

# Évaluation de la qualité image et de la précision diagnostique d'un algorithme de correction des mouvements coronaires spécifique d'un constructeur (snapshot freeze®): une étude expérimentale sur fantôme dynamique

David Delacour

## ▶ To cite this version:

David Delacour. Évaluation de la qualité image et de la précision diagnostique d'un algorithme de correction des mouvements coronaires spécifique d'un constructeur (snapshot freeze®): une étude expérimentale sur fantôme dynamique. Médecine humaine et pathologie. 2018. dumas-01916221

# HAL Id: dumas-01916221 https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01916221

Submitted on 8 Nov 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.

# FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE DE ROUEN

### ANNEE 2018

# THESE POUR LE DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

Par

### **David DELACOUR**

Né le 8 février 1988 à Amiens

PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 9 OCTOBRE 2018

# EVALUATION DE LA QUALITE IMAGE ET DE LA PRECISION DIAGNOSTIQUE D'UN ALGORITHME DE CORRECTION DES MOUVEMENTS CORONAIRES SPECIFIQUE D'UN CONSTRUCTEUR (SNAPSHOT FREEZE®) : UNE ETUDE EXPERIMENTALE SUR FANTOME DYNAMIQUE.

PRESIDENT DE JURY :

Pr Jean-Nicolas DACHER

DIRECTEUR DE THESE :

Dr Benjamin DUBOURG

MEMBRES DU JURY :

Pr Emmanuel GERARDIN Dr Sofiane BEJAR

# ANNEE UNIVERSITAIRE 2017 - 2018 U.F.R. DE MEDECINE ET DE-PHARMACIE DE ROUEN

DOYEN :

ASSESSEURS :

Professeur Pierre FREGER

-----

Professeur Michel GUERBET Professeur Benoit VEBER Professeur Pascal JOLY Professeur Stéphane MARRET

I - MEDECINE

#### PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS

Mr Frédéric ANSELME	HCN	Cardiologie
Mme Gisèle APTER	Havre	Pédopsychiatrie
Mme Isabelle AUQUIT AUCKBUR	HCN	Chirurgie plastique
Mr Fabrice BAUER	HCN	Cardiologie
Mme Soumeya BEKRI	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
Mr Ygal <b>BENHAMOU</b>	HCN	Médecine interne
Mr Jacques BENICHOU	HCN	Bio statistiques et informatique médicale
Mr Olivier BOYER	UFR	Immunologie
Mme Sophie CANDON	HCN	Immunologie
Mr François CARON	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
Mr Philippe CHASSAGNE (détachement)	HCN	Médecine interne (gériatrie) – Détachement
Mr Vincent COMPERE	HCN	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale
Mr Jean-Nicolas CORNU	HCN	Urologie
Mr Antoine CUVELIER	HB	Pneumologie
Mr Pierre CZERNICHOW (surnombre)	HCH	Epidémiologie, économie de la santé
Mr Jean-Nicolas DACHER	HCN	Radiologie et imagerie médicale
Mr Stéfan DARMONI	HCN	Informatique médicale et techniques de communication

Mr Pierre DECHELOTTE	HCN	Nutrition
Mr Stéphane DERREY	HCN	Neurochirurgie
Mr Frédéric <b>DI FIORE</b>	СВ	Cancérologie
Mr Fabien DOGUET	HCN	Chirurgie Cardio Vasculaire
Mr Jean DOUCET	SJ	Thérapeutique - Médecine interne et gériatrie
Mr Bernard DUBRAY	СВ	Radiothérapie
Mr Philippe DUCROTTE	HCN	Hépato-gastro-entérologie
Mr Frank DUJARDIN	HCN	Chirurgie orthopédique - Traumatologique
Mr Fabrice DUPARC	HCN	Anatomie - Chirurgie orthopédique et traumatologique
Mr Eric <b>DURAND</b>	HCN	Cardiologie
Mr Bertrand DUREUIL	HCN	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale
Mme Hélène ELTCHANINOFF	HCN	Cardiologie
Mr Manuel ETIENNE	HCN	Maladies infectieuses et tropicales
Mr Thierry FREBOURG	UFR	Génétique
Mr Pierre FREGER	HCN	Anatomie - Neurochirurgie
Mr Jean François GEHANNO	HCN	Médecine et santé au travail
Mr Emmanuel GERARDIN	HCN	Imagerie médicale
Mme Priscille GERARDIN	HCN	Pédopsychiatrie
M. Guillaume GOURCEROL	HCN	Physiologie
Mr Dominique GUERROT	HCN	Néphrologie
Mr Olivier GUILLIN	HCN	Psychiatrie Adultes
Mr Didier HANNEQUIN	HCN	Neurologie
Mr Fabrice JARDIN	СВ	Hématologie
Mr Luc-Marie JOLY	HCN	Médecine d'urgence
Mr Pascal <b>JOLY</b>	HCN	Dermato – Vénéréologie
Mme Bouchra LAMIA	Havre	Pneumologie
Mme Annie LAQUERRIERE	HCN	Anatomie et cytologie pathologiques
Mr Vincent LAUDENBACH	HCN	Anesthésie et réanimation chirurgicale
Mr Joël LECHEVALLIER	HCN	Chirurgie infantile
Mr Hervé LEFEBVRE	HB	Endocrinologie et maladies métaboliques
Mr Thierry LEQUERRE	HB	Rhumatologie
Mme Anne-Marie LEROI	HCN	Physiologie
Mr Hervé LEVESQUE	HB	Médecine interne
Mme Agnès LIARD-ZMUDA	HCN	Chirurgie Infantile
Mr Pierre Yves LITZLER	HCN	Chirurgie cardiaque
Mr Bertrand MACE	HCN	Histologie, embryologie, cytogénétique

M. David MALTETE	HCN	Neurologie
Mr Christophe MARGUET	HCN	Pédiatrie
Mme Isabelle MARIE	HB	Médecine interne
Mr Jean-Paul MARIE	HCN	Oto-rhino-laryngologie
Mr Loïc <b>MARPEAU</b>	HCN	Gynécologie - Obstétrique
Mr Stéphane MARRET	HCN	Pédiatrie
Mme Véronique MERLE	HCN	Epidémiologie
Mr Pierre MICHEL	HCN	Hépato-gastro-entérologie
M. Benoit <b>MISSET</b>	HCN	Réanimation Médicale
Mr Jean-François MUIR (surnombre)	HB	Pneumologie
Mr Marc MURAINE	HCN	Ophtalmologie
Mr Philippe MUSETTE	HCN	Dermatologie - Vénéréologie
Mr Christophe PEILLON	HCN	Chirurgie générale
Mr Christian PFISTER	HCN	Urologie
Mr Jean-Christophe PLANTIER	HCN	Bactériologie - Virologie
Mr Didier PLISSONNIER	HCN	Chirurgie vasculaire
Mr Gaëtan PREVOST	HCN	Endocrinologie
Mr Jean-Christophe <b>RICHARD</b> (détachement)	HCN	Réanimation médicale - Médecine d'urgence
Mr Vincent RICHARD	UFR	Pharmacologie
Mme Nathalie RIVES	HCN	Biologie du développement et de la reproduction
Mr Horace ROMAN	HCN	Gynécologie - Obstétrique
Mr Jean-Christophe SABOURIN	HCN	Anatomie - Pathologie
Mr Guillaume SAVOYE	HCN	Hépato-gastrologie
Mme Céline SAVOYE-COLLET	HCN	Imagerie médicale
Mme Pascale SCHNEIDER	HCN	Pédiatrie
Mr Michel SCOTTE	HCN	Chirurgie digestive
Mme Fabienne <b>TAMION</b>	HCN	Thérapeutique
Mr Luc THIBERVILLE	HCN	Pneumologie
Mr Christian THUILLEZ (surnombre)	HB	Pharmacologie
Mr Hervé TILLY	СВ	Hématologie et transfusion
M. Gilles TOURNEL	HCN	Médecine Légale
Mr Olivier TROST	HCN	Chirurgie Maxillo-Faciale
Mr Jean-Jacques TUECH	HCN	Chirurgie digestive
Mr Jean-Pierre VANNIER (surnombre)	HCN	Pédiatrie génétique
Mr Benoît VEBER	HCN	Anesthésiologie - Réanimation chirurgicale
Mr Pierre VERA	СВ	Biophysique et traitement de l'image

Mr Eric VERIN	HB	Service Santé Réadaptation
Mr Eric VERSPYCK	HCN	Gynécologie obstétrique
Mr Olivier VITTECOQ	HB	Rhumatologie
Mme Marie-Laure WELTER	HCN	Physiologie

#### MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS

Mme Noëlle BARBIER-FREBOURG	HCN	Bactériologie – Virologie
Mme Carole BRASSE LAGNEL	HCN	Biochimie
Mme Valérie BRIDOUX HUYBRECHTS	HCN	Chirurgie Vasculaire
Mr Gérard BUCHONNET	HCN	Hématologie
Mme Mireille CASTANET	HCN	Pédiatrie
Mme Nathalie CHASTAN	HCN	Neurophysiologie
Mme Sophie CLAEYSSENS	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
Mr Moïse COEFFIER	HCN	Nutrition
Mr Serge JACQUOT	UFR	Immunologie
Mr Joël <b>LADNER</b>	HCN	Epidémiologie, économie de la santé
Mr Jean-Baptiste LATOUCHE	UFR	Biologie cellulaire
Mr Thomas MOUREZ	HCN	Virologie
Mr Gaël <b>NICOLAS</b>	HCN	Génétique
Mme Muriel QUILLARD	HCN	Biochimie et biologie moléculaire
Mme Laëtitia ROLLIN	HCN	Médecine du Travail
Mr Mathieu SALAUN	HCN	Pneumologie
Mme Pascale SAUGIER-VEBER	HCN	Génétique
Mme Anne-Claire TOBENAS-DUJARDIN	HCN	Anatomie
Mr David WALLON	HCN	Neurologie

#### PROFESSEUR AGREGE OU CERTIFIE

Mr Thierry WABLE	UFR	Communication
Mme Mélanie AUVRAY-HAMEL	UFR	Anglais

#### II - PHARMACIE

## PROFESSEURS

Mr Thierry BESSON	Chimie Thérapeutique
Mr Roland CAPRON (PU-PH)	Biophysique
Mr Jean COSTENTIN (Professeur émérite)	Pharmacologie
Mme Isabelle DUBUS	Biochimie
Mr Loïc FAVENNEC (PU-PH)	Parasitologie
Mr Jean Pierre GOULLE (Professeur émérite)	Toxicologie
Mr Michel GUERBET	Toxicologie
Mme Isabelle LEROUX - NICOLLET	Physiologie
Mme Christelle MONTEIL	Toxicologie
Mme Martine PESTEL-CARON (PU-PH)	Microbiologie
Mr Rémi <b>VARIN</b> (PU-PH)	Pharmacie clinique
Mr Jean-Marie VAUGEOIS	Pharmacologie
Mr Philippe VERITE	Chimie analytique

#### MAITRES DE CONFERENCES

Mme Cécile BARBOT	Chimie Générale et Minérale
Mr Jérémy BELLIEN (MCU-PH)	Pharmacologie
Mr Frédéric BOUNOURE	Pharmacie Galénique
Mr Abdeslam CHAGRAOUI	Physiologie
Mme Camille CHARBONNIER (LE CLEZIO)	Statistiques
Mme Elizabeth CHOSSON	Botanique
Mme Marie Catherine CONCE-CHEMTOB	Législation pharmaceutique et économie de la santé
Mme Cécile CORBIERE	Biochimie
Mr Eric DITTMAR	Biophysique
Mme Nathalie DOURMAP	Pharmacologie
Mme Isabelle DUBUC	Pharmacologie
Mme Dominique DUTERTE- BOUCHER	Pharmacologie
Mr Abdelhakim <b>ELOMRI</b>	Pharmacognosie

Mr François ESTOUR	Chimie Organique	
Mr Gilles GARGALA (MCU-PH)	Parasitologie	
Mme Nejla EL GHARBI-HAMZA	Chimie analytique	
Mme Marie-Laure GROULT	Botanique	
Mr Hervé <b>HUE</b>	Biophysique et mathématiques	
Mme Laetitia LE GOFF	Parasitologie – Immunologie	
Mme Hong LU	Biologie	
M. Jérémie MARTINET (MCU-PH)	Immunologie	
Mme Marine MALLETER	Toxicologie	
Mme Sabine MENAGER	Chimie organique	
Mme Tiphaine ROGEZ-FLORENT	Chimie analytique	
Mr Mohamed SKIBA	Pharmacie galénique	
Mme Malika SKIBA	Pharmacie galénique	
Mme Christine THARASSE	Chimie thérapeutique	
Mr Frédéric ZIEGLER	Biochimie	

#### PROFESSEURS ASSOCIES

Mme Cécile GUERARD-DETUNCQ	Pharmacie officinale
Mr Jean-François <b>HOUIVET</b>	Pharmacie officinale

### PROFESSEUR CERTIFIE

Mme Mathilde GUERIN

Anglais

#### ATTACHES TEMPORAIRES D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE

Mme Anne-Sophie CHAMPY	Pharmacognosie
M. Jonathan HEDOUIN	Chimie Organique
Mme Barbara LAMY-PELLETER	Pharmacie Galénique

#### LISTE DES RESPONSABLES DES DISCIPLINES PHARMACEUTIQUES

Mme Cécile BARBOTChimieMr Thierry BESSONChimieMr Roland CAPRONBiophyMme Marie-Catherine CONCE-CHEMTOBLégislaMme Elisabeth CHOSSONBotanieMme Isabelle DUBUSBiochirMr Abdelhakim ELOMRIPharmMr Loïc FAVENNECParasieMr Michel GUERBETToxicoMr François ESTOURChimieMme Isabelle LEROUX-NICOLLETPhysioMme Martine PESTEL-CARONMicrobMr Rémi VARINPharmMr Philippe VERITEChimie

Chimie Générale et minérale Chimie thérapeutique Biophysique Législation et économie de la santé Botanique Biochimie Pharmacognosie Parasitologie Parasitologie Chimie organique Physiologie Microbiologie Pharmacie galénique Pharmacie clinique

#### III – MEDECINE GENERALE

#### PROFESSEUR

Mr Jean-Loup HERMIL (PU-MG)	UFR	Médecine générale
MAITRE DE CONFERENCE		
Mr Matthieu SCHUERS (MCU-MG)	UFR	Médecine générale

#### PROFESSEURS ASSOCIES A MI-TEMPS – MEDECINS GENERALISTE

Mr Emmanuel LEFEBVRE	UFR	Médecine Générale
Mme Elisabeth MAUVIARD	UFR	Médecine générale
Mr Philippe NGUYEN THANH	UFR	Médecine générale
Mme Marie Thérèse THUEUX	UFR	Médecine générale

#### MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE A MI-TEMPS – MEDECINS GENERALISTES

Mr Pascal BOULET	UFR	Médecine générale
Mr Emmanuel HAZARD	UFR	Médecine Générale
Mme Marianne LAINE	UFR	Médecine Générale
Mme Lucile PELLERIN	UFR	Médecine générale
Mme Yveline SEVRIN	UFR	Médecine générale

#### **ENSEIGNANTS MONO-APPARTENANTS**

#### PROFESSEURS

Mr Serguei FETISSOV (med)	Physiologie (ADEN)
Mr Paul <b>MULDER</b> (phar)	Sciences du Médicament
Mme Su <b>RUAN</b> (med)	Génie Informatique

#### MAITRES DE CONFERENCES

Mr Sahil ADRIOUCH (med)	Biochimie et biologie moléculaire (Unité Inserm 905)
Mme Gaëlle BOUGEARD-DENOYELLE (med)	Biochimie et biologie moléculaire (UMR 1079)
Mme Carine CLEREN (med)	Neurosciences (Néovasc)
M. Sylvain FRAINEAU (med)	Physiologie (Inserm U 1096)
Mme Pascaline GAILDRAT (med)	Génétique moléculaire humaine (UMR 1079)
Mr Nicolas GUEROUT (med)	Chirurgie Expérimentale
Mme Rachel LETELLIER (med)	Physiologie
Mme Christine RONDANINO (med)	Physiologie de la reproduction
Mr Antoine OUVRARD-PASCAUD (med)	Physiologie (Unité Inserm 1076)
Mr Frédéric PASQUET	Sciences du langage, orthophonie
Mme Isabelle TOURNIER (med)	Biochimie (UMR 1079)

#### CHEF DES SERVICES ADMINISTRATIFS : Mme Véronique DELAFONTAINE

HCN - Hôpital Charles Nicolle	HB - Hôpital de BOIS GUILLAUME	
CB - Centre Henri Becquerel	CHS - Centre Hospitalier Spécialisé du Rouvray	
CRMPR - Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation	SJ – Saint Julien Rouen	

Par délibération en date du 3 mars 1967, la faculté a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

# REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur Jean-Nicolas DACHER, vous me faites l'honneur de présider ce jury de thèse et je vous en remercie chaleureusement. Merci pour votre enseignement et votre soutien tout au long de mon internat. Je suis très honoré de pouvoir poursuivre mon cursus à vos côtés.

A Monsieur le Professeur Emmanuel GERARDIN qui me fait l'honneur de participer à ce jury de thèse. Merci pour votre enseignement depuis la P2 jusqu'à vos cours lors de mon passage en neuroradiologie. Merci également pour votre investissement en tant que coordonnateur de DES, ce fut un plaisir de collaborer pendant un an en tant que référent des internes.

A Monsieur le Docteur Benjamin DUBOURG qui me fait l'honneur de diriger ce travail. Merci de m'avoir proposé ce sujet et de m'avoir aidé et encouragé tout au long du travail. Merci pour ton calme, ta patience, ta rigueur, ta réactivité. C'est un vrai plaisir de travailler avec toi.

A Monsieur le Docteur Sofiane BEJAR qui me fait l'honneur de participer à ce jury de thèse. Merci pour ces semestres pendant lesquels j'ai appris à tes côtés. Merci pour ta gentillesse et ton écoute, pour toutes ces anecdotes qui égaient nos journées (la brizzzzure), pour ces chansons sorties de nulle part... Merci à toi.

A Monsieur Etienne Elie, un énorme merci pour avoir proposé ton aide spontanément. Sans toi ce travail aurait été impossible. Grâce à ta passion pour ton métier et à ton sens critique aiguisé, nous avons pu avancer efficacement tout au long de l'étude et toujours avec une bonne ambiance. Bon courage pour la suite!

A la fondation Charles Nicolle pour avoir financé le fantôme cardiaque.

Aux radiologues qui ont pris le temps de me former lors de mon cursus :

A Madame le Professeur Céline SAVOYE COLLET, merci pour votre enseignement lors de mon passage dans votre stage.

A Madame le Professeur Marie-Pierre REVEL merci pour votre expertise, votre confiance et votre enseignement lors de mon semestre dans votre service.

Aux docteurs Jean-Pierre LESTRAT, Adrien TRINTIGNAC, Florence VINCENT, Slim GHOMADI, Pierre GUILLEM, Adelya CURADO, Clément DE VECCHI, Édith KONING, Valentin LEFEBVRE, Martha LEMPICKI, Valérie MACAIGNE, Cécile MARTIN, Paul MICHELIN, Éléonore TOLLARD, Pierre-Hugues VIVIER, Ioana VASIES, Françoise CALLONNEC, Brigitte DIOLOGENT, Françoise DOUVRIN, Maher CHAKER, Jean Pierre LOUVEL, Alain JANVRESSE, Jacqueline HENRY, Mathilde ETANCELIN merci pour tout ce que vous m'avez appris.

À tous les manipulateurs et manipulatrices radio du service, merci de nous aider pendant notre internat (le «comme d'habitude…» du début d'internat).

Aux secrétaires, merci pour votre gentillesse, vos sourires au quotidien et votre efficacité !

Aux cadres du service, en particulier Mme Sophie VIVIER, Mme Leïla LESUEUR BOUBECHE et Mme Valérie CALVO pour votre soutien durant l'étude.

**Aux PACS'men** (Michael, Sébastien et Christophe), toujours disponible, toujours une solution : bravo !

#### A mes co internes de promo:

Les initiales, en références à ces fastidieuses répartitions des gardes... surtout quand on oublie de sauvegarder et que tout plante !

**MDM** : Pour le challenger éternel que tu es depuis l'externat (ce fameux stage periopératoire) et ensuite pendant l'internat. Merci pour tous les semestres passés ensemble. Je suis très honoré et impatient de pouvoir collaborer pour les années à venir.

**GP** : Pour ces deux semestres passés à se croiser, tes imitations hors pair, tes canulars téléphoniques et j'en passe. C'était agréable de partager cette fonction de référent pendant un an. Bon courage à la Fondation Rothschild.

