENZWEIG, P. MUNRO, E. SEPPI, J. PAVKOVICH et H. AMOLS : Low-dose megavoltage cone-beam computed tomography for lung tumors using a high-efficiency image receptor. *Med Phys*, 33(9):3489–3497, 2006. Cité page 24.
- B.A. SIMON : Regional ventilation and lung mechanics using X-ray CT. *Academic Radiology*, 12(11):1414–1422, 2005. Cité page 99.

- I. SLUIMER, A. SCHILHAM, M. PROKOP et B. VAN GINNEKEN : Computer analysis of computed tomography scans of the lung : a survey. *IEEE Trans Med Imag*, 33(9):3116–3123, 2006. Cité page 97.
- A.R. SMITH : A pixel is not a little square, a pixel is not a little square, a pixel is not a little square! (and a voxel is not a little cube). Rapport technique, Microsoft, 1995. Cité page 42.
- J.-J. SONKE, L. ZIJP, P. REMEIJER et M. VAN HERK : Respiratory correlated cone beam CT. *Med Phys*, 32(4):1176–1186, 2005. Cité pages 63, 69, 73, 74, 93 et 124.
- S.P. SORENSEN, P.E. CHOW, S. KRIMINSKI, P.M. MEDIN et T.D. SOLBERG : Image-guided radiotherapy using a mobile kilovoltage X-ray device. *Medical Dosimetry*, 31(1):40–50, 2006. Cité page 24.
- J.P. THIRION : Image matching as a diffusion process : an analogy with Maxwell’s demons. *Med Image Anal*, 2(3):243–260, Sep 1998. Cité page 53.
- H. TURBELL : *Cone-beam reconstruction using filtered backprojection*. Thèse de doctorat, Linköping University, 2001. Cité page 41.
- H. TUY : An inversion formula for cone-beam reconstruction. *SIAM Journal of Applied Mathematics*, 43:91–100, 1983. Cité page 36.
- M. UEMATSU, T. FUKUI, A. SHIODA, H. TOKUMITSU, K. TAKAI, T. KOJIMA, Y. ASAI et S. KUSANO : A dual computed tomography linear accelerator unit for stereotactic radiation therapy : A new approach without cranially fixated stereotactic frames. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 35(3):587–592, Jun 1996. Cité page 24.
- R.W.M. UNDERBERG, F.J. LAGERWAARD, J.P. CUIJPERS, B.J. SLOTMAN, J.T. VAN SÖRNSEN DE KOSTE et S. SENAN : Four-dimensional CT scans for treatment planning in stereotactic radiotherapy for stage I lung cancer. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 60(4):1283–1290, 2004. Cité pages 63 et 69.
- M. VAN HERK, L. ZIJP, P. REMEIJER, J. WOLTHAUS et J.-J. SONKE : On-line 4D cone beam CT for daily correction of lung tumour position during hypofractionated radiotherapy. In *International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR)*, Toronto, Canada, 2007. Cité page 126.
- J. VANDEMEULEBROUCKE, D. SARRUT et P. CLARYSSE : Point-validated pixel-based breathing thorax model. In *International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR)*, Toronto, Canada, 2007. URL <http://www.creatis.insa-lyon.fr/rio/popii-model>. Cité page 53.
- J. VANDEMEULEBROUCKE, E. VANSTEENKISTE et W. PHILIPS : A multi-modal 2D/3D registration scheme for preterm brain images. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*, pages 3341–3344, New York, USA, 2006. Cité page 118.
- S.S. VEDAM, P.J. KEALL, V.R. KINI et R. MOHAN : Determining parameters for respiration-gated radiotherapy. *Med Phys*, 28(10):2139–2146, Oct 2001. Cité page 74.
- S.S. VEDAM, P.J. KEALL, V.R. KINI, H. MOSTAFAVI, H.P. SHUKLA et R. MOHAN : Acquiring a four-dimensional computed tomography dataset using an external respiratory signal. *Phys Med Biol*, 48(1):45–62, 2003. Cité pages 63 et 69.
- P.F. VILLARD : *Simulation du mouvement pulmonaire pour un traitement oncologique*. Thèse de doctorat, Université Claude Bernard - Lyon 1, 2006. Cité page 27.

