



HAL
open science

Intégration des mouvements physiologiques en tomодensitométrie : estimation, reproduction et influence en imagerie cardiaque

Rui Guerra

► **To cite this version:**

Rui Guerra. Intégration des mouvements physiologiques en tomодensitométrie : estimation, reproduction et influence en imagerie cardiaque. Médecine humaine et pathologie. Institut National Polytechnique de Lorraine, 2007. Français. NNT : 2007INPL003N . tel-01752941

HAL Id: tel-01752941

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01752941>

Submitted on 29 Mar 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>



Institut National Polytechnique de Lorraine

Ecole Doctorale IAE+M

Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle

Siemens Medical

THESE

Pour obtenir le grade de

Docteur de l'Institut National Polytechnique de Lorraine

Spécialité : Rayonnement et Imagerie en Médecine

Présentée par

Rui GUERRA

*Intégration des mouvements physiologiques en
tomodensitométrie :
estimation, reproduction et influence en
imagerie cardiaque*

Soutenue publiquement le 10 Janvier 2007 :

Commission d'examen :

Pr. Jacques FELBLINGER

IADI UHP-INSERM, Nancy

Directeur de thèse

Pr. Elie MOUSSEAU

Hôpital européen Georges Pompidou, Paris

Rapporteur

Dr Alain NOEL

CRAN-INPL, Centre Alexis Vautrin, Nancy

Membre, Président

Dr. Françoise PEYRIN

Creatis, INSERM CNRS, Lyon

Rapporteur



Institut National Polytechnique de Lorraine

Ecole Doctorale IAE+M

Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle

Siemens Medical

THESE

Pour obtenir le grade de

Docteur de l'Institut National Polytechnique de Lorraine

Présenté par

Rui GUERRA

*Intégration des mouvements physiologiques
en tomодensitométrie :
estimation, reproduction et influence en
imagerie cardiaque*

Soutenue publiquement le 10 Janvier 2007 :

Commission d'examen :

Pr. Jacques FELBLINGER

Pr. Elie MOUSSEAU

Dr Alain NOEL

Dr. Françoise PEYRIN

IADI UHP-INSERM, Nancy

Hôpital européen Georges Pompidou, Paris

CRAN-INPL, Centre Alexis Vautrin, Nancy

Creatis, INSERM CNRS, Lyon

Directeur de thèse

Rapporteur

Membre, Président

Rapporteur

REMERCIEMENTS

Ce travail a été effectué au sein du laboratoire Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle dirigé par monsieur le professeur Jacques Felblinger. Qu'il reçoive toute l'expression de ma reconnaissance pour m'avoir proposé ce sujet de recherche, et, pour son encadrement qui m'a permis de mener à bien ce projet.

Je remercie tout particulièrement madame Françoise Peyrin, Directeur de Recherche à l'INSERM, du Laboratoire CREATIS, ainsi que monsieur le professeur Elie Mousseaux, de l'hôpital européen Georges Pompidou qui ont accepté de juger ce travail et d'en être les rapporteurs.

Je suis très sensible à la présence dans ce jury de monsieur Alain Noel, responsable de l'unité de radiophysique du Centre Alexis Vautrin et qui me fait l'honneur de présider cette commission d'examen. Je l'en remercie sincèrement.

Je tiens également à remercier également à l'ensemble du personnel de chez Siemens Medical que j'ai eu le privilège de côtoyer pendant mes trois années de thèse CIFRE. Tout particulièrement monsieur Thomas Flohr, responsable scientifique de la division scanner, madame Agnès Malgouyres, et ainsi que madame Isabelle Ginja pour sa précieuse aide dans mes démarches administratives.

Je veux adresser tous mes remerciements aux différentes personnes qui ont pris une part active dans ce travail :

Tout d'abord, monsieur Romain Grosjean, stagiaire et collègue, pour sa franchise, son travail de qualité et nos nombreuses discussions et débats. La principauté tiens en toi un fidèle supporteur et ce malgré de nombreux revers.

Monsieur Andrei Codreanu, cardiologue, pour sa disponibilité et nos nombreuses discussions sur la partie clinique de cette thèse. Il fait incontestablement partie des gens sans qui ce travail n'aurait sans doute jamais abouti.

Aux différents stagiaires qui de part leur travail ont apporté une pierre à l'édifice de cette thèse : monsieur Sylvain Grosdidier, mademoiselle Céline Lorentz, mademoiselle Maélène Lohezic

Je tiens également à remercier tous les membres du laboratoire IADI et tout particulièrement l'équipe fondatrice : monsieur Cédric Pasquier, doctorant de première heure du laboratoire, pour ces nombreux conseils d'ordre technique. Monsieur Freddy Odille, doctorant, le Steve Nash du laboratoire, pour ces nombreux conseils informatique. Monsieur Yannick Ponvianne, ingénieur de développement et mademoiselle Amina Hajdi, première secrétaire du laboratoire, pour leur compétence et bonne humeur.

Je tiens à remercier tous mes amis pour leur soutien permanent tout le long de ces trois années de thèse. Je tiens tout particulièrement à remercier Monsieur Luc Piot grâce à qui toute cette aventure a commencé et mademoiselle Emilie Joly pour sa patience et son écoute lors de nos nombreuses discussions téléphoniques. Je tiens également à remercier Monsieur Laurent Keros, ancien doctorant au CAV pour nos discussions du dimanche soir qui m'ont toujours été d'un grand conseil.

Je tiens à remercier Mademoiselle Fleur Kubs, « the best copilote du matin opel ascona », pour son écoute et ses précieux conseils. Malheureusement, mes remerciements ne sont hélas pas aussi longs que mes fameux raccourcis, rebaptisé « raccourlongs », pour lui exprimer toute ma gratitude.

Je tiens à remercier tous les personnes qui ont partagé les fameux apéros du samedi, en particulier pendant la rédaction de ce manuscrit, après la BM en particulier mademoiselle Elise Piot, mademoiselle Julie Pinet et monsieur Richard Alvares.

Je tiens à remercier aussi mes amis Babou, Ivan, Mat, Romano, Alban.

Je termine par un grand remerciement à ma famille qui tout le long de ses années m'a toujours encouragé.

Tenho um pensamento as pessoas que já nao estao neste mundo e em particular ao meu tio Jaime. Ficaras sempre no meu coração.

Je tiens à remercier mon frère Angelo qui malgré nos différences a toujours été là comme moi je serai là pour lui.

Je tiens à remercier tout particulièrement mes parents, Adelino et Maria sans qui je n'aurais pas pu envisager d'effectuer des études supérieures et qui m'ont toujours permis de choisir.

SOMMAIRE

<i>Introduction</i>	1
I Etat de l'art	I-5
I.A La tomodensitométrie	I-6
I.A.1 Principe général	I-6
I.A.1.1 Introduction.....	I-6
I.A.1.2 Obtention d'une coupe.....	I-7
I.A.1.2.a Le système de mesure	I-8
I.A.1.2.b La reconstruction.....	I-12
I.A.1.3 Visualisation et post traitement.....	I-15
I.A.1.4 Limites du modèle physique	I-16
I.A.2 Evolution technologique et algorithmique	I-17
I.A.2.1 Paramètres à améliorer.....	I-17
I.A.2.2 Chaîne de mesure.....	I-20
I.A.2.3 Agencement des détecteurs et algorithmes de reconstruction.....	I-21
I.A.2.3.a Première et deuxième générations.....	I-21
I.A.2.3.b Troisième et quatrième générations	I-22
I.A.2.3.c Mode spiralé.....	I-26
I.A.2.3.d Du scanner multicoupe au scanner volumique.....	I-30
I.A.2.3.e Electron beam computed EBCT.....	I-39
I.A.2.3.f Dual source (SIEMENS).....	I-40
I.B Cœur et imagerie	I-41
I.B.1 Le cœur	I-41
I.B.1.1 Anatomie et fonctionnement.....	I-41

I.B.1.2	Origines du mouvement.....	I-43
I.B.2	<i>Imagerie cardiaque.....</i>	<i>I-44</i>
I.B.2.1	Besoin	I-44
I.B.2.2	Gestion du mouvement et limites.....	I-44
I.B.2.3	Différentes types d'imagerie.....	I-45
I.B.2.3.a	<i>Imagerie ultrasonore.....</i>	<i>I-45</i>
I.B.2.3.b	<i>Imagerie RX conventionnel.....</i>	<i>I-46</i>
I.B.2.3.c	<i>Imagerie par résonance magnétique (IRM).....</i>	<i>I-47</i>
I.B.3	<i>Tomodensitométrie cardiaque : sélection et reconstruction.....</i>	<i>I-48</i>
I.B.3.1	Synchronisation ECG.....	I-49
I.B.3.2	Synchronisation prospective.....	I-51
I.B.3.3	Synchronisation rétrospective.....	I-53
I.B.3.4	Segmentation de l'acquisition ou de la sélection.....	I-55
I.B.3.5	Comparaison entre les modes : prospectif et rétrospectif.....	I-57
I.B.3.6	Cas clinique : quantification.....	I-58

II ***Obtention et intégration des mouvements physiologiques cardiaques dans la stratégie de sélection des données.....******II-59***

II.A ***Introduction.....******II-60***

II.B ***Etat de l'art.....******II-61***

II.B.1	<i>Caractéristiques et quantification du mouvement cardiaque.....</i>	<i>II-61</i>
II.B.1.1	Les mouvements liés à la respiration.....	II-62
II.B.1.1.a	<i>Caractéristiques.....</i>	<i>II-62</i>
II.B.1.1.b	<i>Quantification des mouvements dus à la respiration.....</i>	<i>II-63</i>
II.B.1.2	Les mouvements liés à la contraction cardiaque.....	II-65
II.B.1.2.a	<i>Caractéristiques.....</i>	<i>II-65</i>
II.B.1.2.b	<i>Quantification des mouvements liés à la contraction cardiaque.....</i>	<i>II-67</i>

<i>II.B.2</i>	<i>Placement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction</i>	<i>II-69</i>
---------------	--	--------------

<i>II.C</i>	<i>Quantification et gestion du mouvement cardiaque.....</i>	<i>II-72</i>
-------------	--	--------------

<i>II.C.1</i>	<i>Introduction</i>	<i>II-72</i>
---------------	---------------------------	--------------

<i>II.C.2</i>	<i>Protocole de notre étude [81].....</i>	<i>II-73</i>
---------------	---	--------------

<i>II.C.2.1</i>	<i>L'acquisition.....</i>	<i>II-73</i>
-----------------	---------------------------	--------------

<i>II.C.2.2</i>	<i>Protocole de post-traitement</i>	<i>II-74</i>
-----------------	---	--------------

<i>II.C.2.2.a</i>	<i>Post-traitement « constructeur ».....</i>	<i>II-74</i>
-------------------	--	--------------

<i>II.C.2.2.b</i>	<i>Post-traitement supplémentaire</i>	<i>II-75</i>
-------------------	---	--------------

<i>II.C.3</i>	<i>Phase de validation de la méthode (reproductibilité).....</i>	<i>II-76</i>
---------------	--	--------------

<i>II.C.3.1</i>	<i>Protocoles utilisés pour la reproductibilité.....</i>	<i>II-77</i>
-----------------	--	--------------

<i>II.C.3.1.a</i>	<i>Validation de la détermination de la ROI.....</i>	<i>II-77</i>
-------------------	--	--------------

<i>II.C.3.1.b</i>	<i>Validation position de sonde.....</i>	<i>II-78</i>
-------------------	--	--------------

<i>II.C.3.2</i>	<i>Résultats reproductibilité du positionnement de la sonde.....</i>	<i>II-79</i>
-----------------	--	--------------

<i>II.C.3.2.a</i>	<i>Résultats qualitatifs.....</i>	<i>II-79</i>
-------------------	-----------------------------------	--------------

<i>II.C.3.2.b</i>	<i>Résultats Quantitatifs.....</i>	<i>II-81</i>
-------------------	------------------------------------	--------------

<i>II.C.3.2.c</i>	<i>Discussion</i>	<i>II-82</i>
-------------------	-------------------------	--------------

<i>II.C.4</i>	<i>Mouvement tridimensionnel.....</i>	<i>II-83</i>
---------------	---------------------------------------	--------------

<i>II.C.5</i>	<i>Optimisation du placement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction</i>	<i>II-85</i>
---------------	--	--------------

<i>II.C.5.1</i>	<i>Mouvement unidimensionnel</i>	<i>II-85</i>
-----------------	--	--------------

<i>II.C.5.1.a</i>	<i>Critère de mouvement et fenêtre coulissante</i>	<i>II-85</i>
-------------------	--	--------------

<i>II.C.5.1.b</i>	<i>Résultats pour le placement de la fenêtre temporelle</i>	<i>II-87</i>
-------------------	---	--------------

<i>II.C.5.2</i>	<i>Mouvement tridimensionnel.....</i>	<i>II-89</i>
-----------------	---------------------------------------	--------------

<i>II.C.5.2.a</i>	<i>Critère de mouvement tridimensionnel.....</i>	<i>II-89</i>
-------------------	--	--------------

<i>II.C.5.2.b</i>	<i>Résultats globaux : tridimensionnels vs unidimensionnels</i>	<i>II-90</i>
-------------------	---	--------------

<i>II.C.5.2.c</i>	<i>Fréquence cardiaque : résultats pour un sujet « régulier ».....</i>	<i>II-91</i>
-------------------	--	--------------

II.C.6	<i>Résolution temporelle minimum</i>	II-94
II.C.6.1	Méthodologie :	II-94
II.C.6.1.a	<i>Critère spatial sans mouvement</i>	II-94
II.C.6.2	Résultats	II-96
II.C.6.2.a	<i>Autres Placements possibles</i>	II-96
II.C.6.2.b	<i>Résolution minimum</i>	II-99
II.C.6.2.c	<i>Abaques pour scanner actuels</i>	II-101
II.C.7	<i>Conclusions et perspectives</i>	II-103
II.C.7.1	Conclusion : les mouvements et la fenêtre temporelle	II-103
II.C.7.2	Gestion de la fréquence cardiaque irrégulière	II-105
III	<i>: Reproduction des mouvements physiologiques cardiaques</i>	III-108
III.A	<i>La simulation</i>	III-110
III.A.1	<i>Introduction : présentation de la simulation</i>	III-110
III.A.2	<i>Modes de fonctionnement</i>	III-111
III.A.2.1	Paramètres d'entrées du simulateur	III-112
III.A.2.1.a	<i>Définition du fantôme</i>	III-112
III.A.2.1.b	<i>Définition du mouvement du fantôme</i>	III-117
III.A.2.2	Intégration du mouvement dans la simulation	III-119
III.A.2.2.a	<i>Le maillage</i>	III-119
III.A.2.2.b	<i>Adaptation de la taille de matrice en fonction du mouvement</i>	III-120
III.A.2.2.c	<i>Projection</i>	III-122
III.A.2.3	Le calcul de simulation	III-127
III.A.2.3.a	<i>Paramètres à définir</i>	III-127
III.A.2.3.b	<i>Limitation de la zone de calcul</i>	III-128
III.A.2.3.c	<i>Décomposition et calcul de rayon</i>	III-130
III.A.2.4	Lien données brutes simulation/ données brutes scanner	III-131
III.A.3	<i>Validation des procédés de simulation</i>	III-132
III.A.3.1	Temps de calcul : influence des divers paramètres	III-132
III.A.3.2	Validation statique	III-134

III.A.3.2.a	Protocole.....	III-134
III.A.3.2.b	Résultats.....	III-136
III.A.3.3	Validation dynamique.....	III-137
III.B	La plateforme de mouvement.....	III-138
III.B.1	Présentation.....	III-138
III.B.1.1	Introduction.....	III-138
III.B.1.2	Système de mise en mouvement existant.....	III-138
III.B.1.3	Types de mouvements et contraintes.....	III-140
III.B.2	Fonctionnement.....	III-141
III.B.2.1	Support matériel.....	III-142
III.B.2.1.a	Description Générale.....	III-142
III.B.2.1.b	Description des différents éléments.....	III-143
III.B.2.2	Logiciel et interfaces utilisateurs.....	III-146
III.B.2.2.a	Présentation.....	III-146
III.B.2.2.b	Interfaces et programmation de commandes.....	III-147
III.B.3	Quantification des caractéristiques du système de commande.....	III-152
III.B.3.1	Envoi de consignes en temps réel et synchronisation d'acquisition.....	III-152
III.B.3.2	Réglage des paramètres du correcteur PID.....	III-153
III.B.3.3	Caractéristiques limites de la plateforme.....	III-157
III.B.3.3.a	Mouvement sinusoïdal.....	III-157
III.B.3.3.b	Mouvement linéaire.....	III-159
III.B.4	Conclusion.....	III-160
IV	Influence et estimation du mouvement.....	IV-162
IV.A	Quantification des artefacts de mouvements avec reconstruction classique.....	IV-

<i>IV.A.1</i>	<i>Artefacts de mouvement : État de l'art</i>	<i>IV-164</i>
IV.A.1.1	Études sur fantôme	IV-164
IV.A.1.2	Études cliniques	IV-166
<i>IV.A.2</i>	<i>Étude sur la détectabilité et la quantification des calcifications subissant un mouvement de respiration linéaire</i>	<i>IV-167</i>
IV.A.2.1	Introduction	IV-167
IV.A.2.2	Matériel : Fantôme QRM	IV-167
IV.A.2.3	Paramètres d'acquisition tomодensitométrique	IV-169
IV.A.2.3.a	Le kilovoltage, ou kV	IV-169
IV.A.2.3.b	Le milliampérage, ou mAs	IV-169
IV.A.2.4	Protocoles d'expérimentation	IV-170
IV.A.2.5	Définition de la qualité d'images	IV-171
IV.A.2.5.a	Critère de similarité	IV-171
IV.A.2.5.b	« Scoring » radiologue	IV-172
IV.A.2.5.c	Calcul du volume	IV-173
<i>IV.A.3</i>	<i>Résultats : Abaques dose/qualité d'images/vitesse</i>	<i>IV-173</i>
IV.A.3.1	Quantification des erreurs de mouvement	IV-173
IV.A.3.2	Information mutuelle	IV-174
IV.A.3.3	Coefficient de corrélation	IV-175
IV.A.3.4	Ecart type	IV-176
IV.A.3.5	« Scoring » radiologue	IV-177
IV.A.3.6	Calcul du volume	IV-178
<i>IV.A.4</i>	<i>Discussions</i>	<i>IV-181</i>
IV.A.4.1	Information mutuelle	IV-181
IV.A.4.2	Coefficient de corrélation	IV-181
IV.A.4.3	Ecart type	IV-182
IV.A.4.4	« Scoring » radiologue	IV-182
IV.A.4.5	Calcul du volume	IV-183
<i>IV.A.5</i>	<i>Conclusions</i>	<i>IV-184</i>
<i>IV.B</i>	<i>Extraction du mouvement et correction du mouvement à partir des données brutes.</i>	<i>IV-185</i>

<i>IV.B.1</i>	<i>Introduction : bibliographie estimation et correction.....</i>	<i>IV-185</i>
IV.B.1.1	En pratique clinique	IV-185
IV.B.1.2	Technique d'intégration	IV-186
<i>IV.B.1.2.a</i>	<i>Estimation du mouvement</i>	<i>IV-186</i>
<i>IV.B.1.2.b</i>	<i>Correction du mouvement.....</i>	<i>IV-187</i>
IV.B.1.3	Nos choix	IV-188
<i>IV.B.2</i>	<i>Détectabilité de calcification : Problématique et solution</i>	<i>IV-190</i>
<i>IV.B.3</i>	<i>Détection et correction en géométrie 2D : parallèle et fanbeam.....</i>	<i>IV-194</i>
IV.B.3.1	Fantôme utilisé et mouvement	IV-194
IV.B.3.2	Géométrie parallèle	IV-195
<i>IV.B.3.2.a</i>	<i>Présentation</i>	<i>IV-195</i>
<i>IV.B.3.2.b</i>	<i>Détection de la calcification</i>	<i>IV-196</i>
<i>IV.B.3.2.c</i>	<i>Correction du mouvement de la calcification.....</i>	<i>IV-200</i>
<i>IV.B.3.2.d</i>	<i>Conclusion</i>	<i>IV-204</i>
IV.B.3.3	Géométrie fanbeam	IV-204
<i>IV.B.3.3.a</i>	<i>Introduction.....</i>	<i>IV-204</i>
<i>IV.B.3.3.b</i>	<i>Estimation et Correction.....</i>	<i>IV-205</i>
IV.B.3.4	Conclusions et perspectives.....	IV-208
<i>IV.B.4</i>	<i>Détection en géométrie 3D géométrie conebeam.....</i>	<i>IV-208</i>
IV.B.4.1	Données utilisées.....	IV-208
IV.B.4.2	Trajectoire d'une calcification.....	IV-210
IV.B.4.3	Conclusions et Perspectives	IV-213
	<i>Conclusion et perspectives</i>	<i>215</i>
	<i>Bibliographie.....</i>	<i>219</i>
	<i>Titres et travaux.....</i>	<i>225</i>

ABREVIATIONS

ASSR :	Advanced Single Slice Rebinning
AMPR :	Adaptive Multiple Plane Reconstruction
Abdo :	Abdominal
Apex :	Apicale
bpm :	Battements par minute
CNR:	Rapport Signal sur Bruit (Contrast to Noise Ratio)
CD ou RCA :	Artère coronaire droite
DAS :	Système d'acquisition de données
DTI :	Doppler Tissue Imaging
D :	Distale
EBCT :	Scanner à faisceau d'électrons (Electron Beam Computed Tomography)
ECG :	Electrocardiogramme
FWHH :	Largeur à mi hauteur (Full Width at Half maximum)
FOV :	Champ de vue (Field of view)
FTM :	Fonction de transfert de modulation
HU :	Unité Hounsfield
IRM :	Imagerie par résonance magnétique
IVA ou LAD :	Artère inter ventriculaire antérieure
IVP ou LPD :	Artère inter ventriculaire postérieure
LI 180° :	Interpolation linéaire 180°
LI 360° :	Interpolation linéaire 360°
LCX ou CX :	Artère circonflexe
M :	Médiale
MSCV :	Multi-slice Cardiac Volume reconstruction
MSCT:	Scanner multibarrettes
MPR :	Reconstructions multiplanaires
MIP:	Maximal Intensity Projection ou Minimum Intensity Projection
MLI 180° :	Interpolation linéaire multicoupe 180°
MLI 360° :	Interpolation linéaire multicoupe 360°
p:	Pitch
P :	Proximale

PID :	Correcteur Proportionnel, Intégrateur, Dérivateur
PS :	Parasternal
ROI :	Région d'intérêt
RDM :	Réseau de détection modulable
RX :	Rayons X
SSFP:	Séquences IRM « steady State »
SSR :	Single Slice Rebinning
SMPR :	Segmented Multiple Plane Reconstruction
SSP :	Profil de coupe (Slice Sensitivity Profile)
TC ou LM :	Tronc Commun
TF :	Transformée de Fourier

Introduction

Le mouvement est l'un des problèmes majeurs en tomodensitométrie cardiaque. Actuellement, en pratique clinique, sa gestion consiste à le minimiser soit en faisant des acquisitions de plus en plus rapides soit en sélectionnant des phases d'acquisition et de reconstruction où le mouvement de l'organe est considéré comme minimum. Or, pour atteindre les résolutions temporelles souhaitées, en particulier en imagerie cardiaque, les vitesses d'acquisition ne sont pas encore suffisantes. De plus, même pendant les phases d'acquisitions, il existe toujours un mouvement minimum qui peut biaiser les informations extraites de l'image.

Afin de pallier à ceci, nous nous proposons d'intégrer une information de type physiologique dans la stratégie acquisition/reconstruction. Nous avons pour cela mis en place une chaîne de traitement permettant de reproduire des mouvements physiologiques afin d'en étudier l'influence, de les estimer et de les corriger. Les maladies coronariennes sont actuellement l'une des principales causes de mortalité dans les sociétés occidentales. Un des moyens possibles pour en faire le diagnostic est la tomodensitométrie. Or, l'imagerie cardiaque est la plus exigeante en terme de résolution temporelle d'où la réelle nécessité d'effectuer des corrections

La première partie de ce manuscrit présentera les différentes évolutions que la tomodensitométrie a connues depuis son introduction au début des années 70. Après un bref rappel de l'anatomie cardiaque, nous aborderons les spécificités de l'imagerie cardiaque et tout particulièrement de la tomodensitométrie cardiaque.

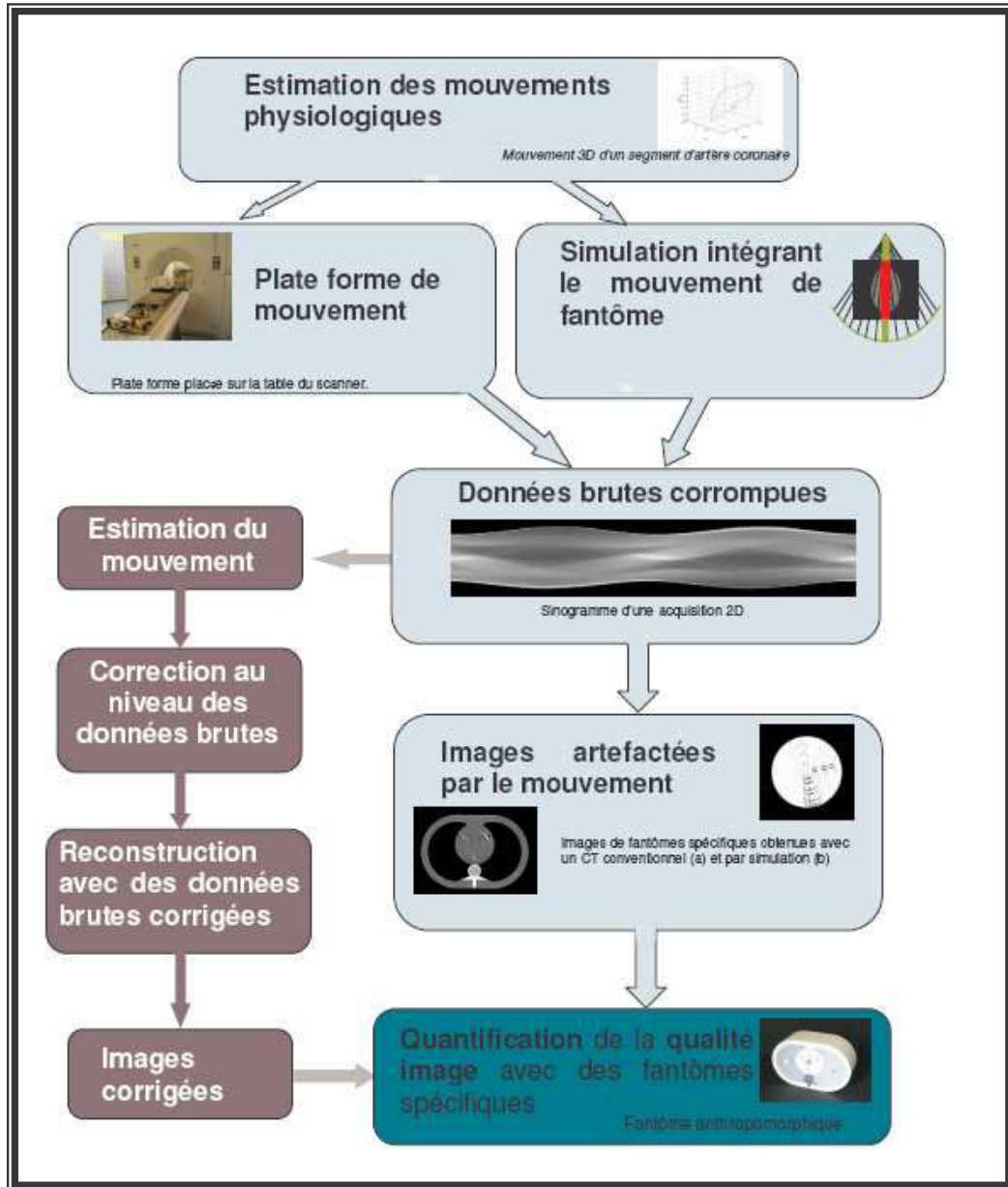
Le synoptique ci-dessous schématise le travail effectué au cours du doctorat. Le travail effectué s'est divisé en trois parties distinctes donnant chacune un chapitre du manuscrit.

Le deuxième chapitre intitulé « Obtention et intégration des mouvements physiologiques cardiaques dans la stratégie de sélection des données » présente la première étape du projet qui a consisté à quantifier les caractéristiques dynamiques du mouvement de contraction cardiaque. Pour obtenir ces mouvements, une méthodologie originale basée sur des

acquisitions échographiques en mode « Doppler Tissue Imaging » (DTI) a été développée. Ainsi, avec trois acquisitions effectuées à des angulations différentes, le mouvement tridimensionnel d'un segment d'artère coronaire peut être obtenu pour tout le cycle cardiaque. Validé sur un certain nombre de sujets sains, l'estimation de ce mouvement permet alors d'optimiser le placement des fenêtres temporelles d'acquisition/reconstruction sur les scanners existants. A partir de ces mêmes données de déplacement, la résolution temporelle minimum pour geler le mouvement cardiaque le long de son cycle a également été quantifiée pour l'ensemble des segments d'artère coronaire étudiés.

Le troisième chapitre de ce manuscrit intitulé « Reproduction des mouvements physiologiques cardiaques » présente les deux outils développés au cours de ce doctorat. En effet, disposant de signaux de types physiologiques de contraction cardiaque et de respiration, fournis respectivement par les acquisitions DTI et par des acquisitions IRM, nous avons développé deux systèmes afin de les reproduire : une plate forme de mouvement et un simulateur générant des données corrompues par le mouvement. Ces deux outils sont nécessaires d'une part pour pallier au problème de radioprotection et d'autre part pour avoir une maîtrise et une connaissance parfaites du mouvement.

Le quatrième et dernier chapitre intitulé « Influence et estimation du mouvement » présente une étude utilisant les outils de reproduction du mouvement développés au sein du laboratoire. Cette étude de type dynamique a été menée sur des modélisations de calcifications d'artère coronaire. Elle montre bien l'influence du mouvement respiratoire et la nécessité de l'intégrer dans le processus d'acquisition/reconstruction tomodensitométrie. Par conséquent, des études préliminaires d'estimation et de correction du mouvement de calcification ont a été également menées sur les données brutes fournies par les acquisitions tomodensitométriques et le simulateur.



Chaîne de traitement mise en place : de l'estimation à la correction en passant par la reproduction du mouvement

I Etat de l'art

I.A La tomодensitométrie

I.A.1 Principe général

I.A.1.1 Introduction

Au début des années 70, l'imagerie médicale a connu une véritable révolution avec l'introduction de la tomодensitométrie plus couramment appelée scanner [1]. Premier imageur à fonctionner avec des détecteurs numériques, il a permis aux radiologues d'avoir un accès à une information en 3 D.

Tout comme la radiologie conventionnelle, la tomодensitométrie utilise la propriété des Rayons X (RX) à être atténués en traversant de la matière. L'obtention d'une image tomодensitométrique est quant à elle suivie d'une étape de reconstruction mathématique.

L'accès aux propriétés d'atténuation de la matière (Figure I-2) composant le corps humain a permis au clinicien d'obtenir une image anatomique du patient et, par exemple, de détecter certaines pathologies comme des calcifications ou des foyers tumoraux.

La tomодensitométrie est une technique de tomographie c'est-à-dire une représentation 2D en coupes d'une partie du corps. Le volume est alors reconstitué par un empilement de coupes successives (Figure I-1)



Source : Troisième Symposium scanner Volumique Multicoupe (Nancy 2005)

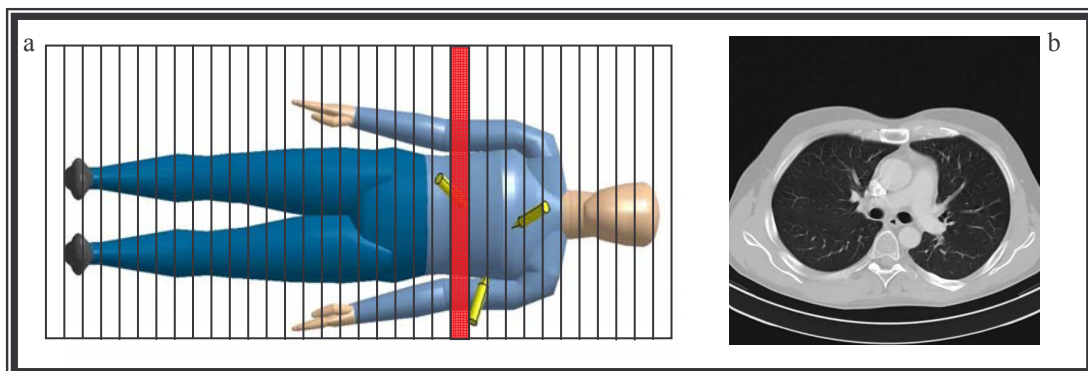


Figure I-1 : Le patient est représenté grâce à un empilement de coupe axiales (a). Pour chaque coupe, une image représentant l'atténuation d'une partie du corps est obtenue (b)

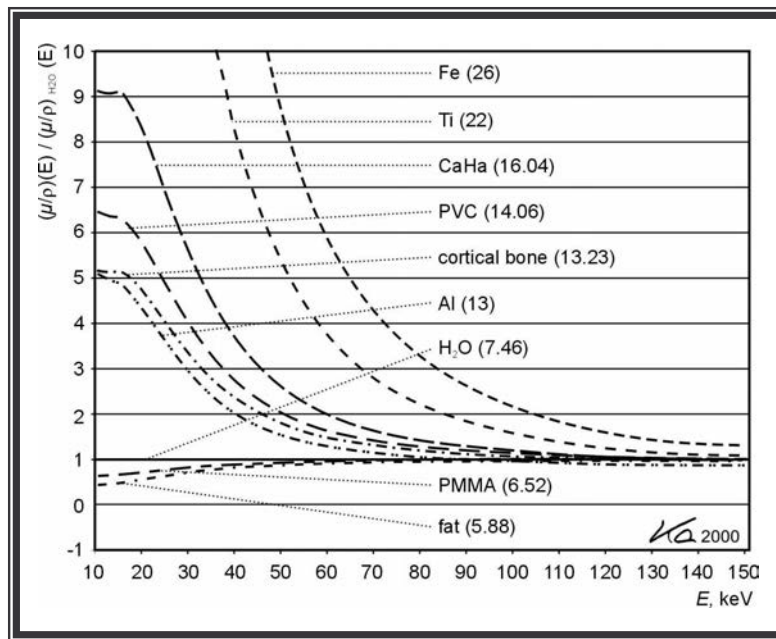


Figure I-2 : Coefficients massiques d'atténuation normalisés de différents matériaux en fonction de l'énergie (extrait de Kalender [2])

I.A.1.2 Obtention d'une coupe

En tomodynamométrie, on reconstruit tout d'abord des coupes axiales c'est-à-dire possédant des vecteurs directeurs de même direction que l'axe de rotation du tube (axe z) (Figure I-3)

Pour obtenir une coupe, deux étapes fondamentales peuvent être distinguées :

- Le recueil des données grâce au système de mesure
- Le processus mathématique de reconstruction des images à partir des données recueillies par le système de détection

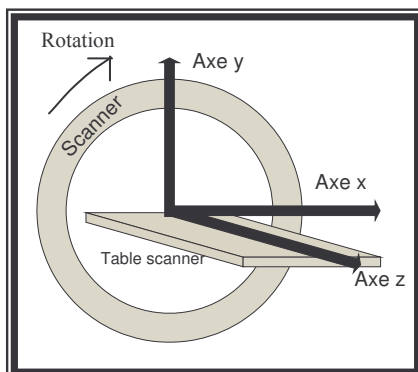


Figure I-3 : Repère spatial du scanner

I.A.1.2.a Le système de mesure

Le scanner repose sur la mesure de l'atténuation des faisceaux de RX. Le système de mesure est composé d'une source de RX et d'un système de détection permettant de mesurer le flux de photons après la traversée de la matière (Figure I-4).

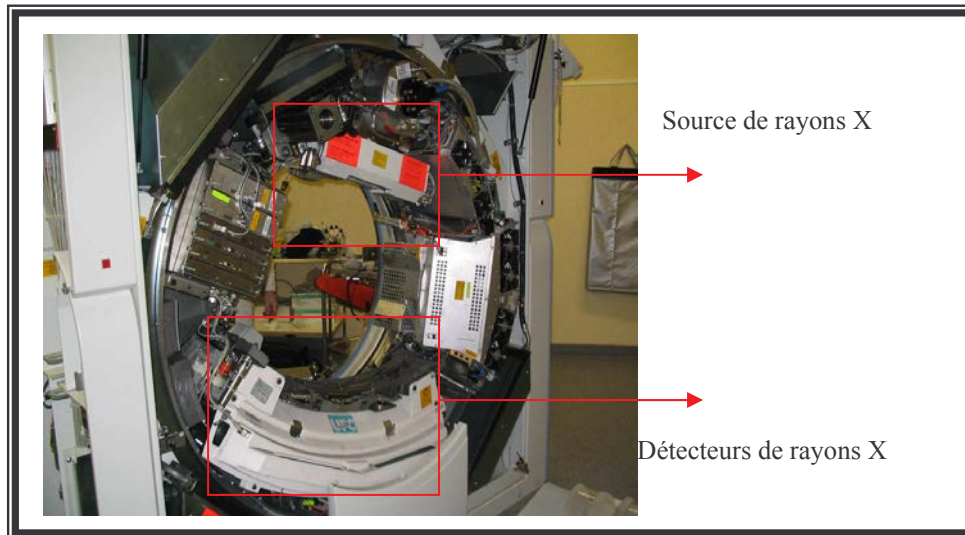


Figure I-4 : Visualisation d'un scanner moderne Somatom Volume Zoom (Siemens Medical) implanté au CHU NANCY, hôpital d'enfants, service de radiologie

Lorsque le faisceau traverse de la matière, plusieurs phénomènes physiques (principalement l'interaction photoélectrique et Compton) participent à l'atténuation. La probabilité de ces effets, et par conséquent de l'atténuation, dépend en particulier de la densité du milieu, de sa composition et l'énergie du faisceau.

Le modèle physique de base de la tomodensitométrie repose sur quelques hypothèses dont l'une d'elle suppose que le faisceau est monoénergétique. Le flux du faisceau après la traversée est donné par une loi d'atténuation de type Beer-Lambert pour de la matière homogène (Figure I-5 a) et pour de la matière non homogène (Figure I-5 b).

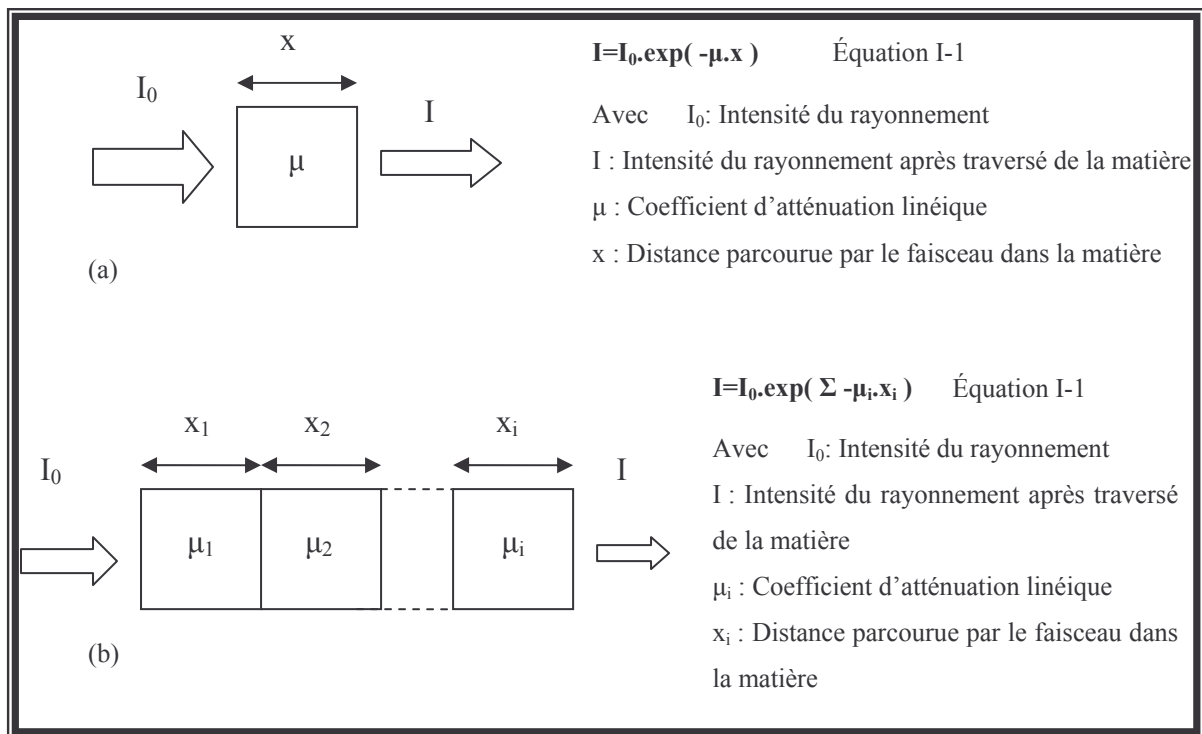


Figure I-5 : Loi d'atténuation pour un faisceau de RX après traversée d'un matériau homogène (a) et hétérogène (b)

Supposons un objet entre une source de RX et un détecteur. Le faisceau de RX envoyé par le tube en direction du détecteur sera atténué par l'objet. La connaissance du faisceau atténué I (Figure I-6 a) permet alors d'avoir accès à l'intégrale des coefficients d'atténuation sur une ligne de l'espace par l'intermédiaire de l'équation I-1

$I = I_0 \cdot \exp(\sum -\mu_i \cdot x_i)$ d'où $\sum \mu_i \cdot x_i = \ln(I_0/I)$ Équation I-2

Un profil d'atténuation est obtenu en effectuant un balayage du faisceau de RX sur l'ensemble du corps c'est-à-dire une translation du système source/détecteur suivant la perpendiculaire du faisceau (Figure I-6 (a)). Il correspond alors à la définition mathématique d'une projection (Équation I-3).

$p(\theta, u) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv$ Cas pour $p(0, u)$ Équation I-3

La reconstruction tomodensitométrie repose sur des principes mathématiques développés par J.Radon au début du siècle qui énoncent que les propriétés physiques d'un objet peuvent se retrouver en ayant une connaissance d'un nombre infini de ces projections à travers l'objet. Dans le cas de la tomodensitométrie, l'information physique est le coefficient d'atténuation. Pour acquérir les autres projections, on effectue de manière successive une rotation θ du couple source/détecteur et un balayage de la totalité de la zone anatomique à représenter (Figure I-6 b)

Mathématiquement, l'ensemble des profils d'atténuation c'est-à-dire des projections est une transformée de Radon d'une fonction bidimensionnelle f , f étant une fonction image avec x et y les coordonnées de l'image.

$$p(\theta, u) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv \quad u = x \cdot \cos(\theta) + y \cdot \sin(\theta) \quad \text{Équation I-4}$$

$$v = -x \cdot \sin(\theta) + y \cdot \cos(\theta) \quad \text{Équation I-5}$$

Les profils d'atténuation peuvent être visualisés par une image que l'on appelle sinogramme (Figure I-6 c). En effet, sur la représentation graphique des projections, la transformée de Radon d'un point est une sinusoïde.

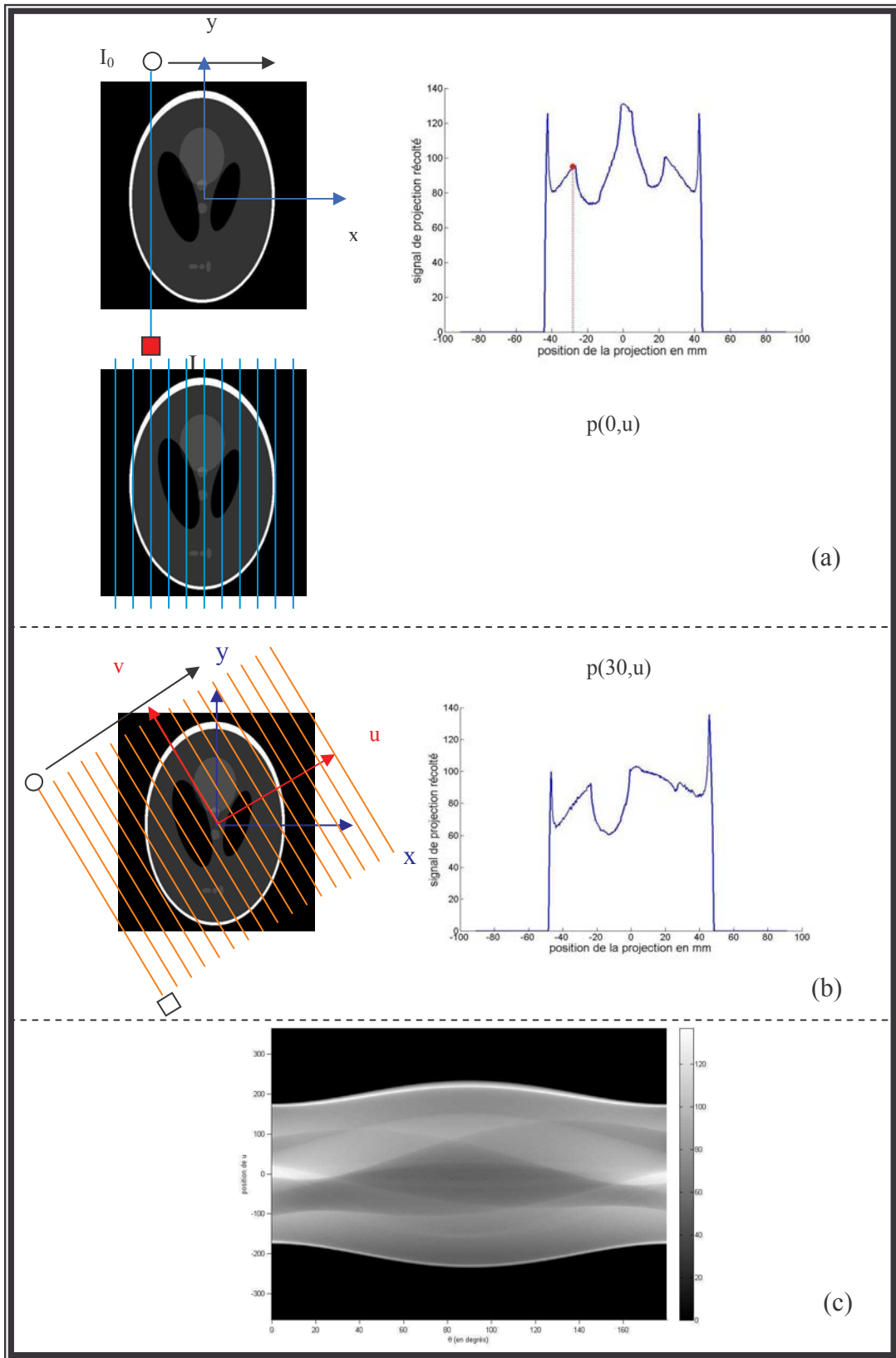


Figure I-6 : Schématisation du processus d'acquisition (a) projection pour un angle de 0° (b) projection pour un angle de 30° (c) sinogramme représentant l'ensemble des projections.

I.A.1.2.b La reconstruction

Mathématiquement, la reconstruction tomodensitométrique est un problème inverse. L'Équation I-3 en est son expression directe. Le problème de reconstruction est donc lié à l'obtention d'une fonction basée sur la connaissance de ses intégrales sur une famille de droites de l'espace. Pour la reconstruction, deux approches générales sont alors possibles : solution analytique ou solution algébrique.

Les méthodes analytiques sont actuellement les méthodes de reconstruction utilisées en tomodensitométrie clinique. Ainsi, les algorithmes basés sur les solutions de types algébriques ne seront pas abordés dans ce manuscrit. Notons également que d'après le modèle physique de base, les rayons en opposition mesurent exactement les mêmes coefficients d'atténuation. Ainsi, pour la reconstruction, on peut se limiter uniquement à un demi tour de projections (technique de reconstruction de « scan partielle » en géométrie parallèle).

Pour reconstruire ces données à partir des projections, la retroprojection filtrée s'avère la méthode la plus robuste et la plus rapide. En retroprojection ou épandage, l'information des projections est étalée dans l'image en respectant l'angle d'acquisition (Figure I-7 a, b). Malheureusement, ce processus entraîne du flou dans l'image généré par des artefacts d'épandage en étoile (Figure I-7 c).

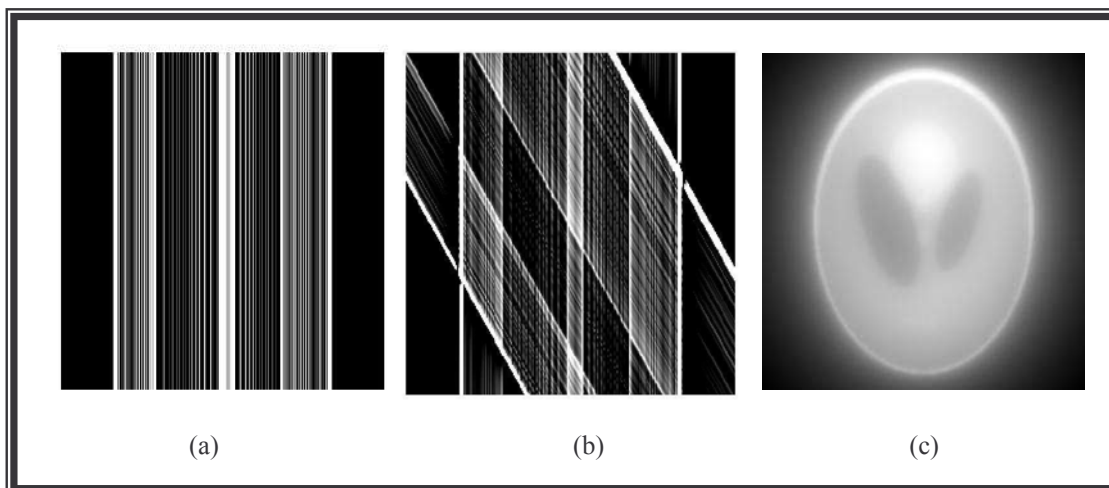


Figure I-7 : (a) Illustration de la rétroprojection avec un seul angle $\theta=0^\circ$ (b) rétroprojection avec deux angles $\theta=0^\circ$ et $\theta=30^\circ$ (c) rétroprojection avec toutes les projections

Au niveau mathématique, le théorème de la coupe centrale permet d'effectuer le lien entre l'image à reconstruire et les projections récoltées. Il énonce que la transformée

monodimensionnelle d'une projection par rapport à u est égale une coupe de la transformée bidimensionnelle de la distribution à reconstruire. (Figure I-8 et Équation I-7)

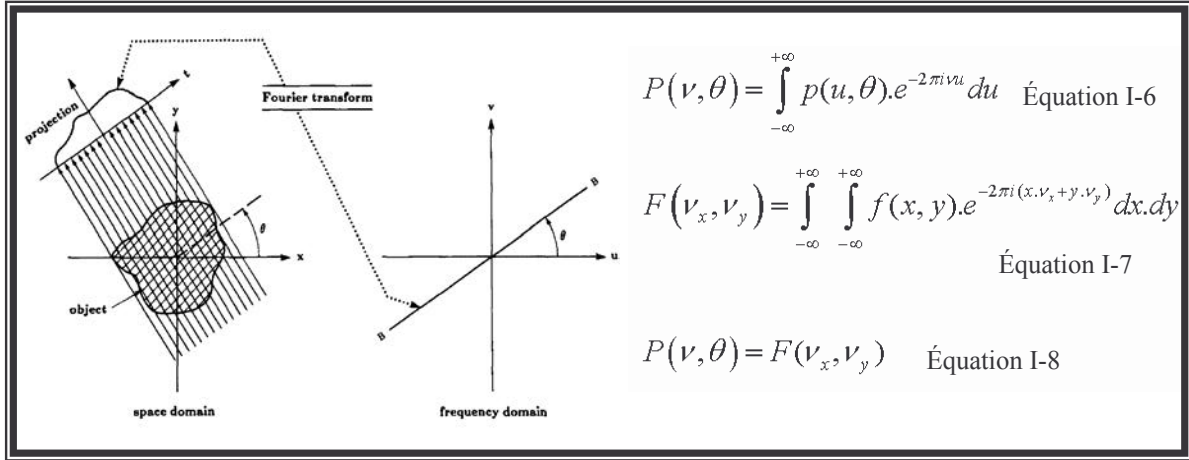


Figure I-8 : Représentation graphique du théorème de la coupe centrale et formulation mathématique (Schéma extrait de Kak [3])

Par définition la transformée de Fourier (TF) bidimensionnelle est égale à :

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(v_x, v_y) e^{2\pi i (x \cdot v_x + y \cdot v_y)} dv_x dv_y \quad \text{Équation I-9}$$

D'autre part, d'après le théorème de la coupe centrale

$$F(v_x, v_y) = P(v, \theta) \quad \text{D'où} \quad \text{Équation I-10}$$

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} P(v, \theta) e^{2\pi i (x \cdot v_x + y \cdot v_y)} dv_x \cdot dv_y \quad \text{Équation I-11}$$

Par changement de variable :

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} P(v, \theta) |v| e^{2\pi i v u} dv d\theta \quad \text{Équation I-12} \quad \text{D'où}$$

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} p'(u, \theta) d\theta \quad \text{Équation I-14} \quad \text{avec} \quad p'(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(v, \theta) |v| e^{2\pi i v u} dv \quad \text{Équation I-13}$$

Au niveau de l'implémentation informatique, l'Équation I-14 ne peut être calculée de la sorte. Une fonction de limiteur de bande doit être introduite du faite de la limitation spatiale de l'acquisition.

$$g(u, \theta) = \int_{-f_c}^{+f_c} P(v, \theta) \cdot |v| \cdot e^{2\pi i v u} dv \quad \text{Équation I-15}$$

Notons également que du fait de la discrétisation nécessaire pour l'implémentation de l'algorithme au niveau informatique, une étape supplémentaire dite de « zero padding » doit être effectuée avant la TF des données brutes. Concrètement, l'objet $f(x,y)$ à reconstruire est égal à la rétro projection des projections filtrées (Figure I-9)

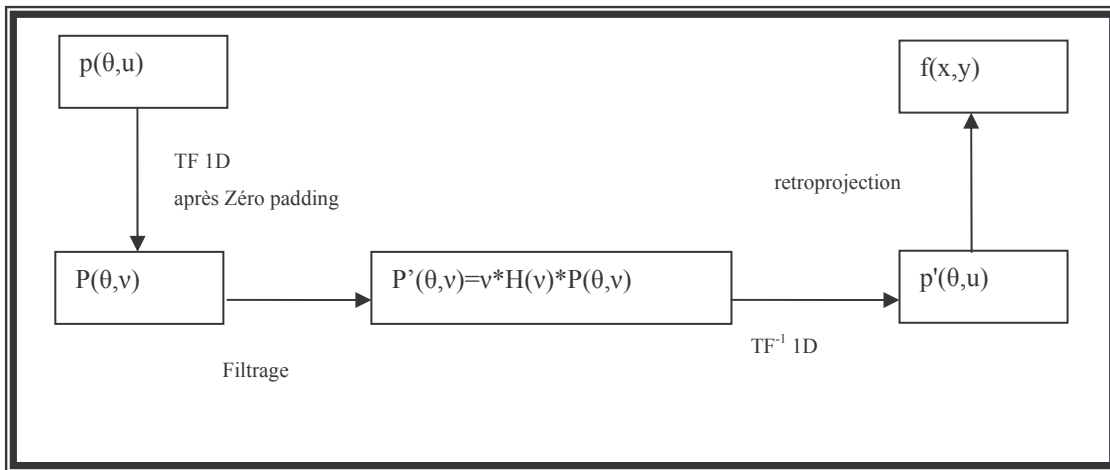


Figure I-9 : Schéma de reconstruction des images tomodynamométriques ($f(x,y)$) à partir des projections ($p(\theta,u)$)

En plus du filtrage rampe, une fenêtre d'apodisation peut être appliquée au niveau de la fonction afin de modifier les caractéristiques du filtre (Figure I-10)

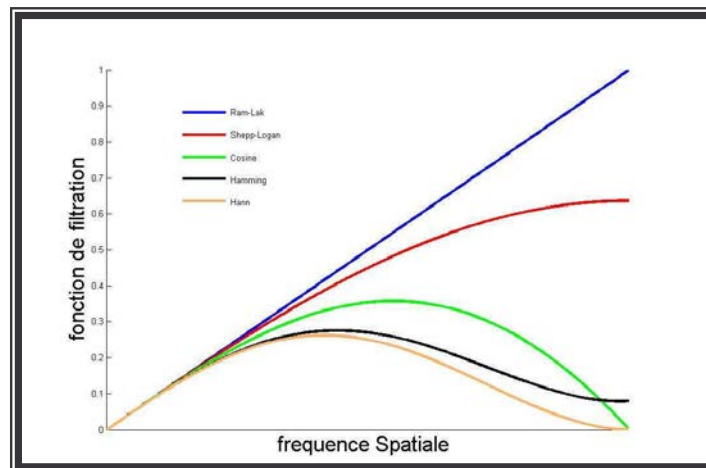


Figure I-10 : Différents filtres utilisés pour la reconstruction

Comme il a été dit précédemment (I.A.1.1), l'obtention d'un volume se fait par un empilement de coupes axiales successives. Après le recueil des données pour reconstruire la première coupe en z_1 du volume anatomique voulue, la table est avancée d'un incrément déterminé. Les profils d'atténuation nécessaires à la reconstruction de la deuxième coupe à z_2

sont alors acquis. Ces opérations d'acquisition coupe/translation z sont ainsi répétées jusqu'à couvrir la totalité du volume anatomique. Cette méthode d'acquisition est appelée acquisition incrémentale ou séquentielle.

I.A.1.3 Visualisation et post traitement

Les données visualisées ne sont pas les coefficients d'atténuation. Hounsfield a choisi une échelle qui affecte aux deux densités fondamentales les valeurs suivantes :

- Air : $N_{CT}(\text{air}) = -1000$
- Eau : $N_{CT}(\text{eau}) = 0$

Ainsi, l'unité Hounsfield (IH ou HU) est défini par la formule mathématique suivante :

$$N_{CT} = 1000 * \frac{\mu_{tissu} - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \quad \text{Équation I-16}$$

Compte tenu de la capacité de l'œil humain à distinguer qu'un certain nombre de niveau de gris, il est nécessaire d'effectuer un fenêtrage (Figure I-11 (a)) au niveau des HU afin de visualiser au mieux l'information recherchée sur l'image. Pour une image clinique, Les unités HU ont une dynamique entre -1000 et 1000, avec des pics pouvant atteindre 3000 HU pour du métal comme les prothèses de type métallique. (Figure I-11)

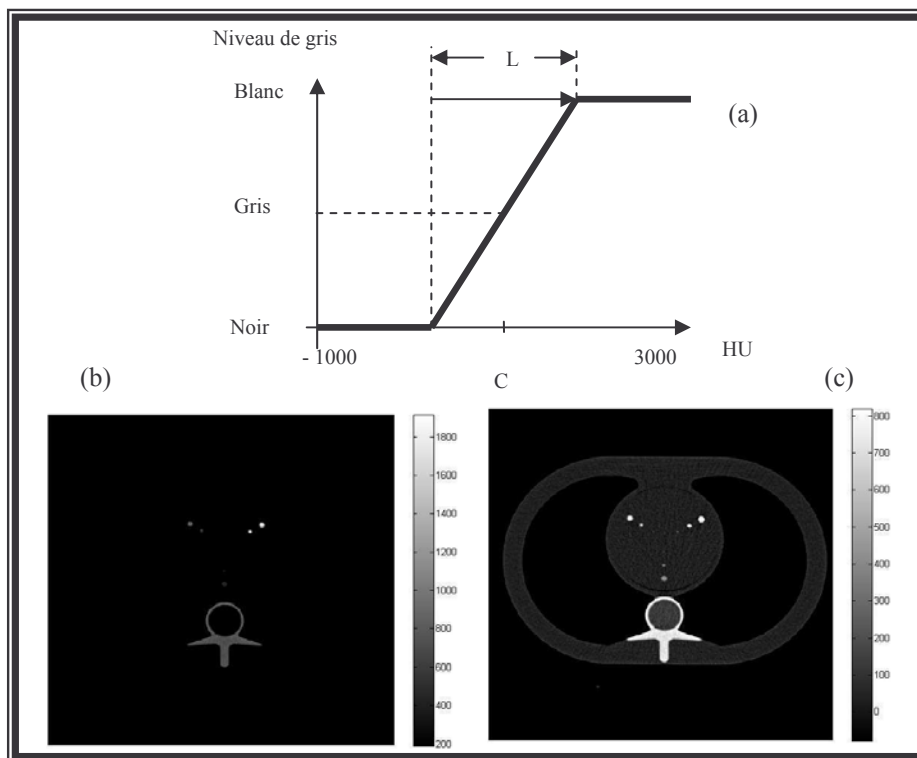


Figure I-11: Echelle de visualisation des unités Hounsfield (a). Images d'un Fantôme anthropomorphique avec des fenêtrages différents (b) L=1728 et C=1053 (c) L=898 et C=371

Au niveau de l'exploitation clinique des données, les seules coupes axiales peuvent s'avérer être suffisantes. Mais, d'autres possibilités de traitement du volume acquis sont également possibles permettant ainsi d'étendre les possibilités de diagnostic pour le radiologue.

Ainsi, des reconstructions multi-plan (MPR) permettent d'avoir des plans de visualisation dans n'importe quelle direction de l'espace. A partir des coupes fines acquises et reconstruites, des coupes plus épaisses peuvent être reconstituées. A titre d'exemple, le mode MIP est représentatif des traitements disponibles au niveau des consoles de traitement (Maximal Intensity Projection ou Minimum Intensity Projection). Dans ce mode, le volume 3D est projeté dans une direction de l'espace. L'information projetée est soit la somme de tous les pixels traversés soit un extremum traversé par le rayon. Dans le premier cas on reproduit une radio classique et dans le deuxième cas l'image obtenue en est proche mais avec une résolution en contraste bien meilleure. D'autres modes de visualisation sont possibles mais ne seront pas abordés dans ce manuscrit.

I.A.1.4 Limites du modèle physique

Le modèle physique utilisé est simplifié ayant pour conséquence l'apparition d'artefacts plus ou moins importants.

D'une part, le rayonnement auquel est exposé le patient a été supposé monochromatique. Or, en sortie de tube, ce dernier possède en réalité un spectre continu. En sachant que les coefficients d'atténuation varient en fonction de l'énergie (Figure I-2), une différence possible entre les HU calculés et les HU réels peut être constatée. De plus, le spectre au cours de la traversée d'une région anatomique subit également des modifications. En effet, la probabilité des photons à interagir avec la matière est plus importante lorsqu'ils sont de faible énergie. Une solution consiste au placement de filtrations en sortie de tube. Ces filtrations inhérentes de 1 à 2,5 mm d'aluminium et additionnelles de 0,5 à 1 mm de cuivre ont alors pour but d'éliminer le plus possible les composantes de basses énergies du rayonnement X. Le faisceau est ainsi durcit et ces caractéristiques seront alors moins influencées après traversée de la matière.

D'autre part, au niveau de la modélisation de la projection, n'intervient que le phénomène d'atténuation. Or, un rayonnement diffusé est également produit. Diverses solutions de suppression sont possibles. Physiquement, une collimation dite « secondaire » peut être

placée avant le détecteur. Des méthodes de traitement de données, pré ou post reconstruction, peuvent également être effectuées.

I.A.2 Evolution technologique et algorithmique

Après avoir exposé les principes fondamentaux de la tomodensitométrie, cette partie présente les différentes évolutions qu'a connues cette technique depuis son introduction dans le milieu médicale au début des années 70.

I.A.2.1 Paramètres à améliorer

Tout d'abord, la question première à se poser : quelles caractéristiques doit on améliorer, au niveau des scanners, afin de fournir un examen de meilleur qualité aux cliniciens ?

Plusieurs critères entrent en jeu :

- Le temps d'acquisition d'une région anatomique

Il dépend de l'étendue anatomique en z à explorer. Les facteurs intervenant sont alors :

- le temps de rotation du tube
- l'épaisseur de coupe souhaitée
- l'incrément entre deux coupes consécutives

- La résolution temporelle d'une image

En première approximation, la résolution temporelle est le temps mis pour obtenir les données afin de reconstruire une coupe.

- La résolution en contraste

Elle permet de quantifier la possibilité de différencier des structures à faible contraste (exemple substance grise et substance blanche). La résolution en contraste en tomodensitométrie est bien meilleure qu'en radiologie conventionnelle. Ainsi, elle permet la détection de très petits changements dans la structure tissulaire. Le critère habituellement utilisé est le rapport signal contraste sur bruit (Signal Contrast to Noise Ratio: SCNR) défini

Figure I-12

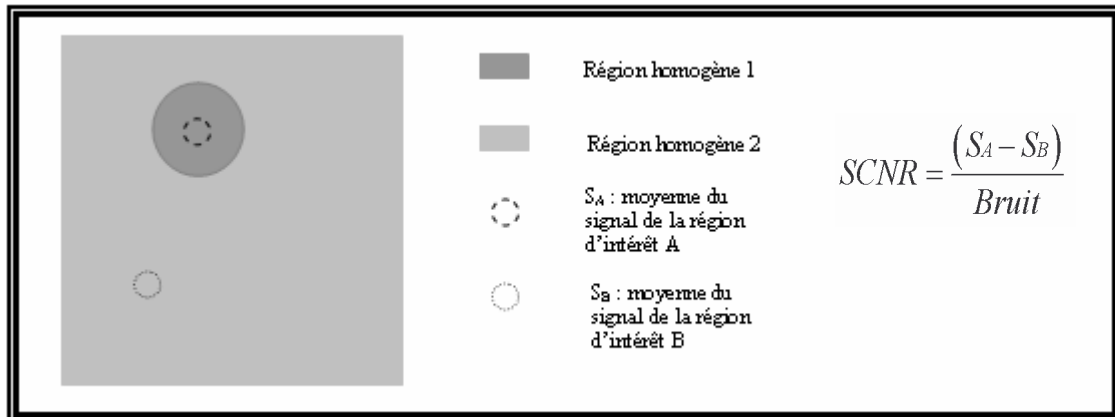


Figure I-12 : Définition du critère rapport signal contraste sur bruit (SCNR)

Notons également que le rapport signal sur bruit intervient dans cette définition. Il est également un point important dans la qualité des images obtenues

- La résolution spatiale

Au niveau de la résolution spatiale, exprimée soit en paire de lignes par cm soit en mm, on peut en distinguer deux types : la résolution dans le plan axiale et la résolution longitudinale. Le but est alors d'obtenir une résolution isotrope c'est-à-dire identique dans n'importe quelle direction de l'espace. La résolution spatiale axiale peut être obtenue soit de manière subjective grâce à des mires de résolution à différentes fréquences en repérant la plus haute fréquence visible soit par l'obtention de la fonction de transfert de modulation (FTM). Divers méthodes [4-6] sont alors possibles pour obtenir la FTM. La résolution spatiale est proche alors de la FTM à 2 % (Figure I-13)

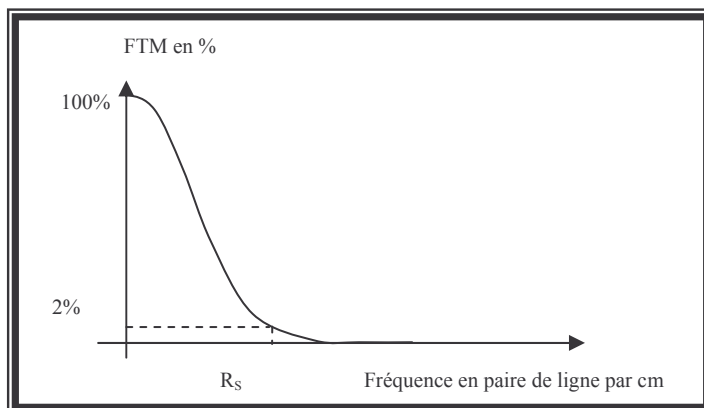


Figure I-13 : Exemple d'une courbe de transfert de modulation

Elle dépend de:

- La largeur effective des détecteurs
- Le taux d'échantillonnage
- Le filtre de reconstruction
- La taille du pixel qui dépend du champ de vue (FOV) et de la taille de la matrice (généralement 512*512)

La résolution spatiale longitudinale correspond à l'épaisseur effective ou réelle de la coupe. Elle est évaluée à partir du profil de coupe (SSP : Slice Sensitivity Profile) qui représente la distribution sur l'axe Z du rayonnement reçu par les détecteurs [7]. En scanner séquentiel, le profil de coupe a une forme presque rectangulaire, c'est-à-dire que l'épaisseur réelle de coupe est quasiment identique à l'épaisseur nominale choisie par l'opérateur (Figure I-14). Des mires de résolution peuvent également être utilisées. Il faut alors reconstruire des MPR pour l'évaluer

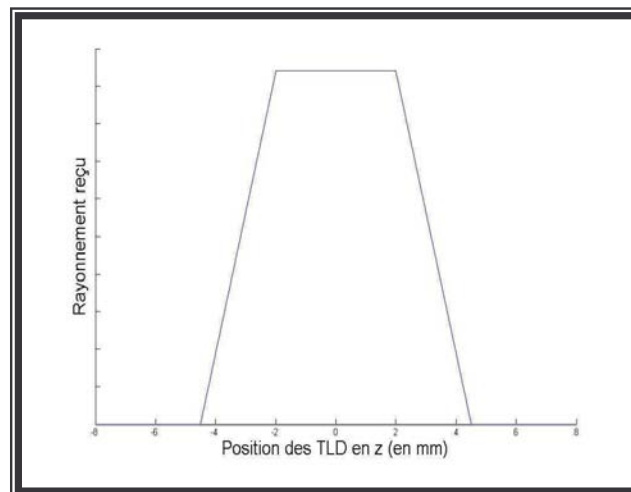


Figure I-14 : Profil de sensibilité de la coupe permettant d'évaluer la résolution longitudinale

Tout examen clinique tomodynamométrique est un compromis entre ces 4 critères. En effet, en fonction de la zone anatomique explorée les protocoles privilégieront tels ou tels paramètres. Depuis son apparition le scanner a connu des évolutions technologiques, accompagnées également par une évolution nécessaire des algorithmes de reconstruction. Toutes ces évolutions ont eu pour but d'améliorer ces quatre critères. Passons en revue les différents principes et évolutions technologiques des différents éléments du scanner.

I.A.2.2 Chaîne de mesure

Premier élément dans la chaîne de mesure, le tube de RX est composé d'un générateur fournissant une tension (kV) et un courant constants permettant d'accélérer des électrons qui vont ensuite interagir avec une anode de tungstène. Le rayonnement X résultant du rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) possède alors un spectre continue en énergie.

Les tubes à rayons X sont soumis à des contraintes thermiques et mécaniques sévères qui peuvent ainsi réduire la cadence des examens cliniques et rendre certains protocoles non utilisables pendant un certain laps de temps (le temps que le système refroidisse). Des adaptations, comme l'utilisation de tube à anode tournante, ont donc été appliquées au niveau du tube. Les avancées technologiques des tubes se sont également portées sur l'amélioration des systèmes de refroidissement. D'autres évolutions comme la possibilité d'utiliser deux foyers impacts au niveau de l'anode et à partir du même filament ont permis d'améliorer la résolution spatiale. Finalement, l'évolution des géométries de détection (I.A.2.3), a été rendue possible grâce à la possibilité de produire des faisceaux à angle d'ouverture important.

L'autre partie du système de mesure est composée des détecteurs de RX. Pour satisfaire aux contraintes de la tomodensitométrie, ils doivent posséder plusieurs caractéristiques. D'une part, une bonne efficacité quantique, le rapport nombre photons absorbés par le détecteur sur le nombre de photons incidents, est nécessaire.

D'autre part, l'efficacité quantique de détection doit être constante en fonction de l'énergie et de la fluence énergétique. De plus, les détecteurs doivent posséder des caractéristiques géométriques suivantes :

- Largeur suffisante (supérieure ou égale à 20 mm afin de détecter le plus large faisceau de rayons X)
- Epaisseur suffisamment (1 à 2 mm) petite conditionnant la largeur du rayon de mesure donc de la résolution spatiale
- Profondeur dans le sens de propagation du rayonnement suffisante pour absorber une forte proportion de rayonnement.

Les détecteurs doivent posséder un comportement uniforme en fonction des changements tels que: la température, le degré de variation hygrométrique afin de garder une stabilité de réponse et éviter des artefacts.

Deux types de détecteurs ont été utilisés. D'une part, les détecteurs à gaz, premiers détecteurs utilisés pour la détection des RX, sont composés d'une chambre d'ionisation remplie de xénon sous pression. La mesure s'effectue en utilisant le principe de l'ionisation

D'autre part, les détecteurs solides utilisant l'effet radio luminescent. Ils maximisent l'efficacité de détection d'où une meilleure résolution en contraste par quantité de dose délivrée au patient. Le capteur est composé d'un scintillateur couplé à une photodiode en silicium. La conversion des RX se fait alors en deux étapes:

- Conversion par le scintillateur du rayonnement X en lumière
- Conversion par la photodiode de la lumière en charge électrique, cette dernière étant proportionnelle à la quantité de RX qui a frappé la surface du scintillateur.

I.A.2.3 Agencement des détecteurs et algorithmes de reconstruction

La tomodensitométrie a notamment évolué grâce aux avancées technologiques et algorithmiques qui les ont accompagnées.

I.A.2.3.a Première et deuxième générations

Pour les deux premières générations (Figure I-15), les projections mesurées correspondent à la transformée de Radon, la deuxième génération possédant un nombre de détecteurs plus important. Notons que l'ouverture d'angle de la source n'est pas prise en compte au niveau du processus de reconstruction. Comme nous l'avons vu précédemment (I.A.1.2.a), le mouvement du couple source/détecteur est un mouvement alternant la translation pour balayer l'ensemble du corps et la rotation pour pouvoir acquérir les projections à des angles différents. Cette technique prend alors beaucoup de temps au niveau de l'acquisition et est également limitée en terme de résolution temporelle. Ce type de scanner, obsolète dans le milieu médical, est encore utilisé dans l'industrie pour des tests de qualité non destructive. La taille du faisceau est limitée par un collimateur primaire placé entre le tube et le patient. Il est constitué de deux mâchoires, l'une permettant de régler l'ouverture du faisceau et l'autre la largeur du faisceau. Dans ces scanners monocoupe, c'est-à-dire utilisant une seule rangée de détecteurs en z, elle correspond à l'épaisseur nominale de la coupe.

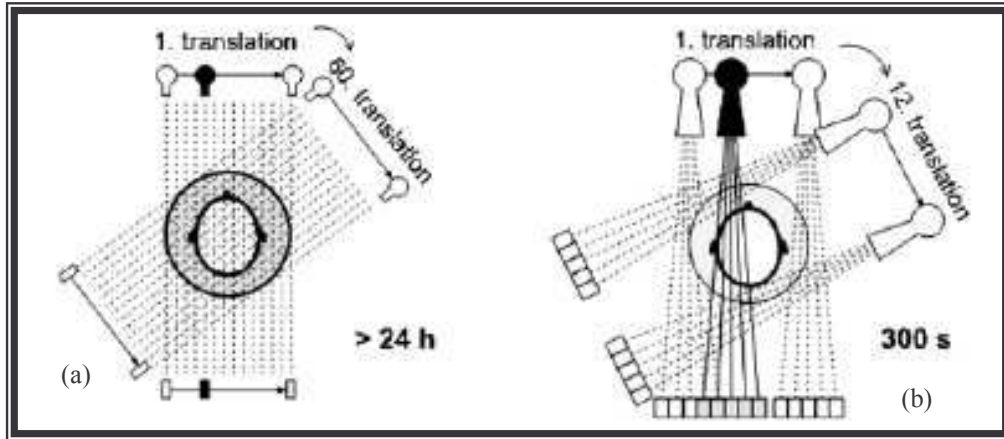


Figure I-15 : Scanners de première (a) et deuxième (b) générations de types translation/rotation (extrait de Kalender [2])

I.A.2.3.b Troisième et quatrième générations

Avec l'introduction de la troisième génération (Figure I-16 a), le mouvement du système source/détection se modifie. L'utilisation d'un plus grand nombre de détecteurs pour pouvoir acquérir en une seule irradiation une projection de la partie anatomique souhaitée a permis de supprimer l'étape de translation. Le mouvement du couple source/détecteur se limite alors à une simple rotation en z. Ces détecteurs sont disposés le long d'un arc de cercle. La quatrième génération utilise une couronne de détecteurs (Figure I-16 b). Ainsi, seul la source est en mouvement lors d'une acquisition des données pour la reconstruction d'une coupe.

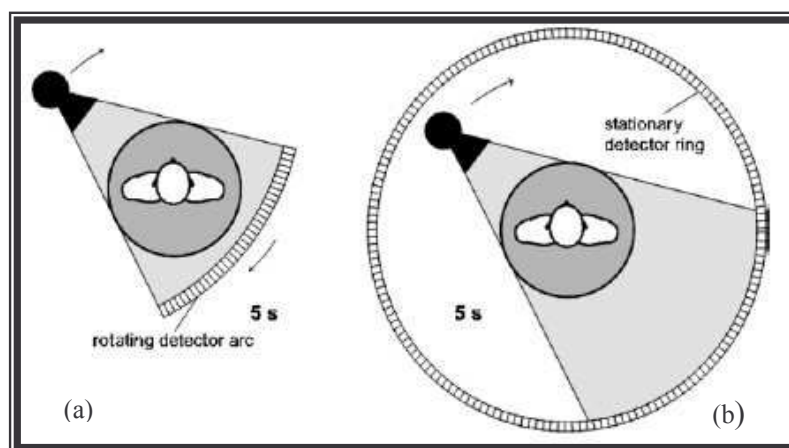


Figure I-16: Scanners de troisième (a) et quatrième (b) générations tous deux de type fanbeam. La taille du détecteur est assez grande pour faire l'acquisition d'une projection en une seule fois. L'un avec un mouvement de rotation du couple source/détecteur (a) et l'autre avec un mouvement de rotation de la source (b) (extrait de Kalender [2])

Les données ainsi récoltées pendant l'acquisition ne correspondent plus à la transformée de Radon. L'Équation I-15 de rétroprojection filtrée ne peut être utilisée tel quelle.

Deux solutions sont possibles : soit déterminer une formule d'inversion tenant compte de la géométrie divergente soit effectuer une étape dite de réarrangement des données (rebinning) permettant de reconstruire le sinogramme en géométrie parallèle afin d'utiliser la méthode de rétroprojection filtrée classique.

Les caractéristiques spatiales de chaque rayon peuvent être définies par deux paramètres au niveau des deux géométries (Figure I-18) :

- u et θ en parallèle
- β et α respectivement l'angle de position du rayon dans le faisceau de RX et la position de la source en fanbeam

Entre ces différents paramètres, il existe de simples relations géométriques :

$$\theta = \beta + \alpha$$

Équation I-18

$$u = D \cdot \sin(\alpha)$$

Équation I-17

L'étape de réarrangement consiste donc à reconstruire le sinogramme utilisé pour la retroprojection filtrée en géométrie parallèle à partir des données obtenues en géométrie fanbeam (Figure I-18 b, c). Du fait de sa simplicité et de la robustesse de la rétroprojection filtrée en géométrie parallèle, c'est actuellement le schéma de reconstruction le plus fréquemment utilisé en tomodynamométrie. Les formules de rétroprojection en fanbeam ne sont pas présents dans ce manuscrit mais peuvent être consultées dans les ouvrages de références [3, 8]. Il faut noter que ces méthodes directes de rétroprojection en fanbeam introduisent une étape de pondération, au niveau des données récoltées, nécessaire afin de gérer la redondance des données.

