



UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE  
**FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG**

Année : 2015

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT  
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**ANALYSABILITE DES ARTERES CORONAIRES EN  
TOMODENSITOMETRIE THORACIQUE SANS SYNCHRONISATION  
CARDIAQUE CHEZ LE JEUNE ENFANT EN RESPIRATION LIBRE:  
IMPACT DE LA RESOLUTION TEMPORELLE**

Présentée et soutenue publiquement le 26 juin 2015 à 16 heures  
au Pôle Formation

**Par Alexandre BRIDOUX**

---

**JURY**

**Président :**

**Madame le Professeur Martine REMY-JARDIN**

**Assesseurs :**

**Monsieur le Professeur Jacques REMY**

**Monsieur le Professeur François GODART**

**Monsieur le Docteur Antoine DESCHILDRE**

**Directeur de Thèse :**

**Monsieur le Docteur François PONTANA**

---

## **Avertissement**

**La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses: celles-ci sont propres à leurs auteurs.**

## Liste des abréviations

ECG	Electrocardiogramme
G	Gauge
IVA	Artère interventriculaire antérieure
RT	Résolution temporelle
TDM	Tomodensitométrie

## Table des matières

<b>RÉSUMÉ.....</b>	<b>1</b>
<b>ÉTAT DE LA QUESTION.....</b>	<b>2</b>
I.Introduction.....	2
II.Artères coronaires.....	5
A.Anatomie modale.....	5
B.Variantes et anomalies.....	8
C.Pathologies pouvant intéresser les artères coronaires chez l'enfant.....	11
III.Obstacles à l'étude des artères coronaires en tomodensitométrie chez le jeune enfant et réponses techniques.....	13
A.Taille / Résolution spatiale.....	13
1.Taille des artères coronaires.....	13
2.Résolution spatiale.....	13
B.Environnement / Résolution en contraste.....	14
1.Environnement.....	14
2.Résolution en contraste.....	14
C.Mouvements / Résolution temporelle et autres paramètres temporels.....	17
1.Mouvements.....	17
2.Résolution temporelle et autres paramètres temporels .....	21
a) Résolution temporelle : influence du temps de rotation et de la technique de reconstruction.....	22
<i>i.Full scan</i> .....	22
<i>ii.Half scan</i> .....	22
<i>iii.Approche multisegmentaire</i> .....	22
b) Pas de l'hélice ou pitch.....	23
c) Temps d'acquisition : influence du temps de rotation, du pitch et de la taille du détecteur.....	24
d) Synchronisation ECG.....	25
<i>i.Synchronisation ECG rétrospective</i> .....	26
<i>ii.Synchronisation ECG prospective</i> .....	26
e) Principes et avantages du scanner double source.....	27
D.Radiosensibilité / Radioprotection.....	30
1.Radiosensibilité.....	30

2.Radioprotection.....	31
a) Justification.....	31
b) Optimisation.....	32
a) Limitation.....	34
<b>ARTICLE SCIENTIFIQUE.....</b>	<b>37</b>
<b>ANALYSE PSYCHO-COMPORTEMENTALE DU RADIOLOGUE THORACIQUE.....</b>	<b>65</b>
<b>CONCLUSION ET PERSPECTIVES.....</b>	<b>67</b>
<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....</b>	<b>68</b>
<b>ANNEXES.....</b>	<b>75</b>
Annexe 1 : Communication orale JFR 2014.....	75
Annexe 2 : Communication orale RSNA 2014.....	76

## Résumé

**Objectif :** Evaluer l'impact d'une optimisation de la résolution temporelle (RT) sur la visibilité des artères coronaires en tomодensitométrie (TDM) thoracique pédiatrique standard.

**Matériel et méthode :** Les examens thoraciques standards de 93 enfants de moins de 4 ans, examinés en TDM double source, simple énergie, pitch élevé, sans synchronisation ECG ni sédation ni  $\beta$ -bloquant ont été rétrospectivement reconstruits avec une RT de 75 ms (RT optimisée) (Groupe 1) et 140 ms (RT standard) (Groupe 2). Deux radiologues de façon indépendante ont étudié l'analysabilité des portions proximales des artères coronaires (6 segments par patient soit 558 segments analysés).

**Résultats :** Le pourcentage de segments coronaires détectés était significativement meilleur dans le groupe 1 que dans le groupe 2 que l'on considère l'ensemble des segments (Groupe 1: 27%; Groupe 2: 24%;  $p=0.0004$ ) ou uniquement les segments les plus proximaux (Groupe 1: 36.5%; Groupe 2: 32%;  $p=0.0006$ ). Dans les deux groupes, les taux de détection les plus élevés étaient observés pour le tronc commun (S1) (Groupe 1:64.5%; Groupe 2: 58% ;  $p=0.0339$ ) et l'artère inter-ventriculaire antérieure proximale (S2) (Groupe 1: 43%;Groupe 2: 42% ;  $p=0.567$ ). Les grades d'analysabilité du tronc commun (S1) ( $2.65 \pm 0.83$  vs  $2.56 \pm 0.84$ ;  $p=0.01$ ) et de l'artère coronaire droite proximale (S7) ( $1.91 \pm 0.90$  vs  $1.76 \pm 0.84$ ;  $p=0.0005$ ) du Groupe 1 étaient significativement meilleurs.

**Conclusion :** L'optimisation de la RT permet d'améliorer la visibilité des artères coronaires en scanographie pédiatrique standard du thorax, encore perfectible à 75 ms.

## ÉTAT DE LA QUESTION

### I. Introduction

Le thorax représente une des principales régions anatomiques étudiées chez l'enfant en radiographie standard (1,2). Si la radiographie thoracique est l'examen de base réalisé en première intention et souvent l'unique examen car suffisant, le nombre de scanners est croissant (il a doublé chez l'enfant de moins de 5 ans entre 1996 et 2005 pour atteindre 4 millions de scanners par an aux Etats-Unis) (3).

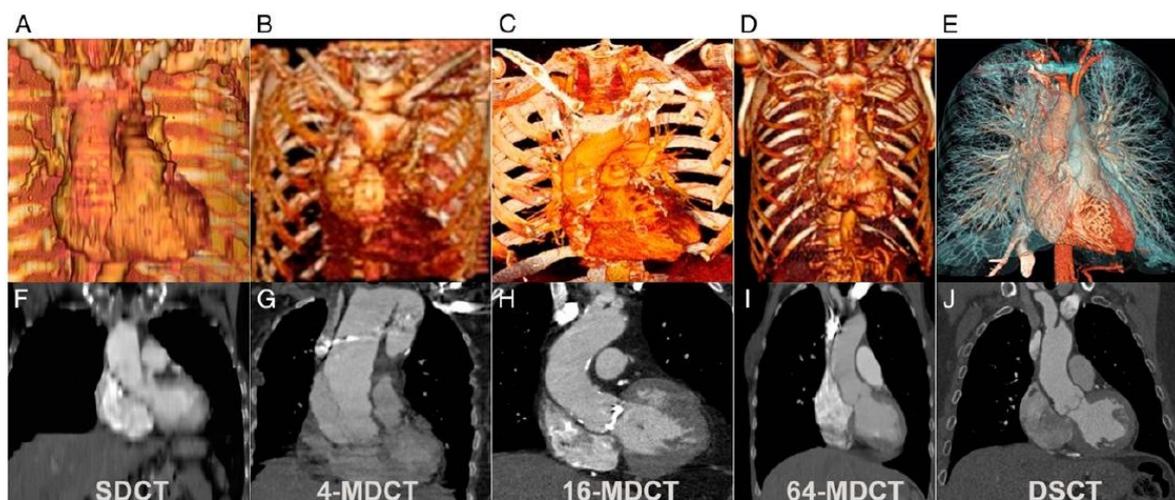
Cela s'explique par la meilleure disponibilité des machines et par les progrès techniques permettant une analyse fine de l'ensemble du contenu thoracique y compris chez l'enfant.

Les indications se multiplient que ce soit pour le diagnostic ou le suivi de pathologies pulmonaires, médiastinales ou de la paroi thoracique (4-6).

L'analyse du cœur et des artères coronaires a longtemps été entravée par les nombreux artefacts liés à leur mouvement.

Depuis le début des années 2000, des innovations (scanners multidétecteurs, synchronisation à l'électrocardiogramme) ont permis le développement d'une imagerie cardiaque dédiée au prix d'une irradiation importante. En parallèle, l'amélioration progressive des vitesses d'acquisition et de la résolution temporelle des machines en tomodensitométrie thoracique sans synchronisation cardiaque a permis de réduire considérablement les artefacts intéressant les structures

cardiaques permettant désormais leur analyse sur des acquisitions thoraciques non dédiées (**Figure 1**) et donc rendant possible une imagerie cardio-thoracique intégrée.



**Figure 1 :** Illustration de l'amélioration de la visualisation des structures cardiovasculaires médiastinales depuis 14 ans avec les progrès technologiques, en angioscanner thoracique sans synchronisation ECG (7): scanners mono barrette (A,F), 4 barrettes (B,G), 16 barrettes (C,H), 64 barrettes (D,I) et double source (E,J). A-E 3D volume rendering. F-J reformations coronales correspondantes.

Cependant les habitudes font que les radiologues ont une tendance naturelle à négliger d'étudier le cœur et les coronaires (de façon similaire, la radiographie de thorax est souvent restreinte à l'étude pulmonaire en la désignant dans la plupart des services « RP » ou « radiographie pulmonaire »).

Les artères coronaires étant désormais accessibles sur les examens thoraciques de routine, leur analyse doit être systématique.

Leur étude serait intéressante pour :

-Dépister des formes malignes d'origine ou de trajet chez l'enfant tout venant

-Dépister des anomalies pouvant compliquer un geste opératoire chez les patients suivi pour cardiopathie ou malformation vasculaire congénitale.

-Dépister des anastomoses coronaro-systémiques associées à des pathologies extra-cardiaques étudiées en scanner sans synchronisation cardiaque (séquestration pulmonaire, bronchiectasies....).

Notre travail consistait à déterminer dans quelles proportions les segments proximaux et moyens des artères coronaires étaient détectés chez le jeune enfant en scanner thoracique sans synchronisation ECG ni sédation et quel était l'impact de la résolution temporelle.

## II. Artères coronaires

### A. Anatomie modale ( Figure 2) (8,9)

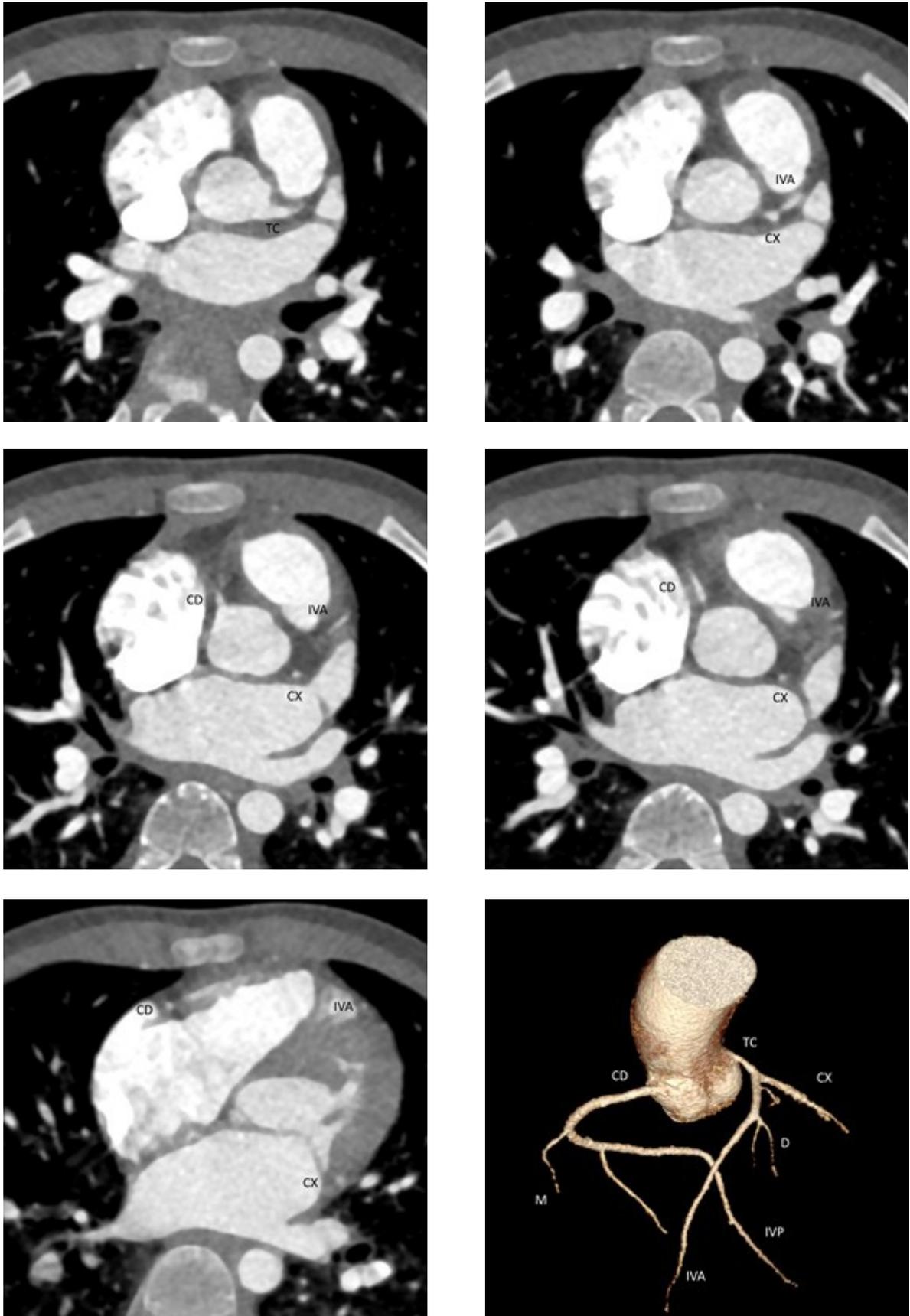
La vascularisation du myocarde est assurée par les artères coronaires qui naissent du renflement initial de l'aorte ascendante (sinus aortique) immédiatement en aval de la valve aortique. Elles sont perfusées essentiellement en diastole, les feuillets valvulaires venant obstruer les ostiums coronaires lors de l'ouverture de la valve aortique en systole.

Les artères coronaires cheminent à la surface du myocarde dans la graisse épicardique et réalisent deux couronnes (d'où leur nom) vasculaires orthogonales : l'une dans le long axe du cœur (par les sillons inter-ventriculaires) et l'autre dans le petit axe (par les sillons inter-atrio-ventriculaires).

Elles sont au nombre de deux, divisées en 16 segments selon la classification de l'American Heart Association (10).