**BM :** Pour les nombreux semestres toujours dans la bonne humeur avec cet humour un peu décalé, un vrai plaisir !

**ED :** Pour la discrétion ^^. Un vrai plaisir d'avoir partagé cette chambre à Marseille. Bonne route à Strasbourg.

LM : Pour l'IA, le muscle et pour ce semestre en radiopédiatrie. Profite bien du soleil.

MD : Ah je suis désolééééé! Pour le contraste Paris - Gaillefontaine.

CT : Pour la licorne !

**MVC** : Pour tes comptes- rendus jusqu'au 10) dans la conclusion.

**FRED** : Merci pour l'ambiance pendant tes 6 mois à Rouen et tes petites répliques de Dikkenek en permanence.

**Aux promos du dessus**: Manu et Samuel (mes maîtres lors de mon premier semestre à Becquerel), Raphael, Adnan, Perrine, Grégoire, Malek, Hélène, Armonie, Nicolas, Pauline, Sophie, Laurent, Agathe, Cécile, JH, JLM, ML, Kevin et Julie.

**A la promo du dessous** : MC (pour tes histoires improbables), GL (alias Dr LAIN), Tatiana, Momo, Annabelle, Abde et Benjamin.

**Aux plus jeunes** : Albane, Anto, Pilou, Capu, Caro, Louis, Alyssa, Philippe, Momo et Nassim.

Aux plus jeunes encore : Cécile, Fanny, Jean-Soria, Antoine, Fabrice, Nabil.

### <u>A ma Famille</u>

**A mes parents**, Merci pour tout ce que vous avez fait pour moi depuis le début. Tous les sacrifices et le temps passé pour mes études. Merci à tous les deux pour les valeurs que vous m'avez inculquées. Vous êtes des modèles pour moi.

**Maman**, merci d'avoir toujours cru en moi et de m'avoir soutenu dans les moments difficiles.

Papa, merci d'être toujours présent et rassurant. Tu es le papa que je voudrais être.

**Josiane**, merci pour ton écoute, ta complicité et ton soutien depuis longtemps maintenant.

**A Maxime**, mon petit frère, si nos chemins s'éloignent parfois, je suis toujours très fier de toi. J'admire ta capacité de travail, ta volonté de fer et l'importance que tu accordes aux relations humaines.

A Sylvain, merci pour tous ces moments passés à la ferme plus jeune, pour ton accueil à Paris pendant mon internat et pour ces discussions toujours passionnantes.

A Karine et Guillaume merci pour les instants passés avec vous, c'est toujours un plaisir de retrouver la petite famille et de vous voir si heureux.

A Olivier merci pour ton soutien après ma première P1, merci pour les vacances à la Verdière et ton accueil après l'internat pour m'aider à choisir ma spécialité.

A ma Marraine Françoise et mon Parrain René, à tous mes oncles et tantes ; merci d'avoir été présents dans les moments importants.

A mes cousins – cousines : A Pierre-Marie pour les vacances à faire la moisson, les moments galères et les fous rires, l'année de ma seconde, **Delphine, Nicolas, Hubert, Guillaume, Matthieu, Elodie, Sylvie, Karine et Guillaume.** 

A toi Olivier que je n'oublie pas. Tu es une force avec moi chaque jour.

A ma Belle Famille en particulier Belle Maman merci pour votre fille, votre pragmatisme à tout épreuve, votre gentillesse et votre bonne humeur toujours présente.

#### A mes amis

Toute la COPMR avec qui j'ai passé un externat inoubliable :

**Romain** : pour toutes les soirées P2,D1 et après, pour les bons moments en stage, pour les moments intenses de révision à la BU, en colle et en concours, pour ta fidélité en amitié, pour tout le reste aussi merci.

**Paul** : pour ta bonne humeur permanente, les dingueries en soirée, pour aller manger à la BU 11H25 (en arrivant à 11h20 !?) pour tous les bons moments rue Saint Nicolas.

**Megane** : pour ta franchise à tout épreuve, pour voir le visage des gens que tu arrives si facilement à décontenancer, merci !

**Sophie** : Merci pour ton amitié depuis tout ce temps, ton accueil toujours chaleureux à Lyon ! Merci de nous avoir fait rencontrer Loulou.

Rafa parce que CHHAAAAVRROUXXXX.

Et tous les autres pour l'externat : **Tiphaine, Clément, Agathe, Eva, Victor, Lucie, Audrey, Sophie, Leopold, Manu, Eloi, Edouard...** 

**A Alexandre**, pour tes précieux conseils (même si parfois on rate la sortie d'autoroute !), les magnifiques sorties à vélo ...et celles à venir !

**A Clément** : Le plus sympa des bretons, merci pour ces excellentes vacances passées ensemble, pour m'avoir fait découvrir le live de Coldplay.

**A Marie**, pour ta bonne humeur, pour les « qui ça ? qui ça ?... Où ça ? où ça ? », pour tous les bons moments passés chez vous, en vacances ou en soirée.

A Elodie pour les cookies, pour les premières soirées chez toi où Mathilde m'a présenté ses amis.

A Olivia pour ton sourire toujours présent, pour ton humilité, parce qu'on sait quand on arrive mais jamais quand on repart, pour les vacances à Magnou, pour ton amitié depuis tout ce temps merci.

**A Jason** pour ton rire, ton écoute, pour ton aide et ta disponibilité sans faille (jusqu'à ce travail de thèse !!!).

A Morgan pour changer la musique, Aurélie pour remettre la musique, Victoire, Charbel, Charles (fœtus), Arbane, Camille, Côme, Pauline, Arnaud, Mathilde, Pec, Fabian, Claire, Laetitia, Pierre (quel beau métier professeur), Florent, MC & JB.

A tous les amis rencontrés lors de l'internat : **Pierre, Pauline, Baptiste, Elsa, Flore, Laurence, Alexis.** 

**A mes amis du lycée**, que les études de médecine ont éloigné sûrement un peu plus vite que prévu. Sachez que je garde d'excellents souvenirs de ces années à Beauvais, les soirées à l'ISAB (qui appelle ça l'institut LaSalle franchement ?), les vacances en Provence, les soirées à travers le Vexin... Merci Benoit, Edouard, Sebastien, Laetitia, Charles, Vincent B, Vincent C, Simon, Camille, Thibault, Laure Hélène, Perrine, Solenne, Maud, Victoria, Hugo, Bénédicte, Audrey, Arnaud, Matthieu, Timothée, Ottilie, Romain, Gauthier, Hugo et toux ceux que j'oublie.

A toi Mathilde, merci pour ton soutien sans faille depuis bientôt 10 ans. Merci pour tous ces moments de joie au quotidien, pour ces petits délires compris de nous seuls, pour tout le bonheur que tu m'apportes, pour la force et l'énergie qui t'animent sans cesse et me tirent vers le haut, pour le réconfort que je trouve dans ton regard. Merci d'être là !

# TABLE DES MATIERES

LIS	TE DE	ES ABREVIATIONS	p.18
I.	GEN	ERALITES	p.19
	1.	Introduction	p.19
	2.	Anatomie et mouvement des artères coronaires	p.21
		a. Anatomie	p.21
		b. Mouvement	p.24
	3.	Place du coroscanner dans la coronaropathie	p.28
	4.	Principe et défis techniques du coroscanner	p.30
		a. Déroulement de l'examen	p.31
		b. La dose	p.32
		c. Reconstruction classique des images	p.34
		d. La résolution spatiale	p.35
	_	e. La résolution temporelle	p.35
	5.	Innovations techniques pour ameliorer la résolution temporelle	p.41
		a. Le scanner bitube	p.41
	-	b. Les algorithmes de correction des mouvements	p.42
	6.	L'algorithme SnapShot Freeze <sup>®</sup>	p.43
	7.	Problématique	p.47
	8.	Objectif de l'étude	p.48
II.	MAT	ERIELS ET METHODES	p.48
	1.	Description du fantome dynamique	p.48
	2.	Realisation du modele coronaire	p.50
		a. Essais preliminaires	p.50
		b. Creation des vaisseaux	p.52
		c. Determination de la concentration en lode des arteres coronaires.	p.54
		d. Profil des mouvements	p.55
	•	e. Environnement	p.55
	3.	Protocole d'acquisition et de reconstruction des images	p.55
		a. Acquisition	p.57
	4	D. Reconstruction	p.57
	4.	Analyse des données	p.50
		a. Evaluation de la précision diagnostique	p.50
	5	D. Evaluation de la precision diagnostique	p.59
	J.	Analyse statistique	p.01
	1	Déférence statique	p.02
	2	Qualité image	p.05
	<u>ح</u> .	Précision diagnostique	p.00
	υ.	a Sur l'ensemble des vaisseaux	n 69
		<ul> <li>b Après exclusion du plus petit vaisseau</li> </ul>	n 71
IV	DISC		n 73
v	CON	CLUSION	n 83
VI.	BIRI	IOGRAPHIE	p.84
			1

ANNEXE 3 : Comparaison des paramètres de qualité image et de précision diagnostique entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements, en fonction de la qualité de la phase......p.92

ANNEXE 7 : Comparaison de l'interprétabilité et des artefacts entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements en excluant le petit vaisseau et en fonction de la qualité de la phase......p.96

ANNEXE 8 : Comparaison du score de qualité et des paramètres de précision diagnostique entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements, en fonction du rythme, en excluant le plus petit vaisseau p.97

# **LISTE DES ABREVIATIONS :**

- ACM : Algorithme de Correction des Mouvements
- ALARA : As Low As Reasonably Achievable
- AW<sup>®</sup>: Advantage Workstation
- **BPM : Battements Par Minute**
- CNR : Contrast-to-Noise Ratio
- CD : Coronaire Droite
- CTDI : Computed Tomographic Dose Index
- Cx : Circonflexe
- DLMini : Diamètre Luminal Minimal
- DLMo : Diamètre Luminal Moyen
- DS : Déviation Standard
- ECG : ElectroCardioGramme
- FBP : Filtered Back Projection
- FC : Fréquence Cardiaque
- GE®: General Electric
- IVA : Interventriculaire Antérieure
- iTRIM<sup>™</sup>: Iterative Temporal Resolution Improvement Method
- kV : kilovolt
- mAs : milliampère-seconde
- NS : Non Sténosé
- **ROI** : Regions Of Interest
- **RT** : Résolution Temporelle
- S: Sténosé
- SL : Surface Luminale
- SNR : Signal to Noise Ratio
- SSF : SnapShot Freeze®
- UH : Unités Hounsfield

## **GENERALITES**

#### 1. Introduction

La coronaropathie constitue une cause importante de morbidité et de mortalité, atteignant près de 1,5 million de personnes en France (1). Grâce aux techniques de revascularisation et à l'optimisation des traitements médicaux (2), elle représente depuis 2004 la deuxième cause de mortalité. Cependant la croissance et le vieillissement de la population augmentent la prévalence de cette pathologie. Elle reste responsable de 34074 décès en 2013 (3), en faisant un enjeu majeur de santé publique.

La coronarographie est l'examen de choix pour l'analyse des artères coronaires, notamment par son excellente résolution spatiale et temporelle. Elle est le gold standard pour l'évaluation des sténoses coronaires. Néanmoins c'est un examen invasif, dont l'indication diagnostique est désormais limitée aux patients avec un risque coronaire élevé (4).

Parallèlement l'imagerie cardiaque non invasive, et en particulier le coroscanner, s'est développée depuis les années 2000 grâce à l'augmentation croissante du nombre de détecteurs et l'optimisation des techniques de reconstruction d'image. En effet l'amélioration de la résolution spatiale et temporelle du coroscanner permettent aujourd'hui son utilisation en routine clinique. C'est un examen qui trouve sa place dans la stratégie diagnostique de la maladie coronarienne, en particulier chez les patients avec un risque coronaire intermédiaire (5).

Cependant l'acquisition d'image sur un organe en mouvement reste un défi pour le radiologue et les constructeurs de scanner. La réussite de l'examen est corrélée à une Fréquence Cardiaque (FC) régulière et lente, nécessitant parfois le recours à une

prémédication. Les artefacts de mouvement chez les patients tachycardes ou arythmiques constituent une limite à l'analyse des artères coronaires. Pour pallier ce manque de Résolution Temporelle (RT), différentes stratégies sont adoptées : soit une acquisition plus rapide tout en multipliant le nombre de source (« stratégie du bitube »), soit l'utilisation d'algorithme de correction des mouvements (ACM).

Ce type d'algorithme améliore effectivement la qualité image, la précision diagnostique et la confiance diagnostique selon de nombreuses études (6,7). Une étude expérimentale réalisée par le vendeur du logiciel SnapShot Freeze® (SSF) s'intéresse à la capacité de détecter les sténoses coronaires par l'ACM (8). Aucune donnée expérimentale indépendante ne permet d'évaluer l'efficacité de l'ACM SSF pour mesurer le degré de sténose. Il existe à notre connaissance une seule étude prospective multicentrique comparant le SSF et les reconstructions classiques en rétroprojetion filtrée ou *Filtered Back Projection* (FBP) à la coronarographie pour l'évaluation des sténoses, dans une population à risque coronaire élevé (7). L'intérêt du coroscanner dans la prise en charge diagnostique de la coronaropathie réside dans l'excellente valeur prédictive négative de 99%, chez les patients à risque coronaire intermédiaire (9). C'est pourquoi il est important de ne pas conclure à tort à l'absence de sténose sur des images reconstruites avec un ACM. Nous souhaitons donc évaluer, à travers une étude expérimentale sur un fantôme dynamique, la détection des sténoses coronaires avec le SSF.

2. Anatomie et mouvements des artères coronaires (10,11)



# Figure 1. Représentation sur une vue 3D volume rendering des trois principaux vaisseaux coronaires

Cx = artère circonflexe; IVA = artère interventriculaire antérieure; TC = Tronc commun.

#### a. Anatomie

Les artères coronaires proviennent de l'aorte thoracique ascendante et naissent 1 à 2 cm au-dessus des valves aortiques depuis le renflement de la partie initiale de l'aorte (le sinus aortique). Elles assurent la vascularisation du myocarde, qui est terminale.

La perfusion myocardique est réalisée en diastole, en raison de l'obstruction des ostia des artères coronaires par les feuillets valvulaires lors de l'ouverture de la valve aortique pendant la systole.

Dans la disposition modale il y a deux artères coronaires : une droite et une gauche, naissant respectivement de leur sinus aortique. Il existe trois vaisseaux principaux. Deux naissent d'un tronc commun : l'artère Interventriculaire Antérieure (IVA) et l'artère Circonflexe (Cx), et le troisième correspond à l'artère Coronaire Droite (CD) (figure 1).

Ces artères sont positionnées à la surface du myocarde, et leur environnement est formé par de la graisse épicardique qui les protège des frictions dues au mouvement myocardique.

Leur trajet forme deux couronnes perpendiculaires, à l'origine de leur dénomination. L'une circule dans les sillons inter ventriculaires (long axe du cœur), et l'autre dans les sillons inter-atrio-ventriculaires (petit axe du cœur).

Afin de simplifier l'étude des artères coronaires, une classification en 16 segments est proposée par l'American Heart Association (12).

 La CD provient du sinus coronaire antérieur droit, puis donne un premier segment en avant et à droite (segment 1). Une branche part vers l'avant depuis ce segment pour l'infundibulum pulmonaire (artère du conus) et une autre vers l'arrière en direction du nœud sino-atrial. La CD suit ensuite le sillon atrio-ventriculaire droit et forme un virage (genu superius) pour longer le bord droit du cœur via un deuxième segment vertical (segment 2). Elle poursuit ensuite sur la face diaphragmatique du cœur (segment 3) pour se diriger vers le croisement des sillons atrioventriculaires, inter-ventriculaire et inter-atrial.

Lorsque la CD est dominante (80% des cas), elle donne deux branches terminales :

- L'artère interventriculaire postérieure (segment 4) se dirigeant vers la pointe du cœur dans le sillon inter-ventriculaire postérieur.
- L'artère rétroventriculaire postérieure à la face postérieure du ventricule gauche.
- L'artère coronaire gauche provient du sinus aortique gauche donnant le tronc commun (segment 5). Il est situé en arrière du tronc pulmonaire et rapidement il se divise en deux branches principales l'IVA et la Cx.
  - L'IVA se dirige en avant entre l'artère pulmonaire et l'auricule gauche dans le sillon inter-ventriculaire antérieur vers la pointe du cœur. La première partie proximale correspond au segment 6. Elle distribue ensuite sa première branche diagonale (segment 9) et se poursuit dans sa partie dite intermédiaire (segment 7) jusqu'à la naissance de la deuxième diagonale (segment 10), puis elle se termine par sa portion distale (segment 8).
  - La Cx (segments 11 et 13), va contourner le bord gauche du cœur en se dirigeant dans le sillon inter-atrio-ventriculaire gauche. Elle donne au passage plusieurs branches nommées marginales pour la paroi latérale du ventricule gauche (segments 12 et 14).

Dans certains cas, il existe une trifurcation du tronc commun, donnant naissance à une artère dite bissectrice (segment 16) destinée à la paroi antérolatérale du ventricule gauche.

La dominance est assurée par l'artère coronaire gauche dans 10% des cas via la Cx qui donne l'artère interventriculaire postérieure (segment 15 dans cette disposition). La vascularisation est équilibrée dans 10% des cas.

Les artères coronaires sont des vaisseaux de petite taille avec une variabilité importante selon l'âge, le sexe et le segment considéré (13). Le tronc commun mesure de 3 à 6 mm de diamètre et l'IVA, la CD, et la CX de 2 à 4mm en moyenne. La tortuosité est variable, globalement plus importante chez la femme.

#### b. <u>Mouvement</u>

Le mouvement des artères coronaires est complexe et constitue le véritable défi du coroscanner. S'il est facile de s'affranchir des mouvements respiratoires avec une acquisition en apnée, il est en revanche impossible de s'affranchir du mouvement cardiogénique. Celui-ci engendre un mouvement variant principalement selon les artères considérées, la phase du cycle et la FC. Les vitesses et les amplitudes de déplacement des artères coronaires ont été étudiées chez l'adulte par différentes modalités (angiographie, IRM ou scanner) **(Tableau 1).** 

	Système (résolution temporelle)	Artère core	onaire droite	Artère corona	aire gauche
		Vitesse	Déplacement	Vitesse	Déplacement
Achenbach et al. 2000 (14)	EBCT, axial (50 ms)	(1111/S) 69.4 ± 22.5		$Cx 48.4 \pm 15$ IVA 22.4 ± 4	(1111)
Husmann et al. 2007 (15)	Coroscanner, 3D (165 ms)	35.8 ± 2.8		Cx 24.9 ± 2.5 IVA 20.2 ± 2.3	
Hofman et al. 1998 (16)	IRM, axial (30 ms)		25 ± 5		9 ± 1
Shechter et al. 2006 (17)	Angiographie biplan, (33 ms)	70 ± 14	26 ± 3	Cx 57 ± 10 IVA 47 ± 9	8 ± 2
Lu et al. 2001 (18)	EBCT, axial (50 ms)	35.6 ± 23.8		Cx 22.1 ± 9.8 IVA 16.8 ± 18.8	

#### Tableau 1. Vitesse et amplitude de déplacement des artères coronaires

Cx = artère circonflexe; EBCT = Electron Beam Computed Tomography; IVA = artère interventriculaire antérieure.

La CD est l'artère la plus mobile avec une vitesse maximale de 70 mm/s et une amplitude de déplacement de 25 mm. A cette vitesse, si l'on tolère un déplacement de 1 mm lors de l'acquisition de l'image (ce qui représente déjà une marge d'erreur importante considérant la taille des vaisseaux cardiaques), il est facile de déterminer la RT minimale nécessaire du système. Elle correspond au temps que met la CD pour effectuer 1 mm à la vitesse de 70 mm/s, soit 14,28 ms (1x1000/70).

D'autre part, le mouvement des artères coronaires n'est pas régulier au cours du cycle. Pour éviter tout artefact cardiogénique, il faudrait dans l'idéal acquérir l'ensemble de la hauteur cardiaque durant une phase où le mouvement des artères coronaires est le plus faible (phase de repos concomitante). Il existe deux phases d'immobilité des artères coronaires lors du cycle cardiaque (figure 2) :

- A environ 35% de l'espace R-R (en fin de systole), correspondant à la phase de relaxation isovolumique.
- A environ 75% de l'intervalle R-R (en milieu-fin de diastole), correspondant à la phase de diastasis (remplissage lent passif).



Figure 2. Vitesse de déplacement en mm/s des différents segments coronaires en fonction du cycle d'après Husmann et al. (15)

Enfin, le profil de mouvement des vaisseaux cardiaques varie aussi avec la FC (15)





Figure 3. Vitesse de déplacement globale des coronaires en mm/s en fonction du cycle selon la fréquence cardiaque d'après Husmann et al. (15)

Lorsque le rythme est lent et régulier, autour de 60 Battements Par Minutes (BPM), la phase d'immobilité la plus longue est le milieu de la diastole aux alentours de 70% de l'intervalle R-R (19).