L'introduction de la géométrie « fanbeam » a permis de réduire de manière importante le temps d'acquisition d'une région anatomique. Grâce à cette réduction de temps substantielle, l'épaisseur des détecteurs a également pu être baissée améliorant par conséquent la résolution longitudinale. Quant à la résolution axiale, elle a pu être améliorée de manière significative grâce l'augmentation du nombre de projections acquises sur un tour de rotation.

En supprimant l'étape de translation, la résolution temporelle a également été améliorée. En géométrie « fanbeam », la quantification de la résolution temporelle est moins directement caractérisable. Elle dépend bien sûr de la durée de la fenêtre acquisition mais également de la fonction de pondération utilisée pour la gestion des redondances. Une des conséquences est que elle n'est plus homogène dans l'espace image. En effet, la fenêtre temporelle qui contribue à la reconstruction d'un point n'est pas toujours la même. Pour quantifier la résolution temporelle, une méthode analogue à la quantification de la résolution spatiale longitudinale, c'est-à-dire la largeur à mi hauteur (FWHM) des profils de sensibilité temporels, est alors utilisé [9]. La distribution spatiale de la résolution temporelle est alors la suivante : au centre du champ de vue elle est égale à la moitié du temps de rotation. Elle baisse de manière linéaire entre les bords du champ de vue avec un gradient perpendiculaire à la droite reliant le début et la fin de l'acquisition. (Figure I-17)

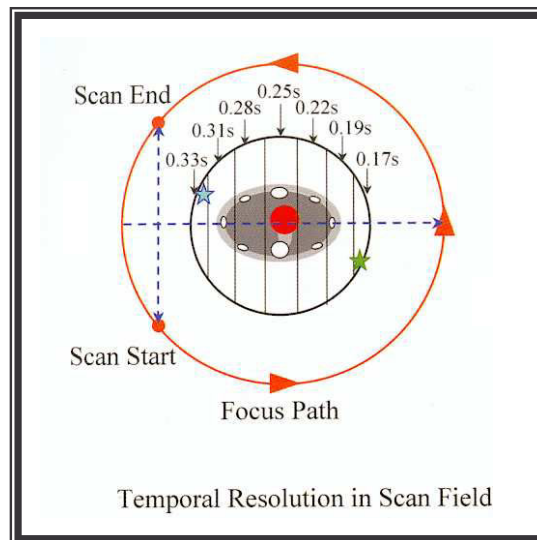
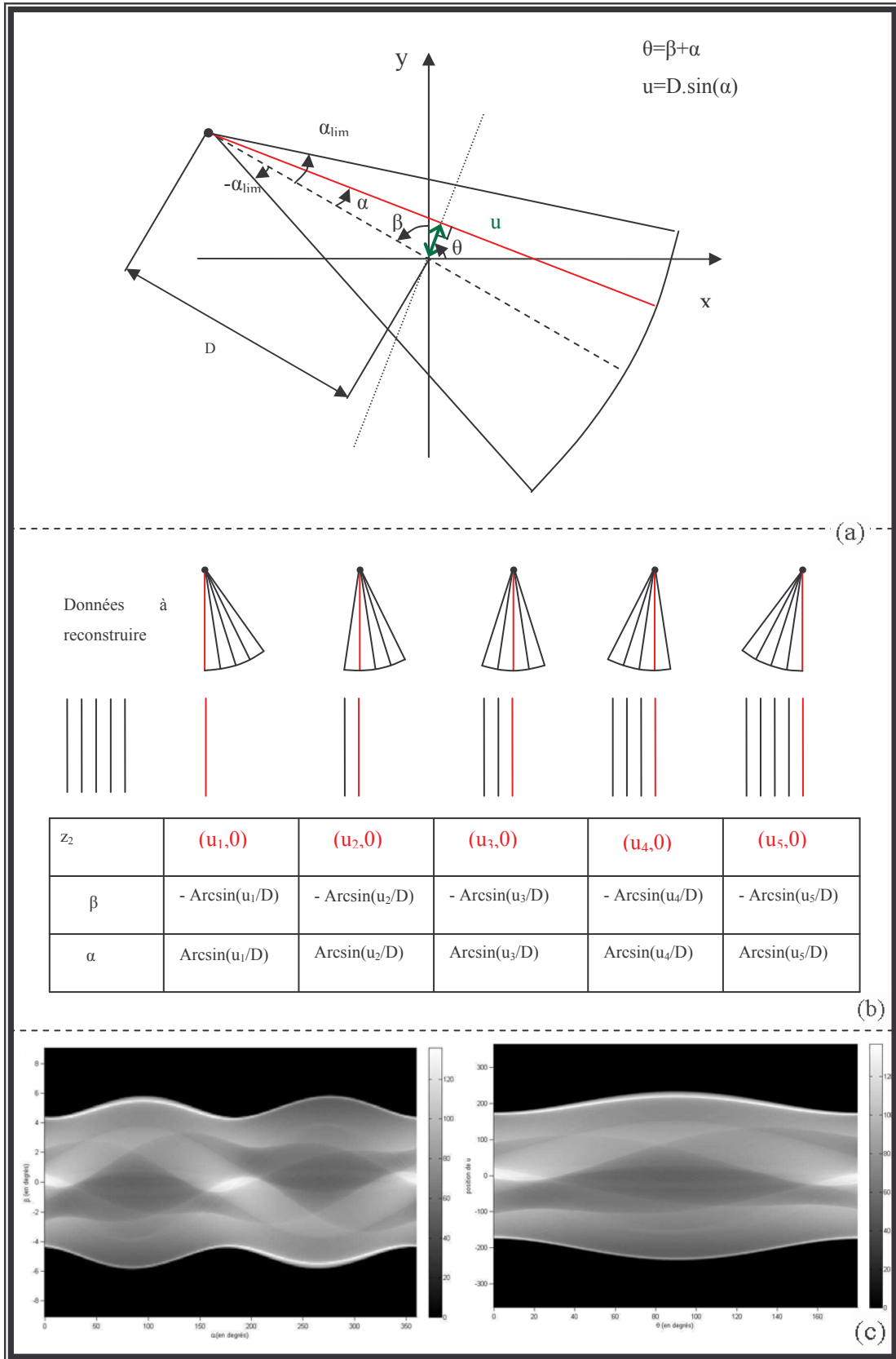


Figure I-17 : Distribution spatiale de la résolution temporelle dans le plan axial du scanner (extrait de Ohnesorge [10])

La fonction de pondération, permettant de gérer la redondance d'informations, joue un rôle comme l'on fait remarquer certains auteurs Taguchi [9] ou Hsieh [8]. Or, largeur de fenêtre et fonction de pondération dépendent alors de l'algorithme de reconstruction utilisé.



4

Figure I-18 : (a) Paramètres définissant la géométrie fanbeam et relation avec la géométrie parallèle (b) illustration de l'opération de réarrangement (c) passage du sinogramme en fanbeam au sinogramme en parallèle

I.A.2.3.c Mode spiralé

Au début des années 90, l'introduction du mode spiralé [11, 12] , en réduisant le temps d'examen à environ 20 s contre plus de 2 min pour un examen en mode séquentiel, a permis d'explorer une région anatomique ou un organe dans un laps de temps où l'apnée était possible pour la majorité des patients. La mise en œuvre de ce mode a été rendue possible grâce entre autre à l'introduction des « slip ring » (Figure I-19) qui sont des contacteurs permettant d'alimenter le tube sans câblage pendant la rotation. En effet, le câblage limitait la rotation du tube rendant impossible l'acquisition de données en continue.

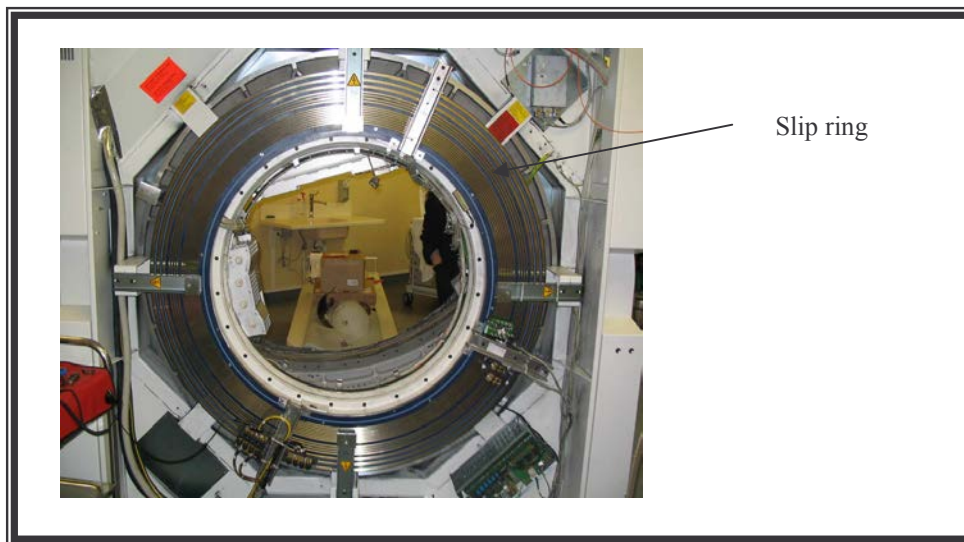


Figure I-19 : Visualisation des « slip ring » sur un scanner Siemens. Ils sont de forme circulaires et épousent la forme du gantry

A cette rotation continue s'ajoute alors le mouvement continue de la table permettant d'améliorer les temps des examens cliniques. Dans le référentiel table du patient, la source possède un mouvement de type hélicoïdal (Figure I-20)

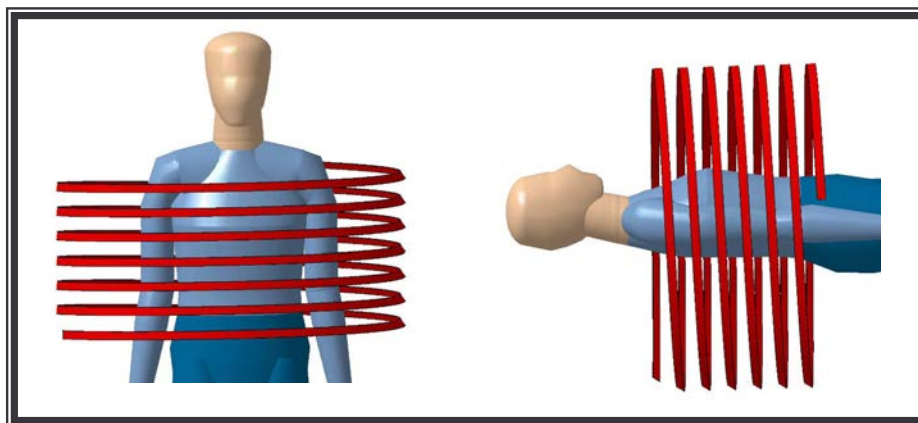


Figure I-20: Trajectoire de la source dans le référentiel table en mode hélicoïdal

$$P_z(j,\beta)=(1-c).P_i(j,\beta)+c.P_{i+1}(j,\beta) \quad \text{Équation I-20}$$

$$c = \frac{(z_R - z_i)}{d}$$

$P_i(j,\beta)$ correspond à la donnée 1
 $P_{i+1}(j,\beta)$ correspond à la donnée 2

Les coefficients de pondération sont identiques pour tous les rayons de la projection recalculée. Pour cet algorithme l'étendue des données utilisées est de $2 \times 360^\circ$

D'autres approches d'interpolation, comme la z interpolation linéaire 180° (LI 180) [7], sont possibles. Cette dernière utilise la redondance des données pour pouvoir reconstituer des données recalculées. Le LI 180° nécessite des données sur une zone de $2 \times (180 + \text{angle de fanbeam})$ (Figure I-22).

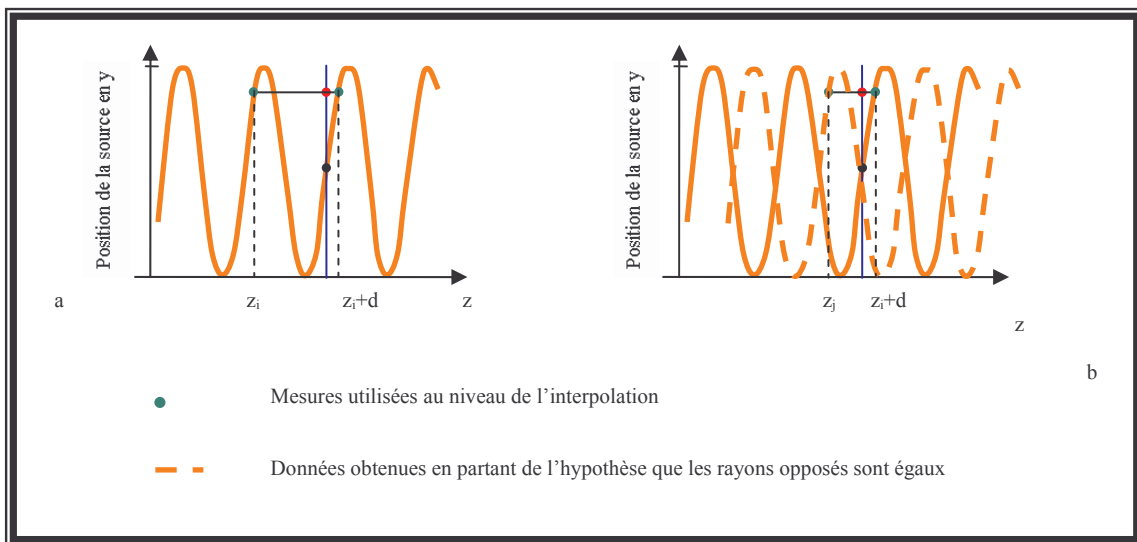


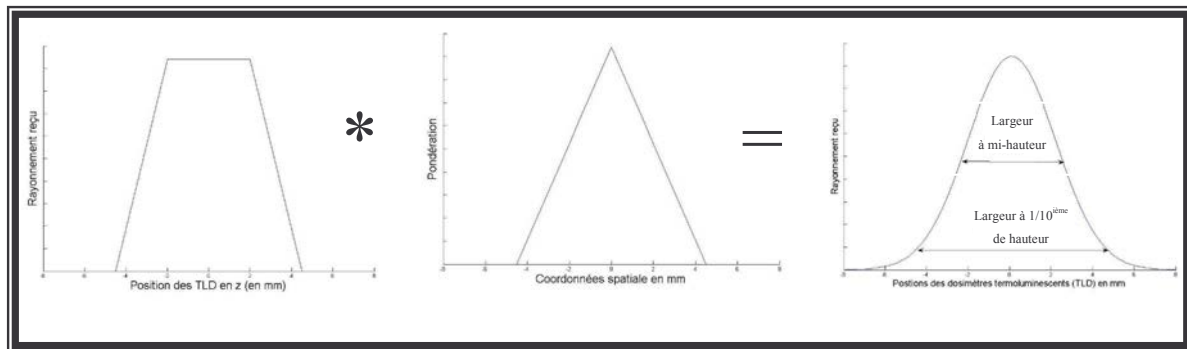
Figure I-22: Interpolation utilisée pour reconstituer les données manquantes : (a) Interpolation linéaire 360° (LI 360°) (b) Interpolation linéaire 180° (LI 180°)

L'introduction du mode hélicoïdal a permis :

- d'explorer tout un segment anatomique ou un organe en moins de 20 secondes, contre plus de deux minutes pour le mode incrémental en monocoupe
- la reconstruction d'image à n'importe quel z permettant de réaliser des coupes chevauchées. En effet, l'incrément, distance séparant deux coupes consécutives, n'intervient pas dans la durée de l'acquisition permettant d'améliorer la résolution spatiale longitudinale.
- une amélioration de la résolution en contraste [13]

- un choix de l'épaisseur de coupe mais toujours supérieur à l'épaisseur de détecteur c'est-à-dire à sa dimension suivant l'axe z.

Même s'il n'y a pas de différence significative en terme de résolution spatiale transaxiale, il y a une réelle amélioration de la résolution longitudinale, tendant alors vers une résolution isotrope. Le profil de coupe prend l'allure d'une courbe de Gauss. L'épaisseur effective augmente par rapport à l'épaisseur nominale. La valeur exacte de l'épaisseur réelle de coupe ne peut-être alors qu'approchée. La largeur à mi-hauteur (FWHM : Full Width at Half maximum) du profil de coupe est très souvent utilisée Figure I-23



Néanmoins, le mode hélicoïdal, en réduisant l'incrément, a augmenté le nombre d'image à reconstruire. De plus, l'introduction de l'interpolation pour l'obtention des données manquantes a des conséquences au niveau de la qualité de l'examen. Ainsi, l'épaisseur réelle dépend de la collimation mais également de deux autres facteurs, le pitch et l'algorithme d'interpolation. L'augmentation du pitch accroît la largeur réelle de la coupe et dégrade par conséquent la qualité d'image. Ainsi, en scanner monocoupe, l'épaisseur de coupe effective augmente avec le nombre de pitch. Au niveau de l'algorithme d'interpolation, la distance d'interpolation est double en mode 360° linéaire par rapport au mode 180° linéaire. L'épaisseur réelle de coupe est donc plus importante avec un algorithme 360° que pour un algorithme 180°. Ainsi, l'algorithme 360° n'est donc pas utilisé au delà d'une valeur de pitch de 1. En considérant l'augmentation en valeur absolue de l'épaisseur effective de coupe, on constate que pour des épaisseurs de coupes élevées, la majoration est significative et en

conséquence la dégradation de la résolution spatiale mais qu'elle devient tout à fait tolérable si des coupes fines sont choisies. L'utilisation de pitches élevés n'est licite qu'avec une faible épaisseur nominale.

Bien que théoriquement plus avantageux, les premiers scanners hélicoïdaux monocoupe de part leur technologie présentaient un faible intérêt.

- Tubes et générateurs peu puissants limitant le temps acquisition
- Durée de rotation du tube (1s), bien qu'améliorée, encore trop importante pour geler le mouvement des organes pendant l'acquisition

De plus, pour faire des examens avec des épaisseurs de coupes fines, le temps d'exploration est encore trop important. De plus, la résolution isotrope spatiale n'est pas encore atteinte [14].

Néanmoins la vitesse de rotation du tube est de plus en plus rapide, descendant même en dessous de la seconde [14]. Ainsi, à pitch et collimation identique, on a la possibilité soit de couvrir une région anatomique plus importante dans un même laps de temps soit de réduire le temps de l'acquisition pour une même région anatomique.

I.A.2.3.d Du scanner multicoupe au scanner volumique

En 1998, tous les constructeurs ont introduit dans leur gamme de produits des scanners multibarettes (Figure I-24). Ils avaient la propriété d'acquérir en une seule rotation les données pour reconstruire 4 coupes. L'idée d'acquérir n projections simultanées pour reconstruire n coupes a été permise en juxtaposant plusieurs rangées d'éventail suivant l'axe longitudinal. Limité jusqu'à présent à une unique rangée de détecteurs, cette juxtaposition de rangées a été rendue possible entre autre grâce à l'utilisation de détecteurs solides qui, de part leur conception, peuvent être logés dans un espace réduit. La projection conique du faisceau de RX et l'utilisation de système d'acquisition de données (DAS) permettant de combiner les signaux des différents détecteurs sont les autres avancées qui ont permis l'utilisation de ce type de scanner.

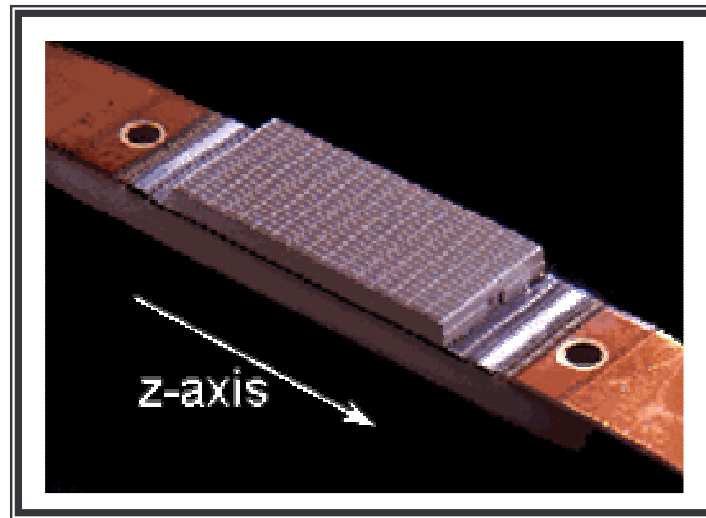


Figure I-24: Détecteur utilisé sur les scanner multibarrettes

La taille et la disposition de ces rangées varient d'un constructeur à l'autre. Notons que les tailles des détecteurs sont données à l'isocentre du scanner. Pour la première génération de scanner multi coupes, trois types d'agencement sont possibles. D'une part, les scanners matriciel ou symétrique (GE) où tous les détecteurs ont la même largeur (Figure I-25).

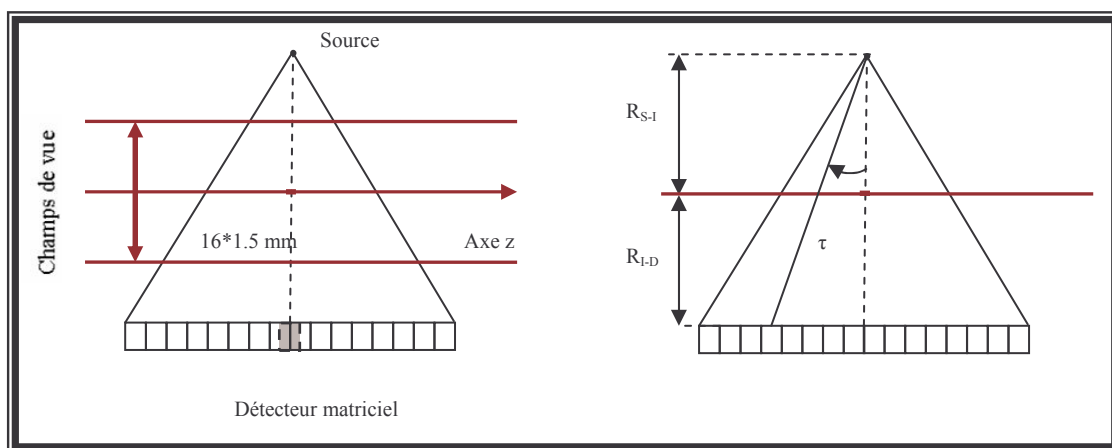


Figure I-25 : Détecteur matriciel. Les détecteurs possédant tous la même largeur. Ici 0.75 mm (a). Paramètre géométrique (τ) de l'angle de cone beam (b)

D'autre part, les scanners dits à réseau de détection modulable (RDM ou adaptive array detector). Appelé aussi à géométrie asymétrique, la largeur des détecteurs croît au fur et à

mesure qu'ils s'écartent de la perpendiculaire à l'axe de rotation. (Figure I-26 a). L'utilisation de détecteurs périphériques plus larges permet de compenser les phénomènes liés à l'effet de cône :

- D'une part, la baisse de l'efficacité de détection due à l'obliquité
- D'autre part, la largeur du volume traversé par le faisceau peut être plus importante que la largeur du détecteur entraînant une dégradation de la qualité image

Et finalement, la géométrie hybride composée de 34 barrettes : 4 de 0,5 et 15 barrettes périphériques.

Attention il faut bien différencier le nombre de barrettes et nombre de coupes que l'on peut acquérir simultanément. Le nombre de coupes acquis simultanément est égal au nombre de DAS (Data Acquisition System), système électronique situé sur la partie tournante du statif. Le nombre de barrettes d'acquisition dépend de l'agencement des détecteurs utilisés (Tableau I-I)

Tableau I-I Nombre de barrettes pour l'obtention de 4 coupes

	Nombre de barrettes
GE Lightspeed CT/i	16
Marconi (Picker) Mx8000	8
Siemens SOMATOM VZ	8
Toshiba Aquilion	34

Ainsi, suivant les protocoles demandés, ces systèmes vont utiliser les informations sur différentes rangées de barrettes (Figure I-26). Ces mesures sont ensuite mises en forme, amplifiées et converties en numérique. A titre d'exemple, les protocoles utilisés pour le Somatom Volume Zoom (SIEMENS) sont donnés (Figure I-26). Les protocoles de 2*0,5 mm et 4* 1 mm sont obtenus grâce à la collimation primaire qui limite la taille du faisceau. Ainsi, le faisceau n'irradie en théorie que la moitié des détecteurs extérieurs.

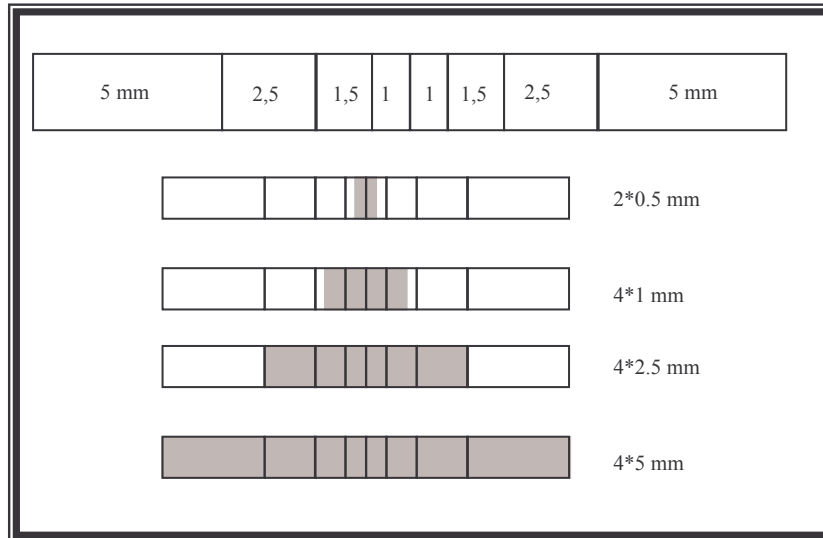


Figure I-26 : Réseau de détection modulable ou de type asymétrique. Les dimensions affichées sont celles du détecteur à l'isocentre. Les dimensions réelles du détecteur dépendent donc des distances source/ isocentre et isocentre/détecteur

L'introduction des multicoupes a eu pour conséquence de modifier la définition du pitch:

$$P = \frac{d}{M \cdot S}$$

P : pitch (sans dimension)
 d : avancé de la table par tour de rotation (mm/360°)
 M : nombre de coupes simultanées par rotation (1/360°)
 S : épaisseur de coupe nominale (mm)

Équation I-21

En plus de la divergence dans le plan image, il existe maintenant une divergence en z. Au niveau reconstruction, pour les scanners volumiques de première génération, elle est négligée supposant ainsi que les faisceaux de rayons atteignant les détecteurs sont parallèles entre eux. Pour le mode spiralé multicoupe, les algorithmes de reconstruction ont dû être modifiés. Dans un premier temps, les algorithmes d'interpolation monocoupe LI 360° et LI 180° ont été simplement étendus respectivement en MLI 360° et MLI 180°. Néanmoins, ces derniers présentent des évolutions à l'épaisseur de coupe et du bruit complexes. De plus, pour ne pas détériorer la qualité des images, certains pitches sont recommandés. La solution est alors d'utiliser une approche pondérée spiralée non linéaire (Figure I-27).

Chez Siemens, quelque soit le pitch, le profil de sensibilité de coupe reste constant permettant ainsi à l'utilisateur de choisir le pitch librement sans influence notable sur la qualité de l'image. Ceci est permis grâce à l'utilisation de fonctions de pondération spiralée non linéaires adaptées. En effet, la fonction d'interpolation est choisie en fonction du pitch de

l'acquisition et l'épaisseur de coupe voulue (Tableau I-II). Ainsi, ceci permet de fixer une distance d'interpolation fixe pour une collimation choisie.

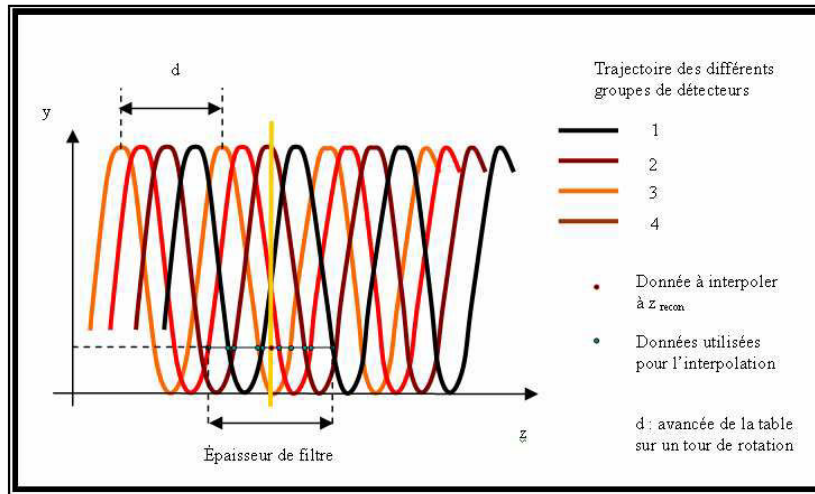


Figure I-27 : Fonction d'interpolation pour des acquisitions multicoupe spiralées pour un scanner 4 barrettes

Tableau I-II : Exemple de fonction de pondération pour les reconstructions en scanner multicoupe spiralé

	Caractéristique de la fonction de pondération
	Pondération linéaire Habituellement utilisé pour l'interpolation monocoupe
	Pondération identique pour tous les points Effet de lissage
	Pondération trapézoïdale, Habituellement utilisé pour l'interpolation multicoupe
	Non linéaire, pondération edge enhancing Peut être utilisé pour les coupes finies

L'introduction des premiers scanners multicoupe a permis de réduire le temps d'acquisition. A épaisseur de coupe égale, on a la possibilité d'augmenter la zone d'acquisition en z par n (n étant le nombre de coupes) ou de diviser le temps de l'examen par le même facteur. Pour illustrer ceci, on peut constater (Figure I-28 a), pour une même avancée de table qu'en mode monobarrette (Figure I-20), des chevauchements dans les données d'acquisition. En augmentant la vitesse de la table, le temps d'acquisition est alors réduit alors que les données acquises recouvrent la totalité du patient (Figure I-28). D'autre part, la possibilité d'effectuer

des acquisitions plus rapides a permis de réduire les épaisseurs des détecteurs améliorant par conséquent la résolution spatiale longitudinale. Ainsi, avec la possibilité de réaliser des coupes inframillimétriques pour un volume anatomique moyen, la résolution spatiale isotrope est alors toute proche.

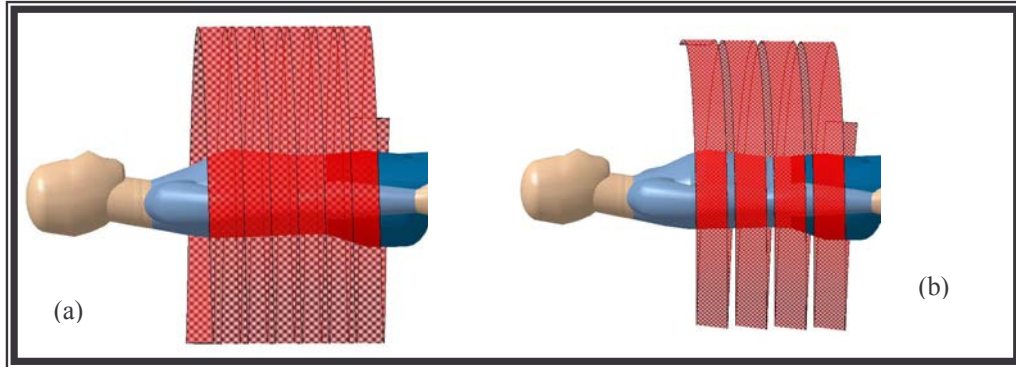


Figure I-28 : (a) Même avancée de table que pour la Figure I-20. On constate un recouvrement des données d'acquisition. (b) acquisition pour un pitch (avancée de table) plus important permet d'améliorer le temps d'exécution tout en couvrant toute la zone anatomique souhaitée.

Le nombre de coupes simultanément acquises pendant une rotation a progressivement augmenté passant de 4 à 64 [15] en routine clinique jusqu'à atteindre 256 [16] en phase de prototype. L'agencement des barrettes a donc évolué de la même manière. Ainsi, les différents agencements des 16 coupes sont présentés (Figure I-29). Tous les constructeurs ont adopté un système hybride.

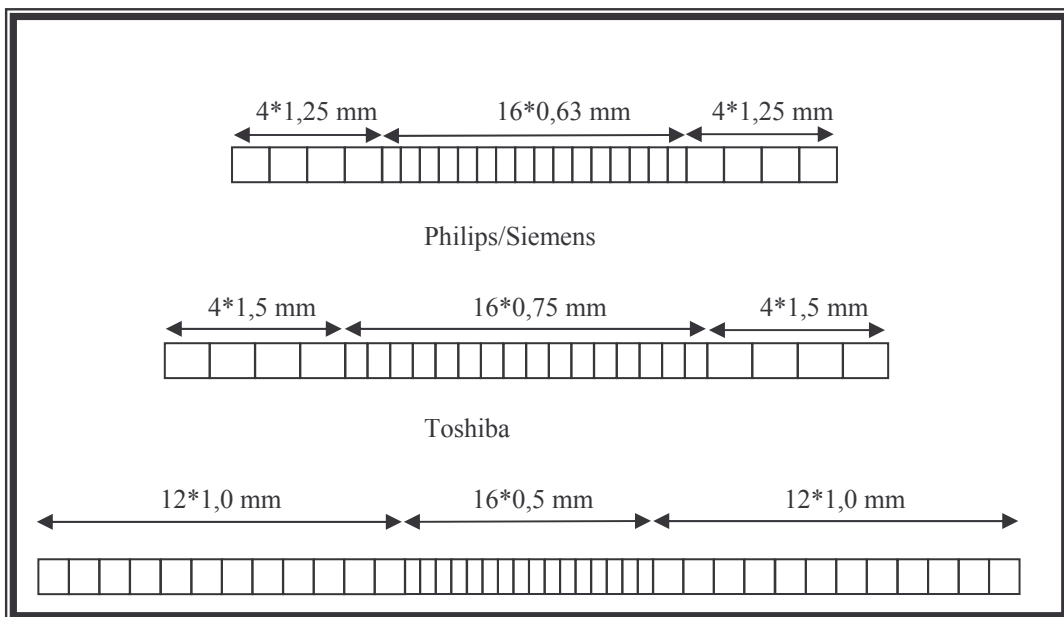


Figure I-29 : Disposition des détecteurs suivant l'axe longitudinale pour les principaux constructeurs

Le passage à la deuxième génération de scanner multicoupes a été franchi avec l'acquisition simultanée de 16 coupes. En effet, au niveau des algorithmes de reconstruction, la prise en compte de la géométrie conebeam du faisceau s'avère nécessaire à partir de ces scanners sous peine d'apparition d'artefacts « conebeam ».

Actuellement utilisés en pratique clinique, les seuls algorithmes approchés seront abordés. En effet, même si les algorithmes exacts sont meilleurs en terme de qualité d'image, les temps de reconstruction sont encore trop importants.

Au niveau des algorithmes approchés, deux familles sont actuellement utilisées.

D'une part, une approche de type Feldkamp [17], les rayons de mesure sont retroprojetés dans un volume 3D le long des lignes de mesure, prenant en compte la géométrie conebeam. (Toshiba [18], cobra pour Philips [19]). La rétroprojection tridimensionnelle est exigeante en terme de puissance de calcul et nécessite un « hardware » spécifique afin d'avoir des temps de reconstruction d'image acceptables.

D'autre part, des approches basées sur les algorithmes de retroprojection 2D et plus particulièrement des algorithmes de type « nutation » sont possibles. Ces algorithmes divisent la tâche de reconstruction 3D par une série de reconstructions bidimensionnelles conventionnelles permettant de reconstruire des coupes intermédiaires inclinées, profitant de cette façon des techniques de reconstruction bidimensionnelles établies et très rapides.

NOO [20] suggérera la possibilité de reconstruire non pas des coupes axiales mais des coupes inclinées épousant mieux la trajectoire de la source. L'algorithme « Advanced Single Slice Rebinning » (ASSR) [21, 22] développé par Kachelriess utilise ce principe. Ainsi, à tout segment d'une trajectoire hélicoïdale de 180° on peut faire correspondre un demi cercle contenu dans un plan oblique avec une grande précision.

Les coupes 2D ainsi reconstruites effectuent une nutation autour de l'axe z. Les coupes axiales sont alors obtenues en empilant les différentes coupes obliques suivant l'axe z et en effectuant une opération d'interpolation. Notons qu'un grand nombre de coupes obliques sont reconstruites dans le but de minimiser les artefacts dus à l'interpolation (Figure I-30).

Cependant, l'ASSR présentent deux limitations importantes. D'une part, la reconstruction est optimale pour des pitch voisins de 1,5. De plus, même pour des conditions optimales, uniquement 70 % de la dose est utilisée.

L'approche « Adaptive Multiple Plane Reconstruction » (AMPR) [23] est une extension et généralisation de l'algorithme « Advanced Single Slice Rebinning ». Contrairement à ASSR, l'AMPR permet un libre choix du pitch avec une optimisation de l'utilisation de la dose.

Au lieu d'utiliser toutes les données disponibles pour une image simple, les données sont distribuées sur plusieurs images partielles sur des plans image de double obliquité. Ces derniers sont individuellement adaptés à la trajectoire spiralée. L'utilisation ce type de plans permet de suivre la trajectoire hélicoïdale avec une plus grande précision. Tout comme pour ASSR, les étapes d'empilement et d'interpolation sont effectuées pour obtenir les traditionnelles images axiales (Figure I-30).

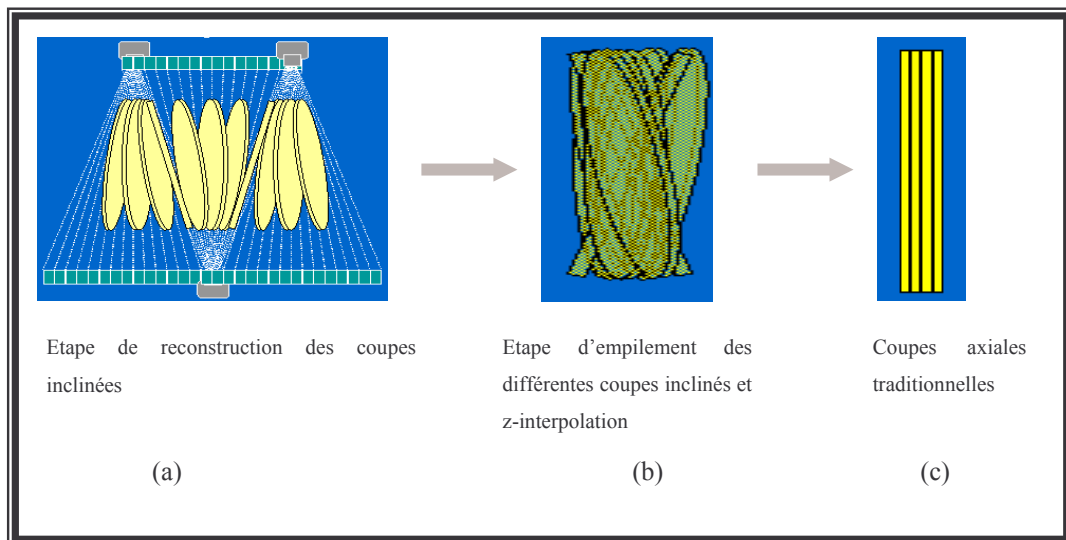


Figure I-30 : Différentes étapes pour gérer la conicité du faisceau de rayon X pour un acquisition tomodensitométrie (Impactscan.com)

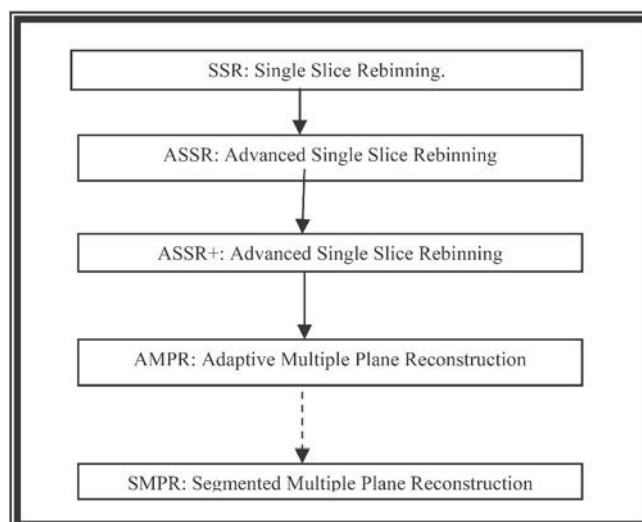


Figure I-31 : Evolution des algorithmes gérant la conicité du faisceau suivant l'axe z : de l'algorithme SSR au SMPR

Pour les scanners 64 coupes, quasiment tous les constructeurs ont opté pour une configuration où le nombre de barrettes est égal au nombre de coupes (Tableau I-III). Seul Siemens, avec son principe de double échantillonnage en z utilise encore un système de détection hybride composé au centre de 32 barrettes d'épaisseur de 0,6 mm et à l'extérieur d'un double jeu de barrettes de 4*1,2 mm (Figure I-32)

Tableau I-III: les différents scanners 64

	Nombre de barrettes	Nombre de coupe	Epaisseur de coupe (mm)	Couverture en z (mm)
GE	64	64	0,625	40,0
Philips	64	64	0,625	25,0
Siemens	40	64	0,6*	19,2
Toshiba	64	64	0,5	32,0

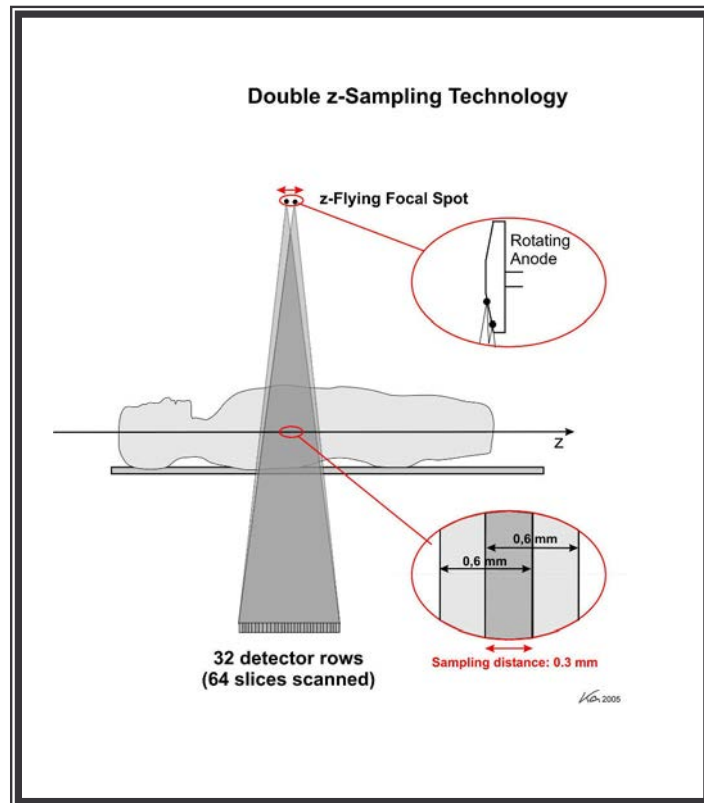


Figure I-32 : Principe du double échantillonnage en z. extrait de Kalender [2]

Au niveau des algorithmes de reconstruction 2D, les limites commencent à être atteintes. La prochaine génération devra sans doute passer par une reconstruction de type 3D.

En conclusion, Le Tableau I-IV récapitule l'évolution des performances de la tomodensitométrie au cours du temps.

Tableau I-IV : Evolution des performances de la tomodensitométrie entre 1972 à 2004 (extrait de Kalender [24])

	1972	1980	1990	2004
Temps de rotation (s)	300	5/10	1/2	0,33/0,5
Taille de matrice	80*80	256*256	512*512	512*512
Epaisseur de coupe (mm)	13	2/10	1/10	0,5/1
Résolution spatiale (paire lignes par cm)	3	8/12	10/15	12/25
Résolution en contraste	5 mm/ 5 HU/ 50mGy	5 mm/ 5 HU/ 50mGy	5 mm/ 5 HU/ 50mGy	5 mm/ 5 HU/ 50mGy

I.A.2.3.e Electron beam computed EBCT

Développé pour améliorer le temps d'acquisition, le scanner à faisceau d'électrons (EBCT, Imatron, San Francisco) supprime toute contrainte mécanique (Figure I-33). Un faisceau d'électrons, généré, focalisé et orienté électromagnétiquement dans un mouvement alterné de 240°, va frapper une cible en arc de cercle. Localisée sous le patient, l'interaction faisceau/cible va générer des RX dans un plan perpendiculaire à l'axe z.

Compte tenu de l'absence de contraintes mécaniques, les acquisitions ultrarapides sont rendues possibles. L'EBCT représente la méthode d'exploration non invasive la plus rapide car elle permet la réalisation d'images de haute résolution en 50-100 ms ce qui est suffisamment court pour obtenir un examen cardiaque de bonne qualité. Malheureusement, l'épaisseur de coupe et l'incrément entre chaque coupe permettent de générer au mieux des coupes contiguës dont l'épaisseur minimale est de 1,5 mm.

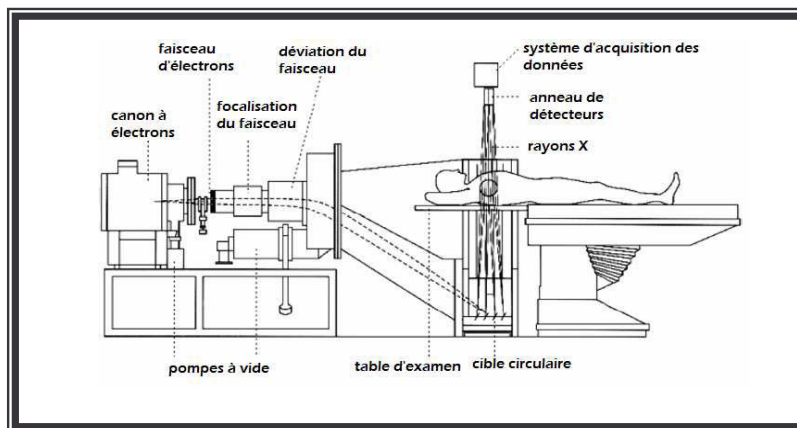


Figure I-33 : Schématisation du scanner à faisceau d'électrons

I.A.2.3.f Dual source (SIEMENS)

Siemens a introduit un nouveau type de scanner au niveau des pratiques clinique. Annoncé au RSNA 2005, ce scanner a pour originalité de présenter deux systèmes de mesure : deux sources et deux systèmes de détection de RX décalé de 90° (Figure I-34).

Un détecteur (A) couvre la totalité du champ de vue (50cm de diamètre) alors qu'un autre détecteur (B) couvre juste le centre de la FOV (26cm) du entre autre à la limitation spatiale du tube. Chaque détecteur comprend 40 barrettes de détecteurs. Les 32 centraux ont une taille de 0,6 mm et les périphériques de 1,2 mm. Développé pour l'imagerie cardiaque résolution temporelle grandement amélioré. Il permet d'effectuer également des acquisitions dual-énergie pour le même examen. La couverture en z d'un tel type de scanner reste semble au scanner monoénergie habituellement utilisé.

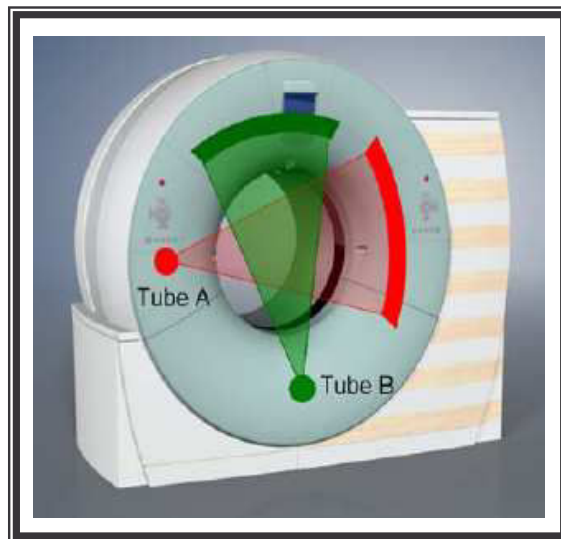


Figure I-34 Scanner bi-tube extrait de Flohr [25]

I.B Cœur et imagerie

I.B.1 Le cœur

I.B.1.1 Anatomie et fonctionnement

Organe de forme conique avec un poids qui varie entre 250 g et 350 g , avec des dimensions de 15 cm dans les trois directions de l'espace, le cœur se situe à l'intérieur du thorax et est bordé latéralement par les poumons. L'apex pointe vers le bas en direction de la hanche gauche et repose sur le diaphragme au niveau du 5^{ème} espace intercostal. Il est composé d'un muscle, le myocarde situé entre l'endocarde (couche intérieure) et le péricarde (couche extérieure). Fonctionnant comme une double pompe, il est le véritable moteur aussi bien de la circulation pulmonaire que la circulation systémique. Chaque partie du cœur, gauche et droite, est composée d'une cavité d'entrée, l'oreillette, et d'une cavité de sortie, le ventricule (Figure I-35).

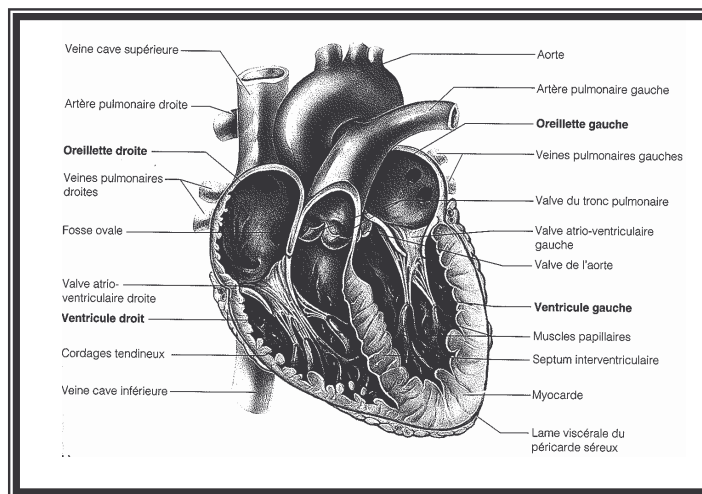


Figure I-35 : Visualisation des différentes cavités cardiaque (extrait de Marieb [26])

Les différentes étapes nécessaires à la reproduction d'un cycle cardiaque complet définissent une révolution cardiaque. Elles sont, concrètement, une succession de phases de contraction et de relâchement cardiaque appelées respectivement systole et diastole.

Au niveau du cycle cardiaque, trois phases importantes peuvent être distinguées :

- Mésodiastole à la télédiastole ventriculaire : les oreillettes se remplissent

progressivement. La systole auriculaire, contraction simultanée des oreillettes, accroît la pression intra-auriculaire. Lorsqu'elles atteignent une pression donnée, les valves atrio-ventriculaires s'ouvrent ce qui entraîne le remplissage des ventricules.

- Systole ventriculaire : après remplissage total des ventricules, ces derniers entrent dans leur phase de systole: ils commencent à se contracter provoquant une augmentation de la pression. Le passage entre les oreillettes et les ventricules est alors condamné par la fermeture des valves atrio-ventriculaires. Les ventricules subissent une contraction isovolumétrique augmentant par conséquent la pression intra ventriculaire. Lorsqu'une certaine pression est atteinte, les valves de l'aorte et du tronc pulmonaire s'ouvrent permettant ainsi l'éjection du sang respectivement dans l'aorte et le tronc commun pulmonaire.

A ce même moment, les oreillettes se relâchent (diastole auriculaire) et se remplissent progressivement de sang.

- Protodiastole ventriculaire : à la fin de la séquence d'éjection, les valves aortique et pulmonaire se referment. La pression intraventriculaire baisse jusqu'à atteindre la valeur pour laquelle les valves atrio-ventriculaires s'ouvrent à nouveau.

Le muscle cardiaque a la propriété de se contracter de manière spontanée et indépendante. Les différentes phases de contraction et de relâchement sont les conséquences du système de conduction du cœur qui provoque la dépolarisation du muscle cardiaque dans la seule direction oreillettes/ventricules. En effet, les cellules myocardiques sont électriquement chargées ou polarisées à l'état de repos. Lors d'une stimulation électrique, elles se « dépolarisent » et se contractent. Ainsi, l'onde de dépolarisation envoyée par le nœud sino-artial se propage progressivement dans tout le cœur et permet la contraction, à des temps bien déterminés, des différentes parties du cœur intervenant dans la révolution cardiaque.

Le courant électrique produit alors par le cœur se propage dans tout le corps. L'activité électrique du cœur peut être suivi par l'intermédiaire d'un électrocardiogramme (ECG). Introduit au début du siècle par Einthoven, il consiste à un enregistrement de l'activité électrique cardiaque sur le temps. La plupart de ces impulsions électriques représentent les diverses étapes de la stimulation cardiaque.

La vascularisation du cœur est assurée par un réseau d'artères coronaires (Figure I-36). Ces dernières prennent naissance à la base de l'aorte thoracique ascendante et épousent les sillons coronariens.

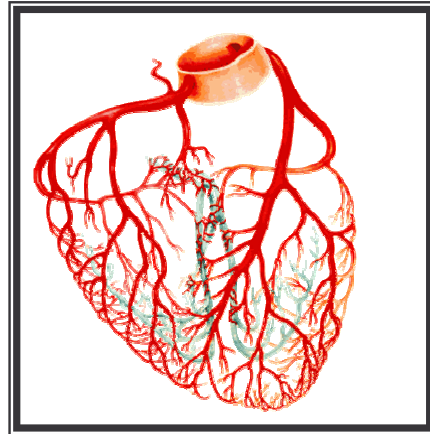


Figure I-36 : Réseau d'artères coronaires alimentant le muscle cardiaque (myocarde) (extrait de Marieb [26])

I.B.1.2 Origines du mouvement

Le mouvement global du cœur peut être décomposé en deux mouvements distincts : le mouvement dû à la respiratoire et le mouvement dû à la contraction cardiaque.

Le cœur se trouve dans la région centrale de la cage thoracique. Tout comme d'autres organes, il se meut avec le diaphragme au rythme de la respiration (Figure I-37). Le cycle respiratoire peut être scindé en deux : l'inspiration où le diaphragme se contracte permettant alors le remplissage d'air des poumons et l'expiration où le diaphragme se relâche permettant alors l'évacuation de l'air contenu dans les poumons (Figure I-37).

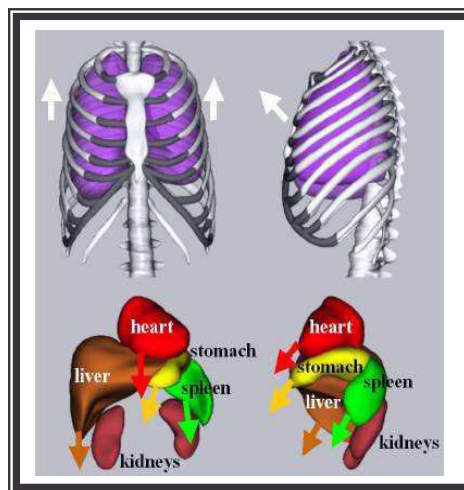


Figure I-37: Déplacement du cœur dû à la respiration (extrait présentation Pasquier).

Le cœur est également doté d'un mouvement propre engendré par les contractions cardiaques. Il se produit durant la révolution cardiaque et permet d'assurer la fonction d'éjection du cœur.

I.B.2 Imagerie cardiaque

I.B.2.1 Besoin

L'imagerie cardiaque peut être considérée comme la plus exigeante en terme de performances. En effet, elle a besoin :

- D'une résolution temporelle élevée compte tenue de la dynamique du cœur. En effet, les artères coronaires se déplacent et se déforment pendant toute la durée du cycle cardiaque suivant les mouvements de contraction et/ou respiratoire [27].
- D'une très bonne résolution spatiale et isotrope (même résolution spatiale quelque soit la direction de l'espace) compte tenue de la taille et de la complexité spatiale tridimensionnelle du réseau coronarien. Le diamètre des artères coronaires varie entre 1 mm et 5 mm. Elles sont tortueuses, avec des changements de direction et des bifurcations qui sont les sièges privilégiés des sténoses.
- D'une forte résolution en contraste. Le problème est de différencier les artères opacifiées des cavités cardiaques de même densité en particulier l'artère circonflexe. En effet, elles se localisent au contact de l'oreillette gauche dans le sillon inter ventriculaire gauche qui est peu épais avec peu de graisse épicaudique. D'autre part, une résolution optimale s'avère nécessaire pour l'étude de la paroi vasculaire comportant des plaques molles ou calcifiées devant être bien dissociées de la lumière.

Au niveau pathologique, les maladies coronariennes représentent l'une des principales causes de décès dans nos sociétés occidentales avec près de 600000 décès en europe. L'imagerie cardiaque coronarienne a pour but de détecter et de quantifier les sténoses coronariennes afin de prédire d'éventuels risques d'accidents cardiovasculaires. Les coronaires sont solidaires au muscle myocardique et par conséquent possèdent des mouvements identiques. Ainsi, l'une des problématiques, en imagerie cardiaque, est de « figer » ce dernier lors de l'acquisition. D'autre part, le but est de couvrir un maximum de volume à explorer avec une résolution spatiale infra millimétrique isotrope.

I.B.2.2 Gestion du mouvement et limites

Actuellement, pour gérer le mouvement en imagerie cardiaque, les solutions mises en oeuvre consistent à le minimiser ou le supprimer. Ainsi, pour le mouvement de respiration, il est

demander au patient d'effectuer une apnée durant l'acquisition. Néanmoins, certains problèmes subsistent. D'une part, le patient peut effectuer une mauvaise apnée provoquant une dérive de déplacement lors de l'examen [28, 29]. D'autre part, pour certains examens, comme l'obtention d'un organe à différentes phases d'injection ou lorsque la zone anatomique à explorer est trop importante, l'acquisition est faite sur plusieurs apnées. Or, celles-ci ne sont pas totalement reproductibles ce qui peut entraîner un biais au niveau des informations extraites de l'image. Finalement, pour certains patients comme les enfants, l'apnée est impossible. La gestion du mouvement de respiration peut également être effectuée via un gating respiratoire consistant à acquérir ou à sélectionner la partie anatomique souhaitée dans une de ces phases.

Pour le mouvement de contraction cardiaque, l'acquisition tomographique est couplée avec un électrocardiogramme (ECG). Ce dernier enregistre l'activité électrique cardiaque à partir de l'activité électrique surfacique mesurée grâce à des électrodes placées sur le corps du patient. Le rythme cardiaque est alors supposé comme parfaitement périodique. Il est également supposé qu'il y a une parfaite adéquation entre l'activité électrique et l'activité musculaire, source du mouvement. Le principe de l'acquisition repose alors sur la sélection de données sur une même partie du cycle cardiaque c'est-à-dire au choix d'une fenêtre d'acquisition ou de reconstruction. Dans le but de disposer, lors d'un examen, de conditions idéales (fréquence cardiaque faible, rythme régulier) il est possible d'utiliser des β -Bloquants qui permettent de réguler le rythme cardiaque.

I.B.2.3 Différentes types d'imagerie

I.B.2.3.a Imagerie ultrasonore

Cette technique d'imagerie utilise les phénomènes de réflexion des ondes ultrasonores. En effet, une onde ultrasonore émise dans un volume anatomique subit de nombreuses réflexions. Comme la lumière en optique, chaque fois qu'un son rencontre une interface, une partie de l'énergie incidente est transmise tandis que l'autre partie est réfléchi.

Les tissus présentent une certaine résistance aux ultrasons, appelée impédance qui est fonction du module d'élasticité et de la densité du milieu considéré. Ainsi, l'interface de deux tissus, possédant de impédances différentes, sera génératrice de réflexions de l'onde

ultrasonore. Chaque changement d'impédance engendrera une réflexion d'une partie du signal et donc une diminution de l'intensité du signal incident. L'image représente donc l'impédance de la région d'intérêt.

Techniquement, les sondes ultrasonores sont constituées de céramiques aux propriétés piézoélectriques. Ces propriétés permettent alors à la sonde de jouer un double rôle. D'une part l'émission d'onde sonore et d'autre part la réception des ondes réfléchies par l'organisme. L'image se fait alors en effectuant un balayage de la région anatomique d'intérêt.

L'imagerie ultrasonore est un examen de première intention dans diverses pathologies, en particulier dans l'imagerie cardiaque. Ainsi, l'échographie intra vasculaire est l'une des deux techniques de référence pour les diagnostics de maladies coronariennes. Il s'agit d'une méthode qui nécessite la mise en place d'un cathéter dans la lumière du vaisseau. Un faisceau d'ultrasons est envoyé par un transducteur placé à l'extrémité du cathéter. La réflexion des sons met en évidence les plaques d'artériosclérose localisées dans la paroi du vaisseau [12]. Elle permet également de déterminer le contenu lipidique, fibreux ou calcique des plaques[10]

Cette technique présente néanmoins quelques limites : invasivité, opérateur dépendante, champ d'action limité aux segments coronariens proximaux, coût élevé et non reproductible. D'autre part, même si elle présente une très bonne résolution temporelle, ce type imagerie est insuffisant en terme de résolution spatiale.

I.B.2.3.b Imagerie RX conventionnelle

Depuis le début des années 60, la coronarographie est un examen incontournable dans l'étude des pathologies coronariennes. Elle a l'avantage d'effectuer un diagnostic et un traitement de la pathologie coronarienne lors d'une seule intervention [27]. Un cathéter est introduit au sein du patient pour y être acheminé jusqu'à l'origine des artères coronaires à étudier. Une injection d'iode est alors réalisée par l'intermédiaire du cathéter afin d'opacifier les vaisseaux, et une acquisition dynamique est réalisée à différents temps : temps artériel et temps veineux. La fréquence d'acquisition peut atteindre 60 images/s avec une résolution spatiale très élevée de 9 à 50 pl/cm et une résolution temporelle de 50 ms.

Les artères coronaires sont visualisées sur un plan sans interférences des structures osseuses, de la graisse péricardique ou du myocarde. Plusieurs acquisitions sont réalisées dans des plans différents. De plus, l'acquisition fluoroscopique procure un effet dynamique sur la progression du produit de contraste qui complète l'étude morphologique. Elle permet, d'une part, d'estimer la taille du ventricule durant le cycle cardiaque et, d'autre part, de donner la possibilité de mettre en place des stents.

Cependant, que ce soit pour une paroi d'une coronaire ou de plaques murales, l'évaluation n'est pas possible. On constate également que si la lumière du vaisseau est obturée de plus de 50%, l'examen n'est alors pas significatif. Cette technique invasive, comme tout geste chirurgical, peut également entraîner des complications telles que accident vasculaire cérébral, infarctus du myocarde. De plus, compte tenu des grandes quantités d'iode injectées, les risques d'allergie ou d'insuffisance rénale sont également existants. Cette technique présente aussi le désavantage d'être très irradiante pour le sujet.

Les deux techniques présentées ci-dessus présentent la particularité d'être invasives. Ainsi, le développement de nouvelles méthodes de diagnostics coronariens non invasives ont été développées par l'intermédiaire d'acquisitions IRM et tomodensitométrie

I.B.2.3.c Imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'imagerie par résonance magnétique utilise le principe de la résonance magnétique nucléaire. En soumettant de la matière à l'action d'un champ magnétique statique, on induit une aimantation macroscopique parallèle et proportionnelle à ce champ. En appliquant des gradients de champ magnétique, on introduit une perturbation de l'aimantation. En mesurant alors les vitesses de retour à l'équilibre des moments magnétiques des noyaux composant la matière, on a alors accès à l'information souhaitée.

Comme toute technique d'imagerie, les performances de l'examen sont un compromis entre la résolution temporelle, résolution spatiale et temps d'acquisition. Actuellement, les acquisitions IRM présentent une bonne résolution spatiale mais elles sont encore insuffisantes en terme de durée d'acquisition et de résolution spatiale.

Compte tenu de sa faible résolution temporelle, les mouvements aussi bien de d'origines cardiaque que respiratoires sont sources d'artefacts. Les acquisitions IRM cardiaques sont

couplées avec un électrocardiogramme qui permet d'effectuer l'acquisition dans la partie du cycle que l'on souhaite. Des corrections sont nécessaires au niveau du tracé électrocardiogramme enregistré afin de supprimer les artefacts introduits par l'environnement magnétique de l'examen.

Pour le mouvement respiratoire la technique classique de l'apnée est possible. Mais on dispose également de tout un arsenal qui comprend entre autre des techniques d'écho navigateur [30] qui permet de suivre de manière indirecte le mouvement de respiration du cœur.

I.B.3 Tomodensitométrie cardiaque : sélection et reconstruction

Malgré des performances encore inférieures en terme de résolution spatiale à la coronographie, la tomodensitométrie cardiaque peut amener des informations sur l'anatomie coronarienne ou sur la détection des sténoses. Elle a été rendue progressivement possible grâce aux nombreux progrès technologiques qui ont permis d'améliorer les performances de ces acquisitions jusqu'à l'obtention d'examens de bonne qualité.

La première avancée a été l'introduction du mode spiralé qui a permis d'acquérir le volume anatomique cardiaque en une seule apnée réglant en partie le problème dû au mouvement de respiration. De plus, avec la possibilité de reconstruire des coupes chevauchées, sans influence sur le temps d'acquisition, la résolution en contraste a pu être améliorée de manière significative répondant ainsi aux exigences de l'imagerie cardiaque.

L'un des problèmes majeurs, si ce n'est le principal, reste le mouvement de contraction cardiaque. Le principe de l'acquisition repose en l'acquisition ou la sélection de données sur une même partie du cycle cardiaque c'est-à-dire au choix d'une fenêtre d'acquisition ou de reconstruction où le cœur présente les mêmes caractéristiques. Le type d'information recherchée par l'examen va fixer les contraintes de l'acquisition, en particulier en terme de résolution temporelle. Ainsi, si le clinicien recherche une information de type anatomique c'est-à-dire une visualisation de l'anatomie cardiaque avec par exemple une détection et une localisation de sténoses coronariennes, le but sera de faire l'acquisition pendant la phase du cycle cardiaque où le mouvement du cœur sera minimum. Par contre, s'il recherche une information de type fonctionnelle, comme le calcul de la fraction d'éjection du ventricule gauche, les contraintes au niveau résolution temporelle seront beaucoup plus importantes. En

effet, pour avoir une séquence dynamique, une série d'image sur l'ensemble du cycle cardiaque devra être reconstruite. La résolution temporelle demandée sera alors fixée par la partie du cycle cardiaque possédant le mouvement le plus important. Nous nous sommes focalisé sur une étude portant sur les sténoses coronariennes. Or, celles-ci ne nécessitent qu'une image en statique pour pouvoir obtenir un diagnostic. Nous devons donc déterminer la position optimale de la fenêtre d'acquisition/reconstruction.

Actuellement, pour geler les mouvements cardiaques, la solution mise en place en routine clinique aussi bien pour le scanner conventionnel que pour l'IRM et l'EBCT [31] est la synchronisation des données brutes avec un Electrocardiogramme (ECG). Elle permet alors soit le déclenchement de l'acquisition (triggerring) soit la sélection des données utilisées pour la reconstruction (gating). En effet, comme nous le verrons, les mouvements de cœur varient le long du cycle cardiaque (II.B.2). Le but du déclenchement ou de la sélection est alors de prendre la fenêtre temporelle du cycle cardiaque où le mouvement est considéré comme minimum. Cette technique repose sur plusieurs postulats de base :

- Parfaite synchronisation entre activité électrique et activité mécanique (mouvement du cœur)
- Rythme cardiaque stable sans arythmie majeure

Pour couvrir la totalité du volume anatomique, les données sont alors prises sur plusieurs cycles cardiaques.

I.B.3.1 Synchronisation ECG

Il existe actuellement deux méthodes de synchronisation, prospective et rétrospective, reposant sur la détection du complexe QRS et plus précisément sur la détection de l'onde R.

La fenêtre temporelle est définie par sa durée T_A et par son positionnement. La durée T_A dépend de la vitesse de rotation du tube et de l'algorithme de reconstruction. En effet, en partant de l'hypothèse que le cœur se situe à l'isocentre du scanner pendant l'acquisition, on estime que la durée minimum, ou la résolution temporelle en première approximation, pour récolter les projections nécessaires à la reconstruction de cette région est sensiblement égale à la moitié du temps de rotation du tube. Jusqu'au milieu des années 90, les temps de rotation étaient aux alentours d'une seconde d'où des tailles de fenêtre égales ou supérieures à la demi seconde, temps beaucoup trop important pour figer le mouvement cardiaque même pour des

patients possédant des fréquences cardiaques faibles. Ainsi, l'introduction des scanners dits subsecondes a permis de faire descendre la résolution temporelle à moins de 500 ms, rendant alors possible l'imagerie cardiaque pour des fréquences peu élevées car possédant une plage temporelle « sans mouvement » plus importante. Actuellement, les vitesses les plus élevées sont de 0,33 s par tour de rotation. La baisse du temps de rotation a permis également de baisser le temps de l'examen total rendant l'apnée plus courte donc possible pour une population de patients plus importante. De plus, en réduisant ce temps, des épaisseurs de coupes plus fines ont pu être acquises pouvant ainsi améliorer la résolution spatiale longitudinale de l'examen.

Finalement, l'introduction des scanners multicoupes a permis d'avoir une imagerie tomodynamométrique cardiaque tridimensionnelle de qualité. En effet, comme il a été exposé précédemment (I.B.2.1), l'imagerie cardiaque est très demandeuse en terme de résolution: temporelle, spatiale et en contraste. Ce type de scanner, tout en ayant une résolution temporelle équivalente au scanner monocoupe, a permis de tendre vers une résolution spatiale isotrope.

En réunissant les avancées, mode **spiralé** en scanner **multicoupe** couplée avec un **ECG** et la réduction du **temps de rotation** du tube, le scanner a pu répondre en partie à l'attente des radiologues. La tomodynamométrie, imagerie non invasive, devient alors un outil de qualité pour le diagnostic.

Le positionnement de la fenêtre temporelle est donné par les départs de l'acquisition ou de la sélection des données, respectivement en mode prospectif et rétrospectif. Dans tous les cas, le placement est déterminé en fonction des ondes R du signal ECG. Plusieurs stratégies sont alors possibles. Les délais $T_{\text{délai}}$ peuvent être relatifs c'est-à-dire que le point de départ de la fenêtre temporelle, déterminé de manière individuelle pour chaque cycle cardiaque, est un pourcentage de l'intervalle T_{RR} , temps séparant les deux ondes RR délimitant le cycle cardiaque. $T_{\text{délai}}$ peut également être absolu c'est-à-dire qu'on fixe un temps en ms.

De plus, $T_{\text{délai}}$ peut être donné soit en fonction de l'onde R de départ (Figure I-38a) soit celle d'arrivée (Figure I-38 b)

En mode prospectif, les intervalles de temps RR ou l'apparition de l'onde R suivante (mode prospectif délai inverse) doivent être estimés à partir des cycles précédents. Deux techniques sont habituellement utilisées pour prédire l'apparition de l'onde R : soit une moyenne sur les trois derniers cycles soit la médiane des 5 derniers cycles. Comme nous le verrons par la

suite, le choix du placement de la fenêtre temporelle s'avère primordial pour la qualité de l'examen (II.B.2). Généralement le délai est défini de telle sorte que les acquisitions soient effectuées durant la phase diastolique du cœur.

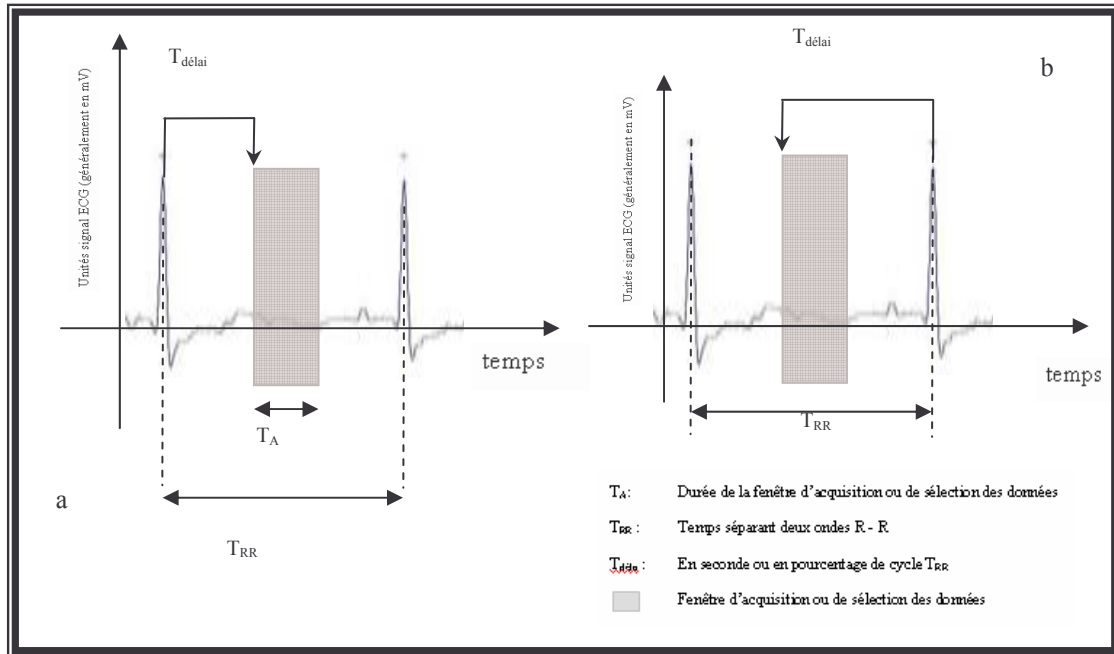


Figure I-38 : Paramètres de la fenêtre d'acquisition/reconstruction : sa durée T_A et son placement dans le cycle cardiaque. Ce dernier peut s'effectuer soit par rapport à la première onde R (a) soit par rapport à la deuxième (b)

Il existe donc deux types de synchronisation :

- le triggering, méthode prospective
- le gating, méthode rétrospective

I.B.3.2 Synchronisation prospective

Avec la méthode prospective (triggering) (Figure I-39), l'acquisition est réalisée de manière séquentielle et uniquement pendant la durée de la fenêtre d'acquisition. Au niveau de la reconstruction, des algorithmes classiques peuvent être utilisés. Or, comme nous l'avons exposé (I.B.2.1), afin de minimiser le mouvement dans le but d'obtenir une bonne qualité d'image, la résolution temporelle est un critère primordial dans les examens cardiaques. Ainsi, pour l'optimiser, des algorithmes de reconstruction utilisant seulement une partie des données brutes (algorithme de reconstruction partielle) sont utilisés. Ils reposent sur l'idée

que les rayons en opposition mesurent exactement les mêmes coefficients d'atténuation. Ainsi, l'acquisition peut se limiter uniquement à un demi tour de tube (en géométrie parallèle). En géométrie fanbeam, les données du faisceau utilisées pour la reconstruction couvrent un intervalle angulaire de α_p , correspondant à l'intervalle angulaire entre la position du tube en début d'acquisition et sa position en fin d'acquisition, égal à 180° auquel l'angle de fanbeam est ajouté. La rotation partielle nécessaire à la reconstruction couvre alors approximativement les 2/3 de la rotation totale. Avec des techniques de reconstruction pondérée [32], une résolution temporelle d'environ 2/3 de la rotation du tube est obtenue. Une meilleure résolution peut être obtenue également par l'utilisation d'un algorithme de « rebinning ». Cette technique de réarrangement des données permet le passage d'une géométrie divergente (fanbeam) à une géométrie parallèle (Équation I-22). Le sinogramme en géométrie parallèle est ainsi reconstitué. Une méthode de rétroprojection filtrée classique est alors appliquée. La résolution temporelle est alors égale à la moitié de temps de rotation du tube au centre du scanner.

$$P_{\text{par}}(\theta, u) = P_{\text{fan}}(\beta + \alpha, D \cdot \sin \beta) \quad \text{Équation I-22}$$

Avec $\theta \in [0 \pi]$ et $u \in [-F/2 F/2]$

Avec F diamètre du champ de vue

En utilisant un angle α_p comme définit précédemment, l'apparition d'artefacts de bande est constatée. Ces derniers sont dus à l'inconsistance des données, provoquée en particulier par le mouvement. Pour cette raison, un angle supplémentaire de transition θ_T est ajouté. α_p est donc égale à la somme d'un demi tour, l'angle de fanbeam et l'angle de transition.

Les données de projection sont alors traitées de manière suivante (Équation I-23) :

$$P'_{\text{par}}(\theta, u) = \begin{cases} W(\theta) \cdot P_{\text{par}}(\theta, u) + (1 - W(\theta)) \cdot P_{\text{par}}(\theta + \pi, -u) & \theta \in [0 \theta_T] \\ P_{\text{par}}(\theta, u) & \theta \in [\theta_T \pi] \end{cases} \quad \text{Équation I-23}$$

avec

$$W(\theta) = \sin^2(\pi \cdot \theta / 2 \cdot \theta_T)$$

Au niveau de l'acquisition on procède de la manière suivante. L'acquisition pendant le premier cycle cardiaque est effectuée. Les données acquises permettent alors de reconstruire les coupes z_1 et $z_1 + \Delta z$ (Δz : taille du détecteur en z). La table est alors translatée de Δz . L'acquisition suivante est alors effectuée au prochain cycle cardiaque où le placement de la

fenêtre temporelle d'acquisition correspond à celui de la première acquisition. Après l'acquisition entre $z_1 + \Delta z$ et $z_1 + 2.\Delta z$, la table d'examen est à nouveau translaturée. Ces deux opérations sont répétées de manière successive jusqu'à couvrir la totalité de la zone anatomique souhaitée (Figure I-39). La durée totale de l'examen dépend donc du rythme cardiaque. Compte tenu des exigences en terme de résolution spatiale (inframillimétrique), cette acquisition ne peut actuellement pas s'effectuer en une seule apnée.

