



HAL
open science

Impact of motion correction algorithms on image quality in children undergoing coronary CT angiography: a comparison with regular monophasic and multiphasic acquisitions

Benoît Azais

► To cite this version:

Benoît Azais. Impact of motion correction algorithms on image quality in children undergoing coronary CT angiography: a comparison with regular monophasic and multiphasic acquisitions. Médecine humaine et pathologie. 2019. dumas-02878980

HAL Id: dumas-02878980

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02878980v1>

Submitted on 23 Jun 2020

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - ShareAlike 4.0 International License

UNIVERSITE DE MONTPELLIER
FACULTE DE MEDECINE MONTPELLIER-NIMES

THESE

Pour obtenir le titre de

DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement

Par

Benoît AZAIS

le Lundi 7 octobre 2019

TITRE

**Impact of motion correction algorithms on image
quality in children undergoing coronary CT
angiography: a comparison with regular monophasic
and multiphasic acquisitions**

Directeur de thèse : Docteur Hamid ZARQANE

Président :

Professeur Hélène KOVACSIK

Assesseurs :

Professeur Jean-Paul BEREGI

Professeur Jean-Luc PASQUIE

Docteur HAMID ZARQANE

UNIVERSITE DE MONTPELLIER
FACULTE DE MEDECINE MONTPELLIER-NIMES

THESE

Pour obtenir le titre de

DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement

Par

Benoît AZAIS

le Lundi 7 octobre 2019

TITRE

**Impact of motion correction algorithms on image
quality in children undergoing coronary CT
angiography: a comparison with regular monophasic
and multiphasic acquisitions**

Directeur de thèse : Docteur Hamid ZARQANE

Président :

Professeur Hélène KOVACSIK

Assesseurs :

Professeur Jean-Paul BEREKI

Professeur Jean-Luc PASQUIE

Docteur HAMID ZARQANE

ANNEE UNIVERSITAIRE 2018 - 2019

PERSONNEL ENSEIGNANT

Professeurs Honoraires

ALLIEU Yves	DUBOIS Jean	MION Charles
ALRIC Robert	Bernard	MION Henri
ARNAUD Bernard	DUMAS Robert	MIRO Luis
ASTRUC Jacques	DUMAZER Romain	NAVARRO Maurice
AUSSILLOUX Charles	ECHENNE Bernard	NAVRATIL Henri
AVEROUS Michel	FABRE Serge	OTHONIEL Jacques
AYRAL Guy	FREREBEAU Philippe	PAGES Michel
BAILLAT Xavier	GALIFER René	PEGURET Claude
BALDET Pierre	Benoît	PELISSIER Jacques
BALDY-MOULINIER Michel	GODLEWSKI Guilhem	POUGET Régis
BALMES Jean-Louis	GRASSET Daniel	PUECH Paul
BALMES Pierre	GROLLEAU-RAOUX Robert	PUJOL Henri
BANSARD Nicole	GUILHOU Jean- Jacques	PUJOL Rémy
BAYLET René	HERTAULT Jean	RABISCHONG Pierre
BILLIARD Michel	HUMEAU Claude	RAMUZ Michel
BLARD Jean-Marie	JAFFIOL Claude	RIEU Daniel
BLAYAC Jean Pierre	JANBON Charles	RIOUX Jean-Antoine
BLOTMAN Francis	JANBON François	ROCHEFORT Henri
BONNEL François	JARRY Daniel	ROSSI Michel
		ROUANET DE VIGNE LAVIT Jean Pierre

BOUDET Charles	JOYEUX Henri	SAINT AUBERT
BOURGEOIS Jean-Marie	LAFFARGUE François	Bernard
BRUEL Jean Michel	LALLEMANT Jean Gabriel	SANCHO-GARNIER Hélène
BUREAU Jean-Paul	LAMARQUE Jean-Louis	SANY Jacques
BRUNEL Michel	LAPEYRIE Henri	SEGNARBIEUX François
CALLIS Albert	LESBROS Daniel	SENAC Jean-Paul
CANAUD Bernard	LOPEZ François Michel	SERRE Arlette
CASTELNAU Didier	LORIOT Jean	SIMON Lucien
CHAPTAL Paul-André	LOUBATIERES Marie Madeleine	SOLASSOL Claude
CIURANA Albert-Jean	MAGNAN DE BORNIER Bernard	THEVENET André
CLOT Jacques	MARY Henri	VIDAL Jacques
D'ATHIS Françoise	MATHIEU-DAUDE Pierre	VISIÈRE Jean Pierre
DEMAILLE Jacques	MEYNADIER Jean	
DESCOMPS Bernard	MICHEL François-Bernard	
DIMEGLIO Alain	MICHEL Henri	

Professeurs Emérites

ARTUS Jean-Claude	ELEDJAM Jean-Jacques
BLANC François	GUERRIER Bernard
BOULENGER Jean-Philippe	JOURDAN Jacques
BOURREL Gérard	
BRINGER Jacques	
CLAUSTRES Mireille	MARES Pierre
DAURES Jean-Pierre	MAURY Michèle
DAUZAT Michel	MILLAT Bertrand
DEDET Jean-Pierre	MAUDELONDE Thierry

MONNIER Louis
PREFAUT Christian
PUJOL Rémy
SULTAN Charles
TOUCHON Jacques
VOISIN Michel
ZANCA Michel

Professeurs des Universités - Praticiens Hospitaliers

PU-PH de classe exceptionnelle

ALBAT Bernard - Chirurgie thoracique et cardiovasculaire

ALRIC Pierre - Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option chirurgie vasculaire)

BACCINO Eric - Médecine légale et droit de la santé

BASTIEN Patrick - Parasitologie et mycologie

BONAFE Alain - Radiologie et imagerie médicale

CAPDEVILA Xavier - Anesthésiologie-réanimation

COLSON Pascal – Anesthésie-réanimation

COMBE Bernard - Rhumatologie

COSTA Pierre - Urologie

COTTALORDA Jérôme - Chirurgie infantile

COUBES Philippe – Neurochirurgie

COURTET Philippe – Psychiatrie d'adultes, addictologie

CRAMPETTE Louis - Oto-rhino-laryngologie

CRISTOL Jean Paul - Biochimie et biologie moléculaire

DAVY Jean Marc - Cardiologie

DE LA COUSSAYE Jean Emmanuel - Anesthésiologie-réanimation

DELAPORTE Eric - Maladies infectieuses ; maladies tropicales

DEMOLY Pascal – Pneumologie, addictologie

DE WAZIERES Benoît - Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie

DOMERGUE Jacques - Chirurgie générale

DUFFAU Hugues - Neurochirurgie

DUJOLS Pierre - Biostatistiques, informatique médicale et technologies de la communication

ELIAOU Jean François - Immunologie

FABRE Jean Michel - Chirurgie générale

FRAPIER Jean-Marc – Chirurgie thoracique et cardiovasculaire

GUILLOT Bernard - Dermato-vénéréologie

HAMAMAH Samir-Biologie et Médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale

HEDON Bernard-Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale

HERISSON Christian-Médecine physique et de réadaptation

JABER Samir-Anesthésiologie-réanimation

JEANDEL Claude-Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie

JONQUET Olivier-Réanimation ; médecine d'urgence

JORGENSEN Christian-Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie

KOTZKI Pierre Olivier-Biophysique et médecine nucléaire

LANDAIS Paul-Epidémiologie, Economie de la santé et Prévention

LARREY Dominique-Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie

LEFRANT Jean-Yves-Anesthésiologie-réanimation

LE QUELLEC Alain-Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie

MARTY-ANE Charles - Chirurgie thoracique et cardiovasculaire

MERCIER Jacques - Physiologie

MESSNER Patrick – Cardiologie

MONDAIN Michel – Oto-rhino-laryngologie

PELISSIER Jacques-Médecine physique et de réadaptation

RENARD Eric-Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale

REYNES Jacques-Maladies infectieuses, maladies tropicales

RIBSTEIN Jean-Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie

RIPART Jacques-Anesthésiologie-réanimation

ROUANET Philippe-Cancérologie ; radiothérapie

SCHVED Jean François-Hématologie; Transfusion

TAOUREL Patrice-Radiologie et imagerie médicale

UZIEL Alain -Oto-rhino-laryngologie

VANDE PERRE Philippe-Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière

YCHOU Marc-Cancérologie ; radiothérapie

PU-PH de 1^{re} classe

AGUILAR MARTINEZ Patricia-Hématologie ; transfusion

AVIGNON Antoine-Nutrition

AZRIA David -Cancérologie ; radiothérapie

BAGHDADLI Amaria-Pédopsychiatrie ; addictologie

BEREGI Jean-Paul-Radiologie et imagerie médicale

BLAIN Hubert-Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement,
médecine générale, addictologie
BLANC Pierre-Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
BORIE Frédéric-Chirurgie digestive
BOULOT Pierre-Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale
CAMBONIE Gilles -Pédiatrie
CAMU William-Neurologie
CANOVAS François-Anatomie
CARTRON Guillaume-Hématologie ; transfusion
CHAMMAS Michel-Chirurgie orthopédique et traumatologique
CHANQUES Gérald – Anesthésie-réanimation
CORBEAU Pierre-Immunologie
COSTES Valérie-Anatomie et cytologie pathologiques
CYTEVAL Catherine-Radiologie et imagerie médicale
DADURE Christophe-Anesthésiologie-réanimation
DAUVILLIERS Yves-Physiologie
DE TAYRAC Renaud-Gynécologie-obstétrique, gynécologie médicale
DEMARIA Roland-Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
DEREURE Olivier-Dermatologie – vénéréologie
DE VOS John – Cytologie et histologie
DROUPY Stéphane -Urologie
DUCROS Anne-Neurologie
GARREL Renaud – Oto-rhino-laryngologie
HAYOT Maurice - Physiologie
KLOUCHE Kada-Réanimation ; médecine d'urgence
KOENIG Michel-Génétique moléculaire
LABAUGE Pierre- Neurologie
LAFFONT Isabelle-Médecine physique et de réadaptation
LAVABRE-BERTRAND Thierry-Cytologie et histologie
LAVIGNE Jean-Philippe – Bactériologie – virologie, hygiène hospitalière
LECLERCQ Florence-Cardiologie
LEHMANN Sylvain-Biochimie et biologie moléculaire
LE MOING Vincent – Maladies infectieuses, maladies tropicales
LUMBROSO Serge-Biochimie et Biologie moléculaire
MARIANO-GOULART Denis-Biophysique et médecine nucléaire

MATECKI Stéfan -Physiologie
MEUNIER Laurent-Dermato-vénéréologie
MOREL Jacques - Rhumatologie
MORIN Denis-Pédiatrie
NAVARRO Francis-Chirurgie générale
PETIT Pierre-Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
PERNEY Pascal-Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
PRUDHOMME Michel - Anatomie
PUJOL Jean Louis-Pneumologie ; addictologie
PUJOL Pascal-Biologie cellulaire
PURPER-OUAKIL Diane-Pédopsychiatrie ; addictologie
QUERE Isabelle-Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option médecine vasculaire)
SOTTO Albert-Maladies infectieuses ; maladies tropicales
TOUITOU Isabelle-Génétique
TRAN Tu-Anh-Pédiatrie
VERNHET Hélène-Radiologie et imagerie médicale

PU-PH de 2ème classe

ASSENAT Éric-Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
BERTHET Jean-Philippe-Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
BOURDIN Arnaud-Pneumologie ; addictologie
CANAUD Ludovic-Chirurgie vasculaire ; Médecine Vasculaire
CAPDEVIELLE Delphine-Psychiatrie d'Adultes ; addictologie
CAPTIER Guillaume-Anatomie
CAYLA Guillaume-Cardiologie
COLOMBO Pierre-Emmanuel-Cancérologie ; radiothérapie
COSTALAT Vincent-Radiologie et imagerie médicale
COULET Bertrand-Chirurgie orthopédique et traumatologique
CUVILLON Philippe-Anesthésiologie-réanimation
DAIEN Vincent-Ophtalmologie
DORANDEU Anne-Médecine légale -
DUPEYRON Arnaud-Médecine physique et de réadaptation

FAILLIE Jean-Luc – Pharmacologie fondamentale, pharmacologie clinique, addictologie

FESLER Pierre-Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie

GAUJOUX Viala Cécile-Rhumatologie

GENEVIEVE David-Génétique

GODREUIL Sylvain-Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière

GUILLAUME Sébastien-Urgences et Post urgences psychiatriques -

GUILPAIN Philippe-Médecine Interne, gériatrie et biologie du vieillissement; addictologie

GUIU Boris-Radiologie et imagerie médicale

HERLIN Christian – Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique, brûlologie

HOUEDE Nadine-Cancérologie ; radiothérapie

JACOT William-Cancérologie ; Radiothérapie

JUNG Boris-Réanimation ; médecine d'urgence

KALFA Nicolas-Chirurgie infantile

KOUYOUMDJIAN Pascal-Chirurgie orthopédique et traumatologique

LACHAUD Laurence-Parasitologie et mycologie

LALLEMANT Benjamin-Oto-rhino-laryngologie

LE QUINTREC Moglie - Néphrologie

LETOUZEY Vincent-Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale

LONJON Nicolas - Neurologie

LOPEZ CASTROMAN Jorge-Psychiatrie d'Adultes ; addictologie

LUKAS Cédric-Rhumatologie

MAURY Philippe-Chirurgie orthopédique et traumatologique

MILLET Ingrid-Radiologie et imagerie médicale

MORANNE Olivier-Néphrologie

NAGOT Nicolas-Biostatistiques, informatique médicale et technologies de la communication

NOCCA David-Chirurgie digestive

PANARO Fabrizio-Chirurgie générale

PARIS Françoise-Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale

PASQUIE Jean-Luc-Cardiologie

PEREZ MARTIN Antonia-Physiologie

POUDEROUX Philippe-Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
RIGAU Valérie-Anatomie et cytologie pathologiques
RIVIER François-Pédiatrie
ROGER Pascal-Anatomie et cytologie pathologiques
ROSSI Jean François-Hématologie ; transfusion
ROUBILLE François-Cardiologie
SEBBANE Mustapha-Anesthésiologie-réanimation
SIRVENT Nicolas-Pédiatrie
SOLASSOL Jérôme-Biologie cellulaire
STOEBNER Pierre – Dermato-vénéréologie
SULTAN Ariane-Nutrition
THOUVENOT Éric-Neurologie
THURET Rodolphe-Urologie
VENAIL Frédéric-Oto-rhino-laryngologie
VILLAIN Max-Ophtalmologie
VINCENT Denis -Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement, médecine générale, addictologie
VINCENT Thierry-Immunologie
WOJTUSCISZYN Anne-Endocrinologie-diabétologie-nutrition

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

1^{re} classe :

COLINGE Jacques - Cancérologie, Signalisation cellulaire et systèmes complexes

2^{ème} classe :

LAOUDJ CHENIVESSE Dalila - Biochimie et biologie moléculaire

VISIÉ Laurent - Sociologie, démographie

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - Médecine générale

1^{re} classe :

LAMBERT Philippe

2^{ème} classe :

AMOUYAL Michel

PROFESSEURS ASSOCIES - Médecine Générale

CLARY Bernard

DAVID Michel

PROFESSEUR ASSOCIE - Médecine

BESSIS Didier - Dermato-vénérologie

MEUNIER Isabelle – Ophtalmologie

MULLER Laurent – Anesthésiologie-réanimation

PERRIGAULT Pierre-François - Anesthésiologie-réanimation ; médecine d'urgence

ROUBERTIE Agathe – Pédiatrie

Maîtres de Conférences des Universités - Praticiens Hospitaliers

MCU-PH Hors classe

BOULLE Nathalie – Biologie cellulaire

CACHEUX-RATABOUL Valère-Génétique

CARRIERE Christian-Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière

CHARACHON Sylvie-Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière

FABBRO-PERAY Pascale-Epidémiologie, économie de la santé et prévention

HILLAIRE-BUYS Dominique-Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie

GIANSILY-BLAIZOT Muriel – Hématologie, transfusion

PELLESTOR Franck-Cytologie et histologie

PUJOL Joseph-Anatomie

RICHARD Bruno-Thérapeutique ; addictologie

RISPAIL Philippe-Parasitologie et mycologie

SEGONDY Michel-Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière

MCU-PH de 1^{re} classe

BADIOU Stéphanie-Biochimie et biologie moléculaire

BOUDOUSQ Vincent-Biophysique et médecine nucléaire

BOURGIER Céline-Cancérologie ; Radiothérapie

BRET Caroline -Hématologie biologique

COSSEE Mireille-Génétique Moléculaire

GABELLE DELOUSTAL Audrey-Neurologie
GIRARDET-BESSIS Anne-Biochimie et biologie moléculaire
LAVIGNE Géraldine-Hématologie ; transfusion
LESAGE François-Xavier – Médecine et santé au travail
MATHIEU Olivier-Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie
MENJOT de CHAMPFLEUR Nicolas-Neuroradiologie
MOUZAT Kévin-Biochimie et biologie moléculaire
PANABIÈRES Catherine-Biologie cellulaire
PHILIBERT Pascal-Biologie et médecine du développement et de la reproduction
RAVEL Christophe - Parasitologie et mycologie
SCHUSTER-BECK Iris-Physiologie
STERKERS Yvon-Parasitologie et mycologie
TUAILLON Edouard-Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
YACHOUH Jacques-Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie

MCU-PH de 2^{ème} classe

BERTRAND Martin-Anatomie
DE JONG Audrey – Anesthésie-réanimation
DU THANH Aurélie-Dermato-vénérologie
GALANAUD Jean Philippe-Médecine Vasculaire
GOUZI Farès-Physiologie
HERRERO Astrid – Chirurgie générale
JEZIORSKI Éric-Pédiatrie
KUSTER Nils-Biochimie et biologie moléculaire
MAKINSON Alain-Maladies infectieuses, Maladies tropicales
MURA Thibault-Biostatistiques, informatique médicale et technologies de la communication
OLIE Emilie-Psychiatrie d'adultes ; addictologie
PANTEL Alix – Bactériologie-virologie, hygiène hospitalière
PERS Yves-Marie – Thérapeutique, addictologie
SABLEWSKI Vanessa – Anatomie et cytologie pathologiques
THEVENIN-RENE Céline-Immunologie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - Médecine Générale

Maîtres de conférence de 1^{ère} classe

COSTA David

Maîtres de conférence de 2^{ème} classe

FOLCO-LOGNOS Béatrice

OUDE-ENGBERINK Agnès

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES - Médecine Générale

GARCIA Marc

MILLION Elodie

PAVAGEAU Sylvain

REBOUL Marie-Catherine

SERAYET Philippe

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Maîtres de Conférences hors classe

BADIA Eric - Sciences biologiques fondamentales et cliniques

Maîtres de Conférences de classe normale

BECAMEL Carine - Neurosciences

BERNEX Florence - Physiologie

CHAUMONT-DUBEL Séverine - Sciences du médicament et des autres produits de santé

HAZAL Nathalie - Biologie cellulaire

DELABY Constance - Biochimie et biologie moléculaire

GUGLIELMI Laurence - Sciences biologiques fondamentales et cliniques

HENRY Laurent - Sciences biologiques fondamentales et cliniques

LADRET Véronique - Mathématiques appliquées et applications des mathématiques

LAINÉ Sébastien - Sciences du Médicament et autres produits de santé

LE GALLIC Lionel - Sciences du médicament et autres produits de santé

LOZZA Catherine - Sciences physico-chimiques et technologies pharmaceutiques

MAIMOUN Laurent - Sciences physico-chimiques et ingénierie appliquée à la santé

MOREAUX Jérôme - Science biologiques, fondamentales et cliniques

MORITZ-GASSER Sylvie - Neurosciences

MOUTOT Gilles - Philosophie
PASSERIEUX Emilie - Physiologie
RAMIREZ Jean-Marie - Histologie
TAULAN Magali - Biologie Cellulaire

PRATICIENS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES

CLAIRE DAIEN-Rhumatologie
BASTIDE Sophie-Epidémiologie, économie de la santé et prévention
GATINOIS Vincent-Histologie, embryologie et cytogénétique
PINETON DE CHAMBRUN Guillaume-Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
SOUCHE François-Régis – Chirurgie générale
TORRE Antoine-Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale

Remerciements

Aux membres du Jury,

A Madame le Professeur Hélène KOVACSIK:

Je vous remercie d'avoir accepté de présider le jury de cette thèse.
Je vous remercie également de la confiance dont vous m'avez gratifié au cours des semestres dans votre service, de ce que vous m'avez transmis et de m'avoir encadré pour les présentations de congrès.
Veuillez voir dans ce travail l'expression de ma gratitude.

A Monsieur le Professeur Jean Paul BEREKI:

Je vous remercie d'avoir participé à mon jury de thèse et de m'avoir partagé, lors du semestre dans votre service, votre intérêt scientifique et médical non seulement en radiologie interventionnelle mais aussi le questionnement des concepts pré-établis en médecine. Soyez assuré de mon respect.

A Monsieur le Professeur Jean Luc PASQUIE

Je vous remercie d'avoir participé à mon jury de thèse. Soyez assuré de mon respect.

Au Docteur Hamid ZARQANE,

Je te remercie de m'avoir encadré et guidé sur ce travail de thèse, ça a été un plaisir de travailler avec toi tout autant que ça l'a été de passer comme interne dans le service.
Je te remercie tant pour l'enseignement que tu m'as transmis en radiologie et en radiologie interventionnelle que pour l'implication sportive en dehors de l'hôpital.

Ces remerciements concernent cette thèse en tant qu'aboutissement de ces onze dernières années, merci à tous d'avoir été à mes côtés.

A mes proches,

A mes grand mères.

A mes parents,

Je vous remercie de m'avoir soutenu durant la durée de ces études, de l'inscription au foyer Emmanuel d'Alzon à la soutenance de la thèse et en passant par les difficultés successives mais aussi les joies de ce parcours. Je vous remercie de votre soutien, d'avoir cru en moi et de m'avoir transmis la volonté d'avancer tout au long de ces années. Merci pour votre patience pour avoir su m'écouter parler, parfois trop, de sujets qui me passionnaient et vous un peu moins et aussi de m'avoir laissé râler, clairement trop, sur ce qui me révoltait. Même si j'ai toujours fait en sorte de suivre mon chemin, je suis très fier aujourd'hui de soutenir, comme vous, en la salle des actes.

A Laure, pour notre rencontre et le joie de partager ta vie au quotidien. Merci pour ta gentillesse, ton écoute et son soutien.

A la famille AZAIS,

A la famille MALAVIALLE

A mes grands pères, qui malgré leur absence n'ont cessé de m'aider à me construire.

A mes amis,

A Colombe et Corentin en souvenir de toutes ces années, qui ne se résument pas qu'à du squash.

