

THÈSE

pour obtenir le grade de
DOCTEUR EN INFORMATIQUE

présentée par

Simon Rit

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

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

COMPOSITION DU JURY

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

Table des matières

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

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

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

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

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 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
1.3.2	Tomographes X 3D	22
1.3.3	Tomographes X en salle de radiothérapie	23
1.3.4	Conclusion	25
1.4	Problématique du mouvement	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

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 positrons (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.

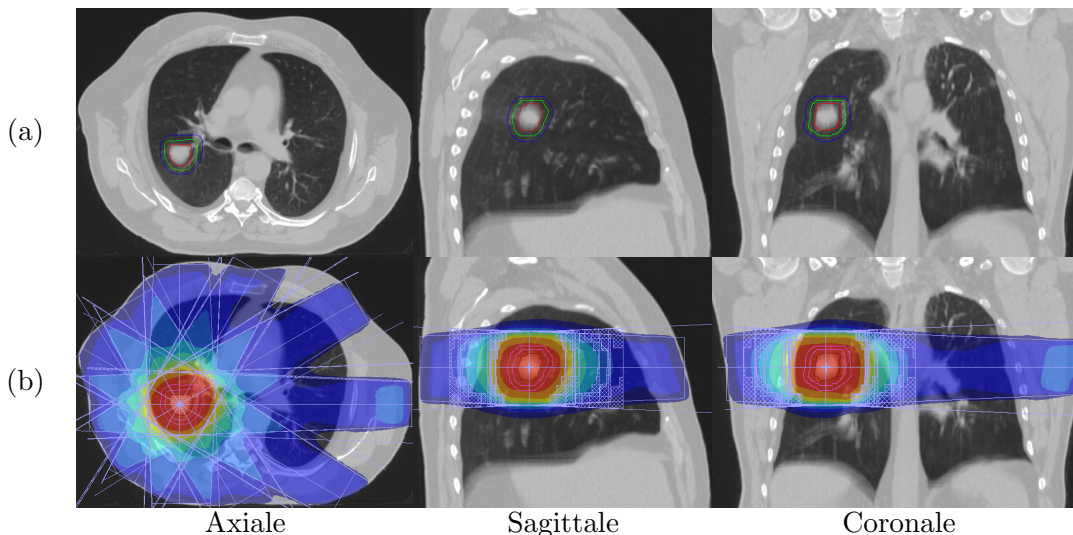


FIG. 1.1 – (a) Illustration des différents volumes du plan de traitement sur trois coupes de l'image TDM d'un patient. Par ordre de grandeur croissant : GTV (rouge), CTV (vert), PTV (bleu). (b) Illustration des différents faisceaux et de la dose déposée tels que prévus par le physicien médical à partir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

La tomographie par émission de positrons (TEP) est obtenue à partir du rayonnement photonique émis après désintégration de positons par un atome radioactif marquant une

⁶En anglais : *gated radiation therapy*

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.