- L'artère coronaire gauche naît du sinus aortique gauche par un premier segment : le tronc commun (segment 5). Il chemine en arrière du tronc pulmonaire vers la gauche. Il se divise rapidement en deux rameaux :

- l'artère circonflexe (segments 11 et 13) qui chemine latéralement sous l'auricule gauche puis contourne le bord gauche du cœur dans le sillon inter-atrio-ventriculaire gauche. Elle donne plusieurs branches de surface marginales gauches (segments 12, 14) pour la paroi latérale du ventricule gauche. Elle donne également une branche atriale gauche pouvant participer à la vascularisation du nœud sinu-atrial.



a	b
c	d
e	f

**Figure 2 :** Illustration de l'anatomie modale des artères coronaires.

a-e : angioscanner thoracique, coupes axiales cranio-caudales ; f : reconstruction en rendu de volume (VRT).

TC : tronc commun, IVA : artère inter-ventriculaire antérieure, CX : artère circonflexe, CD : artère coronaire droite, D : branches diagonales, M:branches marginales droites, IVP : artère interventriculaire postérieure.

-l'artère interventriculaire antérieure qui chemine entre le tronc pulmonaire et l'auricule gauche puis dans le sillon inter-ventriculaire antérieur vers l'apex qu'elle contourne. Elle est accompagnée dans son trajet par la grande veine du cœur. Elle donne des branches de surface diagonales pour la paroi antérieure du ventricule gauche : les deux premières D1 et D2 correspondent aux segments 9 et 10 et séparent l'artère interventriculaire antérieure en segments proximal 6, intermédiaire 7 et distal 8. Elle donne également des branches perforantes septales (vascularisant les deux tiers antérieurs du septum interventriculaire et notamment le faisceau atrioventriculaire de His).

Parfois, la bifurcation du tronc commun est remplacée par une trifurcation avec une artère bissectrice (segment 16) pour la paroi antérolatérale du ventricule gauche.

- L'artère coronaire droite naît du sinus aortique antérieur droit. Elle présente un 1er segment (segment 1) horizontal vers l'avant et la droite d'où partent une première branche vers l'avant pour l'infundibulum pulmonaire ou artère du conus (qui peut naître également directement de l'aorte), et une deuxième branche atriale vers l'arrière pour le nœud sinu-atrial (qui peut naître parfois de l'artère circonflexe proximale). Elle rejoint le sillon atrio-ventriculaire droit, se coude pour contourner le bord droit du cœur par un deuxième segment vertical (segment 2) (où elle donne des branches marginales droites pour l'atrium et le ventricule droit) vers la face

diaphragmatique du cœur (segment 3) jusqu'au croisement entre les sillons atrio-ventriculaires, inter-atrial et inter-ventriculaire où elle donne habituellement deux branches terminales :

-l'artère inter-ventriculaire postérieure (segment 4) qui chemine vers l'avant dans le sillon inter-ventriculaire postérieur et vascularise le tiers postérieur du septum interventriculaire

-l'artère rétroventriculaire postérieure qui se distribue à la face postérieure du ventricule gauche et donne une première septale pour le nœud atrioventriculaire.

L'artère donnant les branches interventriculaire postérieure et rétroventriculaire postérieure et donc assurant la vascularisation de la paroi diaphragmatique et de la partie inférieure du septum est dite dominante.

C'est le plus souvent l'artère coronaire droite (dominance droite : 80%), parfois l'artère coronaire gauche par l'artère circonflexe (dominance gauche : 10%, l'artère interventriculaire postérieure issue de l'artère circonflexe correspond alors au segment 15). La circulation est équilibrée dans les derniers 10%.

La vascularisation cardiaque est de type terminale c'est à dire qu'en cas d'occlusion, il n'existe classiquement pas d'anastomose permettant de suppléer à l'interruption du flux.

## **B. Variantes et anomalies (11–13)**

Les limites entre variantes de la normale et anomalies coronaires ne sont pas strictement définies.

Une configuration anatomique est classiquement appelée variante de la normale lorsqu'elle est présente chez au moins 1% de la population. Dans le cas contraire, on parle d'anomalie.

Les anomalies isolées des artères coronaires sont rares (0,5% des autopsies pédiatriques). Elles sont en revanche fréquentes en cas de cardiopathie congénitale (par exemple, on observe 18 à 31% d'anomalies coronaires dans la tétralogie de Fallot) (12).

Parmi ces anomalies, la plupart sont sans conséquence clinique mais peuvent compliquer une chirurgie cardiaque, vasculaire ou des actes de cardiologie interventionnelle et doivent donc être précisées avant le geste. On citera

- la duplication le plus souvent de l'artère interventriculaire antérieure,
- la naissance haute (plus de 1 cm au dessus de la jonction sino-tubulaire) en général de l'artère coronaire droite,
- le trajet prépulmonaire notamment de l'artère coronaire gauche dans la tétralogie de Fallot ce qui pourra compliquer la chirurgie de correction de la sténose pulmonaire
- le trajet transseptal,
- le trajet rétroaortique,
- l'artère coronaire droite en crosse de berger (variante de trajet très tortueux de l'artère initialement très ascendante, puis présentant une forte coudure pour redescendre dans le sillon atrio-ventriculaire).

D'autres anomalies ont en revanche un retentissement hémodynamique et peuvent être à risque de mort subite. Les anomalies coronaires représentent ainsi la 2ème cause cardiaque de mort subite chez le sujet jeune sportif (la première étant les cardiomyopathies hypertrophiques) (14). Elles méritent donc d'être dépistées et décrites.

### **1. Anomalie d'origine à risque : Naissance d'une artère coronaire de l'artère pulmonaire**

L'artère coronaire gauche peut naître du tronc de l'artère pulmonaire ou d'une de ses branches. Cette anomalie se révèle cliniquement dans les premières semaines de vie, les symptômes se majorant avec la baisse des pressions pulmonaires. Des collatérales se développent entre les artères coronaires droite et gauche responsables d'un shunt gauche-droit et d'un phénomène de vol avec ischémie myocardique puis infarctus.

Le traitement consiste en la réimplantation de la coronaire sur l'aorte.

La naissance de l'artère coronaire droite de l'artère pulmonaire est plus rare et moins fréquemment symptomatique.

### **2. Anomalie de trajet à risque**

#### •Trajet inter-artériel (ou inter-aortico-pulmonaire)

Le trajet inter-aortico-pulmonaire peut être responsable d'une compression extrinsèque de l'artère coronaire en particulier à l'effort.

Cette anomalie de trajet est associée à une anomalie d'origine : le plus fréquemment, naissance de la coronaire gauche (ou d'un de ses rameaux) du sinus controlatéral ou de l'artère coronaire droite.

#### •Trajet intra-mural

On parle de trajet intra-mural, lorsque l'artère coronaire chemine initialement dans la paroi aortique avec qui elle partage l'intima. Cette anomalie de trajet peut être responsable de sténose.

#### •Pont intra-myocardique (15)

On parle de pont intra-myocardique, lorsque l'artère coronaire chemine au sein du myocarde au lieu d'être située dans la graisse épicaudique. Cette anomalie est

fréquente (40-80% en autopsie, 0.5 à 16% en coronarographie) et intéresse dans plus des 2/3 des cas l'artère interventriculaire antérieure.

La contraction du myocarde en systole est responsable d'une sténose dynamique de l'artère. Son retentissement hémodynamique clinique est discuté et resterait un diagnostic d'exclusion.

### **3. Anomalie de connexion à risque ou fistules coronaires(16)**

Les fistules coronaires correspondent à des connexions directes anormales entre une artère coronaire et une cavité cardiaque ou un autre vaisseau. Elles sont retrouvées dans 0,3 à 0,8% des séries angiographiques. Elles peuvent être congénitales ou acquises. Les signes cliniques sont en rapport avec le débit et le type de drainage. 90% se drainent dans la circulation veineuse à basse pression (ventricule droit 41%, atrium droit 26%, artère pulmonaire 17%, veine cave supérieure 1%) et sont responsables de shunts gauche – droit. Une hypertension pulmonaire, une insuffisance cardiaque, des phénomènes de vol coronaire avec ischémie et infarctus, un risque embolique et d'endocardite peuvent survenir. L'histoire naturelle et prise en charge des fistules restent controversées (17,18).

## **C. Pathologies pouvant intéresser les artères coronaires chez l'enfant**

L'analyse des artères coronaires chez l'enfant ne se limite pas au dépistage des anomalies à risque de mort subite ou des formes à risque chirurgical.

Certaines pathologies thoraciques qui ne nécessitent pas pour leur diagnostic ou leur suivi une imagerie scanographique cardiaque dédiée avec synchronisation ECG, peuvent intéresser les artères coronaires soit directement par malformation ou atteinte inflammatoire (maladie de Takayasu, Kawasaki) soit indirectement par développement d'une hypervascularisation systémique du poumon.

La séquestration pulmonaire (19–21) est une malformation correspondant à une masse de tissu pulmonaire non fonctionnel, non relié à l'arbre trachéo-bronchique, ayant une vascularisation artérielle aberrante propre d'origine systémique. Cette vascularisation systémique est issue en général de l'aorte thoracique ou abdominale. Parfois, elle peut naître directement des artères coronaires. Mettre en évidence cette vascularisation d'origine coronaire participe non seulement au diagnostic positif de séquestration pulmonaire mais également à la planification chirurgicale.

Une association entre bronchiectasies et fistules coronaro-bronchiques existent (22,23) mais sa physiopathologie est discutée.

En cas d'atrésie, de sténose congénitale de l'artère pulmonaire (24,25) ou d'interruption proximale d'une artère pulmonaire (26), des collatérales systémico-pulmonaires permettent d'assurer un flux pulmonaire avec notamment des fistules coronaro-pulmonaires. De même en cas de sténose acquise par obstruction tumorale, par thrombo-embolie chronique (27,28), ou par atteinte inflammatoire dans le cadre de la maladie de Takayasu (29,30), des fistules coronaro-bronchiques ou coronaro-pulmonaires sont possibles.

La maladie de Kawasaki pourrait parfois en cas de manifestations atypiques notamment pulmonaires (31,32) nécessiter la réalisation d'un scanner thoracique qui permettrait en outre de dépister les complications anévrismales coronaires d'autant plus que l'atteinte est en général proximale (33).

### **III.Obstacles à l'étude des artères coronaires en tomодensitométrie chez le jeune enfant et réponses techniques**

#### **A.Taille / Résolution spatiale**

##### **1.Taille des artères coronaires**

Les artères coronaires de l'enfant sont des structures difficiles à imager en raison de leur petite taille.

Le diamètre des artères coronaires chez l'enfant a été étudié par échographie ou coronarographie (il n'y a pas de norme scanographique).

A leur origine, elles mesurent 1 à 2 mm à la naissance et 2 à 3 mm à 4 ans (33,34).

##### **2.Résolution spatiale**

L'étude des artères coronaires nécessite donc une technique à haute résolution spatiale.

La résolution spatiale est la capacité à distinguer deux points proches l'un de l'autre comme étant deux points distincts: plus la résolution spatiale est élevée, plus petite sera la distance minimale à partir de laquelle deux points proches peuvent être distingués comme étant séparés.

La résolution spatiale de reconstruction axiale (« in plane resolution », plan x,y perpendiculaire à l'axe cranio-caudal) dépend de la taille du pixel de la matrice de reconstruction, qui est fonction du champ de vue (FOV) et du nombre de lignes et colonnes de la matrice (512 x 512 généralement). Elle est limitée à l'acquisition par le nombre et la taille des détecteurs par rangée.

La résolution spatiale longitudinale (« through plane resolution», axe z du patient) dépend de l'épaisseur nominale de coupe limitée par l'épaisseur d'un détecteur. Elle peut être améliorée par l'utilisation d'un foyer flottant.

La résolution spatiale des scanners est de nos jours excellente (de l'ordre de 0.25 mm (0.24 mm pour le Siemens Force, 0.23 mm pour le GE Revolution)) même si elle est moindre que celle de l'angiographie invasive (0.1 mm) (35).

Les acquisitions se font à voxels isotropiques (de même taille dans les trois dimensions) permettant des reconstructions dans les différents plans de l'espace (Multi Planar Reformation, MPR).

La petite taille des artères coronaires des enfants n'est donc pas aujourd'hui le facteur limitant leur étude en scanner.

## **B. Environnement / Résolution en contraste**

### **1. Environnement**

Les artères coronaires de l'enfant sont des structures difficiles à imager en raison d'un faible différentiel de contraste spontané entre les artères coronaires et leur environnement. La graisse épocardique étant peu abondante (5), les artères sont à proximité du muscle myocardique dont la densité spontanée est proche.

### **2. Résolution en contraste**

La résolution en contraste est définie comme la capacité à distinguer deux objets de densités faiblement différentes. Elle est liée à la sensibilité des détecteurs et au rapport signal sur bruit, proportionnel au flux de photons.

L'imagerie des vaisseaux est facilitée en scanner par l'injection intra-veineuse de produit de contraste radio-opaque iodé permettant de majorer le différentiel de densité entre les artères coronaires et leur environnement.

Obtenir une opacification satisfaisante des vaisseaux est cependant rendu difficile chez l'enfant du fait :

- du faible calibre des veines périphériques requérant l'utilisation de cathéters de petit calibre et donc un faible débit d'injection

- de la circulation rapide de l'enfant liée à la fréquence cardiaque plus rapide et les distances plus courtes que l'adulte et donc d'une difficulté à synchroniser l'acquisition des images avec le moment d'opacification optimale des structures vasculaires à étudier.

Il est recommandé (2) d'utiliser du produit de contraste non ionique à faible osmolalité (pour minimiser la gêne au point d'injection et les effets secondaires à type de nausée et vomissement) à une dose de 1 à 3 ml/kg (2–3 ml/kg pour le nouveau né, 2 ml/kg pour le nourrisson, 1.5 ml/kg pour l'enfant, avec un maximum de 120 ml) d'un produit concentré à 250-300 mg d'iode /ml. Dans notre pratique, en raison de protocole d'acquisition à faible kilovoltage (70 kV) et du profil d'atténuation préférentielle de l'iode à ce niveau d'énergie (36), il nous est permis de diminuer la concentration de produit de contraste jusqu'à 150 mg d'iode / ml sans compromettre la qualité du rehaussement vasculaire.

Le volume de contraste injecté chez le nouveau-né pouvant être limité à quelques ml, il faut tenir compte de l'espace mort lié à la tubulure qui représente un pourcentage important du volume total (par exemple 2 ml de tubulure sur une dose de 5ml représente 40% du volume). Il peut donc être utile de rincer la tubulure au sérum physiologique.

L'absence de bulles d'air qui peuvent avoir des conséquences sévères en cas de shunt droit-gauche doit être vérifiée.

Le site d'injection doit être contrôlé avant injection (on s'assure de sa bonne perméabilité par injection test de sérum physiologique et vérification du retour veineux) et au cours d'injection pour limiter le risque d'extravasation.