Lorsque la FC augmente, vers 70 BPM, la diastole diminue et en particulier sa phase de diastasis pour complètement disparaître, au-delà de 80 BPM (14–17,19,20). En fin de systole une phase d'immobilité relative reste présente avec l'augmentation de la FC. Il est donc en théorie plus bénéfique de cibler cette phase en cas de FC élevée (21).

#### 3. Place du coroscanner dans la coronaropathie

Les indications cliniques du coroscanner dans le cadre du bilan de la maladie coronaire sont désormais bien établies et inscrites clairement dans les recommandations récentes de la Société européenne de cardiologie (5). La principale indication du coroscanner dans l'arbre décisionnel diagnostique est le bilan de précordialgies chez le patient stable et ayant un risque coronarien intermédiaire. Le coroscanner a un intérêt dans le dépistage initial de la maladie coronaire car il possède une excellente valeur prédictive négative, estimée à 99% (22). Il évite donc chez un grand nombre de patients présentant un risque coronarien intermédiaire et une douleur thoracique la réalisation d'une coronarographie qui serait normale. Il trouve également sa place en seconde intention lorsque les examens standards ne sont pas contributifs, en particulier le test d'effort (5).

Plus récemment la société européenne de cardiologie a également précisé le rôle du coroscanner dans la prise en charge diagnostique du syndrome coronarien aigu (23). Il peut être réalisé en cas d'ElectroCardioGramme (ECG) et/ou de cycle de dosage de troponine non contributif afin d'exclure une coronaropathie chez les patients à faible risque ou risque intermédiaire de maladie coronarienne. L'examen doit être réalisé dans les 3h à 48h. Cela représente une large population chez qui en l'absence d'exploration le taux de survenue à court terme d'un infarctus ST+ est de 2%, d'infarctus non ST+ 1 à 6% et d'angor instable de près de 4% (24). Le suivi de la cohorte ROMICAT 1 montre que le taux de survenue d'un événement reste nul à 2 ans chez les patients avec un coroscanner initalement normal (25). Cela illustre l'intérêt de la valeur prédictive négative élevée du coroscanner. Cependant des études récentes mettent en évidence, chez des patients avec une prévalence de coronaropathie de 50% (correspondant à un risque coronarien intermédiaire haut), une

valeur prédictive du coroscanner plus faible : 83% (26). Ces résultats s'expliquent notamment par une discordance sur l'évaluation des sténoses coronaires aux alentours de 50%. A contrario lorsque l'on évalue des sténoses peu serrées ou très serrées les taux de faux positifs et de faux négatif diminuent (27).

La quantification du degré de sténose est un élément important pour la prise en charge et la poursuite des investigations. Il est ainsi primordial de pouvoir estimer de manière fiable les sténoses coronariennes sur un coroscanner. La sténose peut être évaluée sur les coupes 2D curvilignes et surtout sur les coupes petit axe de manière visuelle (semi-quantitative) ou quantitative. Les mesures quantitatives sont soit :

- La mesure des diamètres (moyen, minimum et maximum).
- La mesure surfacique de la lumière.

Le degré de sténose se mesure par rapport au segment sain de référence en amont ou en aval.

La réalisation des mesures est soit :

- Automatique : les logiciels de reconstructions réalisent une extraction de la lumière et une estimation du centre du vaisseau. Une mesure coupe à coupe en petit axe et une estimation objective du degré de sténose peuvent être réalisées.
- Manuelle : en cas d'artefact important (de blooming en particulier).

La précision de ces mesures dépend de la qualité de l'acquisition (opacification du vaisseau, mouvement et résolution spatiale). La mesure automatisée a une tendance à la surestimation de la sténose et il faut préférer le calcul de la lumière résiduelle sur les coupes orthogonales avec un seuil de significativité décrit comme inférieur à 4 mm<sup>2</sup> (28,29).

La sténose du tronc commun étant une lésion à haut risque parfois difficile à visualiser en coronarographie, le coroscanner a un intérêt majeur dans cette topographie avec une sténose considérée significative si la surface est inférieure à 6mm<sup>2</sup> (28).

Le plus souvent le degré de sténose est rendu avec une interprétation semi quantitative plutôt que chiffrée.

Les autres indications reconnues du coroscanner sont l'évaluation des anomalies de naissance ou de trajet des artères coronaires, le bilan pré opératoire de valvulopathie, le contrôle de pontages coronaires, l'évaluation de la charge calcique.

#### 4. Principe et défis techniques du coroscanner

Le coroscanner est une modalité d'imagerie utilisant les rayons X qui permet d'évaluer les artères coronaires. Il s'agit actuellement d'une étude morphologique des principaux vaisseaux du cœur. La taille des artères coronaires et les mouvements cardiaques (cf l.2.) imposent une RT et une résolution spatiale qui ont initialement freiné le développement du coroscanner en raison des artefacts générés. La coronarographie, bien qu'étant une technique de projection en deux dimensions, bénéficie d'une excellente résolution spatiale (200 µm) et temporelle (5 ms) particulièrement adaptées à l'imagerie cardiaque. L'arrivée sur le marché au début des années 2000 des scanners multidétecteurs et l'amélioration du temps de rotation du tube ont permis au coroscanner de trouver sa place dans l'arsenal diagnostique de la coronaropathie.

#### a. <u>Déroulement de l'examen</u>

Il faut s'affranchir des mouvements respiratoires. L'acquisition s'effectue pendant une période d'apnée. Le patient ne doit pas consommer d'excitants avant (café ou tabac par exemple). Le déroulement de l'examen est clairement expliqué, la coopération étant indispensable (apnée). Une voie d'abord veineuse de bon calibre est mise en place pour assurer un bon débit lors de l'injection. Le patient est ensuite installé en décubitus dorsal sur la table du scanner et les électrodes sont positionnées sur la peau pour obtenir un tracé avec une amplitude d'onde R suffisante.

Afin d'éviter les artefacts cinétiques une prémédication peut être nécessaire en cas de FC trop élevée, après vérification du rythme cardiaque lors des tests d'apnée. Le but de cette prémédication est de diminuer et surtout stabiliser la FC autour de 60 BPM. Le plus souvent un béta-bloquant est utilisé avant l'acquisition en respectant les contre-indications (bradycardie sévère, bloc auriculoventriculaire, asthme, BPCO, insuffisance cardiaque sévère, rétrécissement aortique serré, artériopathie oblitérante des membres inférieurs, syndrome de Raynaud).

Les vasodilatateurs oraux peuvent être utilisés, notamment la trinitrine sublinguale, en dehors des contres indications habituelles. La vasodilation permet une meilleure qualité d'image et de s'affranchir des éventuels spasmes qui pourraient être considérés comme de réelles sténoses.

L'examen est réalisé avec injection de produit de contraste iodé. Il est nécessaire d'avoir un contraste élevé dans les artères coronaires avec une atténuation supérieure à 300 Unités Hounsfield (UH) pour améliorer le rapport signal sur bruit. L'atténuation doit rester inférieure à 500 UH pour permettre la détection d'éventuelles plaques calcifiées.

On utilise un produit de contraste à forte concentration (350 à 400 mg d'iode/ml), avec une quantité adaptée au poids du patient (1 à 1,5 ml/kg) allant en pratique de 70 à 95 ml. Le débit d'injection est élevé entre 4 et 6 ml/s, avec un protocole d'injection biphasique ou triphasique associant une injection intermédiaire de produit de contraste diluée à 50% puis 50ml de sérum physiologique. Ce type de protocole permet un lavage des cavités cardiaques droites et limite les artefacts de durcissement sur l'artère coronaire droite. L'acquisition se fait lorsqu'un rehaussement de 100 UH est atteint dans l'aorte thoracique ascendante.

En dehors de l'analyse des artères coronaires, une deuxième acquisition peut être réalisée entre 5 et 10 minutes pour étudier le contenu des cavités cardiaques (recherche de thrombus) ou pour visualiser le rehaussement tardif du myocarde (en cas de nécrose, d'inflammation ou de fibrose).

#### b. <u>La dose</u>

Les paramètres d'acquisition ont une influence directe sur la dose. Effectivement la dose est proportionnelle à la charge (intensité du courant appliqué au tube multipliée par la durée), exprimée en milliampère-seconde (mAs). Elle est aussi proportionnelle au carré de la tension appliquée au tube, exprimée en kilovolt (kV). La tension détermine l'énergie et la charge la quantité de photons incidents. La collimation fait également varier la dose.

La diminution de la dose est un enjeu majeur d'une part vis-à-vis du risque lié à l'exposition aux rayonnements ionisants et d'autre part pour rester concurrentielle par rapport aux autres techniques d'imagerie cardiaque non irradiante. Ainsi adapter le kilovoltage au poids du patient et diminuer la charge tout en conservant une qualité diagnostique suffisante permet de réduire la dose.

Les rayonnements ionisants interagissent avec les cellules des tissus et sont responsables de cassures des brins d'ADN. En cas de réparation anormale du matériel génétique ou en l'absence de réparation deux types d'effets biologiques apparaissent:

- Les effets déterministes liés à la mort cellulaire, sont présents de manière systématique à un certain seuil. Ils sont précoces, visualisés pour des doses élevées et augmentent avec la dose.
- Les effets dits stochastiques, sont aléatoires et compatibles avec la survie cellulaire. Ils sont responsables principalement de cancers. Pour les effets stochastiques, il n'y a pas de dose seuil. Les effets surviennent après un temps de latence et la probabilité d'apparition augmente avec la dose reçue.

La dose délivrée par un examen est exprimée en milligrays par centimètre (mGy/cm) et correspond au produit dose longueur. Elle est calculée à partir de l'index de dose scanographique ou *Computed Tomographic Dose Index* CTDI, qui se définit par la dose absorbée (mesurée sur fantôme) pour une épaisseur de coupe donnée, rapportée à la longueur explorée. Le CTDI est pondéré par la charge, la tension, la collimation et le pitch. Afin d'exprimer le risque à long terme des rayonnements ionisants, on utilise la dose efficace, exprimée en sievert (Sv). Cette unité de quantification du risque concerne les effets stochastiques. Elle est pondérée en fonction de la région explorée (0,017 pour le thorax).

Actuellement la dose efficace délivrée pour un coroscanner varie entre 3 et 15 mSv en fonction des machines et de l'optimisation des paramètres d'acquisition. La dose d'irradiation naturelle en France est en moyenne de 2,5 mSv par an.

L'utilisation du coroscanner répond au principe ALARA « As Low As Reasonably Achievable ». Ce qui implique que tout examen irradiant doit être justifié, avec un

bénéfice attendu de l'examen supérieur au risque potentiel lié à l'exposition des rayons X. Ainsi tout examen doit bénéficier d'une optimisation de la dose délivrée pour qu'elle soit la plus faible possible tout en restant suffisante pour l'interprétation.

#### c. <u>Reconstruction classique des images</u>

La reconstruction classique des images à partir des données d'absorptiométrie des scanners utilise le FBP, basé sur des approximations majeures. Chaque projection est épandue sur la matrice de reconstruction avec le même angle qu'à l'acquisition. Une sommation s'effectue pour chaque pixel au fur et à mesure de la rétroprojection. L'intérêt est de simplifier le calcul des images, mais le principal inconvénient est la contamination des pixels adjacents par le pixel d'intérêt reconstruit avec génération d'un bruit important (30).

La méthode de reconstruction itérative a bénéficié des progrès des calculateurs pour être désormais utilisée en clinique dans une approche hybride (30). Elle modélise les causes du bruit (morphotype du patient, fluctuation statistique des photons…) dans les projections acquises pour ensuite le réduire dans la reconstruction des données brutes via plusieurs itérations (principe ASIR<sup>™</sup>, General Electric Healthcare GE<sup>®</sup>). D'autres approches consistent à utiliser une image reconstruite ou une image anatomique de référence qui est « nettoyée » progressivement par boucle itérative (IRIS<sup>™</sup>, Siemens ; iDose<sup>™</sup>, Philips ; AIDR<sup>™</sup>, Toshiba).

#### d. La résolution spatiale

La petite taille des artères coronaires est une limite du coroscanner. La résolution spatiale est la capacité à distinguer deux points proches comme étant deux points distincts. Elle dépend de plusieurs paramètres en imagerie scannographique.

- La résolution spatiale axiale dépend de la taille du pixel de la matrice de reconstruction, qui est fonction du champ de vue et du nombre de lignes et colonnes de la matrice (512 x 512 généralement). Elle est limitée à l'acquisition par le nombre et la taille des détecteurs par rangée.
- La résolution spatiale longitudinale dépend de l'épaisseur nominale de coupe, limitée par l'épaisseur d'un détecteur.

Il existe également une influence du nombre de projections par rotation à la vitesse la plus élevée du statif.

La résolution spatiale est très correcte actuellement en scanner même si elle est inférieure à celle de l'angiographie invasive. Elle atteint en théorie avec des techniques de foyer flottant et des détecteurs haute définition Gemstone (GE<sup>®</sup>) 0.23 mm (31). Néanmoins, la différence entre une sténose de 40% et 60% sur une artère de 2 à 3 mm est de l'ordre de 0,4 mm soit la résolution spatiale maximale du scanner avec une lumière résiduelle représentée par quelques voxels.

#### e. La résolution temporelle

Les scanners utilisés pour l'imagerie cardiaque possèdent une RT allant de 170 ms pour les scanners 64 détecteurs monotube, 140 ms pour les scanners 256 détecteurs à 66 ms pour la dernière génération de scanner bitube (32).
Dans ces conditions, la réalisation du coroscanner sur un matériel 64 détecteurs monotube doit se faire lors d'un moment de déplacement minimal des artères coronaires. De plus il convient de maintenir une bonne résolution en contraste en conservant un temps d'acquisition court et également de limiter l'irradiation.

Les techniques de reconstruction et les paramètres d'acquisition influencent la RT.

Largeur de couverture

Un scanner avec une largeur de couverture de 16 cm permet d'acquérir l'ensemble du cœur lors d'une acquisition. La RT du système est égale dans ce cas à la durée d'acquisition de l'examen. Sur les scanners 64 détecteurs, plusieurs passages sont nécessaires pour couvrir toute la hauteur du cœur. La RT du système est égale alors à la durée pour l'acquisition d'une boite couvrant une partie du cœur.

Techniques de reconstruction

Lors des reconstructions standards, il est nécessaire d'acquérir 360° des données pour créer une coupe. La RT étant alors égale au temps de rotation du tube.

Actuellement les algorithmes de reconstruction permettent de former une coupe à partir de 180° d'acquisition. Il s'agit de la technologie dite « half scan ». Dans ce cas de figure la RT correspond au temps de rotation du tube divisée par deux (32).

Il existe également une approche dite « multisegmentaire » ou segmentation temporelle. Elle consiste en l'acquisition des données d'une coupe sur plusieurs cycles consécutifs (par exemple trois segments de 60° acquis sur trois cycles cardiaques consécutifs). La RT est améliorée par un facteur correspondant à deux fois le nombre de segments d'acquisition en utilisant de manière conjointe la technologie « half scan ». Cette approche est séduisante mais nécessite une position similaire du cœur

entre chaque cycle et augmente le temps d'acquisition. Cette technique est intéressante lorsque le scanner possède une large couverture des détecteurs, suffisante pour couvrir le massif cardiaque en un passage (31,32).

• Le pitch

Le pas de l'hélice ou pitch (rapport entre la distance d'avance de table lors d'une rotation et la couverture des détecteurs dans l'axe des Z) correspond à l'étirement de l'hélice. Lorsque l'avancée de la table lors d'une rotation est égale à la hauteur de couverture des détecteurs le pitch est de un.

Lorsque l'avancée de table lors d'une rotation est inférieure à la hauteur de couverture des détecteurs le pitch est inférieur à un. L'hélice se comprime avec apparition de zones de superposition.

A l'inverse lorsque l'avancée de table lors d'une rotation est supérieure à la hauteur de couverture des détecteurs, l'hélice s'étire et le pitch est supérieur à un. Il existe des intervalles libres avec moins de 360° de données acquises sur une coupe. Des algorithmes permettent de reconstituer l'image jusqu'à un pitch de 1,5. Un pitch élevé, associé à une rotation rapide du tube et une grande couverture de détecteur permet donc d'avoir un temps d'acquisition faible afin de s'affranchir d'éventuels mouvements.

• Mode de synchronisation à l'ECG (figure 4)

Le coroscanner est un examen synchronisé à l'ECG, pour repérer les ondes R. Cela permet de cibler les phases du cycle les moins mobiles.

Mode	Représentation schématique
Rétrospectif Acquisition hélicoïdale	
Rétrospectif avec modulation de la dose	
Prospectif Acquisition séquentielle	-h
Plusieurs cycles "Step and shoot"	
Prospectif Large détecteur Acquisition séquentielle	
Prospectif bitube hélicoïdal Un cycle	

Figure 4. Synthèse des techniques d'acquisition et de synchronisation à l'ECG lors d'un coroscanner

Il existe deux types de synchronisation :

- La synchronisation ECG rétrospective se fait avec une acquisition hélicoïdale sur toute la durée du cycle cardiaque, avec un pitch faible permettant un chevauchement des hélices. En effet pour chaque coupe il est nécessaire d'avoir des données pour l'ensemble du cycle cardiaque. La reconstruction des images se fait de manière rétrospective en les synchronisant au signal ECG enregistré. Il est ainsi possible d'obtenir n'importe qu'elle phase du cycle cardiaque et de réaliser des reconstructions en 4D. L'inconvénient est l'importance de la dose délivrée.
- La synchronisation ECG prospective permet un déclenchement de l'acquisition des images à un moment précis du cycle cardiaque par rapport à l'onde R. Il faut définir à priori une phase du cycle où les artères coronaires sont les moins mobiles (cf I.2).

En mode prospectif, l'acquisition est souvent séquentielle. Sur les scanners les plus récents avec une large couverture de détecteur (256 GE<sup>®</sup> Revolution par exemple) un seul passage suffit à acquérir le volume d'intérêt en mode séquentiel. Sur des scanners 64 détecteurs plusieurs passages en acquisition séquentielle (déplacement de table) sont nécessaires à la couverture du cœur. Il y a un arrêt de l'émission des rayons X entre chaque pallier (technique « step and shoot »). Cela allonge la durée d'acquisition et nécessite une FC basse pour éviter les artefacts (à type de pile). L'intérêt est une forte réduction de la dose délivrée.

Un constructeur propose une acquisition prospective avec un pitch élevé (grâce à la présence de deux tubes de rayons X) et un déplacement de table rapide. Il est ainsi

possible de couvrir le massif cardiaque sur un seul battement avec une couverture de 64 détecteurs.

Il existe des alternatives entre ces deux types de synchronisation. Un mode rétrospectif allégé consiste à moduler la dose émise sur le cycle en fonction de l'ECG. L'émission des rayons X est réduite de 80% lors des phases non cibles (avec diminution du rapport signal sur bruit) et est maximale lors de la phase cible pour l'exploration des coronaires. La dose effective est diminuée de 30 à 50% par rapport à une acquisition rétrospective classique.

Il est possible lors d'une acquisition prospective de générer manuellement l'acquisition des phases en amont et en aval de la phase cible choisie (« padding ») en augmentant le temps d'émission des rayons X de 80 ms à 200 ms maximum. En cas d'artefact important sur la phase cible, une phase adjacente peut éventuellement se montrer plus analysable (21). L'irradiation est en revanche augmentée (45% à chaque augmentation de 100 ms) (33).

Le choix entre ces différents modes de reconstruction est guidé par la FC (34). Si la RT de l'appareil est supérieure à 130 ms et la FC supérieure à 75 BPM, une acquisition avec synchronisation rétrospective à l'ECG est le plus souvent réalisée, selon le principe ALARA.

Actuellement on considère que la présence d'une arythmie ou une tachycardie sont une contre-indication à la réalisation d'un coroscanner sur un scanner 64 détecteurs monotube. En effet le manque de RT ne permet pas d'obtenir des images de qualité diagnostique. Les innovations techniques pourraient lever cette barrière.

#### 5. Innovations techniques pour améliorer la résolution temporelle

La RT d'un scanner peut être définie de manière simple comme sa capacité à figer le mouvement. Intuitivement la première technique est d'acquérir plus rapidement les données en augmentant la vitesse de rotation du statif. Des contraintes mécaniques importantes, avec augmentation du nombre de G (G=9.81m.s-1), limitent les constructeurs. Par exemple la force centrifuge pour un tube à 65cm du centre de rotation est de 3G pour un temps de rotation de une seconde et de 30G pour un temps de rotation de 0,33 seconde (35). Le temps de rotation est aujourd'hui limité, compris entre 270 à 350 ms sur les machines performantes. Un constructeur annonce une commercialisation prochaine d'un scanner avec une rotation en 200 ms (force de 70G).

