

**THÈSE**

pour obtenir le grade de  
DOCTEUR EN INFORMATIQUE

présentée par

**Simon Rit**

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

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

**COMPOSITION DU JURY**

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

# Table des matières

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

2.1.1.3	Reconstruction 2D parallèle . . . . .	33
2.1.1.4	Reconstruction 2D divergente . . . . .	34
2.1.2	Méthode de reconstruction 3D : l'algorithme de Feldkamp . . . . .	35
2.1.3	Implémentation . . . . .	37
2.1.3.1	Filtrage . . . . .	37
2.1.3.2	Troncature des projections . . . . .	38
2.1.3.3	Rétroprojection . . . . .	38
2.2	Méthodes discrètes . . . . .	38
2.2.1	Méthode algébrique . . . . .	39
2.2.2	Implémentation . . . . .	40
2.2.2.1	Projection . . . . .	41
2.2.2.2	Rétroprojection . . . . .	42
2.2.2.3	Ordonnancement . . . . .	42
2.2.2.4	Artefact d'interpolation . . . . .	43
2.2.2.5	Troncature . . . . .	44
2.2.2.6	Paramètres de convergence . . . . .	44
2.3	Expériences . . . . .	44
2.4	Résultats . . . . .	44
2.5	Discussion et conclusion . . . . .	46
<b>3</b>	<b>Plateforme d'évaluation</b> . . . . .	<b>47</b>
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
<b>4</b>	<b>Reconstruction à partir d'une sélection rétrospective de projections co-</b> <b>niques</b> . . . . .	<b>61</b>
4.1	Le signal respiratoire . . . . .	63
4.1.1	Etat de l'art . . . . .	63
4.1.2	Méthode d'extraction automatique du signal respiratoire . . . . .	64
4.1.2.1	Etape 1 : positionnement de points d'intérêt . . . . .	64
4.1.2.2	Etape 2 : extraction du mouvement . . . . .	64

4.1.2.3	Etape 3 : traitement des trajectoires . . . . .	66
4.1.2.3.1	Projection des trajectoires . . . . .	66
4.1.2.3.2	Filtrage . . . . .	66
4.1.2.3.3	Sélection . . . . .	66
4.1.2.3.4	Agrégation des signaux . . . . .	67
4.1.3	Expériences . . . . .	67
4.1.3.1	Paramétrage . . . . .	67
4.1.3.2	Données . . . . .	67
4.1.3.3	Métriques . . . . .	68
4.1.3.3.1	Amplitude . . . . .	68
4.1.3.3.2	Phase . . . . .	68
4.1.3.3.3	Tri des projections coniques . . . . .	68
4.1.4	Résultats . . . . .	69
4.1.4.1	Critères de sélection . . . . .	69
4.1.4.2	Amplitude . . . . .	69
4.1.4.3	Phase . . . . .	69
4.1.4.4	Tri des projections coniques . . . . .	70
4.1.5	Discussion . . . . .	70
4.1.6	Conclusion . . . . .	72
4.2	Analyse quantitative . . . . .	72
4.2.1	Méthode . . . . .	73
4.2.1.1	Reconstruction . . . . .	73
4.2.1.2	Signal d'entrée : amplitude ou phase . . . . .	74
4.2.2	Expériences . . . . .	74
4.2.2.1	Données . . . . .	75
4.2.2.2	Métriques . . . . .	75
4.2.2.3	Positions sélectionnées . . . . .	75
4.2.3	Influence de la largeur de sélection et du signal d'entrée . . . . .	76
4.2.3.1	Résultats . . . . .	77
4.2.3.2	Discussion . . . . .	77
4.2.3.3	Conclusion . . . . .	83
4.2.4	Influence de l'algorithme de reconstruction . . . . .	84
4.2.4.1	Résultats . . . . .	84
4.2.4.2	Discussion . . . . .	86
4.2.4.3	Conclusion . . . . .	86
4.2.5	Influence de la fonction de sélection . . . . .	86
4.2.5.1	Résultats . . . . .	87
4.2.5.2	Discussion et conclusion . . . . .	87
4.2.6	Conclusion . . . . .	89
4.3	Application aux données réelles . . . . .	89
4.3.1	Expériences . . . . .	89
4.3.2	Résultats . . . . .	90
4.3.3	Discussion et conclusion . . . . .	90
4.4	Conclusion . . . . .	90
<b>5</b>	<b>Reconstruction avec compensation du mouvement</b>	<b>95</b>
5.1	Etat de l'art . . . . .	96
5.1.1	Estimation du mouvement à partir des données tomographiques . . . . .	96
5.1.2	Reconstruction avec compensation du mouvement . . . . .	97
5.1.2.1	Déformations simples . . . . .	97
5.1.2.2	Déformations réalistes quelconques . . . . .	98
5.2	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
	<b>Conclusion et Perspectives</b>	<b>123</b>
	<b>Index des auteurs cités</b>	<b>129</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>135</b>
	<b>Bibliographie personnelle</b>	<b>149</b>

# Introduction

Les images tomодensitométriques (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 évoquées : 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 tomodesitométrie. 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.