L'injection au bras droit est préférée pour éviter les artefacts de durcissement liés à l'arrivée du produit de contraste dans le tronc veineux innominé gauche. Une acquisition cranio-caudale en cas de voie veineuse au membre inférieur et inversement une acquisition caudo-craniale en cas de voie veineuse au membre supérieur peuvent également limiter les artefacts de durcissement liés à l'arrivée du bolus.

Les différents sites d'injection n'ont cependant pas d'incidence sur la qualité d'opacification (37) (hors cardiopathie congénitale). En cas de retour veineux systémique congénital anormal ou modifié chirurgicalement (ex : procédure de Fontan) le protocole d'injection (voie d'abord, délai) doit en revanche être adapté.

L'injection peut être réalisée soit manuellement soit mécaniquement (l'opacification serait dans ce cas plus continue et homogène).

En raison du petit calibre des voies veineuses chez l'enfant, certains sont opposés à injecter mécaniquement de peur de l'extravasation. L'injection mécanique serait cependant sûre que ce soit sur voies veineuses périphériques ou centrales (avec des taux de complications de moins de 1%) (38–41).

Le délai entre injection et début d'acquisition doit être adapté à la circulation rapide de l'enfant liée à la fréquence cardiaque plus rapide et les distances plus courtes que l'adulte.

En cas d'injection manuelle (débit estimé à 1-1.5 ml/s en 24G (42)), une acquisition débutant immédiatement à la fin de l'injection permet en général un rehaussement satisfaisant de l'ensemble des structures vasculaires thoraciques (5).

Chez le nouveau né, avec une acquisition à 80kV, un débit d'injection de 0.5ml/s sur une veine de la main est suffisant.

En cas d'injection mécanique (débit maximum à 1.5ml/s en 24G, 2ml/s en 22G, 3-4ml/s en 20G), il n'est pas possible chez le jeune enfant contrairement à l'adulte d'utiliser de détection automatique de bolus du fait de la pauvreté en graisse médiastinale. Il est en effet difficile de distinguer spontanément les différentes structures cardiovasculaires et donc de positionner la région d'intérêt. On déclenche l'acquisition soit avec un délai fixe (10-15s chez l'enfant, plus court 5-10 s chez le nouveau né, qu'on adaptera selon la position du catheter, périphérique ou central) soit de visu (en sachant qu'il existe un délai machine-dépendant qui peut être problématique entre le déclenchement du protocole par le manipulateur et l'acquisition de la première image). L'injection est dans tous les cas arrêtée en fin d'acquisition si elle n'est pas terminée avant.

Dans une équipe entraînée aux particularités de l'injection de produit de contraste chez le jeune enfant, la résolution en contraste n'est donc pas aujourd'hui le facteur limitant l'étude des artères coronaires en scanner.

## **C.Mouvements / Résolution temporelle et autres paramètres temporels**

### **1.Mouvements**

Les artères coronaires de l'enfant sont des structures difficiles à imager en raison de leurs mouvements dont on peut identifier trois composantes.

- Mouvements cardiogéniques : Les déplacements des artères coronaires liés aux battements cardiaques ont été étudiés chez l'adulte par angiographie, IRM ou scanner (**Tableau 1**). L'artère coronaire droite est l'artère la plus mobile au cours du

cycle cardiaque avec des vitesses et une amplitude de déplacement atteignant respectivement 70 mm/s et 25 mm. Pour un déplacement toléré de 1 mm lors de l'acquisition d'une coupe (ce qui est déjà important au regard de la petite taille des artères coronaires de l'enfant cf IIIA1), la résolution temporelle minimale requise serait ainsi de 14,28 ms ( $1 \times 1000 / 70$ ).

De plus, les mouvements des artères coronaires augmentent avec la fréquence cardiaque (43). Or, la fréquence cardiaque de l'enfant est physiologiquement élevée (44,45): elle est ainsi de près de 150 battements par minute (bpm) entre 1 et 3 mois.

	Artère coronaire gauche		Artère coronaire droite	
	Vitesse	Déplacement	Vitesse	Déplacement
Achenbach et al. Radiology 2000 (46) (electron beam CT, in plane)	Circonflexe 48,4mm/s +/-15 IVA 22,4mm/s +/-4,1		69,4mm/s +/-22,5	
Husmann et al. Radiology 2007 (coroscanner 64 ECG synchronisé, 3D) (43)	Circonflexe 24,9mm/s +/-2,5 IVA 20,2mm/s +/-2,3		35,8mm/s +/-2,8	
Hofman et al. J Magn Reson Imaging 1998 (47) (IRM, in plane)		9 mm +/- 1		25 mm +/- 5
Shechter et al. IEEE Trans Med Imaging 2006 (48) (angiographie biplan, 3D)	Tronc commun 35mm/s +/-9 Circonflexe 57mm/s +/-10 IVA 47mm/s +/-9	8 mm +/- 2	70mm/s +/-14	26 mm +/-3

**Tableau 1: Mouvements des artères coronaires d'origine cardiaque : vitesse et amplitude de déplacement.**

Pour éviter tout artefact cardiogénique, il faudrait dans l'idéal acquérir l'ensemble de la hauteur cardiaque durant une phase où les mouvements des artères coronaires sont les plus faibles.

Deux phases d'immobilité des artères coronaires sont identifiées au cours du cycle cardiaque:

-une phase en fin de systole (environ 35% de l'espace R-R) correspondant à la phase de relaxation isovolumique,

-une phase en milieu-fin de diastole (environ 75% de l'espace R-R) correspondant à la phase de diastasis (remplissage lent passif).

A rythme lent et régulier, la phase d'immobilité la plus longue est le milieu de la diastole (49).

Cependant ce rythme est rare chez l'enfant.

A rythme élevé, la diastole diminue et en particulier sa phase de diastasis pour complètement disparaître (dès une fréquence cardiaque de 80/min) (43,50). Ainsi, Otton (51) a montré que la durée de la phase de diastasis de l'artère circonflexe était réduite de 260 ms à 60 battements/min, à 150 ms à 70 battements/min et 77 ms à 80 battements/min pour disparaître à 91 battements/min.

La phase d'immobilité de fin de systole reste en revanche plus constante (à la fois en durée et en position dans le cycle) avec l'augmentation de la fréquence cardiaque (52): chez le jeune enfant, dont la fréquence cardiaque est physiologiquement élevé, la période d'immobilité de fin de systole est ainsi plus longue que la période de mi-diastole (**Tableau 2**).

Age	< 4 mois (n=6)	4 mois – 2 ans (n=28)	2 – 5ans (n=34)	> 5ans (n=32)
Fréquence cardiaque moyenne (battements/min)	117 +/-18	97 +/-14	84 +/-14	71 +/-13
Période de repos de fin de systole (durée moyenne en msec)	43 +/-15	50 +/-30	53 +/-30	52 +/-15
Période de repos de mi-diastole (durée moyenne en msec)	15 +/-8	34 +/- 27	80 +/-59	115 +/-82

**Tableau 2: Périodes de repos cardiaque selon l'âge et la fréquence cardiaque [D'après (52)]**

Pour un examen dénué de tout artefact cardiogénique, il faudrait ainsi acquérir l'ensemble de la hauteur cardiaque estimée à 4,5 cm chez le jeune enfant en moins de 43 ms durant cette période de repos en fin de systole.

Cela suppose de pouvoir cibler l'acquisition à la phase d'intérêt et donc nécessite une synchronisation à l'ECG.

- Mouvements respiratoires : contrairement à l'adulte compliant, l'apnée n'est pas possible chez le jeune enfant. Les examens sont donc réalisés en respiration libre. L'amplitude des déplacements transversaux de la cage thoracique et verticaux du diaphragme sont cependant plus faibles.

- Mouvements corporels : contrairement à l'adulte compliant, le jeune enfant est susceptible de bouger sur la table d'examen lors de l'acquisition des images.

Une préparation adéquate personnalisée est nécessaire pour limiter l'agitation de l'enfant.

Un environnement calme et la présence d'un parent favorisent la tranquillité de l'enfant.

La pose de voie veineuse peut parfois être traumatisante pour l'enfant. On peut ainsi dissocier les actes de pose de voie veineuse / scanner en faisant réaliser la pose de voie veineuse bien en amont en service de pédiatrie avant le transfert en radiologie.

Une sédation est proposée dans certains services: hydrate de chloral par voie orale (5,21), midazolam par voie rectale et/ou hydroxyzine par voie orale (53). Elle est cependant source de contraintes (54): respect des contre-indications, surveillance médicale des signes vitaux, monitoring du rythme cardiaque et de la saturation en oxygène. Une anesthésie générale est rarement nécessaire. Avant 6 mois, un repas est en général suffisant pour l'endormissement de l'enfant.

Enfin, un système de contention adapté peut être utilisé.

Une collaboration pédiatre-radiopédiatre et une équipe paramédicale entraînée spécialisée maximisent donc le succès de l'examen.

## **2.Résolution temporelle et autres paramètres temporels**

Pour éviter le flou cinétique qui dégraderait la qualité image, une technique scanographique à haute résolution temporelle est nécessaire afin de figer les structures en mouvements.

La résolution temporelle est définie comme le temps minimal pour l'acquisition des données nécessaires à la reconstruction d'une coupe.

***a) Résolution temporelle : influence du temps de rotation et de la technique de reconstruction***

La résolution temporelle dépend de la technique de reconstruction choisie.

*i. Full scan*

En cas de reconstruction standard, 360° de données acquises sont nécessaires à la formation d'une coupe. La résolution temporelle est dans ce cas égale au temps de rotation du tube.

*ii. Half scan*

Des algorithmes de reconstruction existent afin d'optimiser la résolution temporelle : ils ne requièrent au minimum que 180° de données acquises pour former une coupe. La résolution temporelle est ainsi améliorée à un demi-tour soit temps de rotation/2 à l'isocentre.

*iii. Approche multisegmentaire (55,56)*

A temps de rotation équivalent, la résolution temporelle peut être améliorée en répartissant l'acquisition des 180° de données nécessaires à la formation d'une image en plusieurs segments plus petits répartis sur plusieurs cycles cardiaques (par exemple 3 segments de 60° acquis sur 3 cycles cardiaques consécutifs) : c'est l'approche multisegmentaire. La résolution temporelle est optimisée à temps de rotation/2N où N est le nombre de segments de division (le facteur 2 correspond au gain de résolution temporelle permis par la technique de reconstruction "half-scan" cf 1.b.).

Cette approche suppose une synchronisation à l'ECG et qu'il n'y ait pas de variation significative de la position de l'artère coronaire entre les différents cycles cardiaques. Le rythme cardiaque doit être régulier.

Un inconvénient est la diminution de la vitesse d'acquisition du volume d'intérêt. En effet, la table ne doit pas avancer plus vite que le temps d'acquisition des données nécessaires à la formation d'une coupe. Les données nécessaires à la formation d'une coupe étant recueillies sur  $N$  cycles cardiaques, le temps d'acquisition du volume est multiplié d'un facteur  $N$  et est proportionnel à la durée d'un cycle cardiaque. Le temps d'acquisition est donc d'autant plus lent que le rythme cardiaque est faible et que le nombre  $N$  de divisions choisi est élevé.

Le risque d'artefacts liés aux mouvements du patient ou à sa respiration augmente donc avec le nombre  $N$  de segments choisis.

### ***b) Pas de l'hélice ou pitch***

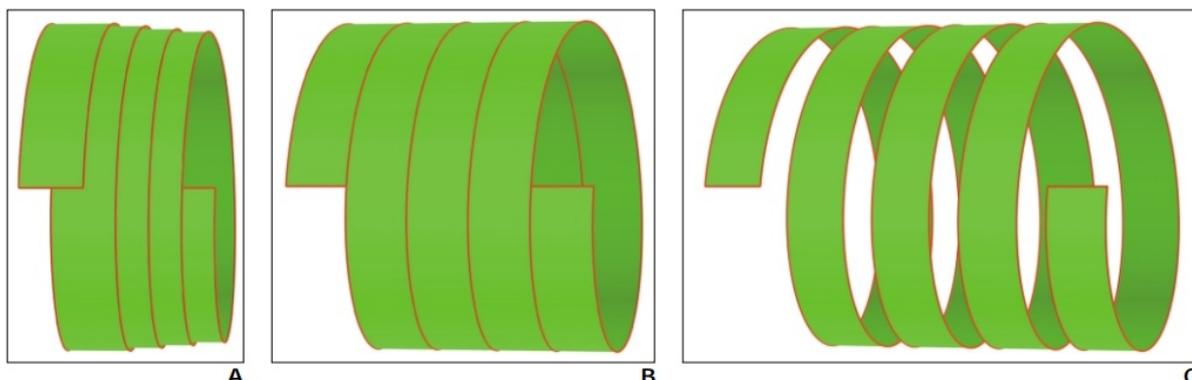
Le pitch est défini comme le rapport entre la distance d'avancée de la table en une rotation et la hauteur de couverture du détecteur dans l'axe  $z$ . Il représente l'étirement de l'hélice.

Lorsque le pitch est égal à 1, l'avancée de la table par rotation est égale à la hauteur de couverture des détecteurs, il n'y a ni intervalle libre ni superposition dans l'hélice.  $360^\circ$  de données sont acquises pour chaque coupe.

Lorsque le pitch est supérieur à 1, l'avancée de la table par rotation est plus importante que la hauteur de couverture des détecteurs. L'hélice s'étire avec des intervalles libres de données (moins de  $360^\circ$  de données sont acquises par coupe). Par des algorithmes de reconstruction, il est possible de reconstituer une spirale entière. Cependant cela n'est réalisable qu'en deçà d'un pitch de 1.5. Au-delà, l'importance des données manquantes empêche de reconstruire une image. Toutes choses égales par ailleurs, pour un pitch élevé, le temps d'acquisition, l'irradiation et le rapport signal sur bruit diminuent.

Lorsque le pitch est inférieur à 1, l'avancée de la table par rotation est inférieure à la hauteur de couverture du détecteur, l'hélice se tasse avec des zones de

superposition. Toutes choses égales par ailleurs, le temps d'acquisition, l'irradiation et le rapport signal sur bruit augmentent.



**Figure 2 :** Illustration de l'influence du pitch sur l'étirement de l'hélice

**A** pitch=0,5 (chevauchement de 50%)

**B** pitch=1 (ni chevauchement ni intervalle libre)

**C** pitch=1,5 (intervalle libre de 50%)

[d'après (57)]

***c) Temps d'acquisition : influence du temps de rotation, du pitch et de la taille du détecteur***

Certains désignent la vitesse d'acquisition longitudinale par le terme « résolution temporelle en z ».

Plus le tube tourne vite (temps de rotation faible), plus l'hélice est étirée (pitch élevé) et plus la taille du système détecteur est grande, plus le temps de couverture du volume à explorer sera court.