La RT maximale est égale à la moitié de ce temps de rotation grâce à la reconstruction « half scan » (entre 135 et 175 ms).

Il existe actuellement deux solutions différentes pour augmenter la RT du coroscanner : le scanner bitube et l'utilisation d'ACM.

#### a. Le scanner bitube

Un nouveau mode d'acquisition double source ou bitube créé par Siemens<sup>®</sup> est arrivé sur le marché en 2005. Le scanner double source est une technique qui utilise deux tubes de rayons X et deux détecteurs positionnés à 90°. Plusieurs modes d'utilisation sont possible avec ce système (36) :

- En mode classique lorsqu'un seul tube est utilisé (scanner simple source et simple énergie)
- En mode double énergie lorsque les deux tubes émettent des photons d'énergies différentes, (scanner double source et double énergie)

 En mode bitube lorsque les deux tubes sont utilisés avec le même niveau d'énergie (scanner double source et simple énergie)

En cas d'utilisation double source et simple énergie, un quart de rotation est suffisant pour acquérir les données d'une coupe en utilisant le principe de reconstruction « half scan » pour chaque tube. Le temps d'acquisition est divisé par deux et la RT descend à 66 ms sur la dernière génération de scanner bitube (31).

De plus la présence d'un deuxième tube permet de réaliser des acquisitions avec un pitch élevé (jusqu'à 3,4) en synchronisation prospective, avec une acquisition sur une seule diastole en 250 ms.

Ces scanners restent peu développés en raison d'un coût élevé.

#### b. Les algorithmes de correction des mouvements

En dehors des innovations matérielles, des solutions logicielles ont été proposées ces dernières années. L'utilisation d'algorithmes pour améliorer la RT est une proposition intéressante car le coût est plus faible qu'un scanner bitube.

Le constructeur Thoshiba<sup>®</sup> propose un algorithme avec recalage rigide des coronaires via une estimation globale du mouvement cardiaque qui permet de réduire les artefacts de mouvement (37). GE<sup>®</sup> sur le même principe propose un recalage non rigide adaptatif segment par segment appelé SSF (38). Siemens<sup>®</sup> a également une solution logicielle avec une approche différente. Appelé iTRIM<sup>™</sup>, le logiciel propose une amélioration de la RT en reconstruisant l'image sur moins d'une demi rotation. Le manque d'information nécessaire pour reconstruire l'image est ensuite compensé par plusieurs itérations à partir des données acquises sur une fenêtre temporelle plus large. Cette technique permet d'améliorer la RT jusqu'à 50 ms (39).

# 6. L'algorithme SnapShot freeze®



# Figure 5. Principe de l'algorithme SnapShot Freeze®

**Etape 1** : Multiphase = création de 3 phases du cycle cardiaque successives. **Etape 2** : Tracking = extraction de l'arbre coronaire pour chaque phase. **Etape 3** : Estimation du mouvement = détermination du vecteur de déplacement du vaisseau entre les phases. **Etape 4** : Compensation du mouvement = recalage non rigide de l'arbre coronaire de la phase cible voxel par voxel en fonction des vecteurs de l'étape 3.

L'approche proposée par le constructeur GE<sup>®</sup> est d'utiliser un ACM (SSF) à partir des données acquises sur des scanners monotubes avec une vitesse de rotation de 270 à 350 ms en général.

Le principe de cet algorithme est d'utiliser trois phases consécutives du cycle cardiaque en utilisant un padding (80 ms minimum cf I.4.e) pour générer une image avec correction des artefacts de mouvement des artères coronaires.

Le processus de l'algorithme est protégé par un brevet industriel (40). Les principales étapes de traitement de l'image sont néanmoins abordées dans les différents articles de la littérature (38,41,42) et résumées dans la **figure 5**.

Les 3 phases du cycle générées par rétroprojection filtrée classique sont traitées hors ligne (étape 1). Une extraction automatique des artères coronaires (tracking) est réalisée sur les 3 phases (étape 2). L'algorithme utilise les informations adjacentes d'un seul cycle pour déterminer le déplacement des vaisseaux coronaires sur ces trois phases (à la fois la direction et la vitesse) (étape 3). Le logiciel peut alors prédire la position à une phase cible du cycle et compenser les artefacts de mouvements résiduels (étape 4).

La spécificité de l'algorithme réside dans sa capacité à corriger le mouvement localement et non de manière globale sur l'ensemble de l'image. Il existe sur l'image finale une correction complexe avec un recalage non rigide des données selon le mouvement de chaque vaisseau et chaque segment (correction voxel par voxel).

L'algorithme se réfère aux données d'acquisition d'un seul cycle et n'est donc pas soumis au changement de position ou irrégularités comme dans les techniques multisegmentaires.

L'utilisation de 3 phases adjacentes du cycle permet d'améliorer artificiellement la RT. En effet les études menées par le constructeur comparant les images générées par SSF avec rotation du tube à 350 ms sur fantôme physique et les images d'acquisition simulant un tube avec rotation de 58 ms sont similaires (même qualité image) (43). La conclusion de l'étude du constructeur est donc que l'utilisation de l'algorithme est similaire à l'utilisation d'un scanner avec une rotation de tube à 58 ms permettant d'atteindre une RT effective de 29 ms. Cette technique semble donc la plus performante à ce jour par rapport aux autres solutions proposées **(figure 6)**.

Solutions logicielles	1 « half scan »	
Ū.	50% des données	
	suffisantes.	
	Divise par 2 la RT	
	2 Multisegmentaire	And the second s
	cycles	
	Divise par N la RT	
	ACM 3 SSF	John Martin
	des 3 phases successives	
	RT ≈ 29 ms	
	iTRIM™	the share the state of the stat
	données et	
	itérative RT ≈ 50 ms	
Solutions	Vitesse du statif	
materielles	Amélioration linéaire de la RT	350 ms 270 ms
	Largeur de couverture	A
	A (16 cm) : durée d'acquisition = RT	
	B (4 cm) : durée	В
	d acquisition = R I multipliée par nombre de boite	
	Bitube	
	Acquisition en ¼ de	
	Divise par 2 la RT	$\bigcirc \longrightarrow \bigcirc$

Figure 6. Résumé des différentes solutions matérielles et logicielles pour améliorer la Résolution Temporelle.

1 = reconstruction « half scan »; 2 = reconstruction multisegmentaire; 3 = SnapShot Freeze<sup>®</sup> (SSF); 4 = Iterative Temporal Resolution Improvement Method<sup>™</sup> (iTRIM); ACM = Algorithme de correction des mouvements; N = nombre de cycle; RT = Résolution Temporelle.

# 7. Problématique

Le SSF semble améliorer théoriquement la RT, néanmoins le principe de l'algorithme est basé sur l'utilisation d'images qui possèdent intrinsèquement des artefacts cinétiques **(figure 7).** 



### Figure 7. Correction des artefacts à l'aide du SnapShoot Freeze®

Artefact de mouvement sur l'artère coronaire droite (a). Disparition de l'artefact de mouvement (b) avec des contours réguliers et un vaisseau plus homogène à l'aide de l'algorithme SnapShoot Freeze<sup>®</sup>.

Si l'amélioration de la qualité image est assez décrite dans la littérature, le bénéfice en termes de précision diagnostique est moins évident. De plus il est difficile d'évaluer la précision du logiciel pour la détection des sténoses coronariennes en routine clinique (comparaison à la coronarographie). Si une étude a déjà été menée par le constructeur sur un modèle expérimental (8), aucune étude indépendante n'existe à notre connaissance. Nous pouvons donc nous interroger sur la validité des images traitées par le logiciel. La réalisation de coroscanner sur des modèles simulant des vaisseaux sténosés en mouvement et en connaissant la valeur réelle de la sténose à l'arrêt permet d'estimer l'erreur de mesure et de comparer le SSF aux reconstructions FBP.

#### 8. Objectif de l'étude

L'objectif de l'étude est d'évaluer, à travers un modèle expérimental, la qualité image, la précision diagnostique et la variabilité aux variations de FC du coroscanner avec utilisation de l'algorithme SSF par rapport aux reconstructions classiques FBP.

# I. Matériels et Méthodes

#### 1. Description du fantôme dynamique

Nous avons utilisé un fantôme cardiaque dynamique couplé à un simulateur de mouvement en trois dimensions (QRM-Sim4D-Cardio; Quality Assurance in Radiology and Medicine, Moehrendorf, Germany) (44). Cet outil a été utilisé dans plusieurs études de la littérature pour évaluer le score calcique (45) ou encore les performances du scanner bitube (46). Le simulateur de mouvement permet une amplitude de déplacement de 80 x 40 x 80 mm (dans les plans x, y et z) et une fréquence maximale de 3Hz, créant ainsi des simulations de déplacement en trois dimensions du cœur avec un signal ECG correspondant transmis à la console du scanner. Une acquisition synchronisée à l'ECG est alors possible, avec un mouvement se rapprochant du déplacement physiologique des artères coronaires. Un ordinateur de contrôle situé en dehors de la pièce est relié au robot. A l'aide d'un logiciel dédié il est possible de transférer 7 profils de mouvements différents correspondant chacun à un cycle cardiague. Par définition la position initiale au temps 0 correspond au coordonnées x = 0, y = 0 et z = 0. On peut ensuite introduire la position x, y et z à 100 ms (position à 10% du cycle avec une FC de 60 BPM). La position à la fin du cycle doit revenir x = 0, y = 0 et z = 0, afin de répéter le mouvement en boucle. Une tige métallique relie le système de fixation des vaisseaux au bras articulé du simulateur de mouvement.

Le système de fixation avec le vaisseau est positionné dans un récipient étanche qui peut être rempli d'eau. Ce récipient mesure 8cm de diamètre externe pour 16 cm de profondeur, l'ensemble simulant la masse cardiaque.

Nous avons couplé au fantôme dynamique un fantôme anthropomorphique dans lequel s'emboite le cylindre étanche (figure 8). Ce thorax artificiel est formé de composants simulant la forme, la densité et l'atténuation des poumons, du rachis et des tissus mous. Il est possible de modifier le morphotype du fantôme en ajoutant des anneaux (jusqu'à trois) de 5 cm d'épaisseur de densité graisseuse représentant le tissu adipeux sous cutané. Dans notre modèle un anneau était retenu. L'ensemble du matériel est placé sur la table mobile du scanner afin d'effectuer les acquisitions (Figure 9).



# Figure 8. Fantôme anthropomorphique et dynamique

Fantôme anthropomorphique de face (a) et dynamique de profil (b). Coupes axiales en fenêtre médiastinale (c) et pulmonaire (d) du fantôme anthropomorphique simulant le thorax d'un adulte. Topogramme de profil du simulateur de mouvement (e).



## Figure 9. Fantôme dynamique lors de l'acquisition avec synchronisation ECG

### 2. Réalisation du modèle coronaire

### a. Essais préliminaires

Nous avions initialement prévu de réaliser un modèle expérimental animal. Après récupération d'un cœur de porc frais rincé, une préparation de produit de contraste iodé dilué dans du sérum physiologique avec adjonction d'un produit gélifiant était injectée dans les cavités cardiaques, la racine de l'aorte et les artères coronaires. L'opacification des coronaires était possible sur une dizaine de centimètre après cathétérisme sélectif des ostia puis injection sous pression.

Le cœur préparé était emballé de manière étanche puis réfrigéré afin de maintenir le produit de contraste gélifié dans les cavités.

L'acquisition au repos était satisfaisante malgré quelques bulles d'air, autorisant des reconstructions curvilignes avec les logiciels de post traitement (**Figure 10**).



**Figure 10. Acquisition sans mouvement d'un cœur de porc opacifié.** Reconstruction axiale (a). Reconstruction curviligne (b).

L'application du mouvement vers le cœur positionné sur le bras articulé était impossible en raison du poids trop important et produisait un déplacement bien moindre par rapport aux coordonnées paramétrées. Les résultats furent identiques avec un cœur d'ovin.

De plus il était difficile de pratiquer de manière correcte des sténoses reproductibles sur les coronaires des cœurs explantés des animaux.

Nous avons ensuite mené des tentatives avec les modèles coronaires fournis par le constructeur du robot.

Lors des tests préliminaires, d'importants artefacts de mouvement étaient présents pour des FC basses et lors de phases de repos du cycle cardiaque simulé. Ces artefacts provenaient d'une importante flexibilité du point d'ancrage sur le bras articulé, majorée par la résistance de l'eau lorsque le cylindre était immergé. Il persistait effectivement un mouvement résiduel à type de trémulation à l'extrémité du vaisseau lors des phases de repos. Nous avons donc créé un support rigide en plastique pour d'une part positionner au plus près du fantôme anthropomorphique le vaisseau et d'autre part réduire au maximum les mouvements parasites (**figure 11**).

Par ailleurs ce système de fixation nous a permis de donner une forme courbe au vaisseau pour se rapprocher de la morphologie des artères coronaires.



# Figure 11. Tubulure simulant une coronaire (sans sténose), fixée sur son support

# b. Création des vaisseaux

Pour générer un arbre coronaire nous avons tenté une impression 3D depuis un fichier obtenu par volume rendering d'un arbre coronaire, mais il était impossible de réaliser (pour un coût raisonnable), une lumière de vaisseau suffisamment petite.

Nous avons finalement utilisé des tubulures en plastique avec un diamètre de 4 à 6 mm, qui représentent les portions proximales des artères coronaires. Cette taille a été

retenue car il s'agit de la majorité des sténoses bénéficiant d'un traitement autre que médical.

La ligature des tubulures ne permettait pas d'obtenir des sténoses supérieures à 50%. Pour produire des sténoses très serrées plusieurs matériaux ont été testés (polymères plastiques, résines, plâtre, caoutchouc...) mais la densité des pièces exécutées était trop importante (>1000 UH), gênant l'analyse endoluminale (**figure 12**).



# Figure 12. Fantôme coronaire en polymère plastique (densité > 1000 UH)

Pour produire différents degrés de sténoses, des tubulures de diamètres variés ont été assemblées.

La longueur des sténoses allait de quelques millimètres à près d'un centimètre pour simuler des infiltrations athéromateuses plus ou moins longues.

Le contraste spontané à l'intérieur du cylindre comparé au vaisseau créé reproduisait une plaque athéromateuse hypodense. Enfin pour générer des artefacts de blooming nous avons fabriqué une plaque mixte à partir de matière grasse animal fixée dans du formol et de coquille d'œuf, l'ensemble fixé sur la sténose.

Au total 5 vaisseaux ont été retenus :

- Vaisseau 1 : sans sténose

- Vaisseau 2 : sténose longue intermédiaire

- Vaisseau 3 : sténose longue significative

- Vaisseau 4 : sténose courte significative

- Vaisseau 5 : sténose intermédiaire avec calcifications

Au total 9 segments ont été identifiés :

- Un segment Sténosé (S) et un segment Non Sténosé (NS) pour chacun des 4 vaisseaux avec sténose (vaisseaux 2 à 4) ainsi qu'un segment NS pour le vaisseau 1 sans sténose.

#### c. <u>Détermination de la concentration en iode des artères coronaires</u>

Pour se rapprocher au maximum d'un rehaussement artériel tel qu'on peut l'observer dans la pratique clinique, nous avons mesuré la quantité d'iode présente dans les différents segments des artères coronaires sur une cohorte de coroscanner de notre centre acquis en double énergie (**annexe 1**). Cette méthode nous a permis de déterminer la concentration en iode moyenne dans les segments proximaux. Elle était de 12,5 mg d'iode par mL. Une solution de produit de contraste iodé dilué avec du sérum physiologique a ainsi permis d'opacifier les tubulures avec une densité mesurée à 350 UH environ.

#### d. Profil des mouvements

Le constructeur du robot propose un profil générique de déplacement des artères coronaires avec des coordonnées tous les 5% du cycle. Pour créer une augmentation du rythme cardiaque, la durée du cycle est réduite progressivement mais sans modification du profil de déplacement. La vitesse augmente donc de manière linéaire. Les vitesses de déplacement et l'amplitude étaient différentes des données de la littérature. Nous avons choisi de recréer des profils rythmiques à l'aide du logiciel du robot. A partir des données fournies par Husmann et al. (15), nous avons pu reparamétrer les profils de déplacement afin de simuler la vitesse en fonction de la phase du cycle à 50, 60, 70, 80, 90, 100 et 110 BPM pour les trois principaux vaisseaux cardiaques (CD, IVA et Cx). Pour chaque profil coronaire nous avons créé un profil arythmique à 70 BPM avec une variabilité de 15 BPM.

#### e. Environnement

Le vaisseau fixé sur son support est relié au bras articulé, de telle sorte que la sténose soit située au centre du cylindre et dans le fantôme anthropomorphique. Une fois le système en place, de l'eau avec du produit de contraste iodé dilué pour obtenir une atténuation d'environ 45 UH, était placée dans le cylindre étanche. Cette densité permettait de simuler les tissus myocardiques au contact des coronaires.

#### 3. Protocole d'acquisition et de reconstruction des images

Le flux d'acquisition, de reconstruction et du traitement des données est résumé dans la **figure 13**.



### Figure 13. Flux d'acquisition, de reconstruction et de traitement des données

BPM = Battements par minute; CD = Coronaire Droite; CNR = Contrast to Noise Ratio; Cx = artère circonflexe; DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen; FBP = Filtered Back Projection; FC = Fréquence Cardiaque; IVA = artère interventriculaire antérieure; SL = Surface Luminale; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShot Freeze®.

#### a. Acquisition

Un scanner 64 détecteurs (GE<sup>®</sup>, Optima CT660, Milwaukee, WI, USA) a été utilisé pour les acquisitions. Les paramètres du scanner comportaient une collimation de 256 x 0.625, une largeur de détecteur de 40 mm, avec une épaisseur de reconstruction de 0.6 mm. La vitesse de rotation du statif était de 350 ms par rotation, l'intensité de 450 mAs et la tension de 120 kV.

La première acquisition de chaque vaisseau était réalisée sans mouvement pour définir une référence statique, suivie de huit acquisitions rétrospectives synchronisées à l'ECG avec des rythmes de 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110 BPM et une séquence arythmique, pour chaque profil coronaire (IVA, CX et CD).

Cette opération était répétée pour les 5 vaisseaux créés.

#### b. Reconstruction

Toutes les données étaient reconstruites initialement sur la console du scanner (GE<sup>®</sup>, Optima CT660, Milwaukee, WI, USA).

- La référence statique était générée avec un algorithme conventionnel : 100%
  FBP et 0% ASIR.
- Les données avec acquisitions rétrospectives à l'ECG étaient reconstruites à 45%, 60% et 70% de l'intervalle R-R avec l'algorithme conventionnel (100% FBP, 0% ASIR). Puis toutes ces données étaient également reconstruites avec l'algorithme SSF, en utilisant un logiciel dédié (Advantage Workstation (AW<sup>®</sup>), GE<sup>®</sup> Version 4.7). La reconstruction SSF nécessitait quelques minutes de traitement sur un serveur spécifique.

# 4. Analyse des données

Toutes les données étaient anonymisées et analysées aléatoirement en consensus à l'aide d'un logiciel de reconstruction vasculaire dédié (AW<sup>®</sup>, GE<sup>®</sup> Version 4.7).

# a. Evaluation de la qualité image

Une évaluation qualitative de la qualité image a été réalisée à l'aide d'un score sur 12 points comportant 4 items :

- Confiance diagnostique
- Qualité des contours
- Homogénéité du vaisseau
- Artefact

L'évaluation de chaque item reposait sur une échelle de Likert de 0 à 3 (0 = mauvais,

1 = moyen, 2 = bon, 3 = excellent).

La présence d'un score de qualité < 6/12 ou d'un item < 1 définissait un examen non interprétable.

On relevait la présence de 3 types d'artefacts (de pile, de mouvement et de blooming) (figure 14).



# Figure 14. Artefacts relevés lors de l'analyse

Artefact de pile (a), de mouvement (b) et de blooming (c).

Pour se rapprocher des conditions d'évaluation clinique, qui consistent à analyser la meilleure phase disponible, nous avons créé une échelle de valeur entre les 3 phases étudiées par acquisition (45%, 60% et 70% de l'intervalle R-R) :

- Phase de meilleure qualité
- Phase de qualité moyenne
- Phase de pire qualité

Le classement était défini par le score qualité, et en cas d'égalité par le score de confiance diagnostique et en dernier recours par le rapport Signal sur Bruit ou *Signal to Noise Ratio* (SNR).