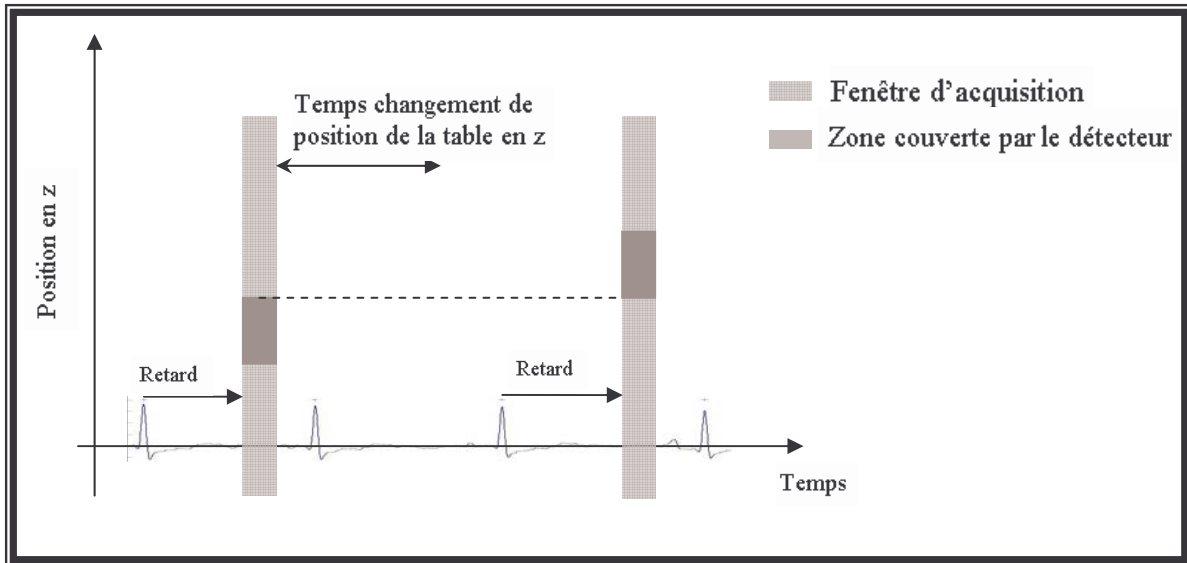


Figure I-39 : Acquisition en mode prospectif. Les données pour reconstruire les différentes coupes sont acquises en mode « step and shoot » sur la même portion de cycle cardiaque

I.B.3.3 Synchronisation rétrospective

Avec la méthode rétrospective (gating), l'acquisition est réalisée en mode hélicoïdal. Les données utilisées pour la reconstruction des différentes coupes sont alors sélectionnées à la fin de l'acquisition grâce à l'enregistrement ECG. Recherchant une information de type anatomique, le cœur est reconstruit alors à une phase donnée de son cycle. Pour une information de type fonctionnelle, en sélectionnant les données adéquates grâce à l'ECG, la méthode rétrospective permet également pour la même acquisition de reconstruire le cœur à différentes phases de son cycle. L'algorithme le plus utilisé est actuellement le « multi-slice Cardiac Volume reconstruction » (MSCV) qui se compose de deux étapes principales [10]. D'une part, pour compenser l'avancée de la table et obtenir un profil de coupe idéal, une pondération spiralée multicoupe est utilisée. Cette dernière permet de reconstituer les données pour reconstruire une coupe avec une technique de scan partiel. Chaque projection

est traitée de manière individuelle. Ainsi, pour reconstruire une coupe à z_{recon} les données de différents détecteurs peuvent être utilisées.

Dans le cas de la Figure I-40, un seul angle de projection correspond aux données nécessaires pour reconstruire la coupe à z_{recon} (point vert). Pour tous les autres angles de projection (ligne verte), une interpolation linéaire entre les deux barrettes se situant à proximité du plan image est appliquée. Ainsi, pour chaque angle, la pondération entre les deux données change. D'autre part, les barrettes proximales peuvent également être modifiées entre les différents angles de projection. Cet algorithme permet de reconstruire des images chevauchées avec un incrément fixe et indépendant de la fréquence cardiaque. De plus, quelque soit le pitch, il permet de fournir une relation constante entre l'épaisseur de collimation et l'épaisseur de la coupe reconstruite.

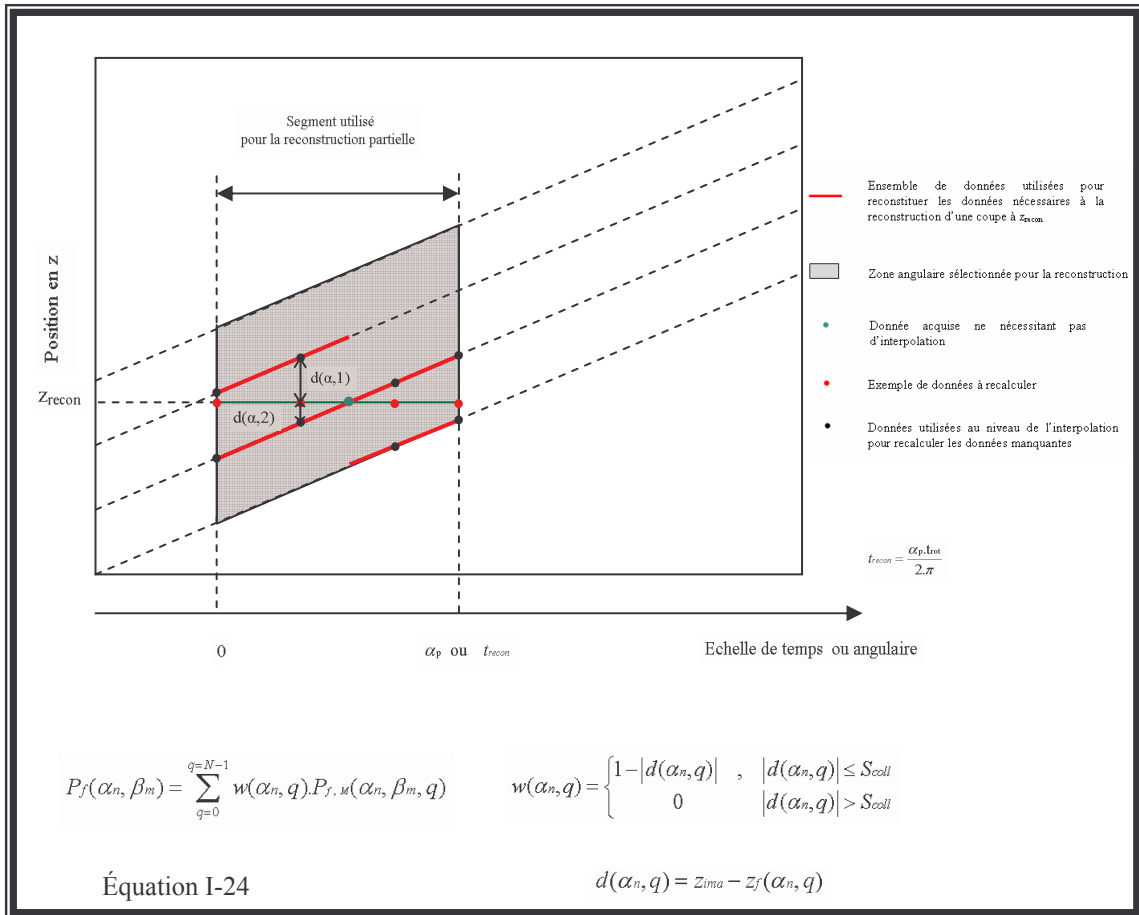


Figure I-40 : Reconstruction rétrospective : interpolation des données pour obtenir les informations pour reconstruire une coupe à z_R

Pour reconstruire un volume, les données sont sélectionnées sur la même partie du cycle cardiaque (Figure I-41 a). L'acquisition en mode synchronisation rétrospective doit répondre à des contraintes. En effet, le pitch dépend de la fréquence cardiaque et de la résolution temporelle souhaitée. Pour pouvoir acquérir le volume complet, le pitch de l'acquisition doit respecter la condition de l'équation (Équation I-25) sous peine de se retrouver dans la situation décrite (Figure I-41 b) où certaines zones volumiques ne peuvent pas être reconstruites du fait du manque de données.

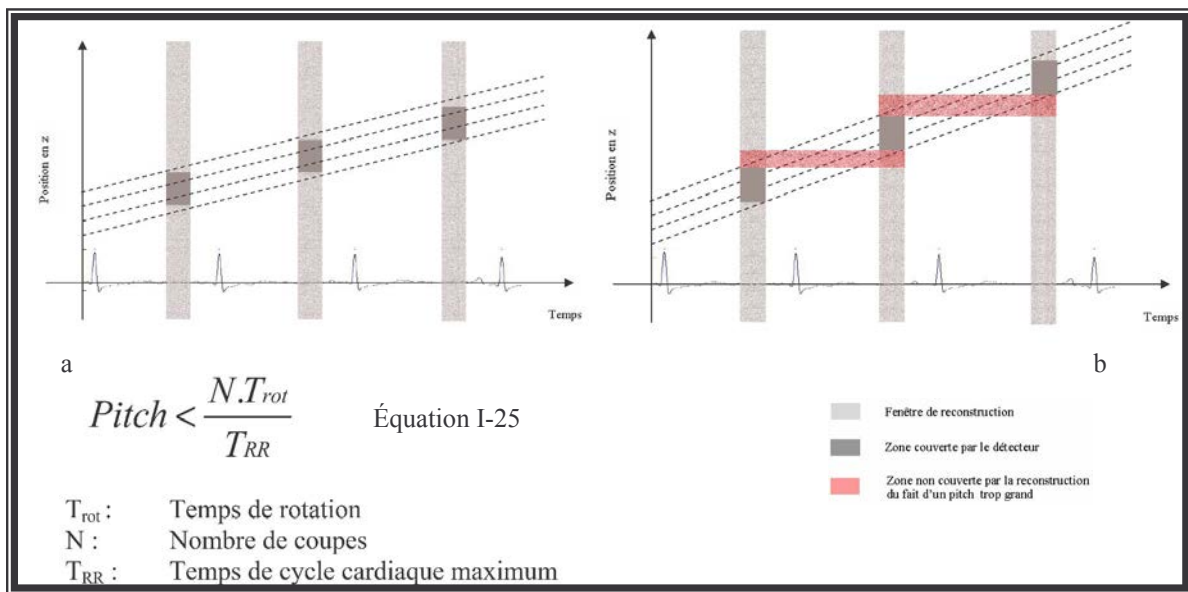


Figure I-41 : Pour l'acquisition rétrospective, le pitch ne doit pas dépasser une certaine valeur sous peine d'un gap d'information qui ne permet par alors de reconstituer l'ensemble du volume. (a) pitch adapté (b) pitch trop important

La reconstruction d'images à différentes phases du cycle cardiaque est faisable en translatant le point de départ de chaque fenêtre temporelle de sélection. Contrairement au mode prospectif, il n'est pas nécessaire de refaire une acquisition. Des reconstructions multiphasiques tout les X % du cycle permettent alors de reconstituer une série dynamique

I.B.3.4 Segmentation de l'acquisition ou de la sélection

Pour améliorer la résolution temporelle, on peut sélectionner les informations pour reconstruire une coupe sur plusieurs cycles cardiaques (Figure I-42). Ainsi, Figure I-42, les données angulaires peuvent être scindées en deux sous parties. La première sous partie peut

être sélectionnée pendant le premier battement cardiaque (Figure I-42 b) et la seconde pendant le battement suivant (Figure I-42 c)

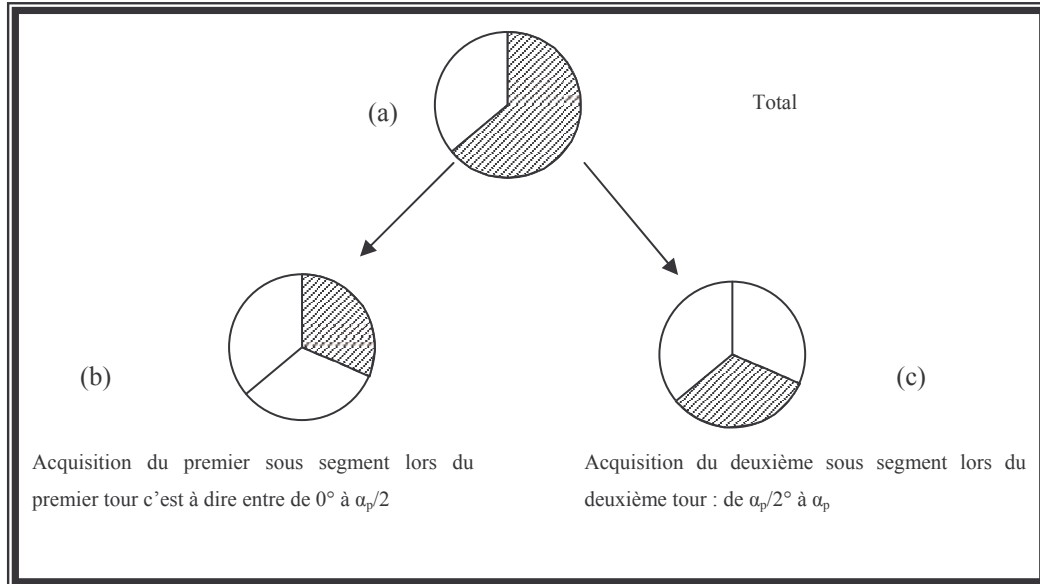


Figure I-42 : Exemple de multi-segment avec M=2. Les données nécessaires pour reconstituer une coupe peuvent être acquise en deux tours. La première acquisition est effectuée entre 0 et αp/2 et au deuxième tour, l'acquisition est effectuée entre αp/2 et αp

Nous avons par conséquent une modification de la condition du pitch en fonction de la fréquence cardiaque :

$$Pitch \leq \left(\frac{N-1}{M} + 1 \right) \frac{T_{rot}}{T_{RR}}$$

Équation I-26

M : nombre de cycles cardiaques

N : nombre de détecteur

T_{rot} : temps de rotation du scanner

T_{RR} : durée du cycle cardiaque

La résolution temporelle est alors divisée par le nombre de sous segments utilisés pour reconstruire une coupe. Cette technique est utilisée pour des patients possédant une fréquence cardiaque élevée car ils possèdent une plage de relaxation cardiaque moins importante que les patients à fréquence faible (Figure I-43).

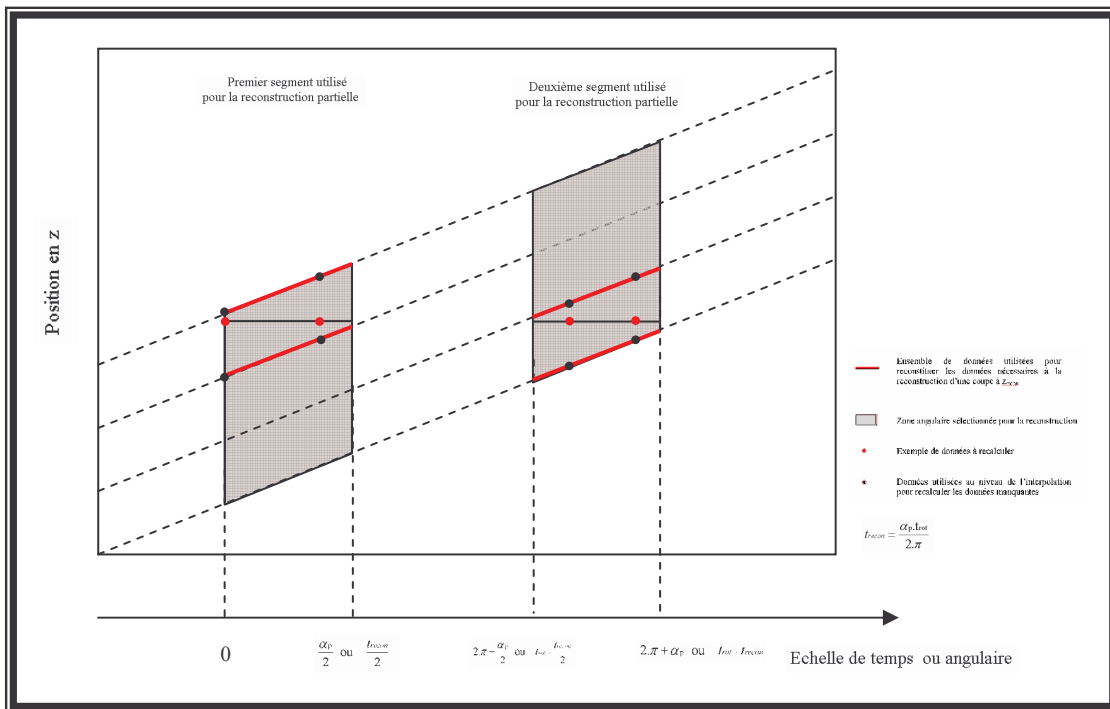


Figure I-43 : Reconstruction multiségmentée. Les données utilisées pour l'interpolation sont prises sur chaque sous-segment respectif

I.B.3.5 Comparaison entre les modes : prospectif et rétrospectif

Actuellement, en pratique clinique, la synchronisation ECG en mode spiralé est le seul protocole utilisé. Avec la possibilité de reconstruire des coupes chevauchées, on a une amélioration de la résolution spatiale longitudinale.

De plus, cette technique permet des examens plus rapides d'où une apnée plus courte pour le patient. En effet, alors que l'acquisition est réalisée de manière continue en mode rétrospectif, en mode prospective, elle est réalisée en « step and shoot ».

En mode rétrospectif, on a également la possibilité de supprimer certains cycles cardiaques, si le pitch de l'acquisition est assez petit. Cette possibilité permet alors de mieux gérer les cas d'arythmies.

Il faut également noter que l'évolution technologique va sans doute modifier encore les protocoles cliniques d'acquisition tomographique cardiaque du fait de l'augmentation de la taille du détecteur. Ainsi, avec l'apparition de capteurs composés de 256 barrettes ou de

capteur plan, le volume d'intérêt cardiaque va pouvoir être acquis en une seule rotation. On aura alors la possibilité de faire du « gating rétrospectif » sur des acquisitions incrémentales.

I.B.3.6 Cas clinique : quantification

La présence d'athérosclérose peut être démontrée par la présence des plaques calcifiées. En quantifiant ce paramètre on donnera au clinicien la possibilité d'estimer le risque de complication encouru par le patient.

L'examen tomodensitométrique est actuellement le seul examen permettant de fournir une quantification des calcifications des artères coronaires. Historiquement introduit avec un EBCT, [33] proposa le protocole suivant :

Il consiste en la réalisation de 20 coupes jointives de 3 mm. Les images résultantes de cet examen sont ensuite traitées. Tout d'abord un seuillage, où seuls les pixels dont la valeur est supérieur à 130 HU sont « gardés ». Pour chaque lésion ainsi trouvée, on calcule son aire et son maximum (Max) en terme de HU. On applique ensuite la formule suivante pour obtenir ce score (score Agaston)

$$Ag = \sum_n Ag(n) = \sum_n W(n).aire(n) \quad \text{avec} \quad W = \begin{cases} 1 & ; \quad 130 \leq Max < 200 \\ 2 & ; \quad 200 \leq Max < 300 \\ 3 & ; \quad 300 \leq Max < 400 \\ 4 & ; \quad Max \geq 400 \end{cases} \quad \text{Équation I-27}$$

On peut appliquer ce score soit à un segment d'artère coronaire soit à l'ensemble des artères coronaires. Un problème de reproductibilité est alors posé par l'utilisation de l'EBCT.

L'utilisation de scanner multicoupes permet, en partie, de pallier à ce problème. Les protocoles de « scoring » ont dû par conséquent être adaptés.

Pour le scanner multibarrettes, plusieurs solutions ont été proposées pour l'utilisation de coupe incrémentale. A titre d'exemple, une des formulations possibles est alors la suivante :

$$Ag_{norm} = \frac{\text{increment}}{\text{épaisseur coupe}} \sum_n W(n).aire(n) \quad \text{Équation I-28}$$

Des études [34, 35] ont montré que le scoring de calcium était fortement influencé par la fréquence cardiaque à cause des artefacts de mouvement

*II Obtention et intégration des mouvements
physiologiques cardiaques dans la stratégie de
sélection des données*

II.A Introduction

Comme il a été exposé dans le chapitre précédent, l'angiographie coronarienne par RX conventionnels et l'échographie intra vasculaire sont les techniques de référence pour le diagnostic de maladies coronariennes [36]. Cependant, ces techniques d'imagerie sont invasives et présentent des risques de morbidité (1,5 %) et mortalité (0,15 %) non négligeables [37].

Pour pallier à ces inconvénients, la tomодensitométrie peut être une alternative pour ce type de diagnostic [38]. En effet, cette technique d'imagerie a connu ces dernières années plusieurs avancées comme l'introduction du mode spiralé [11], le développement des scanners multi barrettes [39], le gating cardiaque [40] et l'augmentation de la vitesse de rotation du tube. En améliorant les résolutions temporelles et spatiales, ces diverses évolutions ont permis de rendre possible l'imagerie cardiaque tomодensitométrique.

Cependant, malgré ces avancées, des problèmes subsistent. La reconstruction tomодensitométrie repose sur le fait que le volume anatomique ne subit pas de modification pendant l'acquisition. Or, au niveau des examens cliniques, plusieurs facteurs comme l'injection des produits de contraste ou le mouvement des organes violent ce postulat. Les images ainsi produites peuvent présenter des artefacts plus ou moins importants suivant le degré de corruption des données. Ces artefacts, qui sont des défauts dans l'image, peuvent alors soit occulter certains détails anatomiques soit être interprétés de manière erronée comme une caractéristique anatomique réelle.

Pour mieux appréhender le phénomène du mouvement, il faut en connaître sa nature, ses caractéristiques et les effets qu'il provoque au niveau des images. Dans cette partie, l'étude proposée quantifie les mouvements du cœur. En effet, grâce à une méthodologie originale, le mouvement tridimensionnel de certains segments d'artère coronaire a pu être reconstitué le long du cycle cardiaque à partir de trois mouvements unidimensionnels. Après validation de cette méthodologie de mesure, les données de déplacement, aussi bien unidimensionnelles que tridimensionnelles, ont permis d'optimiser le placement de la fenêtre temporelle d'acquisition ou de reconstruction

A partir de ces mêmes mesures, indépendantes de la technologie tomодensitométrique, la résolution temporelle, souhaitable pour figer le cœur sur l'ensemble de son cycle, a été quantifiée.

II.B Etat de l'art

II.B.1 Caractéristiques et quantification du mouvement cardiaque

La présence de calcifications peut être un élément d'estimation du risque encouru par le patient d'où l'importance de les détecter et de les quantifier. Les artères coronaires sont des vaisseaux qui alimentent en sang le myocarde. Situées sur le cœur, elles sont donc soumises à son mouvement. Par conséquent, les contraintes temporelles de l'imagerie coronarienne sont exigeantes. Afin d'en appréhender les conséquences au niveau de la qualité des images, de nombreuses études se sont attachées à quantifier leur mouvement. Ces différentes études ont porté sur les principaux segments d'artère coronaire défini entre autre par : l'« American Heart Association » (Figure II-1):

- Artère coronaire gauche
- Tronc commun
- Artère inter ventriculaire antérieure
- Artère circonflexe
- Artère coronaire droite

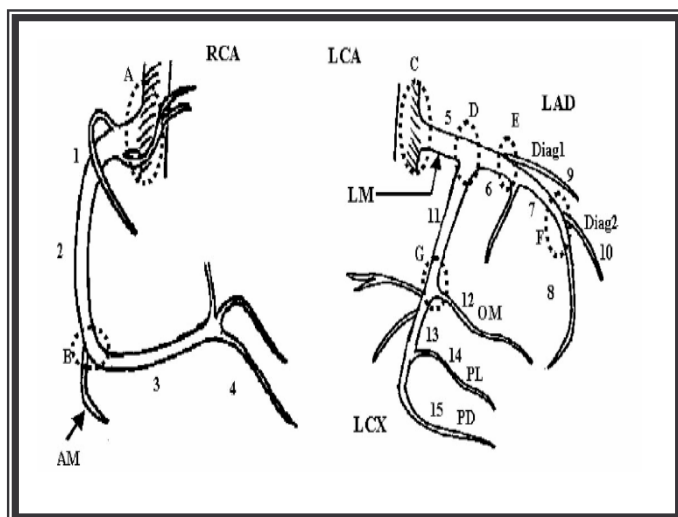


Figure II-1 : Artères coronaires et leurs principaux segments : Artère coronaire droite (CD ou RCA) (segments 1-4), artère coronaire gauche (TC ou LM) (5), artère circonflexe (LCX : Left circumflex) (11,13), artère inter ventriculaire antérieure (IVA ou LAD) (6-8) Points de repères potentiellement utilisables : ostium RCA (A), bifurcation AM le long de la RCA (B), ostium LM (C), bifurcation de la LM en la LDA et LCX (D), première jonction diagonale le long de la LAD (E), deuxième jonction diagonale le long de la LAD (F), bifurcation de l'OM le long de LCX (G) Extrait de l'article de VEMBAR [41].

Le mouvement global du cœur peut être décomposé en deux mouvements distincts, le mouvement lié à la respiration et le mouvement lié à la contraction cardiaque, possédant chacun des caractéristiques différentes. Les moyens et la méthodologie utilisés pour quantifier ces deux mouvements sont alors différents.

II.B.1.1 Les mouvements liés à la respiration

II.B.1.1.a Caractéristiques

Le mouvement de respiration affecte un grand nombre d'organes situés dans la zone thoraco-abdominale du corps. Ainsi, plusieurs études ont tenté de quantifier ses caractéristiques sur des organes, tels que le rein, le foie ou sur des tumeurs.

Pour le cœur, ces analyses sont moins nombreuses ceci pouvant sans doute s'expliquer par le fait que ce mouvement n'est pas la principale cause d'artefacts cinétiques. Ces études ont été principalement effectuées sur deux types d'imagerie: l'IRM et l'angiographie

- En IRM, une première technique consiste à effectuer une série d'images tout le long du cycle respiratoire. Une région anatomique est alors repérée pour chacune des images. Le déplacement de la région d'intérêt (ROI) est alors donné par la différence de coordonnées de la ROI entre deux images consécutives du cycle [42, 43]. Au niveau de l'acquisition, deux solutions sont alors possibles. Les images peuvent être effectuées pendant plusieurs cycles afin de reconstituer l'ensemble de la série dynamique sur la totalité d'un cycle respiratoire de référence. Mais, depuis quelques années, les séquences IRM en « steady State » (SSFP) ont fait leur apparition. Avec une résolution temporelle pouvant atteindre 100 ms, elles permettent alors d'effectuer la série d'images sur le même cycle respiratoire. Cette technique est actuellement utilisée par l'équipe IRM du laboratoire pour quantifier les mouvements dus à la respiration. La deuxième technique d'estimation du mouvement utilise la méthode de l'écho-navigateur [44, 45] qui permet de suivre une ROI avec une résolution temporelle très élevée. Dans cette technique, c'est généralement le mouvement de l'hemi-diaphragme qui est suivi.
- L'angiographie simple [46] ou biplan [47, 48]. Cette dernière permet une double acquisition simultanée à différents angles. De la même manière qu'en IRM, une série dynamique est effectuée le long du cycle respiratoire. Le mouvement d'un point

caractéristique est alors suivi en comparant deux images consécutives prises dans le cycle respiratoire. Pendant l'acquisition, deux séries d'images sont effectuées à des angulations différentes, la reconstitution du mouvement tridimensionnel d'une région anatomique est alors possible. L'obtention d'un mouvement ne nécessite l'acquisition que d'un seul cycle respiratoire.

Les caractéristiques des mouvements du cœur lié à la respiration sont les suivantes :

- Prédominance des mouvements supérieurs/inférieurs sur les mouvements de type antéropostérieur [42].
- En première approximation, le mouvement de respiration peut être modélisé par une translation longitudinale rigide [42].
- Existence d'une relation linéaire entre le mouvement longitudinal du cœur et le mouvement longitudinal du diaphragme [29, 42, 44, 45]. Cette relation est différente suivant le segment d'artère coronaire étudié et également dépendante du sujet [42, 49].
- Effets d'hystérésis dans les deux phases du cycle respiratoire (expiration, inspiration) [44]. En effet, il existe une différence de volume pulmonaire entre les deux phases du cycle respiratoire (composition de gaz différente à pression identique). Par conséquent, les caractéristiques dynamiques de déplacement d'une région anatomique, suivant la phase où elle se situe, sont différentes.

De plus, toutes ces études ont montré une variabilité :

- Inter patient
- En fonction de la région cardiaque étudiée

Malgré tout, il faut noter que le mouvement du cœur même pour les mouvements de respiration est complexe. Ainsi, des torsions et des rotations sont également observées [43, 47, 50, 51].

II.B.1.1.b Quantification des mouvements dus à la respiration

Pour simplifier, deux types de respiration peuvent être distingués: la respiration ample et la respiration libre. Les valeurs d'amplitude et de vitesse de ces deux types de respiration sont

différentes. Ainsi, pour les respirations ample et libre, le cycle respiratoire peut se scinder en deux phases: inspiration et expiration. Les vitesses et amplitudes de déplacement sont alors plus importantes en respiration ample. Les courbes obtenues avec une ceinture de respiration pour les deux types de mouvement sont données (Figure II-2). Sur ces courbes, on peut visualiser que l'amplitude maximale en respiration libre atteint 14 mm et en respiration ample 32 mm pour ce sujet.

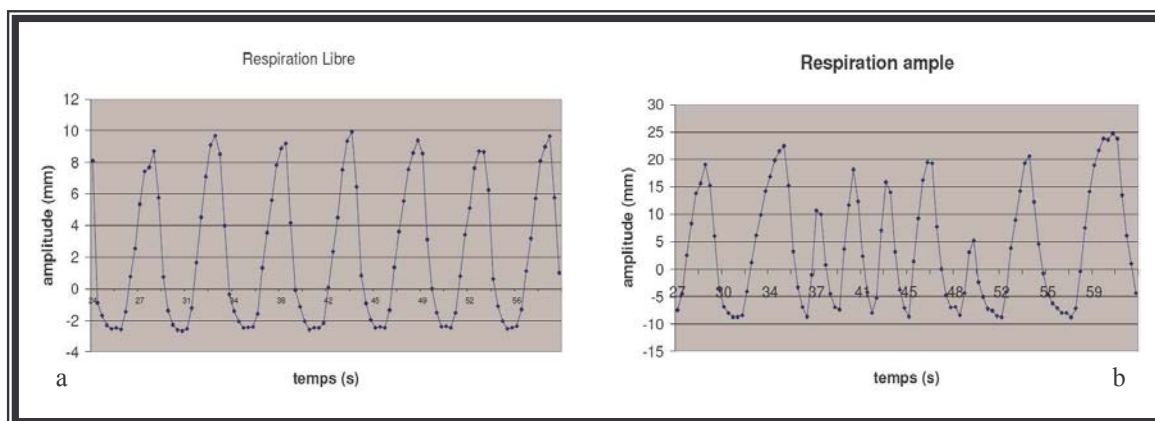


Figure II-2 : Données de déplacement de la base du cœur en respirations libre (a) et ample (b) obtenues en IRM

Compte tenu de la variabilité interpatient, les études quantifiant l'amplitude du mouvement sur un cycle respiratoire présentent des valeurs différentes. L'étude de Borgen [46] a été la première à quantifier l'amplitude des déplacements du cœur due à la respiration. Elle a quantifiée l'amplitude des mouvements supérieur/inferieur à approximativement 8 mm. L'étude de Shechter [47] donne également des valeurs très proches: $5,9 \pm 3,1$ mm pour la coronaire droite et $5,6 \pm 1,5$ mm pour l'artère circonflexe.

Wang [42] trouve, quand à lui, des gammes d'amplitudes de déplacement plus importantes: $10,5 \pm 4,8$ mm pour la coronaire droite et $13,1 \pm 4,1$ mm pour l'artère inter ventriculaire antérieure. McLeish [51] distingue deux groupes d'individus dans son étude : l'un avec un déplacement moyen de $8,2 \pm 3,4$ mm et l'autre de $17 \pm 4,3$ mm pour la coronaire droite.

Ces disparités de mesures peuvent s'expliquer par la grande variabilité d'un patient à un autre et également par le type d'imagerie et de méthodologie utilisés pour les quantifier. De plus, les régions d'intérêt étudiées varient entre ces différentes études.

En montrant que le déplacement du cœur possède une relation de type linéaire avec le mouvement diaphragmatique, les études de quantification du mouvement du diaphragme,

abondantes dans de la littérature, peuvent être une base de travail. Certaines études approximent le mouvement du cœur à la moitié du mouvement diaphragmatique.

Ainsi, les amplitudes trouvées pour le mouvement diaphragmatique en respiration libre varient entre 10 mm et 35 mm. En disposant d'un modèle mathématique, le déplacement du cœur dû à la respiration peut alors être lui aussi estimé. Ainsi, un modèle, introduit par Lujan [52], peut être utilisé. Sa formulation mathématique est alors la suivante:

$$z = z_0 - A \cos^{2n} \left(\frac{\pi t}{\tau_m(t)} - \Phi \right) \quad \text{Équation II-1}$$

A : Amplitude du mouvement

z_0 : Position de la région d'intérêt à la fin de l'expiration

τ_m : Période du mouvement

Φ : phase initiale du mouvement

Suivant la valeur de n , (entier positif) ce modèle permet de prendre en compte l'effet d'hystérésis. Le n varie en fonction du patient. Les valeurs sont situées dans une gamme entre 1 et 9, avec pour la majorité des patients des valeurs égales soit à 1 soit à 2.

Notons que pour certains patients, l'apnée effectuée n'est pas toujours parfaite. La conséquence de ceci est alors l'apparition d'un mouvement de petite amplitude et de faible vitesse suivant la direction supérieure/inférieure [45, 53].

Certaines études quantifient le déplacement non rigide [47, 51]. Ce dernier ne sera pas abordé dans ce manuscrit. En effet, l'hypothèse considérée suppose qu'une ROI cardiaque suffisamment petite présente des mouvements de type rigides. Par conséquent, le mouvement respiratoire d'une calcification coronarienne est de type rigide (cf IV 1)

II.B.1.2 Les mouvements liés à la contraction cardiaque

II.B.1.2.a Caractéristiques

Le mouvement de contraction cardiaque est le principal générateur d'artefact cinétique. Les études quantifiant ce type de mouvements ont été effectuées sur plusieurs systèmes d'imagerie :

- Scanner à faisceau d'électrons (Electron Beam CT ou EBCT) [54-57]
- IRM [58, 59]

- Scanner multibarrette (Multi-slice CT (MSCT)) [41]
- Coronarographie avec technique conventionnelle de RX [36, 48, 60-63]

La plupart des études quantifient le mouvement des artères coronaires dans le plan axial. Seul un nombre limité d'études quantifie le déplacement tridimensionnel d'un segment d'artère coronaire [36, 41, 48, 59].

Plusieurs constats ressortent de ces études :

- La vitesse de déplacement du cœur, et donc des coronaires, est variable d'un patient à l'autre
- Pour un même patient, les caractéristiques de mouvement sont influencées par son activité (efforts, repos, apnées ...)
- Pour un même patient, il existe des différences significatives entre les différents segments d'artère coronaire (Figure II-3)
- une grande variabilité des vitesses le long du cycle cardiaque (Figure II-3)
- une influence de la fréquence cardiaque [54]

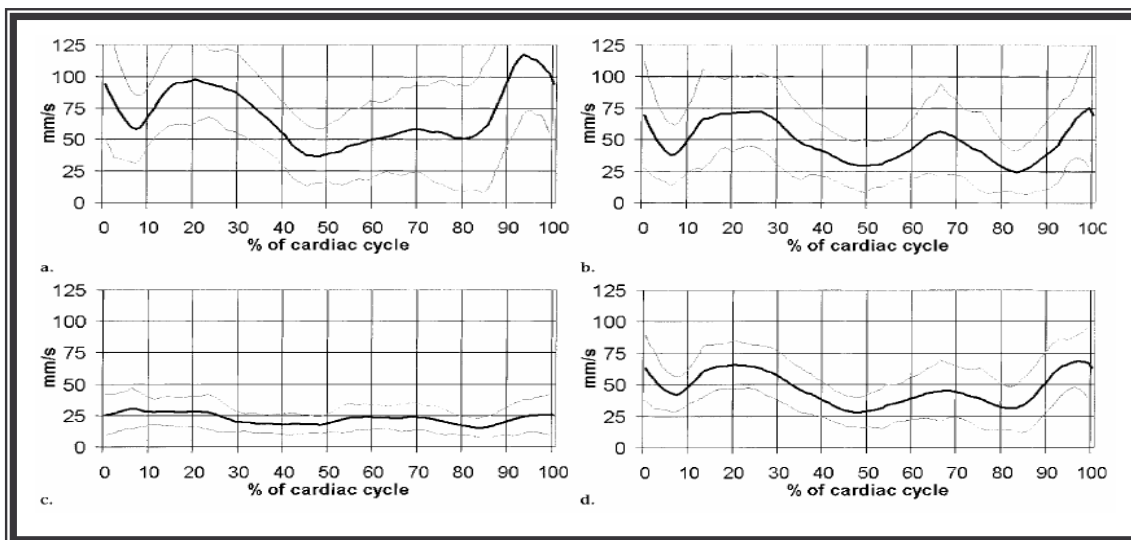


Figure II-3: Moyenne (traits noirs) et écart type (pointillés) sur les 25 patients de l'étude Achenbach [57]. Avec a: RCA, b: LCA, c : LAD, d : moyenne des trois coronaires.

II.B.1.2.b Quantification des mouvements liés à la contraction cardiaque

L'étude Saranathan [59] montre des amplitudes de déplacements allant de 15 à 20 mm. Hofman [58] (Tableau II-I) et Shechter [48] montre que l'amplitude maximale est obtenue pour l'artère coronaire droite (RCA). Les équipes Mao et Lu [54, 56] font le même constat avec des déplacements de la RCA compris entre 30 et 51 mm.

A titre d'exemple, les courbes obtenues pour l'étude Shechter peuvent être visualisées (Figure II-4). Cette étude montre quant à elle des déplacements de 26 ± 5 mm pour la coronaire droite, 8 ± 2 mm pour le tronc commun, 10 ± 1 mm pour l'artère inter ventriculaire antérieure et 12 ± 2 mm pour l'artère circonflexe

Tableau II-I : Différentes amplitudes de déplacement des artères coronaires dues au seul mouvement cardiaque (Hofman)

Localisation	Déplacement moyen (mm)	Ecart type (mm)
Coronaire Droite	25	5
tronc Commun	9	1
IVA	11	4
LCX	12	2

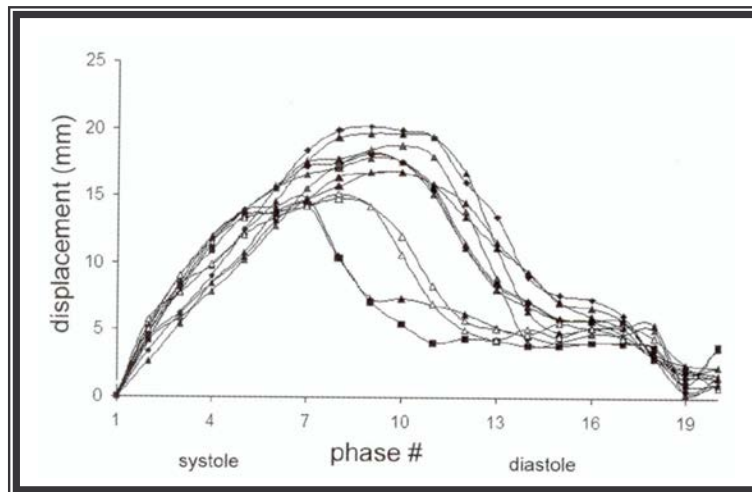


Figure II-4 : Déplacement du segment proximal de l'artère coronaire droite pour les douze sujets de l'étude de Shechter [48]

L'artère coronaire possédant la dynamique la plus importante est la coronaire droites suivi de la CX, TC et IVA et ce, quelque soit la fréquence [54, 56-58]. Ainsi, Achenbach [57] trouve des vitesses moyennes de $69,5 \pm 22,5$ mm/s pour la coronaire droite, $48,4 \pm 15,0$ mm/s pour la Circonflexe et $22,4 \pm 4,1$ mm/s pour IVA. Ces différentes valeurs sont confirmées par les études de MAO [56] dont les gammes des vitesses des segments d'artère coronaire vont de 22,4 à 108,6 mm/s. On peut également citer les études de Vembar et Shechter qui quantifient des vitesses tridimensionnelles.

Les études constatent que les vitesses maximales sont obtenues en systole [56] et observent une période dynamique quasi nul en diastole. L'étude Hofman [58] faite en IRM présente une vitesse maximale moyenne de $176 \text{ mm/s} \pm 49$ (Tableau II-II).

Tableau II-II : Vitesses de déplacement du cœur pour certains segments d'artère coronaire dues au seul mouvement de contraction cardiaque (Vitesses mesurées (moyenne \pm écart type))

	Vitesse Maximale	Vitesse moyenne
LM	129 +/- 34	32 +/- 7
LAD	119 +/- 41	34 +/- 7
LCX	128 +/- 45	37 +/- 7
RCA	176 +/- 49	61 +/- 7

Enfin, l'étude Lu [54] montre que la fréquence cardiaque a une influence sur la dynamique du cœur. Ainsi, plus la fréquence est élevé plus la vitesse des segments coronaire est élevé. Lu trouve une moyenne de 40,1 mm/s pour des patients possédant une fréquence inférieur à 50 bpm et 118 mm/s pour des patients avec une fréquence supérieur à 110 bpm.

*II.B.2 Placement de la fenêtre temporelle
d'acquisition/reconstruction*

L'un des paramètres importants de l'acquisition cardiaque est la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction. Elle se définit par l'intermédiaire de deux paramètres: sa durée et son placement le long du cycle cardiaque. (I.B.3)

Le but est alors de « geler » le mouvement du cœur en choisissant la durée de fenêtre temporelle la plus petite possible et plaçant celle-ci de manière optimale le long du cycle cardiaque.

Concernant la durée de la fenêtre temporelle, certains auteurs estiment qu'une résolution temporelle inférieure au moins à 50 ms [12, 36, 54] est nécessaire afin de geler le mouvement cardiaque sur l'ensemble de son cycle. Cependant, de telles résolutions sont encore impossibles en tomodensitométrie. En effet, pour reconstruire une coupe, les projections sur plus de la moitié du temps de rotation du tube sont nécessaires [21]. Actuellement, les temps de rotation les plus rapides sont de l'ordre de 330 ms [15], soit une fenêtre temporelle acquisition/reconstruction de 166 ms. En plus de dépendre de la vitesse de rotation, la durée de la fenêtre temporelle est dépendante de l'algorithme de reconstruction utilisé. Ces deux paramètres ne sont pas accessibles au clinicien qui a néanmoins la possibilité de choisir le placement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction. Pour minimiser les artefacts induits par la contraction cardiaque, il est nécessaire de trouver la meilleure localisation de cette fenêtre dans le cycle cardiaque. Pour rappel, basée sur l'enregistrement d'un électrocardiogramme (ECG) pendant l'acquisition, la sélection des données brutes utilisées pour la reconstruction d'un volume à une phase identique est toujours effectuée sur la même partie du cycle cardiaque [64]. Le rythme cardiaque est généralement supposé comme parfaitement périodique. Le placement de la fenêtre temporelle est défini par son départ. Les ondes R sont alors les références pour distinguer les différents cycles cardiaques.

Le but de ce placement est de sélectionner les données les moins corrompues par le mouvement c'est-à-dire la phase cardiaque où le mouvement de contraction cardiaque est supposé minimum. Sélection faite de manière rétrospective, le choix du placement de la fenêtre temporelle est une étape primordiale pour l'obtention d'un examen de qualité optimale. Ainsi, dans l'exemple Figure II-5, les images reconstruites à différentes phases cardiaques (20%, 50% et 80 %) ne donnent pas la même information visuelle. De plus, la

quantification de certaines informations extraites de l'image, comme le score Agaston, est alors rendue impossible car biaisée par les artefacts de mouvement.

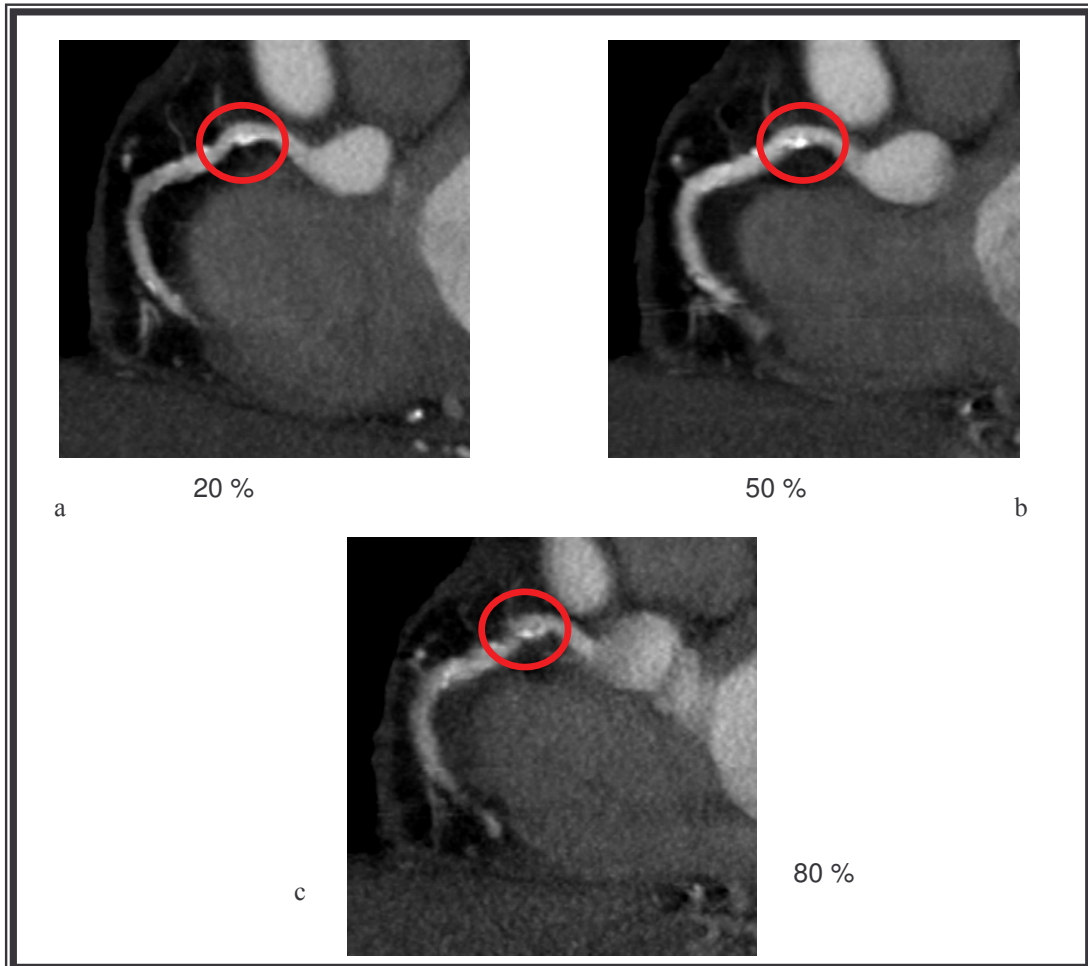


Figure II-5: Influence du placement de la fenêtre de reconstruction. Les images ont été obtenues à différentes positions dans le cycle cardiaque 20% (a) 50% (b) 80 % (c)

Au début des applications tomодensitométriques cardiaques, les acquisitions étaient effectuées en mésodiastole car cette période était considérée comme celle possédant le moins de mouvement [65, 66]

Depuis de nombreuses études ont tenté de quantifier le placement optimal de la fenêtre temporelle. Elles ont pour cela utilisé diverses modalités d'imagerie :

- EBCT [22, 54-57, 67]
- Coronarographie par rayons X conventionnel [36]
- IRM [58, 68]
- MSCT [16, 41, 65, 69-74]

Le choix du placement optimal de la fenêtre temporelle peut être effectué par l'intermédiaire de deux critères:

- Un scoring radiologique qui détermine la qualité de l'image de manière subjective.
- Une estimation du mouvement de certains points caractéristiques de l'arbre coronarien. La fenêtre optimale correspond alors à celle qui présente le moins de mouvement [41, 54, 55, 68]

Au niveau des acquisitions, suivant le type d'imagerie utilisé par l'étude, il existe deux possibilités : le « triggering » (mode prospectif) ou le « gating » (mode rétrospectif).

En « triggering », pour chaque position de la fenêtre temporelle, les acquisitions sont effectuées indépendamment l'une de l'autre. Par conséquent, la durée de l'examen est assez importante. Ce mode a été utilisé lors d'études effectuées à partir d'IRM ou d'un EBCT.

Le mode « gating », utilisé en MSCT, présente l'avantage d'effectuer l'examen en une seule acquisition. Ainsi, pour les études portant sur le placement optimal de la fenêtre temporelle, l'acquisition est réalisée à pitch faible afin de disposer de toutes les données pour reconstruire le volume anatomique voulu sur l'ensemble du cycle. La méthode consiste donc à reconstruire, de manière rétrospective, pour la même acquisition, les différentes phases cardiaques. Ce type d'étude est dépendant du scanner utilisé. En effet, l'algorithme utilisé et le temps de rotation du tube, permettant de définir la résolution temporelle, sont variables d'un scanner à l'autre. Ainsi, pour chaque type de scanner, les études de scoring doivent donc être réeffectuées.

L'ensemble des résultats montre que le placement optimal de la fenêtre temporelle varie:

- d'un patient à un autre
- d'un segment artère coronaire à l'autre pour un même patient

Ils constatent également une influence de la fréquence cardiaque [65, 72, 75-77]. En effet, la période diastolique ventriculaire est plus sujette à une réduction de temps que la période systolique avec l'augmentation de la fréquence cardiaque. Ainsi, pour des faibles fréquences les études préconisent d'effectuer l'acquisition en diastole. Par contre, pour des fréquences plus élevées, cette période n'est pas forcément la phase optimale. Ainsi, Lu [54] a constaté l'existence de deux phases de « repos » en fin de systole et en milieu de diastole pour des patients dont la fréquence cardiaque était inférieure à 80 bpm. Pour les patients dont la fréquence est supérieure à 80 bpm, il constate alors l'existence d'une seule période de « repos » qui se situe en fin de systole [54, 56-58, 61, 78, 79]

II.C Quantification et gestion du mouvement cardiaque

Ce chapitre est le fruit d'un travail effectué en collaboration avec le D^r Andrei Codreanu, cardiologue (service cardiologie, Nancy)

II.C.1 Introduction

Pour quantifier les déplacements tridimensionnels de différents segments d'artère coronaire, nous proposons d'utiliser une technique ultrasonore appelée Doppler Tissue Imaging (DTI) [80]. Ce mode permet de quantifier la vitesse moyenne d'une ROI suivant l'axe de la sonde ultrasonore (Figure II-6). Le DTI présente l'avantage d'être une technique non ionisante avec une résolution temporelle inférieure à 6ms. La quantification des déplacements tridimensionnels d'un segment d'artère coronaire est obtenue par une méthodologie originale. En effet, avec trois acquisitions prises à des angulations différentes (fenêtres sous-costale, parasternale et apicale), il est possible de reconstituer ce type de déplacement.

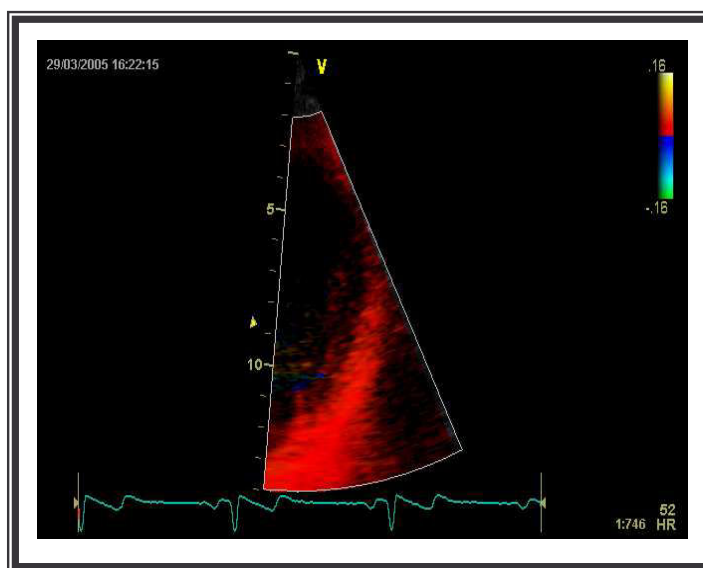


Figure II-6 : Exemple d'acquisition DTI. L'échelle de couleur indique la vitesse suivant l'axe de la sonde. Trois cycles cardiaques ont été acquis.

En calculant les déplacements unidimensionnels et tridimensionnels sur la durée de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction d'un segment d'artère coronaire, il est possible d'optimiser, de manière indépendante, le placement de cette dernière. De plus, en connaissant le déplacement d'un segment d'artère coronaire le long du cycle cardiaque, la quantification de la résolution temporelle minimum pour geler son mouvement sur l'ensemble du cycle est alors possible.

En résumé, l'étude effectuée a trois objectifs :

- Valider la méthode de détermination des mouvements unidimensionnels et tridimensionnels des différents segments d'artère coronaire
- Optimiser, à partir des données de déplacement des différents segments d'artère coronaire obtenus, le placement de la fenêtre temporelle acquisition/reconstruction
- Quantifier la durée minimum de la fenêtre où une imagerie de type fonctionnelle serait possible

II.C.2 Protocole de notre étude [81]

II.C.2.1 L'acquisition

La technique proposée a été évaluée sur cinq sujets sains (age: 29 ± 9 ans). Un échographe Vivid7 (GE Healthcare, Wisconsin) en mode DTI a été utilisé. Pour chaque sujet, nous avons étudié le mouvement de douze segments d'artères coronaires (Figure II-7):

- Coronaire droite (CD ou RCA) en position proximale, médiale et distale
- Tronc commun (TC ou LM)
- Circumflex (Cx), en position proximale et distale
- Interventriculaire antérieure (IVA ou LAD) en position proximale, médiale et distale
- Interventriculaire postérieure (IVP ou LPD) en position proximale, médiale et distale

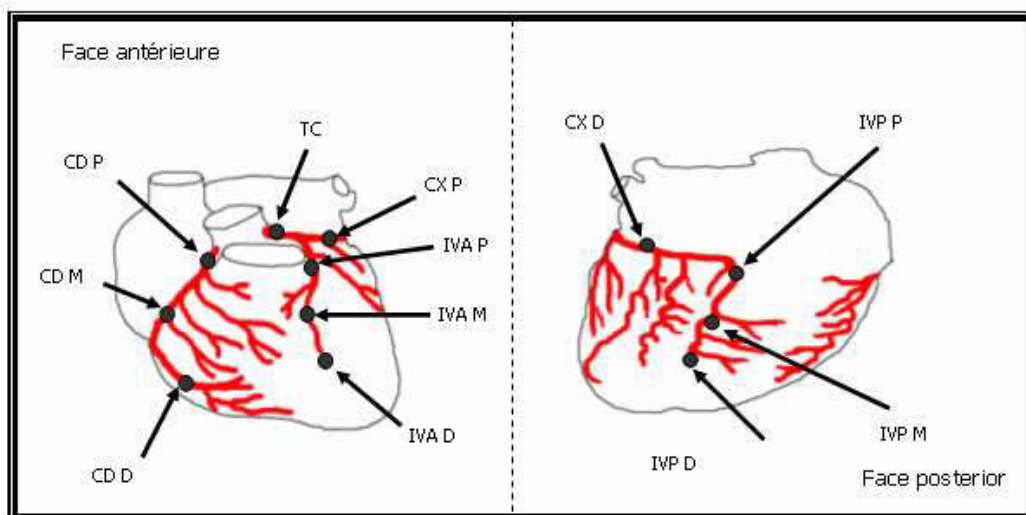


Figure II-7: Segments d'artères coronaires: Coronaire droite distale, médiale et proximale, tronc commun, circumflexe proximal et distale, IVA proximale, médiale et distale, IVP proximale, médiale et distale

Chaque segment d'artère coronaire a été imagé en mode DTI successivement à trois angulations différentes : abdominal (Abdo), parasternal (PS) et apicale (Apex) (Figure II-8).

Les trois directions correspondent à un système quasi orthogonal permettant ainsi de déterminer le mouvement tridimensionnel de chaque segment.

Pour chaque acquisition, les données ont été enregistrées pendant la durée de trois cycles cardiaques. Ainsi, en plus des données images, nous disposons également d'un enregistrement ECG permettant alors de relier l'activité électrique à l'activité mécanique. Afin de se soustraire du mouvement de respiration, le sujet, pour chacune des acquisitions, a effectué une apnée.

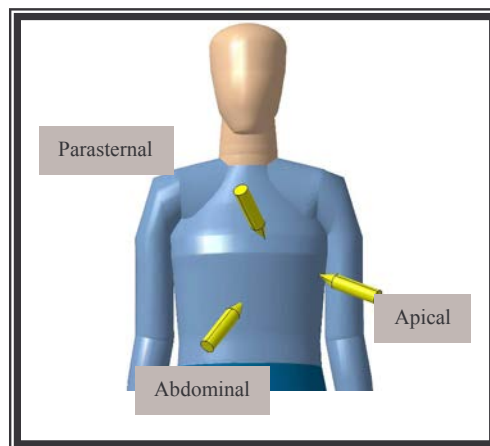


Figure II-8 Positions de la sonde pour les trois acquisitions (parasternal, apical, abdominal) pour obtenir un mouvement tridimensionnel d'un segment d'artère coronaire

II.C.2.2 Protocole de post-traitement

II.C.2.2.a Post-traitement « constructeur »

Les données ainsi récoltées en DTI sont envoyées vers une station de post-traitement disposant du logiciel EchoPAC (GE Healthcare, Vingmed Ultrasound, Wisconsin). Le segment de l'artère coronaire est repéré de manière anatomique par une ROI. Ainsi, pour chaque acquisition, une ROI elliptique de $4 \times 6 \text{ mm}^2$ a été placée successivement par un cardiologue expérimenté sur les régions épicaudiques contenant le segment d'artère coronaire imagé. (Figure II-9). La quantification de la vitesse moyenne sur une ROI a été effectuée par l'intermédiaire du logiciel EchoPAC intégré à la station clinique.



Figure II-9: Exemple d'une acquisition DTI. L'échelle de couleur indique la vitesse calculée par EchoPAC suivant la direction de la sonde. L'acquisition pour trois cycles cardiaques est effectuée. L'ellipsoïde représente la localisation de la ROI de mesure où se situe le segment de l'artère coronaire droite

Les courbes DTI et ECG, visualisées automatiquement sur la station clinique pour les trois cycles cardiaques, ont été ensuite enregistrées sous la forme de fichiers textes. (Figure II-10).

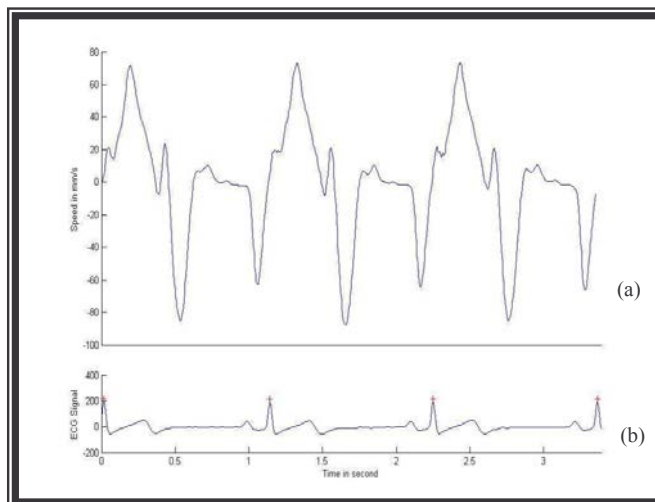
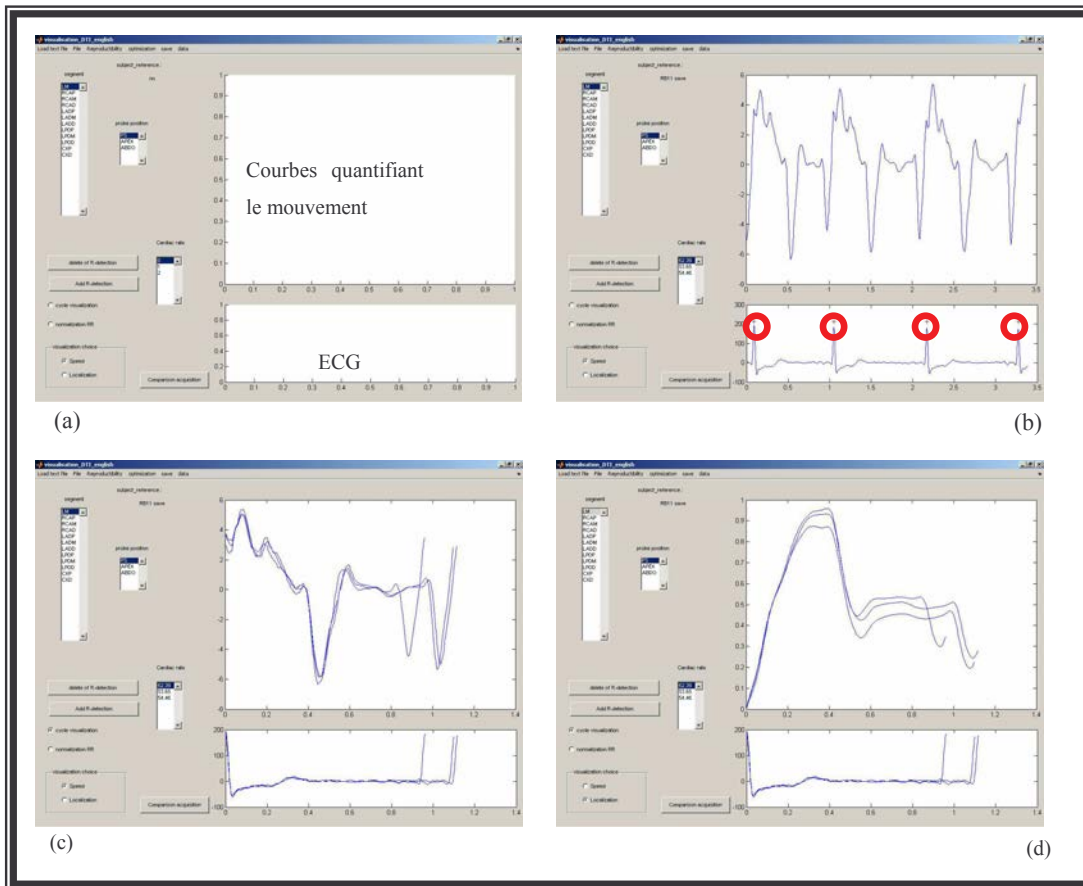


Figure II-10 : Les données brutes disponibles par l'intermédiaire du logiciel EchoPAC pour une acquisition (a) vitesse moyenne d'une ROI sur l'ensemble de l'acquisition; (b) enregistrement de l'ECG synchronisé aux données de vitesses (Extrait de [81])

II.C.2.2.b Post-traitement supplémentaire

L'analyse des courbes enregistrées a été faite à l'aide de MatlabTM (Mathworks, Ma, USA) (Figure II-11 a). Les acquisitions ont été séparées cycle par cycle après une détection du

complexe QRS et plus précisément de l'onde R (Figure II-11 b,c). Le déplacement des segments d'artères coronaires a ensuite été calculé par simple intégration des courbes de vitesse (Figure II-11 d).



II.C.3 Phase de validation de la méthode (reproductibilité)

La validation de l'utilisation de la technique DTI, pour l'obtention des mouvements unidimensionnels et tridimensionnels de segments d'artère coronaire, est présentée dans cette partie du manuscrit. Elle consiste en l'étude de la reproductibilité de position de la ROI ainsi que la reproductibilité des acquisitions DTI de manière aussi bien qualitative que quantitative.

II.C.3.1 Protocoles utilisés pour la reproductibilité

II.C.3.1.a Validation de la détermination de la ROI

La localisation d'un segment d'artère coronaire dans l'image est l'une des difficultés rencontrées par l'utilisation d'une technique ultrasonore. En effet, dans certains cas, la taille des artères coronaires n'est pas assez importante pour pouvoir la localiser de manière visuelle. La position de celle-ci est alors estimée de manière anatomique par le cardiologue. Afin d'étudier la reproductibilité de la localisation de la ROI sur l'image ultrasonore, pour chacune des acquisitions, le cardiologue place une première ROI (ROI₁) où il estime se trouver le segment d'artère coronaire imagé. Une deuxième lecture de l'acquisition, indépendante de la première, est effectuée quelques jours plus tard. De la même manière, il place une ROI (ROI₂) où il estime être localisé le segment d'artère coronaire (Figure II-12 a). Pour quantifier la reproductibilité du placement des ROIs, la moyenne des différences des deux courbes de position obtenues à partir de ces deux ROIs a été calculée sur l'ensemble du cycle cardiaque (Figure II-12 b). Portant sur l'ensemble des segments d'artères coronaires étudiés, cette étude a été uniquement effectuée sur les deux premiers sujets sains.

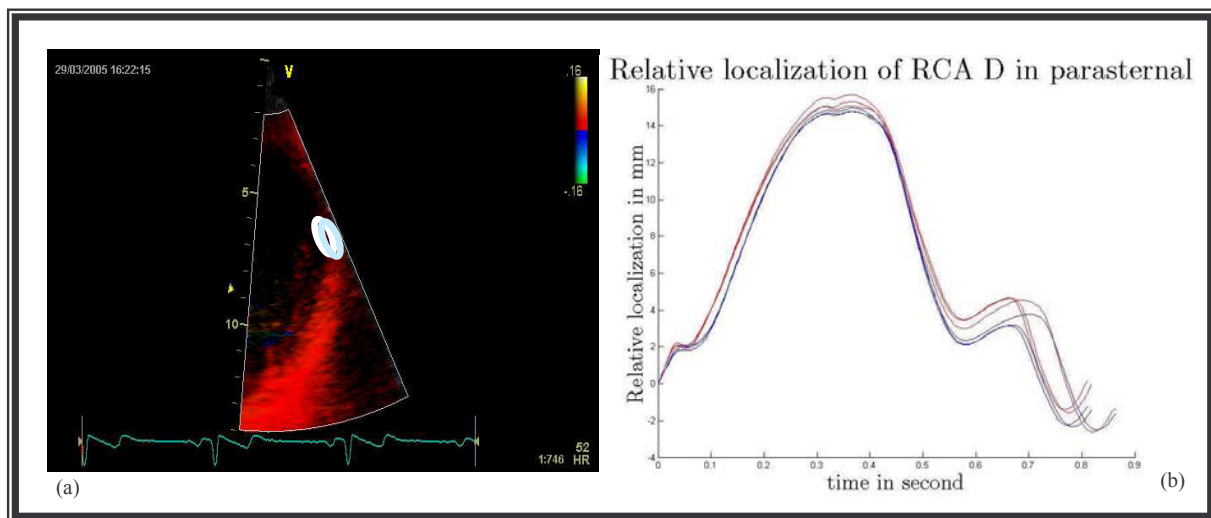


Figure II-12 : Visualisation d'une acquisition avec le placement de deux régions d'intérêt (ROI₁ et ROI₂) et courbes de vitesse obtenues pour ces deux régions. (Bleu clair <-> Bleu et Rouge <-> Rouge) (Extrait de [81])

II.C.3.1.b Validation position de sonde

La répétition d'une même acquisition, même segment d'artère coronaire à la même position de sonde, permet de répondre à une question fondamentale pour l'utilisation de cette technique d'estimation du mouvement: pour deux acquisitions identiques, les caractéristiques dynamiques obtenues, vitesses ou déplacements, sont-elles reproductibles?

Afin de quantifier la reproductibilité des acquisitions, deux sessions de mesures quantifiant tous les segments d'artères coronaires à toutes les positions de sonde ont été effectuées (soit un total de 36 acquisitions pour chaque session). Ces deux sessions se sont déroulées au cours de la même journée afin de minimiser l'influence de paramètres physiologiques tels que le stress, l'activité du sujet.....

Pour rappel, toutes les acquisitions ont été effectuées en apnée.

Malgré tout, des variations de fréquence cardiaque sont constatées:

- pour la même acquisition
- pour deux acquisitions différentes

Or, une modification de la fréquence cardiaque entraîne une modification des durées des différentes phases qui composent le cycle cardiaque. De ce fait, une quantification de la reproductibilité sur l'ensemble du cycle cardiaque semble difficile lors d'importantes différences de fréquences cardiaques. Pour effectuer la comparaison entre différents cycles, on part de l'hypothèse qu'une légère variation de la fréquence cardiaque a peu d'influence sur la dynamique du cœur en phase systole. Par conséquent, afin de minimiser l'influence de variations de la fréquence cardiaque, la fenêtre temporelle de comparaison correspond uniquement à la partie systolique du cycle cardiaque. Cette dernière s'étend entre l'apparition de l'onde R et l'ouverture de la valve mitrale (Figure II-13).

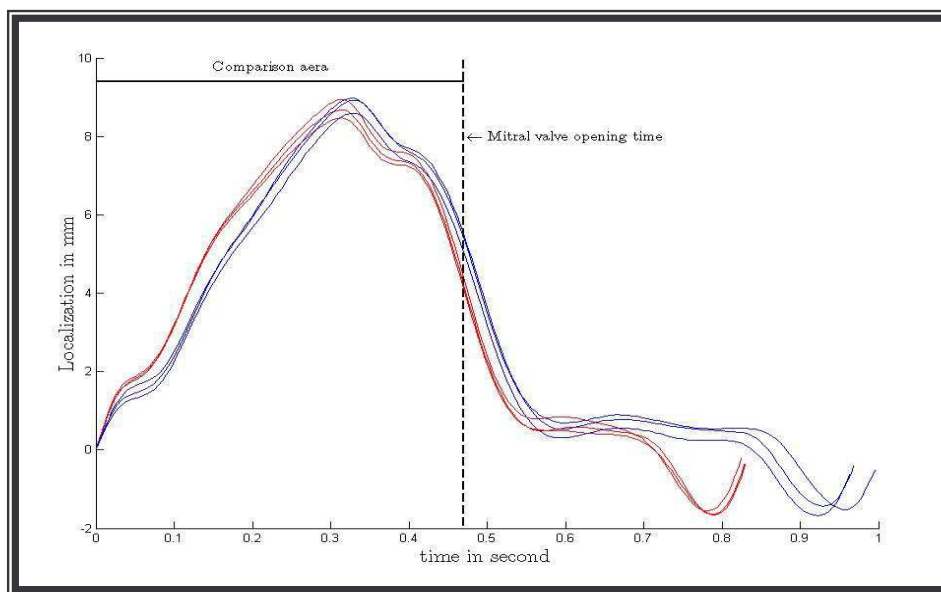


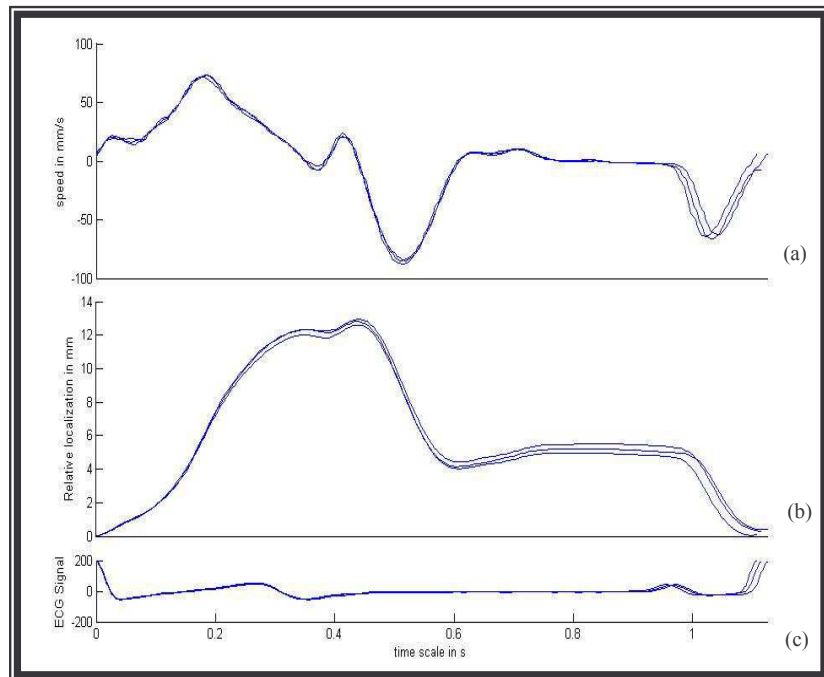
Figure II-13 : Visualisation de la zone d'étude de comparaison. Elle s'étend de l'onde R jusqu'à l'ouverture de la valve mitrale. Les trois cycles de chacune des deux sessions pour l'acquisition du segment distal de la coronaire droite à la position de sonde abdominale. (Extrait de [81])

II.C.3.2 Résultats reproductibilité du positionnement de la sonde

II.C.3.2.a Résultats qualitatifs

Les résultats obtenus pour un segment proximal de la coronaire droite (CD P) avec une position de sonde parasternal (PS) pour un sujet, peuvent être visualisés (Figure II-14). Les trois cycles cardiaques sont représentés sur les mêmes tracés. Le graphique supérieur (Figure II-14 a) représente les données de vitesses segmentées grâce à la synchronisation ECG (Figure II-14 c). La position du segment d'artère coronaire, calculée à partir de la vitesse, correspond à la distance séparant la position initiale de la position à l'instant t suivant l'axe de la sonde (Figure II-14 b). La position initiale est définie par la position du segment d'artère coronaire étudié à l'apparition de l'onde R. La superposition de ces trois cycles permet de valider de manière qualitative la bonne reproductibilité des caractéristiques dynamiques d'un segment d'artère coronaire pour une même acquisition et pour une même ROI. Ainsi, conformément à la littérature, l'amplitude maximale de déplacement de la CD P en PS est obtenue en systole. La phase de repos du cycle correspond à la période diastolique du cycle cardiaque. Notons que cet exemple est un cas idéal, dans le sens où la fréquence

cardiaque du sujet est régulière et inférieur à 60 battements par minutes pendant la durée de



l'acquisition.

Figure II-14: Courbes pour une seule acquisition. Le graphique représente les courbes pour les trois cycles : vitesse (a) localisation relative (b) et ECG (c) (Extrait de [81])

D'autre part, l'interface développée pour cette application permet également de comparer les différents cycles obtenus pour deux acquisitions différentes mais pour le même segment artère coronaire à la même position de sonde. Ainsi, pour la majorité des données unidimensionnelles, la forme et les temps des maximums étaient reproductibles.

II.C.3.2.b Résultats Quantitatifs

Pour la reproductibilité des positions de la ROI dans les acquisitions DTI, une différence moyenne de 0,79 mm ($\pm 0,45$ mm) entre deux acquisitions a été trouvée (Tableau II-III). L'erreur la plus importante a été obtenue pour la CD P avec une moyenne de différence de 2,15 mm pouvant s'expliquer par le fait que ce segment possède la dynamique la plus importante de tous les segments d'artère coronaire étudiés. En conclusion, le placement de la ROI est reproductible mais peut entraîner un certain biais.

Tableau II-III : Moyenne et écart type du critère de reproductibilité de l'acquisition pour des cycles appartenant à la même acquisition mais pour des ROI différentes (deux sujets)

en mm	CD P	CD M	CD D	IVA P	IVA M	IVA D
PS	0,55 $\pm 0,35$	2,15 $\pm 1,05$	0,15 $\pm 0,15$	0,5 $\pm 0,25$	0,4 $\pm 0,25$	0,45 $\pm 0,2$
APEX	2,15 $\pm 0,9$	0,6 $\pm 0,4$	0,7 $\pm 0,45$	0,4 $\pm 0,3$	0,45 $\pm 0,3$	1,1 $\pm 0,8$
ABDO	1,95 $\pm 0,8$	1,7 $\pm 0,8$	0,6 $\pm 0,45$	0,6 $\pm 0,4$	0,7 $\pm 0,2$	0,9 $\pm 0,7$
en mm	IVP P	IVP M	IVP D	CX D	CX P	TC
PS	0,25 $\pm 0,15$	0,2 $\pm 0,1$	0,4 $\pm 0,4$	1,75 $\pm 1,15$	0,4 $\pm 0,3$	0,65 $\pm 0,35$
APEX	0,55 $\pm 0,4$	0,2 $\pm 0,2$	0,55 $\pm 0,3$	1,3 $\pm 0,9$	0,95 $\pm 0,75$	1 $\pm 0,45$
ABDO	0,9 $\pm 0,65$	0,2 $\pm 0,15$	0,25 $\pm 0,15$	1,1 $\pm 0,7$	0,5 $\pm 0,4$	1,1 $\pm 0,7$

L'étape suivante a permis de quantifier la reproductibilité des mesures intra acquisitions. En effet, pour chacune des acquisitions, trois cycles cardiaques ont été acquis. Nous les avons alors comparés les uns aux autres. Des différences de l'ordre du demi millimètre ont été quantifiées (Tableau II-IV). Ces différences observées pour une même acquisition montrent bien que certains paramètres de type physiologiques interviennent dans la dynamique du cœur. Ils confirment bien que les mouvements physiologiques de contraction cardiaque ne sont pas exactement reproductibles.

Tableau II-IV : Moyenne et écart type du critère de reproductibilité de l'acquisition pour des cycles appartenant à la même acquisition (5 sujets)

en mm	CD P	CD M	CD D	IVA P	IVA M	IVA D
PS	0,38 ±0,17	0,51 ±0,21	0,41 ±0,22	0,34 ±0,16	0,35 ±0,19	0,37 ±0,21
APEX	0,43 ±0,15	0,48 ±0,24	0,31 ±0,16	0,33 ±0,2	0,27 ±0,15	0,19 ±0,11
ABDO	0,35 ±0,16	0,74 ±0,39	0,21 ±0,12	0,4 ±0,22	0,4 ±0,22	0,28 ±0,18
	IVP P	IVP M	IVP D	CX D	CX P	TC
PS	0,35 ±0,23	0,68 ±0,4	0,58 ±0,35	0,79 ±0,24	0,48 ±0,2	0,28 ±0,15
APEX	0,19 ±0,1	0,13 ±0,07	0,18 ±0,08	0,18 ±0,12	0,4 ±0,18	0,45 ±0,24
ABDO	0,58 ±0,29	0,36 ±0,23	0,15 ±0,1	0,38 ±0,14	0,76 ±0,27	0,37 ±0,17

La dernière étape consiste à la comparaison de cycles qui n'appartiennent pas à la même acquisition mais quantifient le même segment d'artère coronaire à la même position de sonde. La reproductibilité entre les deux sessions est bonne. L'erreur moyenne est inférieure à 2 millimètres (Tableau II-V). Cependant, pour quelques segments, l'erreur est plus grande, sans doute due à une angulation de la sonde différente entre deux acquisitions estimant le même segment artère coronaire pour la même position de sonde.

Tableau II-V : Moyenne et écart type du critère de reproductibilité des acquisitions. Les cycles comparés n'appartiennent pas à la même acquisition (5 sujets)

en mm	CD P	CD M	CD D	IVA P	IVA M	IVA D
PS	1,73 ±0,96	2,74 ±1,51	2,55 ±1,11	1,14 ±0,59	1,96 ±1,14	1,77 ±0,95
APEX	3,11 ±1,55	1,2 ±0,7	1,58 ±1,04	2,18 ±1,37	1,87 ±1,04	0,84 ±0,41
ABDO	2,39 ±1,2	2,61 ±1,6	1,74 ±0,91	1,68 ±0,77	1,34 ±0,72	1,77 ±0,97
	IVP P	IVP M	IVP D	CX D	CX P	TC
PS	1,3 ±0,77	1,1 ±0,61	1,26 ±0,66	1,58 ±0,7	1,8 ±0,86	0,58 ±0,35
APEX	1,49 ±0,78	1,05 ±0,59	1,39 ±0,77	1,8 ±0,82	2,02 ±0,77	1,78 ±0,93
ABDO	2,41 ±1,47	1,17 ±0,77	0,63 ±0,4	0,88 ±0,55	0,73 ±0,32	2,84 ±1,24

II.C.3.2.c Discussion

L'écart type démontre une bonne reproductibilité des orientations de la sonde et du positionnement de la ROI. Malgré quelques différences dues, entre autre, à la localisation de la ROI, à la position de la sonde et à d'autres facteurs de type physiologique. La reproductibilité des acquisitions est globalement satisfaisante de l'ordre de 2 mm.