L'intérêt d'avoir un temps d'acquisition le plus réduit possible est d'avoir un intervalle de temps minimal entre l'acquisition de la première coupe et de la dernière coupe et donc d'éviter tout décalage spatial lié à d'éventuels mouvements de l'objet à imager.

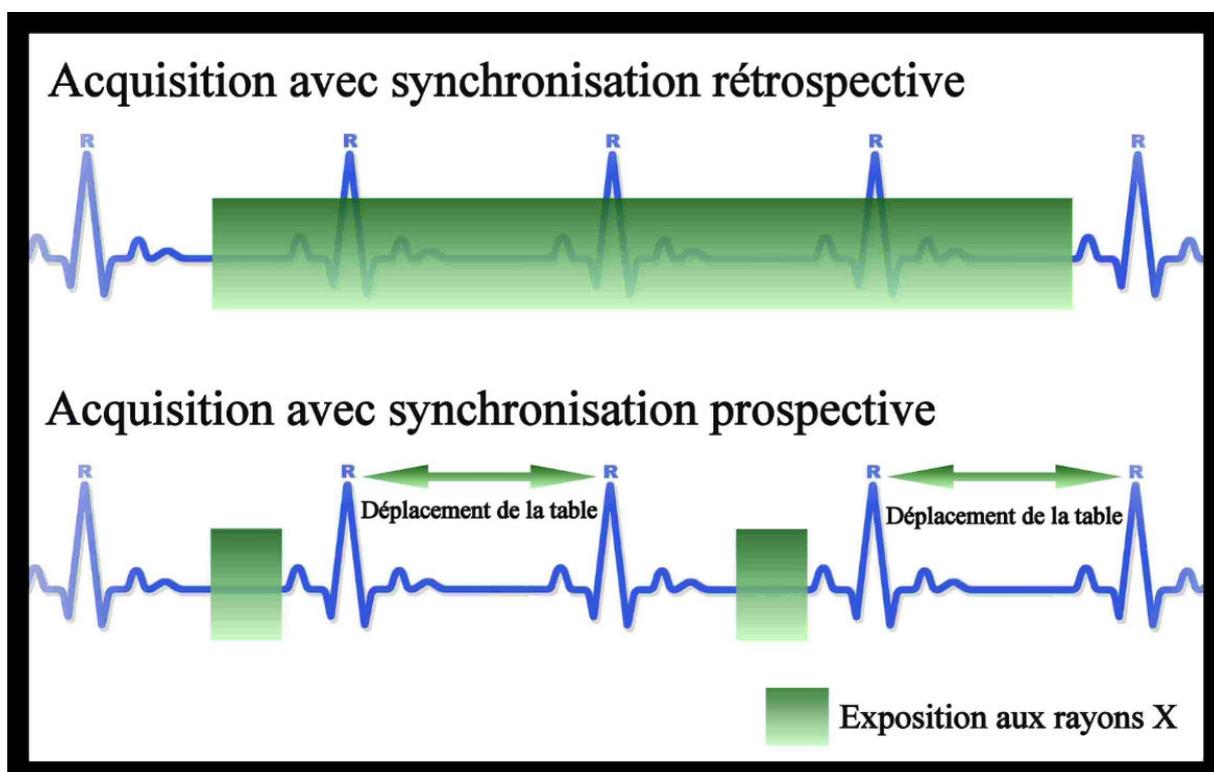
#### **d) Synchronisation ECG**

La synchronisation à l'ECG consiste à enregistrer le signal ECG du patient au cours de l'acquisition des images afin de s'affranchir des mouvements cardiaques. Elle permet d'améliorer nettement la détection des artères coronaires (58–60).

Cependant, elle majore le temps de préparation de l'enfant et entraîne en général une irradiation plus importante. Elle est donc réservée aux examens dont l'indication est l'analyse spécifique des artères coronaires.

Par ailleurs, dans la plupart des cas elle répartit l'acquisition du volume sur plusieurs cycles cardiaques et donc augmente le temps d'acquisition et majore en particulier chez l'enfant le risque d'artefacts liés à des mouvements corporels ou respiratoires.

Deux grands modes de synchronisation à l'ECG existent (61):



**Figure 3 :** Illustration des modes de synchronisation ECG rétrospectif et prospectif séquentiel (62)

*i. Synchronisation ECG rétrospective*

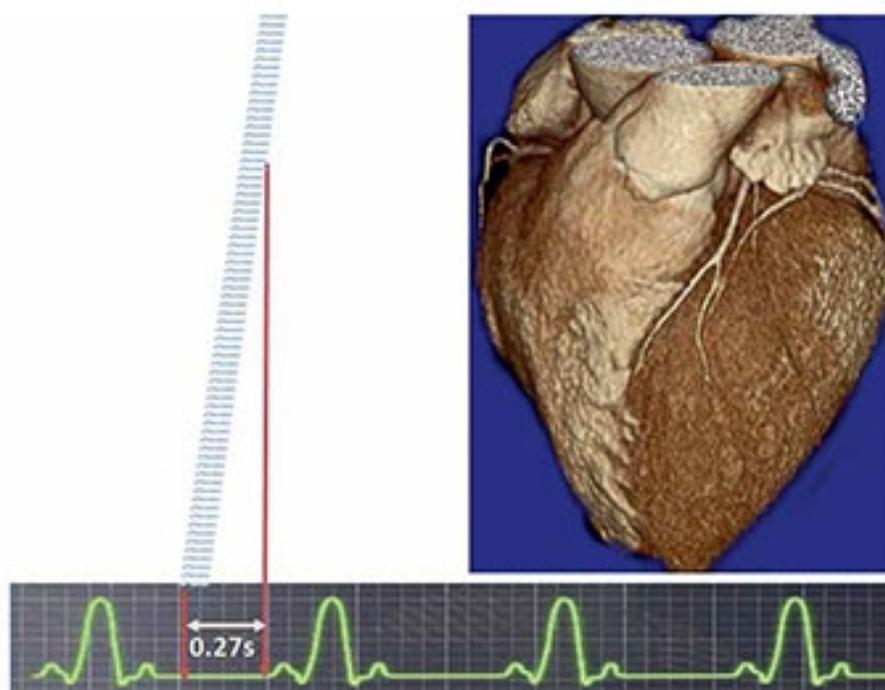
L'acquisition des images se fait de manière hélicoïdale en continu au cours du cycle cardiaque. Les images sont reconstruites rétrospectivement en les synchronisant au signal ECG recueilli. Le pitch est faible (superposition de l'hélice) car pour chaque niveau anatomique selon z, l'ensemble du cycle cardiaque doit être couvert. Le principal avantage de ce mode est ainsi de pouvoir reconstruire les images à n'importe quelle phase du cycle cardiaque avec comme inconvénient majeur une irradiation importante.

*ii. Synchronisation ECG prospective*

L'acquisition des images est déclenchée de manière prospective à un moment précis du cycle cardiaque par rapport à l'onde R. On choisit une phase où les artères coronaires sont les moins mobiles (voir ci dessus).

En cas de synchronisation prospective séquentielle (« step and shoot »), l'acquisition se fait sur un mode séquentiel. En fonction de la hauteur de couverture en z des détecteurs, il est en général réalisé plusieurs paliers d'acquisition pour couvrir le volume d'intérêt avec un déplacement de la table entre chaque émission de rayon X (d'où le terme « step and shoot »).

Les scanners double source (voir ci dessous) permettent de réaliser des synchronisations prospectives hélicoïdales. L'acquisition des images est déclenchée comme en mode prospectif séquentiel à un moment précis prédéterminé du cycle cardiaque. Grâce à des pitches élevés, le volume cardiaque est acquis en une fraction de seconde au cours d'un seul cycle cardiaque.



**Figure 4** : Principe de l'acquisition prospective hélicoïdale à pitch élevé déclenchée par ECG. L'acquisition débute à une position z donnée à un moment prédéterminé du cycle cardiaque. Grâce au pitch élevé, l'ensemble du volume d'intérêt est acquis en une fraction de seconde. Les données images pour les positions z adjacentes (lignes horizontales courtes) sont acquises à des phases légèrement différentes du cycle cardiaque (négligeables) (63)

Le principal avantage du mode prospectif est de réduire l'irradiation (64) qui est limitée à la phase du cycle cardiaque prédéterminée. Il n'est en revanche pas possible de reconstruire les images à n'importe quelle phase du cycle cardiaque. Des artefacts en « marches d'escalier » en mode séquentiel peuvent également gêner l'interprétation.

#### **e)Principes et avantages du scanner double source**

Une nouvelle génération de scanner dit « double source » (ou « bitube ») a été développée par Siemens® et ses premières applications cliniques décrites en 2006

(65). Deux tubes émetteurs couplés chacun à leur propre détecteur et placés orthogonalement participent à l'acquisition des données-images.

Plusieurs modes d'utilisation sont possibles :

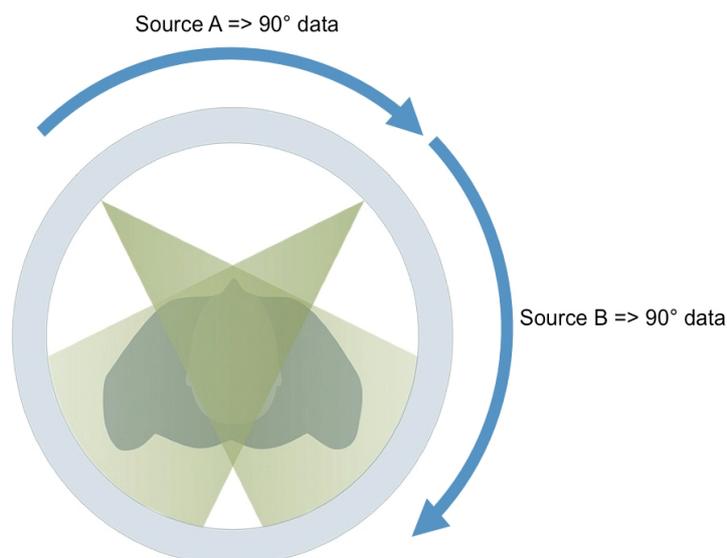
-« simple source » où un seul tube est utilisé : c'est l'équivalent d'un scanner conventionnel « monotube »

-« double source » « double énergie » où les deux tubes sont utilisés et émettent des photons d'énergies différentes permettant une imagerie des éléments (par exemple cartographie de l'iode, de l'os) selon le principe de l'absorption différente des éléments selon l'énergie des photons incidents

-« double source » « simple énergie » où les deux tubes sont utilisés simultanément et émettent des photons de même énergie. Les deux tubes participent à l'acquisition des données de la même image. Ce mode permet d'améliorer la résolution temporelle et le temps d'acquisition.

Nous avons vu qu'au minimum, il était nécessaire d'acquérir  $180^\circ$  de données pour reconstruire une image (cf IIC2a). Avec un scanner double source, les deux tubes étant placés orthogonalement, seul un quart de rotation est nécessaire à l'acquisition des données d'une image soit une résolution temporelle optimisée à un quart de rotation (soit 66msec sur la dernière génération de scanners « double source »). A temps de rotation identique, la résolution temporelle est donc divisée par deux par rapport au scanner conventionnel « monotube ».

Elle reste cependant inférieure à la résolution temporelle minimale requise de 14,28 ms calculée au paragraphe IIC1.



**Figure 5 :** Illustration de l'influence de la technologie double source et de l'algorithme de reconstruction sur la résolution temporelle. Avec l'algorithme de reconstruction « half scan », seuls 180° de données sont nécessaires à acquérir pour une coupe. Il n'y a pas de donnée redondante. Comme le scanner double source est constitué de deux ensembles tubes-détecteurs orthogonaux, la résolution temporelle est optimisée à un quart de rotation.

Ce mode offre la possibilité également de réaliser des protocoles à pitch élevé supérieur à 1.5 (jusque pitch 3,4), le deuxième tube permettant de combler les intervalles libres de données.

Pour un examen dénué de tout artefact cardiogénique, nous avons vu qu'il faudrait acquérir l'ensemble de la hauteur cardiaque estimée à 4,5 cm chez le jeune enfant en moins de 43 ms durant la période de repos de fin de systole.

La dernière génération de scanners double source (Siemens Force) permet d'acquérir la hauteur cardiaque de l'enfant en environ 65 ms (temps de rotation 0,25s, hauteur des détecteurs 96x0,6mm (soit 5,76cm) et en pitch 3). Ce temps

approche donc mais reste supérieur à la durée de la période d'immobilité des artères coronaires en fin de systole (43ms).

## **D.Radiosensibilité / Radioprotection**

### **1.Radiosensibilité**

L'étude des artères coronaires de l'enfant en scanner est freinée par le caractère irradiant de la technique.

Les rayonnements ionisants qu'il soit d'origine naturelle ou artificielle, interagissent avec les tissus qu'ils rencontrent. Au niveau cellulaire, ils sont responsables de cassures de brins d'ADN qui peuvent :

-au mieux être réparées de manière fidèle à l'original et n'avoir alors aucune conséquence

-ou ne pas être réparées (ou réparées mais de manière non fidèle : mutation d'ADN) et produire deux catégories d'effets biologiques [ASN].

Des effets certains, dits déterministes (épidermite, mucite...), liés à la mort des cellules, qui apparaissent systématiquement et de façon généralement précoce, en présence de doses élevées et dépassant un certain seuil. La gravité des dommages augmente avec la dose. Ces effets ne sont cependant pas observés en imagerie diagnostique car la dose seuil n'est jamais atteinte (elle l'est parfois en imagerie interventionnelle lors de procédure complexe).

Des effets aléatoires, dits stochastiques, liés à la survie des cellules lésées mutées. Ils sont responsables principalement de cancers qui apparaissent après un certain temps de latence (plusieurs années voire dizaines d'années) après le début de l'exposition. La probabilité d'apparition de ces effets augmente en fonction de la dose reçue (leur gravité est elle, indépendante de la dose).

Il est cependant encore débattu que ces effets puissent survenir aux doses d'imagerie diagnostique qui restent du domaine de la faible dose (<100mSv) (66).

Par ailleurs, nous savons que les enfants sont des sujets à risque (67) du fait d'une plus grande radiosensibilité liée à la multiplication cellulaire des organes en croissance. De plus, du fait de leur jeune âge, et de leur espérance de vie plus élevée, les effets oncogéniques des rayonnements ont plus de temps pour se manifester. Les enfants sont également plus susceptibles d'être soumis de nouveau au cours leur vie à d'autres examens d'imagerie irradiant avec au total une dose cumulée plus importante. Enfin, à paramètres d'exposition égale, la dose absorbée par unité de tissu est plus élevée.