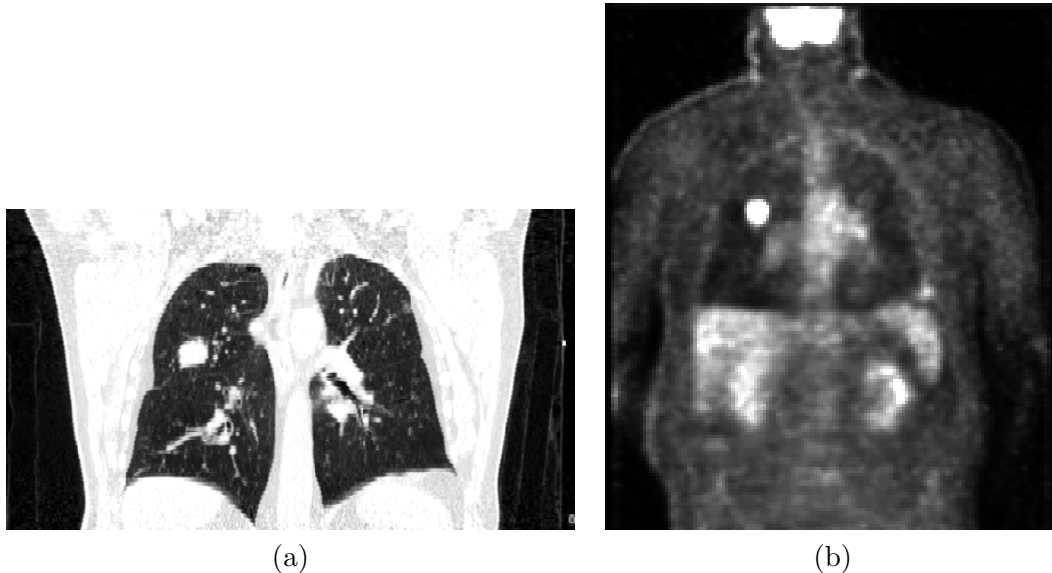


FIG. 1.2 – Coupes coronales d'images (a) TDM et (b) TEP d'un thorax de patient en respiration libre. L'image TDM est extraite d'une image 4D et comporte donc peu d'artéfacts dus au mouvement respiratoire.

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'acquiesent 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.

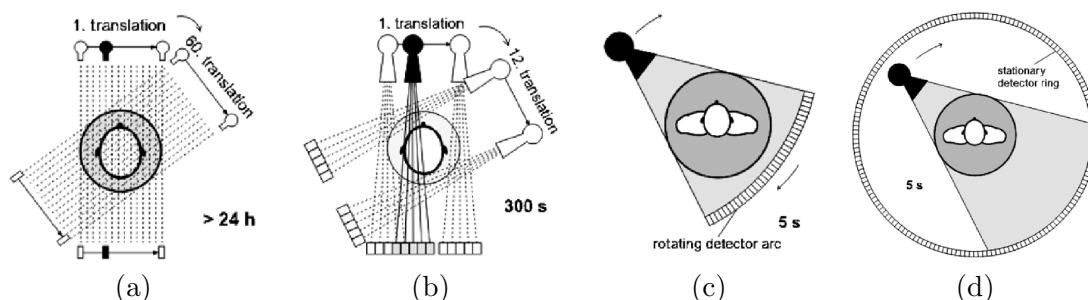


FIG. 1.3 – (a) Première, (b) deuxième, (c) troisième et (d) quatrième génération de scanners. D'après [Kalender, 2006].

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 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

⁷En anglais : *pencil-beam*.

⁸En anglais : *fan-beam*.

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].

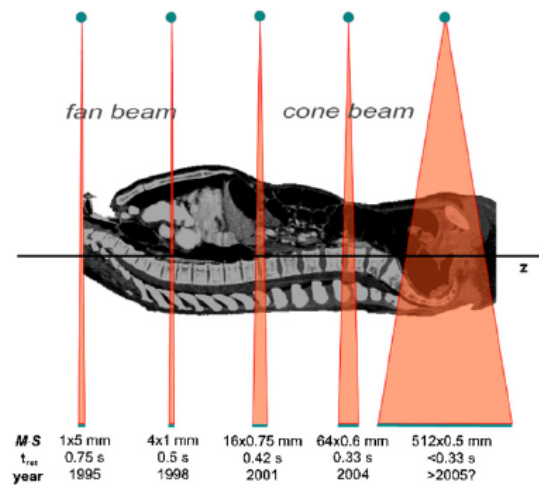


FIG. 1.4 – Evolution des scanners de diagnostic d'un faisceau en éventail vers un faisceau conique. D'après [Kalender, 2006].

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

⁹En anglais : *cone-beam*.

¹⁰En anglais : *C-arm*

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].