De plus, les données aussi bien en terme d'allures de courbes que de mouvement sont en accord avec la littérature. Les courbes de déplacements obtenues en DTI (Figure II-14) ont sensiblement même allure que celles présentées par Shechter [48] (Figure II-4). Il en va de même pour les courbes de vitesses (Figure II-14 et Figure II-3). Tout comme dans la littérature, l'artère coronaire droite présente la dynamique et l'amplitude les plus importantes. Par contre, l'influence de la fréquence cardiaque sur les maximums de vitesse n'a pu être caractérisée. Ceci peut s'expliquer par le recrutement des sujets: relativement jeunes et présentant pour tous des fréquences cardiaques entre 50 et 74 battements par minutes (bpm).

II.C.4 Mouvement tridimensionnel

Pour chaque segment d'artère coronaire, les courbes tridimensionnelles ont pu être estimées en calculant la moyenne des mouvements unidimensionnels sur l'ensemble des six cycles acquis (3 cycles pour chacune des deux acquisitions). Pour déterminer le mouvement tridimensionnel, un traitement a été appliqué aux courbes de déplacements unidimensionnels (Figure II-15 a). Pour chaque position de sonde, trois étapes sont nécessaires :

- Normalisation de l'échelle temporelle par le T_{RR} (cf I.B.3.1) (Figure II-15 b).
- Calcul de la courbe moyenne des positions. Les écarts type (zones grises) sont alors calculés points par points (Figure II-15 c)

- Fusion des données unidirectionnelles pour obtenir les données tridirectionnelles en supposant que les trois acquisitions (PS, Abdo et Apex) forment un repère orthogonal (Figure II-15 d)

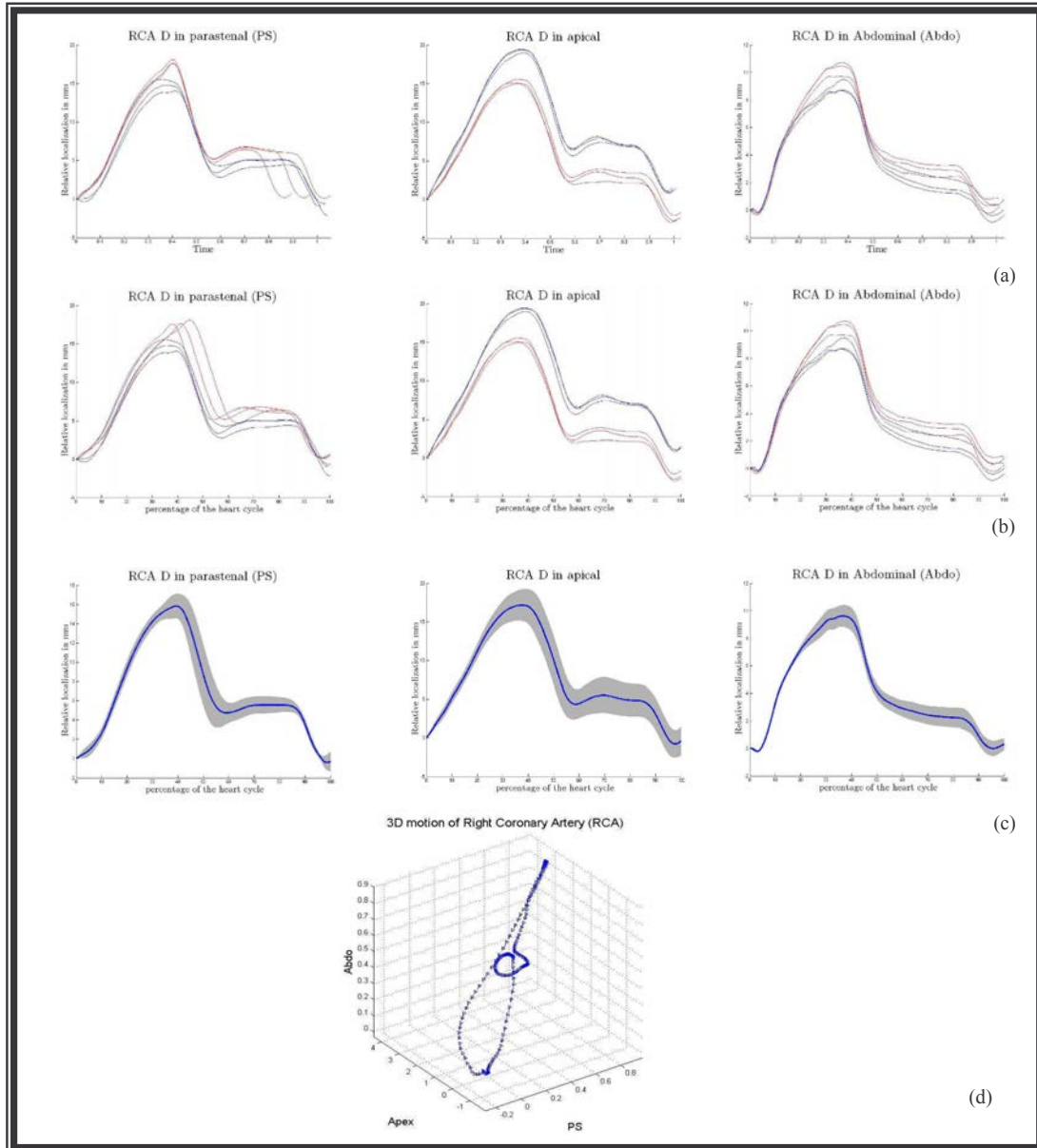


Figure II-15 : Différentes étapes pour l'obtention du mouvement tridimensionnel d'un segment d'artère coronaire sur un cycle cardiaque normalisé pour un sujet avec une fréquence stable : normalisation (b), moyenne (c) et fusion (d) (Extrait de [81]). Exemple pour le segment distal de la coronaire droite.

II.C.5 Optimisation du placement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction

II.C.5.1 Mouvement unidimensionnel

II.C.5.1.a Critère de mouvement et fenêtre coulissante

Le calcul de déplacement effectué pour certains segments caractéristiques de l'arbre coronarien grâce à l'échographie en mode DTI permet d'optimiser, de manière indépendante, le placement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction dans le cycle cardiaque.

Ainsi, pour chaque segment d'artère coronaire, le placement de la fenêtre temporelle qui possède le minimum de mouvement est recherché. Ce placement a été effectué sur les trois déplacements unidimensionnels ainsi que sur le déplacement tridimensionnel. L'autre paramètre qui caractérise cette fenêtre temporelle, sa durée, a été fixé à 250 ms (Figure II-16 a). En effet, elle correspond à la durée minimum d'acquisition pour l'obtention des informations pour reconstruire une coupe axiale sur un scanner SOMATOM Volume Zoom (Siemens Medical Systems). Pour quantifier le déplacement à l'intérieur de cette fenêtre temporelle, la position moyenne dans la fenêtre acquisition/reconstruction a été considérée comme la position de référence où le segment serait représenté. L'écart type, de part sa définition, permet alors de connaître la déviation de position sur l'ensemble de la fenêtre de 250 ms par rapport à la position moyenne dans cette fenêtre (Figure II-16 b).

$$CRITERE_{mouvement} = \left(\frac{1}{n} \sum_{t=t_{départ}}^{t=t_{arrivée}} (X(t) - \bar{X})^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad \text{Équation II-2}$$

$$\bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{t=t_{départ}}^{t=t_{arrivée}} X(t) \quad t_{arrivée} = t_{départ} + t_{durée\ fenêtre}$$

X(t): Localisation du segment d'artère coronaire le long de la fenêtre temporelle coulissante

n : Nombre d'échantillons

Afin de trouver le placement optimal de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction, cette dernière a balayé l'ensemble du cycle cardiaque avec un pas d'échantillonnage de 5 ms

(Figure II-16 c). Pour chaque localisation de la fenêtre temporelle coulissante, le critère quantifiant le déplacement à l'intérieur de celle-ci a été calculé.

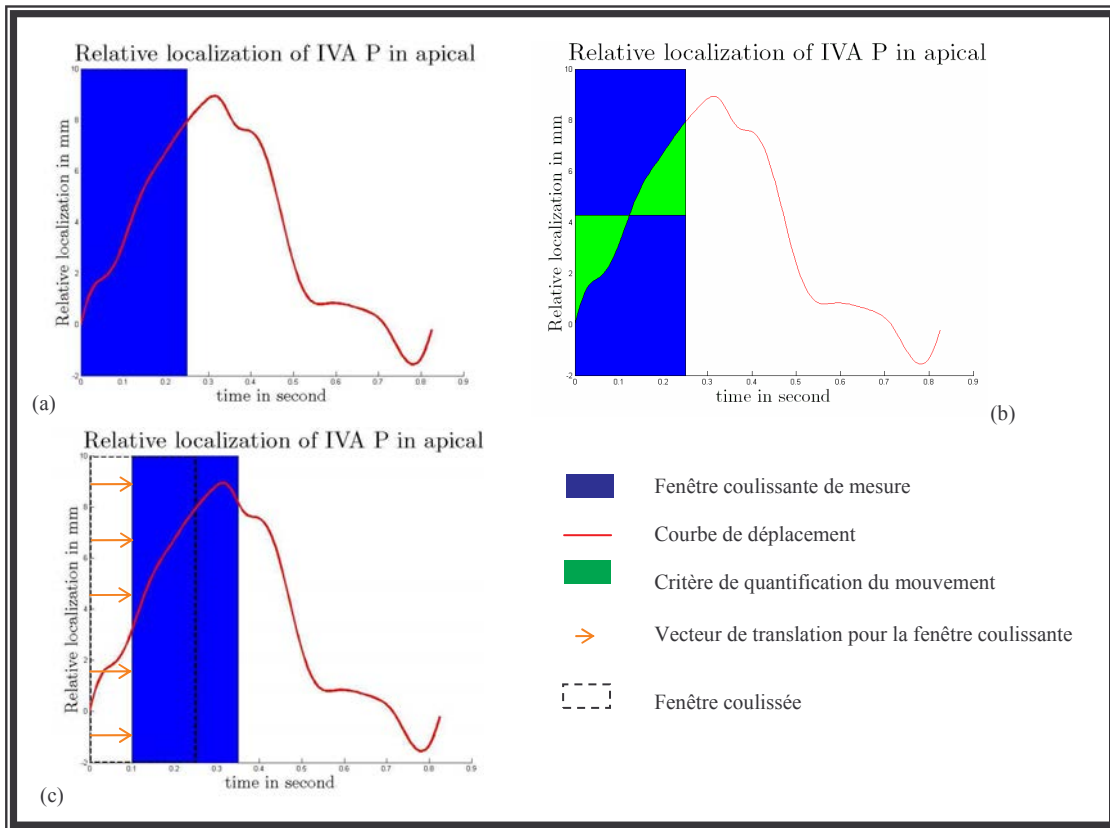


Figure II-16 : Technique de la fenêtre coulissante afin d'optimiser le placement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction : Choix de la durée de la fenêtre temporelle (a) Calcul du critère de déplacement pour la première position de la fenêtre (b) coulissement de la fenêtre jusqu'à sa nouvelle position (c) et calcul du critère de déplacement pour la nouvelle position de la fenêtre. (Extrait de [81])

Le critère de déplacement dans une fenêtre coulissante en fonction du départ de cette dernière à travers le cycle cardiaque est ainsi disponible. Le placement optimal correspond au minimum de cette fonction (Figure II-17)

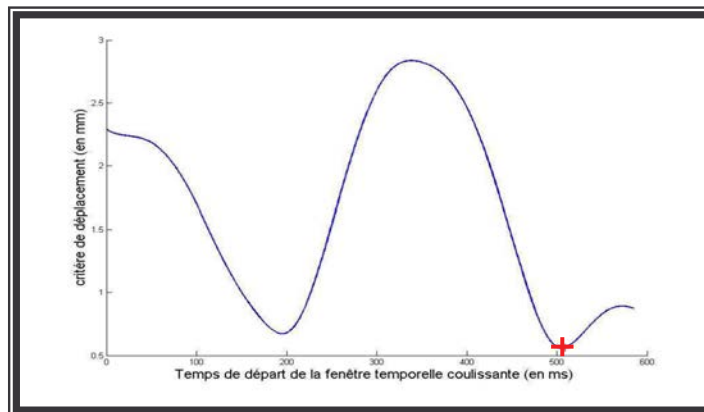


Figure II-17 Obtention du critère de mouvement en fonction du départ de la fenêtre temporelle. Le placement optimal de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction correspond au minimum de la courbe (point rouge)

II.C.5.1.b Résultats pour le placement de la fenêtre temporelle

Les résultats présentés pour le placement optimal de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction sont donnés en ms (Tableau II-VI). Ils représentent le laps de temps entre la première onde R du cycle cardiaque et le début de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction.

D'une part, pour le même segment d'artère coronaire, le placement optimal de la fenêtre temporelle est différent suivant les données unidirectionnelles utilisées pour calculer le mouvement à l'intérieur de la fenêtre. D'autre part, pour la même position de sonde, des différences de placements entre les différents segments d'artère coronaire sont également constatées.

Pour chaque segment et chaque position de sonde, les écarts types montrent des disparités plus ou moins importantes dans les résultats d'optimisation du placement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction. Ainsi, pour le segment distal intraventriculaire antérieur (IVA D) avec une position de sonde parasternal, l'écart type entre les différents cycles est de l'ordre de 100 ms. Ces disparités peuvent s'expliquer par deux facteurs : une variabilité du départ de la fenêtre temporelle entre les différents sujets de l'étude et la non prise en compte dans le Tableau II-VI de la variabilité de la fréquence cardiaque.

Tableau II-VI: Moyenne des temps de placement optimaux de la fenêtre temporelle pour tous les sujets donné en % du cycle cardiaque pour des données 1D et 3D.

En ms	CD P	CD M	CD D	IVA P	IVA M	IVA D
PS	557 ±65	584 ±24	640 ±34	466 ±119	399 ±50	498 ±109
APEX	560 ±11	563 ±12	620 ±12	613 ±9	624 ±18	618 ±33
ABDO	567 ±41	659 ±25	612 ±14	641 ±64	610 ±85	621 ±46
	IVP P	IVP M	IVP D	CX D	CX P	TC
PS	678 ±28	630 ±76	487 ±76	557 ±44	533 ±14	600 ±50
APEX	619 ±11	632 ±10	640 ±14	651 ±13	581 ±7	598 ±17
ABDO	607 ±80	661 ±105	630 ±108	665 ±22	632 ±72	620 ±45

Une variation de la fréquence cardiaque, quelle se produise soit entre les sessions soit même pendant une acquisition, peut introduire une disparité au niveau du placement optimal de la fenêtre temporelle. Ainsi, Figure II-18, un exemple illustrant ce propos pour une variation de fréquence inter patient est présenté. De manière qualitative, on peut s’apercevoir que les deux acquisitions ici représentées sont reproductibles. Le sujet présente une gamme de fréquence cardiaque comprise entre 56 et 74 battements par minute (bpm). Ainsi, pour une fréquence cardiaque faible (56 bpm), le placement optimal est toujours situé dans la phase diastolique ventriculaire. Cependant, une légère augmentation de la fréquence cardiaque peut alors déplacer le placement optimum de la fenêtre temporelle en phase systolique. Ainsi, pour la deuxième acquisition, nous possédons trois cycles cardiaques avec des fréquences pour deux d’entre eux de 74 bpm et pour l’autre de 69 bpm. Pour le cycle ayant une fréquence cardiaque égale à 69 bpm, le placement optimal se situe en diastole comme pour l’acquisition précédente. Par contre, pour les deux cycles possédant une fréquence égale à 74 bpm, un déplacement de la localisation de la fenêtre temporelle d’acquisition/reconstruction est observé. Ainsi, le départ de l’acquisition se situe en fin de systole pour une fréquence égale à 74 bpm. L’existence d’une «fréquence de seuil» à partir de laquelle, pour certains segments d’artère coronaire, l’acquisition devrait être effectuée en fin de systole a été constatée.

Les résultats obtenus montrent bien que la fréquence cardiaque est un paramètre important pour la détermination du placement optimal de la fenêtre temporelle. Malheureusement, compte tenu du nombre limité de sujets de l’étude, il n’est pas possible de donner une information statistique pertinente. De plus, les cinq individus de l’étude avaient tous des fréquences relativement faibles et stables, entre 50 bpm et 76 bpm. Ainsi, des

recommandations générales sur les protocoles cliniques, sans tenir compte de la fréquence cardiaque, sont difficilement envisageables.

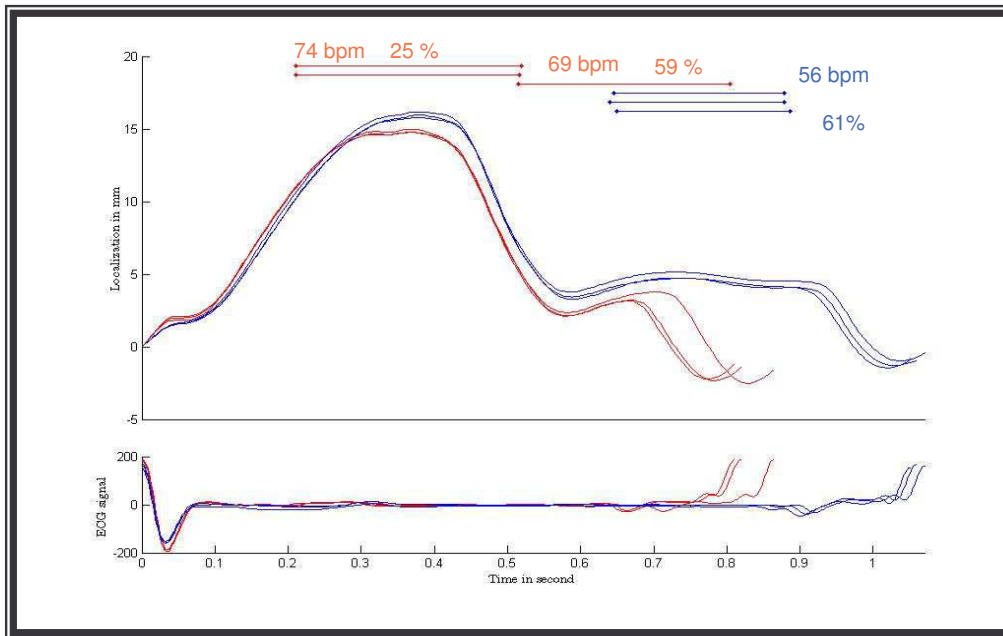


Figure II-18: Positions du segment proximale de la coronaire droite en position parasternal au travers des différents cycles apparentant aux deux acquisitions effectuées (première acquisition cycles bleus, deuxième acquisition cycles rouges). Les fenêtres temporelles d'acquisition/reconstruction sont représentées pour les six cycles cardiaques acquis. La phase diastolique est la période possédant le moins de mouvement pour les fréquences 56 bpm et 69 bpm alors que pour une fréquence de 74 bpm le placement optimal de la fenêtre acquisition/reconstruction se situe en fin de phase systolique. (Extrait de [81])

II.C.5.2 Mouvement tridimensionnel

II.C.5.2.a Critère de mouvement tridimensionnel

Le critère de quantification du mouvement tridimensionnel dans la fenêtre coulissante est calculé par l'intermédiaire des critères de quantification dynamique obtenus pour chaque mouvement unidimensionnel. Soit σ_I , σ_J et σ_K , respectivement les critères de déplacement dans la fenêtre coulissante pour les trois déplacements unidimensionnels (Équation II-3), Partant de l'hypothèse que les directions des trois positions de la sonde forment un système orthogonal, le critère de déplacement tridimensionnel dans la fenêtre coulissante, σ_{3D} , est obtenu de la manière suivante :

$$\begin{aligned}\sigma_I &= \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \\ \sigma_J &= \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2} \quad \sigma_{3D} = \sqrt{\sigma_I^2 + \sigma_J^2 + \sigma_K^2} \\ \sigma_K &= \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (z_i - \bar{z})^2}\end{aligned}$$

Équation II-3

II.C.5.2.b Résultats globaux : tridimensionnels vs unidimensionnels

Afin de pouvoir comparer les résultats obtenus avec les déplacements unidimensionnels et tridimensionnels, ceux ci sont présentés après normalisation de l'échelle de temps par le temps T_{RR} de chaque cycle cardiaque. En effet, pour reproduire le mouvement tridimensionnel, une étape de normalisation temporelle en fonction du temps T_{RR} est nécessaire pour combiner les trois déplacements unidimensionnels (II.C.4).

Le Tableau II-VII permet de faire plusieurs constats: malgré la normalisation, pour un segment d'artère coronaire donné, le placement optimal de la fenêtre diffère suivant la position de la sonde étudiée. De plus, l'information tridimensionnelle donne des temps de fenêtrage différents de ceux obtenus en utilisant les déplacements unidimensionnels. Ainsi, pour le segment médial de la coronaire droite, les placements pour les positions parasternales, apicales et abdominales de la sonde sont respectivement de 58 %, 56% et 66 % alors que pour le déplacement tridimensionnel il est de 60 %

Comme constaté précédemment, la fenêtre temporelle optimale d'acquisition/reconstruction est différente d'un segment d'artère coronaire à l'autre et quelque soit le type de déplacement calculé, unidimensionnel ou tridimensionnel, dans la fenêtre coulissante.

Quelque soit le segment d'artère coronaire, il existe des disparités dans le placement optimal de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction utilisant le critère tridimensionnel. Ainsi, pour le segment médial de l'interventriculaire antérieur, une dispersion de l'ordre de 22% a été trouvée pour l'ensemble des cycles acquis, soit 30 cycles (6 cycles pour chaque sujet et 5 sujets).

Tableau II-VII: Moyennes et écarts type des temps de placement de la fenêtre temporelle pour tous les sujets pour les déplacements unidimensionnels et tridimensionnels (en % de cycle RR).

En %	CD P	CD M	CD D	IVA P	IVA M	IVA D
PS	56 ±7	58 ±2	64 ±3	47 ±12	40 ±5	50 ±11
APEX	56 ±1	56 ±1	62 ±1	61 ±1	62 ±2	62 ±3
ABDO	57 ±4	66 ±2	61 ±1	64 ±6	61 ±8	62 ±5
3D	64 ±5	60 ±13	62 ±6	64 ±5	55 ±21	50 ±22
	IVP P	IVP M	IVP D	CX D	CX P	TC
PS	68 ±3	63 ±8	49 ±8	56 ±4	53 ±1	60 ±5
APEX	62 ±1	63 ±1	64 ±1	65 ±1	58 ±1	60 ±2
ABDO	61 ±8	66 ±10	63 ±11	66 ±2	63 ±7	62 ±5
3D	64 ±5	64 ±6	67 ±7	64 ±7	64 ±2	59 ±5

Ces disparités peuvent également s'expliquer par la variabilité inter patient. Pour le calcul du déplacement tridimensionnel d'un segment d'artère coronaire, la fréquence cardiaque n'est prise en compte. Or, au niveau de la quantification du déplacement tridimensionnel ceci peut entraîner un biais pouvant fausser les résultats obtenus pour le placement optimal de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction.

II.C.5.2.c Fréquence cardiaque : résultats pour un sujet « régulier »

Les effets des variations de la fréquence cardiaque ne sont pas homogènes le long du cycle cardiaque. En effet, la durée diastolique est plus sensible aux variations de la fréquence cardiaque que la durée systolique. En effet, une augmentation de la fréquence cardiaque entraîne une diminution du temps diastolique beaucoup plus importante que du temps systolique. La proportion de la partie systolique sera donc plus importante pour des fréquences cardiaques plus élevées. Par conséquent, une normalisation des courbes de déplacement en fonction du temps séparant deux ondes R entraîne un décalage des courbes si celles-ci ne sont pas obtenues à la même fréquence. La Figure II-19, représentant les déplacements du segment proximal de la coronaire droite où la fréquence du sujet est différente pour les trois cycles, illustre bien ce propos. Qualitativement, les courbes des trois cycles sont parfaitement reproductibles. Elles montrent bien que l'augmentation de la

fréquence cardiaque réduit le temps diastolique et n'a quasiment aucune influence sur le temps systolique (Figure II-19 a). En normalisant les trois cycles par leur durée, un décalage des pics systoliques de déplacement se produit. Ainsi, la normalisation introduit un biais dans l'estimation du mouvement tridimensionnel qui peut alors entraîner une modification du placement optimal de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction.

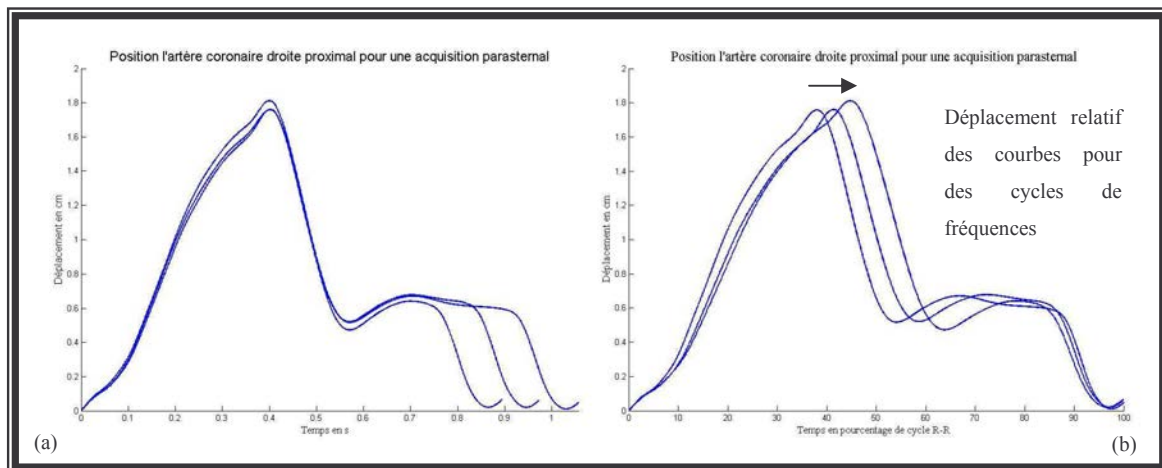


Figure II-19 : Influence d'une normalisation en fonction de la fréquence cardiaque sur les courbes de mouvement. Les courbes sont reproductibles avant normalisation (a). Après normalisation les pics systoliques sont décalés (b)

Pour s'affranchir du problème liée à la fréquence cardiaque, les résultats obtenus pour un sujet ayant une fréquence cardiaque relativement stable, au alentour de 61 ± 1 pulsations par minute pour l'ensemble des acquisitions effectuées, sont présentés (Tableau II-VIII). Dans ce cas, pour toutes les acquisitions unidimensionnelles, la moyenne du placement optimal de la fenêtre temporelle est généralement reproductible (écart type inférieur à 3%). A l'exception près des 3 segments de l'IVA (LAD) où les variations sont importantes dues à un problème de reproductibilité.

Les résultats obtenus, pour le segment distal de la coronaire droite sont présentés Figure II-20. Ainsi, le placement de la fenêtre temporelle avec le déplacement tridimensionnel correspond aux placements optimums trouvés pour la position apicale et la position abdominale de la sonde mais différent du placement moyen obtenu pour un placement de sonde parasternal. Malgré la diminution de l'influence de la fréquence cardiaque et la suppression de la variabilité inter sujet, les conclusions précédentes restent inchangées : il existe une variabilité du placement de la fenêtre temporelle entre différents segment d'artère

coronaire que ce soit avec les informations unidimensionnelles qu'avec les informations tridimensionnelles.

Tableau II-VIII: Moyennes et écarts type des temps de placement de la fenêtre temporelle pour un sujet pour les déplacements unidimensionnels et tridimensionnels (en % de cycle RR).

En %	CD P	CD M	CD D	IVA P	IVA M	IVA D
PS	62 ±6	67 ±1	70 ±1	49 ±26	41 ±26	41 ±29
APEX	61 ±1	63 ±1	64 ±1	63 ±7	66 ±2	65 ±6
ABDO	63 ±1	65 ±2	65 ±1	75 ±9	74 ±4	75 ±2
3D	62 ±1	56 ±1	62 ±1	64 ±7	59 ±35	50 ±30
	IVP P	IVP M	IVP D	CX D	CX P	TC
PS	70 ±1	73 ±3	70 ±3	65 ±3	66 ±2	66 ±6
APEX	65 ±1	66 ±1	68 ±2	61 ±2	60 ±1	57 ±4
ABDO	69 ±5	75 ±5	74 ±2	69 ±4	65 ±5	68 ±2
3D	64 ±1	64 ±2	67 ±3	66 ±11	64 ±3	60 ±7

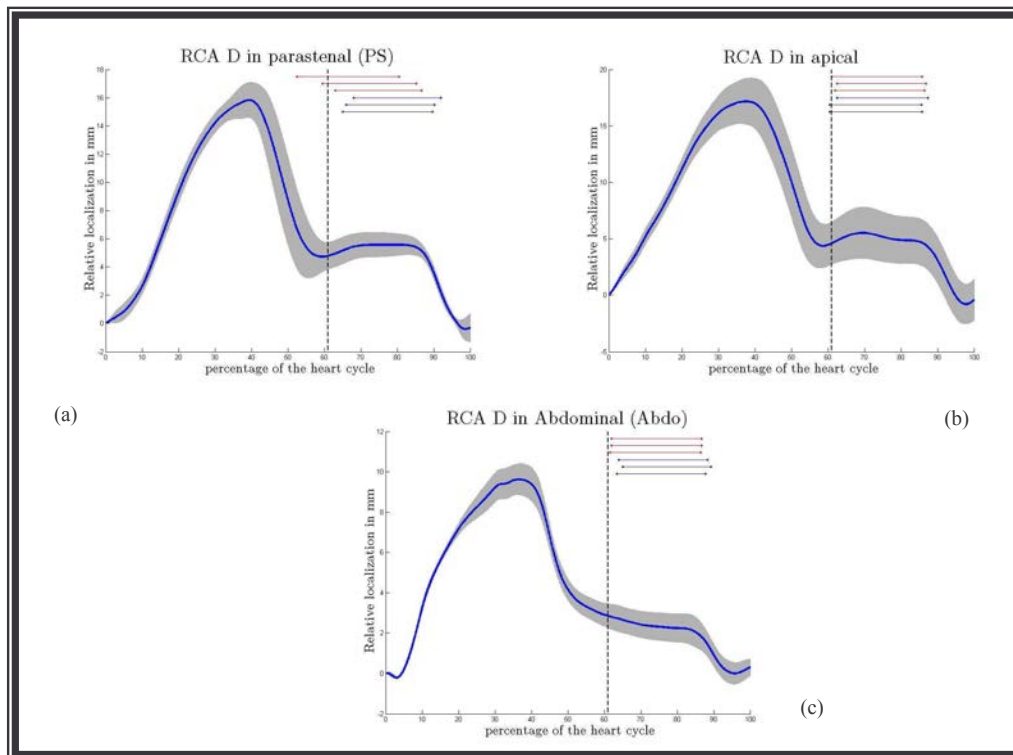


Figure II-20: Courbes de déplacement du segment distale de la coronaire droite pour toutes les acquisitions unidimensionnelles (abdominal (a), apical (b) et parasternal (c)) et le mouvement tridimensionnel (d). Pour chaque courbe de localisation relative, les fenêtres optimales sont représentées. La ligne en pointillée vertical correspond au temps de départ de la fenêtre optimale obtenu en prenant compte les données tridimensionnelles. (Extrait de[81])

Quelque soit le segment d'artère coronaire, celui-ci n'est jamais immobile dans la fenêtre temporelle de 250 ms même pour les périodes où il a toujours été considéré comme tel. En effet, il existe toujours un mouvement « résiduel » et un tel mouvement pourrait avoir des conséquences au niveau de l'interprétation clinique. Deux aspects sont alors importants en pratique clinique. Il faut pouvoir, d'une part, détecter les calcifications coronariennes et d'autre part les quantifier afin d'en évaluer le risque. Ce type de mouvement résiduel a peu d'influence sur la détectabilité des calcifications. Mais, quant à la quantification, il pourrait entraîner l'altération du contenu de l'image modifiant ainsi les informations extraites de celle-ci.

L'information tridimensionnelle fournit des résultats différents pour l'optimisation du positionnement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction. Ainsi, l'utilisation d'un déplacement de type tridimensionnel permettrait une meilleure définition du placement de la fenêtre actuellement utilisé lors d'examen cardiaque tomodensitométrie.

Cependant, l'amélioration du positionnement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction avec l'information tridimensionnelle devrait être validée par des acquisitions tomodensitométriques. Mais, compte tenu du principe de justification assujetti à tout examen irradiant, les sujets sains de l'étude DTI n'ont pas effectué d'examen tomodensitométrie. Une des solutions envisageables serait alors d'effectuer une étude clinique sur une population de patients présentant une pathologie coronarienne. Le protocole de cette étude devrait alors réduire le nombre de segment d'artère coronaire.

II.C.6 Résolution temporelle minimum

II.C.6.1 Méthodologie :

II.C.6.1.a Critère spatial sans mouvement

Le placement optimal de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction a été précédemment déterminé. Il correspond alors à la partie du cycle possédant le minimum de mouvement sur le laps de temps que dure la fenêtre temporelle. Mais, il se peut très bien que d'autres placements à travers le cycle cardiaque fournissent des qualités d'images équivalentes.

Pour cela, il faut déterminer à partir de quelle limite, concernant le critère quantifiant le mouvement dans la fenêtre temporelle, le mouvement est considéré comme négligeable ou produisant des artefacts équivalent à travers l'image. Cette limite dépend alors de la résolution spatiale souhaitée au niveau de l'examen. En effet, plus la résolution spatiale voulue sera élevée plus l'influence du mouvement sur l'image sera importante. Ainsi, la limite du mouvement sera plus contraignante à respecter pour des résolutions spatiales élevées. En partant du constat énoncé par Ritchie [12] qui montre qu'un déplacement d'un pixel peut entraîner un artefact, la limite de mouvement fixé est alors égale à la résolution spatiale souhaitée. Dans cette partie de l'étude, les limites (critère sans mouvement), fixées par les protocoles cliniques utilisés classiquement en tomodensitométrie cardiaque, ont été de 0,5 mm et 0,75 mm.

D'autre part l'étude présentée précédemment a été effectuée avec une fenêtre fixe de 250 ms. Mais l'évolution de la vitesse de rotation du tube et des algorithmes de reconstruction va vers une diminution de la durée de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction. En fixant la limite de déplacement dans la fenêtre temporelle, pour laquelle il est supposé qu'il n'y a pas ou peu de conséquence au niveau de la qualité d'image, la quantification de la résolution temporelle minimum nécessaire pour geler le mouvement cardiaque sur l'ensemble de son cycle est alors rendue possible. Ainsi, nous avons cherché à trouver cette valeur en partant de la durée utilisée dans l'étude précédente (250 ms) et en la faisant décroître d'un incrément de 10 ms jusqu'à une durée de 10ms (Figure II-21 a).

Pour chaque durée de fenêtre, la technique de la fenêtre coulissante utilisée dans l'étude précédente est alors appliquée. Pour chaque segment d'artère coronaire à une position de sonde fixée, une courbe quantifiant le déplacement du segment d'artère coronaire dans la fenêtre temporelle coulissante en fonction du départ de celle-ci dans le cycle cardiaque est déterminée (Figure II-21 b). Toutes les positions de fenêtre coulissante qui vérifient la condition sans mouvement sont alors recherchées. La durée de la première fenêtre temporelle respectant le critère sans mouvement sur l'ensemble de son cycle sera alors considérée comme la durée minimum que devra respecter la fenêtre temporelle pour figer le mouvement cardiaque sur l'ensemble de son cycle.

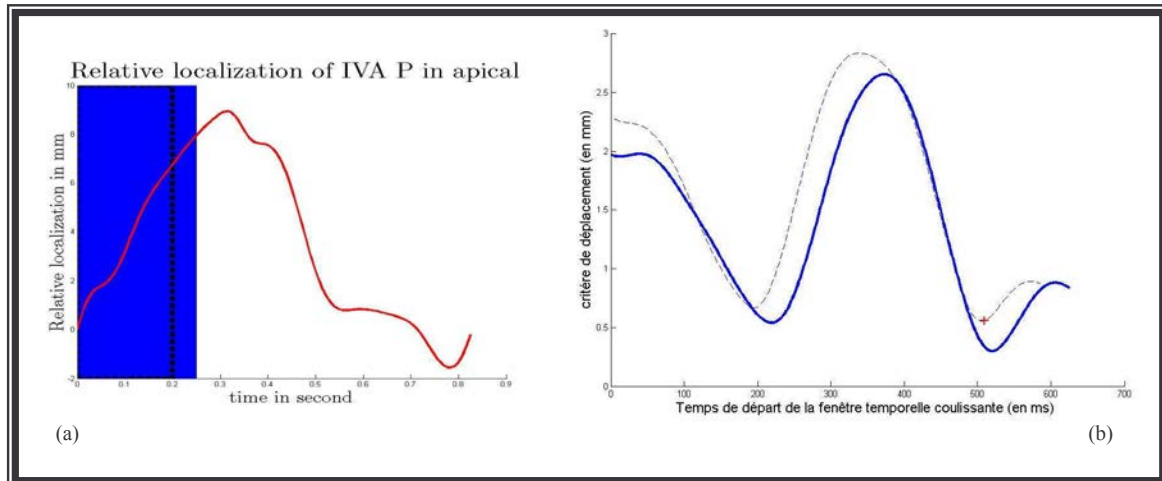


Figure II-21 : (a) Choix d'une durée de fenêtre temporelle différente (encadré pointillé), la première fenêtre temporelle est celle utilisée pour l'étude précédente (zone bleu). La fenêtre en pointillé correspond à une durée de 200ms. (b) Courbes quantifiant le déplacement du segment d'artère coronaire dans la fenêtre temporelle coulissante en fonction du départ de celle-ci dans le cycle cardiaque pour les durées de fenêtre de 250ms (pointillé) et 200 ms (trait plein) (figure (a) Extrait de [81])

II.C.6.2 Résultats

II.C.6.2.a Autres Placements possibles

Deux cas de figure peuvent se présenter au niveau des courbes qui quantifient le déplacement d'un segment d'artère coronaire dans une fenêtre coulissante au travers du cycle cardiaque. L'exemple proposé (Figure II-22), représentant les résultats obtenus pour le segment proximal intraventriculaire antérieur pour une position apicale de sonde pour un sujet, l'illustre bien. Dans cet exemple, la fenêtre temporelle a une durée de 250 ms.

Pour le premier cas, aucune position de la fenêtre temporelle acquisition/reconstruction ne respecte le critère sans mouvement. Le segment d'artère coronaire de notre exemple se trouve dans cette situation pour le critère de 0,5 mm où pour tout positionnement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction à travers le cycle cardiaque, le déplacement du segment d'artère coronaire pendant la durée de la fenêtre temporelle est toujours supérieur à 0,5 mm. Ainsi, si le clinicien veut obtenir un examen de qualité optimale il devra alors effectuer l'acquisition uniquement au temps optimal trouvé. Dans le cas présenté (Figure II-22), le « timing » idéal correspond alors à un départ de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction de 520 ms après la détection de la première onde R. Malgré tout, pour une telle acquisition, il est probable qu'elle soit affectée par des artefacts de mouvement.

Dans le deuxième cas, la position optimale trouvée n'est pas le seul emplacement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction à respecter le critère de non mouvement. Ainsi, une telle éventualité offre au clinicien la possibilité d'effectuer l'acquisition sur une plus grande partie du cycle cardiaque tout en fournissant des images de qualité équivalente à celles produites à la position optimale de la fenêtre temporelle acquisition/reconstruction. Ainsi, cette situation se retrouve dans le cas présenté Figure II-22. Comme précédemment, la position optimale se situe à 520 ms. Pour le critère sans mouvement égale à 0,75 mm, en plus de cet emplacement, l'acquisition pourrait également s'effectuer dans deux gammes de temps: l'une entre 177 ms et 211 ms et l'autre, incluant la position optimale, entre 482 ms et 539 ms. Ces deux phases correspondent alors à la fin de systole et au début de la partie diastolique. Ces résultats sont alors en concordance avec la littérature.

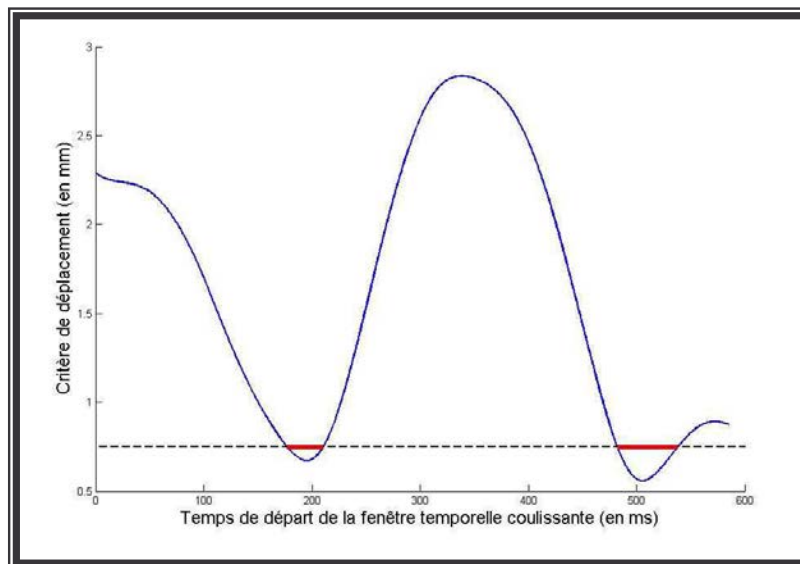


Figure II-22. Périodes où le départ de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction pourrait avoir lieu (trait rouge). Ici seul le critère de mouvement de 0,75 mm possède de telles périodes (de 177 ms à 211 ms et de 482 ms à 539 ms)

A partir d'une certaine durée de fenêtre, le mouvement du segment d'artère coronaire dans la fenêtre temporelle optimale acquisition/reconstruction respecte le critère de non mouvement 0,5 mm. Ainsi, pour la durée de fenêtre temporelle de 200 ms, le critère sans mouvement est d'une part respecté pour le positionnement optimal et d'autre part, comme précédemment pour la durée de fenêtre de 250 ms pour le critère 0,75 mm de non mouvement, il existe d'autres emplacements dans le cycle où l'acquisition pourrait être effectuée (Figure II-23, b)

qui se situe entre 495 ms et 550 ms. En réduisant la taille de la fenêtre temporelle, plusieurs constats peuvent être effectués:

- Diminution du mouvement dans la fenêtre temporelle. Ainsi, pour les fenêtres de 250 ms, 200 ms et 170 ms, pour l'emplacement de la fenêtre possédant le mouvement le plus important, les valeurs de ces déplacements sont respectivement de 2,8 mm (Figure II-23), 2,6 mm (Figure II-23 a), et 2,5 mm (Figure II-23 c)
- Augmentation de la gamme de choix de placement de la fenêtre temporelle. Ainsi, pour le critère de 0,75 mm, les gammes de placement pour une fenêtre de 200 ms sont de 182 ms à 248 ms et 481 ms et 576 ms (Figure II-23 a) alors que pour une durée de 170 ms les périodes possibles s'agrandissent : de 187 ms à 274 ms et 481 ms et 606 ms (Figure II-23 c)

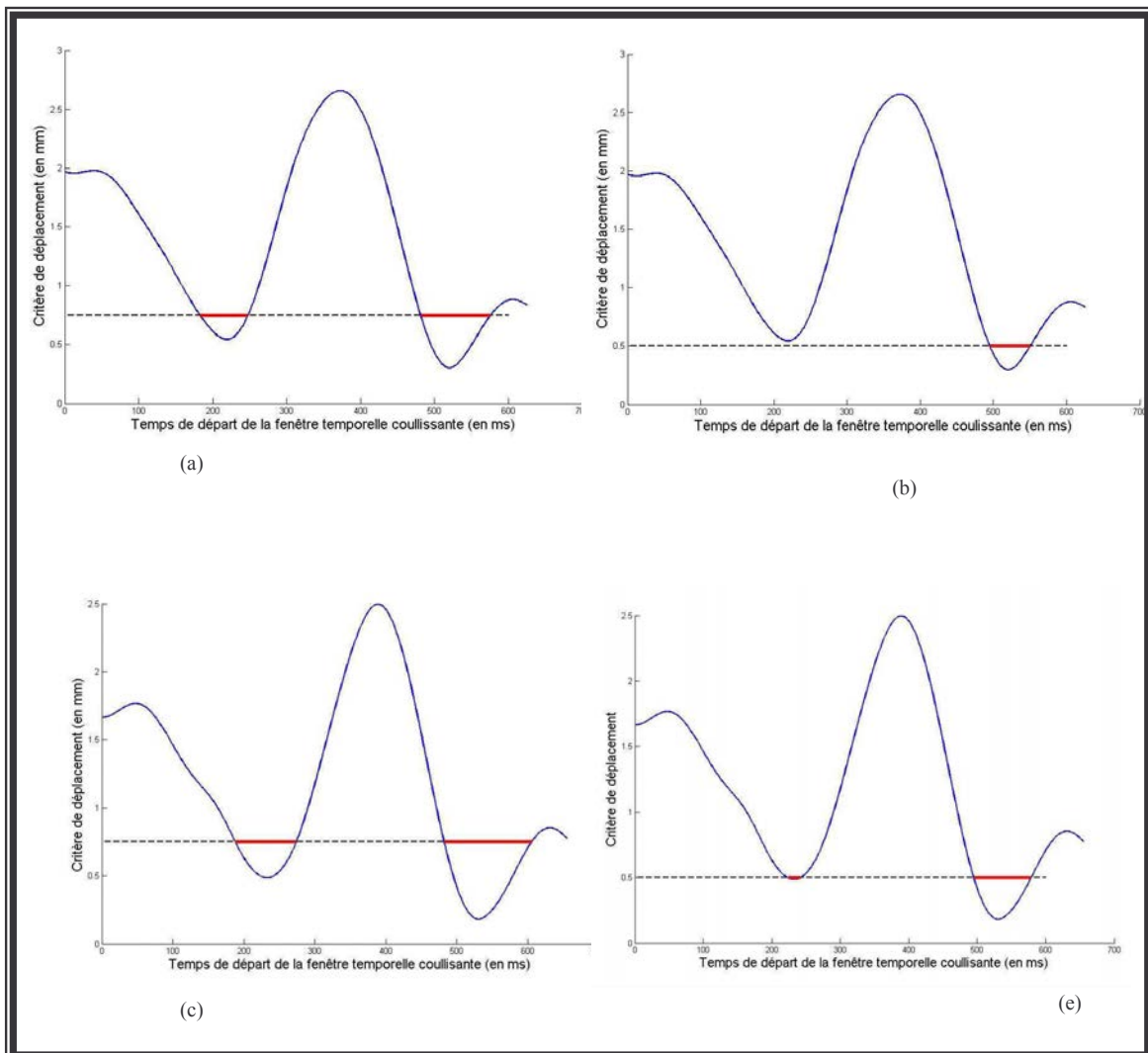


Figure II-23 : Gamme du cycle cardiaque (trait rouge) où l'acquisition peut être effectuée pour le critère sans mouvement de 0,5 mm (a, c) et 0,75 mm (b,d). Les résultats sont présentés pour des durées de fenêtres de 170 ms (a, b) et 200 ms (c, d)

II.C.6.2.b Résolution minimum

En réduisant progressivement la taille de la fenêtre, la gamme des possibilités des positions de la fenêtre temporelle à travers le cycle cardiaque respectant le critère de « non mouvement » est de plus en plus importante. Ainsi, à partir d'une certaine durée de fenêtre, pour toute position de la fenêtre temporelle à travers le cycle cardiaque, le critère de non mouvement est respecté.

Reprenons, l'exemple du segment proximal intraventriculaire antérieur pour une position apicale de la sonde pour un sujet. L'ensemble des courbes obtenues pour les différentes tailles de fenêtre est représenté sur la Figure II-24.

Quelque soit la durée de la fenêtre, les courbes possèdent deux périodes où le déplacement est maximal. L'une d'elle se situe en systole et l'autre en protodiastole. Elles correspondent respectivement à la contraction et au relâchement des ventricules. Ainsi, pour obtenir un examen de qualité, les phases les plus contraignantes sont la systole et la protodiastole.

Dans cet exemple, la durée de fenêtre qui respecte la condition sur la totalité du cycle est obtenue pour 30 ms pour 0,75 mm (Figure II-24 courbe rouge) et 20 ms pour 0,5 mm (Figure II-24 courbe verte)

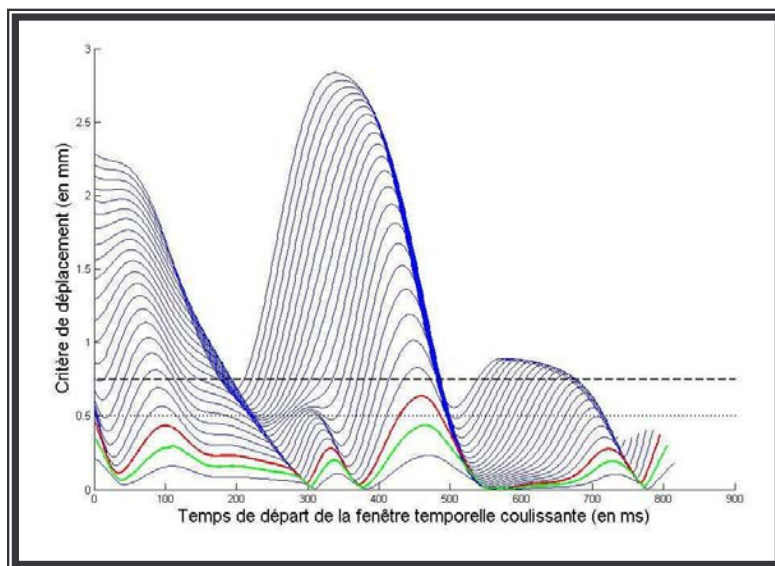


Figure II-24 : Représentation du critère de mouvement pour l'ensemble des durées de fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction étudiées. La courbe rouge correspondant à la durée de fenêtre de 30 ms est la première durée à respecter le critère de non mouvement de 0,75 mm. Idem pour la courbe verte mais avec le critère 0,5 mm.

Quelque soit le critère de « non mouvement » utilisé, les résolutions temporelles pour figer les segments d'artère coronaire sur l'ensemble du cycle cardiaque sont différentes suivant le segment étudié (Tableau II-IX)

L'artère coronaire droite est la plus exigeante en terme de résolution temporelle. Ainsi, pour la geler sur la totalité de son cycle des durées de fenêtres de 10 ms pour le critère 0,5 mm et 20 ms pour le critère 0,75 mm sont nécessaires.

Autant une influence de la fréquence cardiaque dans le choix du placement optimal de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction a pu être constatée, autant la fréquence cardiaque a peu ou pas d'influence sur la résolution minimum pour figer un segment d'artère coronaire sur l'ensemble de son cycle. Ceci pouvant s'expliquer par le fait que les maximums de mouvement sont peu influencés par la fréquence cardiaque.

Bien entendu plus le critère sans mouvement est contraignant plus les contraintes temporelles sont importantes. Ainsi à titre d'exemple, la résolution temporelle minimum pour figer le segment distale de la coronaire droite se situe au alentour de 10 ms pour le critère sans mouvement de 0,5 mm et 20 ms pour le critère sans mouvement de 0,75 mm.

Comparé à la littérature, les résolutions temporelles sont plus exigeantes.

En effet, par rapport à l'étude de Lu [54] effectué en EBCT, les contraintes spatiales de notre étude sont plus drastiques compte tenu de la résolution plus importante que nous avons en tomodensitométrie. Nos valeurs limites sont de 0,5 mm et 0,75 mm alors que pour cette étude elle était de 1 mm. L'effet de volume partiel pourrait alors expliquer les différences des résultats obtenus. Cet effet est plus important pour des épaisseurs d'image plus importantes. Par conséquent, une variation de HU quantifiable pour des coupes fines ne le sera forcément pas pour des coupes plus épaisses.

Tableau II-IX : résolution temporelle minimum pour un critère spatiale de 0,5 mm pour l'ensemble des segments artères coronaires.

en ms	CD P	CD M	CD D	IVA P	IVA M	IVA D
PS	10	10	15	72	100	38
ABDO	10	10	10	18	43	27
APEX	17	10	15	43	53	31
	IVP P	IVP M	IVP D	CX D	CX P	TC
PS	20	27	53	38	15	20
ABDO	10	17	42	0	10	12
APEX	38	47	32	20	17	20

Tableau II-X : résolution temporelle minimum pour un critère spatiale de 0,75 mm pour l'ensemble des segments artères coronaires.

en ms	CD P	CD M	CD D	IVA P	IVA M	IVA D
PS	20	15	25	185	135	63
ABDO	20	18	20	28	90	42
APEX	30	20	25	107	107	58
	IVP P	IVP M	IVP D	CX D	CX P	TC
PS	35	47	93	63	27	40
ABDO	18	28	72	10	20	22
APEX	75	87	55	30	28	30

II.C.6.2.c Abaques pour scanner actuels

Pour chaque segment d'artère coronaire, des abaques peuvent également être fournis afin de connaître pour un scanner particulier le pourcentage de cycle cardiaque sans mouvement.

Des abaques (Figure II-25), pour les deux conditions sans mouvement, ont été produits pour le segment d'artère coronaire étudié précédemment. Ainsi, pour chacun, les trois positions de sonde ont été représentées.

Prenons l'exemple de deux vitesses de rotation du tube actuellement utilisées en clinique: 420 ms et 330 ms. Ces vitesses de rotation fournissent alors respectivement des résolutions temporelles de l'ordre de 210 ms et 166 ms. Tout d'abord pour la vitesse de rotation de 420 ms, les pourcentages trouvés respectifs pour les positions de sonde parasternal, apical et abdominale sont 27%, 42 % et 95 % pour le critère de 0,75 mm. Les pourcentages trouvés respectifs pour les positions de sonde parasternal, apical et abdominale sont 10%, 23 % et 70 % pour le critère de 0,5 mm.

Pour la vitesse de rotation de 330 ms, les pourcentages trouvés respectifs pour les positions de sonde parasternal, apical et abdominale sont 35%, 52 % et 95 % pour le critère de 0,75 mm. Les pourcentages trouvés respectifs pour les positions de sonde parasternal, apical et abdominale sont 20%, 32 % et 76 % pour le critère de 0,5 mm.

Ainsi, de tels abaques permettraient de donner une indication quand à la pertinence d'une étude cardiaque fonctionnelle

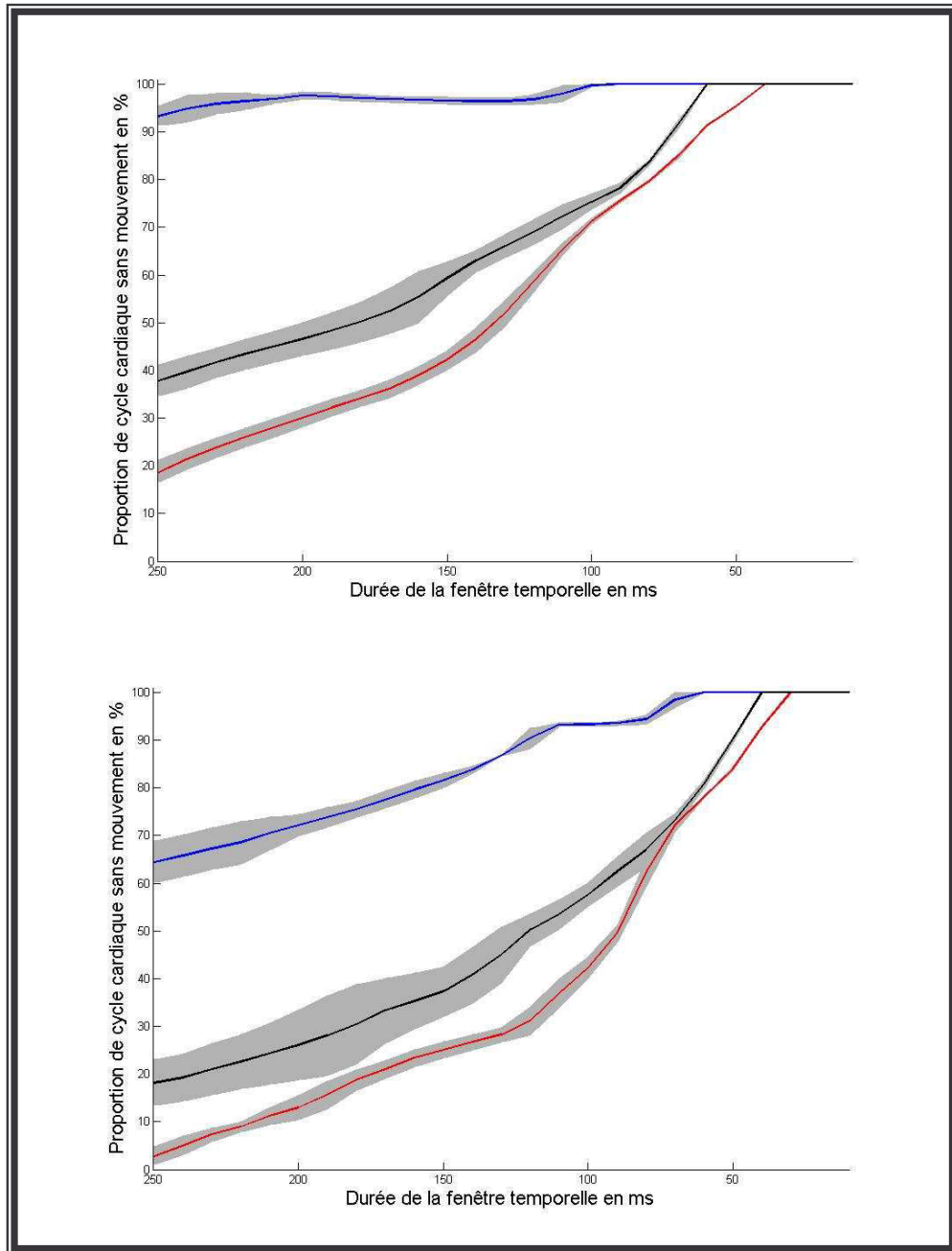


Figure II-25 : Abaques permettant de quantifier la proportion du cycle cardiaque sans mouvement pour un segment d'artère coronaire. Les abaques (a) et (b) correspondent respectivement aux résultats obtenus pour des critères sans 0,75 mm et 0,5 mm. Les trois courbes de chaque abaque correspondent respectivement aux trois positions de sondes : PS, Apex et abdominal.

II.C.7 Conclusions et perspectives

II.C.7.1 Conclusion : les mouvements et la fenêtre temporelle

Les objectifs initiaux de cette étude ont été globalement atteints :

- Valider la méthode de détermination des mouvements unidimensionnels et tridimensionnels des différents segments d'artères coronaires
- Optimiser, à partir des données de déplacement des différents segments d'artères coronaires obtenus, la position de la fenêtre temporelle acquisition /reconstruction au travers du cycle cardiaque
- Quantifier la durée minimum de la fenêtre où une imagerie de type fonctionnelle serait possible

La méthode d'estimation des mouvements des segments d'artères coronaires avec une technique originale utilisant le mode « doppler tissue imaging » a été validée. La reproductibilité des acquisitions, pour chaque sujet de l'étude, est inférieure à deux millimètres. Les différences notées sont sans doute dues à une angulation de la sonde différente entre deux acquisitions comparables. Une solution envisageable pour pallier à ce problème serait l'installation, au niveau de la sonde de mesure, d'un système permettant de connaître avec l'exactitude l'orientation spatiale de celle-ci. Ainsi, une éventuelle non orthogonalité des trois angulations pourrait alors être corrigée.

Les valeurs trouvées aussi bien en amplitude qu'en vitesse sont en concordance avec la littérature. De plus, il a été constaté que

- La vitesse de déplacement du cœur, et donc des coronaires, est variable d'un sujet à l'autre
- Pour un même sujet, il existe des différences significatives entre les segments d'artères coronaires
- Pour un même segment d'artère coronaire, les vitesses et les déplacements à travers le cycle cardiaque sont différents.

Par contre, l'influence de la fréquence cardiaque sur la dynamique des mouvements n'a pu être constatée du fait que la gamme de fréquence cardiaque des différents sujets de l'étude était relativement restreinte

Au niveau du placement de la fenêtre temporelle, il a été constaté une variabilité entre:

- Les différents sujets
- Les différents segments d'artères coronaires d'un même sujet

Pour un même segment d'artère coronaire, les informations de placement sont également différentes suivant le mouvement utilisé (unidimensionnels et tridimensionnel). Le mouvement tridimensionnel apporte une information supplémentaire afin d'optimiser le placement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction. L'obtention de cette information est alors donnée par une technique de très bonne résolution temporelle et non ionisante, donc sans risque pour le patient.

Actuellement, les protocoles en tomodensitométrie cardiaque ne sont pas optimisés de manière automatique pour chaque patient. Généralement, la phase d'acquisition ou de sélection des données pour la reconstruction est choisie en fonction sa fréquence cardiaque. Or, le placement optimal est dépendant du patient. L'idéal serait donc d'individualiser l'optimisation du placement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction, de manière objective. Le clinicien pourrait alors reconstruire uniquement la phase optimale d'où un gain de temps appréciable tant au niveau du temps de reconstruction de l'examen que du temps d'interprétation de l'examen. Ainsi, l'information apportée par le DTI pourrait aider au choix du placement de la fenêtre temporelle. Cette phase devrait passer par une étude clinique et se limiter uniquement à certains segments de l'arbre coronarien. De plus, l'optimisation du placement pourrait également s'appliquer aux autres types de modalités d'imagerie cardiaque et tout particulièrement en IRM.

Les périodes où l'acquisition peut être effectuée sont au nombre de deux : en fin de systole et en mésodiastole. Ces résultats correspondent bien aux périodes trouvées dans la littérature.

Quand à la résolution temporelle minimale pour figer le mouvement cardiaque sur la durée de son cycle, les résultats obtenus montrent des exigences plus élevées que celles quantifiées dans la littérature. L'artère coronaire droite présente le plus de contraintes car possédant la dynamique la plus importante de toute les artères de l'arbre coronarien. Malheureusement, il semble, du moins en tomodensitométrie, que de telles résolutions sont difficilement atteignables avec des systèmes classiques. Un changement de stratégie semble alors

inélucltable. Une des solutions envisageables serait alors d'intégrer les mouvements de types physiologiques dans le processus de reconstruction.

Finalement, que ce soit pour le calcul du mouvement tridimensionnel que pour le placement de la fenêtre temporelle, les résultats montrent une réelle influence de la fréquence cardiaque. La suite de cette étude devra alors étudier sa réelle influence sur ces deux facteurs.

Une solution pour reconstituer les mouvements tridimensionnels à partir de mouvements unidimensionnels obtenus à des fréquences différentes est en cours de développement au sein du laboratoire.

II.C.7.2 Gestion de la fréquence cardiaque irrégulière

Pour reconstituer un mouvement tridimensionnel, une phase de normalisation temporelle des échelles de temps des mouvements unidimensionnels est nécessaire. Or, comme il a été démontré, une telle normalisation peut entraîner un biais dans l'estimation du mouvement tridimensionnel d'un segment d'artère coronaire si les acquisitions unidimensionnelles n'étaient pas acquises à la même fréquence cardiaque.

Pour ne pas appliquer cette normalisation, une technique en cours d'évaluation est proposée. Elle part de l'observation faites sur les courbes de déplacement obtenues: pour des variations moyenne de fréquence cardiaque, la période diastolique est la seule influencée par le changement de fréquence. Ce qui tend à supposer que les deux périodes qui encadrent la diastole sont incompressibles. Le but est alors de segmenter le cycle cardiaque en trois phases distinctes. Le protocole proposé est alors le suivant

- Détermination du temps de départ de la phase mésodiastolique ($T_{\text{mésodiastole}}$) à partir du temps où l'ouverture de la valve mitrale s'effectue ($T_{\text{R-ouverture_valve_mitral}}$). $T_{\text{mésodiastole}}$ s'obtient alors par l'ajout d'une constante, à déterminer en fonction du sujet
- Détermination du temps séparant l'onde P à l'onde R à partir des courbes de déplacements

Un exemple illustre la technique utilisée sur un segment d'artère coronaire. Les trois cycles appartiennent à la même acquisition. Ils possèdent tous des durées différentes (Figure II-26 a).

On constate que les parties de cycles encadrant la phase diastolique sont reproductibles (Figure II-26 b et c).

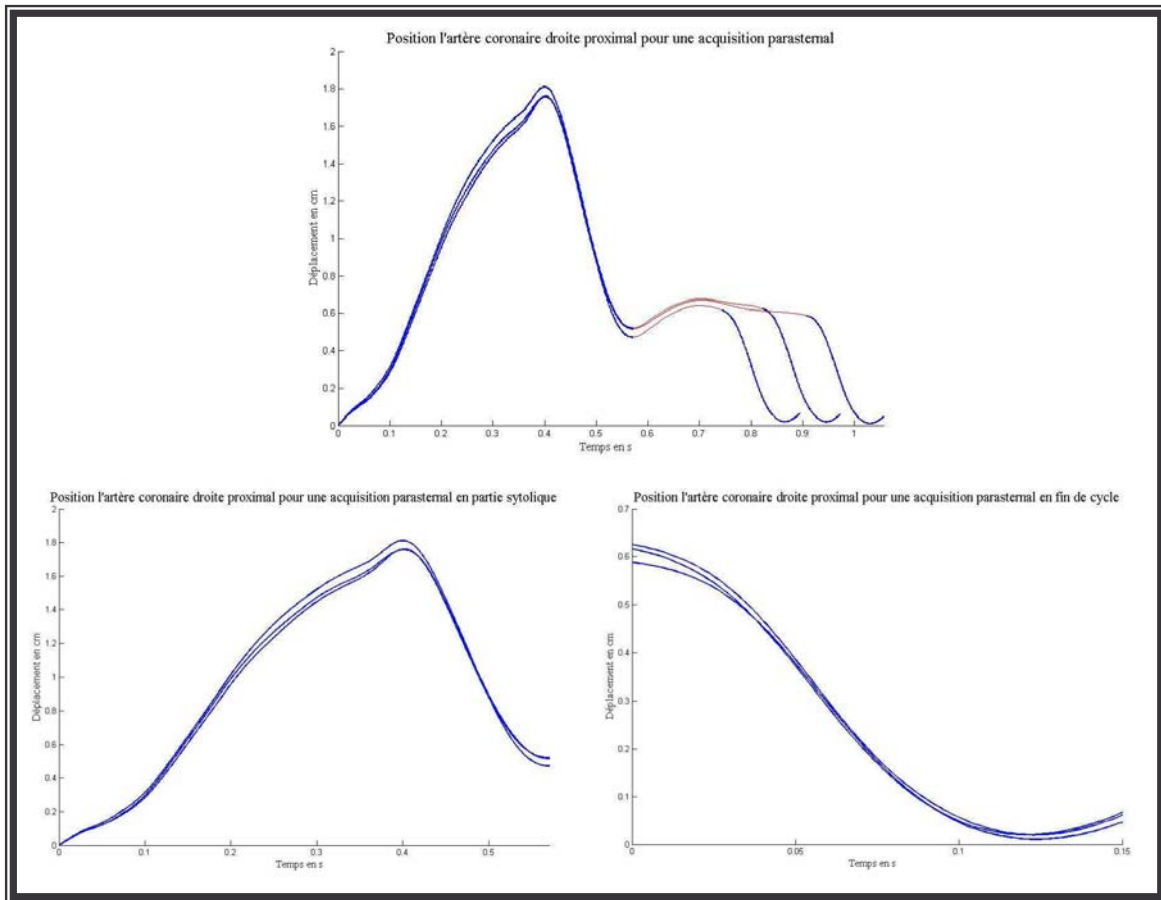


Figure II-26 : visualisation de la reproductibilité des parties de cycles encadrant la mesodiastole.(a) courbes de déplacement sur l'ensemble de son cycle. (b) mouvement pour la première partie du cycle (c) mouvement pour la deuxième partie du cycle

Pour obtenir le mouvement du segment d'artère coronaire à différentes fréquences, la courbe « mésodiastolique » est alors dilatée ou contractée.

Les caractéristiques d'un mouvement de plus grandes fréquences s'obtiennent en contractant la courbe. Et inversement, pour obtenir des mouvements à des fréquences cardiaques plus faibles, la courbe est alors dilatée.

Les résultats préliminaires sont relativement bons. Ainsi, pour l'exemple précédent, le mouvement du segment d'artère coronaire a été reconstitué pour différentes fréquences (Figure II-27). Quelque soit la fréquences reproduite, on peut constater la bonne reproductibilité qualitative des trois courbes de déplacement qui initialement avait des fréquences différentes. Il faut noter que cette technique fonctionnerait uniquement pour des

Obtention et intégration des mouvements

faibles variations de fréquence cardiaque du fait de l'influence de celle-ci sur la dynamique des mouvements constaté dans la littérature

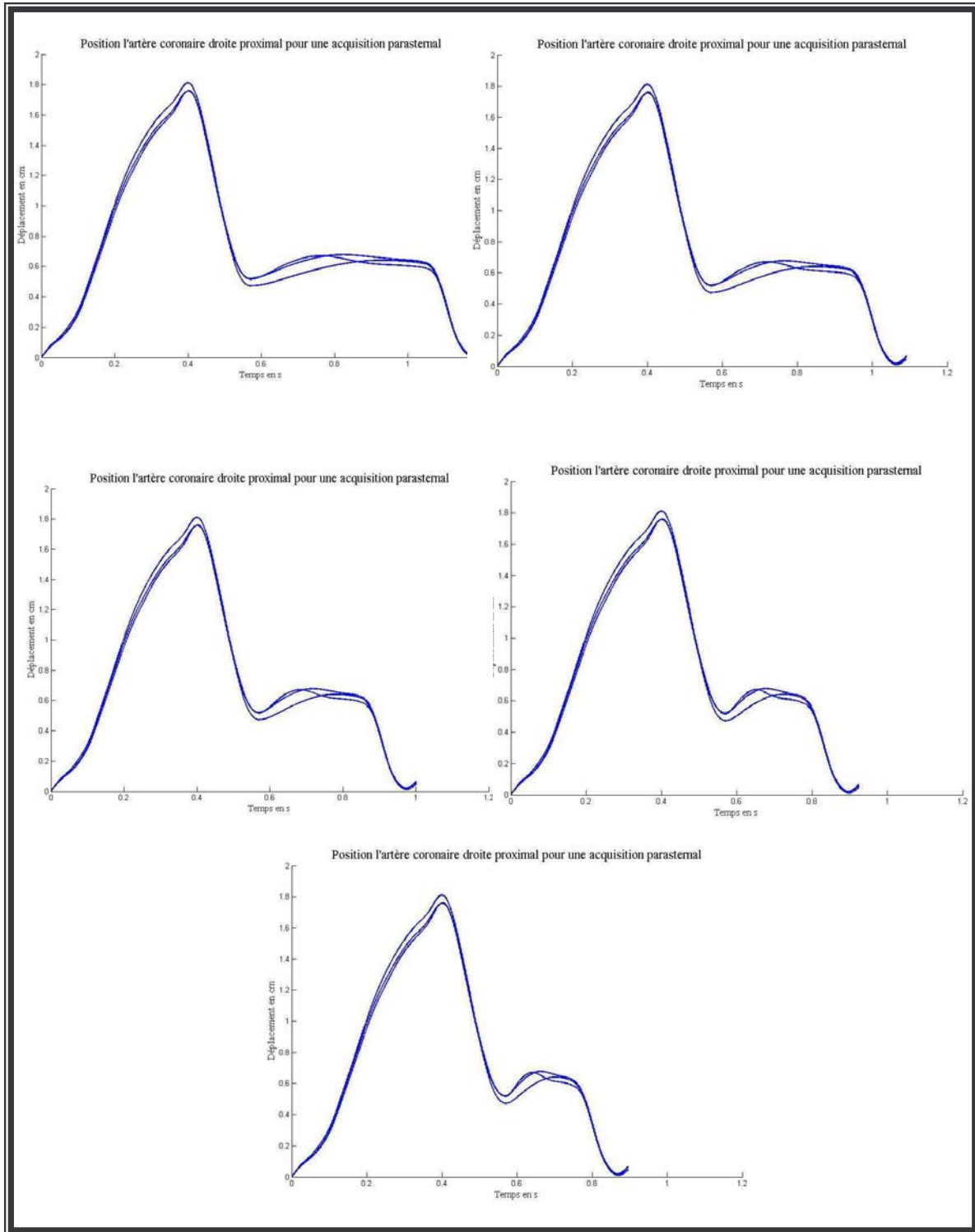


Figure II-27 : Résultats obtenus pour différentes fréquences (a) 50 bpm (b) 55 bpm (c) 60 bpm (d)65 bpm (e) 67 bpm avec la méthode de contraction.

*III : Reproduction des mouvements physiologiques
cardiaques*

INTRODUCTION

La deuxième étape du projet consiste à reproduire les mouvements physiologiques qui ont été quantifiés dans la partie précédente. En effet, les études portant sur leurs influences au niveau de la qualité des images reconstruites ainsi que les nouvelles approches algorithmiques ne peuvent être testées sur des patients ou sur des volontaires sains du fait de l'irradiation engendrée par la tomodensitométrie. Ainsi, afin de mener de tels types d'études, deux outils, une plateforme de mouvement et un logiciel de simulation, permettant de simuler le mouvement ont été développés au sein du laboratoire. L'utilisation de ces deux outils permet alors l'obtention de données brutes ainsi que des images corrompues par un mouvement parfaitement connu et maîtrisé.

Dans un premier temps, le simulateur de données brutes sera présenté. Il permet de définir des fantômes 3D évoluant avec des mouvements complexes. Le fantôme est caractérisé par ces coupes axiales, chacune étant définie par l'intermédiaire de formes simples (ellipses et rectangles). Les translations en x, y, et z ainsi que des rotations d'axe z suivant le centre du scanner et d'axe propre de chaque forme sont possibles. Pour chaque projection, le fantôme est recréé en tenant compte de la rotation du tube, du mouvement de la table et son propre mouvement. Les projections sont alors calculées par un processus direct.

Dans un second temps, la plateforme de mouvement permettant, dans l'état actuel, de simuler des mouvements de translation z sera présenté. Ces mouvements sont assurés grâce à un moteur contrôlé via un PC. Le départ de la plateforme est également synchronisé avec les acquisitions tomodensitométriques. L'exactitude du mouvement produit est quantifiée grâce au retour d'information mis en place au niveau de la plateforme. En plus de tout ceci, des systèmes de sécurité assurant la protection du matériel ont été intégrés à la plateforme.

III.A La simulation

III.A.1 Introduction : présentation de la simulation

Comme il a été précédemment présenté (I.A.2), l'évolution de la technologie tomodensitométrique a été accompagnée du développement de nouveaux algorithmes de reconstruction. En effet, ces nouvelles techniques d'acquisition, comme l'introduction d'une avancée continue de table ou l'introduction du scanner multibarrette, ont eu pour conséquences de changer le type d'information disponible au niveau des données brutes. A chacune de ces avancées technologiques, une adaptation des algorithmes de reconstruction a donc été nécessaire. Dans le processus de mise en place d'une nouvelle technologie, la simulation s'est avérée un outil efficace et nécessaire dans la phase de validation de ces algorithmes de reconstruction.

Partant de l'hypothèse de stationnarité de la région anatomique explorée, les simulateurs développés intègrent peu ou pas des mouvements complexes de fantômes numériques. Or, le postulat de stationnarité peut être violé de manière plus ou moins importante suivant la région anatomique explorée. Deux origines principales à la modification de l'information atténuation pendant l'acquisition tomodensitométrique peuvent être distinguées:

- l'injection de produit de contraste qui peut modifier les propriétés d'atténuation de la partie anatomique imagée
- le mouvement interne des organes modifiant la cartographie d'atténuation pendant la phase d'acquisition.

Afin de se rapprocher le plus possible des conditions cliniques, il est donc nécessaire de disposer d'un simulateur intégrant ce type de changements (atténuation et mouvement physiologiques). Ces simulations, plus complexes, sont entre autre rendues possibles grâce à la progression constante des capacités informatiques tant au niveau du temps de calcul que des espaces de stockage.

Notre problématique portant sur l'intégration des mouvements physiologiques dans le processus d'acquisition/reconstruction, nous nous sommes limités, dans un premier temps, à mouvoir le fantôme pendant le processus d'acquisition en laissant de côté la problématique liée à l'injection de produit de contraste.

La reproduction de mouvements de types physiologiques (respiration et contraction cardiaque) permet de disposer, par conséquent, de données brutes corrompues par un mouvement connu. A partir de ces données, deux types études pourront alors être menés:

D'une part, des études analysant l'influence d'un mouvement sur la qualité des images avec les algorithmes actuels. D'autre part, des études portant sur le développement d'algorithmes d'estimation et de correction du mouvement, sans connaissance a priori de ce dernier. La validation de ces algorithmes pourra s'effectuer en comparant le mouvement alors estimé au mouvement théorique, chose impossible lors d'essai clinique sur des sujets.

Ce travail a donc consisté en la création d'un logiciel intégrant les paramètres du scanner étudié, du fantôme et du mouvement de ce dernier. Toutes ces caractéristiques permettent alors la production de données 2D (scanner monobarrette) ou 3D (scanner multibarrettes).

Dans une première partie, le fonctionnement de ce logiciel sera présenté. Puis, dans une deuxième partie, l'ensemble du processus de validation du simulateur sera exposé. Ainsi, le processus de calcul des projections pour lequel a été développé une méthode de calcul directe ainsi que l'intégration des mouvements ont été validés. De plus, le temps nécessaire à chaque simulation a été quantifié suivant plusieurs paramètres d'acquisition.

III.A.2 Modes de fonctionnement

La simulation (calcul et interface utilisateur) a été développée sous un environnement de développement Matlab (Mathworks,MA). Elle peut se décomposer en quatre étapes:

- La création du fantôme 3D à partir de coupes de références
- La définition du mouvement du fantôme à partir des éléments de base qui le compose
- L'intégration des mouvements (table, source et fantôme) dans le processus d'acquisition
- Le calcul de projection

Le logiciel développé se présente alors sous la forme d'une interface principale permettant de gérer le programme de simulation en ayant accès aux autres interfaces du programme (Figure III-1).