- M. VON SIEBENTHAL, G. SZÉKELY, U. GAMPER, P. BOESIGER, A. LOMAX et P. CATTIN : 4D MR imaging of respiratory organ motion and its variability. *Phys Med Biol*, 52 (6):1547–1564, 2007. Cité page 27.
- G. WANG et M.W. VANNIER : Preliminary study on helical CT algorithms for patient motion estimation and compensation. *IEEE Trans Med Imag*, 14(2):205–211, 1995. Cité pages 97 et 98.
- S. WEBB : Motion effects in (intensity modulated) radiation therapy : a review. *Phys Med Biol*, 51(13):R403–R425, 2006. Cité page 18.
- J. WEESE, R. GOCKE, G. PENNEY, P. DESMEDT, T. BUZUG et H. SCHUMANN : Fast voxel-based 2D/3D registration algorithm using a volume rendering method based on the shear-warp factorization. In *SPIE Medical Imaging*, San Diego, California, USA, 1999. Cité page 41.
- N.M. WINK, M.F. MCNITT-GRAY et T.D. SOLBERG : Optimization of multi-slice helical respiration-correlated CT : the effects of table speed and rotation time. *Phys Med Biol*, 50(23):5717–5729, 2005a. Cité page 63.
- N.M. WINK, C. PANKNIN et T.D. SOLBERG : Phase versus amplitude sorting of 4D-CT data. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 7(1):77–85, 2005b. Cité pages 68 et 74.
- G. WOLBERG : *Digital image warping*. IEEE Computer Society Press, 1990. Cité pages 38, 41, 107 et 108.
- J.W. WOLTHAUS, M. VAN HERK, S.H. MULLER, J.S.A. BELDERBOS, J.V. LEBESQUE, J.A. DE BOIS, M.M.G. ROSSI et E.M.F. DAMEN : Fusion of respiration-correlated PET and CT scans : correlated lung tumour motion in anatomical and functional scans. *Phys Med Biol*, 50(7):1569–1583, 2005. Cité page 63.
- J.W. WONG, M.B. SHARPE, D.A. JAFFRAY, V.R. KINI, J.M. ROBERTSON, J.S. STROMBERG et A.A. MARTINEZ : The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion. *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 44(4):911–919, 1999. Cité page 18.
- L. XING, B. THORNDYKE, E. SCHREIBMANN, Y. YANG, T. LI, G.-Y. KIM, G. LUXTON et A. KOONG : Overview of image-guided radiation therapy. *Medical Dosimetry*, 31 (2):91–112, 2006. Cité page 18.
- F. XU et K. MUELLER : A comparative study of popular interpolation and integration methods for use in computed tomography. In *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, 2006. Cité page 41.
- D. YAN, F. VICINI, J.W. WONG et A.A. MARTINEZ : Adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol*, 42(1):12–32, 1997. Cité page 115.
- L. ZAGNI : Somme spatio-temporelle d’image 4D pour le cumul rétrospectif de doses en radiothérapie du poumon. Mémoire de master, Institut National des Sciences Appliquées (INSA), 2006. Cité page 58.
- W. ZBIJEWSKI et F.J. BEEKMAN : Characterization and suppression of edge and aliasing artefacts in iterative X-ray CT reconstruction. *Phys Med Biol*, 49(1):145–157, Jan 2004. Cité page 43.