A Martin, Michael et Guillaume, dans le désordre, pour le reblochon, la tirelire, l'indépendance des deux Savoie, le val d'Oseille, les martinades, le permis de conduire, le futsal avec suture, et le matérialisme, chacun se reconnaîtra mais en tous cas la colocation et l'Afrique du Sud avec vous c'était exceptionnel. Sans oublier celles qui vous accompagnent, Tara, Marion et Camille

A Eric, Cécile, Maxime, Alys, Amaury, Pierre-Gauthier, Thibaud, Alexandra, Anne et Augustin pour la Grotte, les réveillons et les soirées sur Paris.

A Bader et Damien, pour ces moments incongrus et ces bassines.

Au foyer Emmanuel d'ALZON, merci d'avoir rendu la P1 plus douce et plus humaine et à ces belles rencontres en particulier Greg et Claire, toi qui a été pour moi un modèle de volonté et de persévérance.

A Pierre Luc et Aymeric pour les soirées bloc.

A Louis pour ton festivismisme en toute sobriété.

A Jugo pour tes talents aussi bien culinaires que d'imagerie et Marion.

A Agathe et Charles, pour les sous-colles, les gratins et le droit au remord.

A Julien et Nico, depuis la p1 à l'ECN, pour tout.

A Alex et Clem, pour votre hospitalité, la bonne bouffe et les grosses soirées de Marseille à Paris en passant par Ljubljana et Bogota.

A Joris et Dimitri,

A Rémi, le jumeau d'anniversaire.

A Guillaume pour ton darwinisme et Delphine.

A Camille, pour m'avoir aidé dans la rédaction du livre de psychiatrie, ce qui avec le recul, était l'une des choses les plus improbables de mes études.

A Brice, pour tes conseils avisés de restauration.

A mes cointernes, de la cardiologie à la radiologie, vous grâce à qui le quotidien était aussi enrichissant qu'agréable

A Thomas, je te remercie pour les six mois à Perpignan, pour avoir tenté de me transmettre ta passion de la rythmologie et surtout de m'avoir aidé à grandir alors que je n'étais qu'un premier semestre.

A Iskander, pour avoir parfaitement exercé le compagnonnage entre internes..

A Antoine, même si au final on n'a jamais partagé un terrain de stage commun, on a bien profité de la Colombie, en attendant de partager le même bureau.

A Carole, pour le semestre d'Eté 2016 très haut en couleurs.

A Hichem, ça a été un plaisir de te découvrir à l'internat

A Aymeric, pour nos cakes citron/pavot dans le TGV.

A Pierre, pour ta capacité à enquêter sur la lettre du corbeau et à faire parler l'externe des UTEC.

A Benjamin, mon collègue de la team des sacrifiés, on se rattrapera au clinicat.

A Jenny, à tes licornes, ta motivation, le drapeau et tes dessins d'utérus.

A Philippe, pour tes talents de graphiste en détournement d'affiche, je ne peux ignorer que ma progression en coloscanner est liée à ton détournement.

A Asmaa, et tes graines.

A Mehdi et Dimitri, à notre escapade Audonienne (Oui ça veut dire Saint Ouen) qui s'est rythmée entre promiscuité sociale, gros Turc et balinaise avec vue sur le périph parisien.

A Lauranne, même si la référence de filière n'était pas toujours simple, c'était un plaisir de partager ça avec toi.

A Margaux et Jessica, pour ces deux semestres partagés entre piratage d'adresses mails.

A Matthieu, pour ces moments de bip à GDC.

A Charlotte, pour ta bonne humeur et ta philanthropie qui confine à l'instinct maternel, ça a également été un plaisir de te retrouver à l'internat.

A Anne Helene, pour ce semestre riche en émotion.

A Vincent et Nadia, pour votre duo à Arnaud de Villeneuve.

A Antoine, l'homme des îles.

A Gaétan, pour t'avoir connu du côté cardiologique puis radiologique.

A Kim et Tarek, pour ce semestre passé en interventionnel à Nîmes emmaillé de jardinage et de podcasts.

A Nicolas, El "Piou piou"

A Maxime et Philippe, ça a été top de bosser avec vous, ne changez surtout pas.

A Adel et ton chainage de voiture dans la neige post tempête.

A Chloé, pour tes remarques incisives mais constructives.

A ceux que je n'ai pas eu la chance de côtoyer en stage, Antonia, Takkiedine, William, Ugo, Quentin, Bastien, Maciej, Ancelin, Elodie, Laure, Sasha, François-Louis, Quentin, Justine.

A mes chefs,

A Arnaud de Villeneuve,

A Sébastien, pour avoir cru en moi dès le premier jour et m'avoir transmis ton intérêt pour l'imagerie pulmonaire.

A Valérie, pour ton implication et la rigueur de travail que tu m'as permis d'acquérir.

A Cyrille, pour tes conseils avisés.

A Juliette, pour ta confiance et ta patience.

A Gérard et Silvia, pour leur apprentissage.

A Saint Eloi,

Au Professeur Guiu

A Marie Ange, Julie, Stéphanie, Valentina, Laure, Maéva et Ali.

A Lapeyronie,

Aux Professeurs Taourel, Cyteval et Millet.

A par ordre d'apparition, Emma, Fernanda, Claire, Marion, Cécile, Yann, Marie Pierre, Benjamin, Céline, Delphine, Caroline et Christophe.

Au Docteur Prat.

A Gui de Chauliac,

Aux Professeurs Bonafé et Costalat.

A Omer, Greg, Carlos, aux 2 Nicolas, Cyril et Pierre-Henri.

Au CHU de Nîmes,

A Julien, Jean, Romain, et Serge, je vous remercie pour le semestre passé à vos cotés où vous m'avez initié aux techniques Nîmo-Caeno-Grenobloises de la radiologie interventionnelle.

A Iskander et Philipe, pour cette expérience de vous avoir retrouvés mais cette fois comme chefs.

Merci pour vos enseignements et votre confiance.

A la Clinique Beau Soleil,

A Muriel, Florian, Julie, Silvia, Julie, Benjamin, Thomas, Julie, Fabrice et Marine, pour ce dernier semestre où chacun m'a transmis les connaissances de son domaine de prédilection.

A tous ceux qui ont marqué ces années,

Au service de Radiologie d'Arnaud de Villeneuve:

Aux Cadres.

Aux manipulateurs radio, en particulier à Virginie et sa philosophie du Picc Line car derrière chaque Picc Line il y a un patient.

Aux secrétaires et à Mélina, merci pour ta patience et ton aide.

Aux infirmières et aides soignants.

Merci pour ces moments passés avec vous tant à l'hôpital qu'en dehors vous m'avez aidé à grandir.

A Julien, travailler avec toi sur ce projet a été un bonheur, j'espère que nous aurons d'autres projets communs à l'avenir.

A Lhassan, pour tes conseils et ta philosophie.

Marion, Muriel, Henri, Maxime, Hélène, Marion, Camille, Anne, Jean Baptiste, Corentin, Omar, Jessica, José, Anna, Valentin, Pierre, Jean Baptiste, Alexis, Baptiste, Arianne, Gaelle, Noureddine, Morgane, Richard, Amandine, Emilie, Gauthier, Martin, Jonathan, Charles, Nicolas, Henri.

Aux manipulateurs radio, secrétaire, aides soignants et infirmières des services d'imagerie des CHU de Montpellier et Nîmes, de la Clinique BeauSoleil et des services de Cardiologie de Perpignan et Nîmes, je vous remercie pour avoir été la pour partager le quotidien, les rires et les difficultés, au cours de ces 5 années.

En particulier, ceux avec qui ont partagé les nuits et gardes et l'équipe d'interventionnel du CHU de Nîmes..

TABLE DES MATIERES

PERSONNEL ENSEIGNANT	3
REMERCIEMENTS	16
ARTICLE EN FRANÇAIS	24
INTRODUCTION	24
MATERIEL ET METHODES	26
<i>POPULATION</i>	26
<i>ASPECTS ETHIQUES</i>	26
<i>PROTOCOLE DU COROSCANNER PEDIATRIQUE</i>	26
<i>RECONSTRUCTIONS D'IMAGES</i>	27
<i>ANALYSE D'IMAGES</i>	28
<i>EVALUATION DE LA DOSE REÇUE</i>	28
<i>ANALYSE STATISTIQUE</i>	28
RESULTATS	29
<i>STRUCTURES INTERPRETABLES VS NON INTERPRETABLES (TABLE 1)</i>	29
<i>STRUCTURES OPTIMALES VS NON OPTIMALES (TABLE 2)</i>	30
<i>PROPORTION DE STRUCTURES AMELIOREES (TABLE 3)</i>	30
<i>AGREMENT INTER-OBSERVATEUR</i>	31
DISCUSSION	31
<i>COMPARAISON ENTRE ACQUISITIONS MONOPHASIQUES ET MULTIPHASIQUES STANDARDS</i>	31
<i>INTERETS DE LA PREMIERE GENERATION D'ALGORITHME DE CORRECTION D'ARTEFACTS DE MOUVEMENT</i>	32
<i>INTERETS DE LA DEUXIEME GENERATION D'ALGORITHME DE CORRECTION D'ARTEFACTS DE MOUVEMENT</i>	33
<i>LIMITES</i>	34
CONCLUSION	34
RÉFÉRENCES:	35
ARTICLE EN ANGLAIS	49
INTRODUCTION	50
METHODS	51
<i>STUDY DESIGN AND POPULATION</i>	51
<i>FORMAL ASPECTS</i>	51
<i>CCTA PEDIATRIC PROTOCOL</i>	51
<i>IMAGE RECONSTRUCTION</i>	52
<i>IMAGE ANALYSIS</i>	52
<i>RADIATION DOSE ASSESSMENT</i>	53
RESULTS	54
<i>OPTIMAL VS. NON-OPTIMAL STRUCTURES (TABLE 2)</i>	54
<i>PROPORTION OF STRUCTURES IMPROVED (TABLE 3)</i>	55
<i>INTER-OBSERVER AGREEMENT</i>	55
<i>COMPARISON BETWEEN REGULAR MONOPHASIC AND MULTIPHASIC ACQUISITIONS</i>	56
<i>INTEREST OF FIRST GENERATION MCA</i>	56
<i>INTEREST OF SECOND GENERATION MCA</i>	57
<i>LIMITATIONS</i>	58
CONCLUSIONS	58
REFERENCES:	60
ANNEXE 1 : REVUE DE PATHOLOGIE	74
TETRALOGIE DE FALLOT	74
<i>DEFINITION</i>	74
TRANSPOSITION DES GROS VAISSEAUX	77
<i>DEFINITION</i>	77
ATRESIE PULMONAIRE A SEPTUM OUVERT	80
	22

<i>DEFINITION</i>	80
ANOMALIE DE NAISSANCE DES CORONAIRES	82
<i>DEFINITION</i>	82
COMMUNICATION INTER ATRIALE	88
<i>DEFINITION</i>	88
MALADIE DE KAWASAKI	90
<i>DEFINITION</i>	90
VALVULOPATHIES	92
<i>DEFINITION</i>	92
THERAPEUTIQUE	93
<i>MATERIEL PROTHETIQUE</i>	93
INDEX	95
<hr/>	
SERMENT	98
PERMIS D'IMPRIMER	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.

Article en français

Introduction: Le coroscanner (CCTA) est soumis à des artéfacts de mouvement importants en population pédiatrique, ce qui rend l'examen non interprétable. L'essai COROPEDIA a pour but d'évaluer les algorithmes de correction de première (SSF1) et deuxième génération (SSF2) d'artéfacts de mouvement (MCA) chez des enfants bénéficiant d'un coroscanner.

Matériels et méthodes: Cet essai prospectif a inclus 50 enfants qui ont bénéficié d'une acquisition par coroscanner à large détecteur (Revolution CT, GE Healthcare). Les images ont été reconstruites par SSF1 et SSF2 (SnapShot Freeze, GE Healthcare), et comparées aux images issues des reconstructions monophasiques et multiphasiques. La qualité des images a été évaluée par deux radiologues en évaluant les structures suivantes par une échelle semi quantitative à 4 niveaux de qualité: les segments coronaires, les ostia droit et gauche, la racine de l'aorte, le tronc de l'artère pulmonaire, la valve aortique et les cavités cardiaques.

Results: Les reconstructions par MCA ont été réalisées chez 47 patients (âge moyen 5.2 ± 4.7 years, rythme cardiaque 95 ± 27 bpm, et variation du rythme cardiaque 13 ± 8 bpm) sur un total de 6900 structures. Les reconstructions SSF2 permettent d'obtenir plus d'images de qualité diagnostique (respectivement 99.3% vs. 93.5% et 91.5%, $P < 0.05$) et de qualité optimale optimale (respectivement 89.5% vs. 66.1% et 55.6%, $P < 0.05$) que les reconstructions SSF1 et monophasiques. Comparativement aux reconstructions multiphasiques les reconstructions SSF2 ont une proportion équivalente de structures de qualité diagnostique (99.6% vs. 99.3%, $P = 0.5$) mais une proportion plus grande de structures de qualité optimale (89.5% vs. 79.6% $P < 0.05$).

Conclusion: SSF2 améliore la qualité d'image en réduisant les artéfacts de mouvement et pourrait en acquisition monophasique permettre d'obtenir une image équivalente à celle des acquisitions multiphasiques.

Clinical trial registration: (NCT03194763)

<https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT03194763>.

Introduction

Le coroscanner est à l'heure actuelle l'examen d'imagerie de référence pour l'exploration coronaire de manière non invasive dans le cadre des cardiopathies congénitales de

l'enfant.¹⁻³. Parallèlement, le recours au coroscaner a augmenté dans les indications pédiatriques en complément de l'échographie cardiaque dans les situations suivantes: anomalies de naissance coronaires issues de l'artère pulmonaire (ALCAPA et ARCAPA) ⁴, syncope ou mort subite avec suspicion d'anomalie de naissance ou de trajet des coronaires en topographie inter aorto-pulmonaire ou intra-myocardique, suspicion de croisement entre le tronc commun coronaire et l'infundibulum pulmonaire chez les patients porteurs de tétralogies de Fallot avant chirurgie ⁵, ainsi que dans la recherche de complications post-opératoires après réimplantation des artères coronaires (Transposition des gros vaisseaux traité par switch artériel, procédure de ROSS, ALCAPA, ARCAPA) ^{1,6}.

Cependant, l'utilisation du coroscaner en pathologie pédiatrique est limitée par l'exposition des enfants aux radiations ionisantes et par la faible résolution temporelle du scanner qui est responsable d'artéfacts de flou sur les structures cardiaques mobiles, notamment à cause de la fréquence cardiaque élevée de l'enfant. ⁷

Pour réduire la dose délivrée au patient et améliorer la résolution temporelle du scanner, les industriels ont développé plusieurs types d'hardwares et softwares.

En premier lieu, l'acquisition monophasique prospective a permis de réduire l'irradiation de 58 à 85% dans la littérature ⁸. Par ailleurs, l'amélioration des hardwares (scanner Dual-source CT, vitesse de rotation du statif, augmentation du pitch, détecteurs plus large) a permis une optimisation de la résolution temporelle aux alentours de 75 msec ^{9,10}.

Ainsi, avec une vitesse de déplacement des artères coronaires pouvant aller jusqu'à 35mm/s, les images acquises avec une résolution spatiale de 75msec sont associées à un écart maximal estimé à 3,6mm ($0.075 \text{ s} \times 35 \text{ mm/s}$). ^{11,12} En population pédiatrique, cet écart peut représenter plusieurs fois le diamètre de l'artère coronaire et a pour conséquence de fréquents artéfacts de mouvements responsables d'exams non diagnostiques. ^{13,14} De plus, chez l'enfant la qualité de l'image est moindre en raison de la faible durée de la phase de relaxation isovolumique, ce qui conduit à souvent réaliser une acquisition multiphasique ¹⁵.

Le développement d'algorithmes de correction d'artéfacts de mouvement (MCA: SnapShot Freeze, GE healthcare) a permis de réduire ces artéfacts. Plusieurs études ont rapporté une amélioration des performances diagnostiques du coroscaner chez l'adulte en utilisant un algorithme de correction d'artéfacts de mouvements ¹⁶⁻²⁵. Plus récemment, une seconde génération de MCA a été développée et a permis d'obtenir de meilleures reconstructions de l'arbre coronaire, des cavités cardiaques, des ostia coronaires, des gros vaisseaux et des

valves. Par contre, l'amélioration de l'image et la réduction de dose délivrée au patient permise par l'utilisation n'ont pas été évaluées en population pédiatrique.

Le but de cette étude prospective est de comparer la qualité d'image des structures cardiaques en utilisant des algorithmes de correction d'artéfacts de mouvement de première (SSF1) et deuxième générations (SSF2) ainsi que les reconstructions standards chez des enfants bénéficiant d'un coroscanner.

Matériel et méthodes

Population

L'étude prospective COROPEDIA s'est déroulée de mai 2017 à mars 2018 dans l'hôpital Arnaud de Villeneuve à Montpellier, centre de référence en cardiopathies congénitales.

Les patients inclus étaient des enfants (Age<18 ans), porteurs d'une cardiopathie congénitale et nécessitant une évaluation des artères coronaires par scanner.

Le critère d'exclusion était l'allergie au produit de contraste iodé.

Aspects Ethiques

L'essai remplissait les accords de bonnes pratiques cliniques et les principes de la déclaration d'Helsinki.

Il a été approuvé par le comité d'Ethique (2017-A00909-44) et enregistré sur ClinicalTrials.gov (NCT03194763).

Les consentements ont été obtenus auprès des parents ou tuteurs légaux des enfants.

Protocole du Coroscanner Pédiatrique

Le protocole consistait en une acquisition prospective déclenchée par le gating ECG, réalisée sur un battement cardiaque par un scanner à 256 détecteurs (16 cm dans l'axe z) (Revolution CT, General Healthcare, Milwaukee, USA).

Des valeurs basses de kilovoltage ont été privilégiées pour optimiser le signal et améliorer le rapport signal/ bruit de l'iode(70kv pour les enfants pesant de moins de 12kg, 80kv pour les enfants pesant entre 12 et 35 kg et 100kv pour les enfants pesant plus de 35kg) ^{26, 27}.

Les valeurs d'acquisition étaient les suivantes : temps de rotation court de 0,28 s, l'épaisseur des coupes de 0,625 x 0,625 mm pour l'acquisition et la reconstruction et un index de bruit de 24.

L'acquisition était réalisée de 25 à 75% de l'espace R-R.

Tout les patients ont bénéficié d'une injection par bolus de produit de contraste iodé (Iomeron 400mg/mL à 2mL par kg IV, Bracco, s.p.a., Milan, Italy), suivi d'un bolus de sérum salé de 10mL.

L'injection était déclenchée manuellement, sous contrôle du radiologue, à un débit de 1,5mL/min à 4mL/min selon l'âge du patient et les capacités du système de perfusion.

Concernant la prémédication, une heure avant l'examen les patients dont le rythme cardiaque excédait 70 battements par minute (bpm) ont bénéficié d'un traitement bêta bloquant (Propranolol 0,5 mg/kg, PO).

De plus, une sédation vigile était prescrite en cas de besoin par Hydroxyzine (1 mg/kg, PO) et/ou Midazolam (0,2mg/kg, PO).

Aucun enfant n'a eu besoin d'anesthésie générale.

Reconstructions d'images

Quatre reconstructions d'images ont été réalisées : une reconstruction monophasique conventionnelle, une reconstruction multiphasique de 25 à 85% de l'intervalle R-R et deux autres reconstructions monophasiques avec post-traitement par algorithme de reconstruction de première (SSF1) et seconde génération (SSF2).

Chaque algorithme de reconstruction (SnapShot Freeze, GE Healthcare) a été appliqué sur les données brutes de l'acquisition monophasique, qui correspondait à la diastole ventriculaire chez les patients présentant un rythme cardiaque inférieur à 80 bpm et à la systole ventriculaire chez les patients présentant un rythme cardiaque supérieur à 80 bpm. L'algorithme réalisait un suivi automatique des structures cardiaques, en utilisant les phases cardiaques adjacentes pour déterminer les caractéristiques du mouvement (trajet et vitesse).

En déterminant la position de l'objet au sein de la structure cardiaque et le mouvement général du volume exploré, l'algorithme permettait d'atténuer les mouvements résiduels au sein de l'image.^{18 25}

Analyse d'images

Les images reconstruites ont été analysées, en aveugle, par deux radiologues avec des niveaux d'expérience différents (2 ans et 10 ans d'expérience). Concernant l'acquisition multiphasique 7 phases ont été analysées individuellement sur chaque examen (de 25 à 85 % du cycle cardiaque avec 10% d'écart entre chaque phase) en retenant le score maximal de chaque structure.

Les structures analysées étaient l'arbre coronaire, segmenté selon les recommandations de l'American Heart Association ²⁸, les ostia coronaires, la racine de l'aorte, l'artère pulmonaire, la valve aortique et les cavités cardiaques.

La qualité de l'image était déterminée selon l'échelle semi quantitative de Likert ¹⁶, en 4 niveau de qualité ; Excellente (4 points): peu ou pas d'artéfacts de mouvements, Bonne (3 points): Artéfacts de mouvements modérés, Adéquate (2 points): Artéfacts de mouvement permettant une analyse de l'image, Non diagnostique (1 points): Artéfacts de mouvements important ne permettant pas l'analyse de l'image.

En cas de désaccord entre les deux observateurs, la moyenne des scores a été prise en compte.

Les images avec un score qualité supérieur ou égal à 2 étaient considérées comme suffisantes pour le diagnostique.

Les images avec un score qualité supérieur ou égal à 3 étaient considérées comme optimales pour le diagnostique.

Evaluation de la dose reçue

La dose délivrée au patient était quantifiée par la dose efficace.

Elle est obtenue à partir du produit dose longueur, enregistré au cours des examens et le coefficient de conversion par Deak et al ²⁹.

Analyse statistique

Les caractéristiques des patients étaient décrites en proportions pour les variables quantitatives et en moyennes avec déviations standards pour les variables qualitatives.

La proportion de structures visualisées avec une qualité d'image suffisante pour le diagnostic (score de qualité \geq à 2) était comparée entre la série traitée par le SSF2 et les trois autres séries par le test statistique de Mc Némard.

Le même test statistique a été utilisé pour la comparaison de la proportion des structures de qualité d'image optimale pour le diagnostic (score de qualité \geq 3) et pour comparer

l'amélioration ou la dégradation des artéfacts de mouvement en utilisant la reconstruction SSF2 par rapport aux autres reconstructions.

L'agrément interobservateur était mesuré par le coefficient Kappa de Cohen (30)

L'analyse statistique était réalisée avec un risque alpha de 5%.

Résultats

Dans l'essai clinique COROPEDIA, 50 enfants ont été inclus consécutivement et 47 coroscanners ont été post traités par algorithme de correction des artéfacts de mouvement. Trois patients ont été exclus en raison d'un champs d'exploration inadéquat, ne permettant pas l'utilisation d'algorithmes de post traitement.