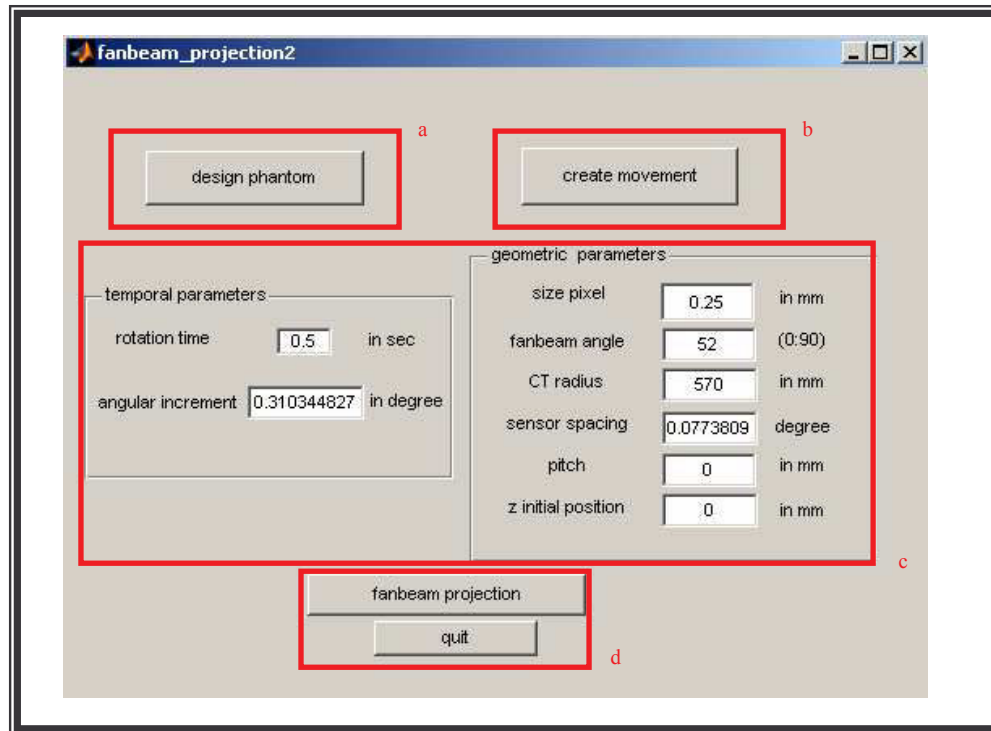


Figure III-1: Interface principale du programme de simulation. Les différentes étapes : Accès à l'interface de création du fantôme (a) Accès à l'interface de création du mouvement (b) Paramètres du scanner (c) Lancement du calcul (d)

III.A.2.1 Paramètres d'entrées du simulateur

III.A.2.1.a Définition du fantôme

La première étape de la simulation consiste à créer un fantôme numérique. Accessible par l'intermédiaire de l'interface principale (Figure III-1 a), l'interface de construction (Figure III-2) permet de définir les différentes caractéristiques du fantôme.

Le fantôme 3D est constitué par un empilement de coupes axiales. Seul un certain nombre de coupes de références sont définies au niveau du logiciel. Les autres sont obtenues par une opération d'interpolation. Chacun des plans de références est défini à partir de formes elliptiques ou rectangulaires. En effet, simples à modéliser, leur transformée de Radon sont exprimables par une fonction analytique. Ces expressions permettent alors de valider notre approche concernant l'obtention d'une projection. Notons que ces transformées sont habituellement utilisées en simulation pour l'obtention de données brutes.

Chaque forme est définie par six paramètres :

- son intensité

- sa longueur du demi axe horizontal
- sa longueur du demi axe vertical
- sa coordonnée x de centre
- sa coordonnée y de centre
- l'angle entre son demi axe et l'axe x de l'image

L'interface se divise en deux parties. Tout d'abord, les caractéristiques de toutes les formes dans le plan axial passant par l'isocentre du scanner sont définies. Dans cette partie, est également défini la taille du champ de définition, son centre étant toujours placé à l'isocentre du scanner (Figure III-2 a).

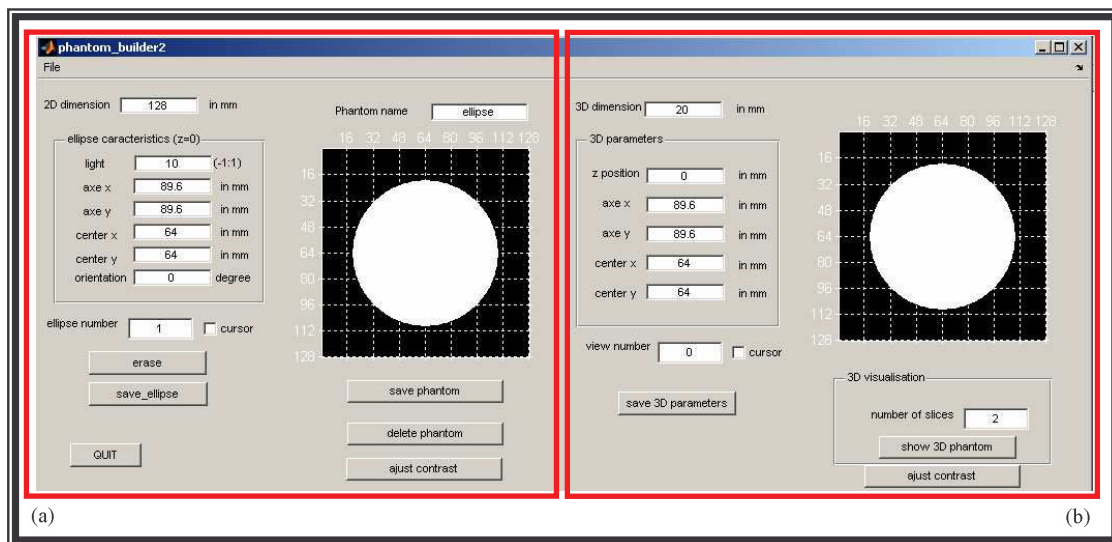


Figure III-2 : Interface de création du fantôme (a) Parties où sont définies les caractéristiques du fantôme dans le plan de isocentre, les dimensions du champ de vue (b) Parties où sont définies les ellipses sur les autres plans de références

La deuxième partie de l'interface permet de définir la dimension longitudinale du fantôme et les caractéristiques des différentes ellipses dans tous les plans de références (Figure III-2 b). Supposons que l'on veuille étudier le comportement d'un segment d'artère coronaire ayant un rétrécissement. Pour faciliter l'explication du logiciel, l'axe de l'artère coronaire est confondu avec l'axe z du scanner (Figure III-3 a)

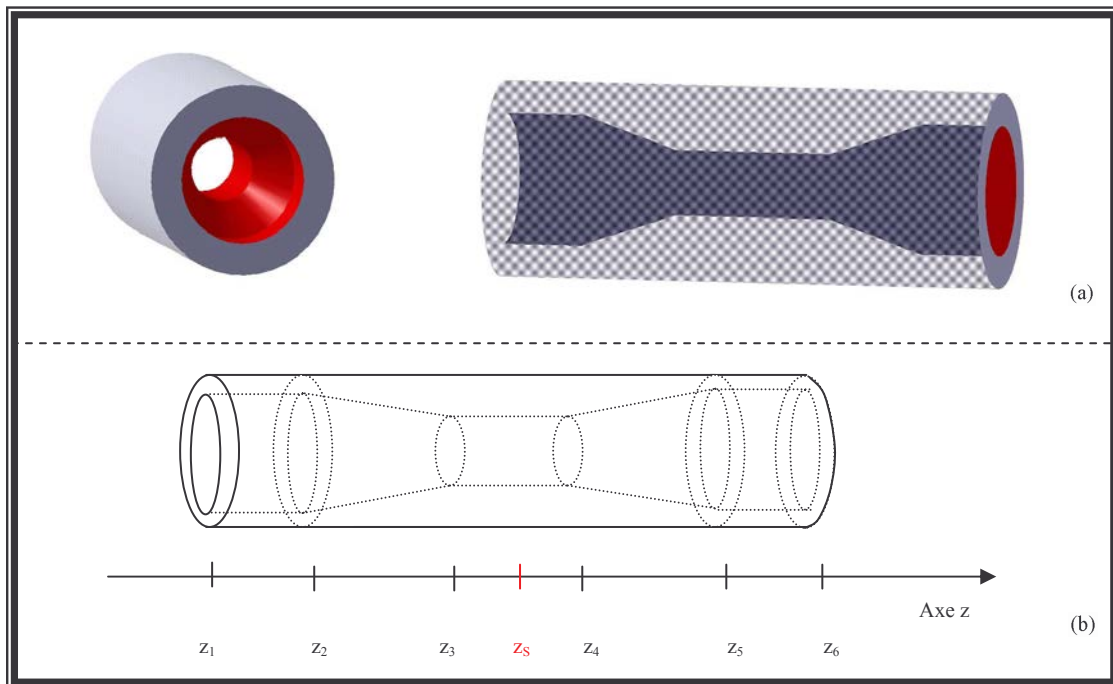


Figure III-3: Fantôme d'artère coronaire à reconstruire (a). Il est peut être défini par ces 6 plans de références (b)

Quelque soit le fantôme, ce dernier est toujours défini par l'intermédiaire de plans de références. Ainsi, dans notre exemple, le fantôme peut être défini par 6 plans situés en z_1 , z_2 , z_3 , z_4 , z_5 et z_6 (Figure III-3 b).

Dans un premier temps, le plan central du fantôme (z_s) est défini. Ce plan est défini par un certain nombre de formes (ellipses ou rectangles) qui devront ensuite être caractérisées dans les autres plans de références. Pour constituer notre fantôme coronarien, les caractéristiques de deux ellipses sont définies (Figure III-4).

Après avoir indiqué les dimensions du champ de définition et les caractéristiques de deux ellipses dans le plan isocentre, les caractéristiques des deux ellipses sont alors définies dans les six plans de références (Figure III-5).

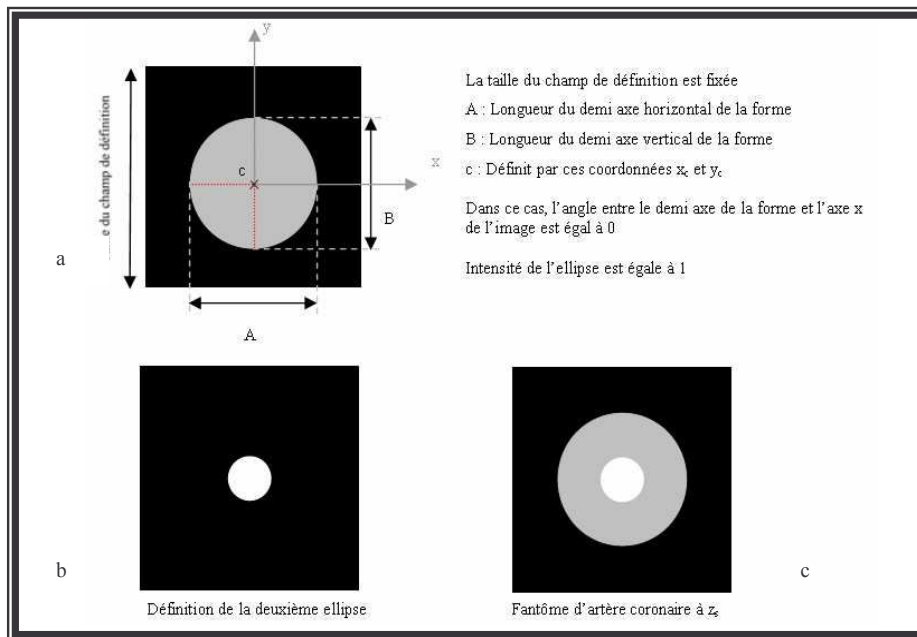


Figure III-4 : Définition des formes dans le plan de référence passant par la source. (a) première ellipse. (b) deuxième ellipse. (c) fantôme total

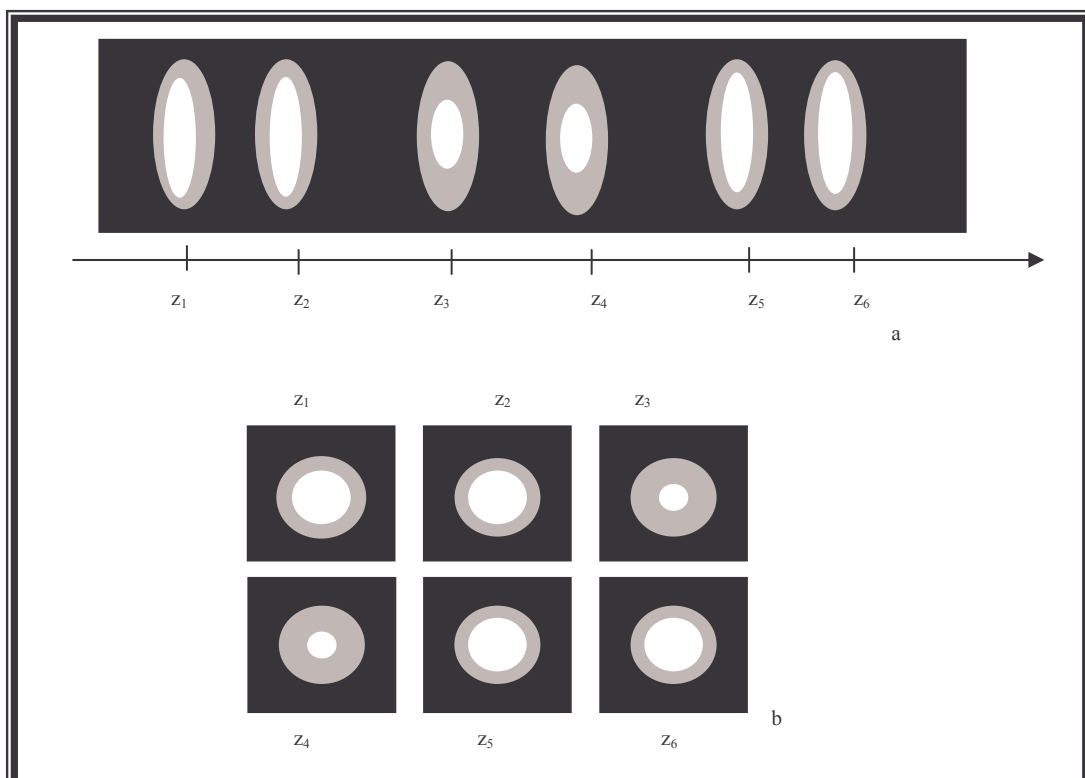


Figure III-5 : Définition des plans de référence. Pour chacun d'eux, les caractéristiques de deux ellipses sont définies (a) représentation 3D des plans de référence (b) visualisation du contenu de chaque plan de référence en z_1 , z_2 , z_3 , z_4 , z_5 et z_6

Pour obtenir d'autres plans axiaux du fantôme et ainsi reconstituer l'ensemble du fantôme, une opération d'interpolation est réalisée (Figure III-6 a). Ainsi, pour reconstruire le fantôme à z_{recon} , on procède forme par forme. Les deux coupes de références qui encadrent la position à reconstruire sont tout d'abord déterminées. Les paramètres de la forme, exceptée l'intensité, sont obtenus par interpolation linéaire de la manière suivante :

Soit z_1 et z_2 les positions respectives des coupes de référence encadrant la coupe à z_{recon}

Soit x_{z_1} et x_{z_2} une des caractéristiques de la forme dans les coupes de références z_1 et z_2 . La valeur de la caractéristique à z_{recon} ($x_{z_{recon}}$) est (Figure III-6 b):

$$x_{z_{recon}} = \frac{(x_{z_2} - x_{z_1}) * (z_{recon} - z_1)}{z_2 - z_1} + x_{z_1} \quad \text{Équation III-1}$$

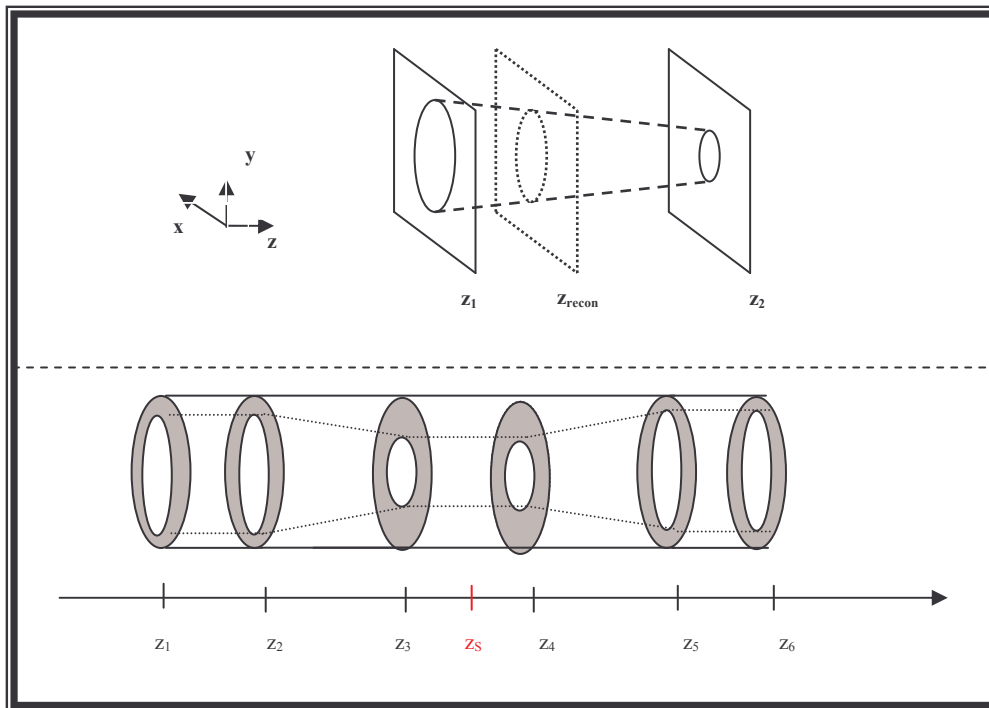


Figure III-6: Obtention de plan à partir des plans de références. Schématisation de la méthode d'interpolation (a) visualisation sur le fantôme coronarien (b)

Quelque soit le plan de référence, l'intensité de la forme reste invariante.

Une échelle linéaire a été choisie pour l'intensité avec deux points de références:

Air $I=0$

Eau $I=1$

En effet, par définition :
$$HU_i = \frac{1000(\mu_i - \mu_{eau})}{\mu_{eau}} \quad \text{Équation III-2}$$

D'où $\mu_i = \mu_{eau}(HU_{i,n} + 1)$ Équation III-3 avec

$$HU_{i,n} = HU_i / 1000$$

Ainsi, nous avons opté pour simuler les valeurs $I=(HU_{i,n} + 1)$

Or, par définition $HU_{i,n}(\text{eau})=0$ et $HU_{i,n}(\text{air})=-1$, on a donc

$I(\text{air})=0$ et $I(\text{Eau})=1$

L'utilisateur du logiciel doit donc définir les caractéristiques de chaque forme pour tous les plans de référence. Les données du fantôme sont définies à l'instant initial de l'acquisition. Après définition, elles sont stockées dans une structure (« evolution_3d ») qui est ensuite rappelée par le programme principal (Figure III-7).

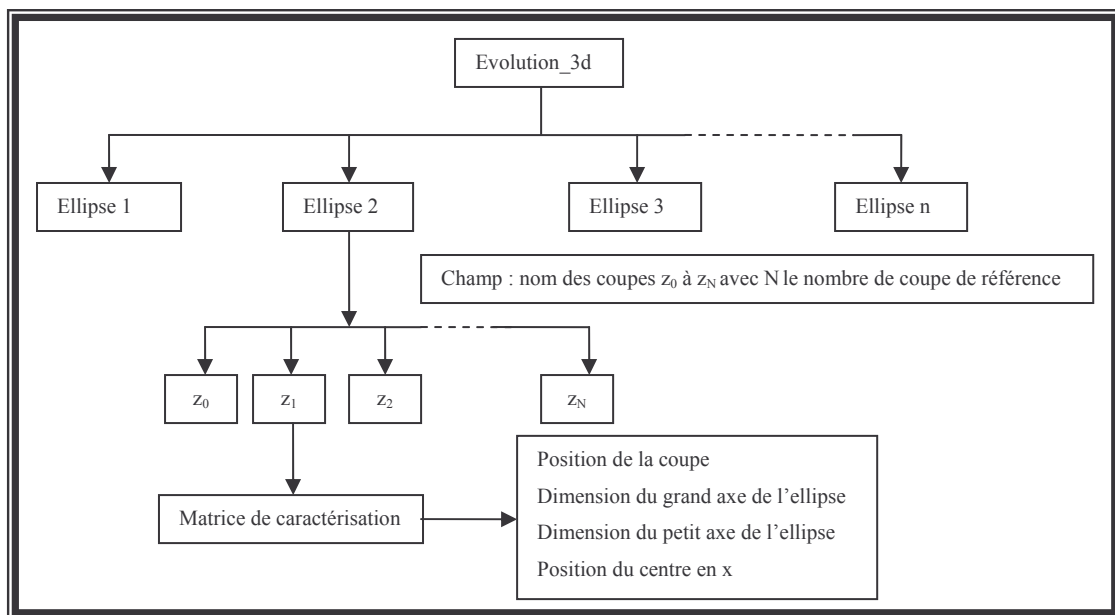


Figure III-7 : Organisation des données de définition du fantôme. Pour chaque ellipse, à chaque plan de référence, on définit les caractéristiques de chaque ellipse

III.A.2.1.b Définition du mouvement du fantôme

La deuxième étape de la simulation consiste à définir le mouvement du fantôme. L'interface de définition (Figure III-8) est également accessible par l'intermédiaire de l'interface principale (Figure III-1 b)

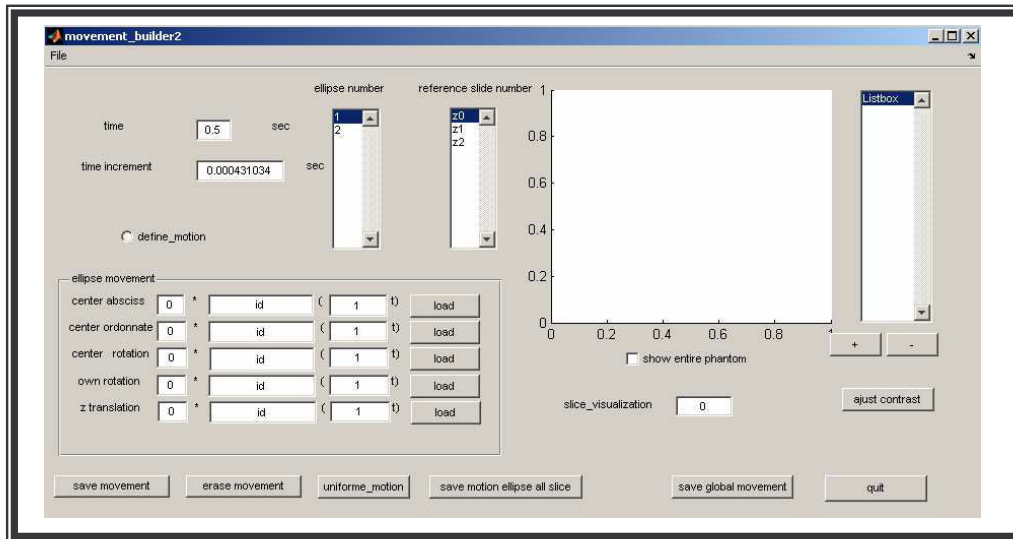


Figure III-8: Interface de définition du mouvement du fantôme

Le mouvement de chaque forme est indépendant l'un de l'autre. De plus, pour une même forme, le mouvement peut être différent dans tous les plans de références.

Actuellement, cinq types de mouvements peuvent être appliqués aux formes : translations x, y et z, rotation en z isocentre du CT et rotation propre de l'ellipse (Figure III-9).

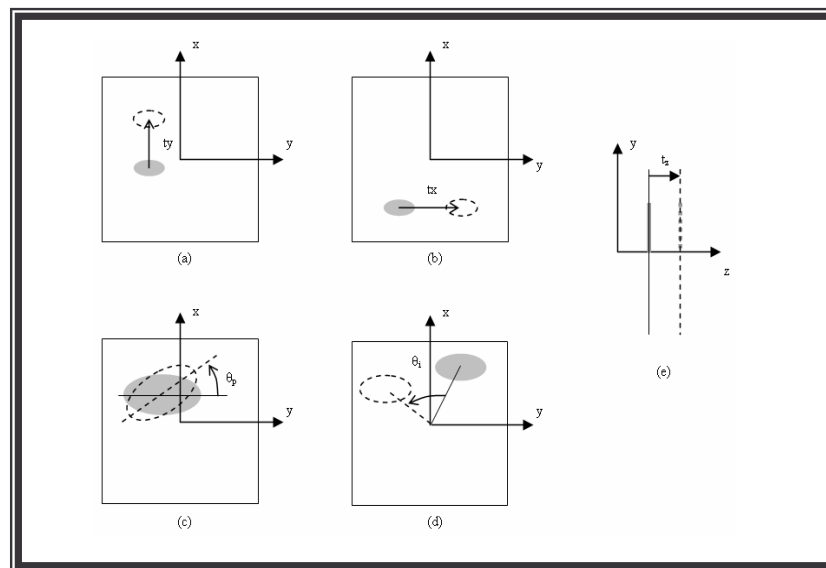


Figure III-9 : Visualisation des différents mouvements possibles pour la simulation dans le plan longitudinale translation x (a), translation y (b), rotation propre de l'ellipse (c), rotation en z isocentre du CT (d) et translation en z (e)

Tous les mouvements sont donnés par rapport à la position initiale (à t=0 de l'acquisition) de la forme. Les mouvements sont stockés dans une matrice 4D ayant comme paramètre : type du mouvement, n° de la projection, n° de l'ellipse, n° de la coupe de référence.

III.A.2.2 Intégration du mouvement dans la simulation

III.A.2.2.a Le maillage

Au niveau du programme de simulation, on travaille toujours sur les caractéristiques des formes. Pour chaque projection, le fantôme est reconstruit après détermination de ces nouvelles caractéristiques. Il faut noter que les caractéristiques fonctionnent en unités de mesures (dans notre cas en mm) et que le code fonctionne lui à partir de pixel. Par conséquent, la taille du pixel utilisé pour construire le fantôme doit être fixée avant la définition de celui-ci.

Le fantôme est défini à partir d'une matrice. La taille de celle-ci est alors déterminée par la résolution spatiale souhaitée et de la taille du champ de définition (Figure III-10), défini par l'utilisateur

$$\text{Taille}_{\text{matrice}} = \text{FOV} / R_s \quad \text{Équation III-4}$$

Taille_{matrice} : en pixels ;
R_s : Résolution spatiale en mm ;
FOV : champ de définition en mm

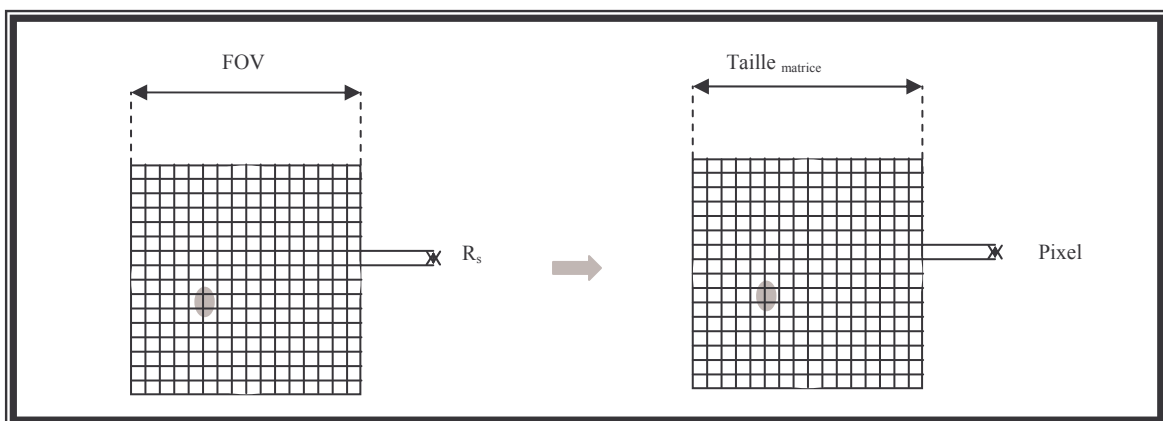


Figure III-10 : Paramètres physique et de simulation

La matrice image, ainsi reconstituée, sera alors la base de travail sur laquelle va s'effectuer le calcul des projections. La taille de la matrice est un facteur important au niveau de la

simulation en terme de temps de calcul. En effet, comme nous le verrons (III.A.3.1), plus la taille est importante plus le temps de calcul est important, d'où l'importance de bien définir ce critère afin d'optimiser le temps de calcul. Au niveau de la définition en z, le fantôme peut être reconstitué à toutes les positions z (I.A.2.1.a). Pour les acquisitions 3D, un incrément en z égal à la résolution spatiale axiale du fantôme, R_s , a été choisi.

Afin de posséder un champ de vue de calcul circulaire, classiquement utilisé, la taille de la $FOV_{\text{définition}}$ doit être adaptée. Ainsi, une zone « morte » dans la matrice de définition, où aucune forme ne doit être défini, est établie (Figure III-11, zone hachurée). Un champ de vue de calcul circulaire s'impose du fait que la partie hachurée n'est pas couverte par les rayons simulés à tous les angles de rotation.

Dans le cas où une forme se situerait dans la zone hachurée, la FOV_{calcul} ne correspond plus à la $FOV_{\text{définition}}$. Pour obtenir la FOV_{calcul} , une marge à la $FOV_{\text{définition}}$ est alors ajoutée afin de contenir toutes les formes (III.A.2.2.b)

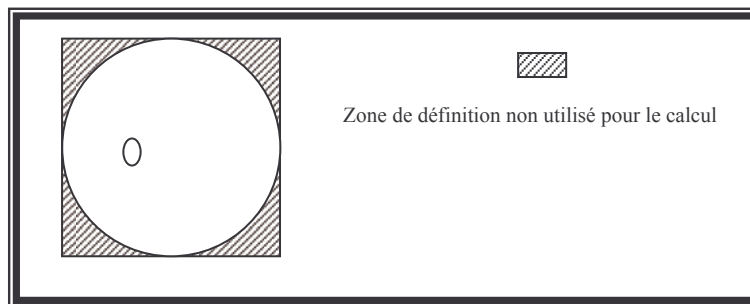


Figure III-11 : Délimitation de la zone de définition

III.A.2.2.b Adaptation de la taille de matrice en fonction du mouvement

Pendant l'acquisition, l'objet peut, du fait de son mouvement, sortir du champ de vue de définition du fantôme donc du champ de calcul. Ainsi, avant de lancer le calcul, il faut vérifier que toutes les formes à tous les plans de référence, définissant le fantôme, ne sortent pas de la zone de calcul.

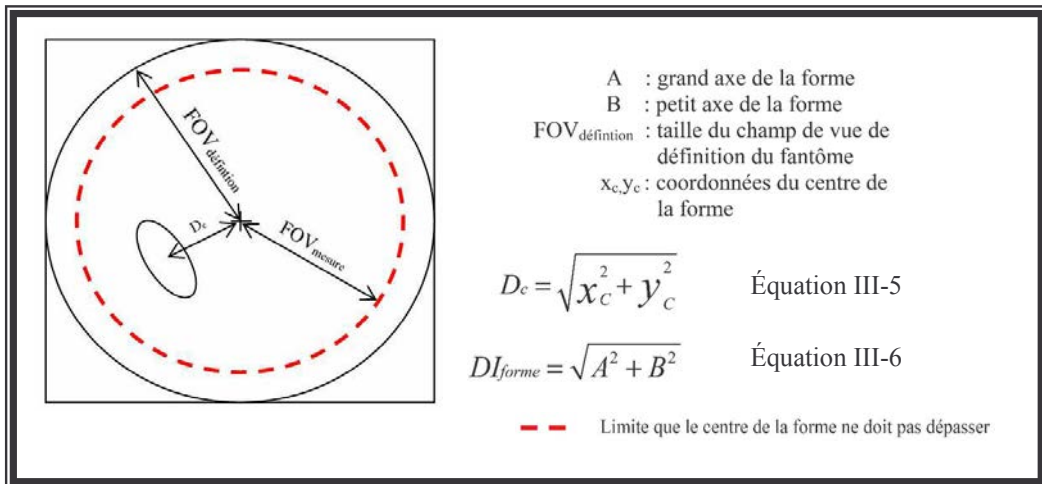


Figure III-12 : Conditions pour que la forme géométrique ne sorte pas de la zone de calcul

La condition à respecter pour avoir la totalité de la forme dans le champ de mesure est la suivante :

$$DI_{forme} + D_c < FOV_{définition} \quad \text{Équation III-7}$$

D'où $D_c < FOV_{mesure}$ Équation III-8 avec $FOV_{mesure} = FOV_{définition} - DI_{forme}$

Graphiquement le centre de la forme ne doit pas sortir du champ de vue du calcul (Figure III-12, représenté par le cercle en pointillé)

Les coordonnées de l'ellipse pendant la durée de la simulation sont déterminées.

$$X_c = [x_{c1}, x_{c2}, x_{c3}, x_{c4}, \dots, x_{cn}] ;$$

$$Y_c = [y_{c1}, y_{c2}, y_{c3}, y_{c4}, \dots, y_{cn}] ;$$

La distance entre l'isocentre et le centre de la forme (D_c) est alors calculée

$$D_c = [D_{c1}, D_{c2}, D_{c3}, D_{c4}, \dots, D_{cn}] ;$$

Avec $\forall i \in [1, n], D_{ci} = \sqrt{x_{ci}^2 + y_{ci}^2}$ Équation III-9

On vérifie alors que les D_{Ci} respectent tous la condition :

$$\forall i \in [1, n], D_{ci} < FOV_{mesure} \quad \text{Équation III-10}$$

Dans le cas contraire, la taille de la matrice image est agrandie pour contenir tout le fantôme. La dimension du champ de vue de calcul est donc estimée en tenant compte de l'amplitude maximale des translations subies par le fantôme.

$$D_c = FOV_{\text{mesure}}$$

$$D_c = FOV_{\text{définition}} - DI_{\text{forme}}$$

$$FOV_{\text{définition new}} = \max(D_{ci}) + DI_{\text{forme}} \quad \text{Équation III-11}$$

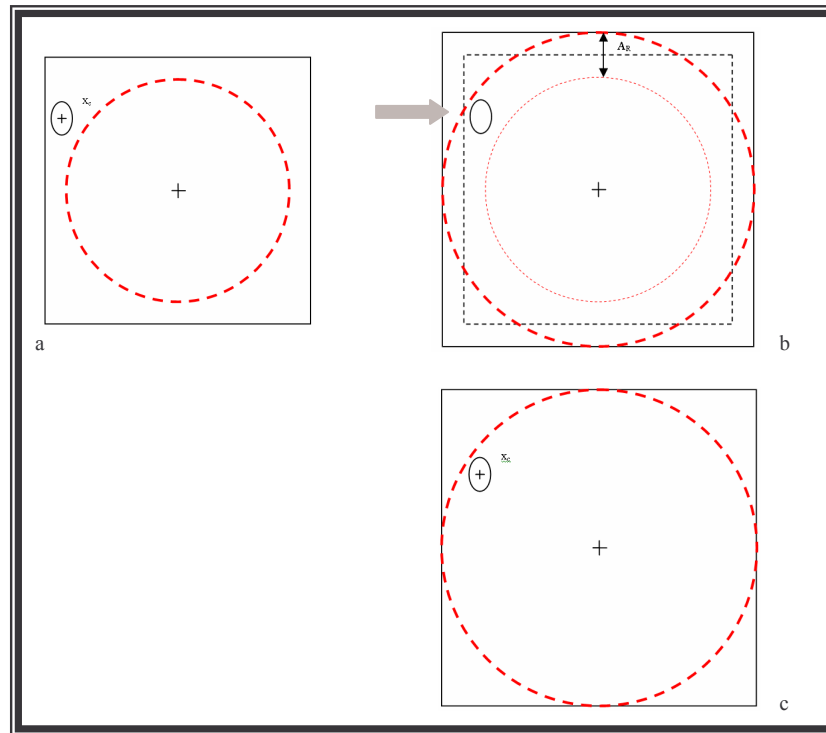


Figure III-13: Cas où une forme ne respecte pas la condition de non-sortie de la zone de calcul. (a) la forme est en dehors de la zone de calcul (b) la zone de définition est agrandie afin de contenir la forme (c) ainsi la forme est alors contenu dans la nouvelle matrice de définition

III.A.2.2.c Projection

Entre chaque projection, trois types de mouvement interviennent: le mouvement de la table, le mouvement de la source et le mouvement du fantôme.

Pour illustrer l'intégration du mouvement dans la phase d'acquisition, reprenons l'exemple de l'artère coronaire. Le fantôme est défini par deux ellipses sur 6 plans de références situées $z_1, z_2, z_3, z_4, z_5, z_6$ à l'instant initial. La source est à la position z_s pour un angle $\alpha=0$ à l'instant initial. (Figure III-3)

Supposons que l'on souhaite simuler une projection à l'instant t . Le fantôme pendant ce laps de temps a subi des modifications du fait de son mouvement propre (Figure III-14 a).

Les plans de références se sont déplacés se trouvant alors respectivement à $z'_1, z'_2, z'_3, z'_4, z'_5, z'_6$. La source se trouve à $z_{s,t}$

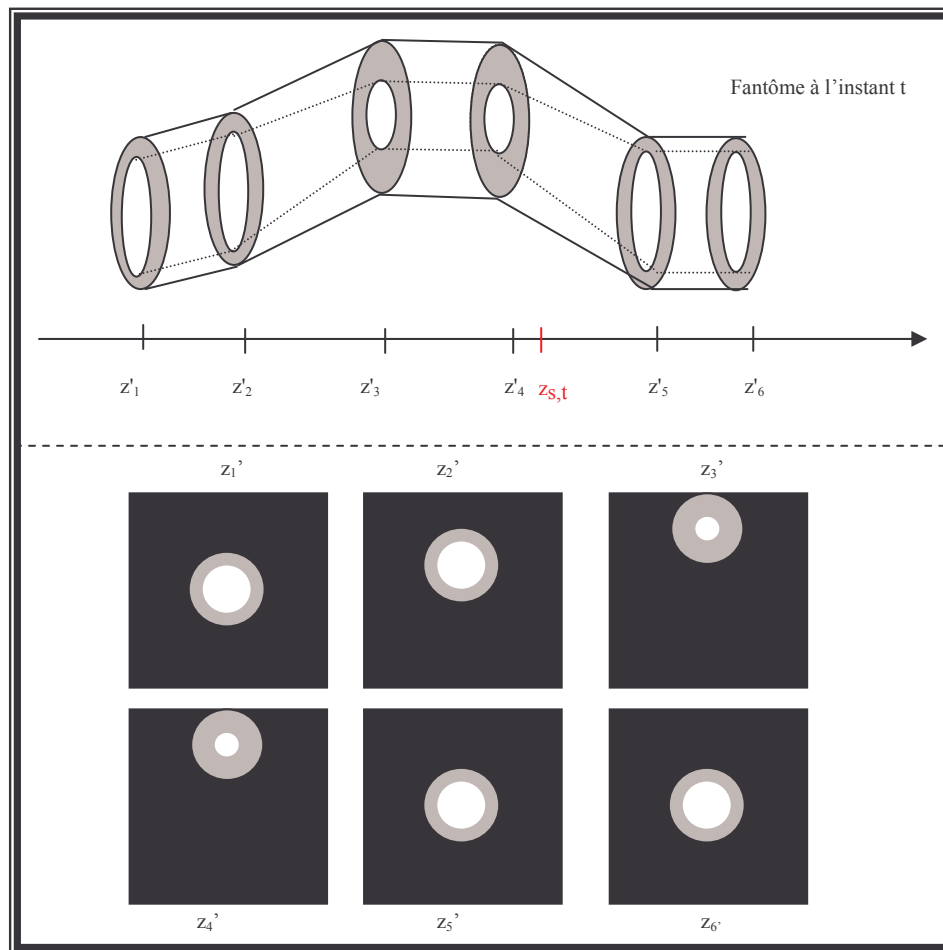


Figure III-14 : Fantôme d'artère coronaire à l'instant t en 3D (a) et sur ces plans de références (b)

Dans un premier temps, le mouvement de la table est appliqué en déterminant la position $z_{s,t}$ de la source à l'instant t . En effet, la position relative de la source en z par rapport à la table bouge du fait de l'avancée de la table pendant l'acquisition (sauf à $\text{pitch}=0$).

Ainsi, pour calculer $z_{s,t}$, la position initiale de la source $z_{s,t=0}$ et le déplacement de la table sont pris en compte:

$$\forall t \in [0, t_{\text{acquisition}}], \quad z_{s,t} = z_{s,0} + v_{\text{table}} \cdot t$$

Équation III-12

$z_{s,t}$: position de la source à l'instant t

$z_{s,0}$: position de la source à l'instant initial

v_{table} : vitesse de la table pendant l'acquisition

L'étape suivante consiste à intégrer le mouvement de translation en z pour chaque ellipse à tous les plans de références. Les nouvelles coordonnées des plans de référence pour chaque ellipse sont alors déterminées.

$$\forall i \in [1, n], \forall j \in [1, m], \forall t \in [0, t_{\text{acquisition}}], \quad z_{i,j}(t) = z_{i,j}(0) + tz_{i,j}(t)$$

Avec n : nombre d'ellipses
 m : nombre de plans de référence
 $tz_{i,j}$: translation z du $j^{\text{ème}}$ plan de référence pour la $i^{\text{ème}}$ forme
 $z_{i,j}$: coordonnée z du $j^{\text{ème}}$ plan de référence pour la $i^{\text{ème}}$ forme

Équation III-13

Notons que les positions des plans de références de chaque ellipse à l'instant initial sont identiques.

$$\forall i \in [1, n], \forall j \in [1, m], \quad z_{i,j}(0) = z_j(0) ; \quad \text{Équation III-14}$$

Dans notre exemple, on suppose que les ellipses, pour le même plan de référence initial, possèdent le même mouvement en z . Les positions des coupes de références sont alors : $z'_1, z'_2, z'_3, z'_4, z'_5, z'_6$

$$\forall i \in [1, n], \forall j \in [1, m], \forall t \in [0, t_{\text{acquisition}}], \quad z_{i,j}(t) = z_j(t) \quad \text{Équation III-15}$$

À l'instant où nous voulons simuler, nous avons

$$z_i(t) = z'_j$$

La position z de la source $z_{s,t}$ étant maintenant connue vis-à-vis des plans de référence, on recherche, pour chaque ellipse, les deux plans adjacents de référence auxquels vont être appliqués les autres mouvements (translation x , translation y , rotation propre, rotation isocentre).

Compte tenu de l'hypothèse de départ (pour le fantôme coronarien) supposant que les plans de références de chaque ellipse ont le même mouvement en z , on constate que quelque soit l'ellipse les plans adjacents sont z'_4 et z'_5 . A ces deux plans de référence, les mouvements sont alors appliqués (Figure III-16 b). Pour différents types de mouvement, différentes caractéristiques de l'ellipse sont alors modifiées (Tableau III-I)

Tableau III-I : Modification des caractéristiques de l'ellipse en fonction du mouvement

	centre	Axe	Angle axes
Translation x	oui	non	non
Translation y	oui	non	non
Translation z	non	non	non
Rotation propre	non	oui	oui
Rotation isocentre source	oui	non	non
source	oui	oui	oui

La dernière étape consiste alors à intégrer le mouvement de la source. Dans notre modèle de simulation, c'est le fantôme qui tourne autour de la source et non le contraire. Le mouvement de la source est alors intégré au niveau du mouvement du fantôme (Figure III-15 et Figure III-16 c).

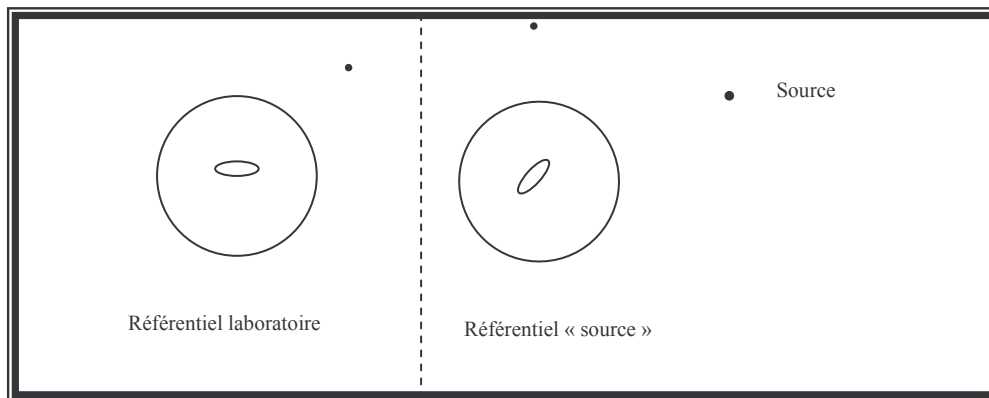


Figure III-15 : Le mouvement relatif de la source par rapport au fantôme est intégré dans le mouvement du fantôme. (a) fantôme visualiser dans le référentiel laboratoire (b) référentiel « source ». La source est donc fixe. Les caractéristiques des formes du fantôme (centre de l'ellipse, angulation des axes de rotation) sont alors modifiées.

A partir des nouvelles caractéristiques de la forme dans ces deux plans adjacents, les caractéristiques de la forme à $z_{s,t}$ sont alors déterminées par interpolation (III.A.2.1.a et Figure III-16 d)

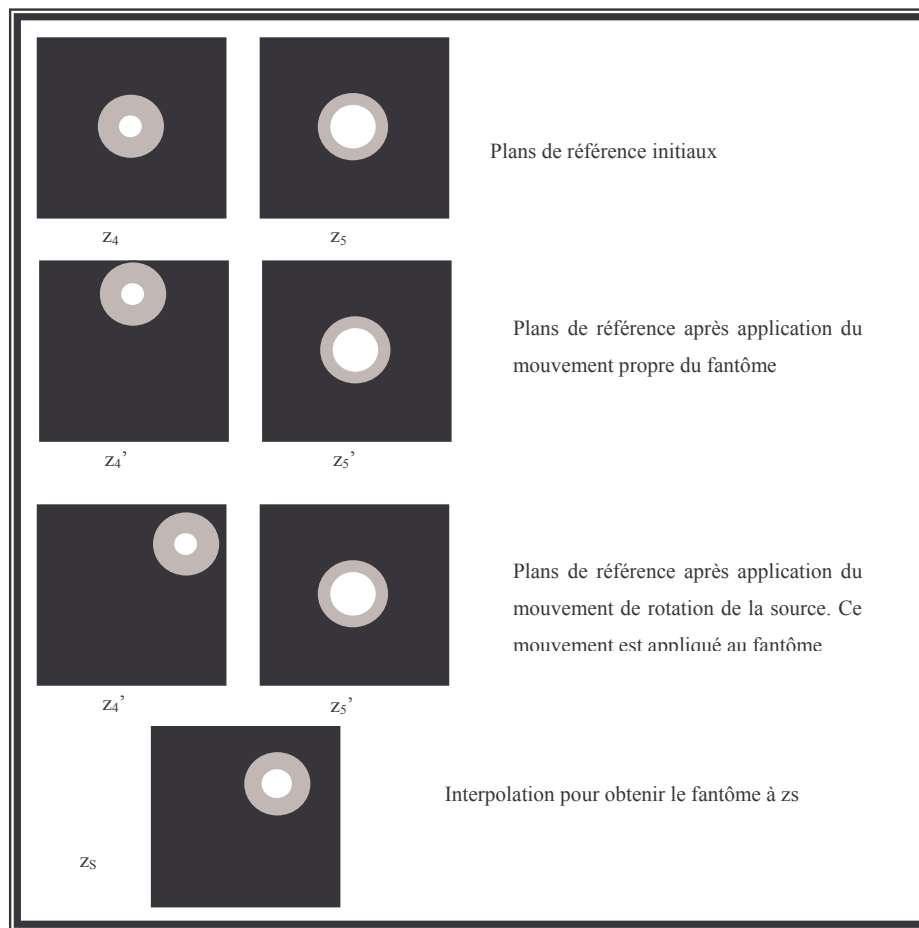


Figure III-16 : Application du mouvement pour les deux plans de références : mouvement propre du fantôme, mouvement de la source. Obtention de la matrice de calcul par interpolation entre les deux plans de référence.

Les différentes étapes exposées ci-dessus sont synthétisées (Figure III-17). On a tout d'abord une vérification de la zone de définition du fantôme et une détermination de chaque rayon de projection. Chaque projection est obtenue en répétant les différentes étapes exposées précédemment (Figure III-17, encadré pointillé).

En géométrie 3D, la seule différence vient du fait de reconstituer un volume à la place d'une image nécessaire au calcul des projections. Ainsi, pour reconstituer un volume, un certain nombre de coupes 2D axiales séparées par un incrément égal à la résolution axiale est reconstruit. Chaque coupe est alors reconstruite de la même manière qu'en 2D : détermination des deux plans de référence, application des différents mouvements (fantôme et source) et interpolation entre les deux plans références pour l'obtention de la coupe souhaitée.

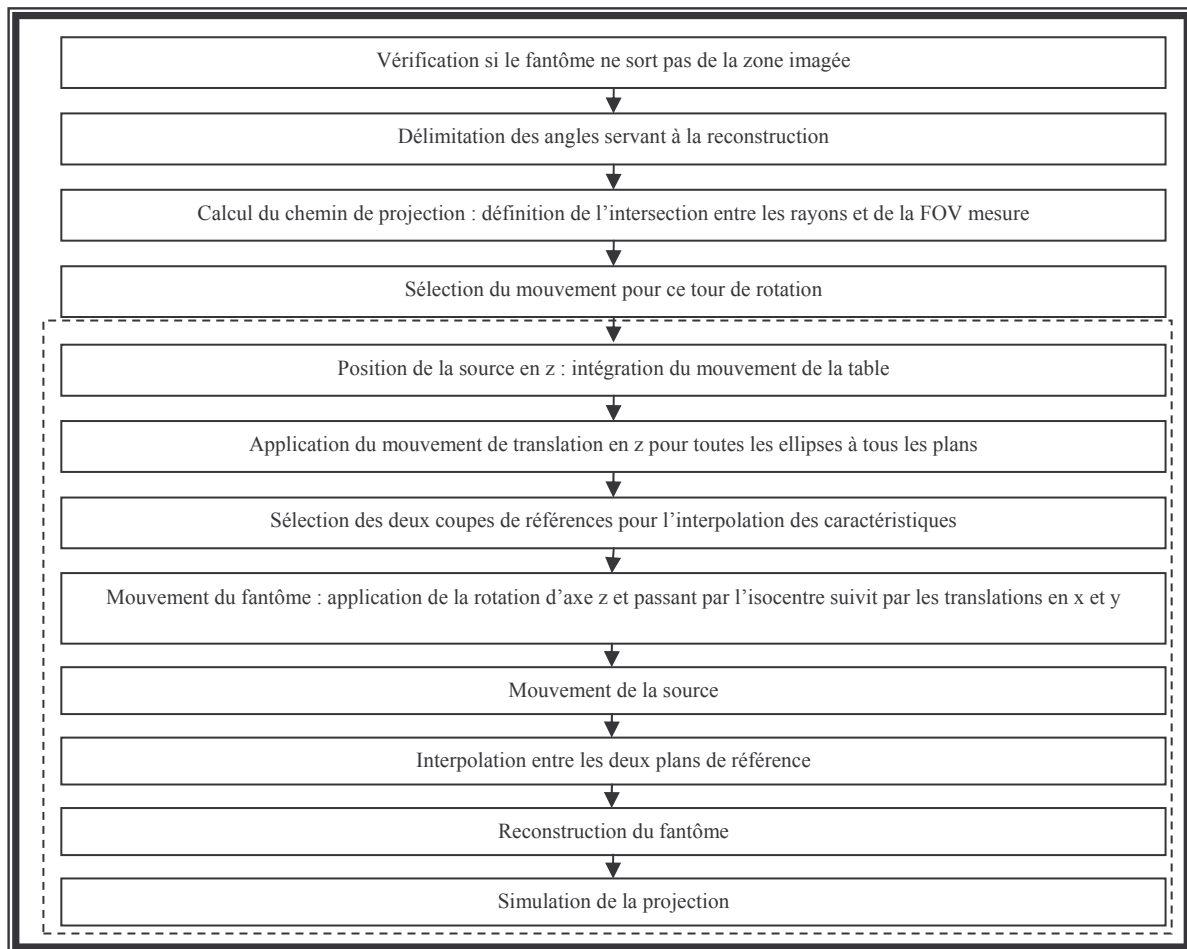


Figure III-17: Récapitulatif des différentes étapes La zone en pointillé représente toutes les étapes nécessaires pour l'obtention d'une projection

III.A.2.3 Le calcul de simulation

III.A.2.3.a Paramètres à définir

Avant de lancer toute simulation, il faut que les paramètres temporels et géométriques du scanner, que l'on veut simuler, soient définis au niveau de l'interface principale (Figure III-1)

Au niveau des paramètres temporels, deux valeurs sont à définir:

- Le temps de rotation du tube qui peut varier d'une seconde à 0.33 s pour les scanners les plus performants.
- L'incrément angulaire entre chaque projection. Il permet alors de fixer le nombre de projections pour un tour de rotation.

Pour les paramètres géométriques, nous avons :

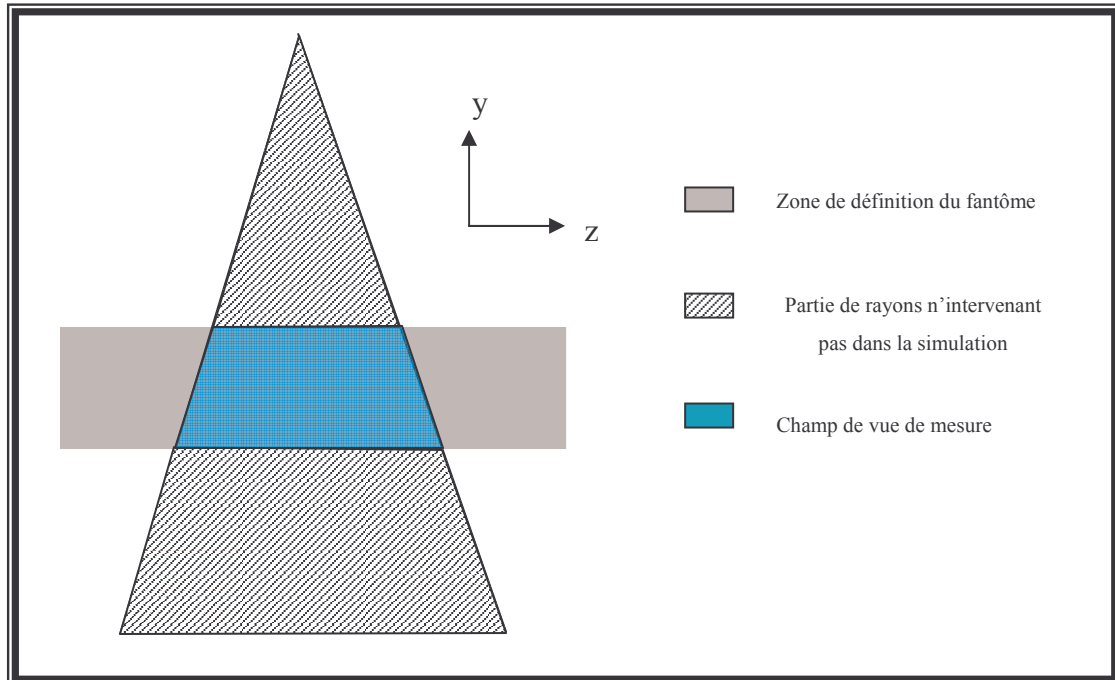
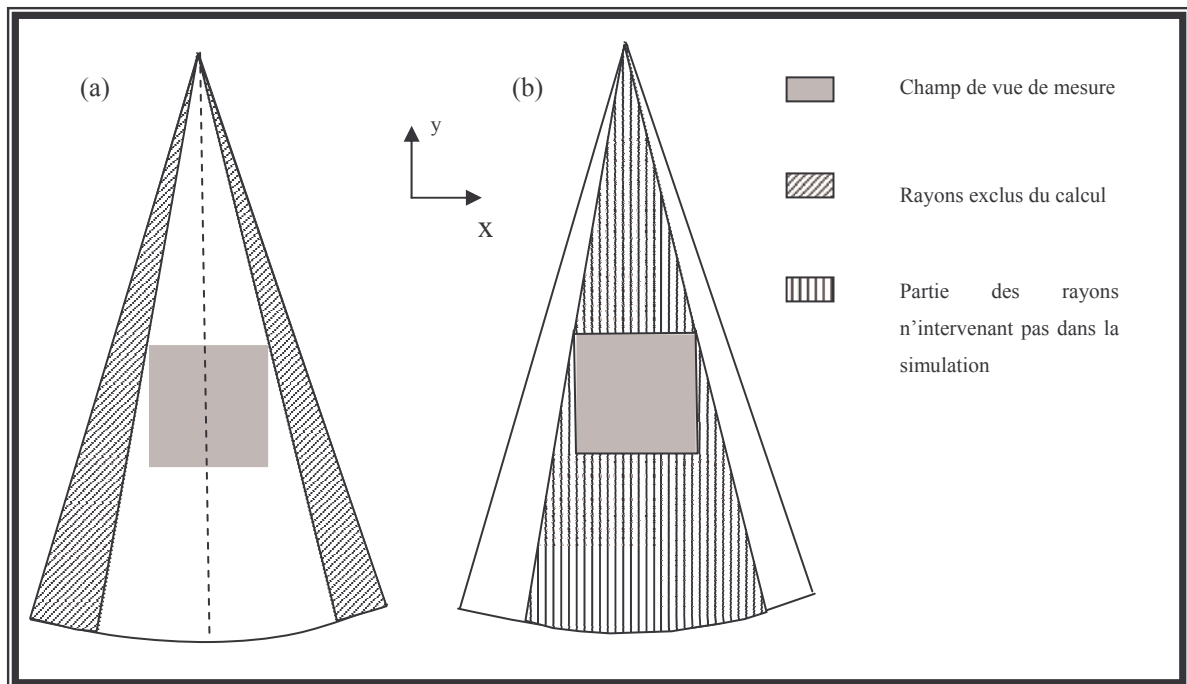
- l'angle de fanbeam qui définit l'angle d'ouverture du faisceau dans le plan image.
- La distance source/ isocentre du CT.
- L'espacement angulaire entre chaque détecteur sur l'éventail.
- L'avancée de la table pour les acquisitions spiralées ou hélicoïdales.
- La position initiale du fantôme

Pour le scanner multibarrettes, il est aussi nécessaire de connaître l'angle d'ouverture du faisceau dans l'axe de la table (angle de conebeam) ainsi que la taille et le nombre de détecteurs suivant l'axe z. Les paramètres par défaut correspondent aux caractéristiques du scanner Somatom Sensation 16 (Siemens, Erlangen, Germany).

III.A.2.3.b Limitation de la zone de calcul

Trois types de géométrie ont été intégrés : La géométrie parallèle, géométrie fanbeam et géométrie conebeam. Pour limiter le temps de calcul, les rayons traversant la FOV de mesure sont uniquement considérés. Si ceux-ci ne sont pas dans l'image, ils sont alors considérés égaux à 0 (équivalent air) (Figure III-18 a). D'autre part, pour la partie des rayons ne traversant pas la FOV, on considère qu'elle traverse de l'air (Figure III-18 b). Ainsi, le calcul s'effectue uniquement sur la FOV de mesure

Dans le cas de la géométrie conebeam, il faut également gérer les rayons à l'extérieur du plan de l'isocentre (Figure III-19). Contrairement aux rayons dans le plan x/y, l'hypothèse de départ suppose que tous les rayons composant le faisceau sur le plan y/z traverse la zone de calcul. Cette hypothèse peut s'expliquer par le fait d'une faible angulation longitudinale. Ainsi, dans le cas où une partie du faisceau n'intercepte pas la zone de définition du fantôme, le calcul est effectué en considérant qu'il traverse de l'air. Concernant la partie des différents rayons qui ne sont pas inclus dans la zone de calcul, on considère qu'il traverse de l'air. Ils n'interviennent donc pas dans le processus de simulation.



III.A.2.3.c Décomposition et calcul de rayon

De type déterministe, la simulation repose sur le principe des mesures des niveaux de gris dans l'image. Comme il a été précédemment exposé, trois types de géométrie ont été intégrés : la géométrie parallèle, géométrie fanbeam et géométrie conebeam.

En géométrie parallèle, une projection correspond à une transformée de Radon pour un angle particulier. Il suffit donc d'appliquer la transformée de Radon.

En géométrie fanbeam, la transformée de Radon ne correspond pas directement aux données obtenues. Pour reproduire les données obtenues avec ce type de géométrie deux solutions sont alors envisageables.

Une méthode indirecte de calcul, elle consiste à passer par un processus inverse à celui de la reconstruction. Ainsi, dans un premier temps, la transformée de Radon est calculée pour l'ensemble des angles. L'obtention des données « fanbeam » passe alors par une étape de réarrangement des données. Pour chaque projection, les opérations « transformée de Radon » et réarrangement des données doivent être répétées (10 s). En effet, entre chaque projection, en plus du mouvement de rotation de la source, la table et le fantôme possèdent un mouvement. Ceci a pour conséquence de changer le plan de coupe et de modifier la répartition spatiale des coefficients d'atténuation pendant l'acquisition. Ainsi, on est alors dans l'obligation de faire le calcul projection par projection, et non pas, comme en statique, où toutes les projections peuvent être obtenues en une seule fois. Pour réduire le temps de calcul, nous nous sommes alors orientés vers une autre solution : un calcul direct des projections. Le faisceau est décomposé en rayons élémentaires (Figure III-20). La décomposition du faisceau permet de produire des acquisitions fanbeam (2D) et conebeam (3D) et a l'avantage de se passer de la transformée de Radon. Le réarrangement traditionnel des données brutes utilisées pour le changement de géométrie est supprimé.

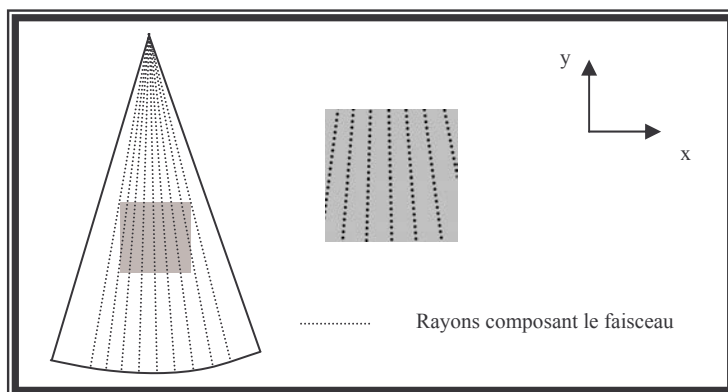


Figure III-20 : Décomposition du faisceau en rayon élémentaire.

Pour chaque rayon intervenant dans le calcul, l'intersection avec la FOV de mesure est déterminée. Ainsi, en géométrie fanbeam, le rayon est repéré par son angle β . Les points d'intersections sont alors $I_{\text{fovsup}} (x_{\text{fovsup}}, y_{\text{fovsup}})$ et $I_{\text{fovinf}} (x_{\text{fovinf}}, y_{\text{fovinf}})$ (Figure III-21)

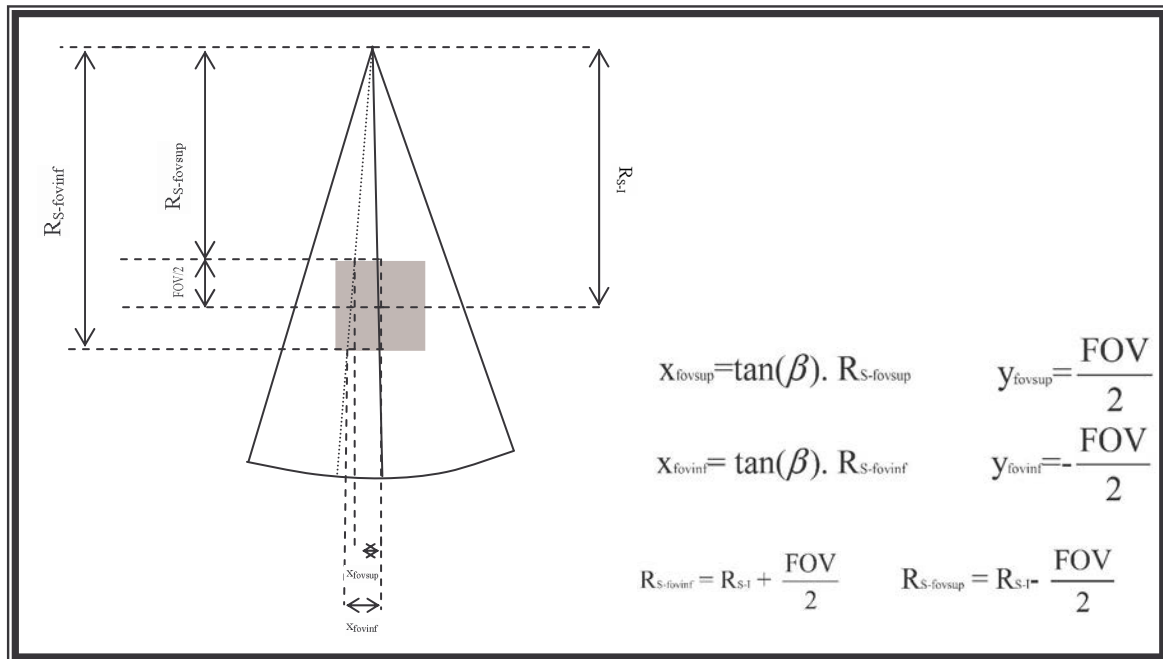


Figure III-21 : Exemple de calcul d'une intersection d'un rayon avec la FOV de mesure. Cas d'une géométrie fanbeam

Pour chaque rayon, le profil de niveau de gris le long de leur parcours dans la FOV_{mesure} est déterminé. L'opération suivante consiste à calculer l'intégrale ce profil. On a alors l'intégrale des valeurs de niveau de gris le long de chaque rayon dans la FOV de mesure. Plusieurs types d'interpolations ont été implémentés (Nearest, linear, cubic et spline)

En géométrie conebeam, de la même manière, l'intersection avec le volume de mesure est calculée. Le long du rayon inclus dans le VOI_{mesure}, l'intégrale des niveaux de gris est calculée.

III.A.2.4 Lien données brutes simulation/ données brutes scanner

Comme il a été précédemment exposé (II.A.2.1.a), les données obtenues en simulation ne correspondent pas directement aux données brutes obtenues avec des scanners. Ainsi, afin de se rapprocher le plus des conditions réelles, une étape mathématique supplémentaire doit être effectuée.

Ainsi les mesures simulées pour un rayon sont :

$$P_{\text{rayon simulé}} = \sum_{i \in \text{rayon}} (HU_{i,n} + 1) \cdot x_i \quad \text{Équation III-16}$$

Les données disponibles au niveau des données brutes en scanner sont :

$$I = I_0 \cdot \exp\left(-\sum_i \mu_i \cdot x_i\right) \quad \text{Équation III-17}$$

Or par définition, nous avons

$$\mu_i = \mu_{\text{eau}}(HU_{i,n} + 1) \quad \text{Équation III-18} \quad HU_{i,n} = HU_i / 1000$$

D'où pour l'équation

$$I = I_0 \cdot \exp\left(-\sum_i \mu_{\text{eau}}(HU_{i,n} + 1) \cdot x_i\right) \quad \text{Équation III-19}$$

Ainsi, le lien entre les données simulées et les données obtenues en scanner est le suivant :

$$I = I_0 \cdot \exp(-\mu_{\text{eau}} \cdot P_{\text{rayon simulé}}) \quad \text{Équation III-20}$$

III.A.3 Validation des procédés de simulation

III.A.3.1 Temps de calcul : influence des divers paramètres

Au niveau de la simulation, le facteur temporel est important. Plus il sera court plus elles pourront être sophistiquées. Le temps de simulation se partage entre deux étapes importantes:

- la création du fantôme : cette étape dépend du nombre de forme (ellipses ou rectangles) et également du maillage (taille du fantôme, taille de la maille)
- calcul des projections : cette étape dépend de la taille du maillage ainsi que du pas d'interpolation et du type d'interpolation

Ces temps de calcul ont été quantifiés pour un PC possédant les caractéristiques techniques suivantes : biprocesseur, 2 GMo de RAM, vitesse du processeur 3 Ghz. Il faut noter que le logiciel Matlab n'utilise qu'un seul processeur sur les deux disponibles sur le PC de simulation. Plus le nombre d'ellipses est important plus le temps de création du fantôme est

important. De même, le temps consacré à la création de la matrice fantôme augmente avec sa taille (Tableau III-II°).

Tableau III-II : Temps de création du fantôme (en secondes) en fonction de la taille de la matrice de définition et du nombre ellipses pour une simulation effectuée sur un tour de gantry (soit 1160 projections)

		Taille de matrice			
		100*100	200*200	400*400	600*600
Nombre ellipses	1	2	7	34	78
	2	4	13	61	141
	3	5	17	74	174
	4	5	21	88	205
	5	6	24	101	234
	6	7	27	113	265
	7	7	31	125	292
	8	8	34	137	321
	9	8	37	149	343
	10	9	40	161	371

Au niveau du calcul des projections, plus la matrice « fantôme » est importante plus le temps de calcul l'est aussi. D'autre part, le type d'interpolation utilisé pour déterminer les profils des rayons entrent en jeu. Ainsi, plus l'interpolation est « sophistiquée » plus le temps de calcul est important (Tableau III-III). Par ordre croissant de temps de calcul, nous avons : voisin, linéaire, cubique et spline. La méthode de calcul direct est plus rapide que la méthode de réarrangement utilisé en statique. En effet, pour obtenir une projection avec la méthode de réarrangement, le temps de calcul a été quantifié à 10 s soit un temps total de 11600 s pour obtenir une simulation sur un tour de gantry. Ce temps est alors largement supérieur à ceux quantifiés avec la méthode directe développée pour notre simulateur (Tableau III-III).

Tableau III-III : Temps de calcul (en secondes) en fonction du type d'interpolation et de la taille de la matrice de calcul pour une simulation effectuée sur un tour de gantry (soit 1160 projections)

		Taille de matrice			
		100*100	200*200	400*400	500*500
Type interpolation	Voisin	3	6	39	107
	Linéaire	4	10	42	142
	Cubique	7	26	107	256
	Spline	74	306	1300	2469

III.A.3.2 Validation statique

III.A.3.2.a Protocole

Pour la validation, les simulations ont été effectuées en géométrie fanbeam. Les caractéristiques temporelles et géométriques de simulations sont celles du Siemens CT SOMATOM Volume Zoom 16. Dans un premier temps, le calcul des projections en mode statique, sans mouvement de la table et du fantôme, a été validé

Les différents sinogrammes ont été comparés avec les expressions analytiques des projections.

Deux fantômes ont été alors utilisés :

- Le shepp-Logan [3] fantôme habituellement utilisée pour valider les algorithmes tomographiques (Figure III-22 a)
- Un fantôme utilisé pour une étude clinique (Figure III-22 b)

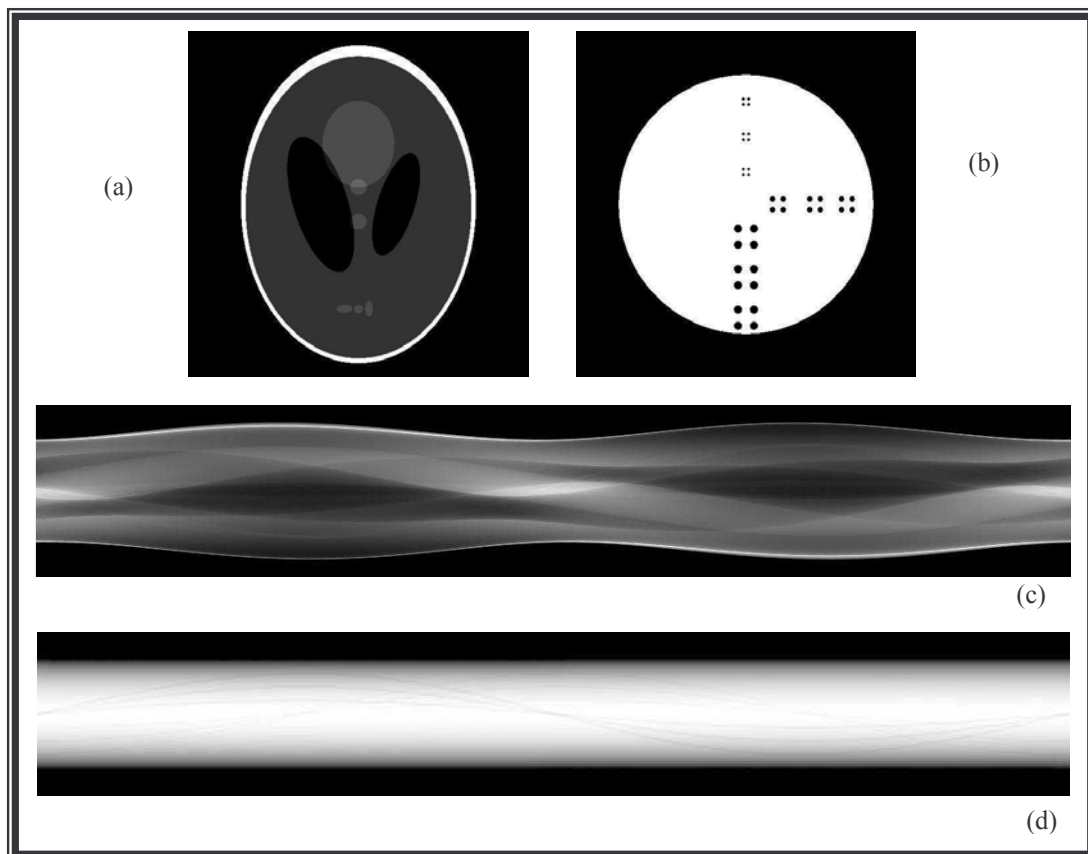


Figure III-22 Deux fantômes utilisés et leurs sinogramme en fanbeam. (a)(c) shepp-Logan et (b) (d) fantôme épaule

Pour comparer ces données, trois mesures de similarité sont utilisées : Ecart type, Coefficient de corrélation et Information mutuelle

- Ecart type

L'écart type ou déviation standard, noté σ , est un critère de dispersion. Il mesure l'écart à la moyenne observée. Mathématiquement, il correspond à la moyenne quadratique des écarts entre les valeurs observées et la moyenne de ces valeurs observées.

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (A_i - \bar{A})^2} \quad \text{Équation III-21}$$

où x_i sont les valeurs du caractère, n_i les effectifs et \bar{x} la moyenne. Pour deux images identiques, l'écart type est égal à zéro. Il est d'autant plus élevé que les deux images sont indépendantes.

- Coefficient de corrélation

Le coefficient de corrélation est utilisé pour mesurer le degré de liaison entre deux variables, ici il s'agit de l'intensité des images. Il est compris entre -1 et 1. Plus les images comparées seront proches l'une de l'autre, plus le coefficient de corrélation sera proche de 1.

$$CC = \frac{\sum_i (A(i) - \bar{A})(B(i) - \bar{B})}{\{\sum_i (A(i) - \bar{A})^2 \sum_i (B(i) - \bar{B})^2\}^{1/2}} \quad \begin{cases} \bar{A} : \text{moyenne de A} \\ \bar{B} : \text{moyenne de B} \end{cases} \quad \text{Équation III-22}$$

- Information mutuelle

Pour calculer l'information mutuelle, on définit l'histogramme conjoint de deux images I et J, HIST_{ij}, qui recense les pixels qui sont d'intensité i dans l'image I et d'intensité j dans l'image J. Si les deux images sont identiques, cet histogramme est une droite (la bissectrice des axes i et j). A partir de cet histogramme, on déduit la probabilité p_{ij} de trouver un pixel d'intensité i dans I et d'intensité j dans J, ainsi que les probabilités marginales p_i et p_j . L'information mutuelle se définit alors par :

$$MI = \sum_{i,j} p_{ij} \log \frac{p_{ij}}{p_i p_j} \quad \text{Équation III-23}$$

III.A.3.2.b Résultats

Deux types d'analyse peuvent être effectuées. D'une part, elle peut être effectuée de manière qualitative par l'intermédiaire de l'histogramme conjoint. Idéalement, pour des images identiques, l'histogramme conjoint est une droite. Ainsi, la comparaison des différents histogrammes conjoints obtenus permet d'apprécier la méthode qui se rapproche le plus de la solution idéale donnée par l'expression analytique (Figure III-23).

Ainsi, de manière visuelle, les meilleurs résultats ont été obtenus pour la « fonction fanbeam » que nous avons développée. Notons que la méthode de calcul direct utilisée par le simulateur donne généralement de meilleurs résultats que la méthode de réarrangement utilisée par la fonction « fanbeam » de Matlab (Figure III-23).

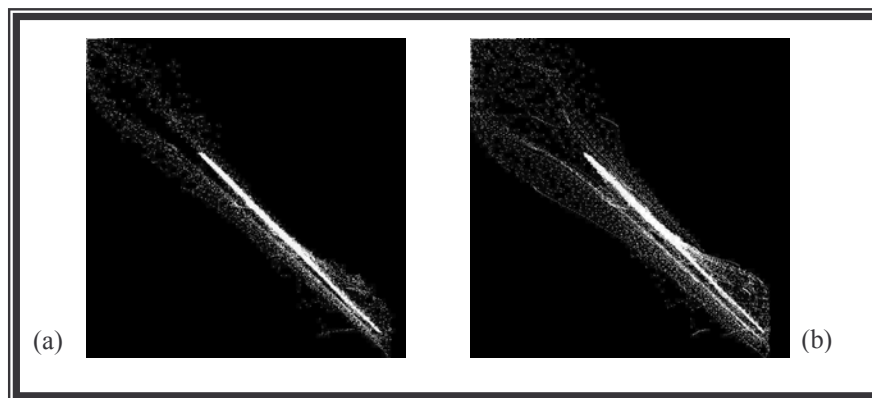


Figure III-23: Histogrammes conjoints de l'image de référence avec les images reconstruites avec notre fonction "fanbeam_projection" en interpolation linéaire et la fonction "fanbeam" de matlab (b)

Pour l'ensemble des mesures de similarité, l'interpolation linéaire constitue la meilleure interpolation. La méthode de projection calculée a été validée à partir des projections 2D. Notre projection fanbeam a donné de meilleurs résultats que la fonction standard fanbeam de matlab (Tableau III-IV).

Tableau III-IV : Critère de similarité pour le Shepp Logan (référence : expression analytique des projections)

	Ecart/type	Corrélation	Information mutuelle
Matlab fanbeam	2,68	0,9975	3,61
Nearest	1,92	0,9987	3,33
Linear	1,80	0,9989	3,66
Cubic	1,83	0,9988	3,60
Spline	1,85	0,9988	3,58

Il est possible de réduire les différences entre notre simulation et l'expression analytique en augmentant la résolution spatiale de l'image native. Cependant, cette plus grande précision augmente le temps de calcul.

III.A.3.3 Validation dynamique

La validation des acquisitions dynamiques est aussi fournie pour des mouvements simples et complexes. Par exemple, pour tester la rotation en z du fantôme, une simulation peut être faite avec une z rotation du fantôme égale à la rotation du tube. En effet, dans ce cas de figure, la projection devrait être la même pour tout les angles de projections.

D'autre part, dans l'interface utilisateur, les mouvements de fantômes peuvent être visualisés avant le commencement de chaque simulation.