Une évaluation quantitative de la qualité image a été réalisée : des régions d'intérêts ou *Regions Of Interest* (ROI) étaient placées dans le centre du vaisseau (portion non sténosée) et dans l'eau environnante. L'atténuation moyenne en UH et la Déviation Standard (DS) de la mesure étaient enregistrées. Le SNR et le rapport contraste sur bruit ou *Contrast to No*ise *Ratio* (CNR) étaient calculés ainsi :

$$SNR = \frac{\text{Attenuation moyenne (UH) vaisseau}}{DS (UH) vaisseau}$$

 $CNR = \frac{Attenuation moyenne (UH) vaisseau - Attenuation moyenne (UH) eau environnante}{DS (UH) vaisseau}$ 

### b. Evaluation de la précision diagnostique

 Le Diamètre Luminal Minimal (DLMini), le Diamètre Luminal Moyen (DLMo) et la Surface Luminale (SL) étaient mesurés de manière semi-automatique dans le segment S et NS (figure 15). Le pourcentage de sténose était calculé ainsi : % sténose  $DLMini = \frac{DLMini NS - DLMini S}{DLMini NS}$ 

% sténose  $DLMo = \frac{DLMo NS - DLMo S}{DLMo NS}$ 

% sténose 
$$SL = \frac{SL NS - SLS S}{SL NS}$$



# Figure 15. Mesure semi-automatique sur une reconstruction curviligne du vaisseau

DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen; SL = Surface Luminale.

• Le pourcentage d'erreur des six paramètres, par rapport à la référence statique

était calculé ainsi :

% erreur paramètre =  $\frac{Paramètre mesuré - Référence statique paramètre mesuré}{Référence statique paramètre mesuré}$ 

 Les six paramètres étant : DLMini, DLMo, SL, le pourcentage de sténose en DLMini, DLMo et en SL.

### 5. Analyse statistique

Les reconstructions FBP et les reconstructions SSF ont été comparées pour les 5 vaisseaux sur les données suivantes : score de qualité, quatre items du score qualité (confiance diagnostique, qualité des contours, homogénéité du vaisseau et artefact), SNR et CNR.

La comparaison entre FBP et SSF pour DLMini, DLMo, SL a été effectuée pour les 9 segments.

Les pourcentages d'erreur de sténose en DLMini, DLMo et en SL ont été comparés entre le FBP et SSF pour les 4 vaisseaux sténosés.

Une analyse en sous-groupe a été effectuée par rythme, par qualité de la phase et par taille de vaisseau.

Une analyse en sous-groupe a également été effectué après retrait des données du petit vaisseau.

Les comparaisons ont été réalisées à l'aide d'un T test de Student.

L'analyse des variables qualitatives (interprétabilité et type d'artefact) a été réalisée avec un test de McNemar.

Un p<0.05 était considéré comme statistiquement significatif.

# **III. RESULTATS**

Le flux de l'analyse est résumé dans la figure 16.



# Figure 16. Flux d'analyse des données

CNR = Contrast to Noise Ratio; DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen; FBP = Filtered Back Projection; SL = Surface Luminale; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShot Freeze®; V = Vaisseau.

Un total de 1296 segments (648 avec FBP et 648 avec SSF) pour 720 vaisseaux (360

avec FBP et 360 avec SSF) et 576 sténoses (288 avec FBP et 288 avec SSF) ont été

analysés.

Dans chaque sous-groupe en fonction du rythme un total de 162 segments (81 avec

FBP et 81 avec SSF) pour 90 vaisseaux (45 avec FBP et 45 avec SSF) et 72 sténoses

(36 avec FBP et 36 avec SSF) ont été analysés.

La répartition de la qualité des phases est reportée dans tableau 2.

Qualité Phase	Meilleure	Moyenne	Pire		
45 %	18 (7.5%)	54 (22.5%)	168 (70%)		
60 %	58 (24.2%)	126 (52.5%)	56 (23.3%)		
70 %	164 (68.3%)	60 (25%)	16 (6.7%)		

Tableau 2. Répartition de la qualité des phases selon le cycle

## 1. Référence statique

Les cinq vaisseaux simulant les coronaires montraient (tableau 3 et figure 17) :

- Vaisseau 1 : un segment NS de 4.86 mm de DLMini, 5 mm de DLMo et 19.76 mm<sup>2</sup> de SL.
- Vaisseau 2 : un segment NS de 6.35 mm de DLMini, 6.55 mm de DLMo et 33.76 mm<sup>2</sup> de SL. Un segment S de 2.73 mm de DLMini, 3.9 mm de DLMo et 11.98 mm<sup>2</sup> de SL. Une sténose de 56.96% en DLMini, 40.46% en DLMo et 64.51% en SL.
- Vaisseau 3 : un segment NS de 6.4 mm de DLMini, 6.48 mm de DLMo et 32.96 mm<sup>2</sup> de SL. Un segment S de 2.38 mm de DLMini, 2.48 mm de DLMo et 4.88 mm<sup>2</sup> de SL. Une sténose de 62.76% en DLMini, 61.7% en DLMo et 85.19% en SL.
- Vaisseau 4 : un segment NS de 4.15 mm de DLMini, 4.25 mm de DLMo et 14.2 mm<sup>2</sup> de SL. Un segment S de 1.18 mm de DLMini, 1.28 mm de DLMo et 1.31 mm<sup>2</sup> de SL. Une sténose de 71.49% en DLMini, 69.80% en DLMo et 90.73% en SL.
- Vaisseau 5 : un segment NS de 4.18 mm de DLMini, 4.3 mm de DLMo et 14.55 mm<sup>2</sup> de SL. Un segment S de 2.41 mm de DLMini, 2.58 mm de DLMo et 5.23 mm<sup>2</sup> de SL. Une sténose de 42.23% en DLMini, 39.92% en DLMo et 64.03% en SL.

	NS DLMini (mm)	NS DLMo (mm)	NS SL (mm²)	S DLMini (mm)	S DLMo (mm)	S SL (mm²)	Stenose DLMini	Stenose DLMo	Stenose SL
Vaisseau 1	4.86	5	19.76						
Vaisseau 2	6.35	6.55	33.76	2.73	3.9	11.98	56.96%	40.46%	64.51%
Vaisseau 3	6.4	6.48	32.96	2.38	2.48	4.88	62.76%	61.7%	85.19%
Vaisseau 4	4.15	4.25	14.2	1.18	1.28	1.31	71.49%	69.80%	90.73%
Vaisseau 5	4.18	4.3	14.55	2.41	2.58	5.23	42.23%	39.92%	64.03%

### Tableau 3. Mesures des références statiques

DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen; NS = Non Sténosé; S = Sténosé; SL = Sténose Luminale.



# Figure 17. Reconstructions linéaires des 5 vaisseaux lors de l'acquisition statique

Vaisseau 1 (a) sans sténose, vaisseau 2 (b) avec une sténose 40%, vaisseau 3 (c) avec une sténose de 62%, vaisseau 4 (d) avec une sténose de 70% et vaisseau 5 (e) avec une sténose de 40% et plaque calcique.

# 2. Qualité image

Globale

	FBP	SSF	Р
Score qualité (sur 12 points)	8.23 ± 3.75	8.90 ± 3.58	0.015*
Confiance diagnostique (sur 3 points)	2.17 ± 1.02	$2.32 \pm 0.98$	0.045*
Qualité des contours (sur 3 points)	1.78 ± 0.95	1.97 ± 0.93	0.009*
Homogénéité du vaisseau (sur 3 points)	2.35 ± 0.88	$2.49 \pm 0.79$	0.026*
Artefacts (sur 3 points)	1.93 ± 1.1	2.12 ± 1.07	0.015*
SNR	7.88 ± 1.99	8.13 ± 2.02	0.092
CNR	6.79 ± 1.89	7.07 ± 1.83	0.047*
% Erreur sténose DLMini	17.4 ± 21.57	14.74 ± 16.73	0.099
% Erreur sténose DLMo	18.85 ± 25.12	16.48 ± 19.94	0.211
% Erreur sténose SL	13.69 ± 22.08	11.64 ± 16.39	0.206
% Erreur DLMini	14.54 ± 26.42	13.03 ± 20.76	0.254
% Erreur DLMo	15.37 ± 37.41	13.05 ± 29.95	0.218
% Erreur SL	44.60 ± 145.11	34.80 ± 108.56	0.169

# Tableau 4. Comparaison des paramètres de qualité image et de précision diagnostique entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements.

Données représentées en moyenne ± DS

\*P < 0.05 en comparant les images SSF et FBP.

CNR = Contraste to Noise Ratio; DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen ; FBP = Filtered BackProjection; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShot Freeze®; SL = Surface Luminale.

L'évaluation qualitative de la qualité image était significativement plus élevée avec le

SSF avec un score qualité de 8.90 ± 3.58 avec le SSF contre 8.23 ± 3.75 avec en FBP

(p=0.015) (tableau 4).

Tous les items du score de qualité (confiance diagnostique, contours, homogénéité et

artefacts) étaient significativement améliorés (p<0.045).

L'évaluation quantitative de la qualité image était significativement plus élevée avec le

SSF pour le CNR avec une valeur de 7.07  $\pm$  1.83 contre 6.79  $\pm$  1.89 en FBP (p=0.047),

mais pas pour le SNR (tableau 4).

L'interprétabilité n'était pas significativement améliorée (**tableau 5**). Dans 23 cas sur 360 (6.39%), le vaisseau devenait interprétable avec le SSF. A l'inverse dans 11 cas sur 360 (3.06%), le vaisseau passait dans la catégorie non interprétable avec le SSF.

Les artefacts de mouvement et de blooming étaient significativement moins nombreux avec le SSF avec une proportion respectivement de 39.6% (142/360) et 10.3% (37/360) contre 50.7% (182/360) et 13.4% (48/360) en FBP (p≤0.013) (**tableau 5**).

Il n'y avait pas d'amélioration significative des artefacts de pile.

	FBP	SSF	Р
Vaisseau interprétable	281 (78.1%)	293 (81.4%)	0.058
Présence d'artefact de pile	116 (32.3%)	106 (29.5%)	0.245
Présence d'artefact de mouvement	182 (50.7%)	142 (39.6%)	<0.0001*
Présence d'artefact de blooming	48 (13.4%)	37 (10.3%)	0.013*

Tableau 5. Comparaison de l'interprétabilité et des artefacts entre lesreconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvementscoronaires

Données représentées en nombre de vaisseaux (%) \*P < 0.05 en comparant les images SSF et FBP. FBP = Filtered Back Projection; SSF = SnapShot Freeze®.

# • En fonction du rythme (figure 18)

L'analyse en sous-groupe en fonction du rythme ne retrouvait pas d'amélioration du

score qualité. Il existe une tendance à l'amélioration pour les rythmes de 80 et 90 BPM.

Seul l'item qualité des contours était significativement amélioré à 80 BPM et 100 BPM

(p≤0.049) **(annexe 2**).

Les paramètres quantitatifs de la qualité image SNR et CNR étaient significativement

améliorés uniquement pour le profil arythmique (p≤0.028) (annexe 2).

Le score qualité était significativement plus faible lorsque la FC augmentait en SSF ou en FBP (p<0.001).



# Figure 18. Comparaison des paramètres qualité image entre les reconstructions classiques et le SSF, en fonction du rythme

A = Arythmie; BPM = Battements Par Minute; CNR = Contrast to Noise Ratio; FBP = Filtered Back Projection; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShot Freeze®.

• En fonction de la qualité de la phase

Il existe une amélioration significative du SSF pour la phase de pire qualité concernant :

- L'interprétabilité : 66,9% versus 57% en FBP (p=0.008)

- Les artefacts de mouvement et de blooming, respectivement 58.3% et 14.2%

versus 75% et 19.2% en FBP (p≤0.031) (tableau 6)

L'ensemble des paramètres de qualité image hormis l'homogénéité du vaisseau (p≤0.035) (Annexe 3).

	Qualité phase	FBP	SSF	Ρ
Vaisseau interprétable	Meilleure	110 (91.7%)	108 (90.0%)	0.688
	Moyenne	104 (85.7%)	104 (87.4%)	0.754
	Pire	69 (57%)	81 (66.9%)	0.008*
Présence d'artefact de pile	Meilleure	21 (17.5%)	26 (21.7%)	0.332
	Moyenne	34 (28.6%)	26 (21.8%)	0.134
	Pire	61 (50.8%)	54 (45.0%)	0.189
Présence d'artefact de mouvement	Meilleure	32 (26.7%)	32 (26.7%)	1
	Moyenne	60 (50.4%)	40 (33.6%)	<0.0001*
	Pire	90 (75%)	70 (58.3%)	<0.0001*
Présence d'artefact de blooming	Meilleure	8 (6.7%)	9 (7.5%)	1
	Moyenne	17 (14.3%)	11 (9.2%)	0.070
	Pire	23 (19.2%)	17 (14.2%)	0.031*

Tableau 6. Comparaison de l'interprétabilité et des artefacts entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements, en fonction de la qualité de la phase

Données représentées en nombre de vaisseaux (%)

\*P < 0.05 en comparant les images SSF et FBP.

FBP = Filtered Back Projection; SSF = SnapShot Freeze®.

La phase de qualité moyenne présentait une amélioration significative du SSF pour

les artefacts de mouvement à 33.6% versus 50.4% en FBP (p<0.0001) et pour

l'homogénéité du vaisseau à  $2.63 \pm 0.65$  versus  $2.43 \pm 0.83$  (p≤0.047).

Il n'y avait aucune amélioration significative du SSF sur l'analyse de la phase de

meilleure qualité quant à l'interprétabilité, aux différents artefacts ou aux paramètres

qualitatifs et quantitatifs de qualité image (figure 19).



# Figure 19. Comparaison du score qualité entre les reconstructions classiques et le SSF, en fonction du rythme selon la qualité de la phase

A = Arythmie; BPM = Battements Par Minute; FBP = Filtered Back Projection; SSF = SnapShot Freeze®.

### 3. Précision diagnostique

#### a. Sur l'ensemble des vaisseaux

Il n'y avait pas de différence significative des paramètres de précision diagnostique (% erreur de sténose en DLMini, DLMo, SL et de % erreur de mesure DLMini, DLMo et SL) entre les reconstructions SSF et FBP sur l'ensemble des données **(tableau 4)**, ou sur les analyses en sous-groupes en fonction de la qualité de la phase **(annexe 3)**, du rythme (**figure 20 et annexe 4**), ou de la taille du vaisseau (**figure 21 et annexe 5**).

Le % d'erreur d'estimation de sténose était significativement plus élevé lorsque la FC augmentait en SSF ou en FBP (p<0.001).

L'erreur de mesure augmentait avec la diminution en taille du vaisseau. Il existait une importante erreur de mesure du plus petit vaisseau (vaisseau 4), avec un pourcentage d'erreur en surface par rapport à la référence de  $313\% \pm 328\%$  en FBP et  $231\% \pm 249\%$  en SSF (p>0.05) (**figure 21 et annexe 5).** Ce résultat nous a amené à refaire une analyse en excluant ce vaisseau.



# Figure 20. Comparaison des paramètres de précision diagnostique entre les reconstructions classiques et le SSF, en fonction du rythme

A = Arythmie; BPM = Battements Par Minute; DLMo = Diamètre Luminal Moyen; FBP = Filtered Back Projection; SL = Surface Luminale; SSF = SnapShot Freeze®.



# Figure 21. Comparaison des paramètres de précision diagnostique entre les reconstructions classiques et le SSF, en fonction de la taille du vaisseau

DLMo = Diamètre Luminal Moyen; FBP = Filtered Back Projection; SL = Surface Luminale; SSF = SnapShot Freeze®.

- b. Après exclusion du plus petit vaisseau
  - Qualité image

Les paramètres qualitatifs de qualité image étaient significativement améliorés avec le SSF (score qualité, qualité des contours, homogénéité du vaisseau et artefacts), par rapport au FBP (p<0.042) **(annexe 6)**.

Il y avait une diminution des artefacts de mouvement et de blooming avec le SSF avec respectivement 39.6% et 10.3% versus 50.7% et 13.4% en FBP (p≤0.013) **(annexe** 

7).

L'interprétabilité était uniquement améliorée pour l'analyse de la phase de pire qualité avec 72.2% des vaisseaux interprétable en SSF versus 58.8% en FBP (p=0.002).
Il n'y avait pas d'amélioration significative des paramètres quantitatifs de la qualité image (SNR et du CNR) **(annexe 6)**.

### • Précision diagnostique

Après exclusion du petit vaisseau (vaisseau 4), qui présentait le pourcentage d'erreur de mesure le plus significatif, il n'y avait pas de différence significative des paramètres de précision diagnostique (% erreur de sténose en DLMini, DLMo, SL et de % erreur de mesure DLMini, DLMo et SL) entre les reconstructions SSF et FBP **(annexe 6)**, ni pour l'analyse en sous-groupe en fonction du rythme (**figure 22 et annexe 8)**.



# Figure 22. Comparaison des paramètres de précision diagnostique entre les reconstructions classiques et le SSF, en fonction du rythme, après exclusion du petit vaisseau

A = Arythmie; BPM = Battements Par Minute; DLMo = Diamètre Luminal Moyen; FBP = Filtered Back Projection; SL = Surface Luminale; SSF = SnapShot Freeze®.

#### **IV. DISCUSSION**

Les artefacts de mouvements provenant des déplacements rapides et continus du cœur constituent un réel défi pour le radiologue et sont à eux seul une cause d'examen non interprétable dans 12% des cas (47). A ce jour des solutions logicielles et matérielles ont été développées afin de réduire l'impact de ces mouvements (48). Cependant les outils à notre disposition ne parviennent pas à faire disparaitre totalement les artefacts en coroscanner en raison des contraintes techniques (élévation exponentielle des G lors de l'accélération du statif, géométrie du système bitube...). Etant donné la RT des scanners 64 détecteurs utilisés le plus souvent actuellement, une FC faible aux alentours de 60 BPM – 65 BPM est requise pour effectuer une acquisition prospective (42). Afin d'atteindre cette FC, des bêtabloquants sont régulièrement prescrits avant le coroscanner. Néanmoins cette prémédication est parfois contre indiquée ou inefficace pour un nombre non négligeable de patients.

Le SSF est censé améliorer la RT du système. En effet le SSF corrige les artefacts de mouvement en utilisant à la fois le sens et la vitesse de déplacement des artères coronaires issues des données des phases adjacentes d'un même cycle cardiaque. Par conséquent, le SSF est en théorie plus efficace en cas d'arythmie ou de FC élevée. De plus cette technique est utilisable avec une acquisition synchronisée à l'ECG rétrospective ou prospective. En cas de synchronisation prospective, il est nécessaire d'élargir l'acquisition autour de la phase cible au minimum de 80 ms (« padding »). Si l'utilisation du padding seul n'a pas montré d'intérêt sur la qualité des coroscanners, elle prend tout son intérêt pour l'utilisation du SSF (6).

Nous avons vu que la dose d'irradiation était un enjeu majeur du coroscanner, ainsi le SSF peut être intéressant pour effectuer une acquisition prospective, moins irradiante, en cas d'arythmie ou de FC élevée.

Plusieurs études montrent que le SSF améliore la qualité image et l'interprétabilité (6,7,21,38,42,49–64). Cependant aucun travail indépendant n'a montré que l'amélioration de la qualité image correspondait à la réalité anatomique. Neuf études cliniques ont été menées en comparant les résultats au gold standard actuel (coronarographie) (6,7,50,51,53,56,59,61,64). Cette technique ne permet pas une mesure précise des sténoses, en particulier en surface.

Notre étude expérimentale, utilisant des modèles de vaisseaux coronaires avec sténose et un fantôme dynamique permet de manière originale et précise d'évaluer la précision diagnostique dans un environnement contrôlé en comparant à une référence statique. Si une seule étude expérimentale a été réalisée par le constructeur pour tester la précision diagnostique du SSF, l'utilisation d'un fantôme anthropomorphique est courante pour évaluer la qualité image et l'influence des paramètres machines (65). Ce type de travail a déjà été mené pour évaluer le scanner bitube (46).

Il existe d'autres fantômes dynamiques utilisés dans la littérature, avec pour la plupart un système de pompe et une chambre qui se dilate et se contracte en fonction de la phase (66–68). L'avantage de notre robot est de pouvoir modéliser précisément le mouvement de chaque coronaire (CD, Cx et IVA) et en le modifiant en fonction de la FC (69).

Enfin l'utilisation de modèles de vaisseau coronaire avec sténose a déjà été réalisée auparavant pour tester les performances de certaines reconstructions de coroscanners (« half scan » et multisegmentaire) (70).

74

### • Impact sur la qualité image

Notre étude confirme les données de la littérature sur l'amélioration de la qualité image et l'interprétabilité (figure 23 et tableau 7). Le score qualité, rapporté à une échelle sur 4 points, présente des valeurs concordantes vis-à-vis des études avec une FC élevée (figure 23). Cela permet de légitimer notre modèle expérimental.



# Figure 23. Principaux résultats de la littérature en fonction de la fréquence cardiaque comparant le score qualité entre reconstructions classiques et SSF

Notre étude (cercle rouge) retrouve un score qualité similaire aux études avec une fréquence cardiaque élevée.

BPM = Battements par Minute; FBP= Filtered Back Projection; SSF = SnapShot Freeze®.