Pour les 47 enfants inclus, l'âge moyen, le rythme cardiaque et la variabilité du rythme cardiaque étaient respectivement de 5,2+-4,7 ans, 95+-27bpm et 13+-8 bpm.

Chacun des enfants a bénéficié de traitement bradycardisant (propranolol 0,5mg/kg PO) et une sédation (hydroxyzine 1mg/kg PO).

Pour 25 d'entre eux, tous âgés de moins de 6 ans, un complément de sédation a été réalisée (midazolam 0,2 mg/kg PO).

Aucune anesthésie générale n'a été nécessaire.

Aucun effet secondaire lié aux bêtabloquants, à la sédation ou au coroscanner n'a été relevé.

La dose moyenne délivrée a été de 1,0+-0,4mSv.

Un total de 6900 structures cardiaques a été évalué par chaque radiologue.

Structures interprétables vs non interprétables (Table 1)

Le nombre de structures interprétables (score de qualité \geq à 2) par SSF2 est supérieur par rapport aux reconstructions SSF1 (99,3% vs 93,5%, $p < 0,05$) et aux reconstructions monophasiques classiques (99,3% vs 91,5 %, $P < 0,05$).

Les reconstructions SSF2 permettent, en particulier, une amélioration des segments de la coronaire droite (CD1, CD2 et CD3) et du réseau marginal (Cx1, Cx2 et marginale), avec un gain de taux d'interprétation de 15,5% et 15,2% respectivement, par rapport à la reconstruction issue des données brutes sans algorithme.

Le taux de structures interprétables est plus élevé sur les images post traitées par SSF1 par rapport aux reconstructions monophasiques conventionnelles (93,5% vs 91,5%, $p < 0,05$), mais reste inférieur par rapport aux reconstructions issues de l'acquisition multiphasique (93,5% vs 99,6%, $p < 0,05$). Le taux de structures interprétables est supérieur sur les images issues de l'acquisition multiphasique par rapport à celles issues de l'acquisition monophasique (99,6% vs 91,5%, $p < 0,05$).

Structures optimales vs non optimales (Table2)

La proportion de structures cardiaques avec une qualité d'image optimale pour le diagnostique (score de qualité ≥ 3) est significativement plus élevée en utilisant les reconstructions SSF2 par rapport aux reconstructions monophasiques, SSF1 ou multiphasiques (respectivement 89,5% vs 55,6%, 66,1%, 79,6%, $p < 0,05$).

L'utilisation de SSF2 améliore particulièrement les segments de la coronaire droite, de l'IVA et de la circonflexe, et double la proportion de segments de qualité d'image optimale pour le diagnostique sur ces artères par rapport aux reconstructions monophasiques.

La proportion de structures cardiaques avec une qualité d'image optimale pour le diagnostique (score de qualité ≥ 3) est significativement plus élevée en utilisant les reconstructions SSF1 par rapport aux reconstructions monophasiques (66,1% vs 55,6%, $p < 0,05$) mais reste inférieure à celle obtenue par l'utilisation de l'algorithme SSF2 (66,1% vs 89,5%, $P < 0,05$) ou aux reconstructions multiphasiques (66,1% vs 79,6%, $p < 0,05$).

La proportion de structures cardiaques avec une qualité d'image optimale pour le diagnostique (score de qualité ≥ 3) est significativement plus élevée en utilisant les reconstructions multiphasiques par rapport aux reconstructions monophasiques (79,6% vs 55,6%, $p < 0,05$).

Proportion de structures améliorées (table 3)

L'algorithme SSF2 réduit les artéfacts de mouvements dans, respectivement, 68%, 53% et 51% des structures explorées par rapport aux reconstructions monophasiques, à l'algorithme SSF1 et aux reconstructions multiphasiques. Conjointement, la reconstructions SSF2 aggrave les artéfacts de mouvement dans 1%, 0% et 15% par rapport aux reconstructions monophasiques, SSF1 et multiphasiques, respectivement. Dans chaque cas, la reconstruction SSF2 bénéficie d'un rapport Réduction/Aggravation des artéfacts de mouvement supérieur à chacune des trois autres reconstructions ($P < 0,05$). Les

reconstructions multiphasiques améliorent la qualité des images dans 47% des structures par rapport aux acquisitions monophasiques.

Agrément inter-observateur

L'agrément inter-observateur est modéré ($k=0.61$ [0.58-0.64]).

Les différences inter-observateurs de dénomination des segments coronaires ont concerné la présence ou l'absence d'une marginale ou d'une diagonale dans 15% des cas, de la branche rétro-ventriculaire postérieure issue du réseau droit dans 13%, de la branche rétro-ventriculaire postérieure issue du réseau gauche dans 9% et de la diagonale dans 4% des cas, liées aux variantes anatomiques inter-individuelles.

Ces segments ont été exclus de l'analyse.

Discussion

L'essai COROPEDIA, cohorte de 47 enfants porteurs d'une cardiopathie congénitale requérant une évaluation coronaire par coroscanner, évaluait l'amélioration de la qualité de l'image des structures cardiaques obtenue par des algorithmes de correction d'artéfacts de mouvements de première et deuxième générations et par rapport aux reconstructions monophasiques et multiphasiques.

Cette étude prospective analysait, pour la première fois, la possibilité de remplacer l'acquisition multiphasique par une acquisition monophasique en compensant les artéfacts de mouvements par des algorithmes de correction d'artéfacts de mouvement.

Le but de cette stratégie est de réduire la dose délivrée au patient lors de la réalisation du coroscanner en conservant une qualité d'image satisfaisante pour le diagnostique.

Comparaison entre acquisitions monophasiques et multiphasiques standards

En comparaison à l'acquisition monophasique, l'acquisition multiphasique permet d'obtenir significativement plus d'images interprétables et de qualité diagnostique optimale.

A notre connaissance, cette étude est la première à comparer l'acquisition monophasique et multiphasique en population pédiatrique. Nos résultats confirment le bénéfice d'un

nombre élevé de phases sur la qualité de l'image, en particulier concernant les branches de divisions des artères coronaires.

En population adulte, l'acquisition monophasique prospective déclenchée par gating ECG est bien adaptée pour l'acquisition d'image chez un patient présentant un rythme cardiaque lent et régulier. Le recours à l'acquisition multiphasique est quant à lui privilégié, en première intention, pour les explorations dynamiques et chez les patients arythmiques.

Dans leur étude, Wang et al ont réalisé deux acquisitions monophasiques sur deux cycles cardiaques consécutifs chez des patients adultes en fibrillation auriculaire, qui ont retrouvé séparément 91,5% d'images diagnostiques sur les acquisitions diastoliques et 80,9% sur les acquisitions systoliques. Leur analyse conjointe permettait d'atteindre 93,6% d'images diagnostiques ³¹. Dans leur étude, Meyer et al retrouvaient des artéfacts de mouvement chez les patients adultes avec un rythme cardiaque élevé (supérieur à 90 bpm) dans 71 % des phases diastoliques et 50% des phases systoliques. Sur les acquisitions multiphasiques (8 phases), aucune structure ne se retrouvait impactée par les artéfacts de mouvements. ³²

Dans la population pédiatrique, l'acquisition du coroscanner est rendue difficile par le rythme cardiaque très élevé et irrégulier de l'enfant, associé à la petite taille des structures explorées, l'apnée difficile, l'agitation et les pleurs. Dans notre étude, la reconstruction monophasique étant satisfaisante à la phase cardiaque optimale, présentant le moins d'artéfacts de mouvement parmi toutes les phases acquise, dans 91% des cas (43/47). Par ailleurs, le fait d'avoir 6 phases supplémentaires (Ces phases constituant l'acquisition multiphasique), améliore de presque la moitié (47%) la qualité d'image des structures cardiaques évaluées. En pratique, cela signifie qu'il n'existe pas chez l'enfant de phase présentant un minimum d'artéfacts de mouvements, malgré une définition à priori optimale de la fenêtre d'acquisition (Figure 1). Cela a pour conséquence, l'intérêt de maintenir une acquisition présentant plusieurs phases en coroscanner chez les enfants.

Intérêts de la première génération d'algorithme de correction d'artéfacts de mouvement

Dans cette étude, SSF1 a amélioré modérément mais significativement le taux d'images diagnostiques (+2%) et le taux d'images de qualité optimale (+11%) par rapport à l'acquisition monophasique. Ces résultats ont été retrouvés en population adulte et sont cohérents avec la littérature ¹⁶⁻²⁵. Notre étude est la première à avoir été réalisée sur une population pédiatrique et suggère l'intérêt de la diffusion de l'usage de SSF1. Cependant, l'amélioration permise par l'algorithme SSF1 demeure inférieure à la qualité d'image obtenue par l'acquisition multiphasique (Figure 1). Par conséquent, pour assurer une

qualité diagnostique suffisante chez l'enfant porteur d'une cardiopathie congénitale l'acquisition multiphasique reste fiable en dépit d'une dose délivrée plus importante bien que la littérature rapporte récemment des doses délivrées à 1mSv chez l'enfant bénéficiant d'un coroscanner. Nous suggérons l'utilisation de SSF1 conjointement à l'acquisition multiphasique pour améliorer la qualité de l'image d'une phase spécifique (Figures 1 et 2).

Intérêts de la deuxième génération d'algorithme de correction d'artéfacts de mouvement

Comparativement aux algorithmes de première génération, les algorithmes de correction d'artéfacts de mouvements de deuxième génération, utilisent les données des phases cardiaques adjacentes pour caractériser les mouvements générateurs d'artéfacts à la phase souhaitée. En plus de la correction de mouvement des coronaires, les algorithmes de deuxième génération prennent en considération l'ensemble des mouvements du massif cardiaque. L'algorithme SSF2 recherche, de manière automatique, dans chaque structure du massif cardiaque un motif dont le mouvement pourra être analysé phase par phase. Une fois que le motif est déterminé par le logiciel la déformation des rayons X au travers des motifs en fonction des phases du cycle cardiaque. En conséquence, chaque volume d'image acquis est déformé en fonction du mouvement global du champ d'exploration. Le massif cardiaque bénéficie d'une caractérisation des mouvements dans les trois plans, ce qui permet une correction des artéfacts de mouvement de l'arbre coronaire optimisée en particulier dans les mouvements importants et les mouvements dans l'axe z qui faisaient défaut aux algorithmes de première génération.

Dans cette étude, SSF2 augmentait significativement le nombre de structures interprétables et le nombre de structures de qualité optimale, par rapport à SSF1 et aux reconstructions standards. L'algorithme SSF2 a permis d'obtenir un nombre de structures interprétables excellent, supérieur à 99%, similaire à l'analyse multiphasique et un nombre de structures de qualité optimale très bon, supérieur à 90%, ce qui est 10% plus élevé par rapport aux reconstructions multiphasiques. La proportion d'artères coronaires améliorées est plus importante avec SFF2 par rapport à une étude précédente réalisée à partir de l'algorithme SSF1.²¹

Ces résultats suggèrent que l'acquisition monophasique associée à un post traitement par algorithme SSF2 pourrait remplacer l'acquisition multiphasique pour les enfants bénéficiant d'un coroscanner pour l'exploration de cardiopathie congénitale, sans perte de qualité d'image ou segments coronaires ininterprétables en raison d'artéfacts de

mouvement (Figure 1). Cela pourrait réduire la dose délivrée au patient de 50 à 70% par rapport aux acquisitions multiphasiques.

Limites

L'usage de SSF2 pourrait remplacer l'acquisition multiphasique en terme de structures interprétables et de structures optimales, mais ne permet pas l'analyse dynamique des structures sur une acquisition monophasique.

Pour les patients nécessitant une acquisition dynamique, le protocole pourrait être adapté en deux acquisitions monophasiques en diastole et en systole dont les données dynamiques pourraient être extrapolées, comme suggéré dans la littérature.³¹

Le protocole d'acquisition multiphasique était réalisé à faible niveau d'irradiation, ce qui a pu dégrader la qualité des images obtenues dans les reconstructions multiphasiques. Cependant, pour des raisons de radioprotection, la modulation de dose lors de l'acquisition multiphasique était considérée comme la référence pour notre étude (comme réalisé en pratique dans le centre où a été conduite l'étude).

Conclusion

L'acquisition multiphasique du coroscanner permet d'obtenir un nombre de structures interprétables et de qualité optimale supérieur à l'acquisition monophasique et représente le mode d'acquisition essentiel du coroscanner réalisé chez l'enfant porteur d'une cardiopathie congénitale. Chaque génération d'algorithme de correction d'artéfact de mouvement a permis une amélioration significative supplémentaire par rapport aux acquisitions monophasiques. La première génération d'algorithme permettait d'obtenir une qualité d'image inférieure à celle obtenue par les acquisitions multiphasiques. Notre étude montre que la deuxième génération d'algorithme permet d'obtenir un nombre similaire de structures interprétables à l'acquisition multiphasique, mais permet d'obtenir un plus grand nombre de structures de qualité optimale.

L'association d'un algorithme de deuxième génération à une acquisition monophasique permettrait d'obtenir une qualité d'image équivalente à l'acquisition multiphasique associée à une réduction de la dose délivrée aux patients de 75% dans une population pédiatrique et exposée à des multiples examens.

Références:

1. Ou P, Celermajer DS, Calcagni G, Brunelle F, Bonnet D, Sidi D. Three-dimensional CT scanning: a new diagnostic modality in congenital heart disease. *Heart*. 2007;93:908-13.
2. Leschka S, Oechslin E, Husmann L, Desbiolles L, Marincek B, Genoni M, Pretre R, Jenni R, Wildermuth S, Alkadhi H. Pre- and postoperative evaluation of congenital heart disease in children and adults with 64-section CT. *Radiographics*. 2007;27:829-46.
3. Goitein O, Salem Y, Jacobson J, Goitein D, Mishali D, Hamdan A, Kuperstein R, Di Segni E, Konen E. The role of cardiac computed tomography in infants with congenital heart disease. *Isr Med Assoc J*. 2014;16:147-52.
4. Heermann P, Heindel W, Schulke C. Coronary Artery Anomalies: Diagnosis and Classification based on Cardiac CT and MRI (CMR) - from ALCAPA to Anomalies of Termination. *Rofo*. 2017;189:29-38.
5. Lapierre C, Dubois J, Rypens F, Raboisson MJ, Dery J. Tetralogy of Fallot: Preoperative assessment with MR and CT imaging. *Diagn Interv Imaging*. 2016;97:531-41.
6. Goo HW, Park IS, Ko JK, Kim YH, Seo DM, Park JJ. Computed tomography for the diagnosis of congenital heart disease in pediatric and adult patients. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2005;21:347-65; discussion 367.
7. Lin E, Alessio A. What are the basic concepts of temporal, contrast, and spatial resolution in cardiac CT? *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2009;3:403-8.
8. Habib Geryes B, Calmon R, Khraiche D, Boddaert N, Bonnet D, Raimondi F. Radiation dose reduction in paediatric coronary computed tomography: assessment of effective dose and image quality. *Eur Radiol*. 2016;26:2030-8.
9. Hara T, Urikura A, Ichikawa K, Hoshino T, Nishimaru E, Niwa S. Temporal resolution measurement of 128-slice dual source and 320-row area detector computed tomography scanners in helical acquisition mode using the impulse method. *Phys Med*. 2016;32:625-30.
10. Flohr TG, Raupach R, Bruder H. Cardiac CT: how much can temporal resolution, spatial resolution, and volume coverage be improved? *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2009;3:143-52.
11. 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;216:457-63.
12. Husmann L, Leschka S, Desbiolles L, Schepis T, Gaemperli O, Seifert B, Cattin P, Frauenfelder T, Flohr TG, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H. Coronary artery motion

- and cardiac phases: dependency on heart rate -- implications for CT image reconstruction. *Radiology*. 2007;245:567-76.
13. Andreini D, Pontone G, Ballerini G, Quaglia C, Nobili E, Magini A, Bertella E, Pepi M. Feasibility and diagnostic accuracy of 16-slice multidetector computed tomography coronary angiography in 500 consecutive patients: critical role of heart rate. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2007;23:789-801.
 14. Achenbach S. Computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol*. 2006;48:1919-28.
 15. Le Roy J, Vernhet Kovacsik H, Zarqane H, Vincenti M, Abassi H, Lavastre K, Mura T, Lacampagne A, Amedro P. Submillisievert Multiphasic Coronary Computed Tomography Angiography for Pediatric Patients With Congenital Heart Diseases. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2019;12:e008348.
 16. Andreini D, Pontone G, Mushtaq S, Bertella E, Conte E, Segurini C, Baggiano A, Bartorelli AL, Annoni A, Formenti A, Petulla M, Beltrama V, Fiorentini C, Pepi M. 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;16:1093-100.
 17. Sheta HM, Egstrup K, Husic M, Heinsen LJ, Nieman K, Lambrechtsen J. Impact of a motion correction algorithm on image quality in patients undergoing CT angiography: A randomized controlled trial. *Clin Imaging*. 2017;42:1-6.
 18. Leipsic J, Labounty TM, Hague CJ, Mancini GB, O'Brien JM, Wood DA, Taylor CM, Cury RC, Earls JP, Heilbron BG, Ajlan AM, Feuchtner G, Min JK. 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;6:164-71.
 19. Li ZN, Yin WH, Lu B, Yan HB, Mu CW, Gao Y, Hou ZH, Wang ZQ, Liu K, Parinella AH, Leipsic JA. Improvement of Image Quality and Diagnostic Performance by an Innovative Motion-Correction Algorithm for Prospectively ECG Triggered Coronary CT Angiography. *PLoS One*. 2015;10:e0142796.
 20. 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;30:1603-12.

21. Li Q, Li P, Su Z, Yao X, Wang Y, Wang C, Du X, Li K. 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;83:2024-32.
22. Carrascosa P, Deviggiano A, Capunay C, De Zan MC, 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;22:81-6.
23. Fuchs TA, Stehli J, Dougoud S, Fiechter M, Sah BR, Buechel RR, Bull S, Gaemperli O, Kaufmann PA. 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;21:312-7.
24. Liang J, Wang H, Xu L, Dong L, Fan Z, Wang R, Sun Z. 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;42:54-61.
25. Andreini D, Lin FY, Rizvi A, Cho I, Heo R, Pontone G, Bartorelli AL, Mushtaq S, Villines TC, Carrascosa P, Choi BW, Bloom S, Wei H, Xing Y, Gebow D, Gransar H, Chang HJ, Leipsic J, Min JK. 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;210:1208-1215.
26. Meyer M, Haubenreisser H, Schoepf UJ, Vliegenthart R, Leidecker C, Allmendinger T, Lehmann R, Sudarski S, Borggreffe M, Schoenberg SO, Henzler T. Closing in on the K edge: coronary CT angiography at 100, 80, and 70 kV-initial comparison of a second- versus a third-generation dual-source CT system. *Radiology.* 2014;273:373-82.
27. Herzog C, Mulvihill DM, Nguyen SA, Savino G, Schmidt B, Costello P, Vogl TJ, Schoepf UJ. Pediatric cardiovascular CT angiography: radiation dose reduction using automatic anatomic tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol.* 2008;190:1232-40.
28. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, McGoon DC, Murphy ML, Roe BB. 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;51:5-40.
29. Deak PD, Smal Y, Kalender WA. Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology.* 2010;257:158-66.

30. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33:159-74.
31. Wang Q, Qin J, He B, Zhou Y, Yang JJ, Hou XL, Yang XB, Chen JH, Chen YD. Computed tomography coronary angiography with a consistent dose below 2 mSv using double prospectively ECG-triggered high-pitch spiral acquisition in patients with atrial fibrillation: initial experience. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2013;29:1341-9.
32. Meyer M, Haubenreisser H, Schoepf UJ, Vliegenthart R, Ong MM, Doesch C, Sudarski S, Borggreffe M, Schoenberg SO, Henzler T. Radiation Dose Levels of Retrospectively ECG-Gated Coronary CT Angiography Using 70-kVp Tube Voltage in Patients with High or Irregular Heart Rates. *Acad Radiol*. 2017;24:30-37.

Table 1. Taux de structures interprétables (% de scores qualité >1) entre les quatre techniques de reconstruction

	N	Taux de structures interprétables (% de scores qualité >1)				P-value		
		Multiphasique	SSF2	SSF1	Monophasique	SSF2 vs multiphasique	SSF2 vs SSF1	SSF2 vs monophasique
Segment coronaire								
RCA	155	100	99.4	89.7	83.9	1	<0.05	<0.05
1	46	100	100	84.8	78.3			
2	45	100	100	88.9	82.2			
3	40	100	97.5	92.5	90			
4	24	100	100	95.8	87.5			
LM	5	45	100	100	97.8	1	1	1
LAD	165	100	99.4	94.5	92.7	1	<0.05	<0.05
6	47	100	100	100	100			
7	47	100	97.9	93.6	91.5			
8	45	100	100	91.1	88.9			
9	19	100	100	89.5	89.5			
10	7	100	100	100	85.7			
LCX	125	98.4	98.4	89.6	83.2	1	<0.05	<0.05
11	47	100	100	93.6	87.2			
12	15	93.3	93.3	86.7	80.0			

13	47	97.9	97.9	83.0	76.6			
14	1	100	100	100	100			
15	4	100	100	100	100			
16	11	100	100	100	90.9			
Ostia	90	100	98.9	93.3	93.3	1	0.07	0.08
Droit	45	100	97.8	93.3	93.3			
Gauche	45	100	100	93.3	93.3			
Autres structures	188	99.5	100	98.9	98.4	1	0.48	0.25
Racine Aortique	47	100	100	97.9	100			
Artère pulmonaire	47	100	100	100	100			
Valve aortique	47	97.9	100	97.9	93.6			
Cavités cardiaques	47	100	100	100	100			
Total	768	99.6	99.3	93.5	91.5	0.50	<0.05	<0.05

Table 2. Taux de structures de qualité optimale (% de scores qualité >2), entre les quatre techniques de reconstruction

		Taux de structures de qualité optimale (% of score >2)				P-value			
		N	Multiphasique	SSF2	SSF1	Monophasique	SSF2 vs multiphasique	SSF2 vs SSF1	SSF2 vs monophasique
Segment coronaire									
RCA		155	76.1	85.2	52.9	45.8	<0.05	<0.05	<0.05
	1	46	78.3	84.8	52.2	47.8			
	2	45	64.4	80.0	40.0	37.8			
	3	40	77.5	87.5	62.5	50.0			
	4	24	91.7	91.7	66.7	54.2			
LM	5	45	93.3	100	86.7	77.8	0.25	<0.05	<0.05
LAD		165	69.7	86.7	60.0	43.0	<0.05	<0.05	<0.05
	6	47	91.5	100	80.9	61.7			
	7	47	63.8	87.2	55.3	38.3			
	8	45	53.3	77.8	53.3	31.1			
	9	19	73.7	78.9	42.1	42.1			
	10	7	57.1	71.4	42.9	28.6			
LCX		125	60.8	77.6	56.8	41.6	<0.05	<0.05	<0.05
	11	47	61.7	83.0	68.1	42.6			
	12	47	53.3	68.1	53.3	33.3			

13	15	53.2	73.3	40.4	34.0			
14	1	100	100	100	100			
15	4	100	100	75.0	75.0			
16	11	81.8	90.9	72.7	54.5			
Ostia	90	88.9	95.6	66.7	56.7	0.11	<0.05	<0.05
Droit	45	84.4	91.1	62.2	46.7			
Gauche	45	93.3	100	71.1	66.7			
Autres structures	188	95.7	97.9	83.0	77.6	0.22	<0.05	<0.05
Racine Aortique	47	95.7	100	83.0	74.5			
Artère pulmonaire	47	100	100	87.2	85.1			
Valve Aortique	47	89.4	91.5	72.3	66.0			
Cavités cardiaques	47	97.9	100	89.4	85.1			
Total	768	79.6	89.5	66.1	55.6	<0.05	<0.05	<0.05

Table 3: Amélioration et aggravation des artéfacts de mouvement en utilisant l’algorithme de reconstruction SSF2 par rapport aux autres techniques.