Finalement, les données brutes de simulation corrompues par le mouvement ont été reconstruites. Les images ainsi obtenues ont été comparées à des images d'une étude clinique. Ainsi que ce soit en simulation ou en « réel », les mêmes artefacts « papillons » sont observés

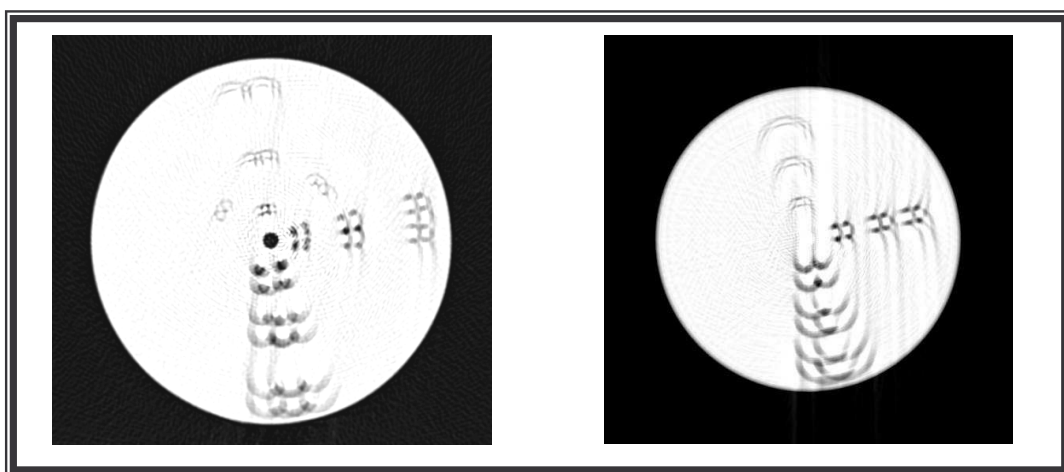


Figure III-24 : Comparaison des images obtenues en simulation et images en réelles

III.B La plateforme de mouvement

Ce chapitre est le fruit d'un encadrement et d'un travail effectué en collaboration avec M^r Romain Grosjean, étudiant de Master science de la vie & de la santé et M^{lle} Céline Lorentz étudiante M₁ GEII

III.B.1 Présentation

III.B.1.1 Introduction

Pour reproduire les mouvements physiologiques, une des solutions envisageables est la création d'une plateforme dynamique (Figure III-25). Simulant les mouvements physiologiques de type cardiaque, et pouvant déplacer des fantômes CT standard lors d'une acquisition tomodensitométrie, cette plateforme permet de s'approcher des conditions cliniques. Ainsi, des artefacts tels que le durcissement du faisceau ou des phénomènes physiques comme le bruit qui ne sont pas actuellement intégrés à la simulation, sont présents dans les acquisitions effectuées avec la plateforme de mouvement. Un tel système doit permettre d'étudier l'influence de la vitesse de déplacement des artères coronaires sur la qualité de l'image et tester les algorithmes de reconstruction d'images.

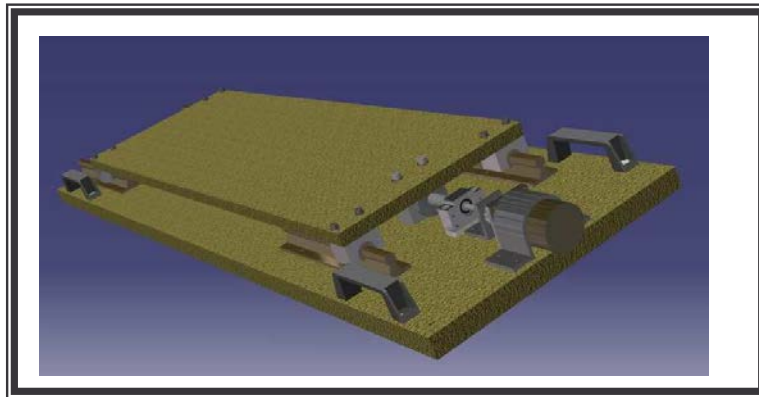


Figure III-25: Dessin préliminaire de la plateforme de mouvement

III.B.1.2 Système de mise en mouvement existant

Pour s'approcher le plus de la réalité physiologique, certaines études ont développé des fantômes cardiaques dynamiques. La majorité des fantômes rencontrés est utilisée en

médecine nucléaire où l'influence des mouvements est encore plus importante qu'en tomodensitométrie (temps d'examen est plus long) [82-88]

La présence d'éléments métalliques sur la plupart d'entre eux fait qu'aucun n'est adapté pour une étude en tomodensitométrie. En effet, le métal possède un coefficient d'absorption aux RX très important et génère de ce fait des artefacts sur l'image.

Certains fantômes cardiaques dynamiques, utilisés dans des études de validation en tomodensitométrie, ne simulent pas les mouvements cardiaques à proprement parler mais les variations volumiques d'un ou de deux ventricules [86, 89-91] (Figure III-26). Or, dans de tels systèmes, la variation volumique du ventricule durant le cycle cardiaque est approximative entraînant, par conséquent, une non maîtrise du mouvement effectué.

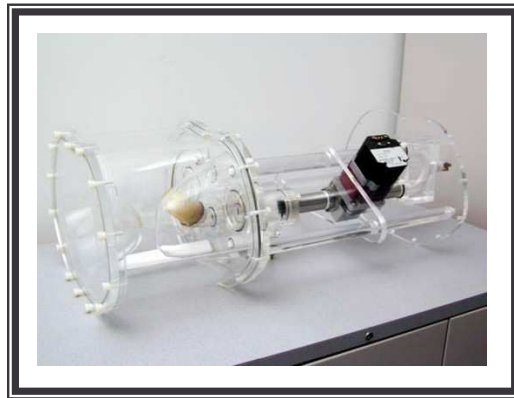


Figure III-26: Fantôme cardiaque dynamique utilisé dans l'étude Nguyen [86]

Tous les fantômes dynamiques rencontrés, simulant les mouvements cardiaques et/ou respiratoires en les décomposant en translations et/ou rotations, ne permettent pas de déplacer des masses importantes et par la même des fantômes tomodensitométriques standards [15, 91-96] (Figure III-27).

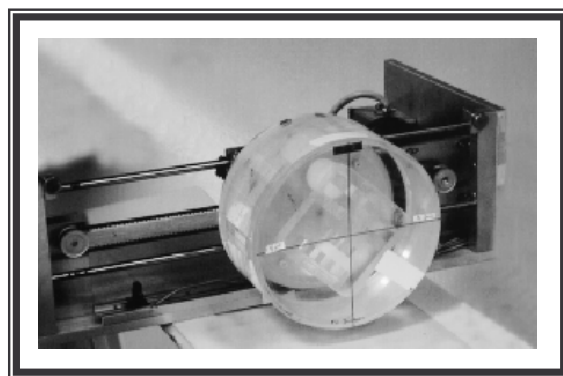


Figure III-27: Fantôme cardiaque dynamique utilisé dans l'étude McCollough [15]

Au départ de ce travail, il n'existait donc, à notre connaissance, aucun fantôme dynamique permettant de simuler les mouvements respiratoires et/ou cardiaques suffisamment robuste pour déplacer des fantômes tomographique standard utilisés en statique.

III.B.1.3 Types de mouvements et contraintes

Comme il a été précédemment exposé, le mouvement qui nous intéresse plus particulièrement est celui des artères coronaires. Il est la résultante de la contraction cardiaque et de la respiration. Le système à concevoir doit idéalement simuler ces types de mouvement qui possèdent des caractéristiques différentes (II.B.1).

- Mouvement respiratoire : vitesses et accélérations modérées
- Mouvement cardiaque : vitesses et accélérations importantes

Pour un segment d'artère coronaire, le mouvement global qui en résulte peut en première approximation être décomposé en une combinaison de rotations et de translations (Figure III-28 a, b). Dans un premier temps, il a été choisi de reproduire les mouvements suivant l'axe z : mouvements de rotation et de translation. En effet, d'après la littérature, le mouvement en z constitue la principale composante du mouvement de respiration

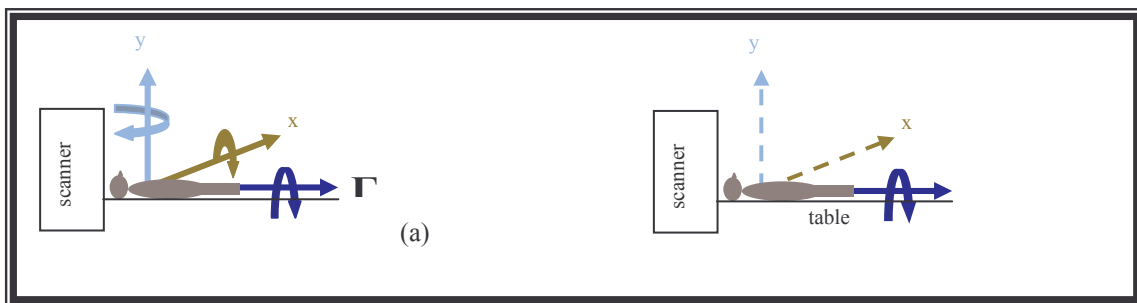


Figure III-28: Décomposition du mouvement à reproduire (a) Rotations et translations permettant de décomposer au mieux le déplacement du cœur. Idéalement, le système devrait permettre de décomposer les mouvements respiratoires ainsi que ceux propres au cœur à l'aide de trois translations et trois rotations. (b) Mouvements minimaux à recréer. Dans un premier temps, le système doit permettre un déplacement en translation suivant z et une rotation d'axe z

La conception d'une telle plateforme, utilisable en tomographie et reproduisant des mouvements de type cardiaque, est donc assujettie à des contraintes. D'une part, les caractéristiques dynamiques du mouvement imposent l'utilisation d'un moteur capable de les reproduire. D'autre part, la mise en place d'un système de guidage performant et de systèmes

de mesures, interne et externe, est nécessaire pour une parfaite maîtrise et connaissance du mouvement. De plus, pour s'adapter aux spécificités de la tomodensitométrie, en terme d'acquisition et de fantômes, la plateforme ne doit pas posséder de partie métallique dans la zone d'acquisition tout en pouvant mouvoir des poids assez important (30 kg max). La protection aussi bien de la plateforme que du matériel environnant doit être assurée. Pour finir, cette plateforme a vocation d'être un outil évolutif. Ainsi, la possibilité d'intégrer d'autres types de mouvements doit être intégrée au processus d'étude.

III.B.2 Fonctionnement

La plateforme de mouvement peut se décomposer en deux parties : le partie support matériel réalisant le mouvement et la partie logiciel permettant la commande du mouvement (Figure III-29).

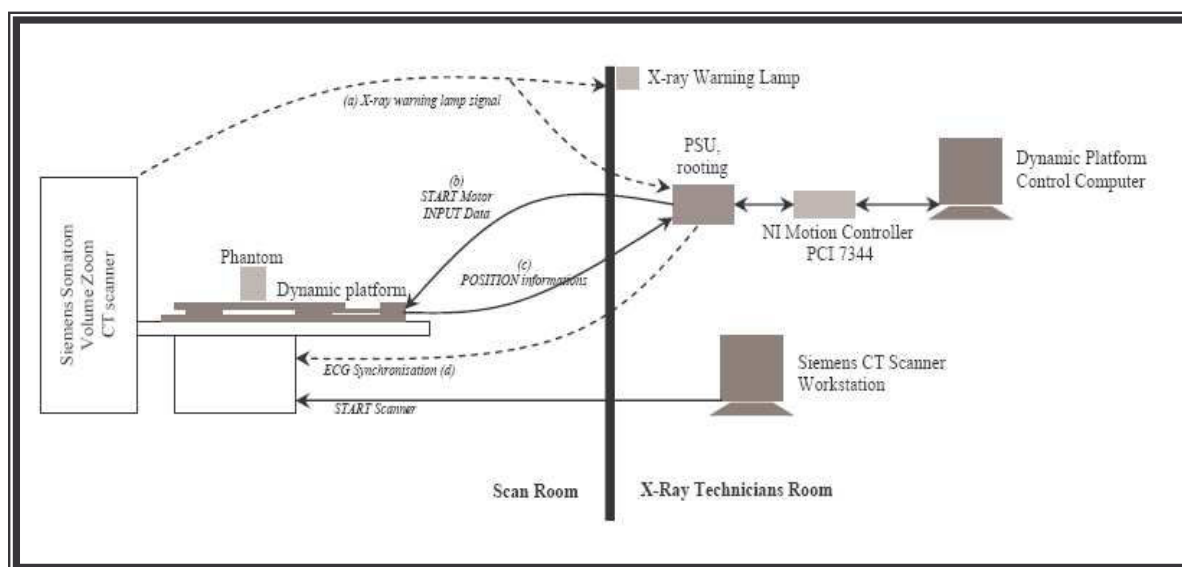


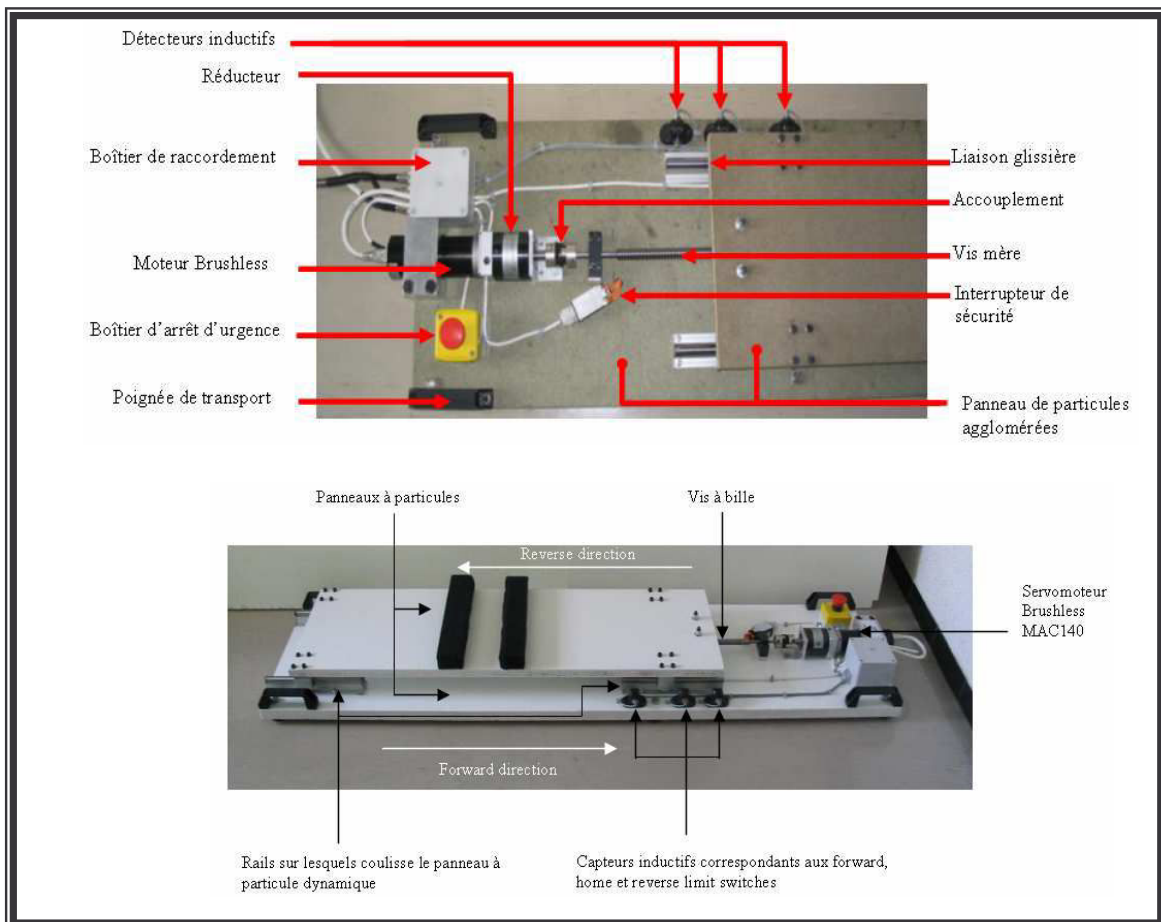
Figure III-29 : le PC de contrôle de la plateforme dynamique est placé dans la salle de console. Le premier signal (a) est le signal de la lampe d'attention source active. Elle est envoyée au début de l'acquisition pour prévenir que le tube à RX est en fonctionnement. Le second signal (b) est l'entrée des consignes données au moteur. Le signal (c) est le retour du codeur permettant de connaître la vitesse et la position de la plateforme. Le dernier signal est le signal de synchronisation ECG permettant la sélection des données pour les acquisitions cardiaques.

III.B.2.1 Support matériel

III.B.2.1.a Description Générale

Elle est composée de deux panneaux de particules agglomérées. Le panneau inférieur, statique, sert de support au système de translation qui est réalisé grâce à un moteur Brushless (voir ci-dessous) couplé à un réducteur (Riduttori MP-TR). A l'aide d'un accouplement (Oldham BGC 25), ce dernier met en rotation une vis mère qui entraîne la translation du deuxième panneau. La stabilité de la translation est assurée par quatre liaisons glissières. La sécurité de l'utilisateur et la prévention du matériel environnant sont assurées par la présence de deux interrupteurs de sécurité (Siemens 3SE22001E), trois détecteurs inductifs de position (Infra ISS34-2) et un boîtier d'arrêt d'urgence (Schlegel IRFQ) (Figure III-30).

La plateforme permet ainsi une translation maximale de 16 cm en z (convention scanner) avec des vitesses pouvant atteindre 50 mm.s^{-1} , ce qui permet de simuler le mouvement de quasiment toutes les artères coronaires selon l'axe z.



Un boîtier électrique, réalisé au sein du laboratoire, assure un apport en électricité aux détecteurs inductifs et au moteur ainsi qu'une connexion à l'ordinateur de contrôle (Figure III-31).

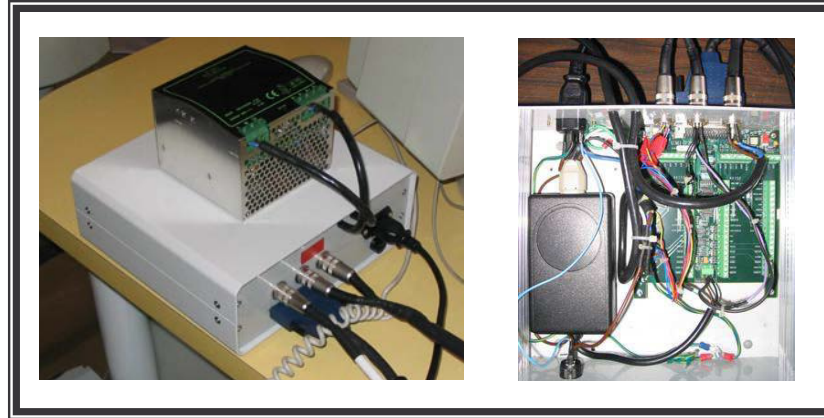


Figure III-31 : Boîtier d'alimentation de la plateforme

III.B.2.1.b Description des différents éléments

- Choix du matériau présent dans le champ d'acquisition

Divers matériaux ont été testés pour la composition des panneaux. Initialement prévu en plexiglas, habituellement utilisé pour la fabrication des fantômes en tomographie, nous avons opté pour des panneaux de particules agglomérées. En effet, ils possèdent un nombre de Hounsfield (- 453,9 HU), donc une absorption aux RX plus faible que le plexiglas (110,4 HU) (Figure III-32). Leur utilisation permet donc de minimiser l'absorption due à la plateforme. Différents tests ont également permis de valider l'absence d'artefacts dus à la présence de métal dans la zone d'intérêt (Figure III-32).

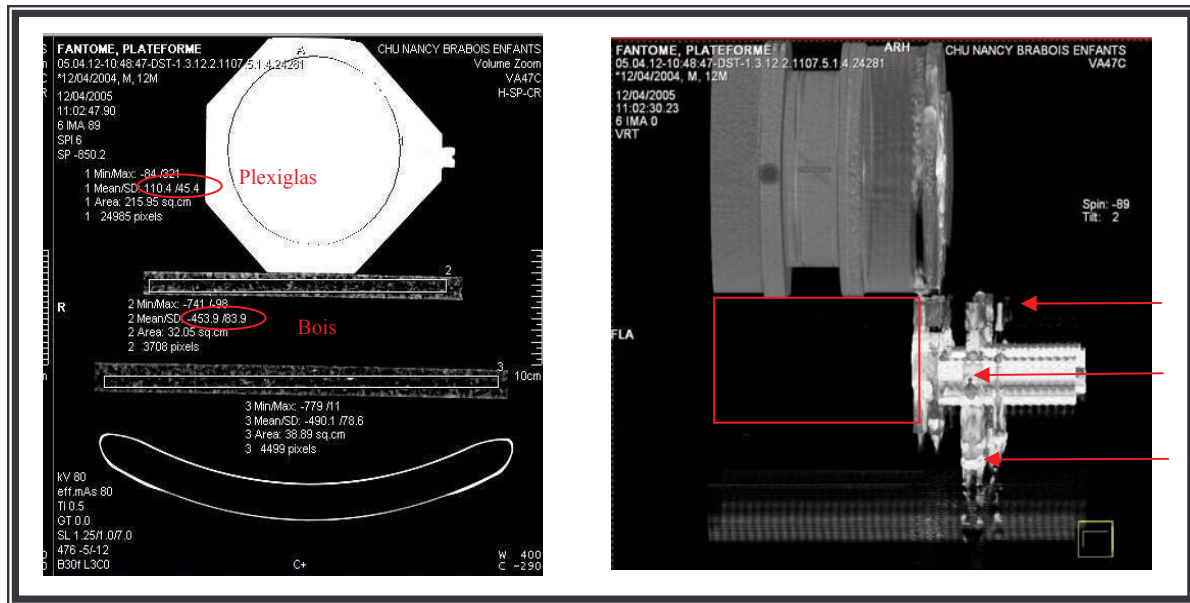


Figure III-32: Acquisitions avec mêmes paramètres. Avec fenêtrage différent (fenêtrage standard C40W400 à gauche, fenêtrage C-341W400 permettant de visualiser les plaques à droite). Le bois et le plexiglas présente respectivement des nombres de Hounsfield de - 453,9 et de 110,4. Dans le cadre rouge, zone d'acquisition dans laquelle est placé le fantôme anthropomorphe. Les artefacts dus au métal ne s'y propagent pas. Les flèches rouges indiquent les artefacts métalliques.

- Choix du moteur pour le mouvement

Le moteur utilisé pour mettre en mouvement la plateforme est un servomoteur brushless JVL MAC 140 (Transtechnik) dont la vitesse peut varier entre 0 et 4000 tr/min. Ce moteur possède un codeur incrémental intégré permettant d'avoir un retour d'information et par conséquent une connaissance totale du déplacement de la plateforme. La configuration initiale du moteur s'est effectuée via le logiciel JVL « Mac Talk » (Transtechnik).

- Capteurs de position et de mouvement (Figure III-33)

En plus du codeur intégré, la mise en place des détecteurs inductifs permet également un retour d'information sur la position de la plateforme. Ils sont de type PNP NF (Normalement Fermés) fonctionnant en 12 VDC avec 3 fils de sortie. Ils sont utilisés pour mettre la plateforme en position initiale avant l'envoi des consignes. Ils ont également un rôle de sécurité. Deux d'entre eux (reverse et forward) représentent les limites de position qui ne

peuvent être franchies au risque de faire sortir les glissières de leurs rails. Le troisième permet de placer la plateforme au milieu, en position initiale, afin que toutes les consignes de type sinusoïdales puissent être exécutées dans les meilleures conditions.

Etant donné que la carte NI PCI 7344 (cf III.B.2.2), utilisée pour la commande du moteur, accepte au niveau de ses entrées une plage de tension entre 0 et 12 V, les capteurs (10-30 VDC) sont alimentés en 12 V.

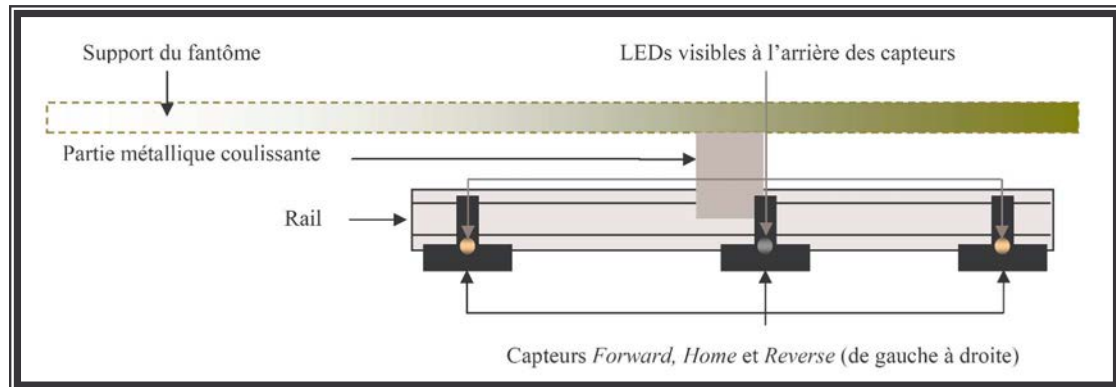


Figure III-33 Schéma des capteurs lorsque la plateforme est en position initiale La partie métallique à détecter par les capteurs est large de quelques centimètres. Pour cette raison, le capteur central, correspondant au home input, n'est pas situé au milieu du rail. En effet c'est le support du fantôme et non le capteur qui doit se trouver au milieu du rail. Le système est conçu pour que la plateforme soit en position initiale lorsque l'arrêt droit de la partie métallique coulissante est détectée par le capteur central. Lors de la mise en position initiale de la plateforme, le programme recherche d'abord le capteur reverse (droite), puis le forward (gauche) et enfin le home (milieu) ce qui permet d'arriver par la gauche sur ce capteur.

De plus, en cas de panne informatique toujours possible, deux interrupteurs de sécurité (Siemens 3SE22001E) sont installés en extrémité de plateforme. Au moindre contact mécanique, le moteur s'arrête. Un boîtier d'arrêt d'urgence (Schlegel IRFQ) a également été installé sur la plateforme.

III.B.2.2 Logiciel et interfaces utilisateurs

III.B.2.2.a Présentation

La commande du moteur, assurant le mouvement de la plateforme, est contrôlée par ordinateur via une carte «motion controller» PCI 7344 (National Instrument, Tx, USA).

Cette carte est spécialement conçue pour commander, en mode position ou vitesse, un servomoteur suivant un mouvement bien défini. Elle permet de commander jusqu'à quatre moteurs indépendamment les uns des autres (4 axes), en envoyant des tensions de $\pm 10V$ sur des sorties analogiques prévues à cet effet. Elle est conçue d'après une architecture biprocesseur, utilisant un Motorola MC68331 real-time 32-bit CPU combinée à un Analog Devices ADSP-2185 Digital Signal Processor (DSP). Elle dispose de capacité informatique (RAM et ROM) permettant une programmation directe sur la carte (onboard programs). Le moteur a été configuré en mode « Analog velocity with deadband ». La bande morte (« deadband ») permet d'éviter de subir les petites variations dues aux perturbations.

Une interface de contrôle/commande a été réalisée afin de permettre à l'utilisateur d'avoir une parfaite maîtrise des éléments de la plateforme. L'environnement LabVIEW (National Instrument, Tx, USA) a été choisi pour la partie software. L'ajout d'une bibliothèque spécifique « Flexmotion » est nécessaire. En effet, les fonctions incluses dans cette librairie permettent de configurer la carte et de faire le lien avec les différents éléments du système (moteur, codeur, capteurs...). La programmation sous LabVIEW se fait de manière graphique, en reliant les différentes variables avec les fonctions appropriées. Le programme principal ne contient que des boucles et des appels de sous-programmes qui se chargeront d'appeler les fonctions nécessaires. Accessoirement, le programme principal gère également les changements d'interfaces.

Le lien entre les deux parties de la plateforme, matériel et logiciel, se fait par l'intermédiaire du bornier UMI-7764. En chaîne directe (Figure III-34), la sortie « Motion I/O » de la carte est reliée au bornier. La consigne au moteur est alors envoyé sous la forme d'un signal analogique.

En retour (Figure III-34), compte tenu du choix d'un moteur de type servomoteur brushless, un retour est nécessaire du fait de la commande en boucle fermée. Ainsi, les signaux du codeur sont envoyés vers la carte via le bornier. En plus des informations « moteur », les

signaux des trois capteurs sont également envoyés sur la carte afin de les intégrer dans le processus de commande.

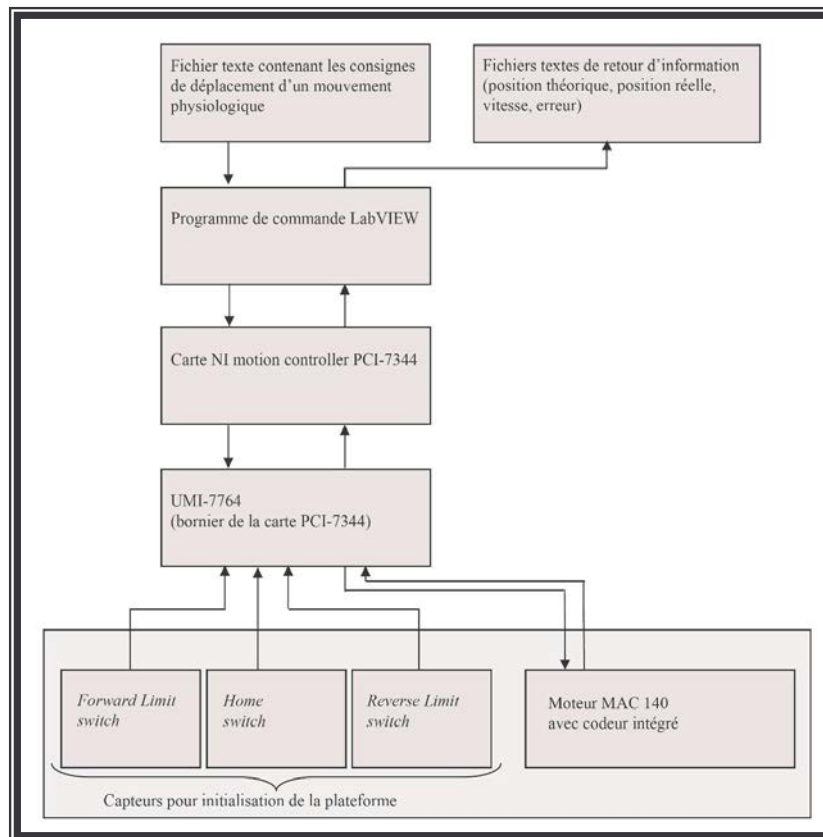


Figure III-34: Organisation de la commande

III.B.2.2.b Interfaces et programmation de commandes

L'interface et le programme contrôlant la plateforme ont donc été développés sous labview. Pour des raisons de sécurité, la programmation et par la même occasion l'utilisation du programme se font de manière séquentielle. Ainsi, certaines étapes ne peuvent être validées avant les autres, par exemple les consignes ne peuvent être envoyées avant d'avoir vérifié qu'elles ne risquent pas d'endommager le système. D'autres « gardes fous » ont été également mis en place :

- Les variables qui ne correspondent pas à l'étape en cours sont désactivées.
- Une étape ne peut pas être validée si les données entrées par l'utilisateur sont erronées.

En cas d'erreur, un message s'affiche à l'écran, indiquant quel est le problème et comment y remédier.

D'un point de vue utilisateur, le programme est extrêmement simple d'emploi. En suivant les instructions qui apparaissent dans la partie de l'interface dédiée à ceci, il suffit de valider les étapes les unes après les autres au fur et à mesure de l'exécution du programme.

D'autre part, le fait d'utiliser une programmation séquentielle est aussi un avantage au niveau de la compréhension du programme. Comme pour l'utilisation, il suffit de suivre les étapes de la séquence pour comprendre le programme. Cette organisation permettra alors aux futurs développeurs de la plateforme, lors d'ajout d'autres mouvements, une prise en main plus efficace.

Une interface utilisateur (Figure III-35), apparaissant lors du lancement du programme, permet de configurer les caractéristiques des éléments de la plateforme qui interviennent dans le programme (impulsions /millimètres, codeur, réducteurs, vis à bille). C'est également au niveau de cette interface que sont réglés les paramètres K_p , K_d et K_i du correcteur PID (Figure III-36). Le programme permet deux types de déplacements, des déplacements physiologiques ou sinusoïdaux (commande en position) et des déplacements linéaires à vitesse constante (commande en vitesse). En choisissant un de ces modes, l'interface principale permet d'avoir accès à une interface spécifique développée pour chacun des mouvements

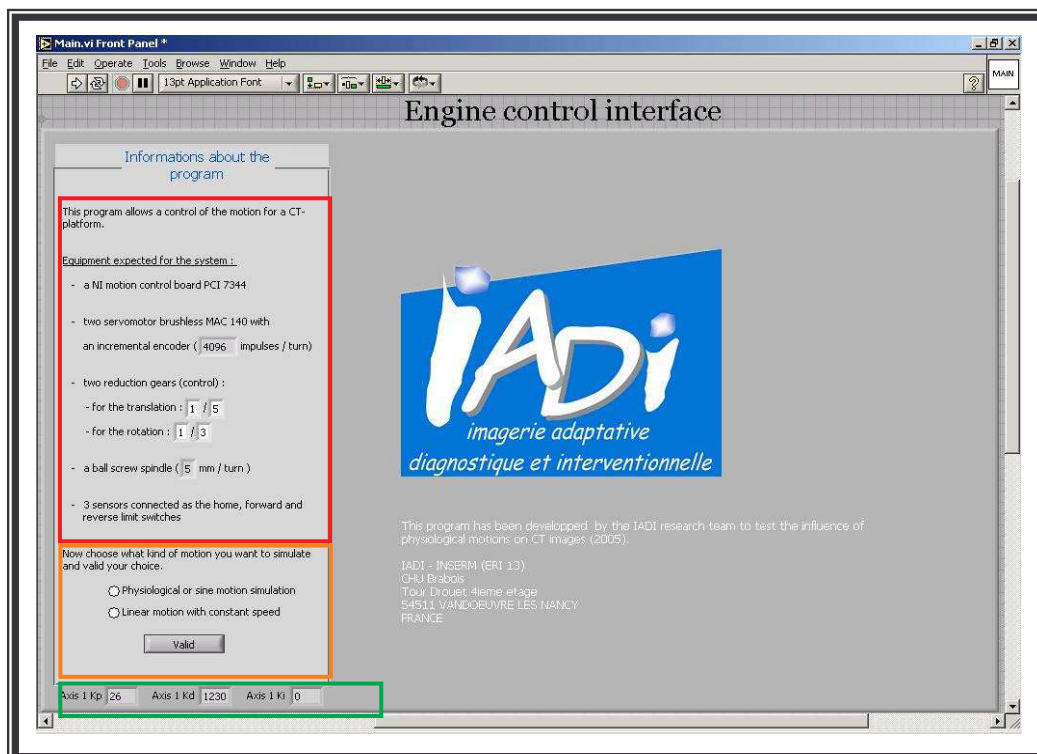


Figure III-35 : Interface d'accueil du programme de contrôle du moteur assurant le mouvement de la plateforme. Elle permet de définir les caractéristiques des éléments de la plateforme (encadré rouge), de choisir le type de mouvement à effectuer (encadré orange) et de choisir les constantes du correcteur PID (encadré vert)

Le mouvement linéaire se lance en sélectionnant l'option « Linear motion with constant speed » dans l'interface d'accueil. Une nouvelle interface est alors activée (Figure III-36). Du fait de la programmation séquentielle, chaque étape doit être validée avant de passer à la suivante.

Ce mode est constitué de plusieurs étapes:

- Dans un premier temps, l'amplitude du mouvement à effectuer est choisie.
- Choix du départ de la plateforme. Dans ce mode, le mouvement commence toujours à une des extrémités de la plateforme
- Saisie de la vitesse souhaitée

Après avoir placé la plateforme en position initiale, le mouvement souhaité peut alors être effectué en lançant le moteur. Pendant l'acquisition, les évolutions de la position et de la vitesse de la plateforme peuvent être visualisées en temps réel (Figure III-36 (b)). Ce mode de fonctionnement a permis d'effectuer des tests de validation de la plateforme.

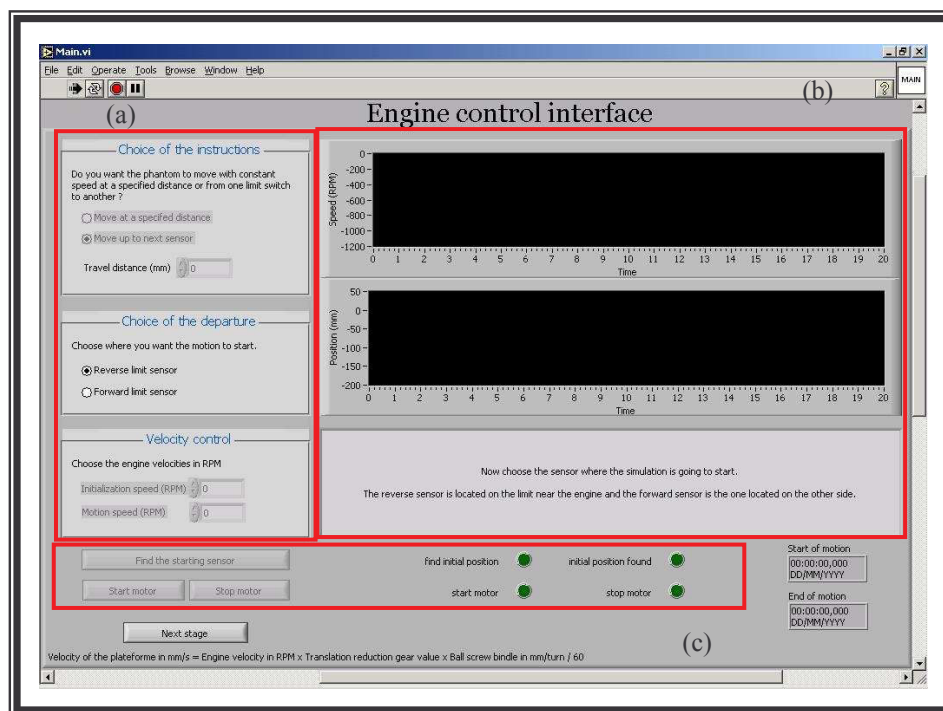


Figure III-36 : Interface d'accueil du programme Interface de mouvement linéaire. (a) étapes successives à effectuer. (b) visualisation de la commande effectuée (c) différents paramètres de la plateforme

L'autre mode de commande, commande en position, permet de reproduire les mouvements de types physiologiques. Il est sélectionné dans l'interface d'accueil par l'option « Physiological or sine motion simulation ». L'interface d'accueil disparaît alors au profit de l'interface permettant de gérer de types de mouvement (Figure III-37).

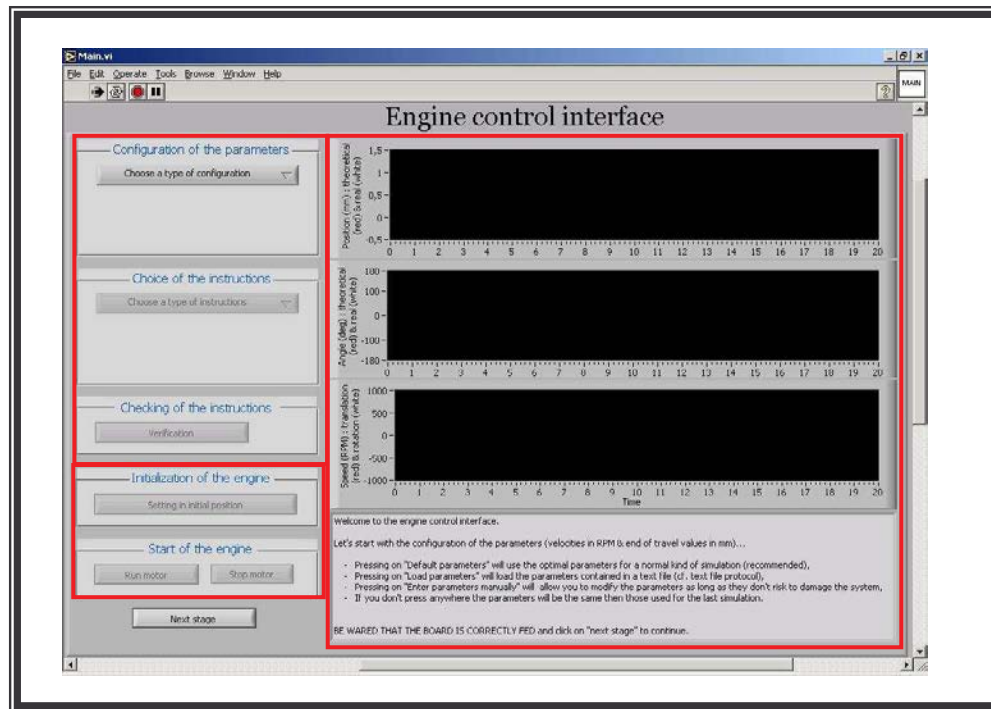


Figure III-37: Interface de mouvement linéaire. (a) succession d'étapes à effectuer (b) fenêtre permettant la visualisation « temps réel » de la commande.

Tout comme l'interface mouvement linéaire, l'interface dite « mouvement physiologiques » est programmée de manière séquentielle. Elle est alors constituée de cinq étapes (Figure III-37 (a)):

- Choix de paramètres de configuration tels que la vitesse maximale ou la vitesse de mise en position initiale. Des paramètres par défaut sont déjà implantés.
- L'étape suivante consiste à choisir le type de données à envoyer au moteur. Dans cette configuration, deux choix sont possibles :
 - Un mouvement sinusoïdal défini par sa fréquence et son amplitude
 - Un mouvement défini à partir d'un fichier texte
- Le rapatriement des consignes contenues dans les fichiers textes se déroule alors de la manière suivante. Le programme LabVIEW récupère les informations contenues dans

le fichier texte, les traite pour les rendre exploitables par la carte. Cette phase nécessite d'intégrer les caractéristiques de différents éléments de la plateforme (codeur, réducteur, pas de vis à bille). Un protocole définissant l'organisation du contenu de ces fichiers textes a été mis en place. A cet état d'avancement du programme, les fichiers de commande se présentent de la manière suivante (Figure III-38). Notons que tout comme pour l'interface, la gestion du moteur commandant la rotation a été intégrée à la structure des fichiers textes

```
type de mouvement : cardiaque
duree : 60000
periode d'echantillonnage : 10
unite Temps : ms
unite deplacement : mm
unite de rotation : degre
trigger cardiaque : onde R

0,00 0,00000000 0,00000000 1
10,00 0,09000000 0,09000000 0
20,00 0,18000000 0,18000000 0
30,00 0,27000000 0,27000000 0
40,00 0,36000000 0,36000000 0
50,00 0,45000000 0,45000000 1
60,00 0,54000000 0,54000000 0
70,00 0,63000000 0,63000000 0
80,00 0,72000000 0,72000000 0
90,00 0,81000000 0,81000000 0
100,00 0,90000000 0,90000000 1
110,00 0,99000000 0,99000000 1
120,00 1,08000000 1,08000000 1
130,00 1,17000000 1,17000000 1
140,00 1,26000000 1,26000000 1
150,00 1,35000000 1,35000000 0
160,00 1,44000000 1,44000000 0
170,00 1,53000000 1,53000000 0
180,00 1,62000000 1,62000000 0
190,00 1,71000000 1,71000000 0
200,00 1,80000000 1,80000000 1
210,00 1,89000000 1,89000000 0
220,00 1,98000000 1,98000000 0
230,00 2,07000000 2,07000000 0
240,00 2,16000000 2,16000000 0
```

Figure III-38: Fichier texte pour simulation d'un mouvement physiologique: exemple de fichiers textes : ce fichier présente une entête contenant les caractéristiques du mouvement. Les 4 colonnes correspondent respectivement à : temps en ms (2), consignes de translation en mm (3) consignes de rotation en degrés (4) et triggers cardiaques correspondant à l'impulsion de l'onde R (5)

- S'en suit une étape de vérification des données du fichier texte. Le programme s'assure qu'aucune consigne ne risque d'amener la plateforme à sortir de ses rails et que la fréquence de la sinusoïde (si ce type de commande est choisi) n'entraîne pas une vitesse trop élevée du moteur.
- La carte est initialisée, puis la plateforme est mise en position initiale, correspondant au milieu de la plateforme. Le bouton « Start motor » sert à lancer la simulation.

Quelque soit le type de mouvement effectué, à chaque période d'échantillonnage, les valeurs de position réelle et de vitesse, obtenues grâce au retour codeur, sont sauvegardées dans des

tableaux durant la simulation. A la fin de celle ci, des fichiers textes de sauvegarde (position et vitesse) sont créés en vue d'une analyse ultérieure du mouvement réellement effectué.

III.B.3 Quantification des caractéristiques du système de commande.

Au niveau de la plateforme, deux paramètres importants doivent être quantifiés et optimisés. D'une part, l'envoi des consignes au moteur doit être effectué en temps réel. En effet, une parfaite synchronisation entre les mouvements de la plateforme et ceux du scanner, pendant l'acquisition, est nécessaire pour les applications que nous souhaitons développer.

D'autre part, le moteur doit effectuer la commande de manière la plus exacte possible. Il doit donc posséder une réponse rapide, précise et stable au cours de son utilisation. De telles caractéristiques permettent alors de réduire au maximum l'erreur entre les positions théoriques et réelles.

III.B.3.1 Envoi de consignes en temps réel et synchronisation d'acquisition

La durée d'envoi des consignes doit être la plus courte possible. Ainsi, au niveau de la programmation, afin d'éviter toute opération inutile pendant le temps d'envoi et de réception des données, un nombre minimum de fonctions doit être placé:

- entre la lecture de l'état de mise en marche et l'envoi des consignes
- dans la boucle d'envoi des consignes

D'autre part, habituellement utilisée, l'allocation dynamique des tableaux de stockage ne s'avère pas indispensable pour notre application. En effet, les acquisitions tomodensitométriques habituellement utilisées étant limitées dans le temps, les tableaux sont fixés à une taille maximale de 6000 pour permettre un envoi de consignes durant 1 minute ($6000 \times T_e$, avec $T_e = 10\text{ms}$). Ainsi, en partant de ces quelques principes simples, l'erreur temporelle a été estimée à quelques millisecondes ($<10\text{ms}$) lors de mouvement d'une minute.

En utilisant le concept « multitâche », la programmation sous LabVIEW permet une exécution en temps réel. De manière générale, le principe « multitâche » se réfère à la capacité du système d'exploitation à rapidement commuter entre les tâches. Ce concept s'applique généralement à une application dans sa globalité. Le concept de « multithreading », défini comme un parallélisme des processus légers, est une extension de ce principe mais au

sein d'une application. Ainsi, de la même manière, les opérations d'une application peuvent être divisées en « threads » pouvant être exécutés en parallèle. Le système d'exploitation peut répartir le temps processeur sur les différents « threads » de l'application afin d'en avoir une utilisation plus efficace. Par conséquent, le programme est divisé en différents sous programmes multithreaded permettant alors leur exécution de manière indépendante. Pour chacun, un degré de priorité leur est assigné en fonction de la tâche qui leur est attribuée. Par conséquent, les sous programmes d'envoi de consignes ont été configurés en haute priorité.

LabVIEW utilise le principe multitâche préemptif. Dans ce cas, le système d'exploitation se charge de partager de façon équilibrée le temps de calcul entre les différents programmes actifs en fonction de leur priorité. Le traitement multitâche de préemption garanti une meilleure réponse à l'utilisateur et au flux de données plus élevé. Cependant, le nombre de tâches (« threads ») disponibles est limité. Dans le cas, d'une application où le nombre de « threads » à exécuter en parallèle serait trop important, le système d'exploitation basculerait en multitâche coopératif.

Une programmation en temps réel sur la carte NI motion control PCI-7344 est possible. En effet, grâce à son architecture biprocesseurs et à la mise à disposition de RAM et de la ROM, une programmation et une exécution directes sur la carte sont possibles. Ainsi, dix programmes « motion » peuvent être exécutés simultanément en temps réel, dans un environnement multitâche préemptif, isolé du système d'exploitation non-temps-réel du PC. La partie de programme d'envoi de consigne a donc été programmée directement sur la carte, afin de libérer au maximum le processeur du PC pour d'autres applications.

III.B.3.2 Réglage des paramètres du correcteur Proportionnel, Intégrateur, Dérivateur : PID

Après avoir exposé les démarches entreprises afin de s'assurer du respect de la période d'échantillonnage, l'autre aspect important de la plateforme concerne la caractérisation de sa réponse à une consigne donnée.

Les systèmes asservis (Figure III-39 a) peuvent présenter certaines caractéristiques telles qu'une précision insuffisante, une stabilité trop relative (voire une instabilité), un temps de réaction trop lent, un dépassement trop important. Il est donc nécessaire d'intégrer un

correcteur (Figure III-39 b), dont l'objectif est de réaliser le meilleur compromis entre la précision, la stabilité et la rapidité du système étudié.

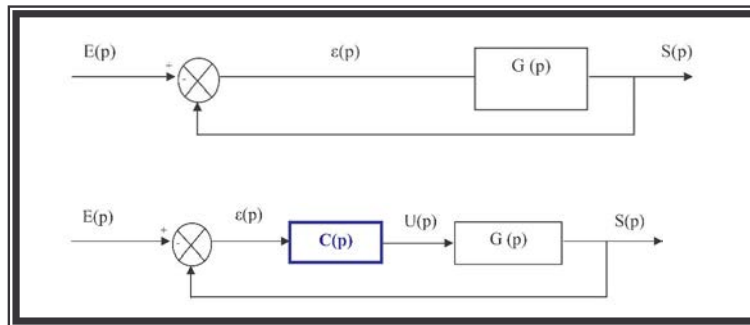


Figure III-39: Schéma bloc d'un système asservi (a) sans correcteur (b) avec correcteur

La carte « NI motion controller » contenant un algorithme de correction PID, les paramètres de ce dernier ont donc été configurés pour la plateforme de mouvement. Pour rappel, un correcteur PID est un ensemble de trois correcteurs :

- Proportionnel (gain K_p) sert à augmenter la rapidité du système.
- Intégrateur (constante de temps T_i) sert à augmenter la précision du système.
- Dérivateur (constante de temps T_d) sert à améliorer la stabilité du système.

L'intérêt de ce type de correcteur est de réunir les avantages des trois correcteurs qui le composent. Parmi les différentes structures des correcteurs PID, la carte utilise une structure dite mixte (Figure III-40):

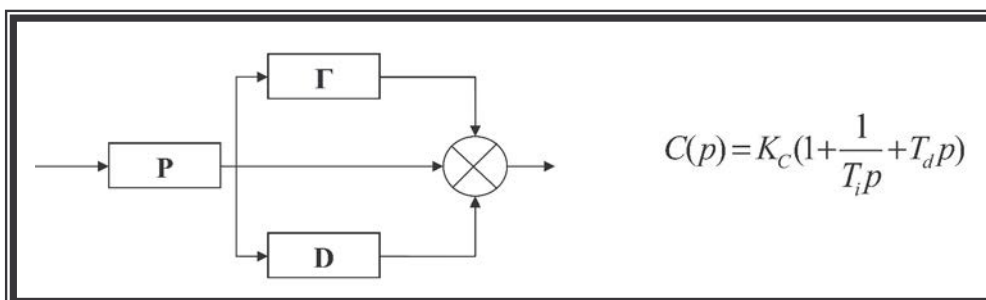


Figure III-40 : Structure du correcteur PID en schéma bloc et équation du correcteur dans le domaine de Laplace

Il s'agit donc de déterminer les paramètres K_C , T_d et T_i afin d'obtenir le meilleur compromis entre la rapidité, la stabilité et la précision du système. Deux approches générales peuvent être distinguées:

- Des méthodes basées sur la connaissance d'un modèle du système sous forme d'une fonction de transfert. Elles ne sont pas envisageables dans notre cas, car la fonction de transfert de la plateforme n'est pas connue.
- Des méthodes dites empiriques : les paramètres du régulateur seront calculés à partir des essais expérimentaux sur le système. L'intérêt majeur de ces méthodes réside dans leur simplicité. Elles sont largement utilisées dans le domaine industriel et elles sont dans la plupart des cas suffisantes.

Pour la détermination des paramètres du correcteur, le choix de la méthode Ziegler et Nichols en boucle fermée a été fait. Cette méthode consiste à déterminer le gain limite « K_{osc} » et la période d'oscillation correspondante « T_{osc} » de manière expérimentale.

Dans une phase initiale, les trois paramètres sont égaux à zéro. Le gain du correcteur proportionnel pur K_p est alors progressivement augmenté jusqu'à la juste oscillation où l'oscillation n'est ni atténuée ni divergente. Le gain limite K_{osc} (= K_p) et la période des oscillations T_{osc} sont alors relevés. Les paramètres K_p , T_i et T_d du correcteur sont déterminés par le Tableau III-V:

Tableau III-V : Détermination des paramètres du correcteur PID à partir de la méthode de Ziegler et Nichols

	P	PI	PID
K_p	$0.5 * K_{osc}$	$0.45 * K_{osc}$	$0.6 * K_{osc}$
T_i	—	$0.83 * T_{osc}$	$0.5 * T_{osc}$
T_d	—	—	$0.125 * T_{osc}$

Les coefficients obtenus par l'expérience sont: $K_p = 26$, $K_i = 0$ et $K_d = 1230$

La réponse indicielle de la plateforme pour ces paramètres PID a été évaluée et jugée comme satisfaisante malgré l'existence d'un dépassement (Figure III-41).

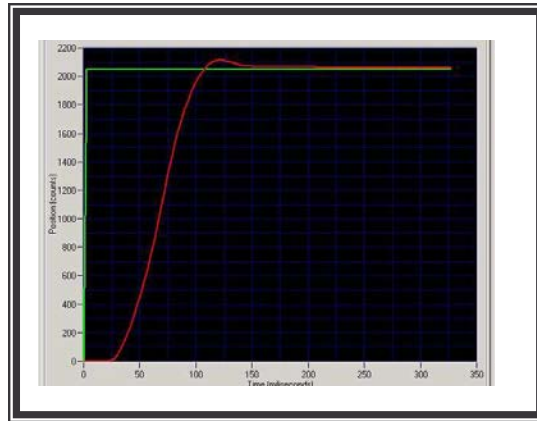


Figure III-41 : Réponse en basse fréquence après configuration du PID

L'évolution des paramètres du correcteur PID a également été étudiée en fonction du poids déplacé par la plateforme. Ainsi, pour chaque charge, un échelon en entrée du système a été appliqué. Par une simple analyse de la réponse indicielle, nous avons alors estimé si une correction des paramètres se faisait sentir. Les paramètres du correcteur PID, pour chaque charge, sont présentés Tableau III-VI

Tableau III-VI : Valeurs des paramètres du correcteur PID en fonction de la charge déplacée par la plateforme

Poids (kg)	Paramètres PID		
	Kp	Kd	Ki
0	28	1530	2
1.5	28	1530	2
3	28	1530	2
4.5	28	1530	2
6	28	1530	2
7.5	28	1530	2
9	28	1530	2
10.5	28	1530	2
12	28	1530	2
13.5	28	1530	2
15	28	1530	0
16.5	28	1530	2
18	28	1530	2
19.5	28	1530	1
21	28	1530	2
22.5	27	1530	0
24	28	1530	2
25.5	28	1530	2
27	28	1530	2
28.5	28	1530	2
30	26	1530	0
31.5	28	1530	2
33	27	1530	0
34.5	27	1530	2
36	27	1530	2

Ainsi, quelque soit le poids tracté par la plateforme, les paramètres du correcteur sont sensiblement les mêmes. Le paramètre K_p varie entre 26 et 28, K_d est constant à 1530 ; K_i varie de 0 à 2.

En conclusion, le poids n'influe pas de manière significative sur les paramètres du correcteur PID mais il est préférable de vérifier la réponse de la plateforme pour les trois correcteurs implantés avant chaque utilisation.

III.B.3.3 Caractéristiques limites de la plateforme

Afin de déterminer les mouvements réalisables par la plateforme différents tests ont été effectués :

- Amplitude et la fréquence maximales d'un mouvement sinusoïdal
- Vitesse maximale d'un mouvement linéaire.

III.B.3.3.a Mouvement sinusoïdal

Différents mouvements sinusoïdaux ont été produits avec des fréquences (0,1 à 4 Hz) et des amplitudes différentes (2,5 à 70 mm). Une première série de test a été effectuée avec un poids de 1,5 kg permettant alors d'éliminer tous les couples ne donnant pas une réponse correcte pour cette charge. On constate de manière visuelle, grâce à l'interface de commande, les limites de la plateforme. Ainsi, pour une amplitude donnée, il existe une fréquence de coupure où le système ne reproduit plus le mouvement désiré (Figure III-42).

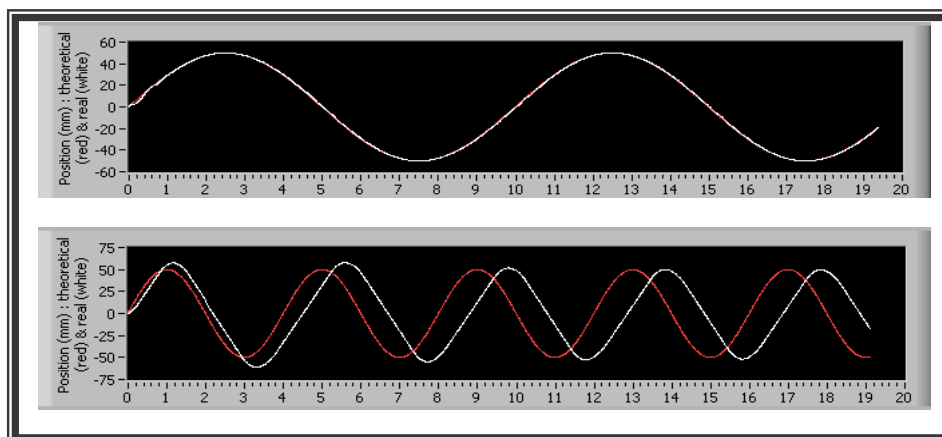


Figure III-42 Simulation d'un mouvement sinusoïdal d'amplitude 50 mm et de fréquence 0,1 Hz (a) Simulation d'un mouvement sinusoïdal d'amplitude 50 mm et de fréquence 0,25 Hz (b)

Reproduction des mouvements physiologiques cardiaques

Grâce aux fichiers textes de sortie, les positions réelles de la plateforme ont pu être comparées aux positions théoriques. Pour chaque simulation, la moyenne des écarts absolus entre les deux courbes a été calculée.

Une erreur maximale a alors été fixée en fonction des protocoles utilisés en clinique. Ainsi, La résolution spatiale longitudinale a été choisie comme critère (II.C.6.1.a).

Ainsi, lors d'une simulation de mouvement avec la plateforme, l'erreur moyenne en valeur absolue doit être inférieure à un de ces quatre critères. Les limites choisies sont donc : 0,5 mm, 0,75 mm, 1 mm et 1,5 mm.

Globalement, pour une amplitude donnée, le poids n'a pas d'influence sur les limites en fréquence. Ces données sont répertoriées dans un tableau qui, suivant le seuil accepté, donne la fréquence limite pour une amplitude précise. Voici, à titre d'exemple, les tableaux correspondants pour 0 et 36 kg (Tableau III-VII et Tableau III-VIII).

Tableau III-VII Valeurs de la fréquence de coupure avec plateforme à vide

		Seuil en mm			
		0,5	0,75	1	1,5
Amplitude en mm	2,5	1,1	1,1	1,1	1,2
	5	0,8	0,8	0,8	0,8
	10	0,6	0,6	0,6	0,6
	20	0,3	0,4	0,4	0,4
	50	0,1	0,2	0,2	0,2
	60	0,1	0,1	0,2	0,2
	70	0,1	0,1	0,1	0,1

Tableau III-VIII : Valeurs de la fréquence de coupure avec plateforme à 36 kg

		Seuil en mm			
		0,5	0,75	1	1,5
Amplitude en mm	2,5	1,257	1,264	1,270	1,283
	5	0,836	0,839	0,842	0,848
	10	0,571	0,573	0,575	0,579
	20	0,344	0,376	0,401	0,403
	50	0,146	0,175	0,195	0,204
	60	0,121	0,148	0,167	0,173
	70	0,103	0,124	0,143	0,151

III.B.3.3.b Mouvement linéaire

De la même manière, les caractéristiques d'un mouvement de type linéaire, c'est-à-dire à vitesse constante, pour une gamme de vitesse allant de 5 mm/s à 25 mm/s ont été quantifiées pour différentes charges supportées par la plateforme. Les critères excluant une acquisition sont les mêmes que ceux utilisés pour le mouvement sinusoïdal. Voici, à titre d'exemple, ceux pour les tests sans poids et pour 36 kg (*Tableau III-IX* et *Tableau III-X*).

Tableau III-IX : Récapitulatif des informations sans poids

Vitesse (mm.s ⁻¹)	Erreur moyenne (mm)
5	0,043
10	0,054
15	0,078
20	0,135
25	0,279

Tableau III-X: Récapitulatif des informations pour 36 kg

Vitesse (mm.s ⁻¹)	Erreur moyenne (mm)
5	0,050
10	0,057
15	0,055
20	0,123
25	0,212

On remarque encore une fois que le poids n'influe pas sur la vitesse de la plateforme. De plus, le seuil minimum de 0,5 mm est toujours accepté. Ainsi, l'utilisateur pourra simuler des mouvements linéaires sans se soucier de la reproductibilité du mouvement.

Par contre, quelques remarques peuvent être effectuées après ces différents tests :

- Lors de sollicitations importantes, la plateforme fatigue et reproduit de manière moins précise le mouvement demandé
- En augmentant le poids transporté par la plateforme, on constate une augmentation du phénomène de vibration pouvant engendrer du jeu au niveau des fixations de la plateforme.

III.B.4 Conclusion

Le programme de commande moteur LabVIEW permet des déplacements linéaires, sinusoïdaux, physiologiques en envoyant des consignes en vitesses ou en position suivant le cas. Il est simple d'utilisation, sécurisé et facilement maintenable. Le programme est actuellement conçu pour envoyer des consignes à deux moteurs. Le deuxième moteur qui sera également un servomoteur MAC 140, ainsi que le réducteur 1/3 sont actuellement en cours de montage. Loin de se limiter aux mouvements cardiovasculaires, elle a également été utilisée pour simuler des mouvements respiratoires rénaux (articles soumis)

Cette plateforme peut également être utilisée pour d'autres types de fantôme et d'autres systèmes d'imagerie tels que la Tomographie par Émission de Positons (TEP), l'imagerie RX conventionnelle.

IV Influence et estimation du mouvement

La suite du projet consiste à reproduire, par l'intermédiaire des outils présentés dans la partie précédente, des mouvements de types physiologiques afin d'en étudier leurs conséquences au niveau de la qualité des images reconstruites.

Dans un premier temps, par l'intermédiaire de la plateforme, des mouvements de type respiratoires ont été simulés. Les images produites à partir de ces acquisitions ont été reconstruites avec des algorithmes classiques, habituellement utilisés en clinique. Des acquisitions statiques ont alors permis d'estimer la dégradation de la qualité des images due au mouvement. Les résultats de l'étude montrent une réelle influence du mouvement sur les données extraites de ces images. Ces conclusions nous amènent donc à la nécessité d'introduire, au niveau des algorithmes de reconstruction, une information de type dynamique du fait du biais introduit par le mouvement engendré par la respiration.

Ainsi, dans un second temps, une étude préliminaire, quantifiant et corrigeant les mouvements d'une calcification à partir des données de projections, sera présentée. Tout comme pour l'étude quantifiant la dégradation de la qualité des images, les outils développés, la plateforme et le simulateur, ont été utilisés afin de mouvoir des fantômes pendant le processus d'acquisition.

Les données de projection en géométrie 2D (parallèle et fanbeam) ont été obtenues par l'intermédiaire de la simulation alors que les données 3D de projection (géométrie conbeam) sont extraites d'un scanner Somatom Sensation 16 (Siemens, Erlangen, Germany) pour lequel des acquisitions avec la plateforme ont été effectuées.

IV.A Quantification des artefacts de mouvements avec reconstruction classique

IV.A.1 Artefacts de mouvement : État de l'art

La reconstruction tomodensitométrique repose sur le fait que la région anatomique explorée ne subit pas de modification pendant la durée de l'examen. Or, du fait du mouvement des organes pendant le processus d'acquisition, ce postulat est violé. Il en résulte l'apparition d'artefacts plus ou moins importants sur les images reconstruites.

Au niveau de la littérature, deux types études portant sur l'influence du mouvement sur les images tomodensitométriques peuvent être distingués:

- Les études effectuées à partir de fantôme [15, 25, 35, 38, 90, 91, 95, 97, 98]
- Des études cliniques faites sur des patients [12, 38, 98-101]

IV.A.1.1 Études sur fantôme

L'utilisation de fantômes dynamiques permet de disposer de données dont le mouvement est parfaitement connu et maîtrisé. Ainsi, les images obtenues pour des acquisitions dynamiques peuvent alors être comparées avec celles effectuées en statique. De plus, les acquisitions peuvent être répétées du fait de la possibilité de la « non application » du principe de justification inhérent à tout examen radiologique irradiant.

Les différentes études, utilisant des fantômes, ont été effectuées à partir soit de données de **simulation** [15, 25, 97] soit de données d'**acquisition** [15, 25, 38, 90, 91, 97, 98].

Plusieurs types de mouvements ont été étudiés. Ainsi, dans l'étude McCollough [15], le fantôme possède soit un mouvement de translation d'axe x pour des vitesses comprises entre 10 mm/s et 100 mm/s soit une rotation d'axe z pour des vitesses comprises entre 0,1 et 0,5 tour par second. Lu [38] reproduit également des mouvements linéaires allant de 5 mm/s à 20 mm/s.

D'autres études [25, 97, 98] simulent des mouvements sinusoïdaux avec des fréquences et des amplitudes différentes. Notons que ces mouvements sont soit effectués dans le plan x/y soit suivant l'axe longitudinal du scanner.

Certaines études reproduisent des mouvements plus complexes. Ainsi Ulzheimer [35] fait mouvoir une calcification avec des mouvements complexes tridimensionnels. D'autre part, des études utilisant des fantômes anthropomorphiques obtiennent une variation complexe du mouvement pouvant se rapprocher des mouvements physiologiques cardiaques [90, 91] sans toutefois les contrôler de manière exacte.

La plupart des études font une analyse qualitative de l'influence du mouvement sur la qualité des images par l'utilisation d'un Scoring [15, 90, 91, 95]

Au niveau des études quantifiant les artefacts cinétiques, chaque étude possède son critère pour estimer la dégradation de l'image :

- Ulzheimer [35] quantifie l'évolution du score d'Agaston en fonction du mouvement effectué
- Lu [38] utilise un fantôme « escalier » afin de quantifier le flou dû au mouvement. Il étudie alors l'évolution des profils de HU entre deux régions de fort contraste
- Chen [25] utilise des critères géométriques comme le volume ou la longueur pour quantifier les déformations dues au mouvement
- Gagné [97] étudie la déformation par l'intermédiaire des contours de l'objet test obtenus en dynamique.

IV.A.1.2 Etudes cliniques

De façon générale, les artefacts de mouvement sur les images cliniques peuvent apparaître sous forme de flou, duplication, stries, distorsion dans l'image [12, 99-101] (Figure IV-1). Au niveau des études cliniques, la qualité des examens est généralement donnée par un « scoring » radiologue qui estime alors la qualité des images en fonction de divers critères.

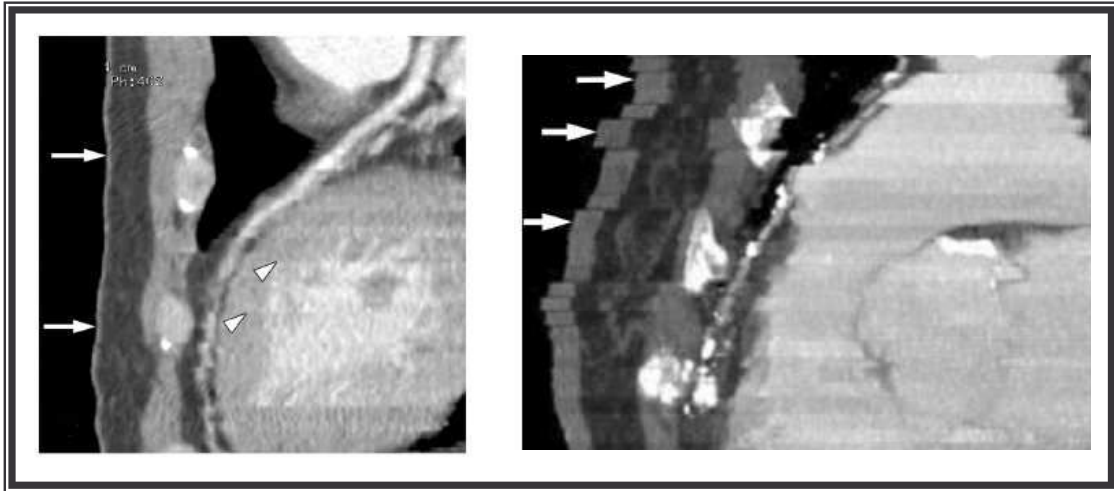


Figure IV-1 : Artefacts liés à la contraction cardiaque et à la respiration [100]. L'image (a) MIP sagittale montrant, pour fréquences élevées, l'apparition de stries du au mouvement de contraction cardiaque. L'image (b) MIP sagittale montrant également des artefacts pendant une respiration libre d'un sujet pendant l'acquisition

Ritchie [12] a conclu que le déplacement approximatif de la taille d'un pixel peut introduire un artefact significatif. Cependant de telles estimations dépendent de plusieurs facteurs :

- le nombre de projections utilisées dans la reconstruction de l'image
- l'utilisation d'algorithmes de reconstruction de réduction du mouvement
- la définition d'un artefact « acceptable »
- la direction du mouvement
- la taille et l'atténuation de la région d'intérêt
- la géométrie du scanner

IV.A.2 Etude sur la détectabilité et la quantification des calcifications subissant un mouvement de respiration linéaire.

Ce chapitre est le fruit d'un encadrement et d'un travail effectué en collaboration avec M^r Grojean Romain

IV.A.2.1 Introduction

Nous proposons dans cette étude de quantifier l'influence du mouvement sur la qualité des images obtenues en acquisition tomodensitométrie lors d'un mouvement respiratoire. Tout examen clinique est un compris entre la dose reçue par le patient et la qualité d'image. La réalisation d'abaques de type dose/qualité image/vitesse permettra de connaître les limites des protocoles actuellement utilisés en clinique pour l'imagerie d'organes en mouvement. Pour cette étude, nous avons alors utilisé la plateforme de mouvement dont les caractéristiques ont été présentés antérieurement (III.B).

IV.A.2.2 Matériel : Fantôme QRM

Lors de nos mesures, un fantôme de marque QRM (QRM GmbH, Möhrendorf, Deutschland) est fixé à la plate-forme de mouvement. Ce fantôme est divisé en deux parties (Figure IV-2):

- Le fantôme anthropomorphique (ou fantôme corps). Il comprend deux zones simulant les poumons, et une zone simulant la colonne vertébrale. Pour respecter les caractéristiques de densités et d'atténuation, les matériaux utilisés autour de ce fantôme reproduisent les tissus du thorax
- L'insert de calibration. A la position théorique du cœur est présent un cylindre creux dans lequel un insert de calibration peut être placé. L'insert de calibration contient neuf calcifications cylindriques ayant des tailles et des densités d'hydroxyapatite (HA) différentes ainsi que deux cylindres de tailles plus importantes (Tableau IV-I).

Un exemple d'évaluation de mesures du volume de chaque calcification est présenté Tableau IV-II

Influence et estimation du mouvement

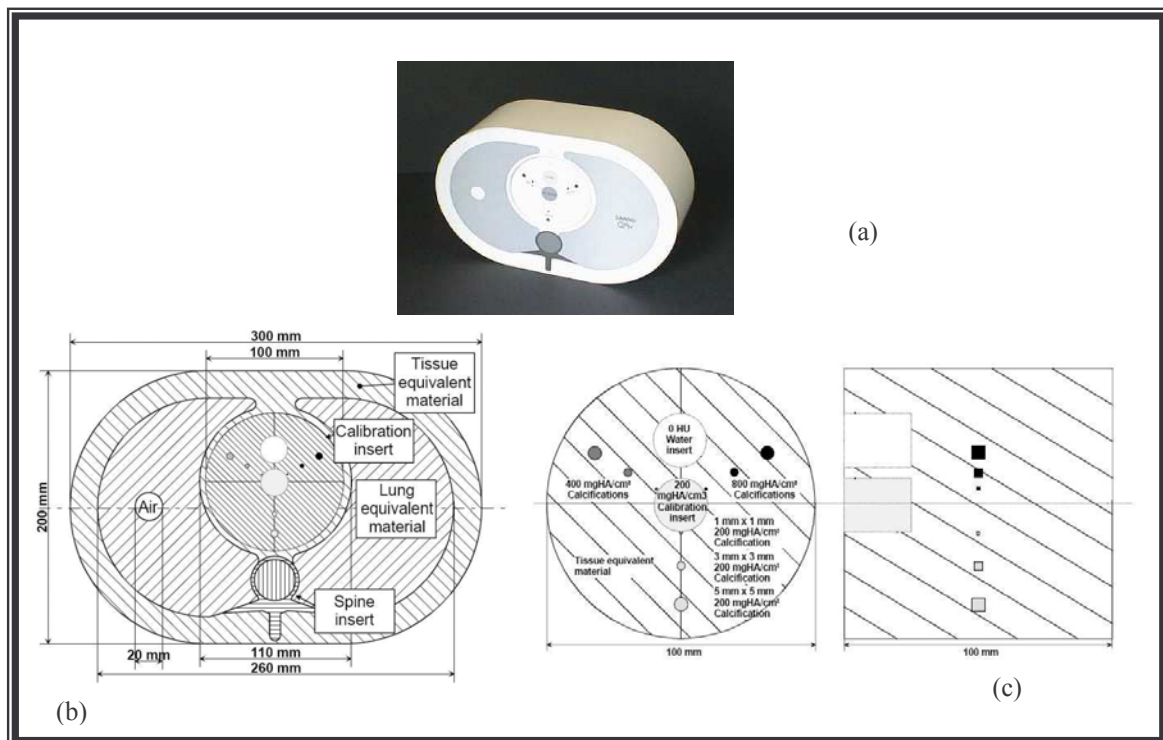


Figure IV-2: fantôme de fabrication QRM (a). Schéma du fantôme anthropomorphe avec l'insert de calibration (b) schéma de l'insert de calibration (c) (Données constructeur).

Tableau IV-I: Propriétés des calcifications cylindriques contenues dans l'insert de calibration (Données constructeur)

densité HA mg/cm ³	Longueur mm	Diamètre mm	Aire mm ²	Volume mm ³	Massa HA mg
200	5.0	5.0	19.6	98.2	19.6
200	3.0	3.0	7.1	21.1	4.2
200	1.0	1.0	0.8	0.8	0.2
400	5.0	5.0	19.6	98.2	39.3
400	3.0	3.0	7.1	21.1	8.5
400	1.0	1.0	0.8	0.8	0.3
800	5.0	5.0	19.6	98.2	78.5
800	3.0	3.0	7.1	21.1	17.0
800	1.0	1.0	0.8	0.8	0.6

Tableau IV-II : Exemple de détermination du volume de toutes les calcifications de l'insert de calibration (Données constructeur) (0,5 s par rotation ; collimation 4x2,5 mm ; 150mAs et 140kV)

	Volume mm ³		
	mesuré	théorique	ecart
200 mgHA/cm³			
5 mm	118.45	98.17	21%
3 mm	18.79	21.21	11%
1 mm		0.79	
400 mgHA/cm³			
5 mm	160.41	98.17	63%
3 mm	42.25	21.21	99%
1 mm	1.34	0.79	70%
800 mgHA/cm³			
5 mm	182.82	98.17	86%
3 mm	52.17	21.21	146%
1 mm	3.53	0.79	349%

IV.A.2.3 Paramètres d'acquisition tomodensitométrique

L'un des paramètres important dans l'acquisition tomodensitométrique, et encore non évoqué dans ce manuscrit, est la dose reçue par le patient pendant la durée de l'examen. En effet, tout examen est un compromis entre qualité d'image et dose reçue par le patient. En tomodensitométrie, deux types de paramètres régissant l'irradiation peuvent être définis :

- Les paramètres techniques ou « constantes »: tension, charge du tube, filtration
- Les paramètres spatiaux: collimation et pitch, définissant respectivement l'énergie, la géométrie du faisceau, volume couvert.

Parmi ces paramètres, certains sont intrinsèques à la machine, donc inaccessibles à l'opérateur, et ne seront pas développés. Il s'agit de la filtration en sortie de tube et de la géométrie (courte ou longue) du statif gouvernant la distance tube-patient.

Restent les paramètres directement accessibles à l'utilisateur (tension, charge et paramètres spatiaux). Ils devront être choisis dans le souci d'optimiser le compromis dose/qualité d'image et seront les seuls à être présentés ici.

IV.A.2.3.a Le kilovoltage, ou kV

Il s'agit de la tension délivrée entre l'anode et la cathode du tube à RX, elle peut atteindre jusqu'à 140 kilovolts (ou kV). Elle est corrélée au pouvoir de pénétration du faisceau. Ce paramètre varie en fonction :

- du type d'examen à réaliser. Ainsi, un scanner d'os compact type sinus demande une énergie de faisceau, donc des kV, beaucoup plus élevés qu'un examen de tissus mous type abdomen.
- de la corpulence du patient car, pour obtenir une image, il faut que les RX soient efficaces et peu atténués par l'épaisseur traversée

La dose délivrée étant proportionnelle au carré de la tension, la baisse des kV constitue en théorie le moyen le plus efficace de réduire l'irradiation.

IV.A.2.3.b Le milliampérage, ou mAs

Il s'agit des milliampères·secondes qui définissent la charge du tube et régissent la dose délivrée. L'intensité du courant circulant entre l'anode et la cathode (I en mA) est

inaccessible directement. Seuls les mAs efficaces et le temps d'exposition (t en s) sont réglables par le manipulateur.

La réduction de la charge du tube va se traduire par une dégradation du rapport signal sur bruit. Elle peut cependant constituer un compromis acceptable dans l'exploration des régions à fort contraste naturel où l'on privilégie la résolution spatiale. Par exemple, la réduction des mAs constitue un bon compromis lors de l'exploration des sinus ou des poumons. Par contre les mAs doivent être maintenus élevés dans les régions à faible contraste naturel où la résolution en densité est privilégiée.

Les mAs sont fonction des mA, du temps de rotation, et du pitch ; il faut donc se ramener à la charge efficaces : mAs efficaces.

$$mAs_{\text{efficaces}} = \frac{mA}{\text{pitch}} \times \text{temps} = \frac{mAs}{\text{pitch}} \quad \text{Équation IV-1}$$

IV.A.2.4 Protocoles d'expérimentation

Le fantôme QRM est placé sur la plateforme de mouvement grâce à son système de fixation. Après avoir placée la plate-forme sur la table du scanner, la hauteur de cette dernière est réglée à sa position maximale. A l'aide d'un laser, le début de la zone d'acquisition est placé à l'extrémité du fantôme QRM (Figure IV-3). Les paramètres d'acquisition (mAs_{eff} , kV, avance de table) sont ensuite réglés. Les départs de l'acquisition et de la plateforme sont alors synchronisés.



Figure IV-3: Mise en place du fantôme sur la table du scanner

Pour toutes les acquisitions, une translation linéaire de 160 mm est effectuée suivant l'axe z, le déplacement du fantôme étant toujours opposé à celui de la table du scanner.

Pour chaque couple de constantes (X kV, Y mAs), Quatre acquisitions successives avec des vitesses de déplacement du fantôme différentes (0, 5, 10, et 20 mm/s) sont réalisées. X étant successivement égale à 80, 120 et 140. Y prenant les valeurs 80, 100, 120, 150 et 200. Les trois valeurs de kV utilisés ici sont les seules disponibles sur le scanner 4 barrettes (Volume Zoom Siemens) de l'hôpital d'Enfants de Brabois. Les valeurs de mAs de l'étude sont celles utilisées le plus couramment en clinique pour les protocoles pédiatriques. Toutes les acquisitions ont été réalisées avec une vitesse de rotation de tube de 0,5 tour/s

IV.A.2.5 Définition de la qualité d'images

Les images collectées ont été ensuite traitées sur une station clinique de développement (Leonardo, Siemens, Erlangen, Germany) muni d'un logiciel constructeur (logiciel Syngo, Siemens) et de MatlabTM (Mathworks). Cinq critères ont été utilisés afin d'étudier les répercussions du mouvement sur les images reconstruites.