## **2.Radioprotection**

Le radiologue se doit donc par précaution de protéger au maximum l'enfant des rayonnements ionisants selon le principe ALARA (pour « As Low As Reasonably Achievable », aussi bas que raisonnablement possible). De ce principe général, découlent 3 principes inscrits dans le Code de Santé Public :

### **a)Justification**

La réalisation de tout examen irradiant doit être justifiée c'est-à-dire que les bénéfices escomptés pour la santé du patient doivent être supérieurs au risque potentiel lié à la réalisation de l'examen. Tout d'abord, il faut s'assurer que la situation clinique justifie la réalisation d'examen complémentaire. Ensuite, lorsque la réalisation d'un examen est indiquée, à apport diagnostique équivalent, il faudra substituer un examen irradiant par une technique non irradiante (échographie, IRM).

Cela nécessite une collaboration étroite entre clinicien et médecin radiologue qui peuvent s'aider du Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale rédigé par des professionnels de l'imagerie médicale en collaboration avec l'HAS (Haute

Autorité de Santé). Ce dialogue entre clinicien et radiologue se doit d'être développé : actuellement, un tiers des scanners pédiatriques seraient inutiles (3).

### **b)Optimisation**

Selon le principe ALARA, la dose délivrée doit être optimisée afin de correspondre à la dose minimale nécessaire et suffisante permettant d'obtenir les informations diagnostiques voulues.

- Réduction du nombre et de la hauteur des acquisitions

Un moyen simple est

- de réduire la hauteur d'acquisition à la zone d'intérêt. Le manipulateur s'aide pour cela du topogramme de repérage en suivant les consignes du médecin radiologue.

- de réduire le nombre d'acquisitions au strict nécessaire: en pathologie thoracique, un seul passage est suffisant. Notamment en cas d'injection, un premier passage sans injection n'apporte en général pas d'information supplémentaire (y compris dans la majorité des cas pour la recherche d'un hématome ou de calcifications)(5).

- Modulation de charge et de tension

La tension est le paramètre fixant l'énergie des photons incidents. La dose est proportionnelle au carré de la tension. Il est donc intéressant de diminuer la tension au prix d'une augmentation du bruit de fond. Cependant, en raison d'une absorption différentielle de l'iode selon l'énergie des photons incidents, diminuer la tension, augmente le contraste vasculaire ce qui compense la majoration de bruit.

Une adaptation du kilovoltage au poids du patient avec des protocoles à bas kilovoltage pour le jeune enfant (80 kV voire 70 kV) permettent de réduire nettement l'irradiation tout en conservant des examens de qualité diagnostique (36,68).

La charge correspond à l'intensité du courant multipliée par la durée d'application de ce courant (en mAs). Elle représente le nombre de photons incidents. La charge est liée de façon linéaire à la dose d'irradiation. Diminuer la charge, diminue donc l'irradiation au prix également d'une majoration du bruit.

Le corps humain n'est pas homogène en atténuation que ce soit selon l'axe longitudinal (z) ou dans le plan transverse (x,y) en raison de tissus plus ou moins atténuants (os, tissus mous, air) et une épaisseur plus ou moins importante (notamment diamètre antéropostérieur du thorax plus étroit que le diamètre transverse).

Des systèmes de modulation automatique de charge selon les axes z basés sur les topogrammes ou x,y basés sur une adaptation temps réel (le profil d'atténuation des 180° premiers degrés de rotation déterminant la charge des 180° suivants) permettent chez l'adulte de diminuer l'irradiation. Ils sont cependant moins efficaces (voire plus irradiants (69)) chez le jeune enfant en raison probablement de sa morphologie et de la présence quasi systématique des bras le long du corps.

- Over-ranging / Bouclier adaptatif

180° degrés de données acquises sont nécessaires à la construction d'une coupe-image (cf ci dessus). Aux extrémités supérieures et inférieures de la spirale, sur les 180 premiers et derniers degrés, les données sont insuffisantes pour la construction d'une image. Ces données et donc cette irradiation sont perdus. C'est l'over-ranging. Plus le pitch est élevé, plus la spirale est étirée donc plus les premiers et derniers 180 ° correspondent à une hauteur importante (70). Des systèmes de collimation adaptative permettent désormais de limiter l'over-ranging (71,72).

- Pénombre

Le faisceau émis par le tube n'est pas quadrangulaire mais conique. Pour assurer une bonne couverture des détecteurs, il « déborde » de part et d'autre. Ce

« débord » appelé « pénombre » est de l'irradiation perdue. Elle est globalement fixe quelque soit la taille du détecteur. Donc plus la taille du détecteur (ou de la collimation choisie) est importante plus la part relative d'irradiation perdue liée à la pénombre est faible.

- Reconstruction itérative

Plusieurs techniques de reconstruction de l'image à partir des données brutes acquises existent. La diffusion récente de la technologie de reconstruction itérative permet, au prix de calculs lourds et complexes autorisés par les progrès informatiques, de réduire considérablement le bruit de fond de l'image. A bruit final constant, il est donc possible de diminuer les constantes d'acquisition et donc l'irradiation (l'augmentation du bruit des données natives étant corrigée par la technique de reconstruction itérative). Des réductions de dose de 30 à 70% sont obtenues avec cette technique (73).

L'ensemble de ces moyens d'optimisation permet la réalisation d'examens scanographiques thoraciques chez le jeune enfant avec une dose inférieure à 1 mSv (53) soit l'équivalent de moins de 6 mois d'irradiation naturelle.

### **c) Limitation (74)**

Pour le public et les travailleurs, des doses limites annuelles d'exposition ont été fixées (respectivement 1 et 20 mSv/an pour une irradiation naturelle estimée à 2.4 mSv/an en France).

En revanche, lorsque l'exposition est à finalité médicale, le principe de limitation ne s'applique pas car l'objectif est avant tout que les doses d'exposition soient suffisantes pour obtenir les informations diagnostiques désirées (balance bénéfice – risque).

En imagerie médicale, des niveaux de référence diagnostique (NRD) ont été publiés pour les radiographies standards et les scanners chez l'adulte et plus récemment chez l'enfant.

EXAMEN	1 an POIDS 10 kg		5 ans POIDS 20 kg	
	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)
Encéphale (fantôme 16 cm)	30	420	40	600
Thorax (fantôme 32 cm)	3	30	4	65
Abdomen-pelvis (fantôme 32 cm)	4	80	5	120

**Tableau 3 : Niveaux de référence diagnostique pour les examens en scanographie pédiatrique (75)**

Ces NRD ne sont pas des doses limites car en fonction de la situation (par exemple, sujet obèse présentant du matériel chirurgical avec bras fixés le long du corps), la dose d'exposition pourra être supérieure à la NRD, l'objectif premier étant d'avoir un examen de qualité diagnostique.

Ces NRD sont donc plutôt des repères pour le radiologue dans sa pratique quotidienne pour l'optimisation des doses.

Nous avons passé en revue les différents obstacles limitant l'étude des artères coronaires en tomodensitométrie thoracique sans synchronisation cardiaque chez l'enfant : si les résolutions spatiale et en contraste ne sont plus des facteurs limitants, la résolution temporelle le reste. Nous avons cherché à déterminer l'impact propre de la résolution temporelle dans la détection des artères coronaires dans l'étude ci dessous rapportée.

## ARTICLE SCIENTIFIQUE

**“CORONARY ARTERY VISIBILITY IN FREE-BREATHING YOUNG CHILDREN ON NON-ECG-GATED CHEST CT EXAMINATIONS: IMPACT OF TEMPORAL RESOLUTION”**

→ **Article** accepté pour publication dans Pediatric Radiology (2015)

→ **Communication orale** lors de la session scientifique d'imagerie pédiatrique et foetale SSC42 aux Journées Françaises de Radiologie 2014

Tomodensitométrie thoracique pédiatrique: est-il pertinent de chercher à améliorer la résolution temporelle (RT) ?

Bridoux A., Faivre J.-B., Lolli V., Pagniez J., Remy-Jardin M., Remy J.

→ **Communication orale** lors de la session scientifique d'imagerie pédiatrique thoracique SSQ16 aux Congrès 2014 de la Société de Radiologie Nord Américaine (RSNA)

Is It Worth Improving Temporal Resolution (TR) in Paediatric Chest CT?

Bridoux A., Faivre J.-B., Pagniez J., Hutt A., Remy J., Remy-Jardin M.

## Pediatric Radiology

CORONARY ARTERY VISIBILITY IN FREE-BREATHING YOUNG CHILDREN ON  
NON-ECG-GATED CHEST CT EXAMINATIONS: IMPACT OF TEMPORAL  
RESOLUTION  
--Manuscript Draft--

Manuscript Number:	PRAD-D-14-00779R2
Full Title:	CORONARY ARTERY VISIBILITY IN FREE-BREATHING YOUNG CHILDREN ON NON-ECG-GATED CHEST CT EXAMINATIONS: IMPACT OF TEMPORAL RESOLUTION
Article Type:	Original Article
Funding Information:	
Abstract:	<p><b>ABSTRACT</b> <b>BACKGROUND</b></p> <p>The introduction of dual-source CT technology has made possible to survey the entire thorax with high-pitch and high-temporal resolution scanning modes. In adult populations, this approach has been shown to provide similar results to those obtained with cardiac synchronization for the aortic root, the thoracic aorta and proximal coronary segments. Were it be possible to obtain similar results in pediatric populations, it would be clinically-relevant to evaluate coronary arteries on routine chest CT examinations to be able to detect malignant forms of origin or course in asymptomatic children. The present study was undertaken to evaluate the rate of detection of coronary arteries according to the temporal resolution of data acquisitions on sensitive targets, namely a population infants and young children, scanned without general anesthesia, sedation nor beta-blockade.</p> <p><b>PURPOSE:</b> To compare coronary artery visibility between optimized and standard temporal resolution on pediatric standard chest CT examinations.</p> <p><b>METHOD AND MATERIALS:</b> 93 children less than 4 years of age underwent a non-ECG-gated dual-source, single-energy chest CT angiographic examination without general anesthesia, sedation or <math>\beta</math>-blocker. From each dataset, two series of images were reconstructed: images with a temporal resolution of 75 ms (i.e., optimized temporal resolution) (Group 1) and images with a temporal resolution of 140 ms (i.e., standard temporal resolution) (Group 2). Two radiologists independently analyzed the visibility of 6 coronary segments per patient (total number examined: n=558).</p> <p><b>RESULTS:</b> The percentage of detected coronary segments was significantly higher in Group 1 than in Group 2 when considering all segments (Group 1: 27%; Group 2: 24%; <math>p=0.0004</math>) and proximal segments (Group 1: 36.5%; Group 2: 32%; <math>p=0.0006</math>). In both groups, the highest rates of detection were observed for the left main (S1) (Group 1: 64.5%; Group 2: 58%) and proximal left anterior descending (S2) (Group 1: 43%; Group 2: 42%) coronary arteries. Significantly higher rates of detection were seen in Group 1 for the left main (<math>p=0.0339</math>), proximal right coronary artery (<math>p=0.0114</math>), proximal segments of the left coronary artery (<math>p=0.0209</math>) and proximal segments of the left and right coronary arteries (<math>p=0.0006</math>). The detection rates of the proximal left anterior descending (S2) and left circumflex (S5) coronary arteries did not differ between the two groups.</p> <p><b>CONCLUSION:</b> Optimized temporal resolution improves the visibility of proximal coronary arteries in pediatric chest CT, still perfectible at 75 ms.</p> <p>Keywords: Chest CT, CT angiography, dual-source CT, temporal resolution, children</p>
Corresponding Author:	Martine Remy-Jardin, MD, PhD University Hospital Center of Lille Lille, North FRANCE
Corresponding Author Secondary Information:	
Corresponding Author's Institution:	University Hospital Center of Lille

## **CORONARY ARTERY VISIBILITY IN FREE-BREATHING YOUNG CHILDREN ON NON-ECG-GATED CHEST CT EXAMINATIONS: IMPACT OF TEMPORAL RESOLUTION**

### **Authors:**

Alexandre Bridoux, MD1

Antoine Hutt, MD1

Jean-Baptiste Faivre, MD1

Thomas Flohr, PhD2

Alain Duhamel, MD3

Julien Pagniez, MD1

Jacques Remy, MD1

Martine Remy-Jardin, MD, PhD1

### **Authors' address:**

1Department of Thoracic Imaging, Hospital Calmette (EA 2694); CHRU et Université de Lille,  
France

2Department of Research & Development in CT; Siemens Healthcare, Forchheim, Germany

3Department of Biostatistics (EA 2694) ; CHRU et Université de Lille, France

### **Corresponding author:**

Martine REMY-JARDIN, MD, PhD

Department of Thoracic Imaging, Hospital Calmette (EA 2694); CHRU et Université de Lille,  
France

Phone: 33 3-20-44-43-11

Fax: 33 3-20-44-47-20

e-mail address: [martine.remy@chru-lille.fr](mailto:martine.remy@chru-lille.fr)

## ABSTRACT

### BACKGROUND

The introduction of dual-source CT technology has made possible to survey the entire thorax with high-pitch and high-temporal resolution scanning modes. In adult populations, this approach has been shown to provide similar results to those obtained with cardiac synchronization for the aortic root, the thoracic aorta and proximal coronary segments. Were it be possible to obtain similar results in pediatric populations, it would be clinically-relevant to evaluate coronary arteries on routine chest CT examinations to be able to detect malignant forms of origin or course in asymptomatic children. The present study was undertaken to evaluate the rate of detection of coronary arteries according to the temporal resolution of data acquisitions on sensitive targets, namely a population infants and young children, scanned without general anesthesia, sedation nor beta-blockade.

**PURPOSE:** To compare coronary artery visibility between optimized and standard temporal resolution.

**METHOD AND MATERIALS:** 93 underwent a standard chest CT angiographic examination. From each dataset, two series of images were reconstructed, i.e. images with a temporal resolution of 75 ms (Group 1) and 140 ms (Group 2). Two radiologists independently analyzed the visibility of 6 coronary segments per patient (total number examined: n=558).

**RESULTS:** The percentage of detected coronary segments was higher in Group 1 than in Group 2 when considering all segments (Group 1: 27%; Group 2: 24%;  $p=0.0004$ ) and proximal segments (Group 1: 36.5%; Group 2: 32%;  $p=0.0006$ ). In both groups, the highest rates of detection were observed for the left main (S1) (Group 1: 64.5%; Group 2: 58%) and proximal left anterior descending (S2) (Group 1: 43%; Group 2: 42%) coronary arteries. Higher rates of detection were seen in Group 1 for the left main ( $p=0.0339$ ), proximal right coronary artery ( $p=0.0114$ ), proximal segments of the left coronary artery ( $p=0.0209$ ) and proximal segments of the left and right coronary arteries ( $p=0.0006$ ).

**CONCLUSION:** Optimized temporal resolution improves the visibility of proximal coronary arteries in pediatric chest CT, still perfectible at a temporal resolution of 75 ms.