	SSF2 vs Mono		SSF2 vs SSF1		SSF2 vs multi		multi vs mono*
	Amélioratio n % (n/N)	Aggravatio n % (n/N)	Amélioratio n % (n/N)	Aggravatio n % (n/N)	Amélioratio n % (n/N)	Aggravation % (n/N)	Amélioration % (n/N)
RCA	70 (108/155)	2 (3/155)	61 (94/155)	0 (0/155)	43 (67/155)	12 (19/155)	52 (80/155)
LM	71 (32/45)	0 (0/45)	49 (22/45)	0 (0/45)	47 (21/45)	7 (3/45)	40 (18/45)
LAD	75 (124/165)	0 (0/165)	65 (107/165)	0 (0/165)	51 (84/165)	8 (13/165)	50 (83/165)
LCX	59 (74/125)	2 (2/125)	50 (62/125)	0 (0/125)	42 (53/125)	15 (19/125)	42 (52/125)
Ostia	76 (68/90)	1 (1/90)	42 (38/90)	0 (0/90)	58 (52/90)	21 (19/90)	56 (50/90)
Autres structures	60 (113/188)	0 (0/188)	39 (74/188)	0 (0/188)	56 (105/188)	20 (38/188)	41 (77/188)
Total	68 (519/768)	1 (6/768)	52 (397/768)	0 (0/768)	50 (382/768)	14 (111/768)	47 (360/768)

N représente le nombre de structures évaluées

n représente le nombre de structures améliorées ou aggravées

LAD représente l’interventriculaire antérieure, LCX, l’artère circonflexe; LM, le tronc commun coronaire ; and RCA, l’artère coronaire droite.

* Aucune aggravation des artéfacts de mouvement n'a été rapportée, l'acquisition monophasique faisant partie de l'acquisition multiphasique

Un test de McNemar a permis d'évaluer la proportion d'amélioration et d'aggravation des artéfacts de mouvements par l'algorithme SSFA par rapport aux autres techniques. A chaque comparaison la différence était statistiquement significative ($P < 0,05$)

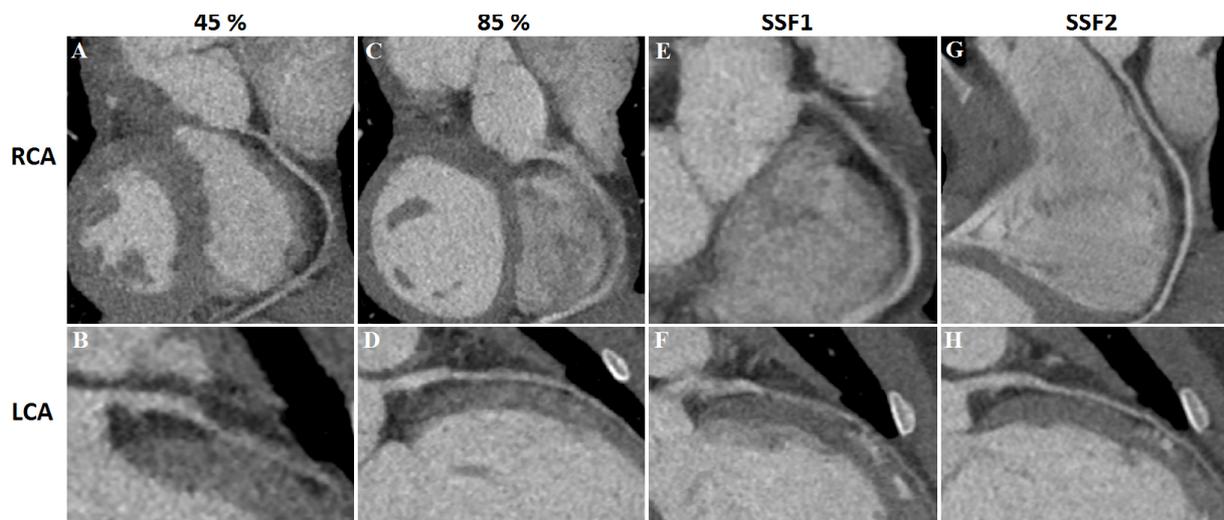


Figure 1: Coroscanner réalisé chez une patiente de 9 ans avec un rythme cardiaque de 78 BPM, à la recherche d'une fistule coronaire.

Les reconstructions curvilignes ont été réalisées pour la coronaire droite (rangée du haut) et le tronc commun coronaire (rangée du bas) à deux phases différentes de l'acquisition multiphasique (45% du cycle cardiaque : colonne 1 et 85%: colonne 2) et en utilisant deux algorithmes de correction d'artéfacts de mouvement de génération différentes (Première génération : colonne 3 et deuxième génération: colonne 4).

L'évaluation de chaque artère coronaire n'est pas réalisable sur une phase unique de l'acquisition multiphasique.

A 45% de l'intervalle R-R, la coronaire droite est bien visualisée (A) tandis que le tronc commun coronaire est flou (B).

A 85% de l'intervalle R-R, le tronc commun est bien visualisable (C) alors que l'artère coronaire droite est floue (D).

L'algorithme de première génération SSF1 diminue les artéfacts de mouvement (E) et (F) sans permettre d'atteindre le niveau de définition obtenue sur les meilleures phases de l'acquisition multiphasique, respectivement 45% pour la coronaire droite (A) et 85% pour le tronc commun (B). L'algorithme SSF2 améliore la réduction d'artéfacts de mouvement sur la coronaire droite (G) et le tronc commun coronaire (H) permettant d'obtenir une qualité d'image équivalente aux meilleures phases de l'acquisition multiphasique.



Figure 2: Coroscanner réalisé chez un patient de 6 ans avec un rythme cardiaque de 89 bpm pour une recherche de fistule coronaire.

Sur les reconstructions axiales (rangée du haut), les images natives à 45% de l'intervalle R-R (A) présentent des artefacts de mouvement importants pour l'artère coronaire droite (flèche blanche) et l'interventriculaire antérieure (flèche noire).

L'algorithme SSF1 réduit modérément ces artefacts (B).

L'algorithme SSF2 améliore la réduction des artéfacts et permet d'obtenir des structures interprétables (C).

En reconstructions curvilignes et mode ruban, la coronaire droite n'était pas évaluable en raison d'artéfacts de mouvement sur les images natives (D, G: flèche blanche et pointe de flèche).

Le post traitement par algorithme SSF1 améliore la visualisation de la coronaire droite, mais souffre d'artéfacts de mouvements persistents qui ne permettent pas d'évaluer son ostium (E: point de flèche blanche) et sont responsables d'un flou cinétique sur la portion vertical de la coronaire (E, H: flèche blanche).

Ces artéfacts de mouvements sont corrigés par le post-traitement avec l'algorithme SSF2 permettant une évaluation satisfaisante de l'ensemble de l'artère coronaire droite (F,I: flèche blanche et pointe de flèche).

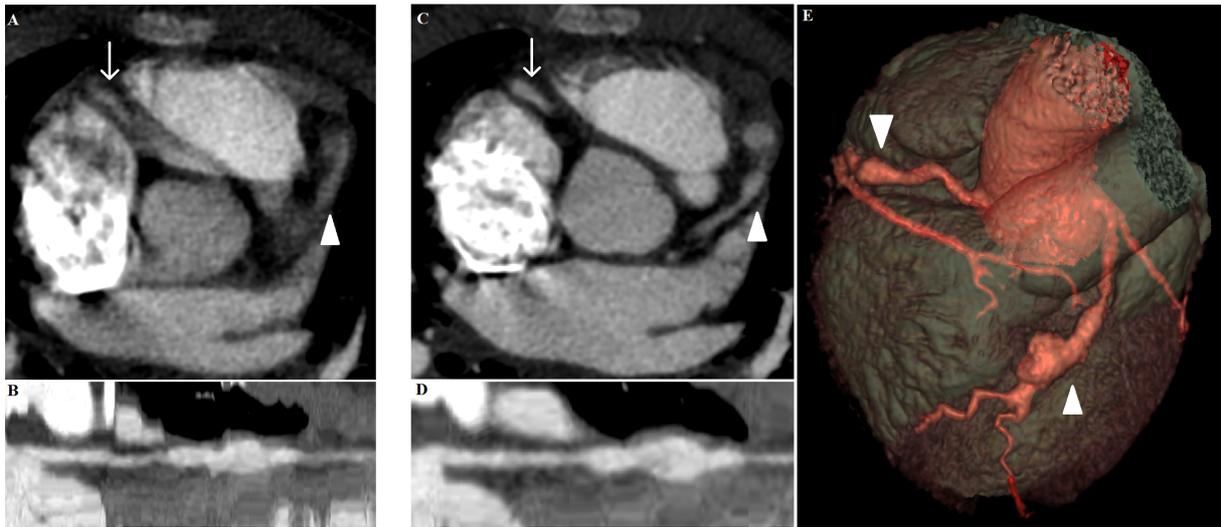


Figure 3: Coroscaner d'un patient de 5 ans avec un rythme cardiaque de 80 bpm réalisé pour rechercher des anévrysmes coronaires dans le cadre d'une maladie de Kawasaki.

Les images natives (colonne de gauche) et celles issues du post-traitement par algorithme SSF2 (colonne de droite) sont présentées en coupes axiales et en mode ruban.

Sur les images natives, l'artère coronaire droite (flèche blanche) et l'interventriculaire antérieure (pointe de flèche) sont difficilement analysables en reconstructions axiales (A) et présentent des contours flous en mode ruban (B).

L'algorithme SSF2 améliore la qualité d'image permettant une bonne visualisation de chaque coronaire en mode axial (C: flèche blanche et pointe de flèche), et une bonne définition de l'artère coronaire droite sur le mode ruban (D).

Ces améliorations permettent de mettre en évidence deux anévrysmes coronaires (têtes de flèches blanches) présentés sur le rendu volumique (E).

Article en anglais

Background: Coronary computed tomography angiography (CCTA) in children with coronary artery anomalies might be limited by motion artifacts, resulting in non-interpretable acquisitions. The COROPEDIA trial evaluated the use of first and second generation of motion correction algorithm (MCA) in children undergoing CCTA.

Methods: This prospective study included 50 children with CAA undergoing CCTA on a wide coverage single-beat CT scanner (Revolution CT, GE Healthcare). Images were reconstructed using first (SSF1) and second (SSF2) MCA generations (SnapShot Freeze, GE Healthcare), and compared to conventional monophasic and multiphasic reconstructions. Image quality was evaluated by two radiologists, using a 4-point semi-quantitative scale for the following structures: coronary segments, left and right ostia, ascending aorta, pulmonary artery, aortic valve, and cardiac chambers.

Results: MCA post-treatment analyses were performed in 47 patients (mean age 5.2 ± 4.7 years, heart rate 95 ± 27 bpm, and heart rate variability 13 ± 8 bpm) on a total of 6900 cardiac structures. SSF2 reconstructions provided better results than SSF1 or regular monophasic reconstructions in terms of interpretability rates (99.3% vs. 93.5% and 91.5%, respectively, all $P < 0.05$) and proportion of structures with optimal quality (89.5% vs. 66.1% and 55.6%, respectively, all $P < 0.05$). SSF2 provided interpretability rates similar to multiphasic acquisitions (99.6% vs. 99.3%, $P = 0.5$), along with higher proportion of optimal quality structures (89.5% vs. 79.6% $P < 0.05$).

Conclusion: Snapshot Freeze 2 improves interpretability by reducing motion artifacts and could provide, in a single reconstruction, an image quality equivalent to a multiphasic acquisition.

Clinical trial registration: (NCT03194763)

<https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT03194763>

Introduction

Currently, coronary computed tomography angiography (CCTA) stands as the reference non-invasive imaging modality in children with congenital heart diseases (CHD) requiring coronary artery assessment.¹⁻³ Indeed, CCTA has been increasingly used in pediatrics as a diagnostic tool complementary to echocardiography in the following situations: abnormal left or right coronary artery arising from the pulmonary artery (ALCAPA and ARCAPA, respectively)⁴, syncope or sudden death with suspected inter-arterial or intramural coronary artery, suspected major coronary artery branch crossing the infundibulum before surgical repair of tetralogy of Fallot⁵, and follow-up after surgical reimplantation of coronary arteries (arterial switch in D-transposition of the great arteries, Ross procedure, ALCAPA, ARCAPA).^{1,6}

However, CCTA in pediatrics remains limited by the use of ionizing radiation, and the acquisition of cardiac structures in constant movement with CT systems characterized by a limited temporal resolution.⁷

In order to minimize patient irradiation, and compress temporal resolution, manufacturers have developed different hardware and software solutions. Indeed, introduction of iterative reconstructions, along with the use of prospective ECG-triggered acquisitions, have provided significant radiation dose reductions, reported from 58% to 85% in the literature.⁸ Similarly, dual-source CT, faster gantry rotation speed, or high pitch helical CT, associated with wider detectors, improved image quality by decreasing CT temporal resolution to as low as 75 msec.^{9,10} Yet, given coronary artery speeds, up to 35 mm/s, images acquired with a 75 msec temporal resolution system still involve up to 3.6 mm coronary shifts during the acquisition process ($0.075 \text{ s} \times 35 \text{ mm/s}$).^{11,12} In pediatric patients, this shift may represent several times the diameter of a coronary artery and involves frequent motion artifacts associated with non-diagnostic exams^{13,14}. Furthermore, high heart rates in children alter image quality, due to motionless phase shortening, which often requires multiphasic acquisitions to ensure fully interpretable images.¹⁵

A motion correction algorithm (MCA: SnapShot Freeze, GE healthcare) has been recently developed to reduce motion artifacts and therefore overcome those limitations in CCTA. Several studies have reported improved CCTA diagnostic accuracy when using MCA in adult patients.¹⁶⁻²⁵ Recently, a second generation of MCA was made available, allowing additional motion corrections of the coronary tree, cardiac chambers, coronary ostia, great arteries, and valves. Reducing irradiation while improving image quality would make the

use of such a technology of great interest in pediatrics. However, the use of MCA in children undergoing CCTA, and its ability to compensate motion artifacts, has not yet been reported. In this prospective study, we aimed to evaluate cardiac structures visualization using first (SSF1) and second (SSF2) MCA generations in children with CHD undergoing CCTA. We also intended to compare the results to regular reconstructions at different cardiac phases.

Methods

Study design and population

The prospective cross-sectional COROPEDIA trial included children (< 18 years old) with a CHD and requiring coronary artery assessment. The study was carried out from May 2017 to March 2018 in a tertiary care pediatric and congenital cardiology reference center (Montpellier University, France). Only children requiring a CCTA as part of their follow-up were eligible, and those with any allergy to iodinated contrast material were not eligible.

Formal aspects

The study complied with the Good Clinical Practices protocol and Declaration of Helsinki principles. It was approved by the French southeast III Ethics Committee (2017-A00909-44) and registered on ClinicalTrials.gov (NCT03194763). Informed consent was obtained from all parents or legal guardians.

CCTA pediatric protocol

A prospective ECG-triggered axial technique was performed within a single heartbeat for all patients, using a wide-coverage, 256 detector row (16cm in z-axis) CT (Revolution CT, General Electric Healthcare, Milwaukee, USA). Low kV values were selected to maximize iodine contrast to noise ratio (70 kV for children weighing less than 12 kg; 80 kV for >12 kg and <35 kg; 100 kV for >35 kg)^{26,27}. The shorter available gantry rotation time was selected (0.28 sec), acquisition and reconstruction slice thickness were 0.625 mm with 0.625 mm reconstruction interval, and an automatic tube current selection was applied with a noise index of 24. The acquisition window ranged from 25% to 85% of the R-R interval.

All patients were injected with an iodinated contrast medium (Iomeron 400 mg/ml at 2 ml per kg intravenously, Bracco s.p.a, Milan, Italy), followed by intravenous 10 ml of saline

solution. Injection was manually triggered under the radiologist's supervision at a flow rate ranging from 1.5 ml/min to 4 ml/min, depending on the patient's age and perfusion capabilities.

One hour before CCTA, eligible children with a heart rate (HR) above 70 beats per minute (bpm) received a single dose of beta-blocker (propranolol 0.5 mg/kg, orally). In our institution, the CT pediatric protocol does not routinely require general anesthesia. However, upon the pediatric cardiologist's recommendation, sedation was prescribed when necessary, using hydroxyzine (1 mg/kg, orally) and/or midazolam (0.2 mg/kg, orally).

Image reconstruction

Four different datasets were reconstructed for analysis: a regular monophasic reconstruction, a regular multiphasic reconstruction including cardiac phases from 25% to 85% of the R-R interval, and two additional monophasic reconstructions post-treated with first (SSF1) and second (SSF2) MCA generations.

Both MCA generations (Snapshot Freeze, GE Healthcare) were applied on raw data of the monophasic acquisition, corresponding to diastole for patients with HR below 80 bpm, and to systole for patients with HR above 80 bpm.

The correction process consisted in an automated cardiac structure tracking, using adjacent cardiac phases within a single cardiac cycle to characterize motion (both path and velocity). By determining the actual structure position, the MCA adaptively compensated for any residual motion in the prescribed cardiac phase.^{18 25}

Image analysis

Reconstructed datasets were independently evaluated by two senior radiologists with different experience levels (two and ten years). Regarding the regular multiphasic reconstruction, seven phases were separately assessed (from 25% to 85% with a 10% increment), and the best score of every structure was finally considered. The entire coronary tree was assessed, following the American Heart Association guidelines.²⁸ Other cardiac structures were also evaluated, including left and right ostia, ascending aorta, pulmonary artery, aortic valve, and cardiac chambers.

A four-point semi-quantitative Likert scale, derived from previous publication¹⁶, was used as follows: excellent: minimal or no motion artifacts (4 points); Good: mild motion artifacts

(3 points); Adequate: Important artifacts without diagnosis interference (2 points); Non-diagnostic: Severe artifacts impairing accurate evaluation (1 point). In case of disagreement, the mean score given by the two observers was finally considered. Structures with a score above 1 were considered as interpretable for diagnosis. Structures with a score above 2 were considered as optimal quality for diagnosis.

Radiation dose assessment

Effective dose was used to quantify the irradiation delivered to patients. It was derived from the dose length product, recorded during exams, and conversion coefficients by Deak et al. using the following formula ²⁹:

$$ED \text{ (mSv)} = DLP \text{ (mGy.cm)} \cdot k \text{ (mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1})$$

Statistical analysis

Patient's characteristics were described with proportions for categorical variables and as mean \pm standard deviations (SD) for quantitative variables.

We compared proportion of structures visualized with diagnostic quality (interpretability rates, scores>1), between SSF2 reconstruction and the three other techniques, using McNemar's test for paired data. We used the same test for analyzing proportion of structures visualized with optimal quality (score>2), and to compare the proportion of improvement vs deterioration of motion artifacts when using SSF2 reconstruction rather than one of the other three techniques (an improvement was define as a better score for SSF2, a degradation by a worse score).

Agreement of the two independent radiologists for the scoring of motion artefact was assessed using Cohen's Kappa coefficient. Cohen's kappa measures the agreement between two raters beyond the random agreement. According to Landis & Koch, agreement could be classified as poor ($k < 0.0$), slight ($k = 0.00 - 0.20$), fair ($k = 0.21$ to 0.40), moderate ($k = 0.41 - 0.60$), substantial ($k = 0.61 - 0.80$) or almost perfect ($k = 0.80 - 1.00$).³⁰ Statistical analyses were performed at a conventional two-tailed α level of 0.05.

Results

In the COROPEDIA clinical trial, a total of 50 pediatric patients were prospectively enrolled and 47 CCTA exams were post-treated using MCA. Three patients were excluded due to inadequate fields of view, preventing MCA to process.

In the 47 children included in the study, mean age, HR and HR variability were 5.2 ± 4.7 years, 95 ± 27 bpm and 13 ± 8 bpm, respectively. All children received a beta-blocker (propranolol 0.5 mg/kg, orally) and sedation with hydroxyzine (1 mg/kg, orally). An additional sedation by Midazolam (0.2 mg/kg, orally) was necessary for 25 children, all aged less than 6 years old, but no child underwent general anesthesia. No adverse effect related to beta-blockers, sedation and/or the CCTA itself was reported.

Overall, the mean effective dose delivered to patients was 1.0 ± 0.4 mSv. A total of 6900 cardiac structures were assessed by each radiologist.

Interpretable vs. non-interpretable structures (Table 1)

Interpretability rates (proportion of structures with a quality score > 1) using SSF2 reconstructions were higher than in SSF1 (99.3% vs. 93.5%, $P < 0.05$) or regular monophasic reconstructions (99.3% vs. 91.5% $P < 0.05$). Interpretability rates using SSF2 reconstructions were similar to multiphasic reconstructions (99.3% vs. 99.6%, $P = 0.5$). SSF2 reconstructions particularly improved RCA (proximal, middle, and distal) and LCx (proximal, distal, and obtuse marginal) analyses, with 15.5% and 15.2% additional interpretable segments, respectively, when compared to the same regular monophasic reconstruction, before MCA correction.

Interpretability rates using SSF1 reconstructions were higher than in regular monophasic reconstructions (93.5% vs. 91.5%, $P < 0.05$), but remained lower than in multiphasic acquisition (93.5% vs. 99.6%, $P < 0.05$). Multiphasic acquisitions led to significantly higher interpretability rate than monophasic acquisitions (99.6% vs. 91.5%, $p < 0.05$).