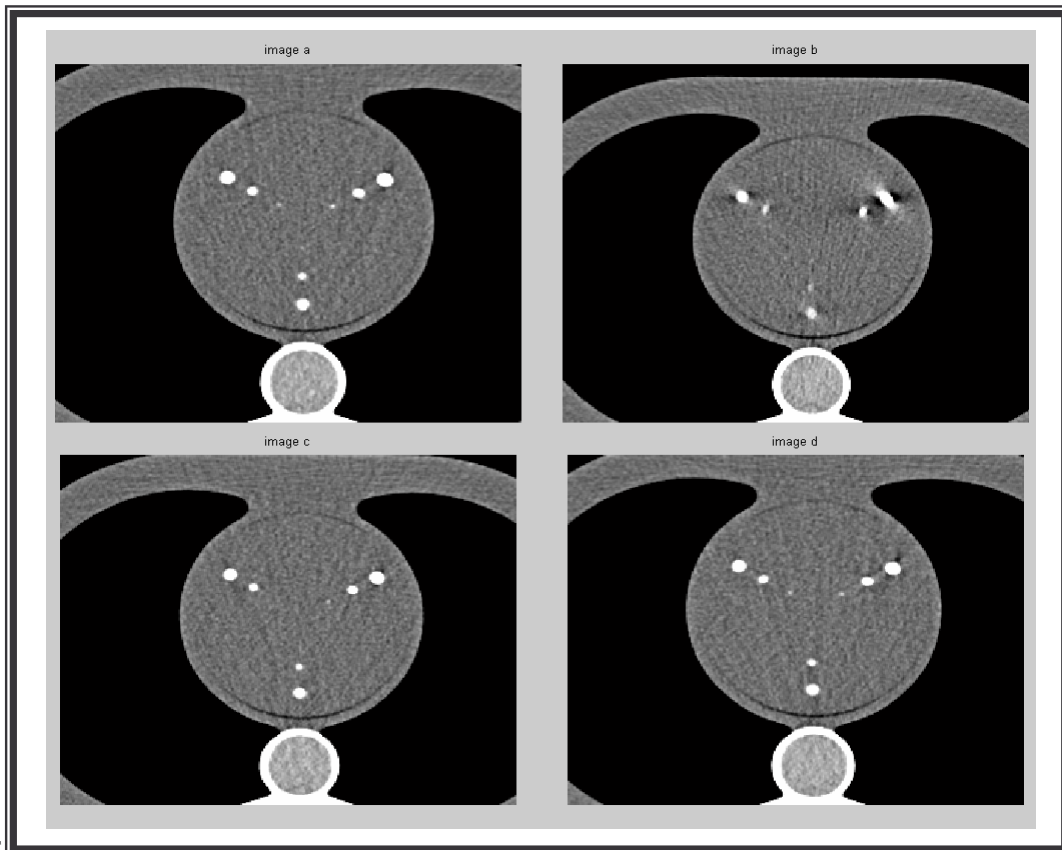
IV.A.2.5.a Critère de similarité

Trois critères sont basés sur l'étude des niveaux de gris : l'information mutuelle, le calcul du coefficient de corrélation et de l'écart type. Comme nous l'avons vu précédemment (III.A.3.2.a), le principe de ces méthodes est de minimiser une mesure de similarité entre les images, calculée sur l'intensité des pixels. Pour chaque couple de constantes, l'image de référence pour la comparaison d'images est l'image correspondant à une vitesse de déplacement du fantôme nulle. Les images à comparer sont celles acquises à des vitesses de déplacements du fantôme égal à 5, 10, 20 mm.s⁻¹. L'épaisseur de coupe étant de 1,25mm et la longueur des plus petits cylindres d'hydroxyapatite de 1 mm, il n'existe qu'une image par série où les plus petits cylindres apparaissent. Pour chaque série, c'est cette image qui permettra la comparaison.

IV.A.2.5.b « Scoring » radiologue

Une interface utilisateur a été développée avec le logiciel Matlab™, elle permet de présenter des séries de quatre images, disposées de manière aléatoire, à un radiologue.

Pour une même série, chaque image correspond à des constantes (kV et mAs) fixes. Seules la vitesse de déplacement du fantôme avec laquelle elles ont été acquises varient. Une lettre (a, b, c et d) est attribuée de manière aléatoire à chaque image. Le radiologue doit donner une note de 1 à 4, la note 4 correspondant à l'image jugée par le radiologue comme se rapprochant le plus du fantôme utilisé. Deux radiologues expérimentés ont participé à cette étude. Chacun d'eux a procédé à deux lectures à une semaine d'intervalle l'une de l'autre. Les critères de qualité utilisés par les radiologues pour comparer les images d'une même série ont été la résolution spatiale, la résolution en contraste et le rapport signal/bruit. Leur appréciation repose donc sur un critère global de qualité. La Figure IV-4 montre une série de quatre images présentée aux radiologues. Seule la vitesse de déplacement du fantôme avec laquelle elles ont été acquises varient (a: 0mm.s^{-1} , b: 20mm.s^{-1} , c: 10mm.s^{-1} , d: 5mm.s^{-1}).



F

Figure IV-4: Exemple de série de quatre images (80kV et 1200mAs) pour des vitesses de déplacement de fantôme de 0, 5, 10 et 20mm.s^{-1}

IV.A.2.5.c Calcul du volume

Nous travaillons maintenant sur les reconstructions tridimensionnelles de l'image. Le fantôme cardiaque utilisé contient neuf calcifications de volumes connus (IV.A.2.2). Nous calculons la somme des volumes de ces neuf calcifications pour chaque acquisition. A dose équivalente, les variations de volumes calculés en fonction de la vitesse de déplacement de notre fantôme peuvent être comparées. Le calcul de volume, reposant sur une technique de seuillage, se fait grâce au logiciel Leonardo Syngo 2004A (Siemens, Erlangen, Germany) disponible sur toutes les consoles cliniques de visualisation des images tomodensitométrie. On fixe, sur l'image statique, la valeur du seuil minimum en fonction du nombre de Hounsfield le plus faible rencontré sur l'ensemble des neuf calcifications. Il en va de même pour la valeur de seuil maximum.

IV.A.3 Résultats : Abaques dose/qualité d'images/vitesse

IV.A.3.1 Quantification des erreurs de mouvement

Les fichiers retour de la plateforme ont permis de quantifier la précision des différents mouvements effectués. Ainsi, l'erreur augmente avec la vitesse de déplacement mais reste tout à fait acceptable (Tableau IV-III)

Tableau IV-III : précision du mouvement effectué

Linear motion speed (mm.s ⁻¹)	5	10	20
Position error without phantom (mm)	0,019 ± 0,010	0,066 ± 0,037	0,294 ± 0,138
Position error with phantom (mm)	0,024 ± 0,010	0,063 ± 0,034	0,272 ± 0,137

IV.A.3.2 Information mutuelle

A kV constant, il apparaît que, à vitesse de déplacement du fantôme v_f constante, plus les mAs sont importants (donc la dose reçue), plus l'information mutuelle est grande.

Pour la majorité des courbes obtenues, à couple (kV, mAs) constant, l'information mutuelle diminue quand la vitesse v_f augmente (Figure IV-5).

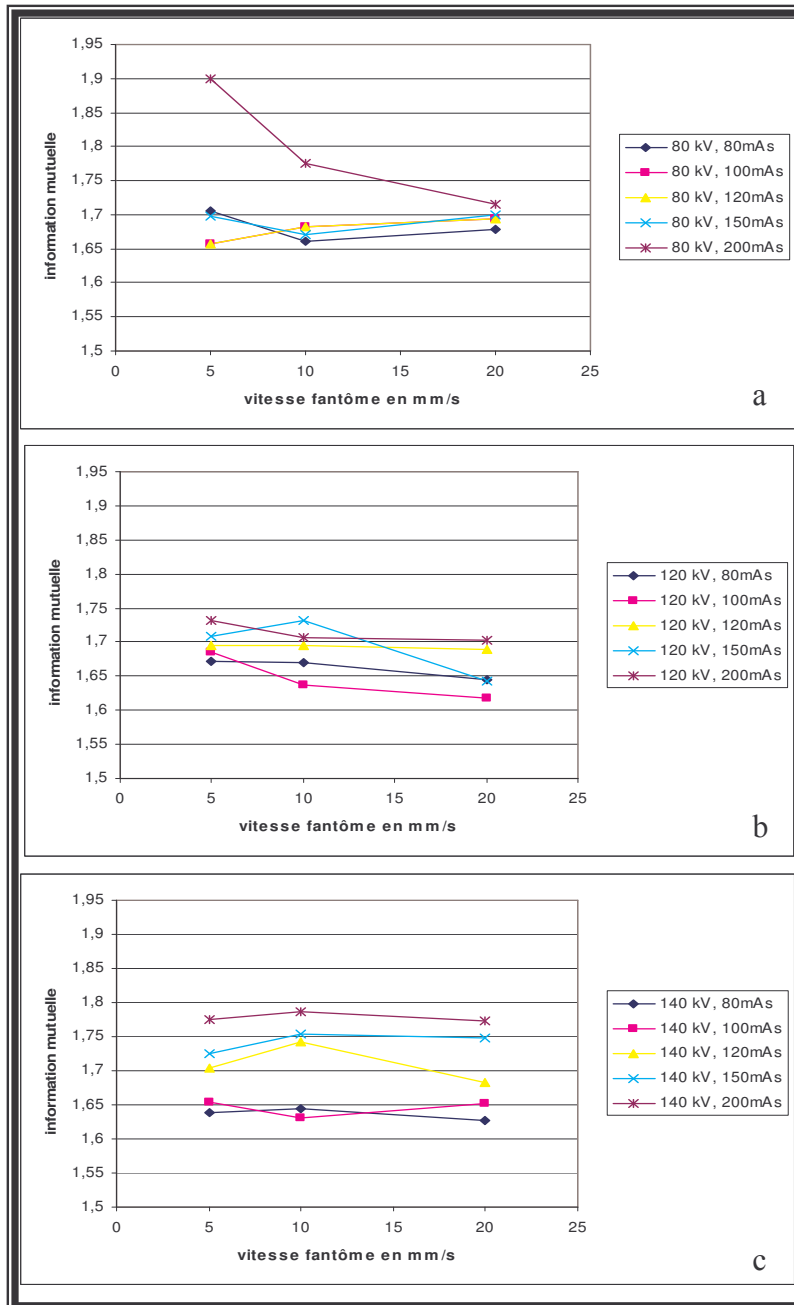


Figure IV-5: Evolution de l'information mutuelle en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme v_f . Acquisitions à 80kV (a), 120kV (b) et 140kV (c) pour différentes mAs.

IV.A.3.3 Coefficient de corrélation

L'allure des courbes obtenues est irrégulière. En effet, pour environ la moitié des couples (kV, mAs) testés, plus la vitesse de déplacement v_f du fantôme est importante, plus le coefficient de corrélation est faible (exemples : 80kV 80mAs, 140kV 80mAs). Mais pour l'autre moitié des couples, l'évolution du coefficient de corrélation en fonction de v_f est irrégulière. Contrairement en statique, à vitesse v_f constante, le coefficient de corrélation le plus élevé ne correspond pas forcément à l'image acquise à dose maximale (Figure IV-6).

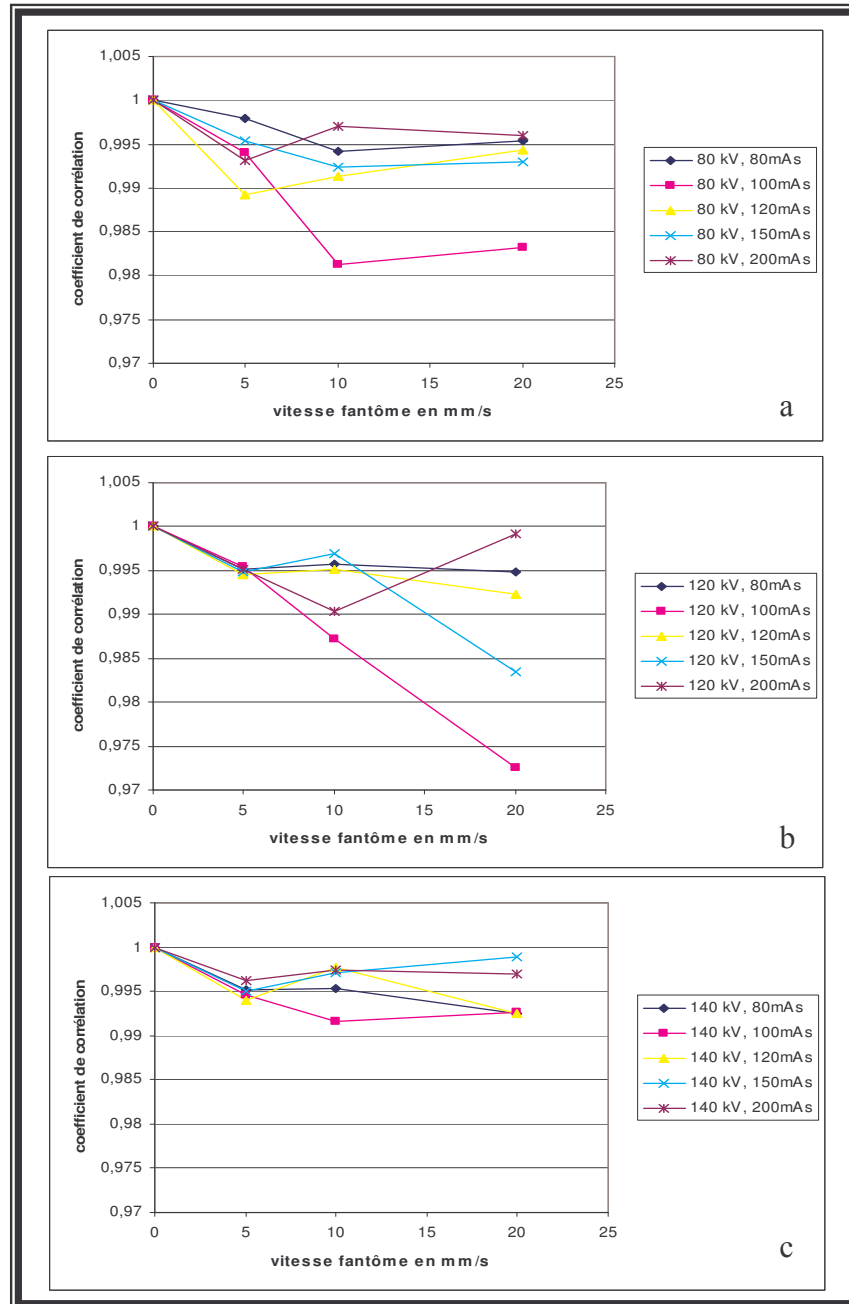


Figure IV-6: Evolution du coefficient de corrélation en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme. Acquisitions à 80kV (a), 120kV (b) et 140kV (c) pour différentes mAs.

IV.A.3.4 Ecart type

A couple (kV, mAs) constant, l'évolution de l'écart type en fonction de v_f est très irrégulière. Pour certains couples (exemples : 80kV 80mAs, 120kV 150mAs,), l'écart type a tendance à croître quand v_f augmente. Pour les autres, l'allure des courbes est irrégulière et a parfois même tendance à décroître. Contrairement en statique, à vitesse v_f constante, l'écart type le plus faible ne correspond pas forcément à l'image acquise à dose maximale (Figure IV-7).

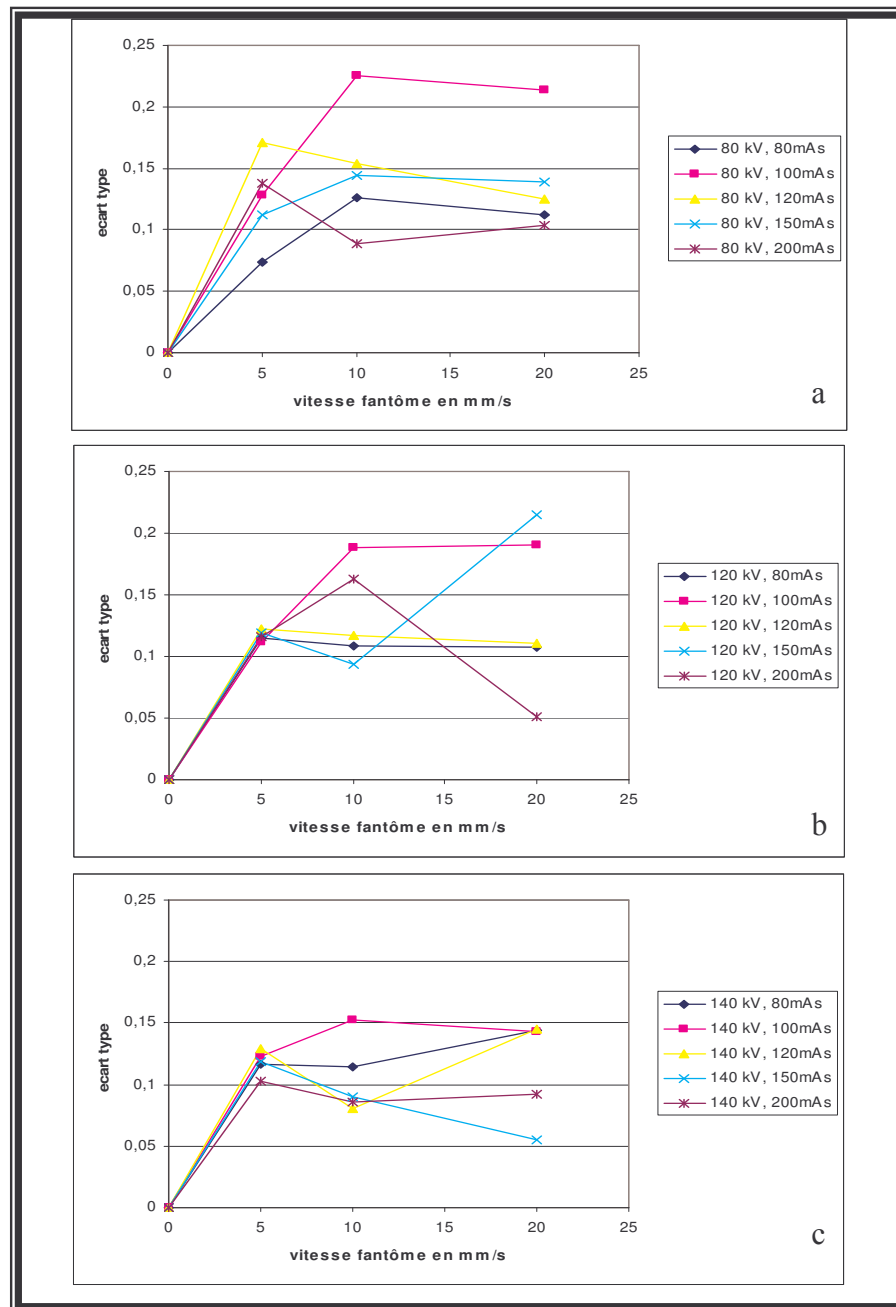


Figure IV-7: Evolution de l'écart type en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme. Acquisitions à 80kV (a), 120kV (b) et 140kV (c) pour différentes mAs.

IV.A.3.5 « Scoring » radiologique

Cette méthode de « scoring » étant très opérateur-dépendant, il existe des variations de score entre les deux radiologues. Plus le couple (kV, mAs) est important, plus il est facile de classer les images en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme v_f . Globalement, il apparaît une décroissance de la qualité de l'image quand v_f augmente (Figure IV-8). Mais cette décroissance n'est pas systématique. En effet, il existe des images I de meilleure qualité que des images J alors que $v_{fi} > v_{fj}$.

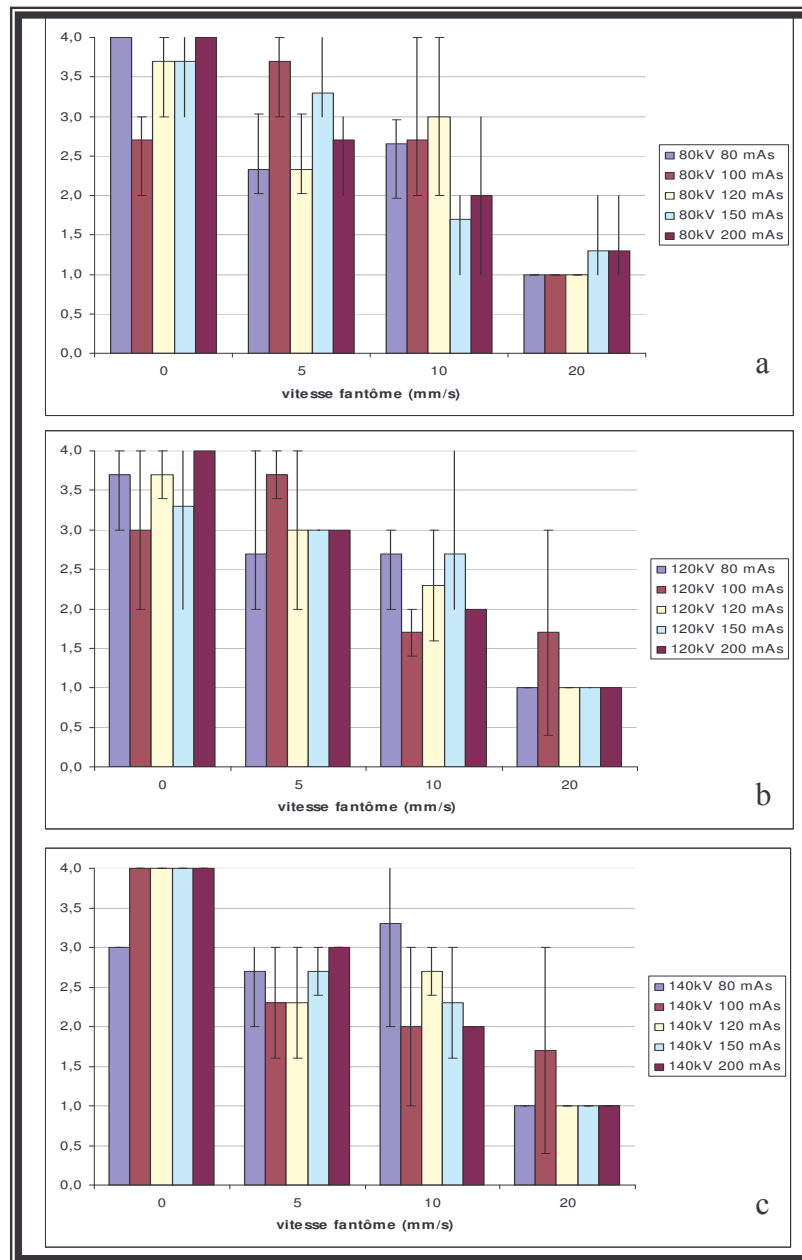


Figure IV-8 : Evolution du « scoring » radiologique en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme. Acquisitions à 80kV (a), 120kV (b) et 140kV (c) pour différentes mAs.

IV.A.3.6 Calcul du volume

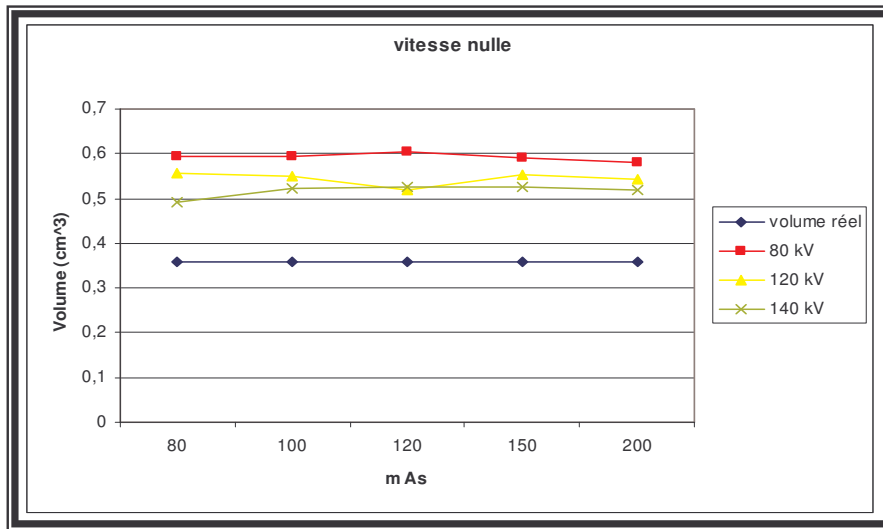


Figure IV-9 : Evolution du volume en fonction des mAs à kV constant et à $v_f=0m/s$

Lorsque v_f est nulle, à kV constant, quand les mAs augmentent, le volume ne diminue que très sensiblement (Figure IV-9). A mAs constant, plus les kV sont élevés, plus le volume calculé est proche du volume réel. Il existe toutefois une erreur par rapport au volume réel qui est en accord avec les données constructeur (Tableau IV-II).

Lorsque le fantôme est en mouvement ($v_f \neq 0 \text{ mm.s}^{-1}$), les volumes calculés peuvent atteindre jusqu'à 10 fois la valeur du volume réel (Figure IV-10).

Pour la quasi-totalité des couples, on a globalement une décroissance du volume, lorsque la vitesse v_f augmente, est constatée. Le maximum de volume étant atteint pour la vitesse $v_f=5\text{mm.s}^{-1}$.

Pour les couples à 80kV avec mAs compris entre 80 et 150, les variations de volumes sont plus irrégulières et il semble difficile de corrélérer la variation de volume avec l'évolution de la vitesse.

Pour $v_f=0\text{mm s}^{-1}$, le volume est constant pour toutes les vitesse d'avance de table (v_t) mais dès que $v_f \neq 0\text{mm.s}^{-1}$, les volumes calculés ne peuvent plus du tout être corrélés à v_t (Figure IV-11).

Pour $v_f=5\text{mm.s}^{-1}$, à 120 kV, les mesures ont pu être réalisées à pitch constant. Il apparaît alors que les variations volumiques sont dépendantes des mAs. La même constatation peut être faite pour $v_f=20 \text{ mm.s}^{-1}$ à 140kV.

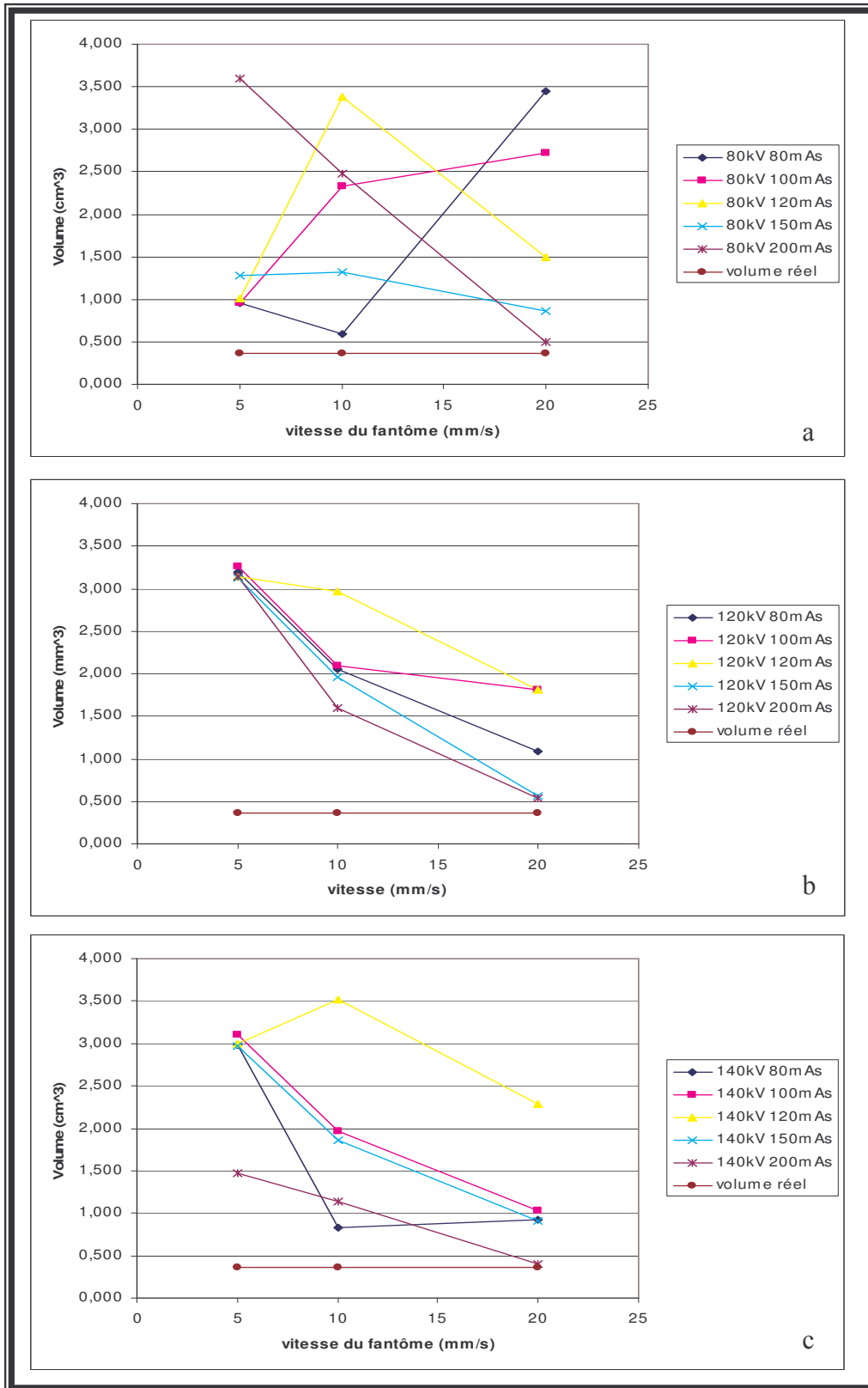


Figure IV-10 : Evolution du volume calculé en fonction des mAs, à kV constant. Acquisitions à 80kV (a), 120kV (b) et 140kV (c) pour différentes mAs.

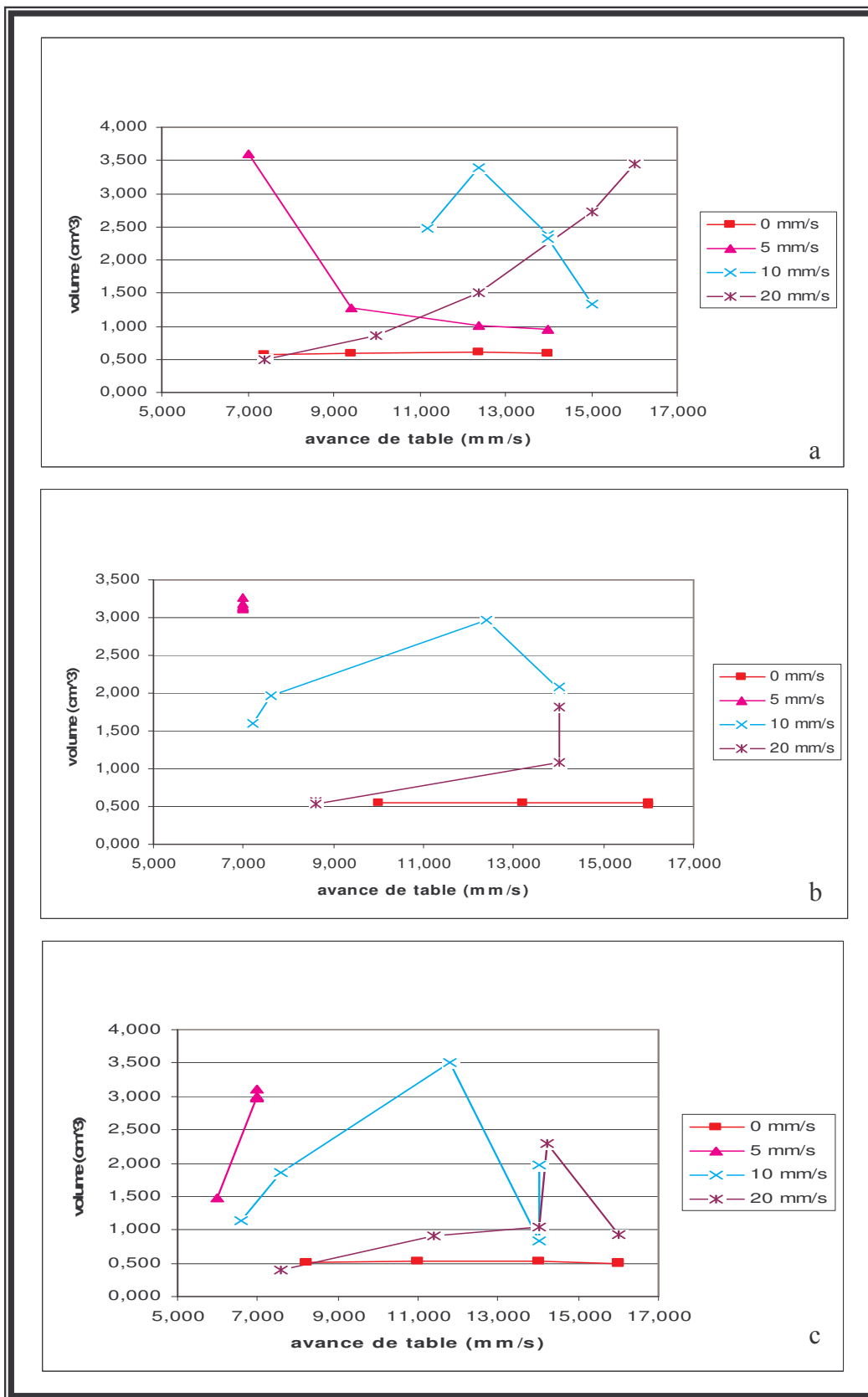


Figure IV-11 : Evolution du volume en fonction de la vitesse d'avance v_t de table à kV constant. Acquisitions à 80kV (a), 120kV (b) et 140kV (c) pour différentes mAs.

IV.A.4 Discussions

IV.A.4.1 Information mutuelle

A kV constant, l'image obtenue pour une vitesse donnée est d'autant plus proche de l'image obtenue à $v_f=0 \text{ mm.s}^{-1}$ que les mAs sont élevés (Figure IV-5).

En effet, une augmentation des mAs permet d'augmenter le rapport signal/bruit (i.e la résolution en contraste).

Plus la vitesse v_f est importante, plus l'image est différente de celle obtenue à $v_f=0 \text{ mm/s}$. En effet, plus v_f est élevée, plus le mouvement génère des artefacts importants sur l'image. Les artefacts obtenus peuvent être une apparition de zones floues autour des calcifications, une diminution du rapport signal/bruit et une perte de résolution spatiale.

Néanmoins, il existe des couples (kV, mAs), où l'information mutuelle ne diminue pas quand v_f augmente. Ces irrégularités peuvent s'expliquer par la non optimisation des algorithmes de reconstruction pour l'exploration des organes en mouvement.

Il serait nécessaire de refaire ces mesures dans les mêmes conditions afin de voir si la qualité de l'image est reproductible ou si, au contraire, il est possible d'adapter au mieux les constantes d'examen en fonction de la vitesse de déplacement de l'organe exploré.

IV.A.4.2 Coefficient de corrélation

La méthode de comparaison utilisant le coefficient de corrélation permet d'avantage de mettre en valeur l'incohérence des résultats.

En effet, l'allure générale des courbes ne permet pas de montrer que, pour un couple (kV, mAs) constant, le coefficient de corrélation diminue quand la vitesse v_f augmente. C'est-à-dire que plus v_f est grande, plus l'image est éloignée de l'image obtenue à $v_f=0 \text{ mm.s}^{-1}$ (Figure IV-6)

Il est également difficile de mettre en avant la relation entre la dose reçue et la qualité de l'image à vitesse constante. En effet, à vitesse v_f constante, le point correspondant à la dose reçue la plus importante ne correspond pas forcément au coefficient de corrélation le plus élevé.

Là encore, ceci est la preuve que les algorithmes de reconstruction utilisés actuellement en tomodensitométrie ne sont pas adaptés à l'imagerie des organes en mouvement et qu'il est nécessaire d'optimiser les constantes d'examen en tenant compte de la vitesse de déplacement de l'organe exploré.

IV.A.4.3 Ecart type

Tout comme ceux obtenus avec la méthode du coefficient de corrélation, les résultats (Figure IV-7) mettent d'avantage en valeur la non-uniformité de la variation de l'écart type en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme v_f à couple (kV, mAs) constant. Les courbes obtenues ne permettent pas d'affirmer que, pour un couple (kV, mAs) constant, l'écart type diminue quand la vitesse v_f augmente. C'est-à-dire que plus v_f est grande, plus l'image est éloignée de l'image obtenue à $v_f=0\text{mm.s}^{-1}$. Il ne semble y avoir aucune relation entre la dose reçue et la qualité de l'image à vitesse constante. En effet, à vitesse v_f constante, la dose reçue la plus importante ne correspond pas forcément au coefficient de corrélation le plus élevé. La non-corrélation entre la vitesse de déplacement du fantôme, la dose d'irradiation et la qualité de l'image montre bien que les algorithmes actuellement utilisés pour la reconstruction d'images en tomodensitométrie ne sont pas adaptés à l'imagerie des organes en mouvement. D'autre part, les courbes obtenues en calculant l'écart type donnant les mêmes informations que celles obtenues avec le calcul du coefficient de corrélation, cela prouve qu'il est possible d'optimiser les constantes d'examen en tenant compte de la vitesse de déplacement de l'organe exploré.

IV.A.4.4 « Scoring » radiologue

D'après les critères du « scoring » radiologue, la qualité de l'image semble évoluer de manière linéaire avec la dose reçue et la vitesse de déplacement de notre fantôme. Elle dépend également des algorithmes de reconstruction qui se révèlent inadaptés pour l'imagerie d'organes en mouvement.

IV.A.4.5 Calcul du volume

La dose reçue par le patient étant proportionnelle à $(kV)^2$, il apparaît que, à v_f nulle, la reconstruction tridimensionnelle est plus fiable quand la dose reçue est plus importante. L'augmentation de dose, à v_f nulle, conduit donc à une amélioration de la résolution spatiale et de la résolution en contraste. À kV et v_f constants, il ne semble pas y avoir de corrélation possible entre les mAs utilisés et le volume calculé. Ces aberrations dans le calcul du volume peuvent s'expliquer par le fait que tous les algorithmes de reconstruction utilisés actuellement en tomodensitométrie ont été développés et testés avec des objets statiques. La technologie de refroidissement du tube à rayons X du scanner 4 barrettes de l'hôpital d'Enfants de Brabois (Siemens Volume Zoom), ne nous permet pas de réaliser toutes nos mesures avec des vitesses d'avance de table, donc des pitches, constants. Malgré cela, le mouvement de déplacement de la table étant opposé au déplacement de notre fantôme, le volume, calculé à v_f constante, devrait être fonction de la vitesse d'avance de table v_t . Les mesures réalisées prouvent qu'il en n'est rien (Figure IV-11). En effet, pour $v_f = 0 \text{ mm.s}^{-1}$, le volume est constant pour toutes les valeurs de v_t mais dès que $v_f \neq 0 \text{ mm.s}^{-1}$, l'évolution des volumes calculés ne peut être corrélés à v_t .

On peut corréler les acquisitions réalisées à $v_f = 0 \text{ mm.s}^{-1}$ et celle réalisées à $v_f \neq 0 \text{ mm.s}^{-1}$ et à pitch constant. Par exemple, pour $v_f = 20 \text{ mm.s}^{-1}$ et $\text{pitch} = 0,7$, on a une décroissance du volume entre $(120 \text{ kV}, 100 \text{ mAs})$ et $(120 \text{ kV}, 120 \text{ mAs})$. Cette décroissance pour $v_f = 0 \text{ mm.s}^{-1}$ est également retrouvée (Figure IV-9 et Figure IV-11). L'évaluation du volume dépend donc bien du pitch.

Le mouvement de la table est connu, il est intégré dans les algorithmes de reconstruction en adaptant, en fonction du pitch, une fonction de pondération spiralée non linéaire [87]. Mais ils n'intègrent pas les mouvements du patient. C'est pourquoi les courbes obtenues ne permettent pas de corréler la vitesse d'avance de la table et le volume calculé.

Par conséquent, l'erreur sur les volumes calculés est due principalement aux algorithmes de reconstruction tridimensionnelle qui ne sont pas adaptés pour l'exploration d'organes en mouvement.

IV.A.5 Conclusions

L'information mutuelle est la méthode s'approchant le plus du « scoring » radiologue. Il ressort de ces deux méthodes que, à dose constante, la qualité de l'image décroît quand la vitesse de déplacement du fantôme augmente. Il apparaît également que, à vitesse de déplacement de fantôme constante, la qualité de l'image décroît quand la dose diminue. Néanmoins, ces décroissances ne sont pas continues et linéaires. Les méthodes de comparaison reposant sur l'utilisation du coefficient de corrélation et de l'écart type mettent d'avantage en avant les incohérences dues aux algorithmes de reconstruction. Cette non fiabilité des algorithmes de reconstruction est confirmée par l'utilisation de la méthode de calcul du volume qui montre bien que le volume calculé ne varie pas de manière linéaire en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme, de la vitesse d'avance de table, ou de la dose. Actuellement, les techniques d'acquisitions cliniques essaient de réduire, voir de supprimer le mouvement du patient grâce à deux techniques : le gating cardiaque et le gating respiratoire. Mais, pour certains examens, comme par exemple en pédiatrie où le gating cardiaque et respiratoire sont rendus irréalisables, il est impossible de supprimer ce mouvement. Cette étude montre bien le besoin et la nécessité pour les cliniciens d'avoir des outils de correction de mouvement afin d'avoir un diagnostic fiable et robuste.

IV.B Extraction du mouvement et correction du mouvement à partir des données brutes.

Ce chapitre est le fruit d'un encadrement et d'un travail effectué en collaboration avec M^{elle} Maélène LOHEZIC, 2^{ème} année ingénieur SUPELEC

IV.B.1 Introduction : bibliographie estimation et correction

IV.B.1.1 En pratique clinique

Pour palier au mouvement des organes, diverses techniques peuvent être distinguées. Ainsi, la solution naturelle est l'**accélération** du processus d'acquisition. En tomographie, les vitesses de rotation du tube ont été accélérées passant de 10 s à 0,33 s. Comme il a été présenté précédemment (I.A.2), le mode spiralé et l'introduction des scanners multicoupes ont également permis de réduire de manière spectaculaire les temps d'exams. De plus, des algorithmes de reconstruction ont été développés afin d'utiliser le minimum d'information [32, 102]. Malgré tout, les résolutions temporelles sont encore insuffisantes pour pouvoir geler le mouvement, et tout particulièrement celui du cœur (II.C.6). De plus, en augmentant la vitesse d'acquisition, il a été constaté une baisse du rapport signal sur bruit entraînant une diminution de la qualité des images produites.

Une autre méthode consiste à **supprimer** le mouvement de l'organe en agissant sur ses origines. Cette technique est surtout employée pour la respiration. Ainsi, pour chaque examen potentiellement affecté par la respiration, il est demandé au patient d'effectuer une apnée. Deux problèmes interviennent alors, d'une part, certains patients, comme les enfants, ne peuvent produire d'apnée. D'autre part, cette technique est dépendante de la qualité et la reproductibilité de l'apnée. En effet, certaines études ont montré l'existence d'un mouvement résiduel pendant l'apnée pouvant alors biaiser les données récoltées pendant l'acquisition. De plus, pour certains exams, le patient doit reproduire plusieurs apnées. Or, ces dernières ne sont pas tout à fait reproductibles et peuvent alors entraîner un biais au niveau de l'image.

Une autre solution pour palier au problème du mouvement consiste à **sélectionner** uniquement la phase où il est considéré comme minimum. Par des méthodes de « gating » ou de « triggering », cette phase est alors sélectionnée. Ces méthodes sont couramment utilisées en pratique clinique pour l'imagerie cardiaque. Ainsi, pour réduire les mouvements dus aux contractions cardiaques, un ECG est acquis afin de repérer cette phase. Néanmoins, deux problèmes interviennent au niveau de ce type d'acquisition. D'une part, elles partent du postulat d'un mouvement périodique et reproductible. Or, dans la réalité, les mouvements ne sont ni exactement périodiques ni exactement reproductibles. D'autre part, cette technique sélectionne la phase où il existe un minimum de mouvement. Or, même avec ce minimum de mouvement, les images peuvent être potentiellement artefactées. En conclusion, pour ces méthodes de sélection, l'artefact de mouvement est alors minimisé et non pas supprimé.

Toutes ces techniques sont actuellement utilisées en pratique clinique. Elle obtiennent des résultats satisfaisant dans la plupart des cas, malheureusement pour certains patients elles atteignent leurs limites.

IV.B.1.2 Technique d'intégration

Une autre solution pour pallier au problème des artefacts cinétiques est alors l'**intégration** du mouvement dans le processus d'acquisition/reconstruction. Au niveau de cette approche, deux étapes peuvent être distinguées: l'estimation du mouvement et la correction de ce dernier. Des techniques d'estimation et de correction du mouvement sont peu nombreuses dans la littérature que ce soit pour l'estimation ou pour la correction, celles-ci peuvent intervenir au niveau des trois étapes définissant le processus d'acquisition/reconstruction : soit au niveau des données acquises, soit au niveau du processus de reconstruction, soit au niveau d'un post traitement images.

IV.B.1.2.a Estimation du mouvement

La première étape consiste à estimer le mouvement effectué par l'organe ou la région anatomique à visualiser. Au niveau de la littérature, deux méthodes peuvent être employées. D'une part, cette information peut provenir d'un système extérieur. Ce type de système permet d'avoir une information en temps réel. Ainsi, à titre d'exemple, au sein du laboratoire, les mouvements de respiration, pendant une acquisition IRM, sont fournis par l'intermédiaire d'une ceinture pneumatique où divers capteurs permettent de quantifier le mouvement. Une

calibration nécessaire, du fait de la variabilité interpatient des caractéristiques du mouvement dû à la respiration, est effectuée.

D'autre part, le mouvement peut être estimé à partir des données récoltées lors de l'acquisition. Ces algorithmes peuvent être appliqués soit au niveau des données brutes, c'est-à-dire des données de projections, soit au niveau des images reconstruites classiquement.

Au niveau de l'estimation du mouvement à partir des images, l'acquisition est effectuée sur l'ensemble du mouvement que l'on souhaite quantifier. Une série d'images est ensuite reconstruite en décalant la fenêtre de sélection des données de projections, utilisée pour la reconstruction. Ainsi, avec l'apparition des scanners 4D, le mouvement dû à la respiration peut être estimé à partir d'un post traitement des images [103, 104]. Ainsi, Grangeat [105] reconstruit une séquence d'images basse résolution et estime le mouvement grâce à un algorithme de « block matching ».

D'autres équipes tentent de quantifier le mouvement directement à partir des données de projections. Kachelreiss [106] quantifie un mouvement global par l'intermédiaire d'une analyse de l'évolution du centre de masse de la projection. Appliqué en tomographie cardiaque, cette méthode permet de disposer d'un signal différenciant les différentes phases du cycle. Lu [27] propose de quantifier les déplacements grâce à des structures très contrastées identifiables dans les données de projections.

On peut également citer le cas particulier de l'étude Dhanantwari [107, 108] qui estime le mouvement au niveau des projections avec deux jeux de données acquises simultanément. Depuis peu, la technologie dual énergie, proposée par Siemens [25], donne la possibilité d'acquérir deux projections simultanées pour des angles de projections différents.

IV.B.1.2.b Correction du mouvement

Différentes méthodes ont été développées afin de compenser la déformation des organes en mouvement. Ainsi, l'idée est d'introduire un modèle de déformation dépendant du temps dans le processus de reconstruction. Au niveau de la correction du mouvement, deux solutions générales sont répertoriées dans la littérature :

- intégration du mouvement dans le schéma de reconstruction
- correction des projections avant l'étape de reconstruction.

La première solution consiste à intégrer le mouvement dans le processus même de reconstruction comme il est déjà effectué pour le mouvement de la table. Plusieurs techniques mathématiques ont été proposées. Elles partent du postulat d'un modèle dynamique linéaire : le mouvement de l'organe est alors estimé par l'intermédiaire de translations et de rotations. Crawford [12] a établi deux formules de rétroprojection filtrée pour le cas des géométries 2D, parallèle et fanbeam, afin de compenser les mouvements globaux de la région anatomique explorée. Toujours dans la même famille de solutions, Ritchie [12] et Grangeat appliquent des formules de reconstruction locale. Ils introduisent un opérateur de déformation dans l'étape de rétroprojection qui permet de tenir compte de la déformation des organes.

La deuxième solution serait de corriger les effets du mouvement directement sur les projections acquises [27, 109]. Après correction, les images pourraient alors être reconstruites avec des algorithmes classiques actuellement utilisés.

IV.B.1.3 Nos choix

L'étude que nous proposons se focalise sur la problématique des maladies coronariennes. Du fait de leur atténuation élevée, les calcifications caractéristiques de ce type de pathologie sont potentiellement visibles au niveau des données de projection. Ainsi, nous nous sommes limités à étudier une région d'intérêt où la calcification pourrait se situer.

Comme il a été vu précédemment, l'estimation et la correction du mouvement peuvent intervenir à plusieurs étapes du processus d'acquisition/reconstruction. Pour notre part, ces deux opérations ont été effectuées au niveau des données de projections c'est-à-dire avant le processus de reconstruction (Figure IV-12).

Notons que, pour ces différentes études, des outils permettant d'évaluer la pertinence de nos corrections ont été utilisés. Ces différentes méthodes de quantification de la qualité d'image ont été présentées précédemment (III.A.3.2).

L'étude proposée se scinde en deux parties. Dans une première partie, une étude, par l'intermédiaire du logiciel de simulation, a été réalisée pour des géométries 2D d'acquisition (parallèle et fanbeam). L'étude, effectuée sur des modèles simples de fantômes, a permis de tester les premières méthodes mises en place pour la détermination et la correction du mouvement d'une calcification.

Pour la seconde partie, le support de travail est constitué de projections extraites d'acquisitions effectuées sur le scanner Somatom Sensation 16 (Siemens, Erlangen, Germany) du service de radiologie Guilloz (CHU Nancy). Actuellement, seules des méthodes de suivi de calcification ont été testées sur ces données.

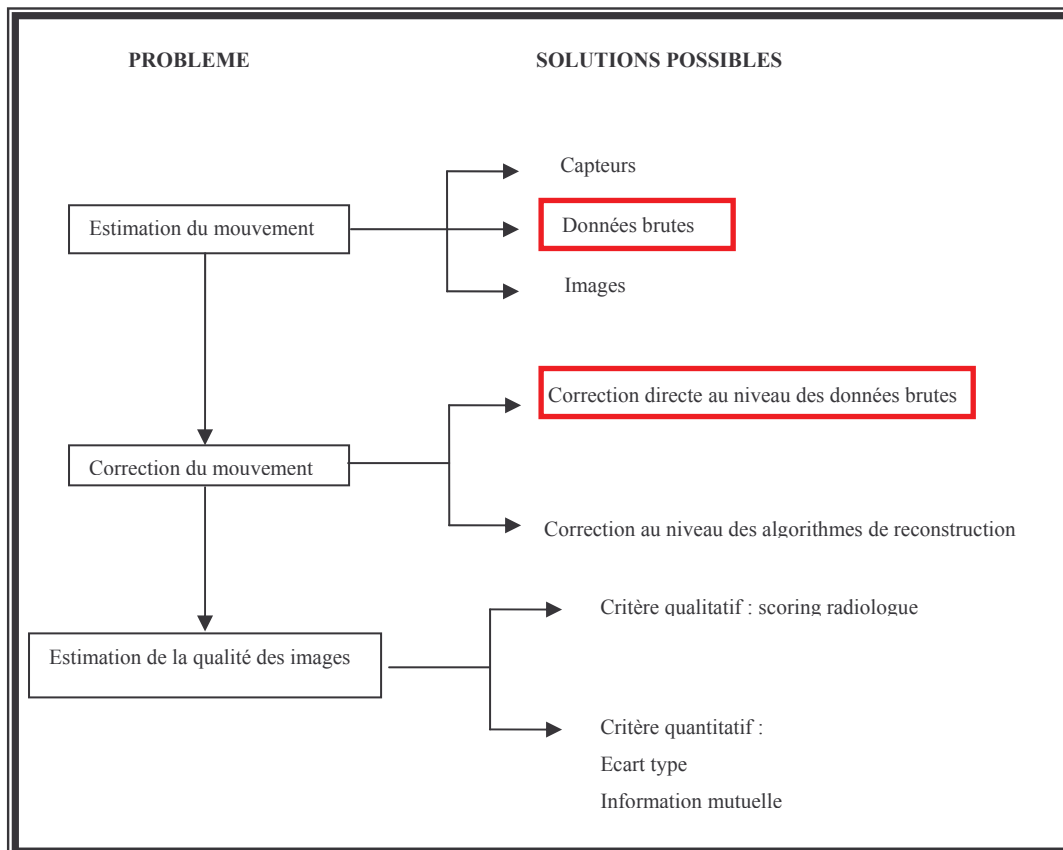


Figure IV-12 : Récapitulatif des différentes méthodes dans le processus d'intégration d'un mouvement physiologique dans le processus d'acquisition/reconstruction des données tomographiques

IV.B.2 Détectabilité de calcification : Problématique et solution

L'idée de la méthode proposée consiste à suivre la calcification au niveau des données de projections. Or, pour détecter de manière automatique les calcifications au niveau des données brutes, deux problèmes majeurs sont soulevés.

Afin d'illustrer ceci, reprenons les images du fantôme QRM utilisé dans l'étude précédente. On constate aisément que les calcifications dans l'espace image sont visibles (Figure IV-13, a). Or, contrairement à l'espace image où les calcifications sont homogènes, la valeur de la projection de la calcification varie en fonction de l'angle de projection. En effet, entre chaque projection, la partie de faisceau traversant la calcification ne parcourt pas le même trajet. (Figure IV-13 b, c, d). Ainsi, le faisceau est plus ou moins atténué en fonction des parties qu'il traverse. Des techniques classiques de « block matching » sur l'ensemble de l'espace de projection sont alors difficilement exploitables du fait de la variation de la valeur de l'intensité de la partie de la projection traversant la calcification.

D'autre part, la calcification peut être masquée par d'autres régions anatomiques rendant alors la possibilité de détecter la calcification difficile et même impossible. Ainsi, la calcification peut être repérée pour une angulation de la source à 170° ou de 90° (Figure IV-13 c, d, flèche rouge) alors que pour une autre angulation de 0° , du fait que la partie du faisceau traversant la calcification intercepte également une région équivalente os, elle n'est pas visible (Figure IV-13 b).

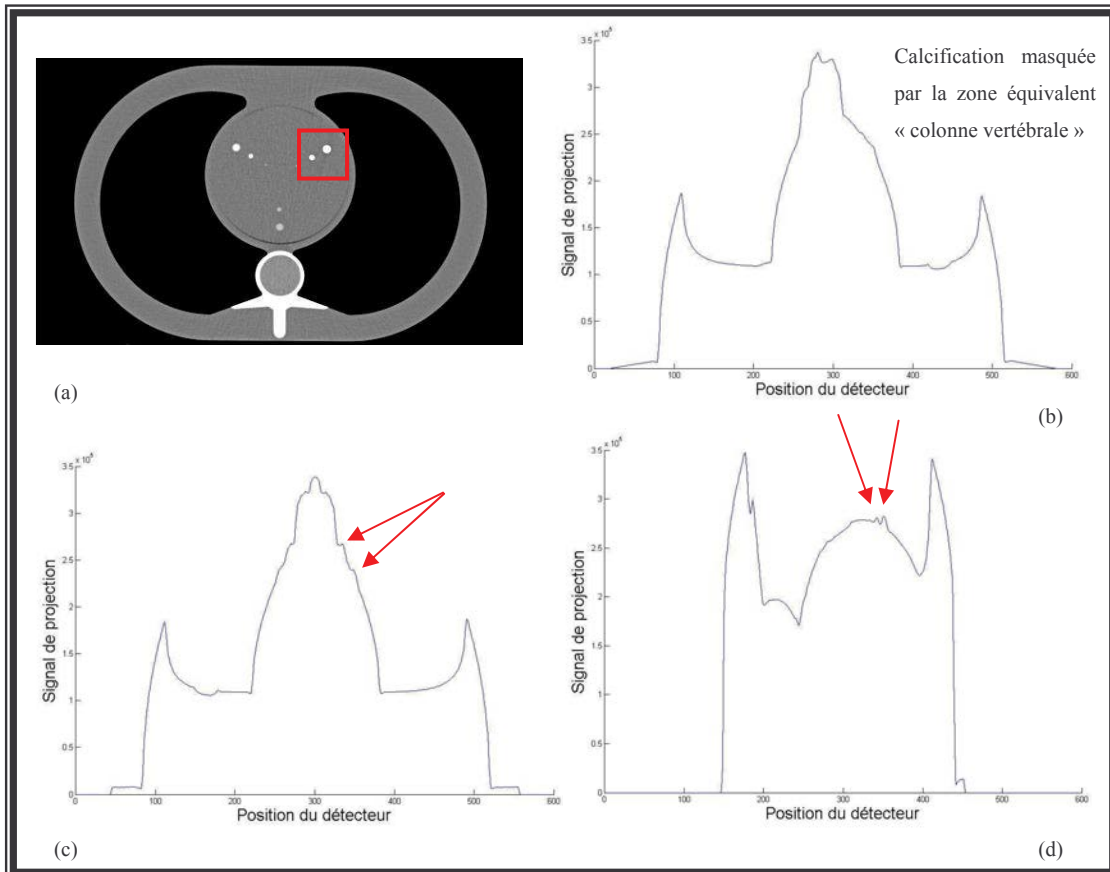


Figure IV-13 : Les calcifications (encadré rouge) sont homogène et visible dans l'espace image. Les projections de ces calcifications sont différentes en fonction de l'angle d'acquisition. (b) à 0° (c) 170° et (d) 90° . Alors que pour (c) et (d), la projection de la calcification est visible, elle ne l'est pas pour (b) du au fait qu'elle soit masqué par la partie équivalent colonne.

Pour minimiser ces deux problèmes, nous proposons d'appliquer une technique permettant de rehausser le contraste. Après reconstruction des images avec les données initiales, la région d'intérêt où se situe la calcification est déterminée (Figure IV-14 a). On va alors considérer que cette région est uniquement constituée d'air (Figure IV-14 c). A partir de cette nouvelle image, les données que l'on aurait dans une telle situation sont alors simulées. Deux types d'informations sont alors disponibles: une projection initiale (Figure IV-14 b) et une projection avec cache (Figure IV-14 d). En soustrayant ces deux informations, on dispose d'une projection de la région d'intérêt si celle-ci était entourée d'air (Figure IV-14 e). Les calcifications sont alors bien visibles dans la projection sous la forme de deux pics (Figure IV-14 f)

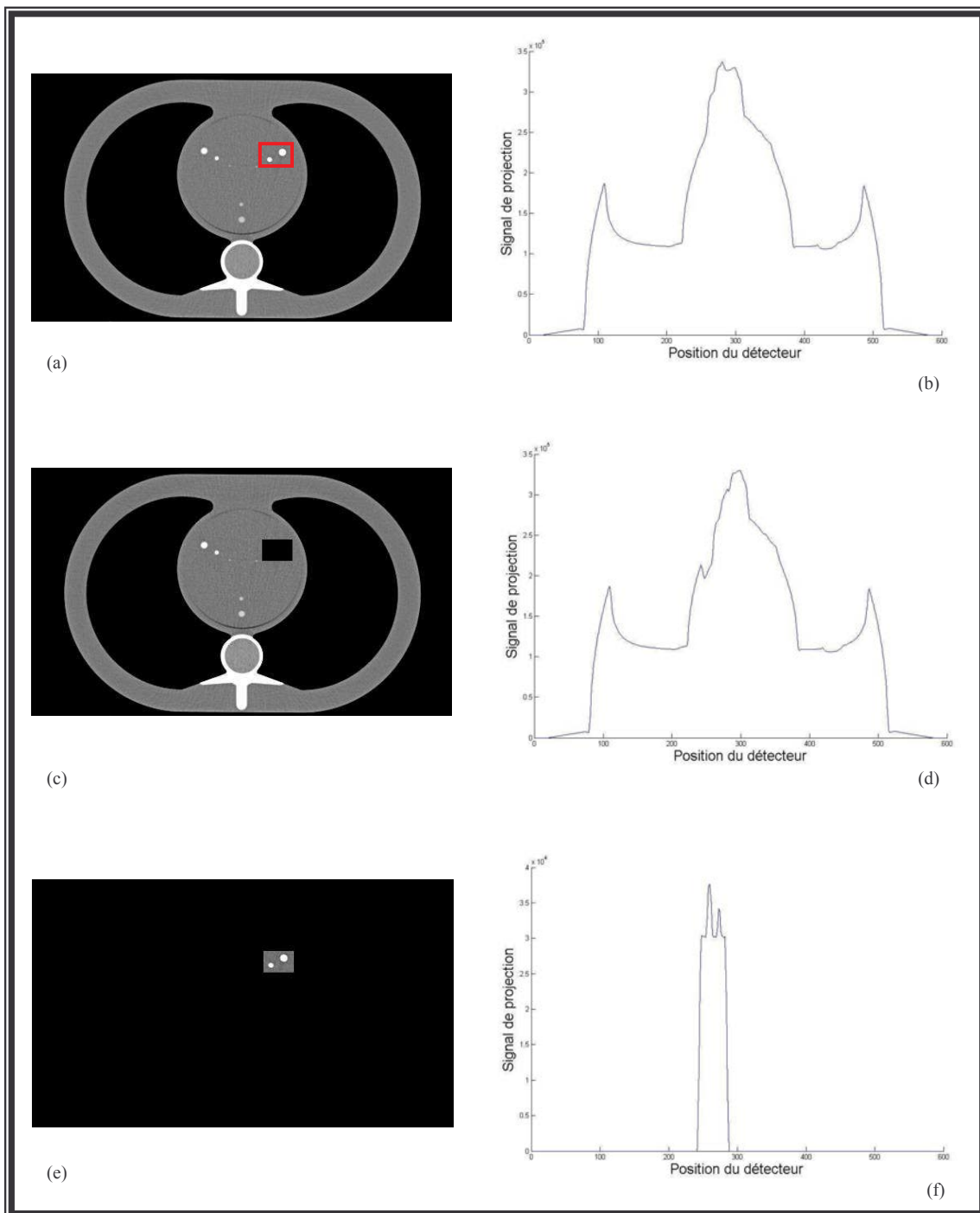


Figure IV-14 : Illustration de la technique du cache pour augmenter le contraste pour une projection à 170° (a) (b) image originale et son projection (c) (d) image avec cache et sa projection (e) (f) image et projection sur laquelle est détecté le mouvement.

Le schéma de principe du réhaussement de contraste est présenté Figure IV-15. L'exemple donné ci-dessus correspond à une géométrie 2D pour des projections en parallèle.

Le même principe peut être appliqué en géométrie 3D mais au lieu de sélectionner une ROI un VOI est sélectionné.

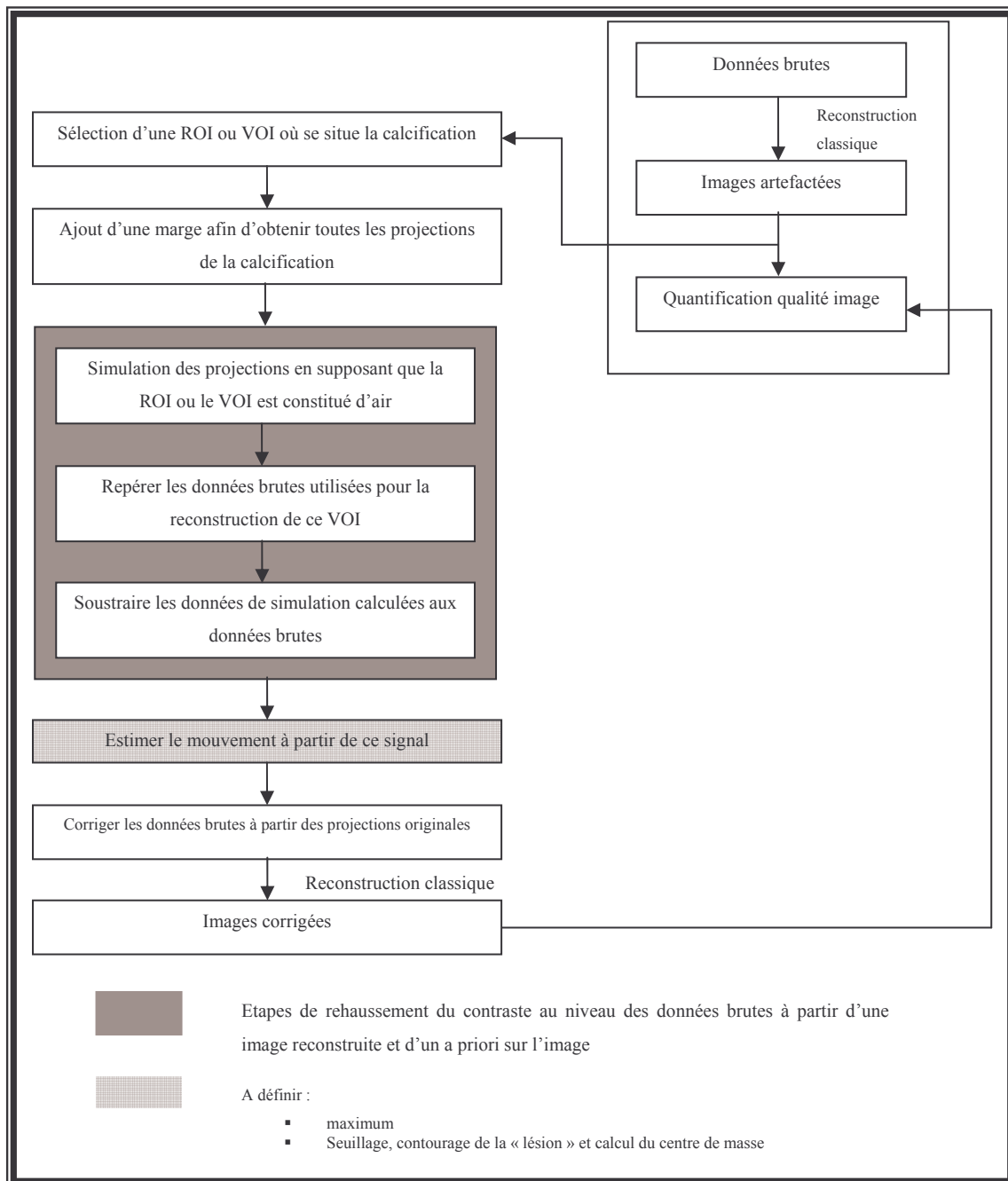


Figure IV-15 Solution proposée pour détecter les zones de fort contraste.

IV.B.3 Détection et correction en géométrie 2D : parallèle et fanbeam

IV.B.3.1 Fantôme utilisé et mouvement

Des fantômes tests possédant une géométrie simple ont été utilisés afin de tester les solutions mises en place pour la détection du mouvement et sa correction dans les données brutes en géométrie 2D (parallèle et fanbeam). L'utilisation de tels fantômes permet de posséder des sinogrammes relativement simples facilitant ainsi les tests.

Ces deux fantômes sont composés d'une structure principale circulaire équivalent tissu dans laquelle ont été insérées des éléments géométriques équivalent « calcifications »:

- fantôme à 1 calcification circulaire homogène (Figure IV-16 a)
- fantôme à 2 calcifications circulaires homogènes (Figure IV-16 b)

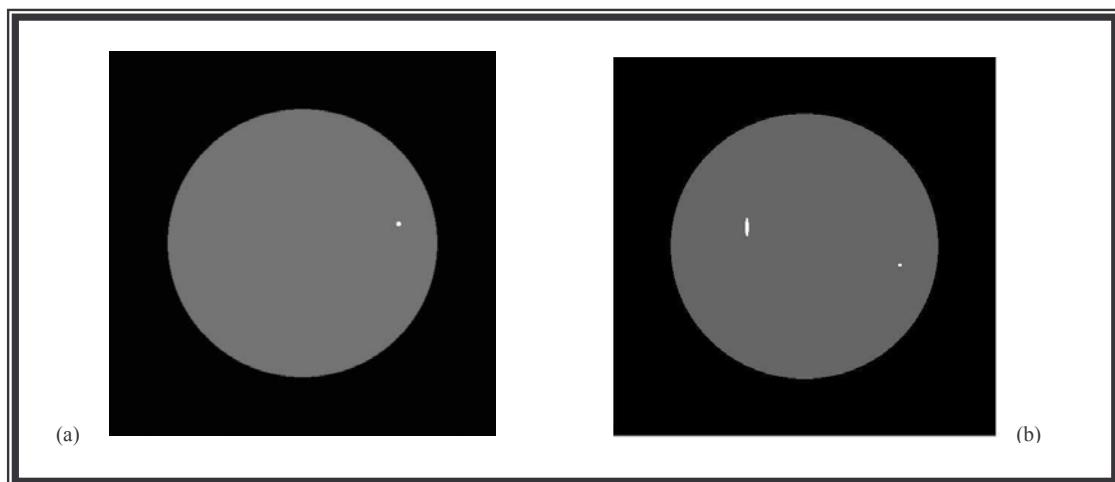


Figure IV-16 : Fantômes une et deux calcifications. (a) (b)

Pour l'étude dynamique, seule la calcification est animée d'un mouvement linéaire de translation, de direction Oy . Les sinogrammes, aussi bien pour le fantôme statique que ceux animés d'un mouvement, ont été obtenus par l'intermédiaire du logiciel de simulation.

IV.B.3.2 Géométrie parallèle

IV.B.3.2.a Présentation

Pour rappel, les données brutes en géométrie parallèle peuvent se représenter sous la forme d'un sinogramme. Ce type d'image permet de visualiser l'information atténuation en fonction des coordonnées θ et p respectivement la position angulaire de la source et la position du détecteur dans la projection.

Les données brutes (Figure IV-17), qui correspondent à une transformée de Radon en géométrie parallèle, ont été obtenues avec le logiciel de simulation avec les caractéristiques suivantes :

- Des acquisitions de type séquentiel (sans avancée de table)
- Une seule révolution du scanner simulée
- L'intervalle angulaire entre chaque projection a été fixé à $360^\circ/1160$

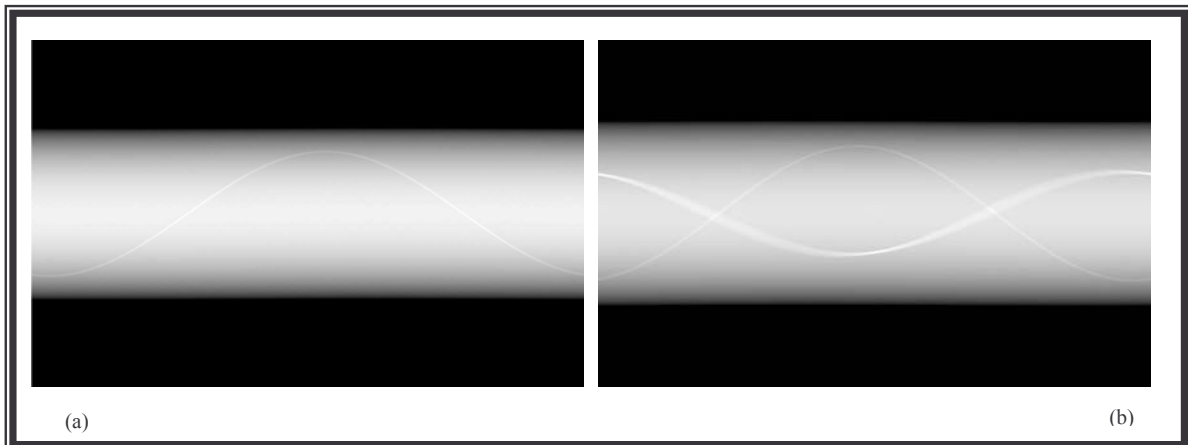


Figure IV-17 : Sinogrammes obtenus à partir du logiciel de simulation en géométrie parallèle pour le fantôme une calcification (a) et deux calcification (b). Les colonnes de la matrice correspondent à une projection à un angle donné pour l'ensemble de détecteurs. Les lignes de la matrice correspondent à un détecteur pour l'ensemble des angles de projection

Pour la reconstruction, une rétroprojection filtrée, fournie par la fonction « *iradon* » du toolbox « image processing » de Matlab, a été utilisée avec:

- un filtre « Ram-Lak »
- une interpolation de type linéaire pour la rétroprojection

Une image reconstruite avec des données brutes corrompues (Figure IV-18 a) par le mouvement peut être visualisée (Figure IV-18 b)

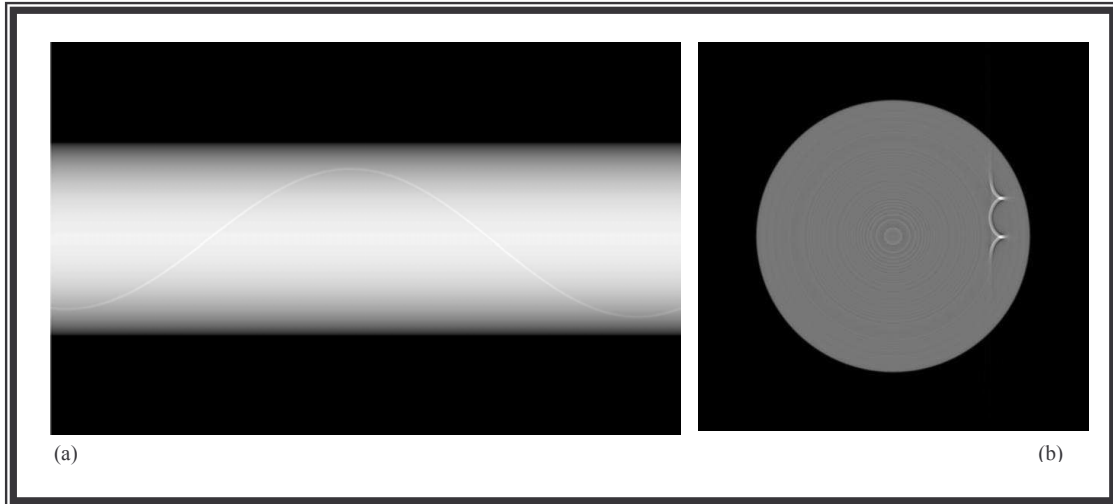


Figure IV-18: Sinogramme et image reconstruite corrompus par un mouvement de translation en y

IV.B.3.2.b Détection de la calcification

Nous avons choisi de quantifier le mouvement d'une calcification à travers le sinogramme c'est-à-dire à partir des données projections. Il faut donc repérer la calcification dans les différentes projections. Comme on peut constater (Figure IV-18 a) que la calcification laisse une trace dans le sinogramme. C'est cette même trace que l'on doit détecter.

Afin de rehausser le contraste et limiter l'information uniquement à la région d'intérêt contenant la calcification, la méthode de cache, exposée ci-dessus, a été utilisée (IV.B.2). Ainsi, dans un premier temps, le fantôme est reconstruit à partir des données corrompues par le mouvement. Des artefacts sont alors présents dans l'image (Figure IV-19 a). L'étape suivante consiste alors à choisir une région d'intérêt dans l'image où on suppose que la calcification se trouve pendant la durée de l'acquisition (Figure IV-19a cadre rouge). Plusieurs formes sont possibles pour la géométrie de la région d'intérêt: rectangulaire, elliptique ou circulaire. En supposant que la matière qui compose le cache est de l'air, une nouvelle image est alors recréée. Ainsi, au niveau de la matrice image, tout point qui appartient à la région d'intérêt sélectionnée aura pour valeur 0 (Figure IV-19 b).

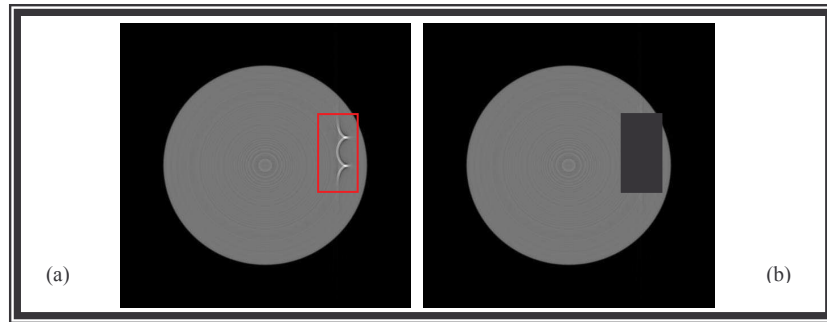


Figure IV-19 : Application d'un cache rectangulaire pour le fantôme 1 calcification. (a) sélection de la région d'intérêt (b) application du cache.

L'étape suivante consiste alors à produire un sinogramme de cette image par l'intermédiaire du logiciel de simulation. Disposant de ceci, nous soustrayons le sinogramme corrompu et le sinogramme avec cache. Cette technique permet alors que de disposer d'un sinogramme qui dispose uniquement d'une calcification dans le sinogramme (Figure IV-20 b, c et d). De plus, en appliquant cette technique de cache, le sinogramme ainsi obtenu présente une moins grande hétérogénéité et des régions à plus fort contraste. Les résultats présentés ci-dessous correspondent à diverses formes de ROIs (Figure IV-20 b, c et d).

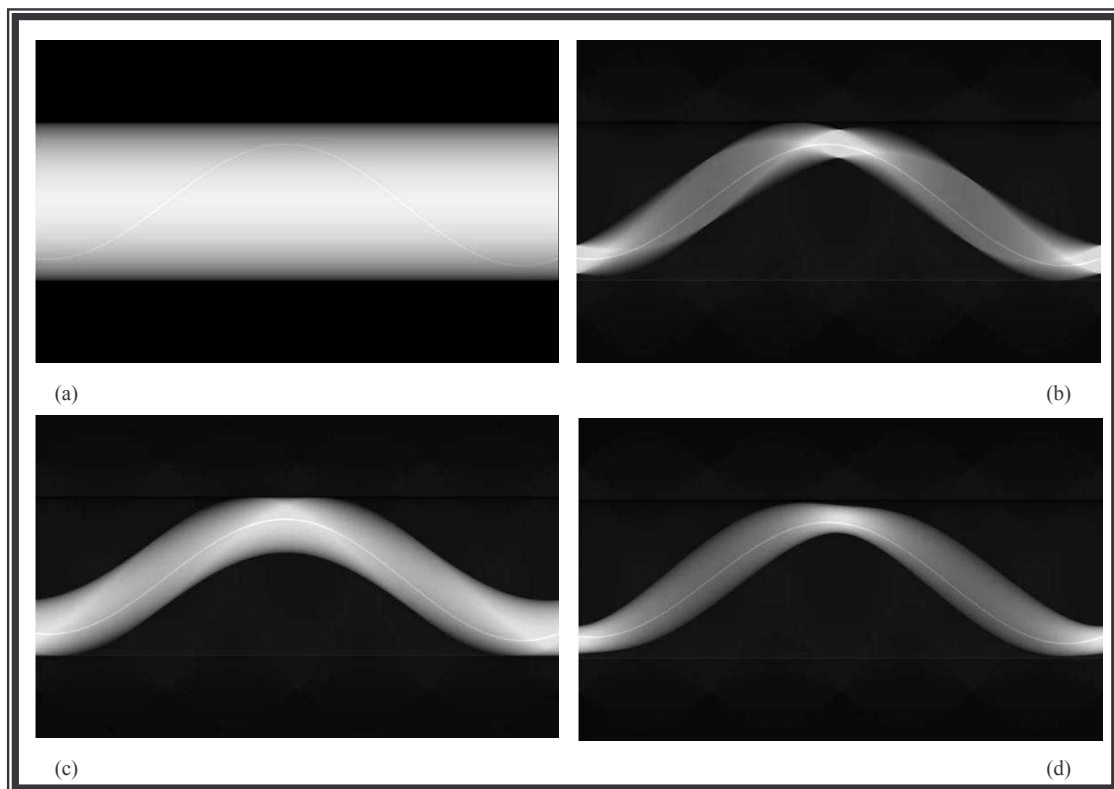


Figure IV-20 : Sinogrammes initiale (a) et avec différentes formes de cache : rectangulaire (b), circulaire (c) et elliptique (d).