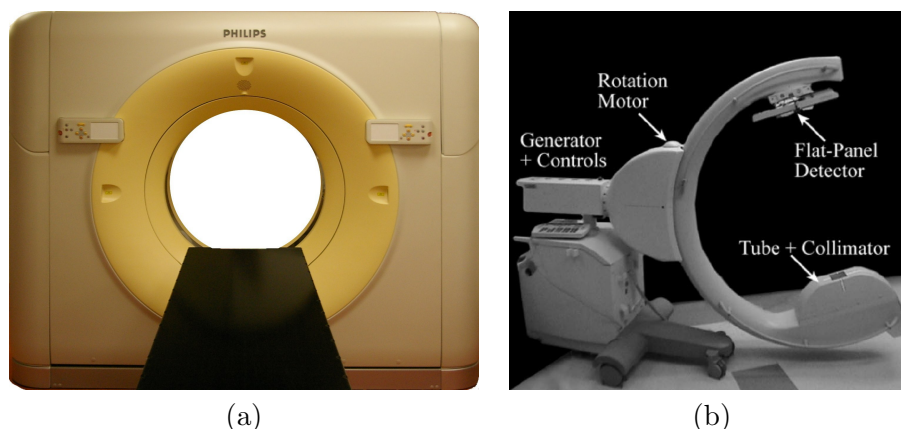


FIG. 1.5 – (a) Exemple de scanner de diagnostic multi-barrettes, le *Philips Brilliance CT Big Bore* muni de 16 barrettes. (b) Tomographe conique mobile *C-arm*. D'après [Siewerdsen *et al.*, 2005].

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.

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.

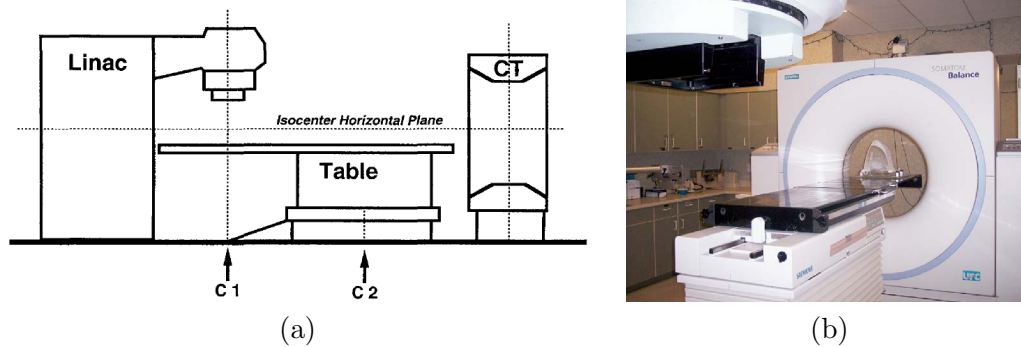


FIG. 1.6 – Exemple de scanner de diagnostic introduit dans la salle de traitement. (a) Schéma d'après [Uematsu *et al.*, 1996]. (b) Photo du PRIMATOM de Siemens d'après [Ma et Paskalev, 2006]

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.

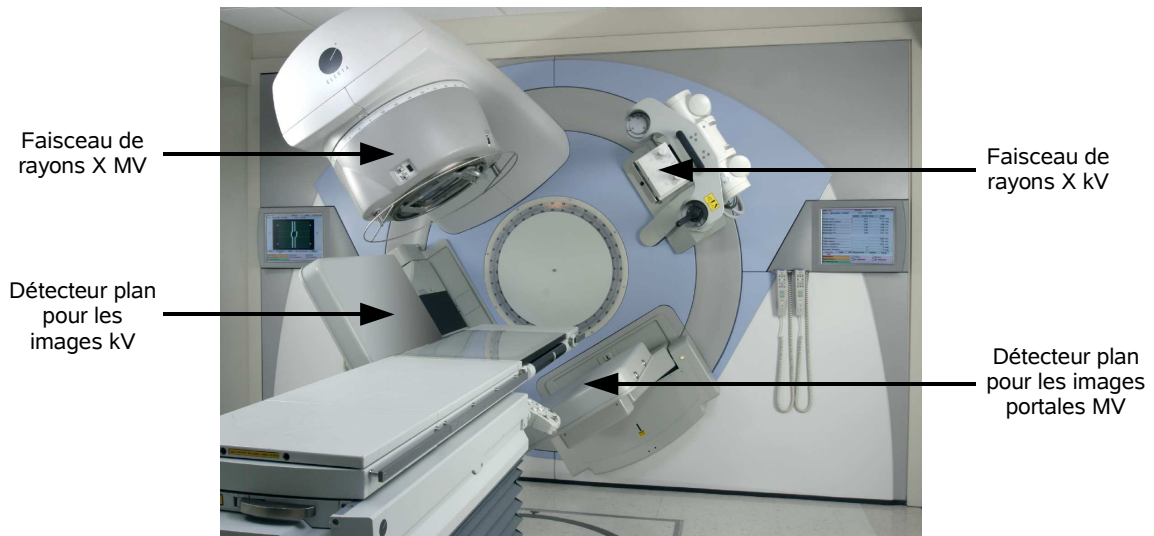


FIG. 1.7 – L'accélérateur linéaire *Synergy cone-beam* de la société Elekta dont le système d'acquisition d'images avec un faisceau kV a été utilisé dans le cadre de cette thèse.