Article	β-	N	FC	% segments interprétables		% examens correctement évalués par rapport à la coronarographie		s nt a a ohie	Score qualité		lité	
				S S F	F B P	Р	S S F	F B P	Ρ	S S F	F B P	Ρ
Lee et al. 2018	Non	52	54									
Bischoff et al. 2015	Oui	17	61	94	90	*						
Fan et al. 2015	Non	30	64	99	96	*				3.5	2.9	*
Li et al. 2014	Oui	37	69							4	3.8	*
Fuchs et al. 2014	Oui	40	69	93	86	*				3.4	3.0	*
Andreini et al. 2013		60	70									
Earls et al. 2012		31	>70							3.9	2.7	*
Bhagalia et al. 2012		7	75							2.8	2.6	*
Pontone et al. 2018	Oui	100	76	85	75	*				2.8	2.5	*
Fan et al. 2015	Non	30	81	98	90	*				2.8	2.1	*
Lijuan et al. 2014	Non	31		99	89	*				3.5	3	*
Carrascosa et al. 2015	Non	32	60	97	88	*	81	81		4.1	3.8	*
Carrascosa et al. 2015	Non	35	62	99	97	*	83	83		3.9	3.8	*
Lee et al. 2014	Oui	84	63	99	95	*	88	88		3.5	3.3	*
Pontone et al. 2016	Oui	160	68	94	79	*	93	73	*	3.1	2.5	*
Andreini et al. 2018	Non	230	68				62	59		2.6	2.0	*
Li et al. 2015	Non	46	69	99	95	*	98	89		4	3	*
Leipsic et al. 2012	Non	36	72	97	88	*	86	69		2.9	2.4	*
Andreini et al. 2015	Oui	120	74	97	81	*	98	86	*			
Liang et al. 2018	Non	64	83	99	93	*	95	72	*			

# Tableau 7. Principaux résultats de la littérature évaluant l'algorithme SnapShot Freeze<sup>®</sup> (6,7,38,49–57,59–64,71)

 $\beta$  = bêta-bloquant; FBP= Filtered Back Projection; FC = Fréquence cardiaque; N = effectif SSF = SnapShot Freeze®.\*P < 0.05

Il existe dans notre étude un bénéfice du SSF pour les FC élevées particulièrement au-delà de 70 BPM pour la qualité des contours et en cas de profils cardiaques arythmiques (amélioration SNR et CNR). Ces données vont dans le sens de plusieurs travaux qui retrouvent un bénéfice pour les FC élevées, en général au-delà de 75 BPM (7,49–54) ou en cas de grande variabilité du rythme cardiaque, voire de fibrillation atriale (72). Le bénéfice est moins important pour les FC basses, en raison d'une présence moins importante d'artefact de mouvement probablement. Cependant nous avons pu analyser les données issues de la phase de pire qualité (le plus souvent 45% dans notre modèle) **(annexe 3)**, et ce quel que soit le rythme cardiaque. Nous avons retrouvé un bénéfice significatif de la qualité image, de l'interprétabilité et de la réduction des artefacts sur ce type de phase. Cela montre que même à FC basse, si un segment particulier est non interprétable ou que la phase ciblée en prospectif est décevante, le SSF apporte un bénéfice. Plusieurs auteurs relèvent notamment dans des études cliniques un bénéfice du SSF en cas de FC basse uniquement sur la coronaire droite (7,42,50,55,56). Ce vaisseau étant le plus mobile il est par conséquent le plus soumis aux artefacts de mouvement.

La confiance diagnostique était significativement augmentée avec le SSF ainsi que l'interprétabilité lors de l'analyse de la phase de pire qualité. Dans 23 cas sur 360 (6.39%), le coroscanner est devenu diagnostique grâce au SSF. Compte tenu du bénéfice pour les FC élevées, le SSF est probablement utile en cas de contreindications ou d'échec des bêta-bloquants. Par ailleurs plusieurs études menées chez des patients contre indiqués aux bêta-bloquants montrent un bénéfice du SSF avec des acquisitions synchronisées prospectives (6,53,56,57).

Le SSF étant conçu sur un principe de compensation du mouvement, on retrouve une amélioration spécifique des artefacts de mouvement dans notre étude, comme dans les données de la littérature (8,58,71,73).

Nous retrouvons une amélioration significative des artefacts de blooming sur l'analyse de la phase de pire qualité. Ce type d'artefact étant aggravé par le mouvement, le SSF peut être bénéfique pour des patients avec une charge calcique élevée et pourrait

77

améliorer la VPN du coroscanner en cas de prévalence intermédiaire élevée de coronaropathie par exemple.

Comme dans l'article de Bhagalia et al (38), les artefacts de pile, issus d'une couverture insuffisante dans l'axe Z du coroscanner 64 détecteurs, n'étaient pas améliorés par le SSF. L'angle de la source différente entre chaque acquisition peut modifier la création des vecteurs de déplacement par le SSF (étape 3 du SSF). Par ailleurs l'acquisition quelque peu décalée dans le temps entre chaque boite peut modifier le contraste dans les vaisseaux et perturber l'extraction de l'arbre coronaire (étape 2 du SSF).

### • Impact sur la précision diagnostique

Dans notre modèle expérimental, nous n'avons pas mis en évidence d'amélioration des paramètres de précision diagnostique. Le pourcentage d'erreur était globalement plus faible sur les différents paramètres (sténoses en DLMini, DLMo, SL et mesures DLMini, DLMo et SL) sans qu'une différence significative soit relevée.

Il existe, à notre connaissance, une seule étude expérimentale comparant l'efficacité du SSF versus le FBP sur l'évaluation des sténoses (8). Ce travail mené par l'équipe d'ingénieur du constructeur GE<sup>®</sup> retrouvait une amélioration significative en faveur du SSF sur la mesure de la surface (par technique de seuillage sur un vaisseau de 5 mm avec sténose calcique de 1,3x1.9 mm). Le pourcentage d'erreur était de 10% avec le SSF versus 25% en FBP contre 11.6% avec le SSF versus 13.7% en FBP dans notre étude.

L'évaluation de la précision diagnostique a été réalisée dans neuf études cliniques depuis 2012 **(tableau 7)**. La comparaison se fait par rapport à la coronarographie qui

reste le gold standard pour l'évaluation de la sténose. Les résultats sont discordants dans la littérature, avec 3 études sur 9 retrouvant un bénéfice du SSF sur la précision diagnostique **(tableau 7)**. Notre étude expérimentale va dans le sens de la majorité des études cliniques avec une erreur toujours plus faible avec le SSF, mais jamais de manière significative. Carracosa et al (59) montrent par exemple en 2015 l'absence d'amélioration importante de l'efficacité diagnostique.

Nos résultats suggèrent donc que le SSF améliore la qualité image, la confiance diagnostique et l'interprétabilité en particulier pour des FC élevées ou en cas d'arythmie, mais n'améliore pas la précision diagnostique de manière significative. Notre étude montre également qu'un vaisseau <1,2 mm ne peut être analysé correctement en coroscanner, en SSF et en FBP, ce qui doit nous amener à être prudent lorsque analysons une sténose très serrée.

#### Avantages du SSF

Cette technique innovante présente l'avantage d'être peu coûteuse comparativement à un scanner bitube. De plus elle est applicable avec un upgrade logiciel sur des scanners 64 détecteurs déjà en place.

Il existe une réduction de dose liée aux indications potentiellement étendue d'acquisition prospective et ceux malgré le padding (6).

Le SSF peut également élargir les indications du coroscanner en cas de FC élevée ou d'importante variabilité du rythme cardiaque.

L'utilisation d'un padding de 80 ms élargissant l'acquisition permet de compenser partiellement l'absence de phase de repos concomitante des artères coronaires en

79

cas de FC élevée. En effet la création de 3 séries d'images successives augmente les chances d'avoir une phase avec moins d'artefact de mouvement par vaisseau.

De plus il n'y a pas de compromis sur la résolution spatiale comparativement à une acquisition prospective d'un scanner bitube avec pitch élevé.

En cas de réalisation d'un coroscanner double énergie le bénéfice du SSF semble majoré en raison de l'augmentation du contraste à bas kV permettant une optimisation du tracking vasculaire (étape 2 du SSF) (67).

### Inconvénients du SSF

L'étude de Li et al. (60) montre que la qualité de certains segments est détériorée par l'utilisation du SSF. C'est le cas des petits vaisseaux mais également de la Cx (51).

Nous avons retrouvé cet aspect dans notre étude avec dans 11 cas sur 360 (3.06%), une perte de l'interprétabilité avec le SSF. Cela peut être expliqué par l'utilisation des 3 séries d'images successives (étape 1 du SSF), avec potentiellement une des phases adjacentes non favorable au segment étudié et dégradant la qualité.

De plus l'association d'une petite taille de vaisseau et du mouvement peut être à l'origine d'une erreur de tracking (étape 2 du SSF). Cette erreur peut engendrer une sous-estimation de la sténose. Nous avons mis en évidence dans certains cas un effet « trop belle artère » avec amélioration significative de la qualité image (contours, homogénéité...) mais au prix d'une large sous-estimation de la sténose par le SSF (Figure 24).

Il convient donc d'être prudent sur l'interprétation des petits vaisseaux ou des sténoses courtes, avec visualisation minutieuse des images natives. En effet le SSF n'améliore

pas la résolution spatiale du système et en cas de volume partiel sur les données des 3 phases successives, l'image finale peut se trouver erronée.

Il est également possible d'améliorer le flux de l'algorithme en corrigeant manuellement le tracking (étape 2 du SSF). D'autre part l'utilisation d'un coroscanner en double énergie ou un meilleur rehaussement vasculaire favorisent le tracking (74), ce qui peut probablement limiter cet effet « trop belle artère ».



# Figure 24. Amélioration de la qualité avec diminution de la précision diagnostique sur une sténose courte d'un petit vaisseau avec le SSF

La reconstruction classique (a), n'est pas diagnostique. L'algorithme Snapshot Freeze® améliore la qualité image et la confiance diagnostique (b) mais l'erreur de mesure est importante par rapport à la référence statique (c).

#### Perspectives

Le SSF est arrivé récemment sur le marché en 2012, et son développement est continu. Des améliorations pourraient permettre à l'avenir de réduire l'irradiation en supprimant la nécessité du padding. Les données de la phase cible pouvant être subdivisées en 3 (75). Une autre alternative pour diminuer l'irradiation serait d'effectuer une modulation de dose sur les données autours de la phase cible (38).

L'utilisation de scanner avec large couverture, 16 cm dans l'axe Z, semble améliorer les performances du SSF (72), cela nécessite une comparaison avec notre modèle expérimental.

Enfin un algorithme de correction de l'ensemble des structures du cœur, sur un principe similaire, est en phase de test (76). Une telle solution logicielle permettrait d'améliorer les artefacts des structures valvulaires, de la racine de l'aorte ou encore des parois myocardiques.

### Limites de l'étude

Notre étude présentait des limites.

- Elle a été réalisée sur un modèle expérimental simulant les mouvements du cœur. Les artefacts de mouvement respiratoires ou la variation du BMI n'étaient pas considérés par exemple. Des études cliniques doivent être menées afin de confirmer ces résultats.
- Nous avons utilisé un seul modèle de scanner (64 détecteurs monotube). Des études futures devraient évaluer le SSF sur des scanners avec large couverture (16 cm) permettant d'acquérir

l'ensemble du cœur en une rotation. De plus au regard de l'amélioration de la RT des systèmes bitubes, le SSF devrait être comparé en utilisant notre modèle.

 La taille des vaisseaux allait de 6.4 mm à 1.18 mm, avec une tendance à la surestimation par rapport aux tailles in vivo (11) et notre modèle avec calcification présentait un important remodelage positif.
Cependant il reste pertinent de s'intéresser principalement aux tailles des segments proximaux des artères coronaires qui sont possiblement accessibles à un traitement par coronarographie comparativement aux segments distaux.

# **V.** Conclusion

Notre étude montre une amélioration de la qualité image du coroscanner par un algorithme de correction des mouvements coronaires spécifique d'un constructeur (SnapShot Freeze®), en particulier pour les FC élevées ou en cas d'arythmie. Il n'y a pas d'amélioration significative de la précision diagnostique. L'utilisation du SSF semble limitée en cas de sténose courte ou taille de vaisseau <2mm.

### **BIBLIOGRAPHIE:**

- 1. Tuppin P, Rivière S, Rigault A, Tala S, Drouin J, Pestel L, et al. Prevalence and economic burden of cardiovascular diseases in France in 2013 according to the national health insurance scheme database. Arch Cardiovasc Dis. 2016 Jun 1;109(6):399–411.
- Yusuf S, Islam S, Chow CK, Rangarajan S, Dagenais G, Diaz R, et al. Use of secondary prevention drugs for cardiovascular disease in the community in high-income, middle-income, and lowincome countries (the PURE Study): a prospective epidemiological survey. Lancet Lond Engl. 2011 Oct 1;378(9798):1231–43.
- L'état de santé de la population en France RAPPORT 2017 Ministère des Solidarités et de la Santé [Internet]. [cited 2018 May 23]. Available from: http://drees.solidaritessante.gouv.fr/etudes-et-statistiques/publications/recueils-ouvrages-et-rapports/recueilsannuels/l-etat-de-sante-de-la-population/article/l-etat-de-sante-de-la-population-en-francerapport-2017
- 4. Haute Autorité de Santé Guide parcours de soins maladie coronarienne stable [Internet]. [cited 2018 May 23]. Available from: https://www.has-sante.fr/portail/jcms/c\_1761792/fr/guide-parcours-de-soins-maladie-coronarienne-stable
- Members TF, Montalescot G, Sechtem U, Achenbach S, Andreotti F, Arden C, et al. 2013 ESC guidelines on the management of stable coronary artery disease. Eur Heart J. 2013 Oct 7;34(38):2949–3003.
- Leipsic J, Labounty TM, Hague CJ, Mancini GBJ, O'Brien JM, Wood DA, et al. Effect of a novel vendor-specific motion-correction algorithm on image quality and diagnostic accuracy in persons undergoing coronary CT angiography without rate-control medications. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2012 May 1;6(3):164–71.
- Andreini D, Lin FY, Rizvi A, Cho I, Heo R, Pontone G, et al. Diagnostic Performance of a Novel Coronary CT Angiography Algorithm: Prospective Multicenter Validation of an Intracycle CT Motion Correction Algorithm for Diagnostic Accuracy. AJR Am J Roentgenol. 2018 Apr 18;1–8.
- Nett BE, Pack JD, Okerlund D. Task based assessment of a motion compensation algorithm via simulation of a moving stenotic vessel. In: Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging [Internet]. International Society for Optics and Photonics; 2013 [cited 2018 May 7]. p. 86682B. Available from: https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-ofspie/8668/86682B/Task-based-assessment-of-a-motion-compensation-algorithm-viasimulation/10.1117/12.2006593.short
- 9. Paech DC, Weston AR. A systematic review of the clinical effectiveness of 64-slice or higher computed tomography angiography as an alternative to invasive coronary angiography in the investigation of suspected coronary artery disease. BMC Cardiovasc Disord. 2011 Jun 16;11:32.
- 10. Loukas M, Groat C, Khangura R, Owens DG, Anderson RH. The normal and abnormal anatomy of the coronary arteries. Clin Anat N Y N. 2009 Jan;22(1):114–28.
- 11. Coronary Artery Anatomy. In: Anatomy of the Heart by Multislice Computed Tomography [Internet]. Wiley-Blackwell; 2009 [cited 2018 May 23]. p. 88–107. Available from: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9781444300550.ch8

- Austen WG, Edwards JE, Frye RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, et al. A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. Report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on Cardiovascular Surgery, American Heart Association. Circulation. 1975 Apr 1;51(4):5–40.
- Dodge JT, Brown BG, Bolson EL, Dodge HT. Lumen diameter of normal human coronary arteries. Influence of age, sex, anatomic variation, and left ventricular hypertrophy or dilation. Circulation. 1992 Jul 1;86(1):232–46.
- 14. Achenbach S, Ropers D, Holle J, Muschiol G, Daniel WG, Moshage W. In-Plane Coronary Arterial Motion Velocity: Measurement with Electron-Beam CT. Radiology. 2000 Aug 1;216(2):457–63.
- 15. Husmann L, Leschka S, Desbiolles L, Schepis T, Gaemperli O, Seifert B, et al. Coronary Artery Motion and Cardiac Phases: Dependency on Heart Rate—Implications for CT Image Reconstruction. Radiology. 2007 Nov 1;245(2):567–76.
- Hofman MBM, Wickline SA, Lorenz CH. 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 May 1;8(3):568–76.
- 17. Shechter G, Resar JR, McVeigh ER. Displacement and Velocity of the Coronary Arteries: Cardiac and Respiratory Motion. IEEE Trans Med Imaging. 2006 Mar;25(3):369–75.
- Lu B, Mao S-S, Zhuang N, Bakhsheshi H, Yamamoto H, Takasu J, et al. Coronary Artery Motion During the Cardiac Cycle and Optimal ECG Triggering for Coronary Artery Imaging. Invest Radiol. 2001 May;36(5):250.
- 19. Scott AD, Keegan J, Firmin DN. Motion in cardiovascular MR imaging. Radiology. 2009 Feb;250(2):331–51.
- 20. Chung CS, Karamanoglu M, Kovács SJ. Duration of diastole and its phases as a function of heart rate during supine bicycle exercise. Am J Physiol Heart Circ Physiol. 2004 Nov;287(5):H2003-2008.
- 21. Earls JP. How to use a prospective gated technique for cardiac CT. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2009 Jan 1;3(1):45–51.
- 22. Budoff MJ, Dowe D, Jollis JG, Gitter M, Sutherland J, Halamert E, et al. Diagnostic Performance of 64-Multidetector Row Coronary Computed Tomographic Angiography for Evaluation of Coronary Artery Stenosis in Individuals Without Known Coronary Artery Disease: Results From the Prospective Multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing Invasive Coronary Angiography) Trial. J Am Coll Cardiol. 2008 Nov 18;52(21):1724–32.
- Roffi M, Patrono C, Collet J-P, Mueller C, Valgimigli M, Andreotti F, et al. 2015 ESC Guidelines for the management of acute coronary syndromes in patients presenting without persistent STsegment elevationTask Force for the Management of Acute Coronary Syndromes in Patients Presenting without Persistent ST-Segment Elevation of the European Society of Cardiology (ESC). Eur Heart J. 2016 Jan 14;37(3):267–315.
- 24. Pernès J-M, Dupouy P, Labbé R, Sotirov Y, Pongas D, Mansour H, et al. Management of acute chest pain: A major role for coronary CT angiography. Diagn Interv Imaging. 2015 Nov 1;96(11):1105–12.

- 25. Schlett CL, Banerji D, Siegel E, Bamberg F, Lehman SJ, Ferencik M, et al. Prognostic Value of CT Angiography for Major Adverse Cardiac Events in Patients With Acute Chest Pain From the Emergency Department. JACC Cardiovasc Imaging. 2011 May;4(5):481–91.
- 26. Gueret P, Deux J-F, Bonello L, Sarran A, Tron C, Christiaens L, et al. Diagnostic Performance of Computed Tomography Coronary Angiography (from the Prospective National Multicenter Multivendor EVASCAN Study). Am J Cardiol. 2013 Feb 15;111(4):471–8.
- 27. Gueret P, Deux J-F. Les nouveautés en scanner coronaire : données cliniques et progrès technologiques. Arch Mal Coeur Vaiss Prat. 2016 Oct 1;2016.
- 28. Achenbach S. Cardiac CT: State of the art for the detection of coronary arterial stenosis. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2007 Jul 1;1(1):3–20.
- 29. Arbab-Zadeh A, Hoe J. Quantification of Coronary Arterial Stenoses by Multidetector CT Angiography in Comparison With Conventional Angiography: Methods, Caveats, and Implications. JACC Cardiovasc Imaging. 2011 Feb 1;4(2):191–202.
- 30. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, Nance JW, Bastarrika G, Leipsic JA, et al. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. Radiology. 2015 Jul 23;276(2):339–57.
- 31. Machida H, Tanaka I, Fukui R, Shen Y, Ishikawa T, Tate E, et al. Current and Novel Imaging Techniques in Coronary CT. RadioGraphics. 2015 Jun 5;35(4):991–1010.
- Flohr TG, Cecco CND, Schmidt B, Wang R, Schoepf UJ, Meinel FG. Computed Tomographic Assessment of Coronary Artery Disease: State-of-the-Art Imaging Techniques. Radiol Clin. 2015 Mar 1;53(2):271–85.
- 33. Labounty TM, Leipsic J, Min JK, Heilbron B, Mancini GBJ, Lin FY, et al. Effect of padding duration on radiation dose and image interpretation in prospectively ECG-triggered coronary CT angiography. AJR Am J Roentgenol. 2010 Apr;194(4):933–7.
- 34. Achenbach S, Manolopoulos M, Schuhbäck A, Ropers D, Rixe J, Schneider C, et al. Influence of heart rate and phase of the cardiac cycle on the occurrence of motion artifact in dual-source CT angiography of the coronary arteries. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2012 Mar 1;6(2):91–8.
- 35. Schardt P, Deuringer J, Freudenberger J, Hell E, Knüpfer W, Mattern D, et al. New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. Med Phys. 2004 Sep;31(9):2699–706.
- 36. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. Eur J Radiol. 2008 Dec 1;68(3):362–8.
- Tatsugami F, Higaki T, Fukumoto W, Kaichi Y, Iida M, Fujioka C, et al. Effect of the Motion Correction Technique on Image Quality at 320-Detector Computed Tomography Coronary Angiography in Patients With Atrial Fibrillation. J Comput Assist Tomogr. 2016 Aug;40(4):603.
- 38. Bhagalia R, Pack JD, Miller JV, Iatrou M. Nonrigid registration-based coronary artery motion correction for cardiac computed tomography. Med Phys. 2012 Jul 1;39(7Part1):4245–54.
- 39. Apfaltrer P, Schoendube H, Schoepf UJ, Allmendinger T, Tricarico F, Schindler A, et al. Enhanced temporal resolution at cardiac CT with a novel CT image reconstruction algorithm: Initial patient experience. Eur J Radiol. 2013 Feb;82(2):270–4.