- W. ZBIJEWSKI et F.J. BEEKMAN : Comparison of methods for suppressing edge and aliasing artefacts in iterative X-ray CT reconstruction. *Phys Med Biol*, 51(7):1877–1889, 2006. Cité page 43.
- G.L. ZENG et G.T. GULLBERG : Unmatched projector/backprojector pairs in an iterative reconstruction algorithm. *IEEE Trans Med Imag*, 19(5):548–555, May 2000. Cité page 42.
- R. ZENG et J.A. FESSLER : Respiratory motion estimation from slowly rotating X-ray projections theory and simulation. *Med Phys*, 32(4):984–991, 2005. Cité page 97.
- R. ZENG, J.A. FESSLER et J.M. BALTER : Estimating 3-D respiratory motion from orbiting views by tomographic image registration. *IEEE Trans Med Imag*, 26(2):153–163, 2007. Cité pages 97, 112 et 126.
- D. ZERFOWSKI : Motion artifact compensation in CT. *In SPIE Medical Imaging*, San Diego, California, USA, 1998. Cité pages 96, 97 et 98.
- B. ZHANG et G.L. ZENG : Two-dimensional iterative region-of-interest (ROI) reconstruction from truncated projection data. *Med Phys*, 34(3):935–944, 2007. Cité page 44.
- T. ZHANG, H. KELLER, M.J. O'BRIEN, T.R. MACKIE et B. PALIWAL : Application of the spirometer in respiratory gated radiotherapy. *Med Phys*, 30(12):3165–3171, 2003. Cité page 63.
- W. ZHUANG, S.S. GOPAL et T.J. HEBERT : Numerical evaluation of methods for computing tomographic projections. *IEEE Trans Nucl Sci*, 41(4):1660–1665, 1994. Cité pages 41 et 108.
- L. ZIJP, J.-J. SONKE et M. VAN HERK : Extraction of the respiratory signal from sequential thorax cone-beam X-ray images. *In International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy*, Seoul, Korea, 2004. Cité pages 63, 64 et 124.

Bibliographie personnelle

Articles de revues nationales françaises

- S. RIT, D. SARRUT, V. BOLDEA et C. GINESTET : Extraction du signal respiratoire à partir de projections cone-beam. *Traitement du signal*, 23(3-4):307-319, 2006. Cité page 72.

Articles de conférences internationales avec comité de sélection

- S. RIT et D. SARRUT : Cone-beam projection of a deformable volume for motion compensated algebraic reconstruction. *In IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference (EMBC)*, Lyon, France, 2007.
- L. DESBAT, S. RIT, R. CLACKDOYLE, C. MENNESSIER, E. PROMAYON et S. NTALAMPEKI : Algebraic and analytic reconstruction methods for dynamic tomography. *In IEEE Engineering in Medicine and Biology Conference (EMBC)*, Lyon, France, 2007.
- S. RIT, D. SARRUT et C. GINESTET : Comparison of gated and dynamic cone-beam ct reconstruction methods. *In International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR)*, Toronto, Canada, 2007a.
- S. RIT, D. SARRUT et S. MIGUET : Gated cone-beam CT imaging of the thorax : a reconstruction study. *In SPIE Medical Imaging*, San Diego, California, USA, 2007b.
- S. RIT, D. SARRUT et C. GINESTET : Respiratory signal extraction for 4D CT imaging of the thorax from cone-beam CT projections. *In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, Palm Springs, USA, 2005.

Résumés de conférences internationales avec comité de sélection

- S. RIT, D. SARRUT et C. GINESTET : Respiratory signal extraction for 4D CT imaging of the thorax from cone-beam CT projections (abstract). *Int J Radial Oncol Biol Phys*, 60(Supplement 1):S533-S534, 2005.

Résumés de conférences nationales françaises avec comité de sélection

- E. CHAIEB, S. RIT, E. GIROUD, M. AYADI, C. GINESTET et D. SARRUT : Evaluation des différents protocoles pour l'acquisition d'images 4D sur un scanner non prévu à cet effet. *In Journées Scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM)*, Lyon, France, 2006.
- S. RIT, D. SARRUT, V. BOLDEA et C. GINESTET : Extraction du signal respiratoire à partir de projections cone-beam du thorax pour l'imagerie tdm 4d en radiothérapie. *In Journées Scientifiques de la Société Française de Physique Médicale (SFPM)*, Avignon, France, 2005a.

S. RIT, D. SARRUT, V. BOLDEA et C. GINESTET : Extraction du signal respiratoire à partir de projections cone-beam du thorax pour l'imagerie tdm 4d en radiothérapie. *In Congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO)*, Paris, France, 2005b.