**Keywords:** Chest CT, CT angiography, dual-source CT, temporal resolution, children

## I. INTRODUCTION

The introduction of dual-source CT technology has considerably modified the way of performing standard chest examinations, currently based on high-pitch and high-temporal resolution protocols. These scanning conditions are possible by the simultaneous use of the two tubes of the dual-source CT system which allows coverage of the entire thorax in very short scanning times but also scanning of patients with a 75-ms temporal resolution [1]. The short examination times have been shown beneficial for all categories of patients, especially those unable to follow breathing instructions or to hold still during examinations. Adult populations have been reported to be scanned while freely breathing without deteriorating the diagnostic value of chest CT examinations [2,3]. In pediatric populations, short examination times obviate the need of sedation or controlled ventilation for the examination of infants, small or uncooperative children [4]. Scanning patients with a high temporal resolution opens the field of examining thoracic cardiovascular structures in conditions approaching those achievable with ECG-gated modes. In adult patients undergoing chest or thoracoabdominal examinations, the aortic root, the whole aorta but also the proximal segments of the coronary arteries have recently been shown to be accessible on non ECG-synchronized CT examinations [5-10]. In pediatric populations, a single study investigated the accuracy and safety of ungated, high-pitch modes in young children with complex congenital heart disease [11]. However, these examinations were performed under sedation and the scan range was always tailored to answer a specific clinical question. To our knowledge, the impact of temporal resolution has not been investigated in the conditions of routine pediatric chest CT examinations. To address this issue, we undertook the present investigation on sensitive targets, namely a population infants and young children,

scanned without general anesthesia, sedation nor beta-blockade, in whom we investigated the rate of detection of coronary arteries according to the temporal resolution of data acquisitions. Our hypothesis was that proximal coronary artery segments would be more sharply analyzed on images with optimized temporal resolution.

## **II.MATERIALS AND METHOD**

### **A.Study sample**

Our study group included all consecutive children, referred for a chest CT examination in our department, who fulfilled the following criteria: (a) age  $\leq 4$  years; (b) chest CT angiography obtained in a variety of indications, except congenital heart disease; the reasons for excluding congenital heart disease were twofold: first, state-of-the art evaluation of congenital heart disease requires an ECG-synchronized mode; second, the evaluation of the rate of coronary artery detection assumed a modal origin of these vessels; (c) non-ECG synchronized chest CT angiography obtained with dual-source, single energy and a pitch of 2 (i.e., standard protocol for pediatric chest CT examinations in our department) on the same CT unit;(d) availability of raw data for reconstruction of images with optimized and standard temporal resolution as further described; owing to the clinical research activities of the department, raw data are systematically stored on external disks during clinical activities .

All investigations in the study sample were part of standard care. Retrospective reconstruction of images and subsequent analysis were undertaken with approval of our institutional review board and waiver of relatives' informed consent according to national regulation.

## **B.CT protocol**

### **1.Scanning and injection protocol:**

All children were examined using a second-generation dual source CT system (Somatom Definition Flash, Siemens AG, Forchheim, Germany) with a non ECG-gated, dual-source, single-energy spiral acquisition using the following parameters: slice collimation: 2×128×0.6 mm using a z-flying focal spot technique; pitch: 2.0; rotation time: 280 ms; 70 kilovolts; 80 milliampere-second. Owing to the small size of the thorax in the study patients, the automatic modulation of tube current was not activated. Children were scanned while freely breathing, without sedation or general anaesthesia; no oral or intravenous beta-blocker was administered. In order to scan quiet children, each examination was supervised by a paediatric nurse practitioner.

A 24% or 30% iodinated contrast medium (Iohexol 240 or 300 mg/ml, Omnipaque, GE Healthcare SAS, Vélizy-Villacoublay, France) was manually injected with a total volume of 2 ml/kg body weight. Data acquisition was triggered at the end of the injection. CT angiography was performed without complication in all patients; there was no extravasation of contrast material at the injection site; there was no systemic reaction to the contrast material.

### **2.Image reconstruction**

Each data set was reconstructed twice. The first reconstruction used all data available per image from both tubes; this reconstruction corresponded to the commercially implemented dual-source reconstruction system with a temporal resolution of 140 ms. The second reconstruction disregarded some data from both tubes to reconstruct images with a temporal resolution of 75 ms. A detailed

description of the reconstruction process is given in the Appendix. The images acquired with a temporal resolution of 75ms corresponded to images with optimized temporal resolution; they will be further referred to as Group 1 images. The images acquired with a temporal resolution of 140 ms corresponded to images with standard temporal resolution and will be further referred to as Group 2 images. Group 1 and Group 2 transverse CT images were reconstructed with a slice thickness of 0.75 mm, an increment of 0.5 mm, using a medium smooth tissue convolution kernel with sinogram-affirmed iterative reconstruction (SAFIRE) (I26f). All images were anonymized and transferred to an external workstation (Multi-Modality Workplace, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany).

## **C. CT parameters analyzed**

### **1. Characteristics of chest CT examinations**

For each examination, we recorded the dose-length-product (mGy.cm) and calculated the effective dose (mSv), estimated from the dose-length-product as previously described [12]. The recorded dose-length-product was multiplied by 2 because on the machine used for the study the dose-length-product for the body surface area was given on a 32-cm phantom and was half the dose-length-product value found on a 16-cm phantom for the same acquisition. The following dose-length-product conversion coefficients for a 16-cm phantom were used: 0.039 until 4 months of age, 0.026 between 4 months and 1 year of age and 0.018 up to 6 years of age. The objective image quality of Group 1 and Group 2 chest CT angiograms was assessed by measurements of the attenuation value, noise and calculation of the signal-to-noise ratio at the level of the ascending aorta and pulmonary trunk. The attenuation was measured in the middle of the ascending aorta and the pulmonary

trunk in a 1-cm<sup>2</sup> circular region-of-interest. The noise was defined as the standard deviation of the attenuation value, and the signal-to-noise ratio was calculated as the ratio of the attenuation value and the noise [13].

## **2. Visibility of coronary arteries**

Coronary arteries were divided into 9 segments including: (S1) the left main coronary artery, (S2) the proximal, (S3) middle and (S4) distal left anterior descending artery, the (S5) proximal and (S6) distal left circumflex artery, and the (S7) proximal, (S8) middle and (S9) distal right coronary artery. Segments of coronary arteries were equally divided for each coronary artery by length (1/3 of the total length for the right coronary artery or the left anterior descending artery; 1/2 of the total length for the left circumflex artery as proposed in previous studies [13,14]). Among these 9 segments, 4 segments (i.e., S1, S2, S5 and S7) were defined as proximal, 2 segments (i.e., S3 and S8) as middle and 3 segments (i.e., S4, S6 and S9) as distal coronary segments. The visibility of proximal and mid segments (i.e., 6 segments per patient) was the target of the present study. A five-grade scoring system was used to assess their visibility on Group 1 and Group 2 images [13,14,18]: Grade 5: clear visualization without any motion artifacts; grade 4: mild motion artifacts but still with high diagnostic confidence; grade 3: obvious blurring, moderate diagnostic confidence; grade 2: identified but equivocal; may simulate other structures; grade 1: severe motion artifacts, no coronary segment visualized. Grades 1 and 2 were considered "not detected". Grades 3, 4 and 5 were considered 'detected'; they are illustrated in Figure 1. Paired images of each patient were compared to determine whether coronary segment visibility was similar in Group 1 and Group 2 or superior on one series of images.

## **D. Conditions of image analysis**

Two cardiothoracic paediatric radiologists, with 7-year and 4-year experience in chest and cardiac CT, respectively (AB; JBF) blinded to clinical and reconstruction data, independently reviewed anonymized transverse CT images to grade coronary artery visibility. Each reader analyzed separately and in random order Group 1 and Group 2 images. Multiplanar reformations and maximum intensity projection could be used to assess coronary segment visibility at the reader's discretion. In a separate session, each reader compared the visibility of each coronary segment on Group 1 and Group 2 images; this analysis was based on the simultaneous reading of paired images.

## **E. Statistical analysis**

Statistical analyses were performed using the SAS software (SAS Institute Inc, Cary, NC 25513). Results were expressed as means, standard deviations (SD) for quantitative variables; frequencies and percentages for categorical variables. The level of agreement between the two readers in visual grading of coronary artery visibility was analyzed by the kappa coefficients ; Kappa values were interpreted as follows: <0, no agreement; 0.0–0.20, slight agreement; 0.21–0.40, fair agreement; 0.41–0.60, moderate agreement; 0.61–0.80, substantial agreement; 0.81–1.00, almost perfect agreement [15]. Grades of coronary artery visibility, percentages of segments with a grade  $\geq 3$  were compared between Group 1 and Group 2 by the Mc Nemar test. The objective evaluation of image quality was tested between Group 1 and Group 2 by the paired Student test; the grades of visibility of coronary segments between the two groups were compared by the paired Wilcoxon test. The statistical significance was defined as  $p < 0.05$ .

### III.RESULTS

#### **A.Characteristics of data acquisitions and objective image quality of Group 1 and Group 2**

During a 2-year period (July 2011-June 2013), 107 consecutive children were eligible for inclusion in this study; 14 children were excluded because raw data sets could not be reconstructed at the time of our research analysis. Chest CT angiography was indicated for bronchopulmonary anomalies (n=38), anomalies of the pulmonary arteries, pulmonary veins or aortic arch (n=24), acquired bronchopulmonary disease (n=18), suspicion of pulmonary embolism (n=8), cystic fibrosis (n=3), and esophageal atresia (n=2).

The study population comprised 93 children (58 boys; 35 girls), including 8 newborns, 56 infants and 29 children aged between 1 and 4 years. The mean (SD) weight of the study population was 7.73 (3.84) kg. Table 1 summarizes the characteristics of data acquisitions in the study population. Objective image quality of Group 1 and Group 2 images is summarized in Table 2, showing significantly higher noise and lower signal-to-noise ratio in Group 1 compared to Group 2.

#### **B.Detection rate of coronary segments in Group 1 and Group 2 (Table 3)**

In the study population, a total of 558 proximal and mid coronary segments were analyzed. The interobserver agreement in assessing coronary artery visibility was found to be almost perfect (Group 1: kappa value of 0.86 [95% confidence intervals: 0.83-0.90]; Group 2: 0.86 [95%% confidence intervals: 0.82-0.89]. Intergroup comparisons were subsequently based on the most experienced reader's results.

The percentage of coronary segments rated as detected (grade  $\geq 3$ ) was significantly higher in Group 1 than in Group 2 (Tables 3) when considering all segments and proximal segments alone; there was no statistically significant difference for mid segments between the two groups.

Table 4 provides detailed analysis of the rate of detection of proximal segments according to the anatomical sites, ranging between 64.5% - 11% in Group 1 and 58%- 10% in Group 2. In both groups, the highest rates of detection were observed for the left main coronary artery (S1) (Group 1: 64.5%; Group 2: 58%) and proximal left anterior descending artery (S2) (Group 1: 43%; Group 2: 42%). Significantly higher rates of detection were seen in Group 1 for the left main coronary artery (S1) ( $p=0.0339$ ), proximal right coronary artery (S7) ( $p=0.0114$ ), proximal segments of the left coronary artery (S1+S2+S5) ( $p=0.0209$ ) and proximal segments of the left and right coronary arteries ( $p=0.0006$ ). The detection rates of the proximal left anterior descending artery (S2) and left circumflex artery (S5) did not differ between the two groups.

### **C.Grades of visibility of proximal coronary segments in Group 1 and Group 2 (Table 5)**

The mean grade of visibility was significantly higher in Group 1 than in Group 2 for the left main coronary artery (S1), proximal right coronary artery (S7) and proximal segments of the right and left coronary arteries. In Group 1, the mean grades of visibility were 1.91 for proximal right coronary artery (S7), 2.65 for the left main coronary artery (S1) and 2.04 for the proximal segments of the right and left coronary arteries (S1+S2+S5+S7).

### **D.Simultaneous analysis of proximal segments on paired images of Group 1 and Group 2 (Table 6)**

Except for the left main coronary artery, the visibility of proximal coronary segments that was found to be equivalent on Group 1 and Group 2 images ranged between 57% and 63%. When differences were depicted between Group 1 and Group 2 images, there was a superior visibility of proximal coronary segments on Group 1 images in 92% to 97% of cases (Figures 2-4).

## DISCUSSION

To our knowledge, this is the first study investigating the impact of temporal resolution on the visibility of coronary arteries on non-ECG-gated, high-pitch dual-source CT examinations. The originality of our study design relied on the possibility of generating two series of images from each dataset, thus allowing comparison of coronary artery visibility in strictly similar conditions for each patient at the exception of the temporal resolution. Whereas this technical approach can also be theoretically applied to single-source CT systems, achieving a temporal resolution of 75 ms is beyond the capabilities of these systems. For single-source CT systems, the best possible temporal resolution is half the rotation time and the fastest rotation time is 0.28 s, thus leading to a temporal resolution of 140 ms. To achieve a temporal resolution of 75 ms, a rotation time of 0.15 s would be needed which cannot be reached with a single-source volume scanner. In Group 1, it was possible to evaluate the rate of detection of coronary arteries with the optimized temporal resolution of a second-generation dual-source CT system, i.e. 75ms. These results could then be compared to Group 2 results, based on images acquired with a temporal resolution of 140 ms that can be assimilated to the optimized TR on single-source CT systems [16]. In freely-breathing young children, the rate of detection of proximal segments of the right and left coronary arteries was significantly higher in Group 1 than in Group 2 whereas there was no significant difference for mid segments. When analyzing proximal segments according to the anatomical sites, the rates of detection were significantly higher for the left main coronary artery and proximal right coronary artery while there were no significant differences between the two groups for the proximal

left anterior descending artery and proximal left circumflex artery. Higher rates of detection were also observed in Group 1 when considering the proximal segments of the left coronary artery and the proximal segments of the right and left coronary arteries. The superiority of Group 1 results was observed despite lower image quality compared to Group 2 images. In Group 1, the mean level of noise was significantly higher than that of Group 2 related to the fact that only part of the available data per image were used for image reconstruction. Moreover, Group 1 images were also characterized by a lower signal-to-noise ratio. However, it was found in the range of that reported in pediatric high-pitch cardiovascular CT angiography using manual (hand) injection [17], likely to be related to the low kilovoltage used to scan our population.