Optimal vs. non-optimal structures (Table 2)

The proportion of cardiac structures with an optimal quality for diagnosis (quality score > 2) using SSF2 reconstructions was significantly higher than in monophasic, SSF1, or multiphasic reconstructions (89.5% vs. 55.6%, 66.1%, 79.6%, respectively, all $P < 0.05$). SSF2 reconstructions particularly improved analyses of RCA, LAD and LCx segments, and roughly doubled the proportion of optimal segments in these arteries, compared to regular monophasic reconstruction.

The proportion of cardiac structures with an optimal quality for diagnosis (quality score > 2) using SSF1 reconstructions was significantly higher than in regular monophasic reconstructions (66.1% vs. 55.6%, $P < 0.05$), but remained significantly lower than in multiphasic (66.1% vs. 79.6%, $P < 0.05$) or SSF2 (66.1% vs. 89.5%, $P < 0.05$) reconstructions. Multiphasic acquisitions led to significantly higher proportion of structures with optimal quality than monophasic acquisitions (79.6% vs. 55.6%, $p < 0.05$).

Proportion of structures improved (Table 3)

Motion artifacts were reduced in 68%, 53% and 51% of structures assessed with SSF2, relatively to regular monophasic, SSF1, and regular multiphasic reconstructions, respectively. A degradation of motion artifacts was reported in 1%, 0% and 15% of structures assessed with SSF2, relatively to regular monophasic, SSF1, and regular multiphasic reconstructions respectively. In all cases, proportions of improvement vs. deterioration when using SSF2 reconstruction rather than one of the other three techniques were significant ($P < 0.05$)

Multiphasic acquisitions provided better visual grades in 47% of assessed structures relatively to monophasic acquisitions.

Inter-observer agreement

Inter-observer agreement was substantial ($k = 0.61$ [0.58-0.64]). Observer discrepancies were reported regarding the presence or absence of 15% of diagonal and marginal branches, 13% of right posterior descending branches, 9% of left posterior descending branches, and 4% of ramus intermedius segments, due to individual variability. These segments were excluded from the analysis.

Discussion

In a cohort of 47 children with CHD undergoing CCTA, the COROPEDIA trial evaluated the improvement of cardiac structures visualization provided by two different generations of MCA, as compared to regular monophasic and multiphasic reconstructions.

This prospective study assessed, for the first time, the possibility to replace multiphasic by monophasic CT acquisitions with motion artifacts compensated by MCA. This approach

would highly reduce the irradiation in children undergoing CCTA, while achieving nearly 100% structures with good diagnostic quality.

Comparison between regular monophasic and multiphasic acquisitions

Multiphasic acquisitions led to significantly higher interpretability rate and proportion of structures with optimal quality compared to monophasic acquisitions. To our knowledge, this study is the first to compare monophasic and multiphasic CCTA in a pediatric population. Our results emphasize the benefit of having multiple cardiac phases to improve the interpretability of cardiac structures, especially at coronary segment level.

In adult populations, prospective ECG-triggered monophasic acquisitions are well adapted to regular and moderate heart rates and the need for multiphasic acquisitions is usually limited to dynamic studies. Yet, Wang et al. compared the two techniques in adult patients with atrial fibrillation and performed two distinct monophasic acquisitions, allowing diagnosis in 91.5% of diastolic and 80.9% of systolic acquisitions, when measured separately.³¹ However, when using the two phases together, the number of exams with diagnostic quality increased to 93.6%. Similarly, Meyer et al. reported motion artifacts in adults with high heart rates (above 90 bpm) in 71% and 50% of monophasic diastolic and systolic acquisitions respectively. When considering multiphasic acquisitions instead (with 8 different phases in addition), no exam included any segment with motion artifacts.³²

Very high heart rates and important beat-to-beat variability also characterize pediatric patients, as well as additional difficulties related to small cardiac structures, uncontrolled breath holding, agitation or crying. In our study, the monophasic reconstruction was considered as the optimal cardiac phase, e.g. presenting overall least motion, among all evaluated phases, in 91% of patients (43/47). Yet, having six additional phases (constituting the multiphasic dataset) around the monophasic reconstruction, improved the visual grade of nearly half (47%) of assessed cardiac structures. This illustrates that despite a good positioning of the acquisition window, a common interval of least motion for all cardiac structures does not always exist in pediatrics (Figure 1). This highlights the importance of acquiring multiple phases when performing a CCTA in children with CHD.

Interest of first generation MCA

In this study, the first generation of MCA (SSF1) significantly but moderately improved interpretability rates (by 2%), as well as the proportion of structures of optimal quality (by nearly 11%), when compared to regular monophasic acquisitions. This has been extensively described in adult populations, and our results are consistent with the

literature¹⁶⁻²⁵. Our study is the first to address the effect of this algorithm in pediatrics and suggests extending the use of SSF1 to children undergoing CCTA.

However, improvement provided by SSF1 reconstructions remains significantly inferior to that in multiphasic acquisitions (Figure 1). To ensure a maximum diagnostic confidence when performing CCTA in children with CHD, a multiphasic approach should be considered despite higher radiation dose. Indeed, we recently reported the existing solutions to reduce the radiation exposure under 1 mSv in children undergoing CCTA.¹⁵ Therefore, we suggest using SSF1 in association with multiphasic acquisitions, in order to improve a specific phase (Figures 1 and 2).

Interest of second generation MCA

Similar to the first generation of MCA, SSF2 uses the information from adjacent cardiac phases, available from a single axial rotation, to characterize motion at the prescribed target phase. In addition to the coronary vessels, the second generation of MCA extends motion correction to the whole heart. With a fully automated technique, SSF2 searches each region of the image volume for a local motion path that is consistent with the subset of measured data that passes through that portion of the image volume. Once the motion path is known, the data is decomposed into a series of datasets according to the time at which the corresponding projection rays were measured. Each image volume in the series is then spatially deformed by the motion field that maps the motion state from the respective time to the central reference time given by the prescribed cardiac phase. As whole heart correction requires motion characterization along all three axes, this also provides greater robustness in coronary motion correction itself, especially helpful for extreme motion scenarios and motion paths predominantly along the z-axis.

In this study, SSF2 significantly improved the interpretability rate and the proportion of structures with optimal image quality, as compared to SSF1 and regular monophasic acquisitions. Furthermore, SSF2 provided an excellent interpretability rate, e.g. more than 99%, which is similar to multiphasic reconstruction, and a high proportion of structures with optimal quality, e.g. nearly 90% which is 10% better than with multiphasic acquisitions. The proportion of coronary arteries affected by SSF2 was also improved: less degradation and more improvement were reported, as compared to a previous study performed with SSF1.²¹

These results suggested that monophasic CCTA with SSF2 post-treatment might replace multiphasic acquisitions in children with CHD, without image quality decrease or additional uninterpretable coronary segments due to motion artifacts (Figures 1 through

3). This could significantly reduce the irradiation dose delivered to patients, based on our experience, e.g.: from 50 to 70%, when compared to multiphasic acquisitions, and depending on the initial acquisition window duration.

Limitations

The use of SSF2 reconstructions could replace multiphasic acquisitions in terms of optimal structure visualization and interpretability. Yet, dynamic information might be of importance for diagnosis in specific cases. For these patients, two monophasic acquisitions performed in systole and diastole could provide reliable dynamic information, as previously suggested.³¹

Second, certain phases of multiphasic acquisitions were only acquired at reduced dose levels. This may have artificially increased the proportion of poorly visualized structures in multiphasic reconstructions. Yet, for radiation safety considerations, it was not possible to acquire the entire cardiac cycle at full dose in pediatrics. As a result, dose-modulated multiphasic acquisitions were considered as the reference practice in this study (as it is in our institution's clinical practice).

Conclusions

Multiphasic acquisitions provided superior interpretability rate and higher proportion of optimal quality cardiac structures compared to monophasic acquisitions. It represents an essential technique for CCTA performed on children with CHD. Both generations of MCA significantly reduced motion artifacts compared to regular monophasic acquisitions. Yet the first generation of MCA was significantly inferior to regular multiphasic acquisitions for structure visualization, and should probably only be used in association. The second generation of MCA had a similar interpretability rate compared to multiphasic acquisitions, and provided higher proportion of optimal quality structures. This new algorithm provided, in a single post-treated phase, an image quality at least equivalent to a multiphasic acquisition, implying potential dose saving of 75% in a pediatric population exposed to multiple exams during their follow-up.

Acknowledgments: We would like to thank Philippe Richard, clinical CT product specialist at GE Healthcare, for his help setting up this project.

Funding: Montpellier University Hospital Clinical Research Program (UF 9785)

Disclosures: D.O is employed by GE Healthcare. He performed SSF2 image post-treatment, and contributed to technical explanations regarding snapshot freeze process in the manuscript. The scoring, analysis, results and conclusions were performed by Montpellier University Hospital staff only. GE Healthcare did not have access at any point of this study to any results and did not influence the content of this study. Snapshot Freeze 2 is not yet available as commercial product.

References:

1. Ou P, Celermajer DS, Calcagni G, Brunelle F, Bonnet D, Sidi D. Three-dimensional CT scanning: a new diagnostic modality in congenital heart disease. *Heart*. 2007;93:908-13.
2. Leschka S, Oechslin E, Husmann L, Desbiolles L, Marincek B, Genoni M, Pretre R, Jenni R, Wildermuth S, Alkadhi H. Pre- and postoperative evaluation of congenital heart disease in children and adults with 64-section CT. *Radiographics*. 2007;27:829-46.
3. Goitein O, Salem Y, Jacobson J, Goitein D, Mishali D, Hamdan A, Kuperstein R, Di Segni E, Konen E. The role of cardiac computed tomography in infants with congenital heart disease. *Isr Med Assoc J*. 2014;16:147-52.
4. Heermann P, Heindel W, Schulke C. Coronary Artery Anomalies: Diagnosis and Classification based on Cardiac CT and MRI (CMR) - from ALCAPA to Anomalies of Termination. *Rofo*. 2017;189:29-38.
5. Lapierre C, Dubois J, Rypens F, Raboisson MJ, Dery J. Tetralogy of Fallot: Preoperative assessment with MR and CT imaging. *Diagn Interv Imaging*. 2016;97:531-41.
6. Goo HW, Park IS, Ko JK, Kim YH, Seo DM, Park JJ. Computed tomography for the diagnosis of congenital heart disease in pediatric and adult patients. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2005;21:347-65; discussion 367.
7. Lin E, Alessio A. What are the basic concepts of temporal, contrast, and spatial resolution in cardiac CT? *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2009;3:403-8.
8. Habib Geryes B, Calmon R, Khraiche D, Boddaert N, Bonnet D, Raimondi F. Radiation dose reduction in paediatric coronary computed tomography: assessment of effective dose and image quality. *Eur Radiol*. 2016;26:2030-8.
9. Hara T, Urikura A, Ichikawa K, Hoshino T, Nishimaru E, Niwa S. Temporal resolution measurement of 128-slice dual source and 320-row area detector computed tomography scanners in helical acquisition mode using the impulse method. *Phys Med*. 2016;32:625-30.
10. Flohr TG, Raupach R, Bruder H. Cardiac CT: how much can temporal resolution, spatial resolution, and volume coverage be improved? *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2009;3:143-52.
11. 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;216:457-63.
12. Husmann L, Leschka S, Desbiolles L, Schepis T, Gaemperli O, Seifert B, Cattin P, Frauenfelder T, Flohr TG, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H. Coronary artery motion

- and cardiac phases: dependency on heart rate -- implications for CT image reconstruction. *Radiology*. 2007;245:567-76.
13. Andreini D, Pontone G, Ballerini G, Quaglia C, Nobili E, Magini A, Bertella E, Pepi M. Feasibility and diagnostic accuracy of 16-slice multidetector computed tomography coronary angiography in 500 consecutive patients: critical role of heart rate. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2007;23:789-801.
 14. Achenbach S. Computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol*. 2006;48:1919-28.
 15. Le Roy J, Vernhet Kovacsik H, Zarqane H, Vincenti M, Abassi H, Lavastre K, Mura T, Lacampagne A, Amedro P. Submillisievert Multiphasic Coronary Computed Tomography Angiography for Pediatric Patients With Congenital Heart Diseases. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2019;12:e008348.
 16. Andreini D, Pontone G, Mushtaq S, Bertella E, Conte E, Segurini C, Baggiano A, Bartorelli AL, Annoni A, Formenti A, Petulla M, Beltrama V, Fiorentini C, Pepi M. 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;16:1093-100.
 17. Sheta HM, Egstrup K, Husic M, Heinsen LJ, Nieman K, Lambrechtsen J. Impact of a motion correction algorithm on image quality in patients undergoing CT angiography: A randomized controlled trial. *Clin Imaging*. 2017;42:1-6.
 18. Leipsic J, Labounty TM, Hague CJ, Mancini GB, O'Brien JM, Wood DA, Taylor CM, Cury RC, Earls JP, Heilbron BG, Ajlan AM, Feuchtner G, Min JK. 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;6:164-71.
 19. Li ZN, Yin WH, Lu B, Yan HB, Mu CW, Gao Y, Hou ZH, Wang ZQ, Liu K, Parinella AH, Leipsic JA. Improvement of Image Quality and Diagnostic Performance by an Innovative Motion-Correction Algorithm for Prospectively ECG Triggered Coronary CT Angiography. *PLoS One*. 2015;10:e0142796.
 20. 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;30:1603-12.

21. Li Q, Li P, Su Z, Yao X, Wang Y, Wang C, Du X, Li K. 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;83:2024-32.
22. Carrascosa P, Deviggiano A, Capunay C, De Zan MC, 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;22:81-6.
23. Fuchs TA, Stehli J, Dougoud S, Fiechter M, Sah BR, Buechel RR, Bull S, Gaemperli O, Kaufmann PA. 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;21:312-7.
24. Liang J, Wang H, Xu L, Dong L, Fan Z, Wang R, Sun Z. 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;42:54-61.
25. Andreini D, Lin FY, Rizvi A, Cho I, Heo R, Pontone G, Bartorelli AL, Mushtaq S, Villines TC, Carrascosa P, Choi BW, Bloom S, Wei H, Xing Y, Gebow D, Gransar H, Chang HJ, Leipsic J, Min JK. 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;210:1208-1215.
26. Meyer M, Haubenreisser H, Schoepf UJ, Vliegenthart R, Leidecker C, Allmendinger T, Lehmann R, Sudarski S, Borggreffe M, Schoenberg SO, Henzler T. Closing in on the K edge: coronary CT angiography at 100, 80, and 70 kV-initial comparison of a second- versus a third-generation dual-source CT system. *Radiology.* 2014;273:373-82.
27. Herzog C, Mulvihill DM, Nguyen SA, Savino G, Schmidt B, Costello P, Vogl TJ, Schoepf UJ. Pediatric cardiovascular CT angiography: radiation dose reduction using automatic anatomic tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol.* 2008;190:1232-40.
28. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, McGoon DC, Murphy ML, Roe BB. 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;51:5-40.
29. Deak PD, Smal Y, Kalender WA. Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology.* 2010;257:158-66.

30. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33:159-74.
31. Wang Q, Qin J, He B, Zhou Y, Yang JJ, Hou XL, Yang XB, Chen JH, Chen YD. Computed tomography coronary angiography with a consistent dose below 2 mSv using double prospectively ECG-triggered high-pitch spiral acquisition in patients with atrial fibrillation: initial experience. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2013;29:1341-9.
32. Meyer M, Haubenreisser H, Schoepf UJ, Vliegenthart R, Ong MM, Doesch C, Sudarski S, Borggreffe M, Schoenberg SO, Henzler T. Radiation Dose Levels of Retrospectively ECG-Gated Coronary CT Angiography Using 70-kVp Tube Voltage in Patients with High or Irregular Heart Rates. *Acad Radiol*. 2017;24:30-37.

Table 1. Interpretability rates (% of scores >1) between the four reconstruction techniques

		N	Interpretability rate (% of score >1)				P-value		
			Multiphasic	SSF2	SSF1	Monophasic	SSF2 vs multiphasic	SSF2 vs SSF1	SSF2 vs monophasic
Coronary segment									
RCA		155	100	99.4	89.7	83.9	1	<0.05	<0.05
	1	46	100	100	84.8	78.3			
	2	45	100	100	88.9	82.2			
	3	40	100	97.5	92.5	90			
	4	24	100	100	95.8	87.5			
LM	5	45	100	100	97.8	97.8	1	1	1
LAD		165	100	99.4	94.5	92.7	1	<0.05	<0.05
	6	47	100	100	100	100			
	7	47	100	97.9	93.6	91.5			
	8	45	100	100	91.1	88.9			
	9	19	100	100	89.5	89.5			
	10	7	100	100	100	85.7			
LCX		125	98.4	98.4	89.6	83.2	1	<0.05	<0.05
	11	47	100	100	93.6	87.2			
	12	15	93.3	93.3	86.7	80.0			
	13	47	97.9	97.9	83.0	76.6			
	14	1	100	100	100	100			

15	4	100	100	100	100			
16	11	100	100	100	90.9			
Ostia	90	100	98.9	93.3	93.3	1	0.07	0.08
Right	45	100	97.8	93.3	93.3			
Left	45	100	100	93.3	93.3			
Other structures	188	99.5	100	98.9	98.4	1	0.48	0.25
Aortic trunk	47	100	100	97.9	100			
Pulmonary artery	47	100	100	100	100			
Aortic valve	47	97.9	100	97.9	93.6			
Cardiac chambers	47	100	100	100	100			
Overall	768	99.6	99.3	93.5	91.5	0.50	<0.05	<0.05

Table 2. Proportion of structures visualized with optimal quality (% of scores >2), between the four reconstruction techniques

		N	Interpretability rate (% of score >2)				P-value		
			Multiphasic	SSF2	SSF1	Monophasic	SSF2 vs multiphasic	SSF2 vs SSF1	SSF2 vs monophasic
Coronary segment									
RCA		155	76.1	85.2	52.9	45.8	<0.05	<0.05	<0.05
	1	46	78.3	84.8	52.2	47.8			
	2	45	64.4	80.0	40.0	37.8			
	3	40	77.5	87.5	62.5	50.0			
	4	24	91.7	91.7	66.7	54.2			
LM	5	45	93.3	100	86.7	77.8	0.25	<0.05	<0.05
LAD		165	69.7	86.7	60.0	43.0	<0.05	<0.05	<0.05
	6	47	91.5	100	80.9	61.7			
	7	47	63.8	87.2	55.3	38.3			
	8	45	53.3	77.8	53.3	31.1			
	9	19	73.7	78.9	42.1	42.1			
	10	7	57.1	71.4	42.9	28.6			
LCX		125	60.8	77.6	56.8	41.6	<0.05	<0.05	<0.05
	11	47	61.7	83.0	68.1	42.6			
	12	47	53.3	68.1	53.3	33.3			
	13	15	53.2	73.3	40.4	34.0			
	14	1	100	100	100	100			
	15	4	100	100	75.0	75.0			

	16	11	81.8	90.9	72.7	54.5			
Ostia	90	88.9	95.6	66.7	56.7		0.11	<0.05	<0.05
Right	45	84.4	91.1	62.2	46.7				
Left	45	93.3	100	71.1	66.7				
Other structures	188	95.7	97.9	83.0	77.6		0.22	<0.05	<0.05
Aortic trunk	47	95.7	100	83.0	74.5				
Pulmonary artery	47	100	100	87.2	85.1				
Aortic valve	47	89.4	91.5	72.3	66.0				
Cardiac chambers	47	97.9	100	89.4	85.1				
Overall	768	79.6	89.5	66.1	55.6		<0.05	<0.05	<0.05

Table 3: Improvement and deterioration of motion artefacts when using SSF2 reconstructions rather than one of the other three techniques

	SSF2 vs Mono		SSF2 vs SSF1		SSF2 vs multi		multi vs mono*
	Improvement t % (n/N)	Degradation n % (n/N)	Improvement t % (n/N)	Degradation n % (n/N)	Improvement t % (n/N)	Degradation % (n/N)	Improvement % (n/N)
RCA	70 (108/155)	2 (3/155)	61 (94/155)	0 (0/155)	43 (67/155)	12 (19/155)	52 (80/155)
LM	71 (32/45)	0 (0/45)	49 (22/45)	0 (0/45)	47 (21/45)	7 (3/45)	40 (18/45)
LAD	75 (124/165)	0 (0/165)	65 (107/165)	0 (0/165)	51 (84/165)	8 (13/165)	50 (83/165)
LCX	59 (74/125)	2 (2/125)	50 (62/125)	0 (0/125)	42 (53/125)	15 (19/125)	42 (52/125)
Ostia	76 (68/90)	1 (1/90)	42 (38/90)	0 (0/90)	58 (52/90)	21 (19/90)	56 (50/90)
Other structures	60 (113/188)	0 (0/188)	39 (74/188)	0 (0/188)	56 (105/188)	20 (38/188)	41 (77/188)
Overall	68 (519/768)	1 (6/768)	52 (397/768)	0 (0/768)	50 (382/768)	14 (111/768)	47 (360/768)

N indicates the number of cardiac structure assessed

n indicated the number of cardiac structure improved or degraded

LAD indicates left anterior descending artery; LCX, left circumflex artery; LM, left main coronary artery; and RCA, right coronary artery.

