

THÈSE

pour obtenir le grade de
DOCTEUR EN INFORMATIQUE

présentée par

Simon Rit

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

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

COMPOSITION DU JURY

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

Table des matières

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

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

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

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, le premier de nature analytique [Feldkamp *et al.*, 1984] et le second 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 compen-

sation 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.

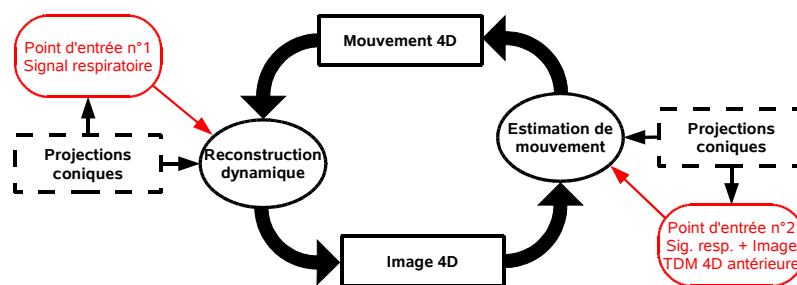


FIG. 5.22 – Représentation schématique de l'imbrication de la reconstruction dynamique et de l'estimation de mouvement (en noir) et des points d'entrée proposés (en rouge).

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 Positrons (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.