In Group 1, 64.4% of left main coronary arteries were detectable but the rate of detection dropped to 27.96% for the proximal right coronary artery. Regarding the visibility of proximal segments of both coronary arteries, it was found achievable in 36.5% of cases. These results are encouraging but obviously inferior to those achievable on ECG-gated examinations. Based on prospective or retrospective ECG gating, coronary artery visualization was reported to vary between 70% and 100% of cases [12-14, 18, 19]. However, imaging of coronary arteries without ECG synchronization in pediatric populations is a challenging situation owing to the conjunction of several anatomic and physiologic parameters. Based on echocardiographic and angiographic findings, the diameter of the proximal coronary arteries was reported to vary from 1mm in newborns to <3 mm in 4 year-old children [20, 21]. The velocity of the coronary arterial movement in the transverse plane has also important implications for coronary artery imaging. In a recent study, Farshad-Amacker and coworkers demonstrated that high-pitch dual-source CT acquisition compensates motion artifacts of moving objects up to 2cm/sec in various directions

during acquisition [22]. The velocity of coronary arteries in young children is much higher than this threshold. In adult patients with a mean heart rate of 71 bpm, Achenbach et al demonstrated that the mean velocity of coronary arteries was 46.6mm/sec [23]. Considering the higher heart rates of young children and the relationships between heart rate and coronary artery motion [24], it is likely that cardiac motion will have greater impact on the sharpness of proximal coronary artery imaging. While ECG-triggered acquisitions are the standard of reference for evaluating complex anatomy of congenital heart disease [12, 25, 26], high-pitch multidetector CT angiography imaging has recently been found the preferred mode of imaging for specific pediatric patient subsets for the definition of combined cardiac and extracardiac anatomy [4, 11]. Were coronary arteries accessible in these scanning conditions, this would allow detection of coronary artery anomalies, in particular “malignant” forms which can be seen as unique findings in asymptomatic children [27, 28]. An optimized temporal resolution should not only benefit to cardiovascular structures but also to structural changes at the level of airways and within the lung parenchyma [29].

We acknowledge several limitations of this study. First, we did not rate the overall image quality and focused our analysis on coronary artery visibility. However, all examinations were judged as fully diagnostic in the conditions of routine clinical activity. Second, Group 1 images were acquired with a pitch of 2 whereas a pitch of 3.0 corresponds to optimized high-pitch examinations. This parameter was chosen owing to the overranging effects of high-pitch selections on small children [4, 30]. Using a dual-source CT scanner, the pitch could be increased to a maximum value of 3.2 but this would not have changed the temporal resolution, kept at 75 ms. A further increase of the pitch (with a potentially further improved temporal resolution) is not possible. In such a situation, no complete data along the patient’s longitudinal axis

are acquired, leading to data gaps and thus to artifacts in the images. Third, we did not investigate specifically respiratory motion artifacts. As previously reported by Lell et al [4], all children were scanned with z high-pitch mode, known to provide highest image quality making sedation or controlled ventilation for the examinations of infants, small or uncooperative children unnecessary. Lastly, we did not provide information on the children's heart rates. However, neonates and young children included in this study are characterized by high resting heart rates [31, 32].

In conclusion, our study demonstrates that a temporal resolution of 75 ms significantly improves the detection of coronary arteries compared to that achievable with a 140 ms temporal resolution. However, much is expected from further improvement in temporal resolution with the third generation of dual-source CT systems.

### **Conflicts of interest**

Dr Flohr is a Siemens employee who provided the research prototype enabling reconstruction of images with different temporal resolutions. His professional position had no influence on the results of this investigation which was independently conducted by the radiological and statistical departments of our university centre.

## APPENDIX

We reconstructed two different sets of CT images from the same CT raw data, one with the standard reconstruction implemented on the dual-source CT scanner, the other with an off-line reconstruction with optimized temporal resolution, running on a separate PC.

For image reconstruction of the dual-source CT data acquired at pitch 2, an angular range of  $180^\circ$  of CT raw data per measurement system (in parallel geometry) is available for each image close to the isocenter of the CT scanner [33]. In the standard filtered back-projection reconstruction as well as when using the iterative reconstruction SAFIRE, all scan data available per image contribute to the final image, i. e. the full angular range of  $180^\circ$ . This type of image reconstruction which we used to generate the first set of CT images is beneficial for complete utilization of the applied radiation dose, but it is sub-optimal with regard to optimized temporal resolution. A scan data range of  $180^\circ$  corresponds to a temporal resolution of 140 ms at 0.28s gantry rotation time. We obtained the second set of set images with an alternative off-line reconstruction which uses only the minimum scan data range of  $90^\circ$  (in parallel geometry) per measurement system for each image. By doing so, only a sub-range of the available CT data contributes to each image. This approach is sub-optimal with regard to dose utilization, but it provides images with the best possible temporal resolution of 75 ms. It is fully equivalent to the image reconstruction that would have been used on the scanner if the scan data had been acquired at a higher pitch of 3.2. Reconstructing both image data sets allows for an

assessment of the effect of improved temporal resolution on the analyzability of coronary arteries. Figure 5 illustrates this configuration.

## REFERENCES

1. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr T (2008) Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol* 68:362-368
2. Tacelli N, Remy-Jardin M, Flohr T, Faivre JB, Delannoy V, Duhamel A, Remy J (2010) Dual-source chest CT angiography with high temporal resolution and high pitch modes: evaluation of image quality in 140 patients. *Eur Radiol* 20:1188-1196
3. Schultz B, Jacobi V, Beeres M, Bodelle B, Gruber T, Lee C, Bauer R, Kerl M, Vogl T, Zangos S (2012) Quantitative analysis of motion artifacts in high-pitch dual-source computed tomography of the thorax. *J Thorac Imaging* 27:382-386
4. Lell MM, May M, Deak P, Alibek S, Kuefner M, Kuettner A, Köhler H, Achenbach S, Uder M, Radkowi T (2011) High-pitch spiral computed tomography: effect on image quality and radiation dose in pediatric chest computed tomography. *Invest Radiol* 46:116-123
5. Karlo C, Leschka S, Goetti RP, Feuchtner G, Desbiolles L, Stolzmann P, Plass A, Falk V, Marincek B, Alkadhi H, Baumüller S (2011) High-pitch dual-source CT angiography of the aortic valve-aortic root complex without ECG-synchronization. *Eur Radiol* 21:205-212
6. Budoff MJ, Nasir K, Kinney GL, Hokanson JE, Barr RG, Steiner R, Nath H, Lopez-Garcia C, Black-Shinn J, Casaburi R (2011) Coronary artery and thoracic calcium on noncontrast thoracic CT scans: comparison of ungated and gated examinations in patients from the COPD Gene cohort. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 5:113-118
7. Beeres M, Schell B, Mastragelopoulos A, Herrmann E, Kerl JM, Gruber-Rouh T, Lee C, Siebenhandl P, Bodelle B, Zangos S, Vogl TJ, Jacobi V, Bauer RW (2012) High-pitch dual-source CT angiography of the whole aorta without ECG synchronization: initial experience. *Eur Radiol* 22:129-137
8. de Malherbe M, Duhamel A, Tacelli N, Hachulla AL, Pontana F, Faivre JB, Remy J, Remy-Jardin M (2012) Ultrafast imaging of the entire chest without ECG synchronization or beta-blockade: to what extent can we analyze the coronary arteries? *Insights Imaging* 3:73-79
9. Liu Y, Xu J, Li J, Ren J, Liu H, Xu J, Wei M, Hao Y, Zheng M (2013) The ascending aortic image quality and the whole aortic radiation dose of high-pitch dual-source CT angiography. *J Cardiothorac Surg* 8:228-232
10. Nakagawa J, Tasaki O, Watanabe Y, Azuma T, Ohnishi M, Ukai I, Tahara K, Ogura H, Kuwagata Y, Hamasaki T, Shimazu T (2013) Reduction of thoracic

- aorta motion artifact with high-pitch 128-slice dual-source computed tomographic angiography: a historical control study. *J Comput Assist Tomogr* 37:755-759
11. Han BK, Lindberg J, Grant K, Schwartz RS, Lesser JR (2011) Accuracy and safety of high pitch computed tomography imaging in young children with complex congenital heart disease. *Am J Cardiol* 107:1541-1546
  12. Paul JF, Rohnean A, Elfassy E, Sigal-Cinqualbre A (2011) Radiation dose for thoracic and coronary step-and-shoot CT using a 128-slice dual-source machine in infants and small children with congenital heart disease. *Pediatr Radiol* 41:244-249
  13. Nie P, Wang X, Cheng Z, Ji X, Duan Y, Chen J (2012) Accuracy, image quality and radiation dose comparison of high-pitch spiral and sequential acquisition on 128-slice dual-source CT angiography in children with congenital heart disease. *Eur Radiol* 22:2057-2066
  14. Tsai IC, Lee T, Chen MC, Fu YC, Jan SL, Wang CC, Chang Y (2007) Visualization of neonatal coronary arteries on multidetector row CT: ECG-gated versus non-ECG-gated technique. *Pediatr Radiol* 37:818-825
  15. Landis JR, Koch GG (1977) The measurement of interobserver agreement for categorical data. *Biometrics* 33:159-174
  16. Rogalla P, Kloeters C, Hein PA (2009) CT technology overview: 64-slice and beyond. *Radiol Clin North Am* 47:1-11
  17. Saake M, Lell MM, Rompel O, Gloeckler M, May M, Eller A, Achenbach S, Uder M, Wuest W (2014) Contrast medium application in pediatric high-pitch cardiovascular CT angiography: manual or power injector ? *J Cardiovasc Comput Tomogr* 8:315-322
  18. Ben Saad M, Rohnean A, Sigal-Cinqualbre A, Adler G, Paul JF (2009) Evaluation of image quality and radiation dose of thoracic and coronary dual-source CT in 110 infants with congenital heart disease. *Pediatr Radiol* 39:668-676
  19. Goo HW, Yang DH (2010) Coronary artery visibility in free-breathing young children with congenital heart disease on cardiac 64-slice CT: dual-source ECG-triggered sequential scan vs. single-source non-ECG-synchronized spiral scan. *Pediatr Radiol* 40:1670-1680
  20. Oberhoffer R, Lang D, Feilen K (1989) The diameter of coronary arteries in infants and children without heart disease. *Eur J Pediatr* 148:389-392
  21. Arjunan K, Daniels SR, Meyer RA, Schwartz DC, Barron H, Kaplan S (1986) Coronary artery caliber in normal children and patients with Kawasaki disease but without aneurysms: An echocardiographic and angiographic study. *J Am Coll Cardiol* 8:1119-1124
  22. Farshad-Amacker NA, Alkhadi H, Leschka S, Frauenfelder T (2013) Effect of high-pitch dual-source CT to compensate motion artifacts: a phantom study. *Acad Radiol* 20:1234-1239

23. Achenbach S, Ropers D, Holle J, Muschiol G, Daniel WG, Moshage W (2000) In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT. *Radiology* 216:457-463
24. Husmann L, Leschka S, Desbiolles L, Schepis T, Gaemperli O, Seifert B, Cattin P, Frauenfelder T, Flohr TG, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H (2007) Coronary artery motion and cardiac phases: dependency on heart rate – Implications for CT image reconstruction. *Radiology* 245:567-576
25. Gao Y, Lu B, Hou Z, Yu F, Cao H, Han L, Wu R (2012) Low-dose dual-source CT angiography in infants with complex congenital heart disease: a randomized study. *Eur J Radiol* 81:e789-e795
26. Klink T, Müller G, Weil J, Dodge-Khatami A, Adam G, Bley TA (2012) Cardiovascular computed tomography angiography in newborns and infants with suspected congenital heart disease: retrospective evaluation of low-dose scan protocols. *Clin Imaging* 36:746-753
27. Shi H, Aschoff AJ, Brambs HJ, Hoffmann MK (2004) Multislice CT imaging of anomalous coronary arteries *Eur Radiol* 14:2172-2181
28. van Ooijen PMA, Dorgelo J, Zijlstra F, Oudkerk M (2004) Detection, visualization and evaluation of anomalous coronary artery anatomy on 16-slice multidetector-row CT. *Eur Radiol* 14:2163-2171
29. Young C, Xie C, Owens CM (2012) Paediatric multidetector row chest CT: what you really need to know. *Insights Imaging* 3:229-246
30. Nievelstein RAJ, van Dam IM, van der Molen AJ (2010) Multidetector CT in children: current concepts and dose reduction strategies. *Pediatr Radiol* 40:1324-1344
31. Davignon A, Rautahrju P, Boisselle E, Soumis F, Megelas M, Choquette A (1979) Normal ECG standards for infants and children. *Ped Cardiol* 1:123-131
32. Rijnbeek PR, Witsenburg M, Schrama E, Hess J, Kors JA (2001) New normal limits for the paediatric electrocardiogram. *Eur Heart J* 22:702-711
33. Flohr TG, Leng S, Yu L, Aiimendinger T, Bruder H, Petersilka M, Eusemann CD, Stierstorfer K, Schmidt B, Mc Collough CH (2009) Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75 ms temporal resolution: image reconstruction and assessment of image quality. *Med Phys* 36:5641-5653

## FIGURES

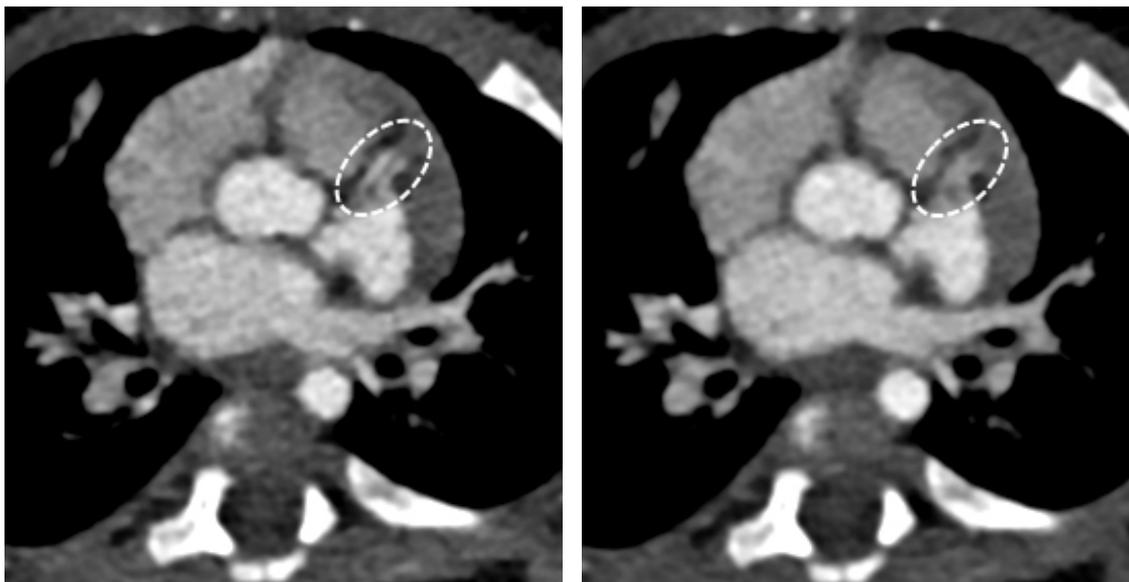


**Fig. 1** Illustration of the image quality (Grades 5-3), leading to consider a coronary segment as detected. Grades 2-1 are not shown, the coronary segment being poorly visualized (**a b c** left to right).

**a** Grade 5: clear delineation of the left main coronary artery (dashed circle) without any motion artifact. This grade provides excellent diagnostic confidence.