* No degradation are to be reported since monophasic acquisition are part of multiphasic acquisition

A McNemar's test assessed the proportion of improvement vs deterioration of motion artifacts when using SSF2 reconstruction rather than one of the other three techniques: For every comparison in the table, the difference was found to be significant (all $P < 0.05$)

Figure titles and legends

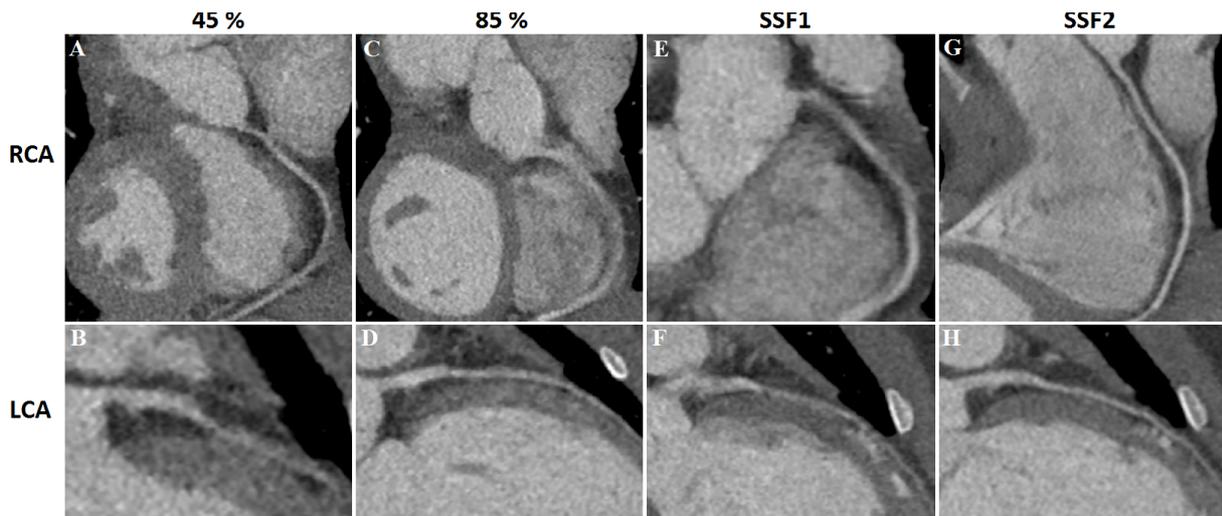


Figure 1: CCTA performed on a 9-years-old girl with a HR of 78 bpm, for a coronary artery fistulae suspicion. Curved multiplanar reformations of right (RCA: top line) and left (LCA: bottom line) coronary arteries are reconstructed at two different moments of the cardiac cycle (45%: 1st row, 85%: 2nd row) and using two generations of MCA, (SSF1: 3rd row, SSF2: 4th row). The evaluation of both RCA and LCA couldn't be performed in a single phase of the multiphasic acquisition. At 45% of the R-R interval, the RCA is well defined (A), while the LCA is blurry (B). At 85% of the R-R interval, the RCA is blurry (C), while the LCA is well defined (D). SSF1 reduces motion artefacts in both RCA (E) and LCA (F) but without achieving the level of visualization of both RCA and LCA taken on their respective motionless phases: e.g. the RCA at 45% (A) and the LCA at 85% (D) of R-R intervals. SSF2 further reduces motion artefacts in both RCA (G) and LCA (H), and could provide, in a single post-treated phase, an image quality at least equivalent to a multiphasic acquisition.



Figure 2: CCTA of a 6 years-old girl with HR of 89 bpm for a coronary artery fistulae suspicion. Considering axial reconstructions, regular images present important motion artifacts in both RCA and LCA (A: white and black arrows). SSF1 moderately reduces these artifacts (B: white and black arrows). SSF2 further reduces RCA and LCA artifacts, providing fully assessable axial images (C: white and black arrows). In curved multiplanar and stripe reformations, the RCA is not assessable due to important motion artifacts in

regular images (D, G: white arrows and arrow head). SSF1 post-treatment improves visualization but persistent kinetic blurring prevent RCA ostium evaluation (E: white arrow head), and causes an important artefact on the vertical portion of the RCA (E, H: white arrow). These motion artefacts are corrected by SSF2 post-treatment allowing evaluation of the entire RCA (F, I: white arrow and arrow head).

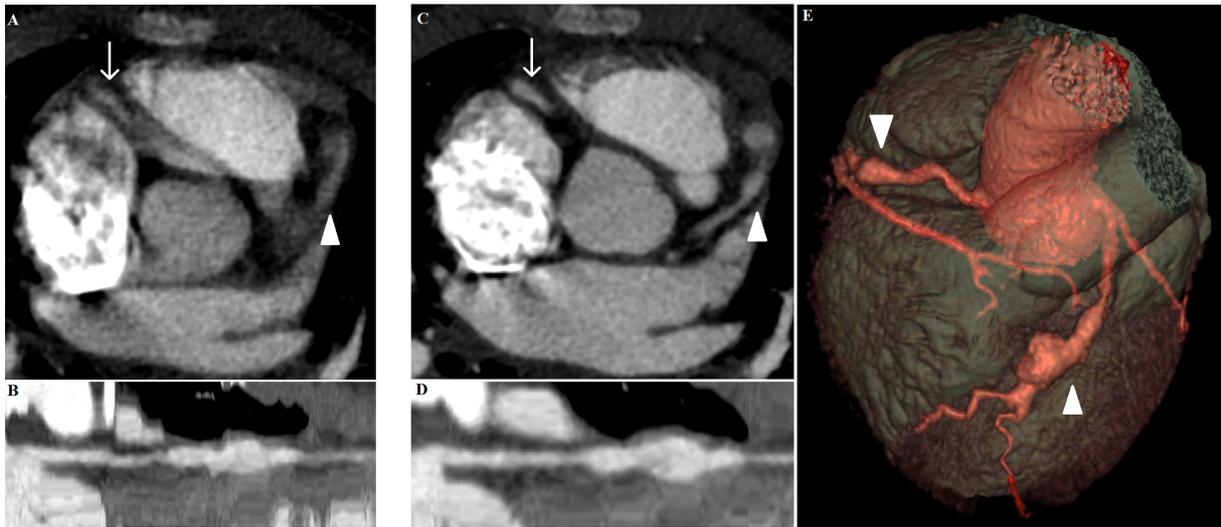


Figure 3: CCTA of a 5 years-old male with HR of 80 bpm performed for coronary aneurism suspicion associated with a Kawasaki disease. Regular and SSF2 post-treated images are shown in axial and stripe reformations. The regular acquisition provides hardly visible RCA and LCA (white arrow and arrow head respectively), suboptimal for analysis in axial plane (A), and blurry contours on the stripe reconstruction (B). SSF2 improves visualization in both reconstructions allowing clear visualization of both coronary arteries (C: white arrow and arrow head), and a well-defined RCA in stripe reformation (D). These improvements reveal two coronary aneurisms (white arrow heads) presented in a volume rendered (E).

Annexe 1 : Revue de pathologie

Dans ce chapitre, une revue iconographique illustrera les pathologies visualisées au sein de la cohorte, avec leur épidémiologie, les signes de sémiologie scanographique et les traitements associés à chaque pathologie.

Tétralogie de Fallot

Définition

La tétralogie de Fallot est secondaire à un défaut de wedging de la portion artérielle de la voie d'éjection artérielle associée à une non fermeture du septum conal.

Elle est caractérisée dans sa forme simple par une communication interventriculaire(A), une obstruction de la voie de sortie du ventricule droit, une racine aortique dite « à cheval » sur le septum interventriculaire(B) et une hypertrophie ventriculaire droite(C).

Elle peut être associée à d'autres pathologies congénitales, en particulier dans le cadre de trisomies 13, 18 ou 21.

L'atteinte clinique dépend du degré de cyanose du patient qui dépend entre autres de la sévérité de la sténose de la voie pulmonaire.

La prise en charge repose sur le maintien d'un flux pulmonaire satisfaisant par administration de prostaglandines chez le nouveau né pour maintenir l'ouverture du canal artériel pour déterminer la stratégie chirurgicale et le centre opérateur.

La stratégie chirurgicale était historiquement la création d'un shunt systémico-pulmonaire chirurgical palliatif.

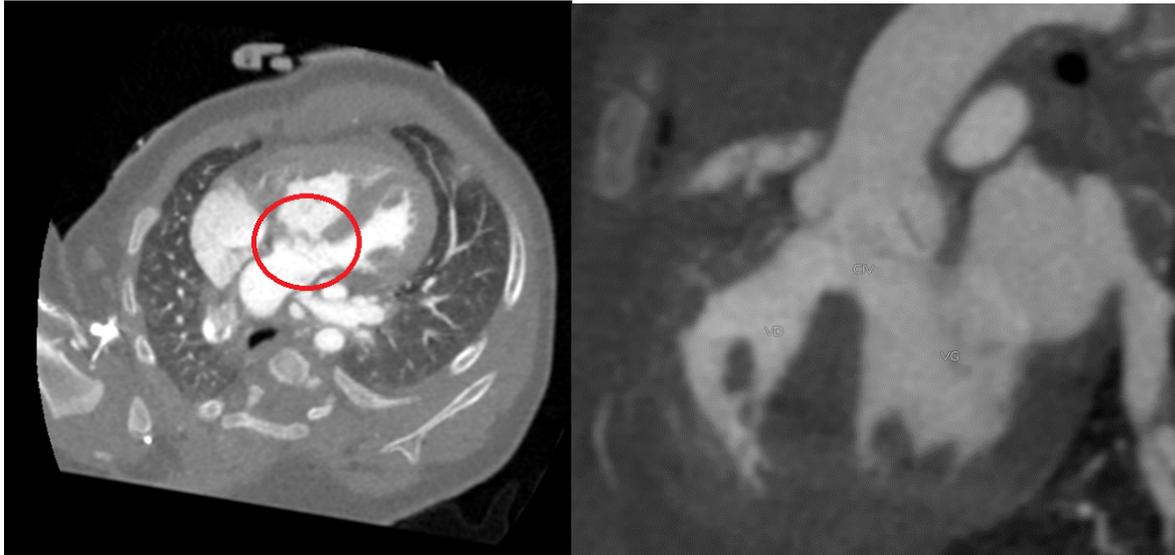
Exemple :

Intervention de Blalock avec création d'un shunt uni ou bilatéral entre l'artère sous-clavière et la branche pulmonaire homolatéral.

Dans les centres experts, la stratégie chirurgicale actuelle est une chirurgie reconstructrice de la voie droite avec fermeture de la communication interventriculaire par un patch transannulaire avec régurgitation pulmonaire secondaire (Traitable par implantable de valve Melody).

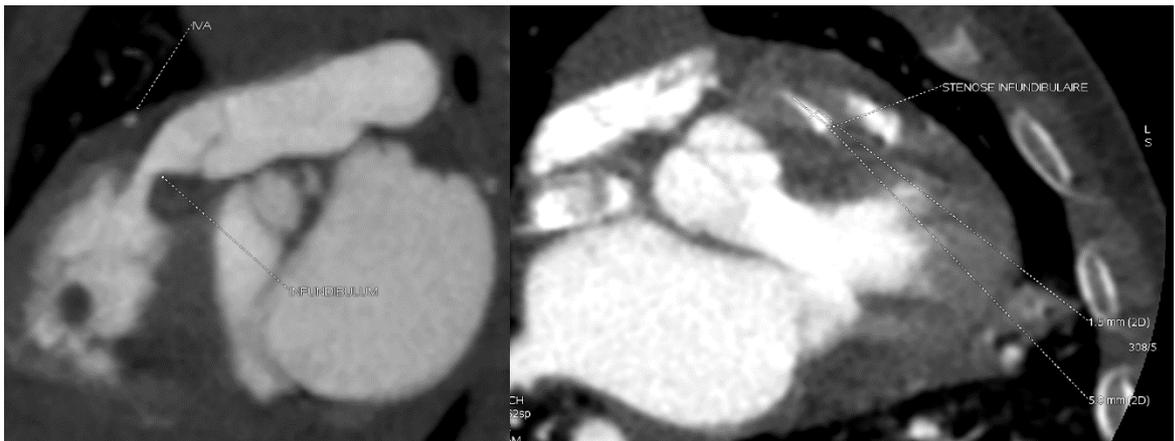
Le coroscanner pré-opératoire permet de rechercher une variante chirurgicale à risque avec une anomalie de trajet coronaire préinfundibulaire du tronc commun ou de l'interventriculaire antérieure (D).

A)



Figures : Communication inter-ventriculaire du septum infundibulaire sur coupes axiale (droite) et coronale (gauche).

B)



Figures : Sténose du tronc de l'artère pulmonaire sur coupes Coronale (droite) et axiale (gauche).

c)

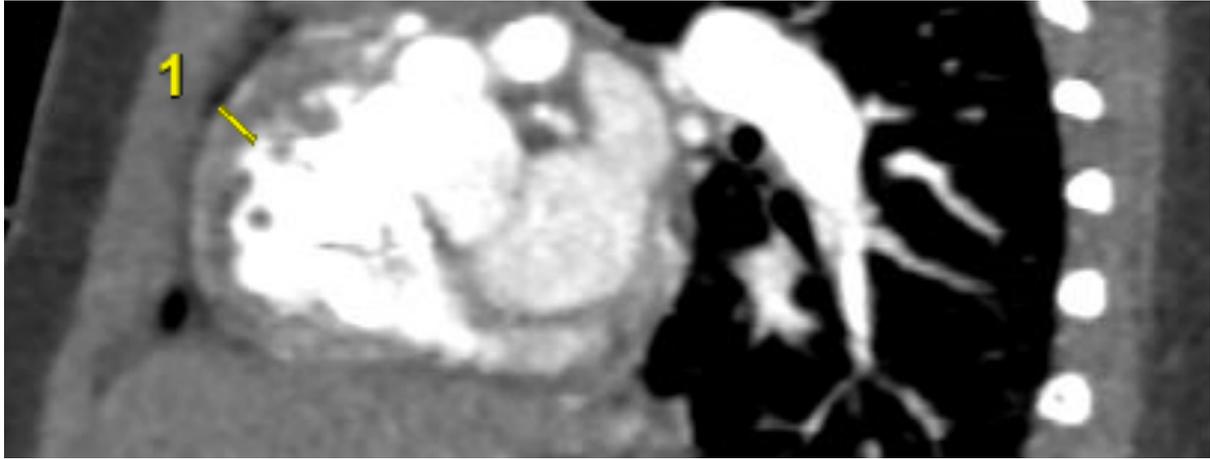


Figure : Epaisseur pariétal (>6mm) sur coupe petit axe.

D)

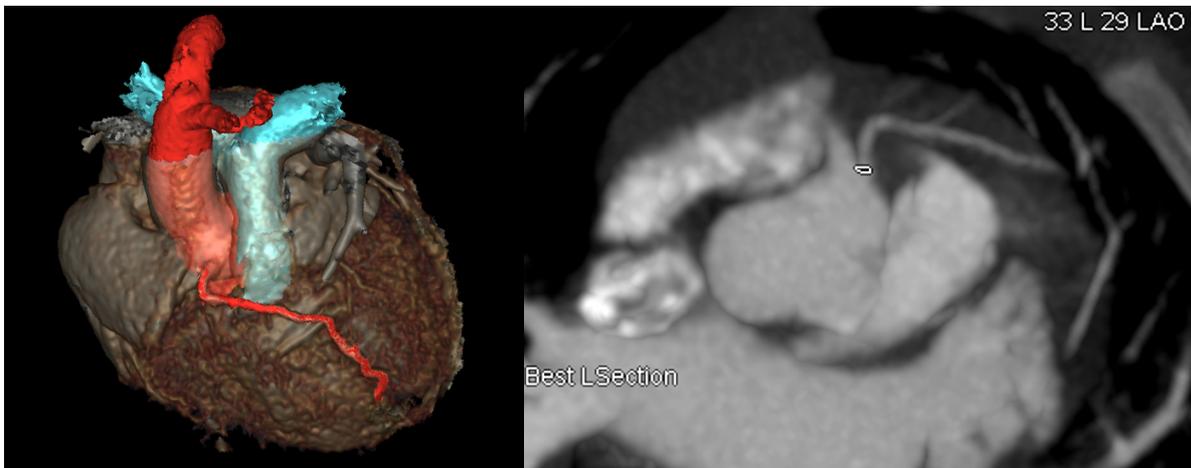


Figure : Trajet pré-infundibulaire de l'IVA sur rendu volumique (droite) et mode curviligne (gauche).

Transposition des gros vaisseaux

Définition

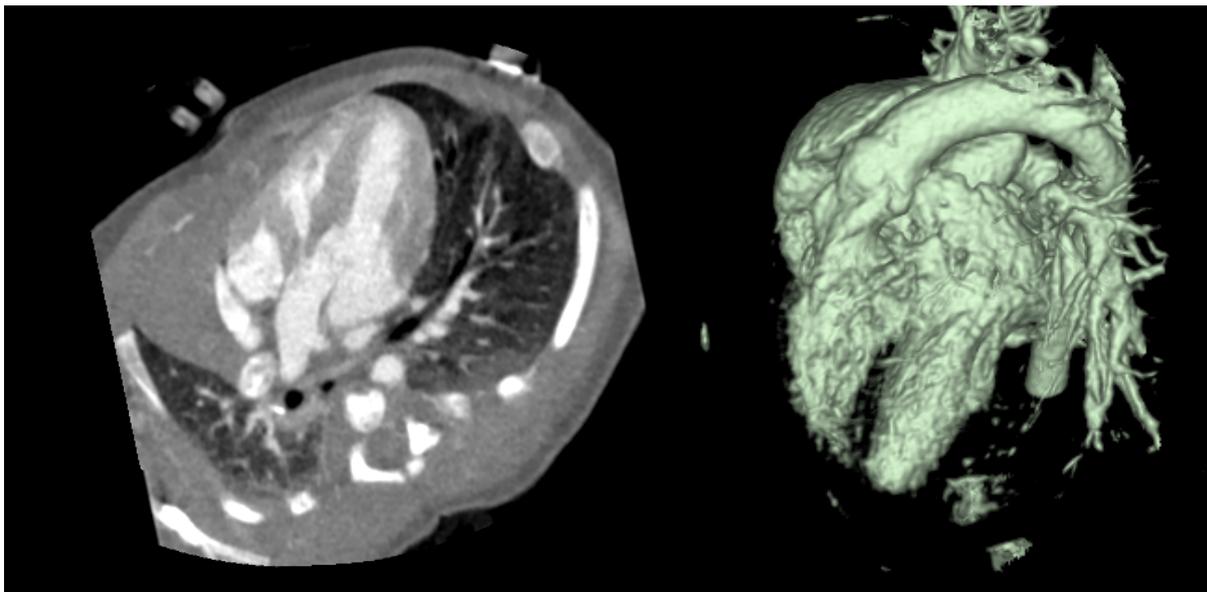
Les patients présentent une discordance artério-ventriculaire isolée en cas de situs solitus ou associée à une discordance atriale en cas de double discordance (A).

Dans 10% des cas, les patients présentent des malformations extra cardiaques.

Le coroscanner dans cette indication est un examen de suivi post opératoire, il retrouve un tronc de l'artère pulmonaire à cheval sur l'aorte (B), une fermeture du canal artériel (C) et recherche des anomalies de la voie droite et des ostia coronaires (D).

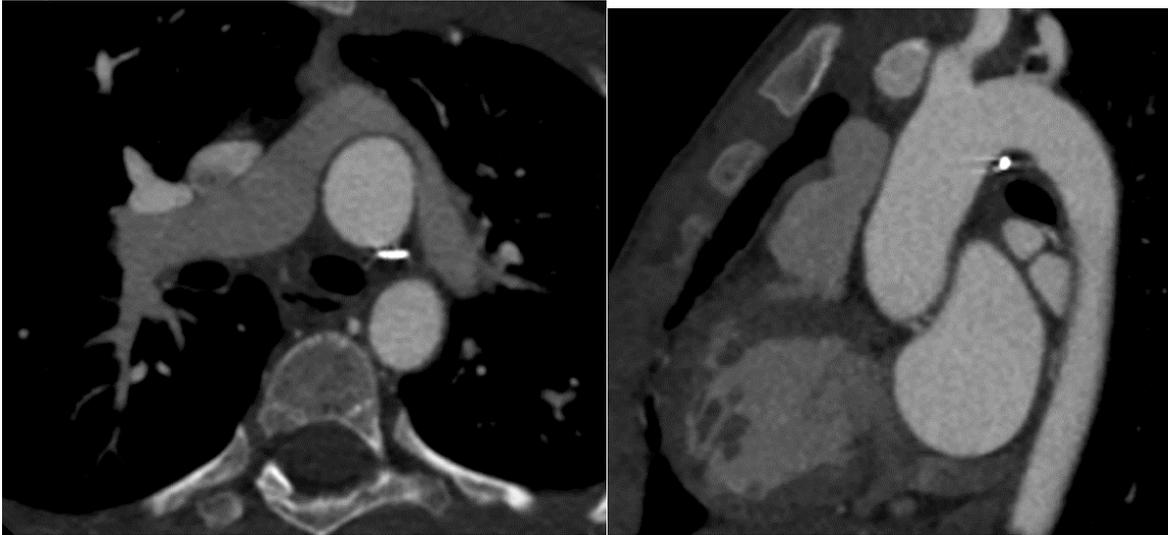
La prise en charge repose, sur la création en urgence d'un shunt intra-cardiaque (Atrioseptotomie de Rashkind) puis une reconstruction chirurgicale qui consistait historiquement en un switch atrial et plus récemment en un switch artériel plus physiologique car il ne modifie pas les régimes de pressions ventriculaires.

A)



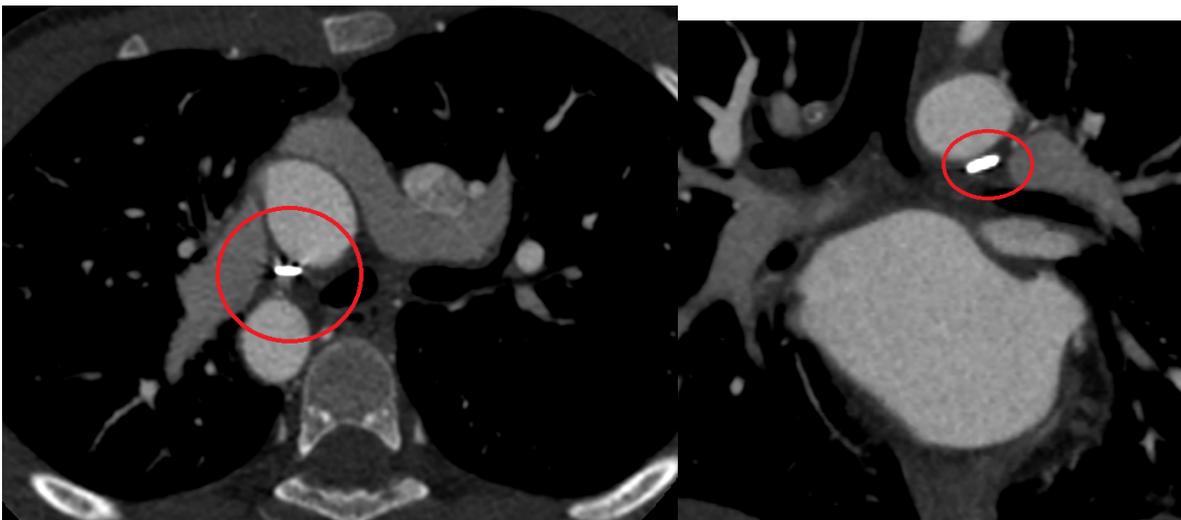
Figures : Naissance de l'aorte du ventricule droit et le tronc pulmonaire du ventricule gauche sur coupe 4 cavités (droite) et rendu volumique (gauche).

B)



Figures : Artère pulmonaire à cheval en avant de l'aorte sur coupe axiale et sagittale.

C)



Figures : Fermeture chirurgicale du canal artériel par clip sur coupe axiale (droite) et sagittale (gauche).

D)



Figure : Recherche d'anomalie des ostia coronaires sur rendu volumique.

Atrésie pulmonaire à septum Ouvert

Définition

Il s'agit d'une anomalie cono-troncale, associant dans sa forme simple une atrésie complète ou sténose de la voie pulmonaire intéressant le tronc de l'artère pulmonaire étendue de manière inconstante aux branches de l'artère pulmonaire(A) à une communication inter-ventriculaire (B).