- 40. Edic PM, latrou M, Cesmeli E, Man BD, Basu S. Method and apparatus for correcting motion in image reconstruction [Internet]. US7382852B2, 2008. Available from: https://patents.google.com/patent/US7382852/en?oq=correcting+motion+in+image+reconstruc tion
- 41. Min JK, Arsanjani R, Kurabayashi S, Andreini D, Pontone G, Choi B-W, et al. Rationale and design of the ViCTORY (Validation of an Intracycle CT Motion CORrection Algorithm for Diagnostic Accuracy) trial. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2013 May 1;7(3):200–6.
- 42. Machida H, Lin X-Z, Fukui R, Shen Y, Suzuki S, Tanaka I, et al. Influence of the motion correction algorithm on the quality and interpretability of images of single-source 64-detector coronary CT angiography among patients grouped by heart rate. Jpn J Radiol. 2015 Feb 1;33(2):84–93.
- 43. De Man B, Basu S, Chandra N, Dunham B, Edic P, Iatrou M, et al. CATSIM : a new computer assisted tomography SIMulation environment. Proc SPIE Int Soc Opt Eng. 2007 Mar 1;6510.
- 44. Morsbach F, Gordic S, Desbiolles L, Husarik D, Frauenfelder T, Schmidt B, et al. Performance of turbo high-pitch dual-source CT for coronary CT angiography: first ex vivo and patient experience. Eur Radiol. 2014 Aug 1;24(8):1889–95.
- 45. van der Werf NR, Willemink MJ, Willems TP, Vliegenthart R, Greuter MJW, Leiner T. Influence of heart rate on coronary calcium scores: a multi-manufacturer phantom study. Int J Cardiovasc Imaging. 2017 Dec 28;
- 46. Penzkofer T, Donandt E, Isfort P, Allmendinger T, Kuhl CK, Mahnken AH, et al. Influence of trigger type, tube voltage and heart rate on calcified plaque imaging in dual source cardiac computed tomography: phantom study. BMC Med Imaging. 2014 Sep 1;14:30.
- 47. Herzog C, Arning-Erb M, Zangos S, Eichler K, Hammerstingl R, Dogan S, et al. Multi-detector row CT coronary angiography: influence of reconstruction technique and heart rate on image quality. Radiology. 2006 Jan;238(1):75–86.
- 48. Achenbach S, Ropers U, Kuettner A, Anders K, Pflederer T, Komatsu S, et al. Randomized comparison of 64-slice single- and dual-source computed tomography coronary angiography for the detection of coronary artery disease. JACC Cardiovasc Imaging. 2008 Mar;1(2):177–86.
- 49. Pontone G, Muscogiuri G, Baggiano A, Andreini D, Guaricci AI, Guglielmo M, et al. Image Quality, Overall Evaluability, and Effective Radiation Dose of Coronary Computed Tomography Angiography With Prospective Electrocardiographic Triggering Plus Intracycle Motion Correction Algorithm in Patients With a Heart Rate Over 65 Beats Per Minute. J Thorac Imaging. 2018 Jul;33(4):225–31.
- 50. Lee H, Kim JA, Lee JS, Suh J, Paik SH, Park JS. Impact of a vendor-specific motion-correction algorithm on image quality, interpretability, and diagnostic performance of daily routine coronary CT angiography: influence of heart rate on the effect of motion-correction. Int J Cardiovasc Imaging. 2014 Dec 1;30(8):1603–12.
- 51. Liang J, Wang H, Xu L, Dong L, Fan Z, Wang R, et al. Impact of SSF on Diagnostic Performance of Coronary Computed Tomography Angiography Within 1 Heart Beat in Patients With High Heart Rate Using a 256-Row Detector Computed Tomography. J Comput Assist Tomogr. 2018 Feb;42(1):54.

- 52. Bischoff B, Geyer LL, Reiser MF, Lisse UGM. Improved Image Quality of Coronary CT Angiography Using Automatic Motion Correction. Arch Cardiovasc Imaging [Internet]. 2015 [cited 2018 Feb 15];3(2). Available from: http://cardiovascimaging.com/en/articles/20652.html
- 53. Andreini D, Pontone G, Mushtaq S, Bertella E, Conte E, Segurini C, et al. Low-dose CT coronary angiography with a novel IntraCycle motion-correction algorithm in patients with high heart rate or heart rate variability. Eur Heart J Cardiovasc Imaging. 2015 Oct 1;16(10):1093–100.
- 54. Andreini D, Pontone G, Mushtaq S, Bertella E, Conte E, Baggiano A, et al. Multidetector computed tomography angiography evaluation of coronaries arteries with intracycle motion correction algorithm. Eur Heart J. 2013 Aug 1;34(suppl 1):P2936.
- 55. Fan L, Zhang J, Xu D, Dong Z, Li X, Zhang L. CTCA Image Quality Improvement by Using Snapshot Freeze Technique Under Prospective and Retrospective Electrocardiographic Gating. J Comput Assist Tomogr. 2015 Apr;39(2):202.
- 56. Li Z-N, Yin W-H, Lu B, Yan H-B, Mu C-W, Gao Y, et al. Improvement of Image Quality and Diagnostic Performance by an Innovative Motion-Correction Algorithm for Prospectively ECG Triggered Coronary CT Angiography. PLOS ONE. 2015 Nov 16;10(11):e0142796.
- 57. Fuchs TA, Stehli J, Dougoud S, Fiechter M, Sah B-R, Buechel RR, et al. Impact of a New Motion-Correction Algorithm on Image Quality of Low-Dose Coronary CT Angiography in Patients with Insufficient Heart Rate Control. Acad Radiol. 2014 Mar 1;21(3):312–7.
- 58. Sheta HM, Egstrup K, Husic M, Heinsen LJ, Lambrechtsen J. Impact of a motion correction algorithm on quality and diagnostic utility in unselected patients undergoing coronary CT angiography. Clin Imaging. 2016 Mar 1;40(2):217–21.
- 59. Carrascosa P, Deviggiano A, Capunay C, Zan MCD, Goldsmit A, Rodriguez-Granillo GA. Effect of Intracycle Motion Correction Algorithm on Image Quality and Diagnostic Performance of Computed Tomography Coronary Angiography in Patients with Suspected Coronary Artery Disease. Acad Radiol. 2015 Jan 1;22(1):81–6.
- 60. Li Q, Li P, Su Z, Yao X, Wang Y, Wang C, et al. Effect of a novel motion correction algorithm (SSF) on the image quality of coronary CTA with intermediate heart rates: Segment-based and vessel-based analyses. Eur J Radiol. 2014 Nov 1;83(11):2024–32.
- Carrascosa P, Deviggiano A, Leipsic JA, Capunay C, Zan MCD, Goldsmit A, et al. Dual energy imaging and intracycle motion correction for CT coronary angiography in patients with intermediate to high likelihood of coronary artery disease. Clin Imaging. 2015 Nov 1;39(6):1000– 5.
- 62. Lijuan F, Fengwei S, Jiwang Z, Dongsheng X, Donghai F, Liren Z. Effect of snapshot freeze motion correction algorithm on image quality of coronary CT angiography without heart rate control. Chin J Radiol. 2014;48(2):105–8.
- 63. Lee JW, Kim CW, Lee G, Lee HC, Kim S-P, Choi BS, et al. Hybrid ECG-gated versus non-gated 512slice CT angiography of the aorta and coronary artery: image quality and effect of a motion correction algorithm. Acta Radiol. 2018 Feb 1;59(2):170–9.
- 64. Pontone G, Andreini D, Bertella E, Baggiano A, Mushtaq S, Loguercio M, et al. Impact of an intracycle motion correction algorithm on overall evaluability and diagnostic accuracy of computed tomography coronary angiography. Eur Radiol. 2016 Jan 1;26(1):147–56.

- 65. Matsubara K, Takata T, Mori H, Kobayashi M, Ichikawa K, Koshida K. Radiation doses, noise properties, and in-plane spatial resolutions for CT coronary angiography using different CT scanners: Phantom study. Int J Diagn Imaging. 2015 Mar 5;2(2):p1.
- 66. Wicky S, Rosol M, Hoffmann U, Graziano M, Yucel KE, Brady TJ. 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 Jun;27(3):392.
- 67. Machida H, Fukui R, Gao J, Tanaka I, Shen Y, Suzuki S, et al. Reduction of Coronary Motion Artifacts in Prospectively Electrocardiography-Gated Coronary Computed Tomography Angiography Using Monochromatic Imaging at Various Energy Levels in Combination With a Motion Correction Algorithm on Single-Source Fast Tube Voltage Switching Dual-Energy Computed Tomography: A Phantom Experiment. Invest Radiol. 2016 Aug;51(8):513.
- Ursani A, Rice M, Sajja S, Ursani F, Paul N. Development of Dynamic Anthropomorphic Heart Phantom (DHAP). In: Jaffray DA, editor. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada [Internet]. Springer International Publishing; 2015 [cited 2016 Feb 9]. p. 85–90. (IFMBE Proceedings). Available from: http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-19387-8\_22
- 69. Tigges S, Arepalli CD, Tridandapani S, Oshinski J, Kurz CR, Richer EJ, et al. A phantom study of the effect of heart rate, coronary artery displacement and vessel trajectory on coronary artery calcium score: Potential for risk misclassification. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2012 Jul;6(4):260–7.
- 70. Wang Y-T, Yang C-Y, Hsiao J-K, Liu H-M, Lee W-J, Shen Y. The influence of reconstruction algorithm and heart rate on coronary artery image quality and stenosis detection at 64-detector cardiac CT. Korean J Radiol. 2009 Jun;10(3):227–34.
- 71. Earls JP,1 Leipsic JA,2 Dowe D,3 Okerlund D,4 Dutta S,4 Scheske J. Evaluation of a Novel Method to Reduce Motion Artifacts on Coronary CT Angiography: Results of a Prospective Multicenter Study. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2012;6(4S):S50.
- 72. Andreini D, Pontone G, Mushtaq S, Mancini ME, Conte E, Guglielmo M, et al. Image quality and radiation dose of coronary CT angiography performed with whole-heart coverage CT scanner with intra-cycle motion correction algorithm in patients with atrial fibrillation. Eur Radiol. 2017 Nov 21;1–10.
- 73. Okerlund D, Sasaki K, Jackson J, Dutta S, Pack J. Assessment of Plaque Burden with Coronary CT Angiography Motion Correction Processing Technique Using Phantom Data. Ournal Cardiovasc Comput Tomogr. 6(4S):S63.
- 74. Yang X, Li P, Su Z, Yao X, Li Q, Du X, et al. Motion Artifact Correction by Snapshot Freeze in Coronary CT Angiography at Different Levels of Coronary Enhancement. J Med Imaging Health Inform. 2016 Apr 1;6(2):551–4.
- 75. Kim S, Chang Y, Ra JB. Cardiac motion correction based on partial angle reconstructed images in x-ray CT. Med Phys. 2015 May 1;42(5):2560–71.
- 76. Soon J, Sulaiman N, Park JK, Kueh S-H (Anthony), Naoum C, Murphy D, et al. The effect of a whole heart motion-correction algorithm on CT image quality and measurement reproducibility in Pre-TAVR aortic annulus evaluation. J Cardiovasc Comput Tomogr. 2016 Sep 1;10(5):386–90.

# ANNEXE 1 : Concentration en iode (en mg/mL) dans les cavités cardiaques et les artères coronaires lors d'un coroscanner

[lode] mg/mL	VG	VD	sinus aortique	CD Seg. 1	CX Seg. 11	IVA Seg. 6	Tronc commun
							Seg. 5
Sujet							
1	10.7	4.5	12.4	7.7	9.4	9.3	8.8
2	19.1	7.5	17.2	14.5	13.4	14.0	17.0
3	20.8	9.5	19.5	15.0	11.8	12.4	13.3
4	19.1	15.1	16.8	14.5	8.1	9.4	12.2
7	11.8	9.9	11.5	8.0	7.0	7.7	10.8
8	21.0	7.5	20.3	15.9	13.2	13.3	14.9
9	21.1	5.5	18.9	13.8	13.7	13.0	15.3
10	20.1	7.6	21.3	16.8	16.6	16.9	21.1
11	20.2	3.8	20.7	14.6	17.1	17.0	16.6
12	13.8	13.9	14.4	8.0	12.3	10.1	15.4
13	16.1	4.2	14.5	10.7	10.2	12.2	13.2
14	14.2	11.6	12.1	11.6	10.1	9.3	10.7
15	20.1	3.4	17.5	11.0	10.2	13.6	9.3
16	16.0	8.2	17.0	13.2	10.5	12.9	10.9
17	16.8	2.1	17.5	12.0	11.2	15.8	10.9
18	14.7	7.4	14.5	12.1	11.4	12.5	14.2
Moyenne	17.2	7.6	16.6	12.5	11.6	12.5	13.4
Médiane	18.0	7.5	17.1	12.7	11.3	12.7	13.3

Concentration en iode (mg/mL) dans les cavités cardiaques et les artères coronaires lors d'un coroscanner. Mesure à partir d'acquisition en double énergie.

CD = coronaire droite; Cx = artère circonflexe; IVA = artère interventriculaire antérieure; Seg. = Segment; VD = ventricule droit coupe 4 cavités; VG = Ventricule gauche coupe 4 cavités.

### ANNEXE 2 : Comparaison des items du score de qualité image entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements, en fonction du rythme

	Rythme	FBP	SSF	Р
Confiance diagnostique (3 points)	50 BPM	2.78 ± 0.70	2.82 ± 0.61	0.750
	60 BPM	2.67 ± 0.71	$2.78 \pm 0.60$	0.423
	70 BPM	$2.55 \pm 0.89$	2.64 ± 0.83	0.626
	80 BPM	2.31 ± 0.85	2.51 ± 0.90	0.280
	90 BPM	1.76 ± 0.91	$2.09 \pm 0.90$	0.084
	100 BPM	1.53 ± 1.01	1.56 ± 1.08	0.920
	110 BPM	1.22 ± 1.11	1.53 ± 1.04	0.172
	Arythmique	$2.53 \pm 0.73$	2.62 ± 0.72	0.560
Qualité des contours (3 points)	50 BPM	2.58 ± 0.78	2.60 ± 0.78	0.893
	60 BPM	2.31 ± 0.87	$2.51 \pm 0.76$	0.249
	70 BPM	$2.09 \pm 0.79$	$2.29 \pm 0.87$	0.257
	80 BPM	$1.71 \pm 0.69$	$2.02 \pm 0.78$	0.049*
	90 BPM	$1.36 \pm 0.80$	$1.64 \pm 0.77$	0.085
	100 BPM	$1.09 \pm 0.73$	$1.44 \pm 0.76$	0.026*
	110 BPM	$1.02 \pm 0.94$	$1.02 \pm 0.75$	1
	Arythmique	$2.11 \pm 0.65$	$2.20 \pm 0.73$	0.542
(3 points)	20 BHM	$2.80 \pm 0.59$	$2.84 \pm 0.47$	0.694
	60 BPM	2.71 ± 0.69	2.82 ± 0.49	0.383
	70 BPM	$2.69 \pm 0.76$	2.71 ± 0.69	0.886
	80 BPM	2.51 ± 0.69	$2.64 \pm 0.68$	0.360
	90 BPM	2.07 ± 0.81	2.31 ± 0.82	0.158
	100 BPM	1.84 ± 0.85	$2.07 \pm 0.78$	0.200
	110 BPM	1.62 ± 1.07	$1.76 \pm 1.03$	0.548
	Arythmique	$2.56 \pm 0.66$	$2.76 \pm 0.48$	0.104
Artefatcs	50 BPM	$2.73 \pm 0.72$	$2.78 \pm 0.64$	0.757
	60 BPM	$2.49 \pm 0.90$	$2.69 \pm 0.70$	0.241
	70 BPM	$2.44 \pm 0.94$	$2.58 \pm 0.87$	0.487
	80 BPM	$1.98 \pm 0.94$	$2.22 \pm 0.95$	0.224
	90 BPM	$1.38 \pm 0.87$	$1.78 \pm 1.02$	0.05
		$1.10 \pm 0.93$	$1.27 \pm 1.10$	0.020
	Anythmique	$1.04 \pm 1.04$	$1.27 \pm 1.01$	0.307
Score qualité (12 pointe)		$2.22 \pm 0.93$	$2.44 \pm 0.04$	0.243
Score qualite (12 points)	SU DEIVI	$10.09 \pm 2.00$	$11.04 \pm 2.30$ $10.80 \pm 2.41$	0.772
		$10.10 \pm 2.99$ 0.79 $\pm 2.21$	$10.00 \pm 2.41$	0.200
	80 BPM	$9.70 \pm 3.21$ $8.51 \pm 2.03$	9/1 + 3.09	0.307
		$6.56 \pm 3.16$	$7.82 \pm 3.00$	0.105
	100 BPM	$5.62 \pm 3.20$	$6.33 \pm 3.50$	0.326
	110 BPM	4 91 + 3 92	$5.58 \pm 3.63$	0.405
	Arythmique	9 42 + 2 68	$10.02 \pm 2.00$	0.279
SNR	50 BPM	8 21 + 1 43	8 72 + 1 81	0.138
	60 BPM	8.66 + 1.89	8.74 + 1.46	0.829
	70 BPM	8.25 + 2.10	8.64 + 1.84	0.352
	80 BPM	$7.71 \pm 1.88$	$8.34 \pm 2.05$	0.135
	90 BPM	$7.63 \pm 2.16$	$7.29 \pm 2.03$	0.447
	100 BPM	$7.32 \pm 2.05$	7.41 ± 2.08	0.825
	110 BPM	7.03 ± 2.22	6.87 ± 2.01	0.715
	Arythmique	8.19 ± 1.70	9.01 ± 1.76	0.028*
CNR	50 BPM	7.17 ± 1.29	7.61 ± 1.64	0.159
	60 BPM	7.40 ± 2.15	7.63 ± 1.29	0.540
	70 BPM	7.15 ± 1.89	7.52 ± 1.66	0.321
	80 BPM	6.7 ± 1.69	7.28 ± 1.86	0.123
	90 BPM	6.48 ± 2.18	6.34 ± 1.89	0.734
	100 BPM	6.29 ± 1.87	6.41 ± 1.89	0.775
	110 BPM	6.01 ± 2.04	5.90 ± 1.86	0.797
	Arythmique	7.13 ± 1.50	7.85 ± 1.54	0.027*

Données représentées en moyenne ± DS

\*P < 0.05 en comparant les images SSF et FBP. CNR = Contraste to Noise Ratio; FBP = Filtered Back Projection; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShot Freeze®.