Les résultats présentés dans la suite du manuscrit ont été obtenus en utilisant un cache elliptique (Figure IV-20 d). L'enveloppe de la trace laissée par la calcification dans le sinogramme doit maintenant être détectée. La localisation des régions de fort gradient est alors utilisée. Un algorithme de « Sobel » [110], habituellement utilisé en segmentation, permet de détecter la frontière entre différentes zones par la détermination des maximums de gradient. Pour minimiser les possibles détections parasites, un seuillage automatique est effectué sur le sinogramme. Ce dernier part de l'hypothèse que l'histogramme du sinogramme avec cache peut être approché par deux gaussiennes (Équation IV-2). La Figure IV-20d montre bien deux zones : une zone représentée en noir où le faisceau ne traverse que de l'air et une zone plus claire où le faisceau traverse de la matière (Figure IV-20 d).

$$h(g) = \frac{P_1}{\sqrt{2\pi}\sigma_1} e^{-\frac{(g-\mu_1)^2}{2\sigma_1^2}} + \frac{P_2}{\sqrt{2\pi}\sigma_2} e^{-\frac{(g-\mu_2)^2}{2\sigma_2^2}} \quad \text{Équation IV-2}$$

Le seuil optimal est alors donné par la résolution de l'Équation IV-3

$$AT^2 + BT + C = 0 \quad \begin{cases} A = \sigma_1^2 - \sigma_2^2 \\ B = 2(\mu_1\sigma_2^2 - \mu_2\sigma_1^2) \\ C = \mu_2^2\sigma_1^2 - \mu_1^2\sigma_2^2 + \sigma_1^2\sigma_2^2 \ln\left(\frac{\sigma_1 P_1}{\sigma_2 P_2}\right) \end{cases}$$

Équation IV-3

Après la résolution de l'équation, un seuil est déterminé (Figure IV-21) Tout pixel inférieur à la valeur seuil fixée par l'algorithme d'optimisation de seuillage sera égale à 0.

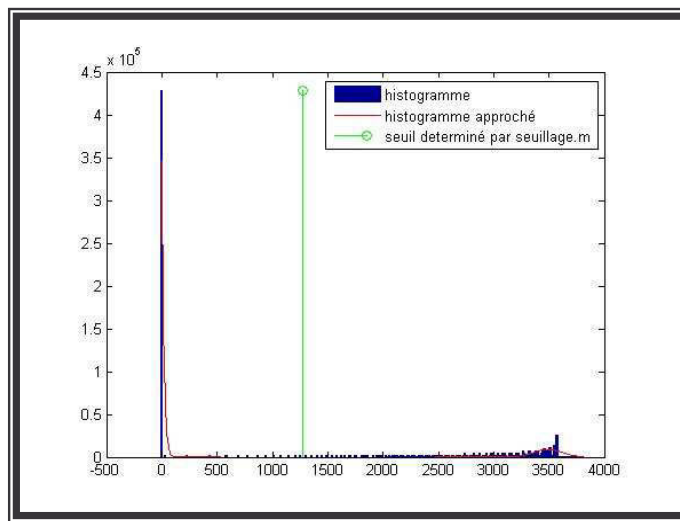


Figure IV-21 Histogramme du sinogramme et seuil déterminé par seuillage

La segmentation de type « Sobel » peut alors s'appliquer. Le résultat du seuillage suivi de la détection des contours est présenté Figure IV-22 pour un sinogramme « cache elliptique ». Malgré le seuillage effectué, des zones parasites de gradient subsistent encore. La segmentation « Sobel » permet de distinguer 4 frontières. Deux d'entre elles correspondent à l'interface air/plexiglas et les deux autres à l'interface calcification/plexiglas.

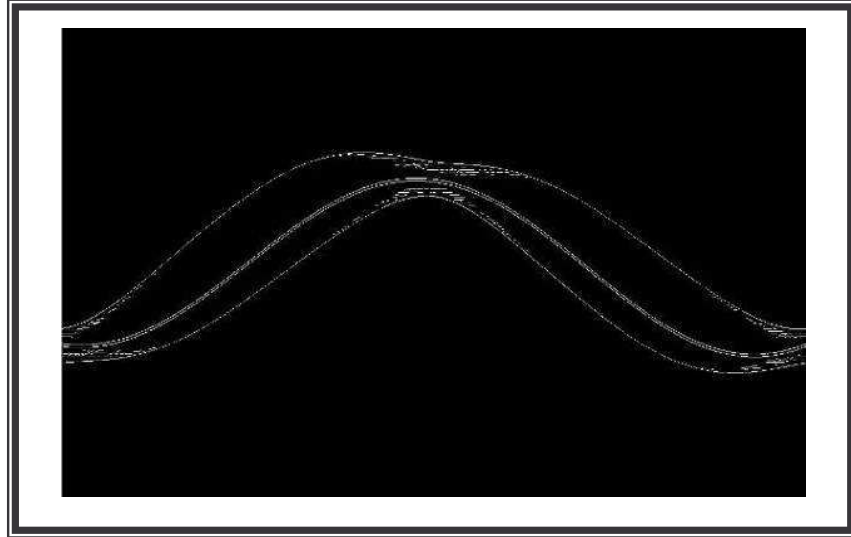


Figure IV-22 : Résultats d'une segmentation « Sobel » sur le sinogramme cache elliptique. Cette segmentation détecte bien le contour de la trace laissée par la calcification mais elle détecte également l'enveloppe du cache elliptique.

L'étape suivante consiste à repérer les contours de la trace parmi les pixels détectés par l'algorithme de « sobel ». Pour cela, une matrice contour est créée à partir du sinogramme cache. Ainsi, une valeur nulle est affectée à tout pixel qui n'appartient pas au contour. Pour les pixels qui appartiennent au contour, la valeur du sinogramme est conservée. Pour chaque projection, qui pour rappel sont les colonnes dans la matrice sinogramme, les deux valeurs maximales sont alors recherchées. Les deux courbes recherchées sont alors obtenues. La trajectoire de la calcification dans le sinogramme est alors estimée par le milieu de ces deux traces.

Afin de valider la méthode de suivie de la calcification de manière qualitative, la trace trouvée par l'intermédiaire de l'algorithme d'estimation est visualisée directement sur le sinogramme original (Figure IV-23). Qualitativement, le résultat du suivi de la trace est globalement bon. La trace détectée (tracé bleu) recouvre bien la trace observée dans le sinogramme.

Notons que les résultats obtenus sont variables suivant la forme, la taille et la position du cache. Les meilleurs résultats ont été obtenus pour un cache elliptique.

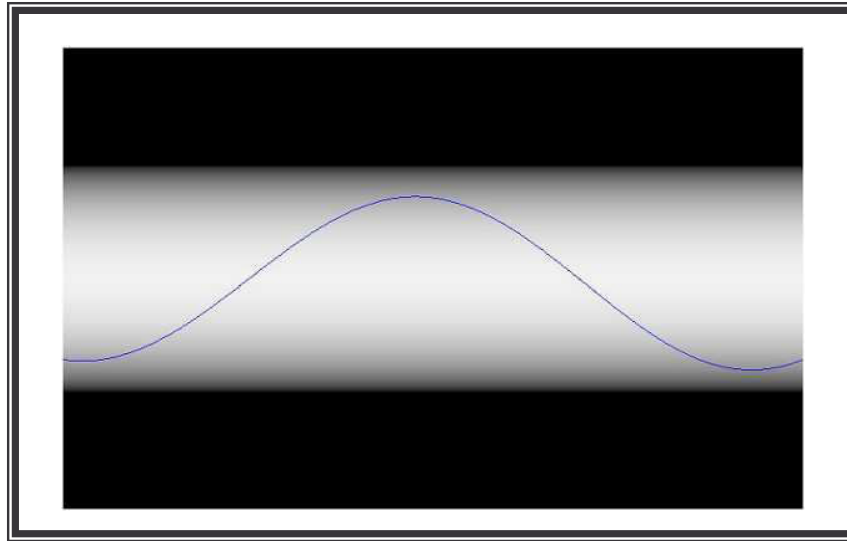


Figure IV-23 : Superposition du sinogramme initial avec la trace détectée

IV.B.3.2.c Correction du mouvement de la calcification

Dans le cas d'un faisceau parallèle, les coordonnées d'un point fixe de l'image (x_0, y_0) dans le sinogramme vérifient l'équation :

$$p = x_0 \cos \theta + y_0 \sin \theta \quad \text{Équation IV-4}$$

En effet, un point fixe dans le référentiel image possède un mouvement dans le sinogramme du fait du mouvement du couple source/détecteur. Ainsi, la trajectoire de la calcification dans le sinogramme doit respecter cette équation (Équation IV-4) afin de fournir une image de bonne qualité.

La trajectoire quantifiée dans la partie précédente est alors comparée à une trace théorique correspondant à la calcification si celle-ci était statique. Deux possibilités sont alors envisageables.

- la trajectoire de la calcification correspond à la courbe théorique. Dans ce cas, on considère que la calcification n'est pas animée d'un mouvement pendant le processus d'acquisition. Aucune correction n'est alors à apporter.
- la trajectoire de la calcification ne correspond pas à la courbe théorique. La calcification possède donc un mouvement pendant le processus d'acquisition. Une correction est donc nécessaire afin de palier aux artefacts de mouvement.

Dans un premier temps, il faut donc déterminer la position de la calcification qui sera visualisée par l'image. Plusieurs possibilités sont alors envisageables:

- Position initiale de la calcification
- Position d'équilibre ou position optimale de la calcification : position de la calcification pour laquelle la trace théorique dans le sinogramme se rapproche le plus de la trace détectée
- Position arbitraire de reconstruction (par exemple le centre de la région d'intérêt)

Ainsi, la méthode proposée dans l'étude détermine la position optimale de la calcification dans l'image. La coordonnée en x est facilement déterminée au possédant la position de la calcification dans la projection à l'angle de 0° (Équation IV-4)

$$x_0 = p(\theta = 0) \quad \text{Équation IV-5}$$

La valeur y_0 pour laquelle la trajectoire théorique se rapproche le plus de la trajectoire détectée est recherchée. Une méthode de « fitting » permettant de modéliser la trajectoire par une équation modèle est employée. Dans notre cas, cette équation modèle correspond à l'Équation IV-4. Le « fitting » permet alors de déterminer y_0 compte tenu de la connaissance de x_0 . On peut visualiser, Figure IV-24, la trace de la calcification théorique sans mouvement et celle avec mouvement.

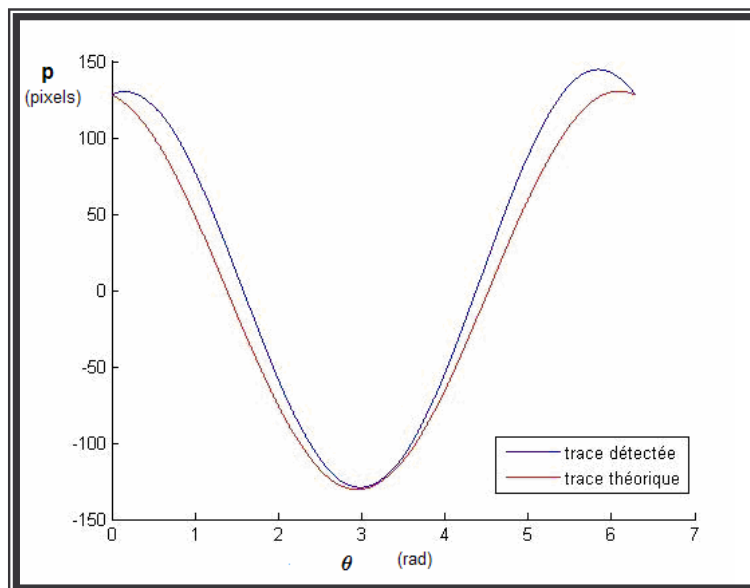


Figure IV-24 : Visualisation entre la trace détectée et la trace théorique sans mouvement

L'étape suivante consiste à corriger le sinogramme à partir de la trace théorique précédemment déterminée. Au niveau d'un profil de projection, la position de la calcification est visible par l'intermédiaire d'un pic d'une certaine épaisseur (Figure IV-25). Dans la partie précédente, les bords du pic ont été déterminés par l'intermédiaire d'une segmentation.

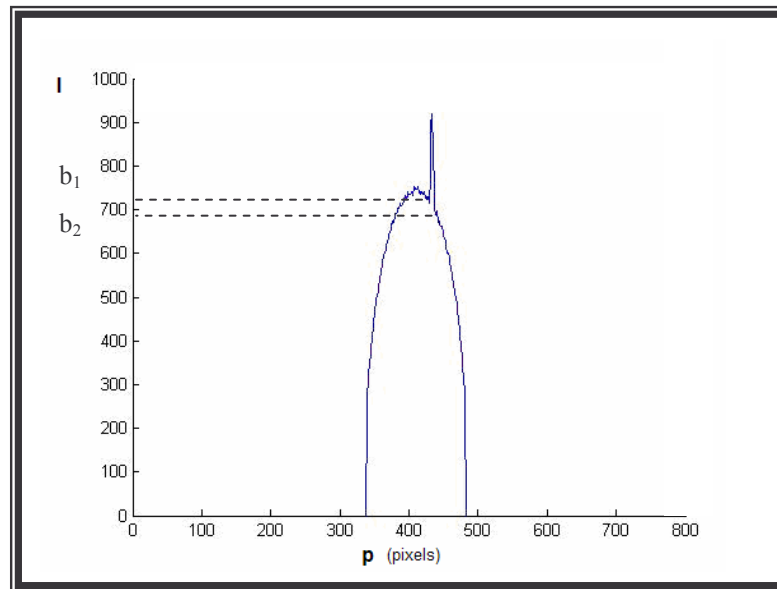


Figure IV-25 Profil d'une projection dans le sinogramme 'cache'. La calcification est visualisée par l'intermédiaire d'un pic.

Ainsi, afin de compenser le mouvement survenu lors des acquisitions, la trace détectée, estimée comme le milieu des deux bords du pic, va être recalée sur la trace théorique. Cette étape consiste à « déplacer » uniquement le pic revenant alors à appliquer une correction locale au sinogramme. Il faut au préalable estimer la proportion de la calcification dans la valeur de la projection.

Pour cela, pour chaque projection, un nouveau profil est calculé en effectuant une interpolation linéaire entre les deux points b_1 et b_2 . La part de la calcification dans la projection est alors obtenue en soustrayant le profil avec mouvement au nouveau profil.

La dernière opération consiste à décaler le nouveau profil sur la trace théorique. On obtient alors le profil corrigé suivant (Figure IV-26, profil rouge):

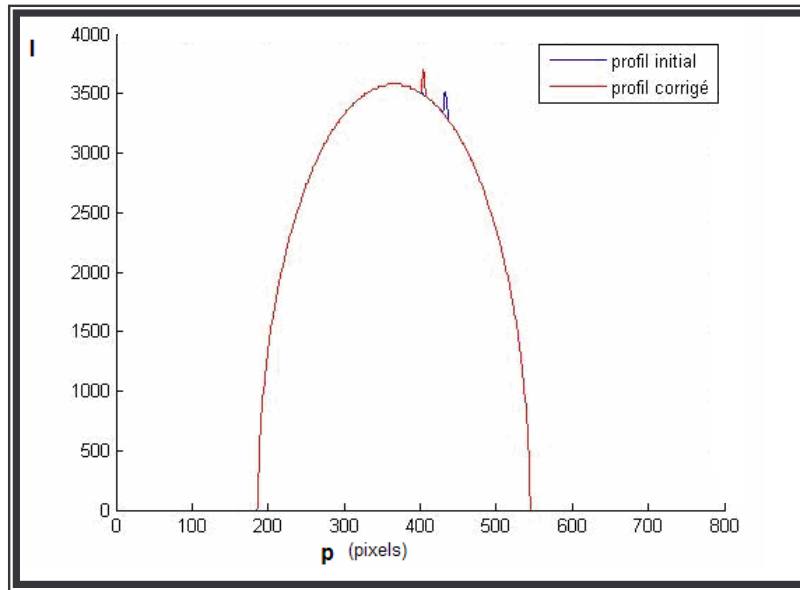


Figure IV-26 profil corrigé (tracé rouge) On corrige le profil initial (tracé bleu) en décalant le pic.

En appliquant cette fonction à tous les profils de projections, on obtient le sinogramme corrigé suivant (Figure IV-27, a) et l'image reconstruite avec un algorithme classique (Figure IV-27, b)

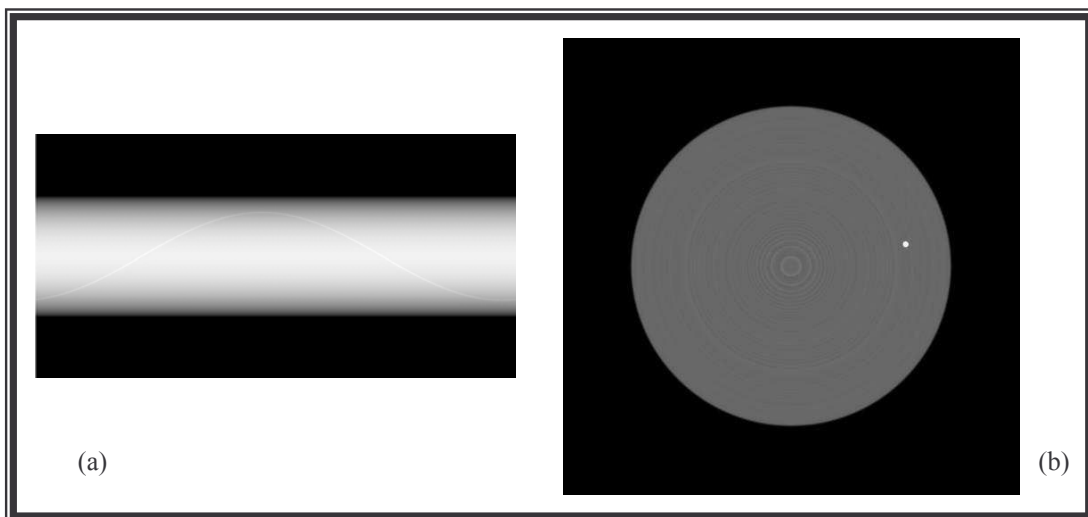


Figure IV-27 Sinogramme corrigé et image reconstruite

IV.B.3.2.d Conclusion

La méthode proposée, en géométrie parallèle, corrige bien les artefacts de mouvement dus à la translation suivant y au niveau de la calcification. Cependant, le modèle aussi bien au niveau de la géométrie que du mouvement effectué par la calcification sont relativement simples. La suite de l'étude devra donc tester les algorithmes avec des mouvements et fantômes plus complexes. Notons que cette méthode ne corrige que les mouvements intervenant dans le plan (x,y) .

IV.B.3.3 Géométrie fanbeam

IV.B.3.3.a Introduction

Après la mise en place d'une méthode d'estimation et de correction de données corrompues par le mouvement dans le cas « géométrie parallèle », nous allons tester ce type d'approche en géométrie fanbeam. Pour rappel, les données brutes en géométrie fanbeam peuvent se représenter sous la forme d'un sinogramme. Ce type d'image permet de visualisation l'information atténuation en fonction des coordonnées α et β respectivement la position angulaire de la source et la position angulaire du détecteur sur la rangée de détection

Les sinogrammes correspondant aux fantômes étudiés sont également produits par le simulateur en mode fanbeam. L'acquisition a été effectuée sur un tour de rotation.

Les caractéristiques du scanner simulé sont alors les suivantes :

- Incrément de rotation: $360^\circ/1160$
- Distance source/détecteur: 570 mm
- Géométrie: arc
- Nombre de détecteur: 672
- Angle de fanbeam : 52°

La fonction « ifanbeam » implantée dans le toolbox « image processing » a été utilisée pour la reconstruction. Elle est composée de deux étapes. Dans un premier temps, les données fanbeam sont réarrangées afin de reproduire un sinogramme en parallèle. En effet, les

coordonnées en géométrie parallèle et les coordonnées en géométrie fanbeam sont liées par les relations suivantes

$$\begin{cases} p = D \sin \beta & \text{Équation IV-6} \\ \theta = \alpha + \beta & \text{Équation IV-7} \end{cases}$$

Où D est la distance de la source/isocentre.

Cette opération permet alors d'utiliser l'algorithme de retroprojection filtrée pour la reconstruction de l'image. Les sinogrammes, en statique et en dynamique, ainsi que l'image reconstruite avec des données corrompues par le mouvement sont présentés Figure IV-28.

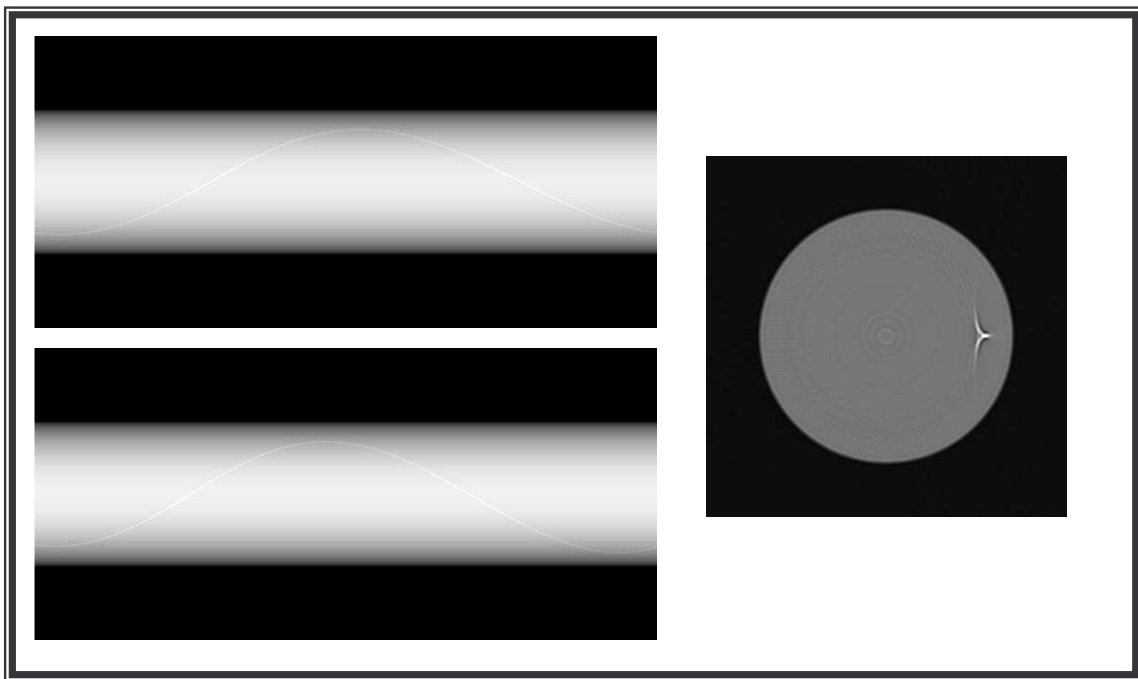


Figure IV-28: Sinogrammes du fantôme une calcification en statique et en dynamique. Image du fantôme avec la calcification en mouvement

IV.B.3.3.b Estimation et Correction

Comme il a été précédemment exposé (I.A.2.3.b), la reconstruction classiquement utilisée en géométrie fanbeam passe par une étape de réarrangement des données qui permet d'obtenir le sinogramme « parallèle », nécessaire à l'étape de rétroprojection.

Les étapes d'estimation et de correction peuvent alors s'effectuer soit sur les données fanbeam soit sur les données parallèles obtenues après réarrangement. Il s'avère que la solution optimale est d'effectuer la détection et la correction au niveau des données brutes en fanbeam. En effet, lors du réarrangement des données, les informations « fanbeam » nécessaires pour reconstituer une projection parallèle ne sont pas prises au même instant. Or, s'il y a mouvement, les projections parallèles ne correspondent pas aux projections qu'on obtiendraient en utilisant directement la transformée de Radon.

La détection de la trace dans le sinogramme en géométrie fanbeam est obtenue de la même manière qu'en géométrie parallèle :

- Reconstruction de l'image avec les données corrompues par le mouvement
- Choix de la région d'intérêt où on estime se trouver la calcification pendant l'acquisition
- Simulation des données avec la région d'intérêt considérée comme du vide
- Obtention du sinogramme 'cache' par soustraction du sinogramme original et le sinogramme 'ROI vide'
- Détection de la trace dans le sinogramme « cache » par l'intermédiaire d'une opération de seuillage et de segmentation
- Recherche de la trajectoire théorique (sans mouvement). Ainsi, de la même manière qu'en la géométrie parallèle, il faut déterminer la position pour laquelle l'image va être visualisée. La position à l'équilibre, c'est-à-dire celle dont la trace se rapproche le plus de la trace détectée, est alors déterminée grâce à la projection initiale et à une opération de « fitting ». La trajectoire d'une calcification sans mouvement, de coordonnées (x_0, y_0) dans l'image, dans le sinogramme « fanbeam » est un peu plus complexe. Elle est obtenue par un réarrangement des deux équations (Équation IV-6 et Équation IV-7)

$$\beta = \arctan\left(\frac{x_0 \cos \alpha + y_0 \sin \alpha}{x_0 \sin \alpha - y_0 \cos \alpha + D}\right) \quad \text{Équation IV-8}$$

On obtient alors les résultats suivant (Figure IV-29) :

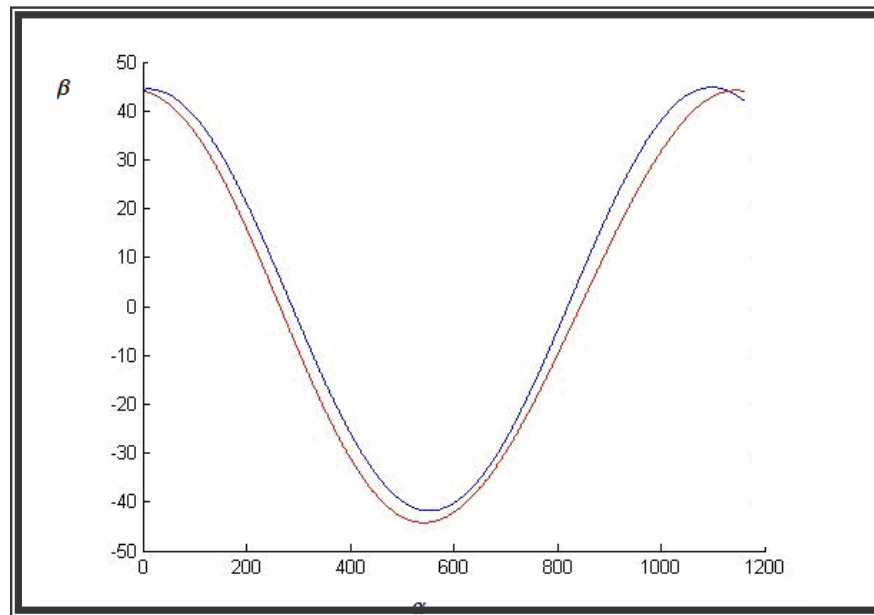


Figure IV-29 Trace théorique et détectée (tracé bleu : trace détecté ; tracé rouge : trace théorique)

- on corrige le sinogramme, en "déplaçant" pour chaque angle d'acquisition le pic correspondant à la trace de la calcification dans le sinogramme (Figure IV-30)

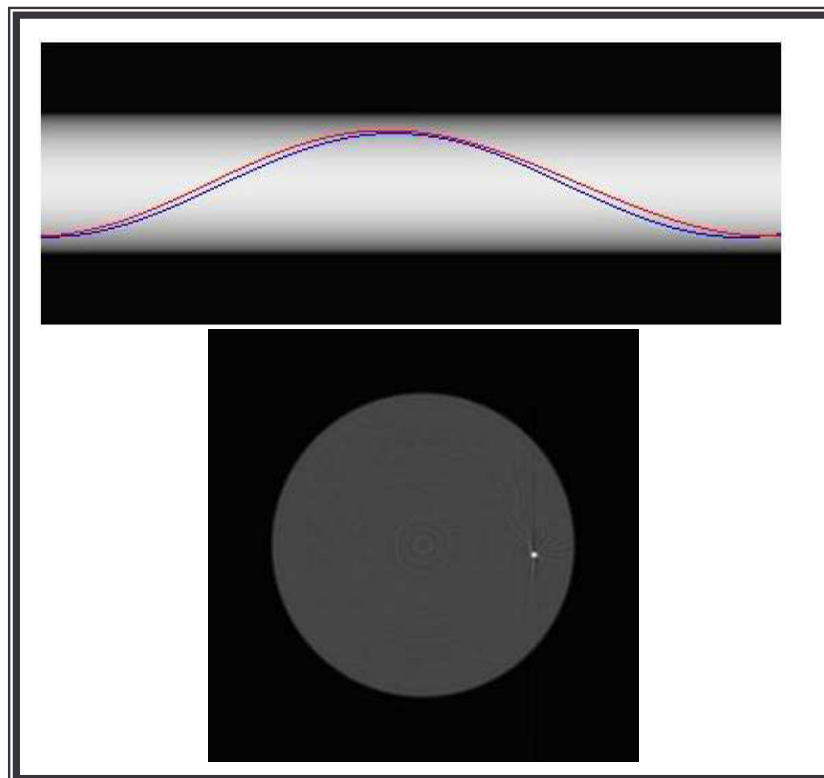


Figure IV-30 : (a) Sinogramme corrigé (b) Image reconstruite corrigée

IV.B.3.4 Conclusions et perspectives

Les méthodes d'estimation et de correction donnent des résultats encourageants au niveau des images reconstruites. Néanmoins, une validation quantitative devra être fournie pour quantifier le gain apporté par la correction en terme de qualité d'image. D'autre part, les mouvements et la structure des fantômes devront être complexifiés afin de se rapprocher le plus possible de situation plus réaliste.

IV.B.4 Détection en géométrie 3D géométrie conebeam

IV.B.4.1 Données utilisées

Compte tenu des temps de calcul pour la simulation 3D, nous avons opté, dans cette partie, d'appliquer les algorithmes d'estimation du mouvement sur des « données réelles ». Ainsi, les données brutes utilisées dans cette pré-étude sont extraites d'une étude effectuée sur un scanner Somatom Sensation 16 (Siemens, Erlangen, Germany). Ces données ont été obtenues avec un fantôme contenant des calculs rénaux baignant dans de la gelée alimentaire, matériel équivalent tissu (Figure IV-31 (a)). Cette étude montre l'utilité d'une acquisition dual énergie pour déterminer la composition chimique des calculs rénaux. Mais, par l'intermédiaire de celle-ci, on constate qu'un mouvement de type respiratoire peut engendrer des biais au niveau des informations extraites de l'image pouvant alors fausser l'identification des calculs rénaux. Ainsi, une correction du mouvement respiratoire est nécessaire pour pouvoir fournir une information de type clinique au praticien.

En terme d'atténuation, les calculs rénaux de l'étude possèdent des nombres d'Hounsfield entre 400 HU à 1600 HU (Figure IV-31 (b)). Cette gamme de valeurs correspond alors sensiblement à la gamme de HU observée pour les calcifications de type coronarienne. Les acquisitions ont été faites en mode hélicoïdal. Ainsi, une calcification est en mouvement entre les différentes projections 3D : d'une part, du fait du mouvement du système source/détecteur et d'autre part du fait du mouvement de la table. Dans un premier temps, les tests ont été effectués avec le fantôme en statique.

En géométrie 3D, les projections sont présentées de manière différente du fait d'une dimension supplémentaire. En effet, on ne travaille plus sur l'ensemble des projections, c'est-à-dire sur un sinogramme, mais projection par projection. Ces dernières sont représentées par une matrice correspondant à la matrice de détection. Dans notre cas, il s'agit d'une matrice

16*672 (Figure IV-31 c). Chaque élément de la matrice est alors repéré par deux paramètres, β et z , respectivement la position angulaire dans la couronne de détection et la position dans l'axe longitudinal. Les projections sont également déterminées par l'angle de la source α . Cette étude préliminaire a pour but de suivre la trajectoire d'une calcification dans un jeu de projections permettant alors d'en quantifier son mouvement, étape préalable à la correction du mouvement au niveau de l'espace de projection.

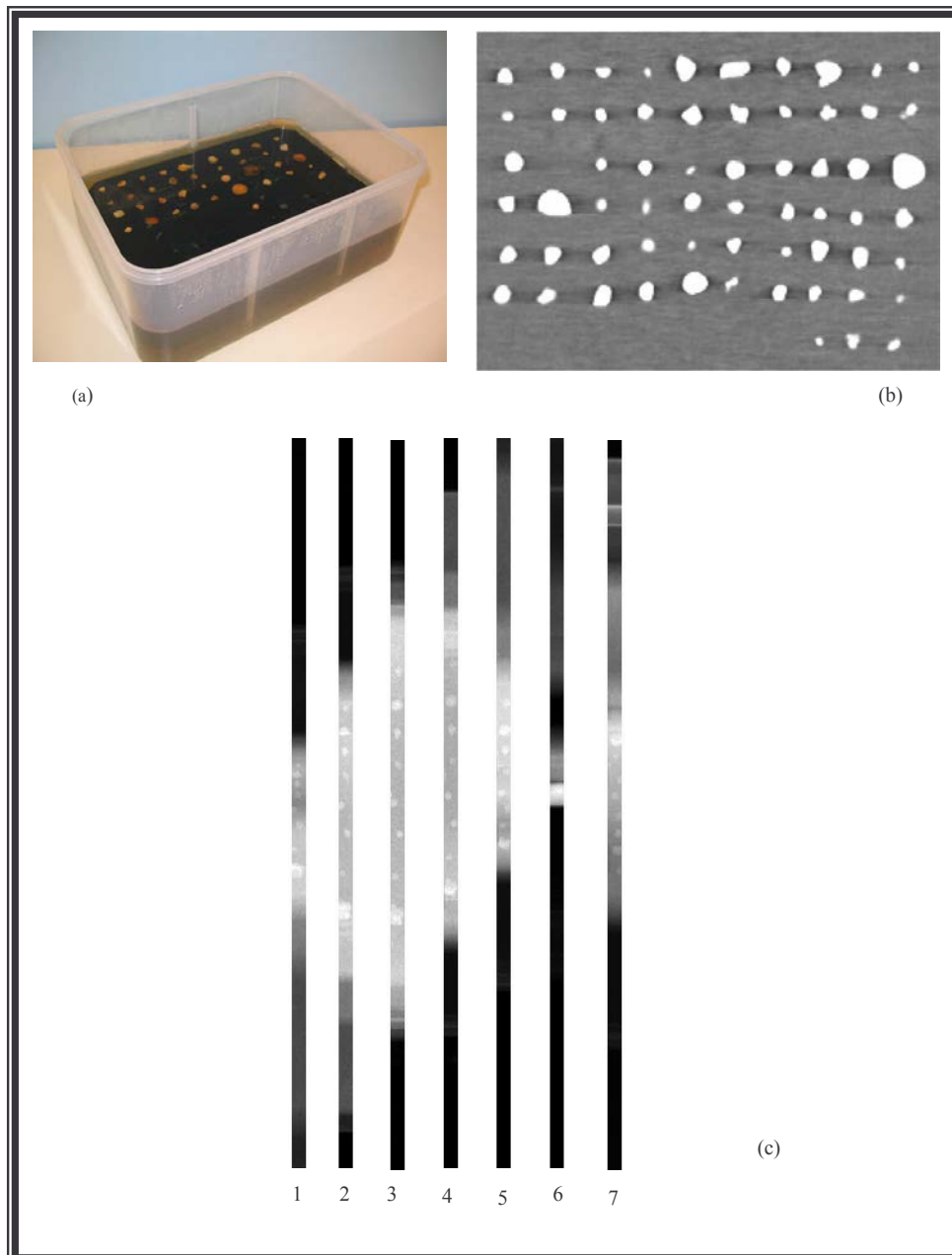


Figure IV-31: Fantôme utilisé dans l'étude intitulée "Characterization of Human Renal Stones with MDCT; Advantage of Dual Energy and Limitations due to Respiration Motion" (soumise à Radiology) (a) fantôme utilisé pour cette étude (b) exemple image obtenue (c) données de projections correspondant aux acquisitions effectuées à différents angles de la source

IV.B.4.2 Trajectoire d'une calcification

Le fantôme utilisé dans l'étude possède plusieurs calculs rénaux que l'on peut visualiser au niveau des données de projections (Figure IV-31 c). Ainsi, dans un premier temps, nous voulons suivre la trajectoire d'une seule calcification dans les données de projections de l'acquisition. Ainsi, lors de la visualisation de la première projection, la partie de la projection contenant la calcification dont nous souhaitons quantifier le mouvement est repérée par l'intermédiaire d'une ROI (Figure IV-32 a). Afin de disposer uniquement des informations de la calcification, un cache est appliqué au niveau de la région où elle est située. Ainsi, toute partie de la projection n'incluant pas la calcification est considérée comme nulle (Figure IV-32 b).

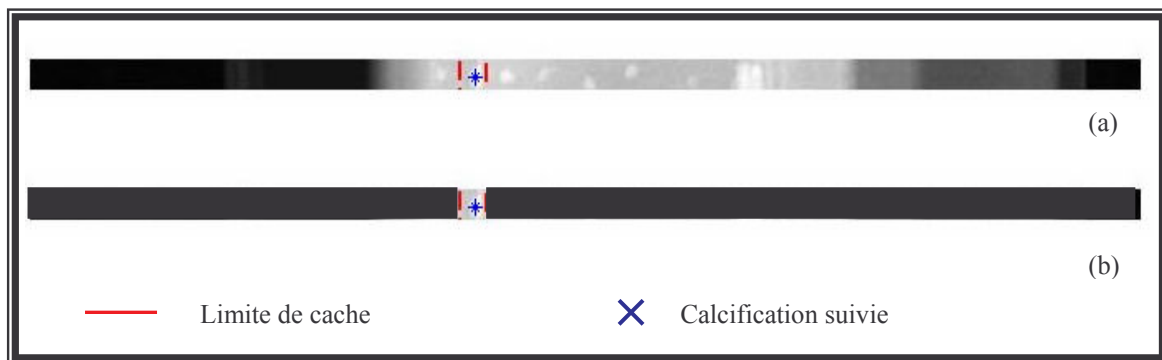


Figure IV-32 : (a) Sélection de la calcification à suivre et localisation du cache. (b) application du cache

Divers techniques permettant de suivre une calcification dans les données de projections 3D sont en cours de développement au sein du laboratoire. Nous présentons ici la solution qui actuellement obtient les résultats les plus probants. En partant du postulat que l'information d'atténuation varie peu entre deux projections successives, le « tracking » de la calcification, à travers l'espace de projections, est alors obtenu par l'intermédiaire d'un algorithme de « block matching ». Seules les informations contenues dans le cache sont comparées. Pour cela, la position du cache évolue également entre les différentes projections afin que la calcification soit toujours contenue dans le cache. Le cache est centré sur la calcification. Si la position de la calcification à la projection suivante est modifiée le cache est également décalé.

Ainsi, les informations disponibles sont uniquement celles contenant la calcification. Les résultats du « tracking » sont présentés Figure IV-33 et Figure IV-34

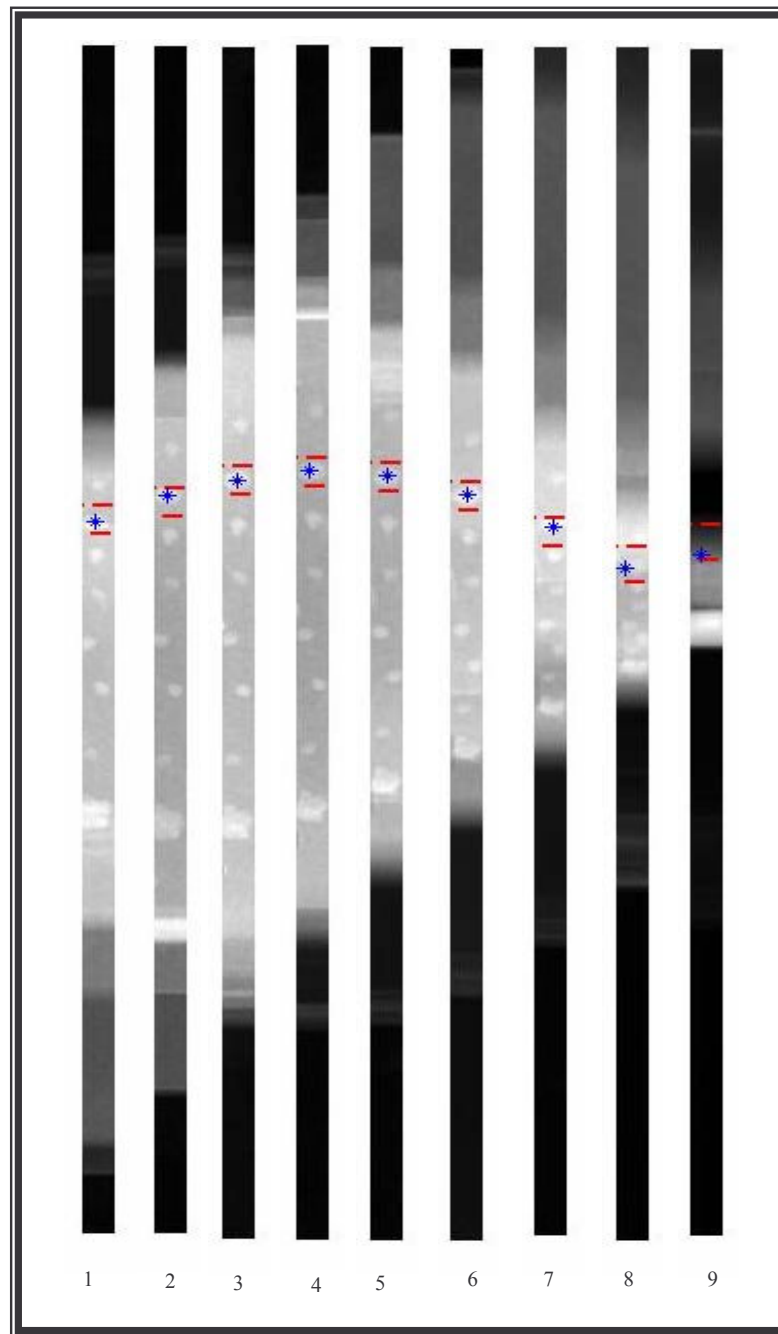


Figure IV-33 : Suivi de la calcification à travers les différentes projections par l'algorithme de « block matching » pour un débattement angulaire de la source de 93°.

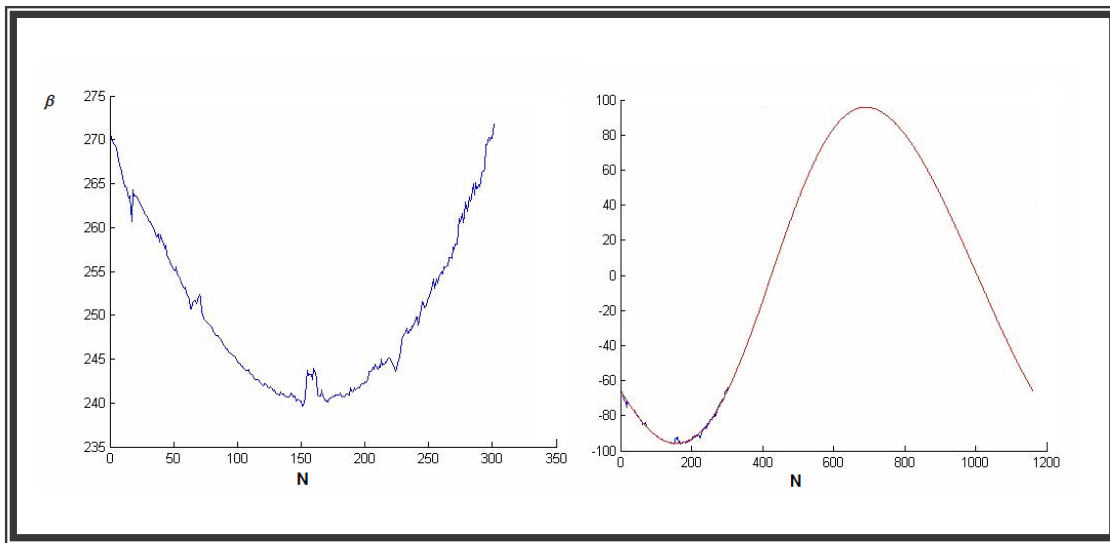


Figure IV-34 : Evolution de la position de la calcification dans l'espace des projections. (a) évolution de la position angulaire β en fonction de la position angulaire de la source (b) superposition de la courbe théorique (rouge) et de l'estimation de la position angulaire pour les premières projections

Le suivi de la calcification est relativement bon pour les premières projections (Figure IV-33). De manière visuelle, on peut constater que les positions de la calcification aux différentes projections, estimées par la technique de « tracking », correspondent relativement bien à la position de la calcification que l'on peut visualiser dans l'espace des projections. De plus, pour les premières projections, la courbe obtenue par la méthode de « tracking » correspond globalement à la courbe théorique de déplacement de la calcification dans l'espace de projection (Figure IV-34).

Malheureusement, à partir d'un certain angle de projection, les différents calculs se superposent au niveau de la matrice de projection rendant alors le « tracking » de la calcification impossible. Par conséquent, ceci montre bien le réel intérêt de la technique de rehaussement de contraste qui aurait alors permis d'éliminer les composantes de la projection dues aux autres calcifications dont nous ne souhaitons pas suivre le mouvement.

IV.B.4.3 Conclusions et Perspectives

Cette partie du projet est actuellement en cours de développement mais les premiers résultats concernant le « tracking » d'une calcification au niveau des données de projections sont encourageants. La méthode « cache » utilisée pour la géométrie 2D est actuellement en cours d'implémentation pour la géométrie 3D. Depuis l'introduction des scanners multibarrettes en 1998, le nombre de coupes pouvant être acquis sur un seul tour de rotation du tube a connu une véritable explosion. Ainsi, cette augmentation peut permettre d'effectuer une acquisition suivant l'axe z beaucoup plus importante. L'acquisition du volume cardiaque en une seule rotation du tube est de plus en plus proche. Une telle acquisition fournirait des données de projections comparables aux données de radiologie classique. Les méthodes de « tracking » [63] utilisées en RX conventionnel pourraient alors être exploitées pour quantifier le mouvement d'une calcification coronarienne dans l'espace des projections.

Conclusion et perspectives

Le sujet de cette thèse était d'appréhender le problème du mouvement lié aux acquisitions tomodensitométriques cardiaques. L'analyse de ce problème pouvait se scinder en diverses questions fondamentales auxquelles nous avons tenté de répondre tout le long de ce manuscrit.

- Quelles sont les origines et les caractéristiques de ces mouvements ?
- Y a-t-il une relation entre les mouvements et les artefacts produits au niveau de l'image ?
- Quelles solutions sont actuellement possibles au niveau de la correction ou de la suppression de ces artefacts ?

Pour répondre à ces interrogations, nous avons mis en place une chaîne de traitement permettant de reproduire des mouvements physiologiques afin d'en étudier l'influence, de les estimer et de les corriger.

Une première étape a consisté à quantifier les caractéristiques dynamiques du mouvement dû à la contraction cardiaque. La méthodologie originale basée sur des acquisitions échographiques en mode « Doppler Tissue Imaging » a permis la quantification du mouvement tridimensionnel d'un certain nombre de segments d'artère coronaire tout le long du cycle cardiaque. L'estimation de ce mouvement a permis d'optimiser le placement des fenêtres temporelles d'acquisition/reconstruction sur un scanner SOMATOM Volume Zoom (Siemens Medical Systems). Les résultats de notre étude sont en accord avec la littérature : variabilité interpatient, variabilité intrapatient suivant le segment d'artère coronaire étudié. D'une part, les informations tridimensionnelles permettent d'optimiser de manière plus précise le placement de la fenêtre temporelle d'acquisition/reconstruction. En effet, dans certains cas, le placement est différent suivant les informations de mouvement utilisées pour l'optimisation. D'autre part, les résultats montrent également une influence de la fréquence cardiaque dans le placement de la fenêtre optimale. A partir de ces mêmes données de déplacement, la résolution temporelle minimum pour geler le mouvement cardiaque le long de son cycle a également été quantifiée pour l'ensemble des segments d'artère coronaire étudiés. Les résultats montrent que suivant le critère de déplacement choisi les résolutions

temporelles pour figer l'ensemble de l'arbre coronarien sont au alentour de 10 ms. Cette limite correspond généralement à la résolution trouvée pour l'artère coronaire droite qui possède la dynamique la plus importante.

Cette étude devrait être étendue à un plus large panel de sujets. Elle devrait quantifier de manière plus précise l'influence de la fréquence cardiaque aussi bien pour le placement de la fenêtre temporelle que pour la dynamique des segments d'artères coronaires.

Une validation clinique des positions des fenêtres temporelles d'acquisition/reconstruction devra être réalisée sur des patients et pour des images tomodensitométriques. Tout ceci passant bien sur par la rédaction d'un protocole hospitalier de recherche clinique (PHRC) avec validation par le comité consultatif de protection des personnes dans la recherche biomédicale (CCPPRB).

La seconde partie de cette étude a consisté à la mise en place d'outils permettant de reproduire des mouvement physiologiques afin d'en étudier dans un premier temps les conséquences au niveau des images tomodensitométriques reconstruites classiquement. Ainsi, les outils de reproduction, dans leur état actuel, sont fonctionnels et permettent de reproduire des mouvements de translations en z pour la plateforme et des mouvements plus complexes pour le simulateur sur PC (translation en x,y et z et rotation d'axe z). Mais des améliorations peuvent y être faites. Les temps de calcul de simulation et plus particulièrement en géométrie tridimensionnelle doivent être améliorés. Concernant la plateforme de mouvement, au niveau du cahier des charges, il a été prévu d'effectuer un mouvement de rotation suivant l'axe z : la mise en place physique est en cours de réalisation en sein du laboratoire. D'autre part, au niveau du système de commande, l'interface doit être modifiée et différents tests doivent être effectués dans le but de s'assurer de la synchronisation des deux moteurs, de translation déjà installé et de rotation en cours d'installation. Compte tenu du choix technologique et de l'architecture de programmation de départ, cette étape de développement devrait être facilitée.

Ainsi, toute la chaîne de traitement a été mise en place. Nous disposons maintenant d'outils permettant d'effectuer tout un panel de mouvements aussi bien physiquement que numériquement. Ainsi, une première étude, présentée dans la dernière partie de ce manuscrit, a permis de montrer la nécessité d'effectuer une réelle intégration des mouvements dans le processus acquisition/reconstruction en disposant d'algorithmes estimant et corrigeant le mouvement. En effet, un mouvement de type respiratoire, modélisé par un mouvement de

translation en z, a été reproduit. On constate que les informations extraites de l'image sont biaisées par le mouvement. Les outils de reproduction ont également été utilisés au sein du laboratoire pour d'autres études tomodensitométriques. Ainsi, la plateforme a été utilisée dans une étude clinique montrant l'influence du mouvement sur la détermination chimique des calculs rénaux in vitro. D'autres études de ce type peuvent également être envisagées avec d'autres types de mouvement et sur d'autres types de système d'imagerie comme le PET/CT.

Enfin, la dernière partie du projet portant sur l'estimation et la correction des mouvements au niveau des données de projections ouvre un grand champ d'investigations. La pré étude effectuée montre des résultats encourageants qui devront dans un premier temps être validés à partir de modèles plus complexes que ceux utilisés. En effet, avec le développement des scanners capteurs plans et l'augmentation progressive du nombre de coupes pouvant être effectué en une seule rotation, l'approche d'estimation et de correction au niveau des données de projections semble vouer à un avenir certain. Les travaux portant sur cette partie sont actuellement en cours de développement au sein de l'équipe « tomodensitométrie » de l'équipe IADI.

Bibliographie

1. Hounsfield, G.N., *Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system*. Br J Radiol, 1973. **46**(552): p. 1016-22.
2. Kalender, W.A., *Computed Tomography: Fundamentals, System technology, Image Quality, Applications*. 2 ed. 2005, Erlangen: Wiley, John & Sons, Incorporated. 220.
3. Kak, A.C. and M. Slaney, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. 1988, New York: IEEE Press. 344.
4. Bischof, C.J. and J.C. Ehrhardt, *Modulation transfer function of the EMI CT head scanner*. Med Phys, 1977. **4**(2): p. 163-7.
5. Judy, P.F., *The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner*. Med Phys, 1976. **3**(4): p. 233-6.
6. Droegge, R.T. and R.L. Morin, *A practical method to measure the MTF of CT scanners*. Med Phys, 1982. **9**(5): p. 758-60.
7. Polacin, A., et al., *Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT*. Med Phys, 1994. **21**(1): p. 133-40.
8. Hsieh, J., *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. 2003, Bellingham, Washington: SPIE The International Society for Optical Engineering. 387.
9. Taguchi, K. and H. Anno, *High temporal resolution for multislice helical computed tomography*. Med Phys, 2000. **27**(5): p. 861-72.
10. Ohnesorge, B.M., et al., *Multislice CT in Cardiac Imaging: Technical Principles, Clinical Application and Future Developments*. 2002, Berlin: Springer-Verlag. 140.
11. Kalender, W.A. and A. Polacin, *Physical performance characteristics of spiral CT scanning*. Med Phys, 1991. **18**(5): p. 910-5.
12. Ritchie, C.J., et al., *Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT*. Radiology, 1992. **185**(1): p. 37-42.
13. Kalender, W.A., A. Polacin, and C. Suss, *A comparison of conventional and spiral CT: an experimental study on the detection of spherical lesions*. J Comput Assist Tomogr, 1994. **18**(2): p. 167-76.
14. Kalender, W.A., *Thin-section three-dimensional spiral CT: is isotropic imaging possible?* Radiology, 1995. **197**(3): p. 578-80.
15. Flohr, T.G., et al., *Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot*. Med Phys, 2005. **32**(8): p. 2536-47.
16. Gerber, T.C., et al., *Evaluation of reconstruction windows for multislice computed tomography in quantification of coronary calcium*. Invest Radiol, 2003. **38**(2): p. 108-18.
17. Feldkamp, I.A., L.C. Davis, and J.W. Kress, *PRACTICAL CONE-BEAM ALGORITHM*. Journal of the Optical Society of America A: Optics and Image Science, and Vision, 1984. **1**(6): p. 612-619.
18. Hein, I., et al., *Feldkamp-based cone-beam reconstruction for gantry-tilted helical multislice CT*. Med Phys, 2003. **30**(12): p. 3233-42.
19. Proksa, R., et al., *The n-PI-method for helical cone-beam CT*. IEEE Trans Med Imaging, 2000. **19**(9): p. 848-63.

20. Noo, F., M. Defrise, and R. Clackdoyle, *Single-slice rebinning method for helical cone-beam CT*. *Phys Med Biol*, 1999. **44**(2): p. 561-70.
21. Kachelriess, M., S. Schaller, and W.A. Kalender, *Advanced single-slice rebinning in cone-beam spiral CT*. *Med Phys*, 2000. **27**(4): p. 754-72.
22. Kachelriess, M., et al., *Advanced single-slice rebinning for tilted spiral cone-beam CT*. *Med Phys*, 2001. **28**(6): p. 1033-41.
23. Flohr, T., et al., *Performance evaluation of a multi-slice CT system with 16-slice detector and increased gantry rotation speed for isotropic submillimeter imaging of the heart*. *Herz*, 2003. **28**(1): p. 7-19.
24. Kalender, W.A., *X-ray computed tomography*. *Phys Med Biol*, 2006. **51**(13): p. R29-43.
25. Flohr, T.G., et al., *First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system*. *Eur Radiol*, 2006. **16**(2): p. 256-68.
26. Marieb, E.N., *Biologie humaine : Anatomie et Physiologie*. Anatomie Physio. 2000: De Boeck. 542
27. Blum, A., *Scanographie volumique multicoupe: principes, applications, perspectives*. Imagerie médicale : diagnostic. 2002, Paris: Editions Masson. 468.
28. Fischer, R.W., et al., *Analysis of residual coronary artery motion for breath hold and navigator approaches using real-time coronary MRI*. *Magn Reson Med*, 2006. **55**(3): p. 612-8.
29. Holland, A.E., J.W. Goldfarb, and R.R. Edelman, *Diaphragmatic and cardiac motion during suspended breathing: preliminary experience and implications for breath-hold MR imaging*. *Radiology*, 1998. **209**(2): p. 483-9.
30. Wang, Y., et al., *Navigator-echo-based real-time respiratory gating and triggering for reduction of respiration effects in three-dimensional coronary MR angiography*. *Radiology*, 1996. **198**(1): p. 55-60.
31. Rumberger, J.A. and M.J. Lipton, *Ultrafast cardiac CT scanning*. *Cardiol Clin*, 1989. **7**(3): p. 713-34.
32. Parker, D.L., *Optimal short scan convolution reconstruction for fanbeam CT*. *Med Phys*, 1982. **9**(2): p. 254-7.
33. Agatston, A.S., et al., *Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography*. *J Am Coll Cardiol*, 1990. **15**(4): p. 827-32.
34. Brown, S.J., M.P. Hayball, and R.A. Coulden, *Impact of motion artefact on the measurement of coronary calcium score*. *Br J Radiol*, 2000. **73**(873): p. 956-62.
35. Ulzheimer, S. and W.A. Kalender, *Assessment of calcium scoring performance in cardiac computed tomography*. *Eur Radiol*, 2003. **13**(3): p. 484-97.
36. Ulzheimer, S., *Cardiac imaging with X-ray computed tomography: new approaches to image acquisition and quality assurance*. 2001.
37. Organization, W.H., *The World Health Report 1999: making a difference 1999*, World Health Organization: Geneva.
38. Cademartiri, F., et al., *Introduction to coronary imaging with 64-slice computed tomography*. *Radiol Med (Torino)*, 2005. **110**(1-2): p. 16-41.
39. Hu, H., *Multi-slice helical CT: scan and reconstruction*. *Med Phys*, 1999. **26**(1): p. 5-18.
40. Kachelriess, M. and W.A. Kalender, *Electrocardiogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart*. *Med Phys*, 1998. **25**(12): p. 2417-31.
41. Vembar, M., et al., *A dynamic approach to identifying desired physiological phases for cardiac imaging using multislice spiral CT*. *Med Phys*, 2003. **30**(7): p. 1683-93.

42. Wang, Y., S.J. Riederer, and R.L. Ehman, *Respiratory motion of the heart: kinematics and the implications for the spatial resolution in coronary imaging*. Magn Reson Med, 1995. **33**(5): p. 713-9.
43. Manke, D., et al., *Respiratory motion in coronary magnetic resonance angiography: a comparison of different motion models*. J Magn Reson Imaging, 2002. **15**(6): p. 661-71.
44. Nehrke, K., et al., *Free-breathing cardiac MR imaging: study of implications of respiratory motion--initial results*. Radiology, 2001. **220**(3): p. 810-5.
45. Keegan, J., et al., *Coronary artery motion with the respiratory cycle during breath-holding and free-breathing: implications for slice-followed coronary artery imaging*. Magn Reson Med, 2002. **47**(3): p. 476-81.
46. Bogren, H.G., et al., *Effect of respiration on cardiac motion determined by cineangiography. Implications concerning three-dimensional heart reconstruction using computer tomography*. Acta Radiol Diagn (Stockh), 1977. **18**(6): p. 609-20.
47. Shechter, G., et al., *Respiratory motion of the heart from free breathing coronary angiograms*. IEEE Trans Med Imaging, 2004. **23**(8): p. 1046-56.
48. Shechter, G., J.R. Resar, and E.R. McVeigh, *Displacement and velocity of the coronary arteries: cardiac and respiratory motion*. IEEE Trans Med Imaging, 2006. **25**(3): p. 369-75.
49. Danias, P.G., et al., *Relationship between motion of coronary arteries and diaphragm during free breathing: lessons from real-time MR imaging*. AJR Am J Roentgenol, 1999. **172**(4): p. 1061-5.
50. Wang, Y. and R.L. Ehman, *Retrospective adaptive motion correction for navigator-gated 3D coronary MR angiography*. J Magn Reson Imaging, 2000. **11**(2): p. 208-14.
51. McLeish, K., et al., *A study of the motion and deformation of the heart due to respiration*. IEEE Trans Med Imaging, 2002. **21**(9): p. 1142-50.
52. Lujan, A.E., et al., *A method for incorporating organ motion due to breathing into 3D dose calculations*. Med Phys, 1999. **26**(5): p. 715-20.
53. Taylor, A.M., et al., *MR navigator-echo monitoring of temporal changes in diaphragm position: implications for MR coronary angiography*. J Magn Reson Imaging, 1997. **7**(4): p. 629-36.
54. Lu, B., et al., *Coronary artery motion during the cardiac cycle and optimal ECG triggering for coronary artery imaging*. Invest Radiol, 2001. **36**(5): p. 250-6.
55. Mao, S., et al., *Optimal ECG trigger point in electron-beam CT studies: three methods for minimizing motion artifacts*. Acad Radiol, 2001. **8**(11): p. 1107-15.
56. Mao, S., et al., *Coronary artery motion in electron beam tomography*. J Comput Assist Tomogr, 2000. **24**(2): p. 253-8.
57. Achenbach, S., et al., *In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT*. Radiology, 2000. **216**(2): p. 457-63.
58. Hofman, M.B., S.A. Wickline, and C.H. Lorenz, *Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification*. J Magn Reson Imaging, 1998. **8**(3): p. 568-76.
59. Saranathan, M., et al., *Adaptive vessel tracking: automated computation of vessel trajectories for improved efficiency in 2D coronary MR angiography*. J Magn Reson Imaging, 2001. **14**(4): p. 368-73.
60. Paulin, S., *Coronary Angiography. a Technical, Anatomic and Clinical Study*. Acta Radiol Diagn (Stockh), 1964: p. SUPPL 223:1+.

61. Potel, M.J., et al., *Methods for evaluating cardiac wall motion in three dimensions using bifurcation points of the coronary arterial tree*. Invest Radiol, 1983. **18**(1): p. 47-57.
62. Blondel, C., et al., *Reconstruction of coronary arteries from a single rotational X-ray projection sequence*. IEEE Trans Med Imaging, 2006. **25**(5): p. 653-63.
63. Blondel, C., et al., *3D tomographic reconstruction of coronary arteries using a precomputed 4D motion field*. Phys Med Biol, 2004. **49**(11): p. 2197-208.
64. Flohr, T., et al., *Image reconstruction and performance evaluation for ECG-gated spiral scanning with a 16-slice CT system*. Med Phys, 2003. **30**(10): p. 2650-62.
65. Hong, C., et al., *ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality*. Radiology, 2001. **220**(3): p. 712-7.
66. Manning, W.J. and R.R. Edelman, *Magnetic resonance coronary angiography*. Magn Reson Q, 1993. **9**(3): p. 131-51.
67. Budoff, M.J., et al., *Intravenous three-dimensional coronary angiography using contrast enhanced electron beam computed tomography*. Am J Cardiol, 1999. **83**(6): p. 840-5.
68. Shechter, G., J.R. Resar, and E.R. McVeigh, *Rest period duration of the coronary arteries: implications for magnetic resonance coronary angiography*. Med Phys, 2005. **32**(1): p. 255-62.
69. Hamoir, X.L., et al., *Coronary arteries: assessment of image quality and optimal reconstruction window in retrospective ECG-gated multislice CT at 375-ms gantry rotation time*. Eur Radiol, 2005. **15**(2): p. 296-304.
70. Herzog, C., et al., *Heart-rate-adapted image reconstruction in multidetector-row cardiac CT: influence of physiological and technical prerequisite on image quality*. Eur Radiol, 2002. **12**(11): p. 2670-8.
71. Hoffmann, M.H., et al., *Noninvasive coronary angiography with 16-detector row CT: effect of heart rate*. Radiology, 2005. **234**(1): p. 86-97.
72. Kopp, A.F., et al., *Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window*. Radiology, 2001. **221**(3): p. 683-8.
73. Woodhouse, C.E., W.R. Janowitz, and M. Viamonte, Jr., *Coronary arteries: retrospective cardiac gating technique to reduce cardiac motion artifact at spiral CT*. Radiology, 1997. **204**(2): p. 566-9.
74. Bley, T.A., et al., *Computed tomography coronary angiography with 370-millisecond gantry rotation time: evaluation of the best image reconstruction interval*. J Comput Assist Tomogr, 2005. **29**(1): p. 1-5.
75. Schroeder, S., et al., *Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients*. Clin Imaging, 2002. **26**(2): p. 106-11.
76. Nieman, K., et al., *Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate*. Heart, 2002. **88**(5): p. 470-4.
77. Giesler, T., et al., *Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection*. AJR Am J Roentgenol, 2002. **179**(4): p. 911-6.
78. He, S., et al., *Optimal electrocardiographically triggered phase for reducing motion artifact at electron-beam CT in the coronary artery*. Acad Radiol, 2001. **8**(1): p. 48-56.

79. Wang, Y., E. Vidan, and G.W. Bergman, *Cardiac motion of coronary arteries: variability in the rest period and implications for coronary MR angiography*. Radiology, 1999. **213**(3): p. 751-8.
80. Fleming, A.D., et al., *Verification of cardiac doppler tissue images using grey-scale M-mode images*. Ultrasound Med Biol, 1996. **22**(5): p. 573-81.
81. Guerra, R., et al. *Optimized time window for cardiac CT reconstruction based on Doppler tissue imaging (DTI) data*. in *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE*. 2006. San Diego, CA.
82. al Hamwi, A., [*Construction and optimal design of a dynamic heart phantom for simulation of motion artefacts in PET scan.*]. Biomed Tech (Berl), 2002. **47 Suppl 1 Pt 2**: p. 810-1.
83. De Bondt, P., et al., *Validation of gated blood-pool SPECT cardiac measurements tested using a biventricular dynamic physical phantom*. J Nucl Med, 2003. **44**(6): p. 967-72.
84. Kubo, N., et al., *Validation of left ventricular function from gated single photon computed emission tomography by using a scintillator-photodiode camera: a dynamic myocardial phantom study*. Nucl Med Commun, 2002. **23**(7): p. 639-43.
85. Makler, P.T., Jr., et al., *Multiple-hospital survey of ejection-fraction variability using a cardiac phantom*. J Nucl Med, 1985. **26**(1): p. 81-4.
86. Nguyen, L.D., et al., *Validation of a volumic reconstruction in 4-d echocardiography and gated SPECT using a dynamic cardiac phantom*. Ultrasound Med Biol, 2003. **29**(8): p. 1151-60.
87. Flohr, T., et al., *Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner*. Med Phys, 2003. **30**(5): p. 832-45.
88. Visser, J.J., et al., *A realistic 3-D gated cardiac phantom for quality control of gated myocardial perfusion SPET: the Amsterdam gated (AGATE) cardiac phantom*. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2004. **31**(2): p. 222-8.
89. Sediono, W. and O. Dossel, [*Elastomechanics of the ventricles: development of a phantom and results of simulation*]. Biomed Tech (Berl), 2002. **47 Suppl 1 Pt 1**: p. 243-5.
90. Greuter, M.J., et al., *Study on motion artifacts in coronary arteries with an anthropomorphic moving heart phantom on an ECG-gated multidetector computed tomography unit*. Eur Radiol, 2005. **15**(5): p. 995-1007.
91. Wicky, S., et al., *Comparative study with a moving heart phantom of the impact of temporal resolution on image quality with two multidetector electrocardiography-gated computed tomography units*. J Comput Assist Tomogr, 2003. **27**(3): p. 392-8.
92. Kimura, F., et al., [*Development and assessment of real cardiac motion simulation phantom*]. Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi, 2001. **61**(1): p. 29-32.
93. Nusslin, F., [*A dynamic phantom for computer tomography*]. Computertomographie, 1981. **1**(2): p. 96-9.
94. Ulzheimer, S., *New Phantoms for quality Assurance in Cardiac CT*. Radiology, 1999. **213**: p. 402.
95. Wicky, S., et al., *Evaluation of retrospective multisector and half scan ECG-gated multidetector cardiac CT protocols with moving phantoms*. J Comput Assist Tomogr, 2002. **26**(5): p. 768-76.
96. Yamamoto, S., et al., [*Evaluation of the retrospective ECG-gated helical scan using half-second multi-slice CT: motion phantom study for volumetry*]. Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2002. **58**(1): p. 94-100.

97. Gagne, I.M. and D.M. Robinson, *The impact of tumor motion upon CT image integrity and target delineation*. Med Phys, 2004. **31**(12): p. 3378-92.
98. Mayo, J.R., N.L. Muller, and R.M. Henkelman, *The double-fissure sign: a motion artifact on thin-section CT scans*. Radiology, 1987. **165**(2): p. 580-1.
99. Alfidi, R.J., W.J. MacIntyre, and J.R. Haaga, *The effects of biological motion on CT resolution*. AJR Am J Roentgenol, 1976. **127**(1): p. 11-5.
100. Choi, H.S., et al., *Pitfalls, artifacts, and remedies in multi-detector row CT coronary angiography*. Radiographics, 2004. **24**(3): p. 787-800.
101. Tarver, R.D., D.J. Conces, Jr., and J.D. Godwin, *Motion artifacts on CT simulate bronchiectasis*. AJR Am J Roentgenol, 1988. **151**(6): p. 1117-9.
102. Hui, H., T. Pan, and Y. Shen, *Multislice helical CT: image temporal resolution*. IEEE Trans Med Imaging, 2000. **19**(5): p. 384-90.
103. Vedam, S.S., et al., *Acquiring a four-dimensional computed tomography dataset using an external respiratory signal*. Phys Med Biol, 2003. **48**(1): p. 45-62.
104. Rietzel, E., T. Pan, and G.T. Chen, *Four-dimensional computed tomography: image formation and clinical protocol*. Med Phys, 2005. **32**(4): p. 874-89.
105. Grangeat, P., et al., *Theoretical framework for a dynamic cone-beam reconstruction algorithm based on a dynamic particle model*. Phys Med Biol, 2002. **47**(15): p. 2611-25.
106. Kachelriess, M., et al., *Kymogram detection and kymogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart*. Med Phys, 2002. **29**(7): p. 1489-503.
107. Dhanantwari, A.C., S. Stergiopoulos, and I. Iakovidis, *Correcting organ motion artifacts in x-ray CT medical imaging systems by adaptive processing. I. Theory*. Med Phys, 2001. **28**(8): p. 1562-76.
108. Dhanantwari, A.C., et al., *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, 2001. **28**(8): p. 1577-96.
109. Zerfowski, D. *Motion artifact compensation in CT*. in *Medical Imaging 1998: Image Processing*. 1998. San Diego, CA, USA: SPIE.
110. Rafael C. Gonzales, *Digital Image Processing*, 1987, 360-363

Titres et travaux

Articles

GUERRA R., CODREANU A., PONVIANNE Y., GROSJEAN R., FELBLINGER J. *Optimized time window for cardiac ct reconstruction based on doppler tissue imaging (dti) data.* in *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE.* 2006. San Diego, CA. pp. 182-189

GROSJEAN R., **GUERRA R.**, LORENTZ C., PASQUIER C., VUISOZ P.A., CLAUDON M., FELBLINGER J. *Dynamic platform for moving organ imaging.* in *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE.* 2006. San Diego, CA. pp. 1137-1147

Communications poster

GUERRA R., ODILLE F., GROSJEAN R., VUISOZ P.A., FELBLINGER J., *Designs and validation of motion integrated ct simulator,* in *14th International conference of Medical Physics of the International organization for medical physics.* 2005: Nuremberg.

GUERRA R., ODILLE F., VUISOZ P.A., FELBLINGER J., *Conception et validation d'un simulateur de scanner volumique intégrant le mouvement* in *Journées Sciences, Technologies et Imagerie pour la Médecine.* 2005: Nancy.

GROSJEAN R., **GUERRA R.**, ODILLE F., SAUER B., PASQUIER C., FELBLINGER J., *Dynamic platform for moving organ imaging,* in *Interreg IIIc eBird- Recherche sans frontières - Workshop In vivo imaging.* 2006, Liège.

GUERRA R., CODREANU A., PONVIANNE Y., GROSJEAN R., FELBLINGER J., *Optimized time window for cardiac ct reconstruction based on doppler tissue imaging (dti) data,* in *Interreg IIIc eBird- Recherche sans frontières - Workshop In vivo imaging* 2006 Liège.

GUERRA R., ODILLE F., GROSJEAN R., VUISOZ P.A., FELBLINGER J., *Designs and validation of motion integrated ct simulator,* in *Interreg IIIc eBird- Recherche sans frontières - Workshop In vivo imaging.* 2006: Liege.

Communication orale

GROSJEAN R., **GUERRA R.**, ODILLE F., SAUER B., PASQUIER C., *Plateforme dynamique pour l'évaluation du flou induit par la respiration en tomodensitometrie*, in *45èmes Journées Scientifiques de la Société Française de Physique Médicale*. 2006: Lyon.

BATCH T., WINNINGER D., **GUERRA R.**, RAFFRAY L., BARBARA K., ZHU X., BLUM-MOYSE A., *Mise au point des protocoles acquisition pour l'étude cinesiologiques des articulations étude sur fantôme* in *Journées Françaises de radiologie*. 2004: Paris.

RAFFRAY L., **GUERRA R.**, WINNINGER D., FERQUEL G., GROSPRETRE F., BATCH T., BLUM-MOYSE A., *Principe de l'exploration cinesiologiques de l'épaule en arthroscanner dynamique volumique multicoupe* in *Journées Françaises de radiologie JFR*. 2004: Paris.

Articles proposés :

à SPIE Medical Imaging 2007:

GROSJEAN R., SAUER B., KERMARREC I., **GUERRA R.**, PONVIANNE Y., WINNINGER D., DAUDON M., BLUM A., FELBLINGER J., HUBERT J., *Determination of the chemical composition of human renal stones with CT: Influence of the surrounding media*.

À Radiology:

GROSJEAN R., SAUER B., **GUERRA R.**, PONVIANNE Y., DAUDON M., BLUM A., FELBLINGER J., HUBERT J., *Characterization of Human Renal Stones with MDCT; Advantage of Dual Energy and Limitations due to Respiration Motion*

Article en preparation:

GUERRA R., CODREANU A., GROSJEAN R., PONVIANNE Y., FELBLINGER J., *"Estimation of Minimum temporal window for suppression of motion in cardiac CT"*

AUTORISATION DE SOUTENANCE DE THESE
DU DOCTORAT DE L'INSTITUT NATIONAL
POLYTECHNIQUE DE LORRAINE

o/o

VU LES RAPPORTS ETABLIS PAR :

Madame Françoise PEYRIN, Directeur de Recherche, ESRF, Grenoble

Monsieur Elie MOUSSEAU, Professeur, Hôpital européen Georges Pompidou, Paris

Le Président de l'Institut National Polytechnique de Lorraine, autorise :

Monsieur GUERRA Rui

à soutenir devant un jury de l'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE LORRAINE,
une thèse intitulée :

"Intégration des mouvements physiologiques en tomodensitométrie : estimation,
reproduction et influence en imagerie cardiaque"

en vue de l'obtention du titre de :

DOCTEUR DE L'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE LORRAINE

Spécialité : « Rayonnement et imagerie en médecine »

Fait à Vandoeuvre, le 19 décembre 2004

Le Président de l'I.N.P.L.,

L. SCHUFFENECKER



NANCY BRABOIS
2, AVENUE DE LA
FORET-DE-HAYE
BOITE POSTALE 3
F - 54501
VANDOEUVRE CEDEX

Intégration des mouvements physiologiques en tomодensitométrie : estimation, reproduction et influence en imagerie cardiaque.

Rui GUERRA

Résumé :

Le mouvement des organes est l'un des problèmes majeurs rencontrés en tomодensitométrie. Les solutions actuellement utilisées au niveau clinique tentant de le minimiser ou de le supprimer sont insuffisantes. Afin de pallier à ceci, nous nous proposons d'intégrer une information de type physiologique dans la stratégie d'acquisition/reconstruction. Pour cela, les différentes parties de la chaîne de traitement ont été mises en place permettant ainsi de reproduire des mouvements physiologiques afin d'en étudier l'influence, de les estimer et de les corriger. Une méthodologie originale, basée sur des acquisitions échographiques en mode « Doppler Tissue Imaging », a permis de quantifier les mouvements tridimensionnels de plusieurs segments d'artères coronaires liés aux mouvements cardiaques. Les données de déplacement ont alors permis d'optimiser le placement des fenêtres temporelles d'acquisition/reconstruction et de quantifier la résolution temporelle minimum pour geler le mouvement cardiaque le long de son cycle. Pour les mouvements d'origine respiratoire, nous avons utilisé des données fournies par des acquisitions IRM. Ces informations de mouvements ont été ensuite utilisées comme données d'entrées de commande d'une plateforme de mouvement et pour un simulateur informatique. Une étude dynamique menée sur des modélisations de calcifications d'artère coronaire montre bien l'influence du mouvement respiratoire et la nécessité de l'intégrer dans le processus d'acquisition/reconstruction tomодensitométrique. Des études d'estimation et de correction du mouvement de calcifications ont également été effectuées à partir de données brutes fournies par les acquisitions et par le simulateur. En conclusion, toute la chaîne de traitement a été mise en place. Elle nous a ainsi permis de montrer la nécessité d'effectuer une réelle intégration des mouvements dans le processus d'acquisition/reconstruction. Pour cela des algorithmes, estimant et corrigeant le mouvement, sont actuellement en cours d'élaboration au sein du laboratoire.

Mots clés : tomодensitométrie, Reconstruction, Mouvements, Artères Coronaires

Abstract :

Organ motion is a major problem in computed tomography. Several solutions used in clinic try to reduce or suppress these motion artefacts. Unfortunately, these techniques do not produce optimal image quality. The new idea presented in this work takes into account patient motion in the acquisition and reconstruction process. For this work, the complete acquisition system has been developed in order to reproduce physiologic motion, to analyse the effect of these motions, to estimate motion, and to correct the artefacts. A new methodology based on Doppler Tissue Imaging is used to find motion in three dimensions of several coronary artery segments. With these data, optimal temporal windows were defined for reconstruction and an analysis of the ideal temporal window in the heart cycle was proposed. MRI was used to record respiratory motion. Both motion models were then used the control of a motion platform and as input for computer simulations. A first analysis carried on coronary calcification showed the influence of respiratory motion. Estimation and correction of motions were then performed on CT raw data and simulated motion. In conclusion, all of the acquisition and reconstruction chain is now available. This works shows that it is necessary to include motion in the acquisition/reconstruction algorithms in CT.

Keys words: CT, Reconstruction, Motion, coronary artery