Un shunt gauche/droit peut être visualisé sous forme d'une ductodépendance par persistance du canal artériel soit par apparition de collatérales entre l'aorte et les branches pulmonaires (MAPCA) (C).

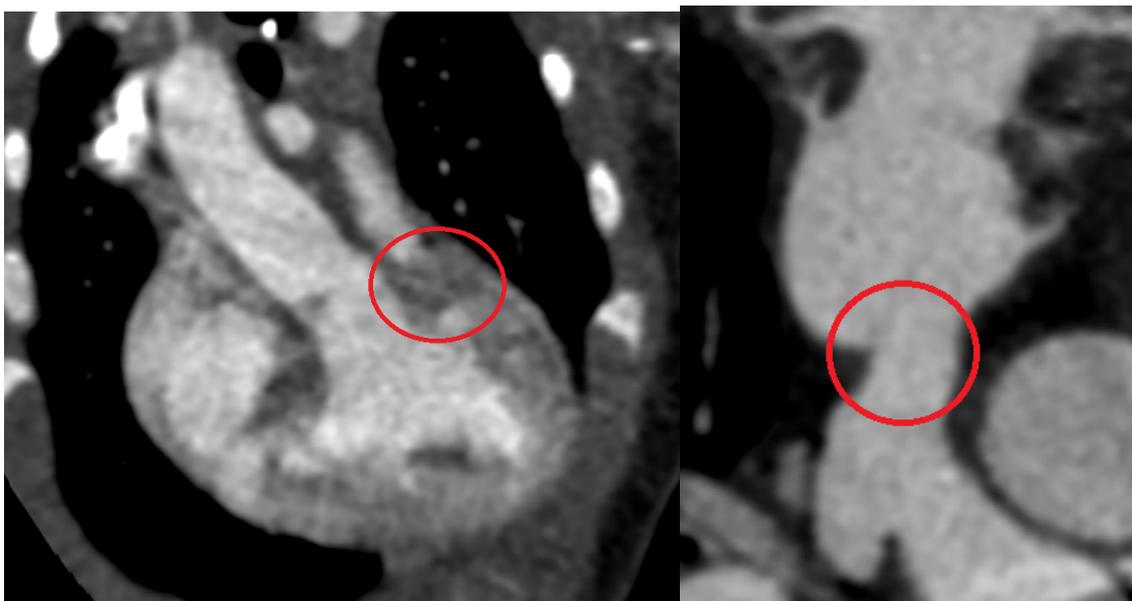
Cliniquement, il s'agit d'une cardiopathie cyanogène dont la tolérance dépend du débit de la perfusion pulmonaire/ suppléance pulmonaire avec évolution vers l'aggravation.

Embryologiquement, elle est secondaire comme les autres cardiopathies cono-troncales à une anomalie du septum conal dérivant des crêtes neurales.

Le scanner a pour but de cartographier les artères pulmonaires et de rechercher la présence et la topographie des MAPCAs.

La prise en charge thérapeutique combine un traitement par prostaglandines dans les formes ducto-dépendantes en attendant une prise en charge reconstructrice associant une cure de la CIV, une plastie de la voie pulmonaire et la fermeture des shunts gauches/droit.

A)



Figures : Atrésie pulmonaire quasi complète sur coupe petit axe (droite) et partielle sur mode ruban (gauche).

B)

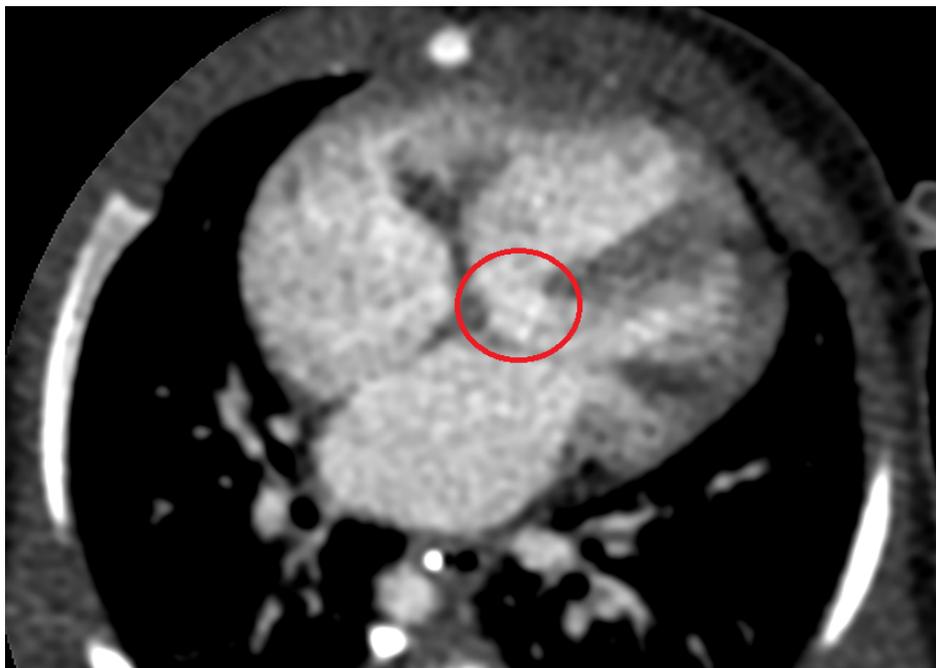


Figure : Communication inter-ventriculaire du septum infundibulaire sur coupes 4 cavités.

C)



Figures : Ductodépendance par persistance du canal artériel sur rendu volumique (droit) et coupe axiale (gauche).

Anomalie de naissance des coronaires

Définition

Anomalie de naissance (A) et/ou de trajet des artères coronaires (B) présent chez moins de 1% de la population.

Sténose ou Atrésie ostiale

Naissance ectopique

Depuis une cusp aortique

La naissance ectopique depuis une cusp aortique, correspond à une naissance coronaire depuis une autre cusp coronaire.

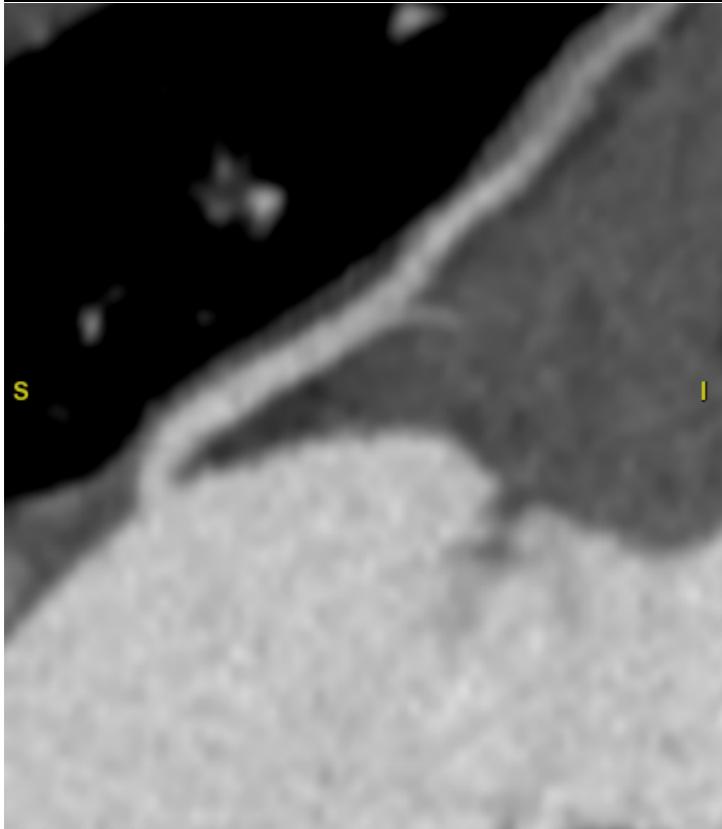
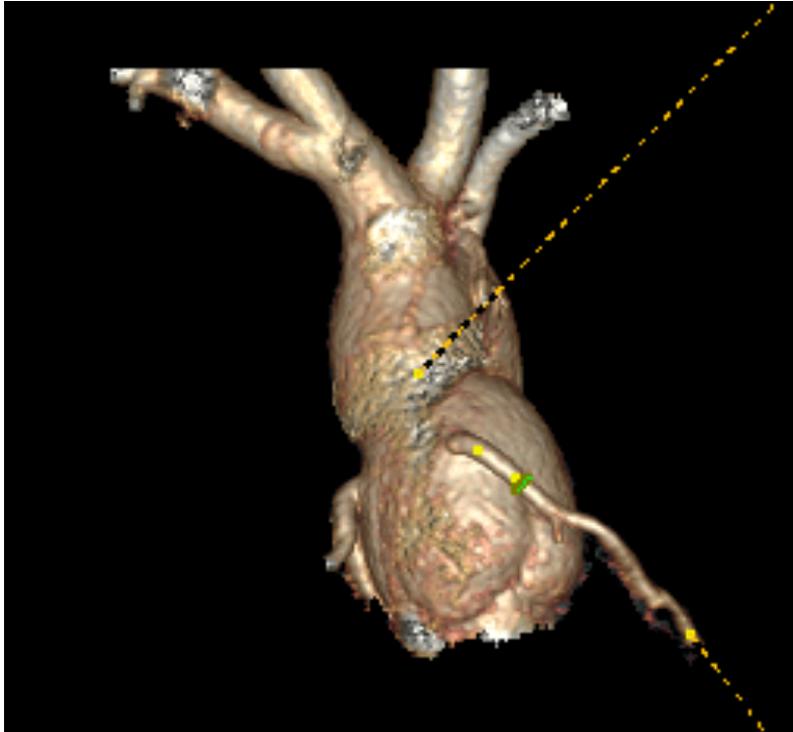
La cusp antéro droite pour le tronc commun, la cusp antéro gauche pour la coronaire droite ou la cusp non coronaire.



Figure : Mode curviligne d'une anomalie de naissance coronaire avec ostium coronaire unique issu de la cusp aortique antéro-droite (gauche) et anomalie de naissance de l'IVA naissant d'un ostium commun avec la coronaire droite.

Depuis l'aorte

La naissance peut être ectopique depuis l'aorte à distance des cusps aortiques.

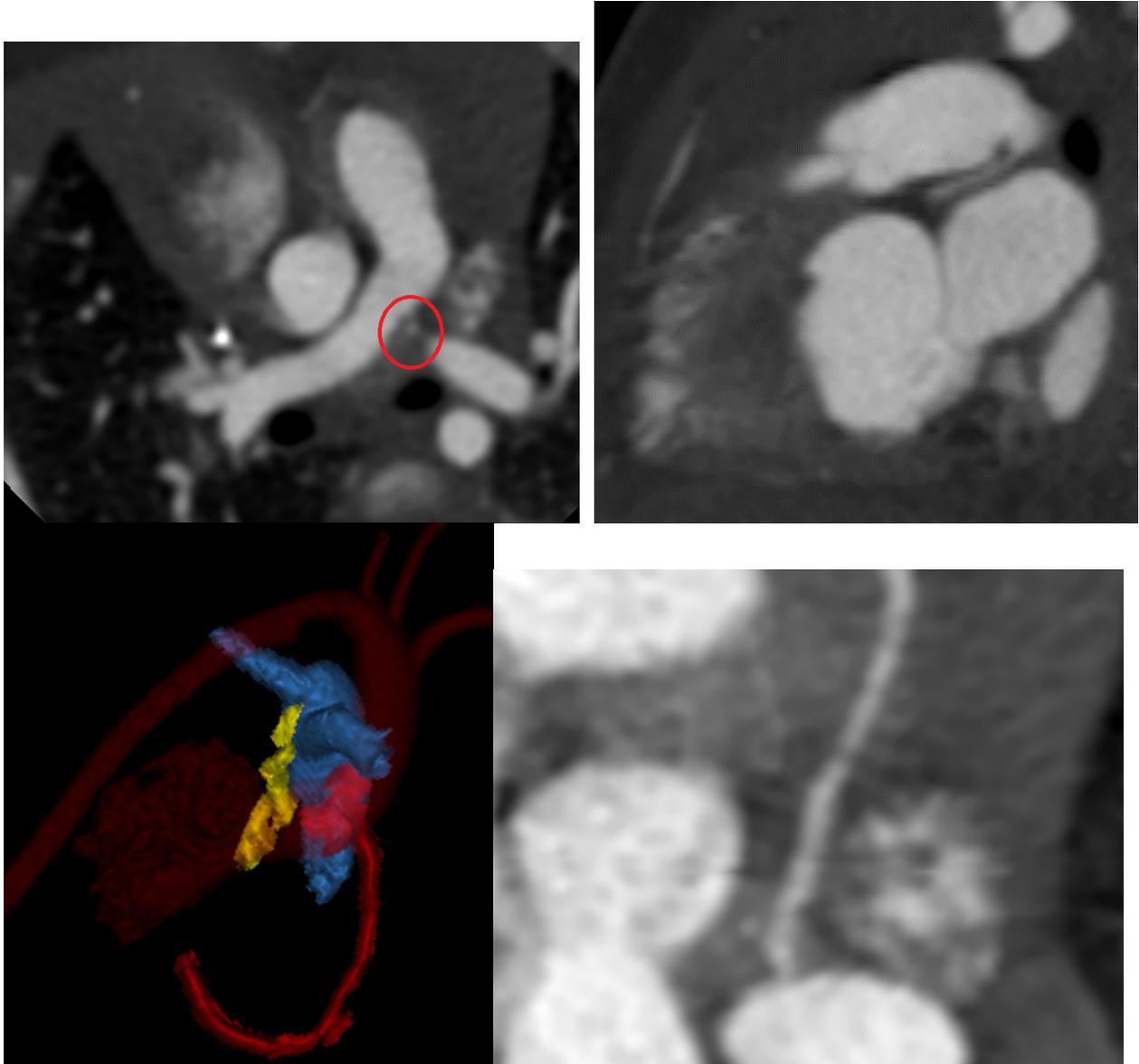


Figures : Naissance isolée de l'IVA de la paroi antérieure du segment I de l'aorte en rendu volumique (droite) et mode curviligne (gauche).

Depuis le tronc pulmonaire

L'ALCAPA correspond à une naissance anormale du tronc commun de l'artère pulmonaire.

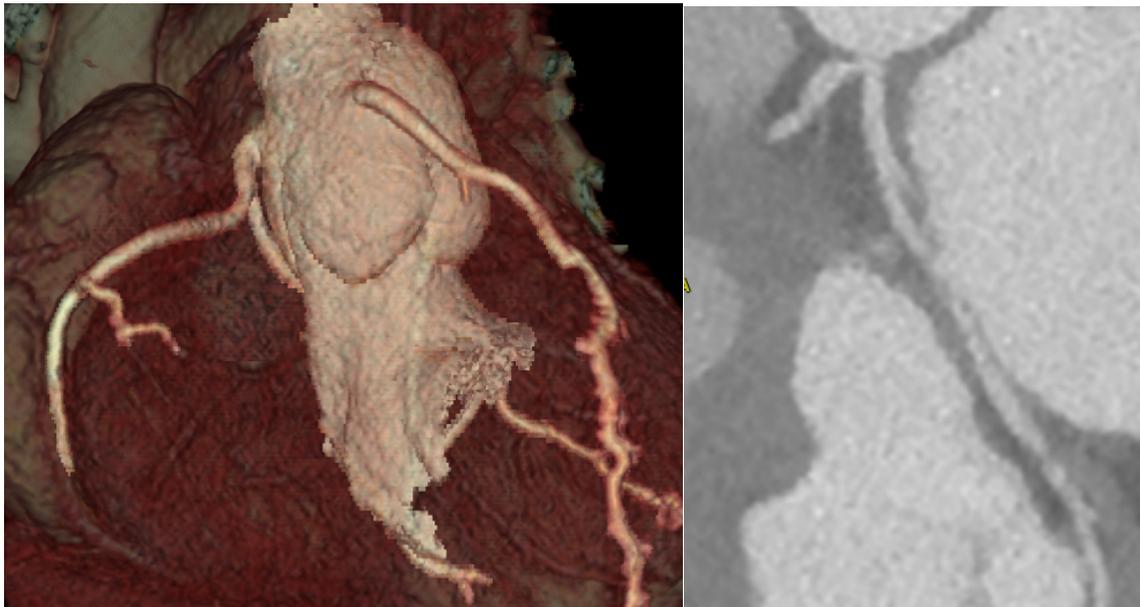
L'ARCAPA correspond à une naissance anormale de l'artère coronaire droite de l'artère pulmonaire.



Figures : Interventriculaire naissant de la face inférieure du tronc de l'artère pulmonaire sur coupe axiale (haut gauche), sagittale (haut droit), en jaune sur le rendu volumique (bas gauche) et en mode ruban (bas droite).

Depuis une autre coronaire

Il s'agit d'une naissance coronaire depuis une autre artère coronaire.



Figures : Naissance la coronaire circonflexe (1) depuis le segment I post ostial de la coronaire droite (2) en rendu volumique (droite) et mode ruban (gauche).

Anomalie de connexion

Elle correspond en une connexion entre une coronaire et les cavités cardiaques (fistule coronaro-camérale).

Anomalie de trajet

Les anomalies de trajet coronaires sont définies par un trajet extra-anatomique des artères coronaires.

Certains peuvent être sources de compression des coronaires.

Trajet inter aortico pulmonaire

Il correspond à un trajet de l'artère coronaire entre le tronc de l'artère pulmonaire et l'aorte.

C'est le trajet le plus à risque de compression.

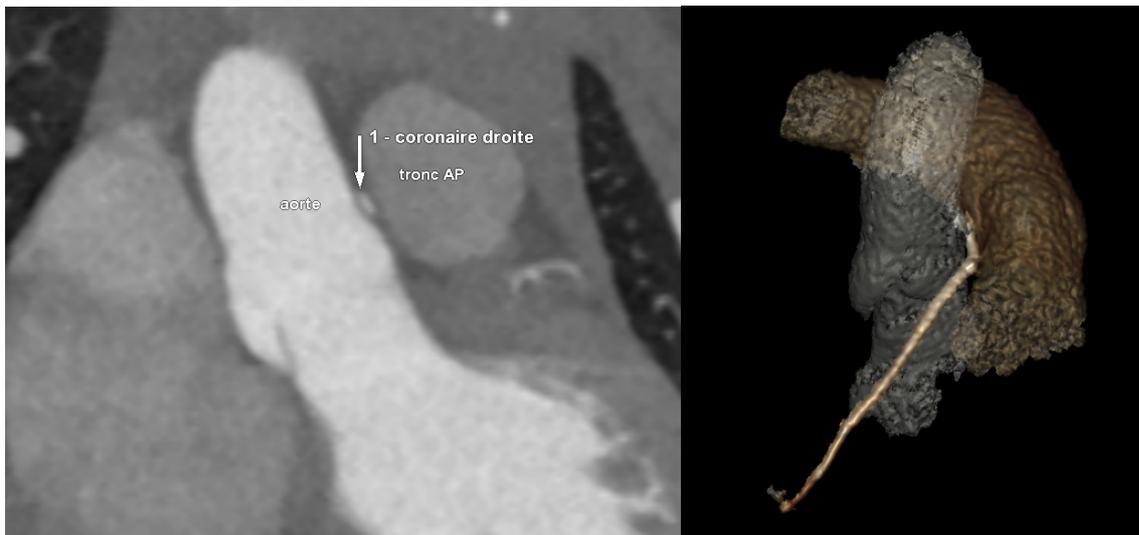
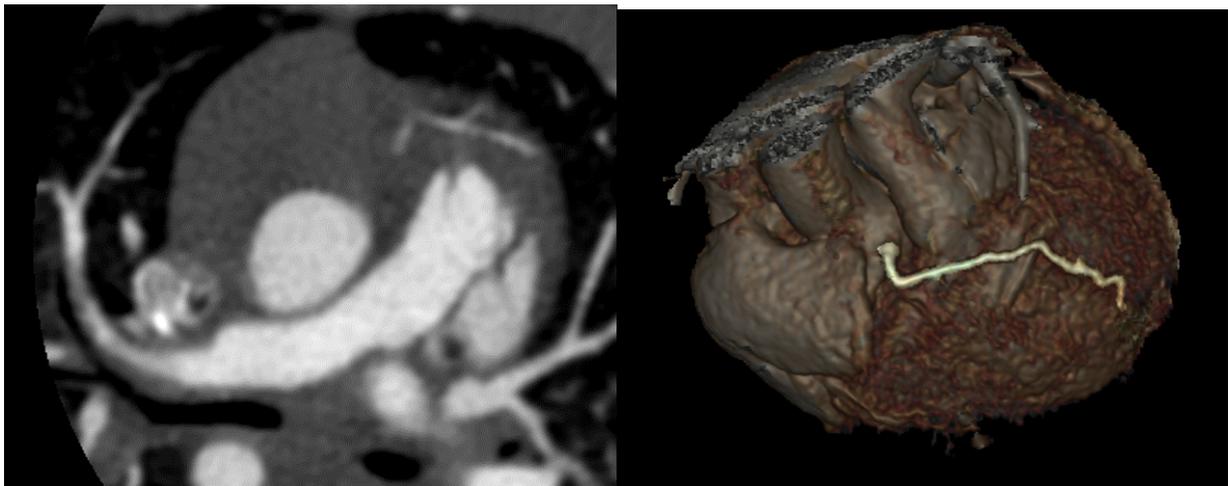


Figure : coupe coronale (droite) et rendu volumique (gauche) d'une anomalie de trajet inter aortico-pulmonaire de l'artère coronaire Interventriculaire antérieure.

Trajet antérieur/pré infundibulaire

Il s'agit d'un trajet en avant de la racine de l'artère pulmonaire.

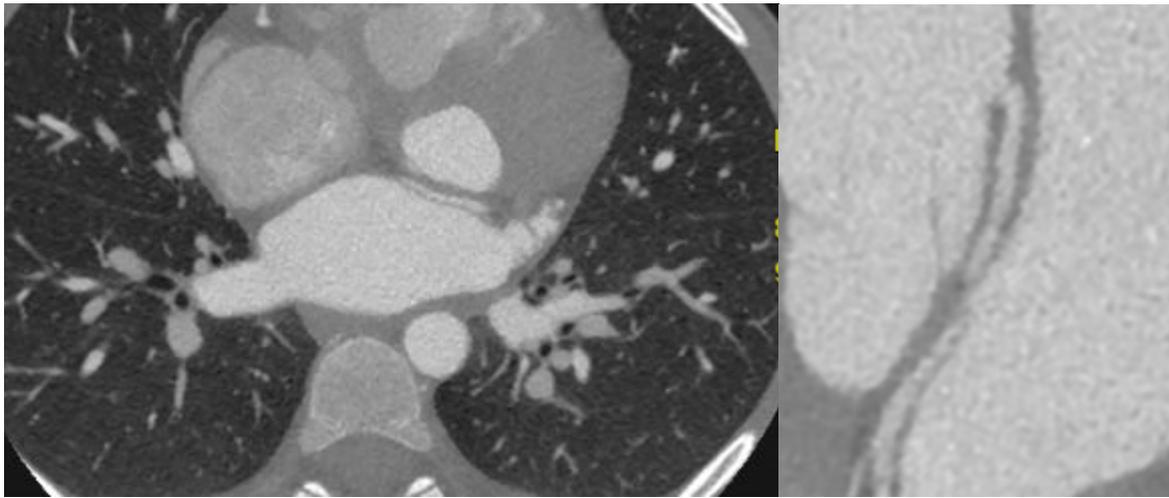


Figures :Trajet pré infudibulaire de l'interventriculaire antérieure sur coupe axiale (gauche) et rendu volumique (droite).