Annexe 3 : Comparaison des paramètres de qualité image et de précision diagnostique entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements, en fonction de la qualité de la phase

	Qualité phase	FBP	SSF	Р
Score qualité	Meilleure	10.05 ± 2.78	10.10 ± 2.80	0.890
(12 points)	Moyenne	8.67 ± 3.31	9.44 ± 3.08	0.062
	Pire	5.98 ± 3.88	7.17 ± 4.08	0.022*
Confiance diagnostique	Meilleure	2.62 ± 0.70	2.62 ± 0.75	1
(3 points)	Moyenne	2.34 ± 0.91	$2.47 \pm 0.84$	0.240
	Pire	1.55 ± 1.11	1.87 ± 1.14	0.030*
Qualité des contours	Meilleure	2.42 ± 0.82	2.33 ± 0.77	0.417
(3 points)	Moyenne	1.85 ± 0.82	2.05 ± 0.82	0.059
	Pire	1.26 ± 0.95	1.53 ± 1.00	0.035*
Homogénéité du vaisseau	Meilleure	2.74 ± 0.56	2.73 ± 0.59	0.911
(3 points)	Moyenne	2.43 ± 0.83	2.63 ± 0.65	0.047*
	Pire	1.88 ± 0.97	2.11 ± 0.95	0.061
Artefacts	Meilleure	2.45 ± 0.89	$2.43 \pm 0.89$	0.827
(3 points)	Moyenne	2.04 ± 0.98	2.29 ± 0.99	0.051
	Pire	1.30 ± 1.09	1.67 ± 1.18	0.013*
SNR	Meilleure	8.61 ± 1.81	8.40 ± 1.86	0.378
	Moyenne	7.93 ± 1.82	8.27 ± 1.90	0.166
	Pire	7.09 ± 2.05	7.72 ± 2.24	0.024*
CNR	Meilleure	7.44 ± 1.73	7.32 ± 1.69	0.589
	Moyenne	6.89 ± 1.65	7.2 ± 1.70	0.159
	Pire	6.04 ± 2.01	6.68 ± 2.04	0.015*
% Erreur sténose DLMini	Meilleure	12.94 ± 16.47	11.39 ± 14.59	0.491
	Moyenne	14.73 ± 16.60	13.31 ± 13.87	0.522
	Pire	24.53 ± 27.92	19.52 ± 20.09	0.155
% Erreur sténose DLMo	Meilleure	12.19 ± 18.82	13.71 ± 20.52	0.594
	Moyenne	16.18 ± 20.65	14.01 ± 14.66	0.403
	Pire	28.17 ± 31.38	21.72 ± 22.87	0.105
% Erreur sténose SL	Meilleure	8.77 ± 16.98	10.17 ± 18.08	0.578
	Moyenne	11.82 ± 17.59	10.05 ± 13.92	0.439
	Pire	20.48 ± 28.30	14.69 ± 16.65	0.086
% Erreur DLMini	Meilleure	10.62 ± 23.85	10.21 ± 20.13	0.845
	Moyenne	13.39 ± 25.02	12.03 ± 17.67	0.516
	Pire	19.60 ± 29.37	16.86 ± 23.58	0.285
% Erreur DLMo	Meilleure	13.92 ± 34.76	10.65 ± 21.34	0.241
	Moyenne	14.49 ± 17.93	15.53 ± 18.16	0.807
	Pire	21.83 ± 44.91	16.64 ± 33.04	0.172
% Erreur SL	Meilleure	40.07 ± 127.72	25.55 ± 64.96	0.137
	Moyenne	10.62 ± 15.99	9.55 ± 11.25	0.744
	Pire	64.07 ± 180.61	43.96 ± 113.79	0.167

Données représentées en moyenne ± DS

\*P < 0.05 en comparant les images SSF et FBP.

CNR = Contraste to Noise Ratio; DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen ; FBP = Filtered Back Projection; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShotFreeze®; SL = Surface Luminale.

mouvements, en fonoti	on aa ryanne			
	Rythme	FBP	SSF	Р
% Erreur sténose DLMini	50 BPM	11.33 ± 14.83	11.70 ± 18.37	0.925
	60 BPM	11.52 ± 10.71	8.24 ± 8.57	0.155
	70 BPM	9.00 ± 8.41	11.21 ± 16.25	0.472
	80 BPM	16.42 ± 18.70	16.74 ± 15.66	0.939
	90 BPM	23.17 ± 23.67	19.88 ± 20.48	0.530
	100 BPM	25.71 ± 22.11	20.27 ± 16.96	0.245
	110 BPM	29.07 ± 36.54	20.54 ± 20.01	0.223
	Arythmique	12.98 ± 16.21	9.37 ± 8.61	0.242
% Erreur sténose DLMo	50 BPM	13.53 ± 22.03	10.73 ± 17.53	0.552
	60 BPM	14.35 ± 16.84	9.44 ± 12.13	0.161
	70 BPM	10.93 ± 13.85	12.44 ± 20.37	0.714
	80 BPM	18.64 ± 25.43	16.60 ± 18.93	0.701
	90 BPM	20.76 ± 23.38	21.71 ± 22.93	0.861
	100 BPM	24.91 ± 25.69	20.47 ± 21.31	0.428
	110 BPM	32.90 ± 39.92	26.15 ± 23.46	0.385
	Arythmique	14.77 ± 19.71	14.29 ± 15.92	0.911
%Erreur sténose SL	50 BPM	9.07 ± 15.83	7.00 ± 11.95	0.533
	60 BPM	9.80 ± 13.17	6.32 ± 9.04	0.197
	70 BPM	7.58 ± 11.73	9.59 ± 18.74	0.587
	80 BPM	14.55 ± 24.31	13.18 ± 20.73	0.798
	90 BPM	14.49 ± 17.93	15.53 ± 18.16	0.807
	100 BPM	18.26 ± 21.32	13.19 ± 13.78	0.235
	110 BPM	25.15 ± 39.63	18.74 ± 20.48	0.391
	Arythmique	10.62 ± 15.99	9.55 ± 11.25	0.744
% Erreur DLMini	50 BPM	8.59 ± 14.05	9.23 ± 17.38	0.799
	60 BPM	10.68 ± 18.46	7.80 ± 12.31	0.244
	70 BPM	8.73 ± 10.98	9.66 ± 18.12	0.695
	80 BPM	13.82 ± 26.75	13.43 ± 24.19	0.922
	90 BPM	17.45 ± 24.28	17.27 ± 27.23	0.965
	100 BPM	22.59 ± 34.62	17.34 ± 17.07	0.222
	110 BPM	23.49 ± 40.38	20.25 ± 27.44	0.552
	Arythmique	10.94 ± 24.43	9.29 ± 13.24	0.593
% Erreur DLMo	50 BPM	9.19 ± 22.64	7.56 ± 19.87	0.629
	60 BPM	12.13 ± 30.78	7.98 ± 20.08	0.311
	70 BPM	8.97 ± 21.41	10.66 ± 26.98	0.658
	80 BPM	15.60 ± 37.70	13.36 ± 30.77	0.680
	90 BPM	15.82 ± 31.32	17.27 ± 34.16	0.779
	100 BPM	22.49 ± 46.41	14.95 ± 25.19	0.201
	110 BPM	27.31 ± 60.22	21.85 ± 47.44	0.523
	Arythmique	11.43 ± 30.21	10.72 ± 23.66	0.868
%Erreur SL	50 BPM	22.72 ± 72.10	18.37 ± 61.59	0.680
	60 BPM	34.05 ± 105.06	19.60 ± 60.58	0.285
	70 BPM	23.12 ± 69.50	28.51 ± 89.96	0.670
	80 BPM	45.80 ± 133.29	36.66 ± 100.53	0.623
	90 BPM	40.66 ± 104.28	46.56 ± 114.26	0.732
	100 BPM	67.65 ± 180.35	34.62 ± 75.55	0.130
	110 BPM	91.23 ± 271.40	67.37 ± 209.94	0.532
	Arythmique	31.58 + 102.03	26.76 + 70.59	0.727

## Annexe 4 : Comparaison des pourcentages d'erreur d'estimation de sténose entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements, en fonction du rythme

Données représentées en moyenne ± DS

\*P < 0.05 en comparant les images SSF et FBP.

CNR = Contraste to Noise Ratio; DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen ; FBP = Filtered BackProjection; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShot Freeze®; SL = Surface Luminale.

Annexe 5 : Comparaison des pourcentages d'erreur de mesure entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements, en fonction de la taille du vaisseau

	vaisseau	FBP	SSF	Р
% Erreur DLMini	6.4 mm	6.16 ± 7.61	5.90 ± 6.57	0.826
	6.35 mm	4.79 ± 6.83	4.02 ± 5.38	0.456
	4.86 mm	5.32 ± 5.54	$5.39 \pm 6.0$	0.937
	4.18 mm	6.88 ± 7.31	8.19 ± 8.01	0.310
	4.15 mm	8.40 ± 8.01	7.66 ± 7.52	0.571
	2.73 mm	13.11 ± 10.31	11.82 ± 10.15	0.452
	2.41 mm	16.93 ± 19.19	16.78 ± 16.17	0.959
	2.38 mm	9.15 ± 11.23	8.02 ± 9.29	0.513
	1.18 mm	60.09 ± 54.89	49.49 ± 40.16	0.188
% Erreur DLMo	6.4 mm	3.27 ± 3.85	3.28 ± 4.11	0.983
	6.35 mm	$3.18 \pm 4.00$	2.31 ± 3.06	0.145
	4.86 mm	$3.00 \pm 3.77$	3.69 ± 4.91	0.342
	4.18 mm	4.91 ± 6.24	5.27 ± 7.97	0.766
	4.15 mm	6.76 ± 9.93	4.97 ± 6.71	0.207
	2.73 mm	$7.48 \pm 8.54$	7.23 ± 8.72	0.863
	2.41 mm	12.47 ± 16.01	12.19 ± 12.67	0.905
	2.38 mm	5.67 ± 7.12	4.23 ± 4.32	0.146
	1.18 mm	91.56 ± 74.13	74.24 ± 58.45	0.122
% Erreur SL	6.4 mm	6.70 ± 7.66	6.18 ± 7.10	0.671
	6.35 mm	6.16 ± 7.62	4.36 ± 5.87	0.116
	4.86 mm	6.01 ± 7.01	7.58 ± 10.48	0.311
	4.18 mm	10.33 ± 13.72	10.79 ± 19.53	0.871
	4.15 mm	13.82 ± 24.89	10.83 ± 15.55	0.388
	2.73 mm	13.80 ± 14.11	13.39 ± 14.44	0.864
	2.41 mm	21.00 ± 21.11	21.35 ± 19.97	0.920
	2.38 mm	10.77 ± 13.16	7.96 ± 8.23	0.127
	1.18 mm	313 ± 328	231 ± 249	0.094

Données représentées en moyenne ± DS

\*P < 0.05 en comparant les images SSF et FBP.

CNR = Contraste to Noise Ratio; DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen ; FBP = Filtered BackProjection; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShot Freeze®; SL = Surface Luminale.

Annexe 6 : Comparaison des paramètres de qualité image et de précision diagnostique entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements, en excluant le plus petit vaisseau

	FBP	SSF	P value
Score qualité (12 points)	8.46 ± 3.54	9.15 ± 3.67	0.017*
Confiance diagnostique (3 points)	2.22 ± 0.97	2.38 ± 0.92	0.054
Qualité des contours (3 points)	1.85 ± 0.92	$2.03 \pm 0.88$	0.017*
Homogénéité du vaisseau (3 points)	2.42 ± 0.81	2.55 ± 0.74	0.042*
Artefacts (3 points)	1.97 ± 1.05	2.19 ± 1.02	0.010*
SNR	7.97 ± 2.01	8.17 ± 1.98	0.222
CNR	6.91 ± 1.88	7.13 ± 1.79	0.143
% Erreur sténose DLMini	12.93 ± 16.65	11.21 ± 13.21	0.235
% Erreur sténose DLMo	11.82 ± 17.61	11.09 ± 14.91	0.641
% Erreur sténose SL	7.52 ± 9.81	7.32 ± 9.22	0.822
% Erreur DLMini	8.91 ± 11.36	8.59 ± 10.23	0.643
% Erreur DLMo	5.71 ± 8.68	5.46 ± 7.86	0.627
% Erreur SL	10.69 ± 13.79	10.23 ± 14.31	0.604

Données représentées en moyenne ± DS

\*P < 0.05 en comparant les images SSF et FBP.

CNR = Contraste to Noise Ratio; DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen ; FBP = Filtered Back Projection; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShot Freeze®; SL = Surface Luminale.

reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements en excluant le petit vaisseau et en fonction de la qualité de la phase							
	Qualité phase	FBP	SSF	P value			
Vaisseau interprétable	Toutes	281 (78.1%)	293 (81.4%)	0.058			
	Meilleure	90 (93.7%)	90 (93.7%)	1			
	Moyenne	83 (87.4%)	85 (89.5%)	0.727			
	Pire	57 (58.8%)	70 (72.2%)	0.002*			
Présence d'artefact de pile	Toutes	116 (32.3%)	106 (29.5%)	0.245			
	Meilleure	16 (16.7%)	19 (19.8%)	0.581			
	Moyenne	25 (26.3%)	18 (18.9%)	0.167			
	Pire	46 (47.9%)	40 (41.7%)	0.210			

182 (50.7%)

26 (27.1%)

47 (49.5%)

71 (74%)

48 (13.4%)

8 (8.3%)

17 (17.9%)

22 (22.9%)

142 (39.6%)

23 (24.0%)

32 (33.7%)

55 (57.3%)

37 (10.3%)

9 (9.4%)

11 (11.6%)

17 (17.7%)

< 0.0001\*

0.453

0.0007\*

0.0001\*

0.013\*

1

0.070

0.063

Toutes

Meilleure

Moyenne

Pire

Toutes

Meilleure

Moyenne

Pire

Annexe 7 : Comparaison de l'interprétabilité et des artefacts entre les

Données représentées en moyenne ± DS

Présence d'artefact de

Présence d'artefact de

mouvement

blooming

\*P < 0.05 en comparant les images SSF et FBP.

CNR = Contraste to Noise Ratio; DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen ; FBP = Filtered Back Projection; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShot Freeze®; SL = Surface Luminale.

des mouvements, en fonc	tion du rythme	e, en excluant le	plus petit vais	seau
	Rythme	FBP	SSF	Р
Score qualité (12 points)	50 BPM	11.03 ± 2.32	11.08 ± 2.26	0.918
	60 BPM	10.31 ± 2.82	$10.89 \pm 2.08$	0.321
	70 BPM	9.83 ± 3.11	10.28 ± 3.07	0.544
	80 BPM	8.83 ± 2.59	9.61 ± 2.92	0.236
	90 BPM	6.75 ± 3.17	8.22 ± 3.20	0.054
	100 BPM	5.89 ± 3.21	6.58 ± 3.49	0.382
	110 BPM	5.56 ± 3.64	6.25 ± 3.40	0.406
	Arythmique	9.47 ± 2.75	10.25 ± 2.35	0.201
% Erreur sténose DLMini	50 BPM	9.15 ± 14.30	9.53 ± 17.95	0.931
	60 BPM	8.11 ± 7.56	6.41 ± 7.44	0.408
	70 BPM	$6.69 \pm 7.06$	7.24 ± 7.72	0.789
	80 BPM	10.21 ± 9.13	13.47 ± 11.26	0.248
	90 BPM	19.55 ± 21.64	12.83 ± 13.40	0.176
	100 BPM	19.73 ± 18.38	19.49 ± 18.50	0.962
	110 BPM	21.01 ± 27.14	13.96 ± 12.95	0.229
	Arythmique	8.99 ± 9.56	6.77 ± 6.27	0.316
%Erreur sténose DLMo	50 BPM	7.63 ± 6.51	5.26 ± 4.78	0.133
	60 BPM	9.80 ± 13.17	$6.32 \pm 9.04$	0.197
	70 BPM	$6.99 \pm 4.79$	5.37 ± 5.27	0.241
	80 BPM	8.55 ± 9.50	10.14 ± 11.14	0.576
	90 BPM	14.9 8± 19.00	13.46 ± 15.93	0.752
	100 BPM	22.84 ± 31.44	20.72 ± 18.03	0.762
	110 BPM	25.15 ± 39.63	18.74 ± 20.48	0.391
	Arythmique	8.07 ± 10.43	8.95 ± 10.83	0.763
% Erreur sténose SL	50 BPM	5.75 ± 9.58	5.20 ± 10.48	0.841
	60 BPM	4.86 ± 4.19	3.79 ± 3.60	0.318
	70 BPM	4.63 ± 3.22	3.91 ± 3.67	0.445
	80 BPM	5.68 ± 6.10	6.57 ± 7.06	0.622
	90 BPM	9.99 ± 11.87	8.79 ± 9.63	0.684
	100 BPM	10.62 ± 12.95	10.77 ± 12.86	0.967
	110 BPM	13.01 ± 14.59	13.60 ± 11.13	0.867
	Arythmique	5.63 ± 6.61	5.90 ± 6.84	0.883
% Erreur DLMini	50 BPM	5.35 ± 8.49	5.86 ± 11.48	0.776
	60 BPM	6.09 ± 8.38	5.12 ± 6.19	0.461
	70 BPM	5.92 ± 6.27	5.32 ± 5.45	0.571
	80 BPM	6.75 ± 7.83	8.17 ± 8.74	0.340
	90 BPM	12.23 ± 12.95	9.40 ± 8.21	0.144
	100 BPM	14.50 ± 13.78	15.33 ± 15.01	0.747
	110 BPM	14.76 ± 16.22	13.63 ± 11.59	0.652
	Arythmique	$5.66 \pm 7.79$	5.91 ± 5.94	0.840

Annexe 8 : Comparaison du score de qualité et des paramètres de précision diagnostique entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements, en fonction du rythme, en excluant le plus petit vaisseau

Annexe 8 (suite) : Comparaison du score de qualité et des paramètres de précision diagnostique entre les reconstructions classiques et l'algorithme de correction des mouvements, en fonction du rythme, en excluant le plus petit vaisseau.

	Rythme	FBP	SSF	Р
% Erreur DLMo	50 BPM	4.05 ± 8.16	3.32 ± 7.55	0.603
	60 BPM	3.52 ± 5.04	2.88 ± 2.78	0.374
	70 BPM	3.72 ± 4.09	3.41 ± 3.38	0.646
	80 BPM	4.66 ± 5.92	4.67 ± 5.58	0.992
	90 BPM	7.12 ± 7.74	7.46 ± 9.88	0.827
	100 BPM	8.41 ± 10.05	8.69 ± 11.36	0.886
	110 BPM	10.73 ± 15.14	9.22 ± 9.55	0.505
	Arythmique	$3.49 \pm 4.96$	$4.02 \pm 5.34$	0.564
% Erreur SL	50 BPM	7.30 ± 11.71	6.13 ± 12.58	0.590
	60 BPM	6.91 ± 9.09	5.71 ± 5.29	0.366
	70 BPM	7.59 ± 8.05	6.65 ± 6.26	0.465
	80 BPM	9.04 ± 10.90	8.77 ± 10.00	0.884
	90 BPM	13.23 ± 13.18	14.36 ± 22.69	0.732
	100 BPM	15.44 ± 16.27	15.58 ± 17.90	0.965
	110 BPM	19.16 ± 21.76	17.29 ± 16.14	0.584
	Arythmique	$6.84 \pm 8.52$	$7.35 \pm 9.05$	0.744

Données représentées en moyenne ± DS

\*P < 0.05 en comparant les images SSF et FBP.

CNR = Contraste to Noise Ratio; DLMini = Diamètre Luminal Minimal; DLMo = Diamètre Luminal Moyen ; FBP = Filtered Back Projection; SNR = Signal to Noise Ratio; SSF = SnapShot Freeze®; SL = Surface Luminale.

### <u> Résumé :</u>

**But de l'étude :** Evaluer la qualité image, la précision diagnostique et la variabilité aux variations de Fréquences Cardiaques (FC) du coroscanner avec utilisation de l'algorithme SnapShot Freeze® (SSF) par rapport aux reconstructions classiques Filtered Back Projection (FBP).

**Matériels et méthodes :** Cinq modèles de vaisseaux coronaires de 1.18 à 6.4 mm de diamètre (avec des sténoses de 42 à 71 %), animés par un fantôme cardiaque dynamique, ont bénéficié d'un coroscanner. L'acquisition s'effectuait au repos (référence statique) et à sept FC sinusales simulées de 50 à 110 BPM, avec une acquisition synchronisée rétrospective à l'ECG ; un profil arythmique a aussi été testé. Toutes les acquisitions étaient reconstruites à 45, 60 et 70 % en utilisant le FBP et SSF.

Pour chaque vaisseau la qualité image a été évaluée (score qualité, artefacts, rapports signal sur bruit et contraste sur bruit) ainsi que la précision diagnostique (% erreur de mesure et d'évaluation de sténose en diamètre et surface comparés à la référence) pour le FBP et le SSF.

**Résultats :** Sur 720 vaisseaux simulés la qualité image et les artefacts de mouvement et de blooming étaient améliorés avec le SSF (p<0.05), en particulier lorsque la qualité initiale est faible et pour des FC élevées ou en cas d'arythmie. La précision diagnostique n'était pas améliorée significativement.

**Conclusion :** Le SSF améliore la qualité image, en particulier pour des FC élevées ou en cas d'arythmie. Le bénéfice est plus important lorsque que la qualité initiale est faible. Le SSF n'améliore pas significativement la précision diagnostique.

<u>Mots-clés</u> : Coroscanner, Algorithme de correction des mouvements, Artefact de mouvement, Coronaropahtie

99