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 additionnelle, 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).

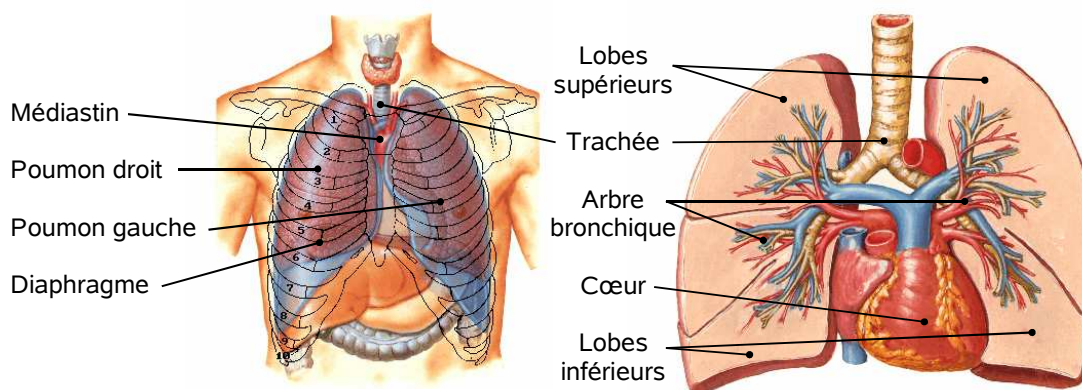


FIG. 1.8 – Représentation schématique de l'anatomie du thorax et des poumons.

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 coupoles, 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 coupoles assurent un mouvement craniocaudale 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 patient 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 bloquées, 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].

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

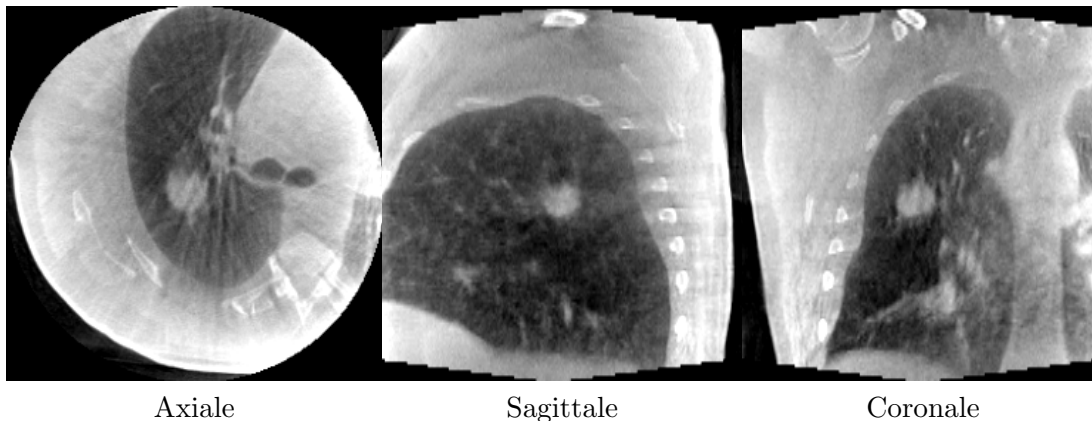


FIG. 1.9 – Coupes d’une image TDM acquise sur notre scanner et reconstruite sans prise en compte du mouvement respiratoire. Le flou dû au mouvement respiratoire est plus particulièrement visible sur la coupe sagittale autour de la tumeur et de la coupole diaphragmatique et les traits sur la coupe axiale.

conséquences à chaque moment de l’obtention de la tomographie mais que nous ne nous intéressions 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 informations *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. [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 artéfacts 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 artéfacts dus au mouvement. Cette possibilité, appelée dans la littérature *gated imaging* ou, pour le thorax, *respiration correlated imaging*, est étudiée dans le 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 méthodes, et plus particulièrement la deuxième problématique, est étudié dans le chapitre 5.