A noter, l'IVA présente une anomalie de naissance sur un ostium commun avec la coronaire droite de la cusp aortique antéro-droite.

Trajet rétro aortique

Il s'agit d'un trajet en arrière de la racine aortique.



Figures : Trajet rétro aortique de l'artère coronaire circonflexe sur coupes axiales (gauche) et mode ruban droite)

Les objectifs du coroscanner sont de mettre en évidence une anomalie à risque de compression, réaliser une cartographie pré-réimplantation chirurgicale et de recherche des anomalies post- opératoires.

Le risque de cardiaque est défini par le type de trajet aberrant (trajet inter aortico-pulmonaire), la coronaire concernée (IVA+++) et les caractéristiques anatomiques de la coronaire (angle de raccordement aiguë, partage d'intima avec l'aorte)

Communication inter atriale

Définition

Il existe 4 types de communications, en rapport avec la localisation de la communication par rapport au septum inter-auriculaire.

-Ostium primum : 1/6 des cas.

-Ostium secundum : 3/4 des cas

-Sinus venosus : 1/10 des cas, elle correspond à une ouverture au delà des limites de la fosse ovale et elle est associée à un retour veineux pulmonaire anormal par anomalie d'insertion des veines pulmonaires droites.

-Sinus coronaire : C'est l'anomalie la plus rare, qui correspond à l'absence de séparation entre le sinus et l'oreillette.

Cliniquement, le patient peut être asymptomatique ou présenter des signes de dyspnée / tachycardie et présenter un souffle cardiaque à l'auscultation.

La chronicisation des symptômes par persistance du shunt impacte le cœur droit avec apparition d'un HTAP et une hypertrophie ventriculaire droite, pouvant évoluer au maximum vers une inversion du shunt qui devient un shunt droite/gauche par inversion du régime de pression, syndrome d'Eisenmeinger.

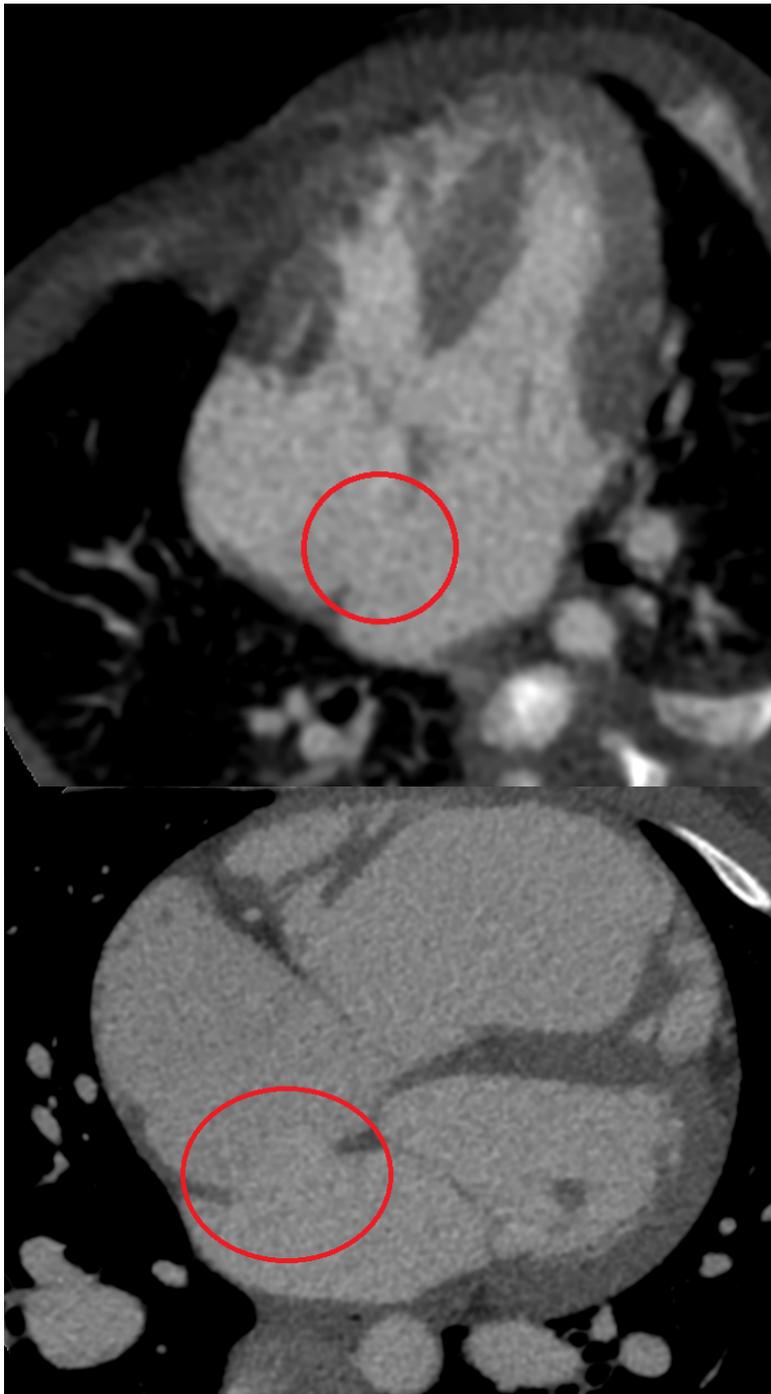
La présence d'une CIA expose le patient au risque d'embolie paradoxale.

Les signes retrouvés au scanner seront un défaut du septum inter auriculaire dont la topographie dépendra du type de communication et une dilatation des cavités cardiaques droites.

Le retentissement sur les cavités cardiaques sera évalué par une dilatation des cavités cardiaques droites secondaire au shunt gauche/droit selon le régime de pression.

Le traitement reposera sur une prise en charge interventionnelle par implantation de plug en cas de CIA ostium secundum avec critères anatomiques favorables.

Dans tous les autres cas, le traitement reposera par une plastie chirurgicale.



Figures : Communication inter atriale ostium secundum sur coupe 4 cavités (haut) et axiale (bas).

Maladie de Kawasaki

Définition

La maladie de Kawasaki est une vascularite fébrile des vaisseaux de moyen et petit calibre du jeune enfant et du nourrisson.

La maladie se caractérise par une fièvre résistante aux antipyrétiques, un exanthème, un énanthème et une conjonctivite.

Sa gravité tient au fait qu'en l'absence de traitement des anévrysmes coronaires sont retrouvés dans 25 à 30% des cas et apparaissant entre 10 et 30 jours après le début de la maladie.

En cas de diagnostic précoce, l'administration conjointe d'immunoglobuline et d'acide acétylsalicylique permet de réduire la fréquence d'anomalie des artères coronaires à moins de 5%.

La dimension des anévrysmes est un facteur pronostique important, en effet, une dilatation anévrysmale de plus de 4mm permet de prédire une forte probabilité d'épaississement à long terme de l'intima et de la média.

La régression des anévrysmes survient dans 60% des cas à 2 ans

Parmi les séquelles à long terme, il semble apparaître un sur-risque d'artériosclérose secondaire sur les segments pathologiques.



Figures : Anévrisme du segment 2 de l'interventriculaire antérieure sur rendu volumique (haut), coupe axiale (bas gauche) et mode ruban (bas droite).

Valvulopathies

Définition

Elles correspondent à une absence ou un défaut de développement valvulaire.

Le but du scanner est la cartographie coronaire pré opératoire.

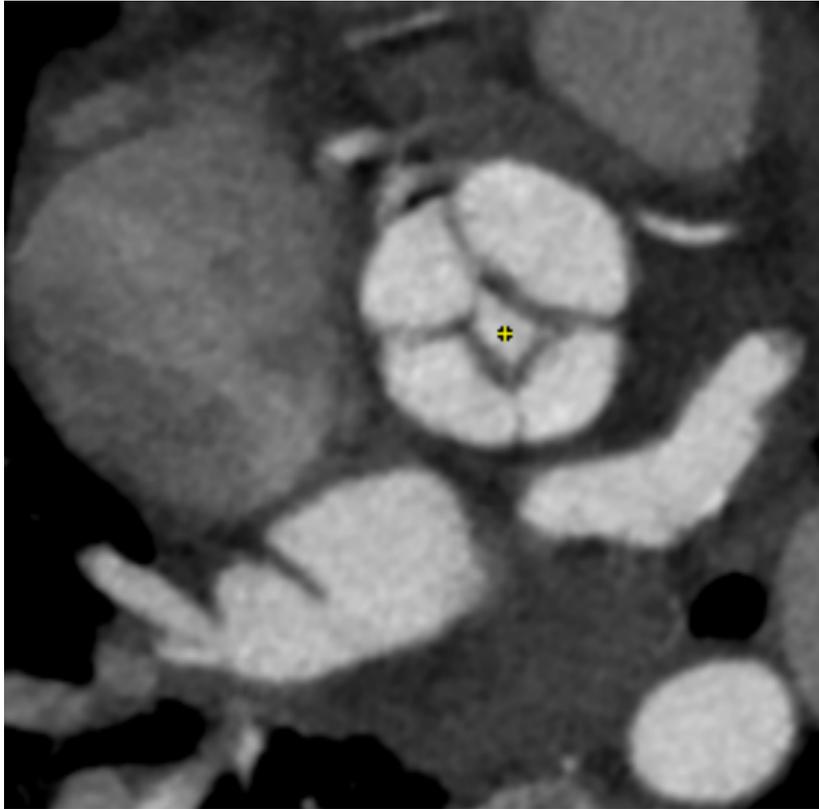


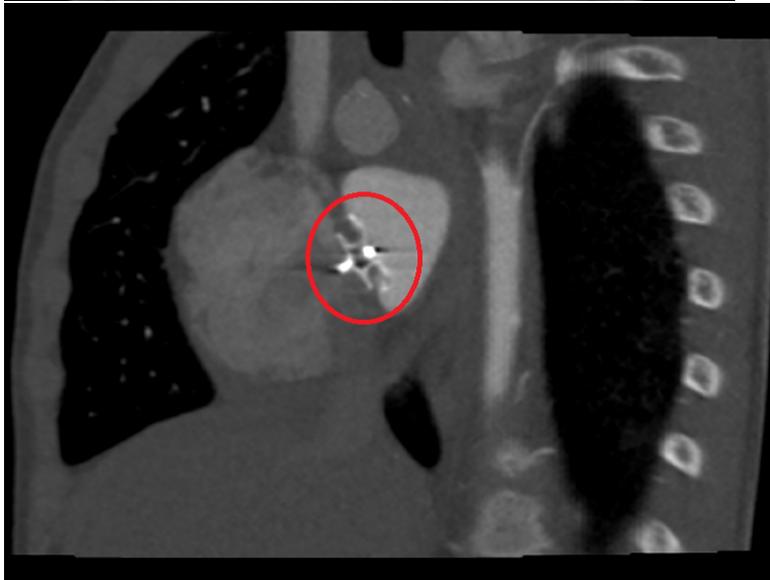
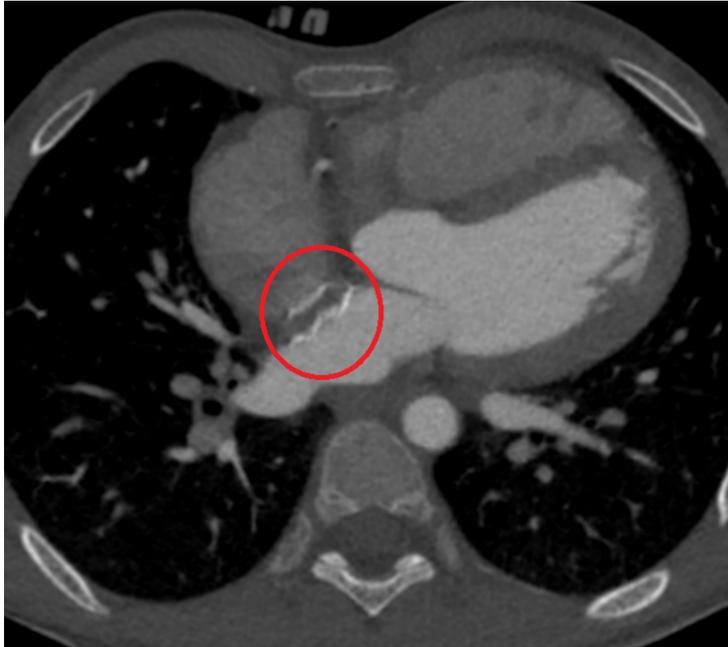
Figure : Quadricuspidie aortique sur coupe axiale dans le plan de la valve.

Thérapeutique

Matériel prothétique

Plugs

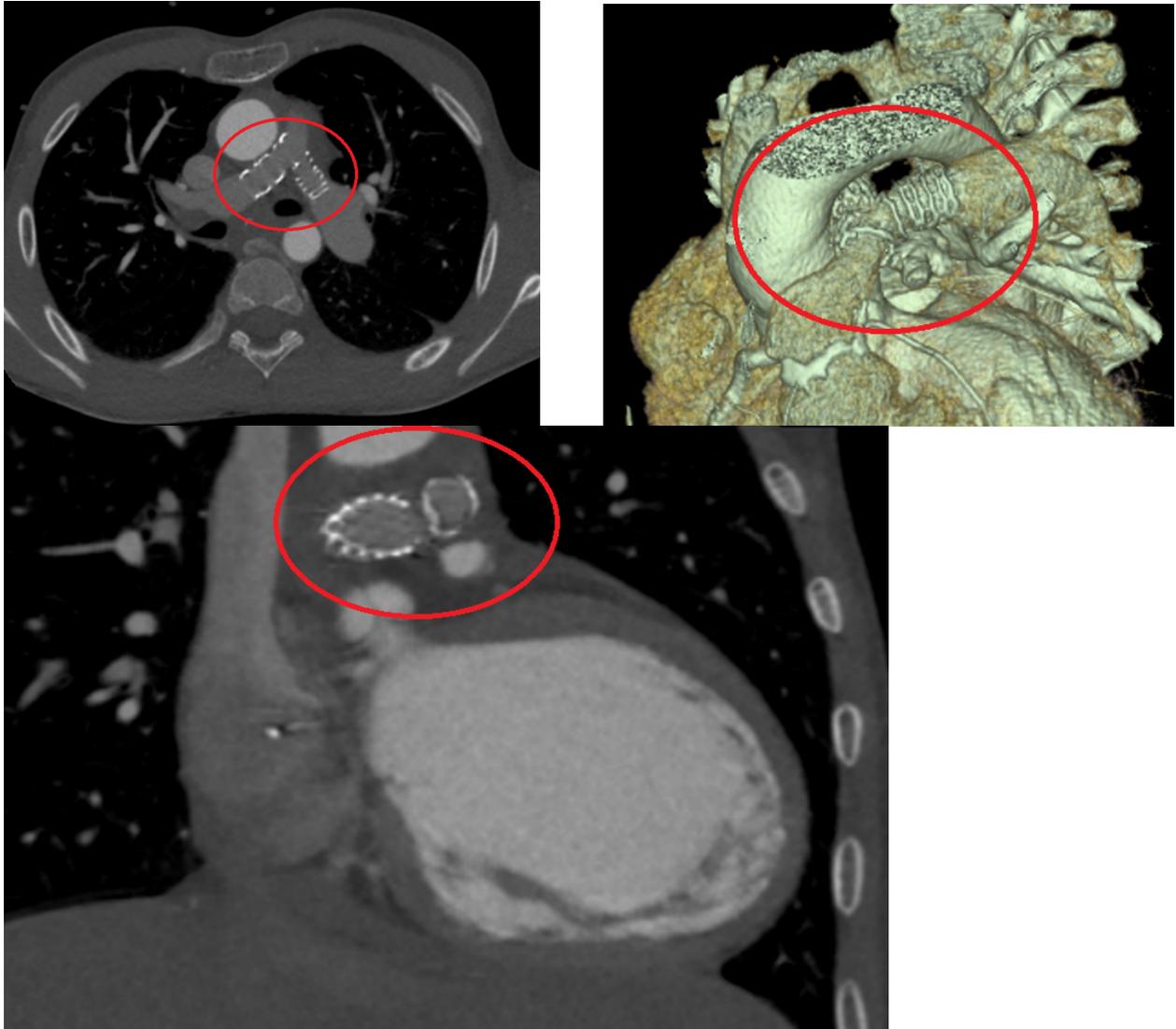
Dans notre série, un patient a été traité par plug pour une communication inter-atriale. Ostium secundum.



Figures :Fermeture d'une Communication ostium secundum par emplatzer sur coupe 4 cavité(haut) et petit axe (bas).

Stents

Dans notre série, plusieurs patients ont bénéficié de stenting des artères pulmonaires dans le cadre d'une atrésie des branches artérielles pulmonaires sur une APSO.



Figures : Stents perméables des artères pulmonaires sur coupe axiale (haut droit), coupe sagittale (bas) et rendu volumique (haut gauche).

Index

A

Acquisition séquentielle/Monophasique Prospective :

Mode d'acquisition du coroscanner basé sur une acquisition discontinue discontinues du massif cardiaque.

Cette acquisition est déclenchée à un intervalle fixe et défini à priori du cycle cardiaque, ce dernier étant enregistré via le gating ECG.

Ce mode d'acquisition est associé à une dose délivrée au patient plus élevée.

Acquisition Spiralée/Multiphasique rétrospective :

Mode d'acquisition du coroscanner basé sur l'acquisition continue d'images du massif cardiaque tout au long du cycle cardiaque et reconstruction à postériori des images selon le rythme cardiaque obtenu grâce au gating ECG.

Ce mode d'acquisition est associé à une dose délivrée au patient plus élevée.

ALCAPA :

Naissance du tronc commun coronaire de l'artère pulmonaire.

ARCAPA :

Naissance de la coronaire droite de l'artère pulmonaire.

Artéfacts :

Dans le contexte, signal artificiel responsable d'une altération de l'image d'un examen radiologique, qui peut être liée au mouvement du patient par exemple.

B

Bpm :

Battements par minute, relatif au rythme cardiaque

Bruit de l'image :

Dispersion aléatoire des valeur de densité (en scanner) de l'image autour d'une valeur médiane pour un objet uniforme.

C

Coroscaner :

Scanner permettant le recueil d'images et l'analyse des structures cardiaques, en particulier des coronaires.

Collimation :

Largeur du faisceau de rayon X à la sortie du tube déterminant l'épaisseur de coupe.

E

Enanthème :

Erythème muqueux.

Exanthème :

Erythème cutané.

G

Gating ECG :

Marquage temporel des images scannographiques acquises par rapport au rythme cardiaque du patient, recueilli par des électrodes ECG reliées au scanner.

H

Hardware :

Pièce détachée d'un système technologique.

I

Intervalle R-R :

Espace de temps entre les ondes R de deux complexes QRS de l'ECG (correspondant à la systole cardiaque).

Cet espace correspond à un battement cardiaque.

IVA :

Interventriculaire antérieure.

Branche coronaire issue du tronc commun.

P

Pitch ou Tour d'hélice :

Avancée de la table de scanner pour tour de rotation du statif.

En pratique, cela correspond à la zone explorée en un tour de statif.

R

Résolution temporelle :

Durée minimale entre deux évènements pour être séparés.

Résolution spatiale :

Distance minimale entre deux points pour être séparés sur une image.

S

Software :

Logiciel numérique

V

VDDI :

Ventricule droit à double issue



SERMENT



- *En présence des Maîtres de cette école, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'Hippocrate, je promets et je jure, au nom de l'Être suprême, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.*

- *Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail.*

- *Admis (e) dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.*

- *Respectueux (se) et reconnaissant (e) envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.*

- *Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses. Que je sois couvert (e) d'opprobre et méprisé (e) de mes confrères si j'y manque.*

Introduction: Le coroscanner(CCTA) est soumis à des artéfacts de mouvement important en population pédiatrique, ce qui rend l'examen non interprétable. L'essai COROPEDIA a pour but d'évaluer les algorithmes de correction d'artéfacts de mouvement (MCA) de première (SSF1) et deuxième génération (SSF2) chez des enfants bénéficiant d'un coroscanner.

Matériels et méthodes: Cet essai prospectif a inclus 50 enfants qui ont bénéficié d'une acquisition par coroscanner à large détecteur (Revolution CT, GE Healthcare). Les images ont été reconstruites par SSF1 et SFF2 (SnapShot Freeze, GE Healthcare), et comparées aux images issues des reconstructions monophasiques et multiphasiques. La qualité des images a été évaluée par deux radiologues en évaluant les structures suivantes par une échelle semi quantitative à 4 catégories: les segments coronaires, les ostia droit et gauche, l'aorte ascendante, le tronc de l'artère pulmonaire, la valve aortique et les cavités cardiaques.

Results: Les reconstructions par MCA ont été réalisées chez 47 patients (âge moyen 5.2 ± 4.7 years, rythme cardiaque 95 ± 27 bpm, et variation du rythme cardiaque 13 ± 8 bpm) sur un total de 6900 structures. Les reconstructions SSF2 ont de meilleurs résultats que les reconstructions SSF1 et monophasiques en proportion d'images de qualité diagnostique (respectivement 99.3% vs. 93.5% et 91.5%, $P < 0.05$) et d'images de qualité optimale (respectivement 89.5% vs. 66.1% et 55.6%, $P < 0.05$). Comparativement aux reconstructions multiphasiques les reconstructions SSF2 ont une proportion équivalente de structures de qualité diagnostique (99.6% vs. 99.3%, $P = 0.5$), avec une proportion plus grande de structures de qualité optimale (89.5% vs. 79.6% $P < 0.05$).

Conclusion: Snapshot Freeze 2 améliore la qualité d'image en réduisant les artéfacts de mouvement et pourrait en acquisition monophasique permettre d'obtenir une image équivalente à celle des acquisitions multiphasiques.

Mots clés: coroscanner, cardiopathie congénitale, pédiatrie, algorithme, reconstructions, monophasique, multiphasique, artifact.

Clinical trial registration: (NCT03194763)

<https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT03194763>