**b** Grade 4: clear delineation of the left main coronary artery (dashed circle) with mild motion artifacts. This grade provides high diagnostic confidence.

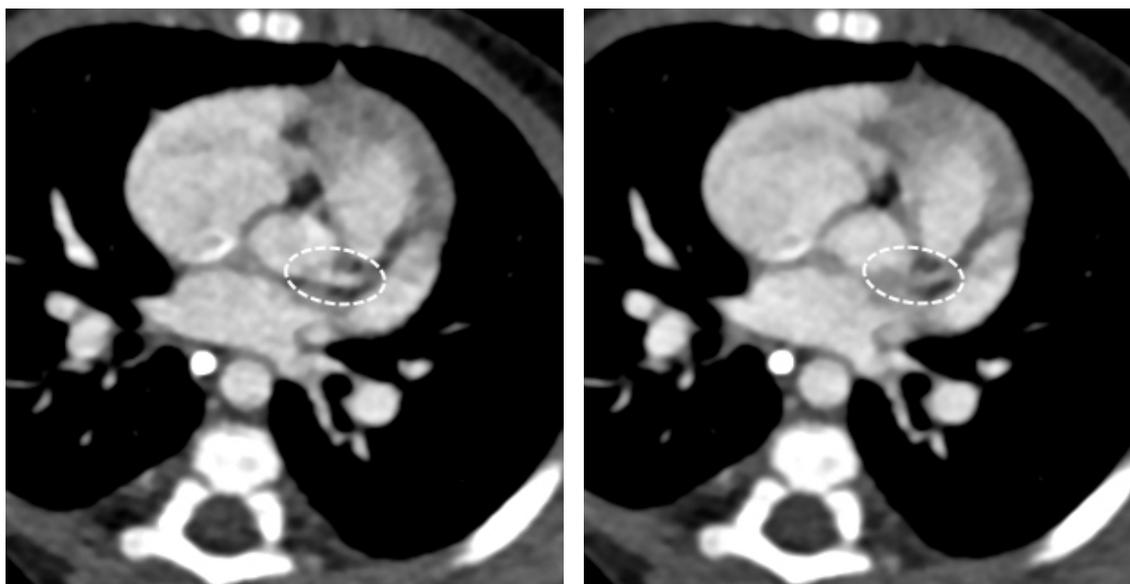
**c** Grade 3: visualization of the left main coronary artery (dashed circle) with blurring motion artifacts. The coronary segment is identified with moderate diagnostic confidence



**Fig. 2** Chest CT angiogram obtained in a 1-year-old boy to rule out bronchopulmonary malformation, illustrating the influence of temporal resolution on the visibility of the proximal segment of the left anterior descending coronary artery (S2). (**a b** left to right)

**a** Group 1 axial CT image at the level of the left inferior pulmonary vein (75 ms temporal resolution): S2 (medial) is seen with mild motion artifact, clearly distinguished from the great cardiac vein (lateral) (dashed circle); S2 is rated with a grade 4 visibility

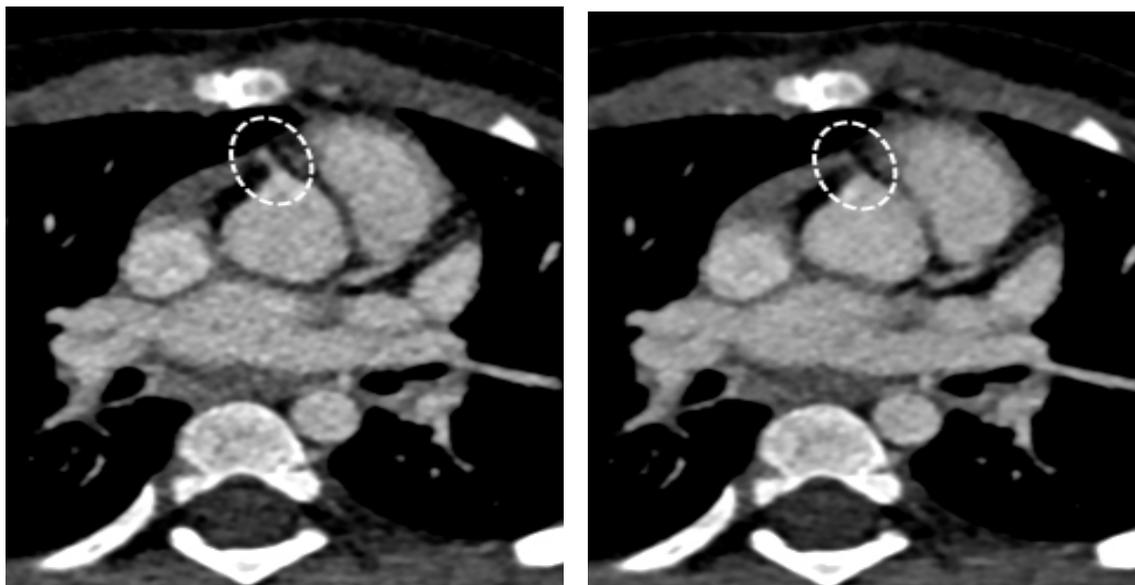
**b** Group 2 axial CT image obtained at the same level as that seen in a (140 ms temporal resolution): S2 cannot be distinguished from the great cardiac vein (dashed circle); S2 is rated with a grade 2 visibility



**Fig. 3** Chest CT angiogram obtained in a 6-month-old boy to rule out congenital bronchopulmonary malformation, illustrating the influence of temporal resolution on visibility of the left main coronary artery (S1). (**a b** left to right).

**a** Group 1 axial CT image at the level of the inferior pulmonary veins (75 ms temporal resolution): S1(dashed circle) is more clearly delineated and rated with a grade 3 visibility.

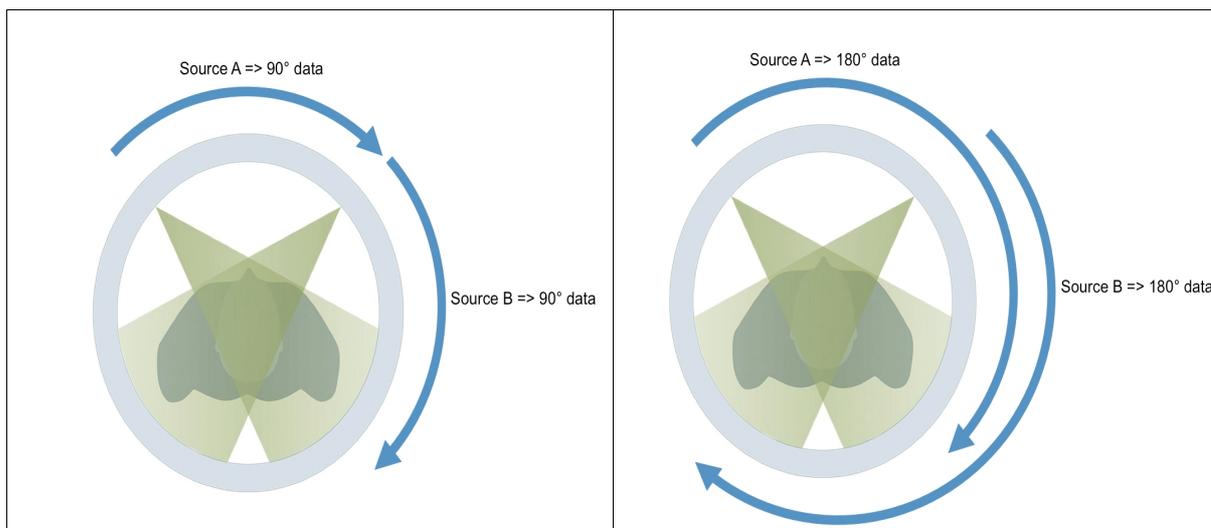
**b** Group 2 axial CT image obtained at the same level as that seen in a (140 ms temporal resolution): the origin of the left main coronary artery (dashed circle) cannot be clearly separated from the anterior border of the left atrium. S1 is rated with a grade 2 visibility.



**Fig. 4** Chest CT angiogram in a 2-year-old boy to rule out aortic arch anomaly, illustrating the influence of temporal resolution on the visibility of the proximal segment of the right coronary artery (S7) (**a b** left to right).

**a** Group 1 axial CT image at the level of the superior pulmonary veins (75 ms temporal resolution): S7 (dashed circle) is detected with mild motion artifact. S7 is rated with a grade 4 visibility.

**b** Group 2 axial CT image obtained at the same level as that seen in Fig 4a (140 ms temporal resolution): a faint opacified structure (dashed circle) is identified but equivocal. S7 is rated with a grade 2 visibility



**Fig. 5:** Illustration of the influence of the reconstruction algorithm on temporal resolution (**a b** left to right).

**a:** With the half scan reconstruction algorithm, acquisition of only  $180^\circ$  data is necessary for one cross-sectional image. There is no redundant data. Since the dual source CT system uses two X-ray tubes and two detectors arranged at an angle of  $90^\circ$  the temporal resolution is optimized to one quarter gantry rotation time.

**b:** With the standard reconstruction algorithm,  $180^\circ$  data is acquired by each source. There is redundant data. Temporal resolution is limited to half the gantry rotation time.

## **ANALYSE PSYCHO-COMPORTEMENTALE DU RADIOLOGUE THORACIQUE VIS À VIS DES STRUCTURES CARDIO- MÉDIASTINALES**

Les radiologues thoraciques ont pendant des années regardé les scanners thoraciques en connaissant les limites de la technique pour l'analyse des structures cardiaques (artefacts de mouvement).

Désormais, nous avons vu qu'avec les progrès techniques, l'analyse du cœur et des coronaires est possible sur les scanners thoraciques non synchronisés tout venant. L'habitude fait que les radiologues limitent leur interprétation (76–79).

Ce n'est donc plus une limite technique mais bien un problème de perception de la part des radiologues thoraciques.

Kundel (80,81) qui s'intéressait aux erreurs d'interprétation en radiographie thoracique distinguait :

-les erreurs de perception : lorsque l'image est enregistrée sur le film mais non appréciée (mécanisme involontaire/inconscient). C'est ce type d'erreur que les radiologues thoraciques font en occultant l'analyse du cœur sur les scanners thoraciques tout venant alors qu'il est bien visible.

-les erreurs cognitives (ou de raisonnement) : lorsque l'image est enregistrée sur le film mais bien qu'appréciée, conduit à des conclusions erronées (mécanisme volontaire/conscient)

Les erreurs de perception surviendraient quatre fois plus souvent que les erreurs cognitives.

Certains parlent de cécité d'inattention (82) lorsqu'un objet manifestement visible mais inattendu n'est pas remarqué par l'observateur trop occupé à chercher autre chose. Ce phénomène a été démontré expérimentalement par Chabris et Simons (83) en demandant aux participants de leur étude de compter le nombre de passes entre les joueurs au cours d'une courte vidéo d'un match de basketball. Durant les échanges, un gorille traverse la scène. A la fin de la vidéo, il était demandé aux participants s'ils avaient remarqué quelque chose sortant de l'ordinaire. Environ 50% des participants n'avaient pas remarqué le gorille.

Plusieurs facteurs interviennent dans ce phénomène notamment :

-la charge cognitive : quantité d'attention consciente mobilisée à l'accomplissement d'une ou plusieurs tâches (par exemple, le radiologue thoracique concentré sur le compte de micronodules),

-l'anticipation : notre perception a plus de facilité à détecter des éléments attendus et au contraire bloque la perception des éléments inattendus. Ce phénomène d'anticipation est d'autant plus marqué que l'on est expert d'une situation donnée : plus on est « expert », plus on sait à quoi s'attendre et plus le risque est alors important de passer à côté d'éléments inattendus,

-la capacité d'attention : diminuée en cas d'environnement de travail bruyant, de fatigue.

Connaître les limites de nos propres mécanismes de perception et de raisonnement devrait nous aider à éviter certaines erreurs lors de l'analyse des images dans notre pratique quotidienne.

## CONCLUSION

L'analyse des structures cardio-médiastinales et en particulier des artères coronaires est devenue accessible dans une part non négligeable des examens scanographiques thoraciques réalisés chez l'enfant sans synchronisation cardiaque.

Les radiologues thoraciques doivent donc désormais considérer le scanner comme une imagerie cardio-thoracique intégrée et modifier leurs habitudes d'interprétation.

D'autant plus que des progrès techniques constants, actuels et à venir, d'amélioration de la résolution temporelle sont réalisés.

## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Dorfman AL, Fazel R, Einstein AJ, Applegate KE, Krumholz HM, Wang Y, et al. Use of Medical Imaging Procedures With Ionizing Radiation in Children: A Population-Based Study. *Arch Pediatr Adolesc Med* [Internet]. 2011 May 1 [cited 2015 May 23];165(5). Available from: <http://archpedi.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/archpediatrics.2010.270>
2. Frush DP. Radiation, Thoracic Imaging, and Children: Radiation Safety. *Radiol Clin North Am*. 2011 Sep;49(5):1053–69.
3. Miglioretti DL, Johnson E, Williams A, Greenlee RT, Weinmann S, Solberg LI, et al. The Use of Computed Tomography in Pediatrics and the Associated Radiation Exposure and Estimated Cancer Risk. *JAMA Pediatr*. 2013 Aug 1;167(8):700.
4. Mordacq C, Deschildre A, Petyt L, Santangelo T, Delvart C, Doan C, et al. Tomodensitométrie thoracique chez l'enfant : un examen utile mais irradiant. *Arch Pédiatrie*. 2014 Mar;21(3):279–86.
5. Lobo L, Antunes D. Chest CT in infants and children. *Eur J Radiol*. 2013 Jul;82(7):1108–17.
6. Trinavarat P. Computed tomographic angiography (CTA) of major thoracic vessels in children—A pictorial assay on common findings also discussing CTA technique. *Eur J Radiol*. 2013 Jul;82(7):1083–90.
7. Marano R, Pirro F, Silvestri V, Merlino B, Savino G, Rutigliano C, et al. Comprehensive CT Cardiothoracic Imaging: A New Challenge for Chest Imaging. *CHEST J*. 2015 Feb 1;147(2):538.
8. Garcier J-M, Trogrlic S, Boyer L, Crochet P-D. [Anatomy of the heart and coronary arteries]. *J Radiol*. 2004 Oct;85(10 Pt 2):1758–63.
9. Malagò R, Pezzato A, Barbiani C, Alfonsi U, Nicoli L, Caliarì G, et al. Coronary artery anatomy and variants. *Pediatr Radiol*. 2011 Dec;41(12):1505–15.
10. Austen WG, Edwards JE, Frye RL, Gensini GG, Gott VL, Griffith LS, et al. A reporting system on patients evaluated for coronary artery disease. Report of the Ad Hoc Committee for Grading of Coronary Artery Disease, Council on Cardiovascular Surgery, American Heart Association. *Circulation*. 1975 Apr;51(4 Suppl):5–40.
11. Bonnet D. Anomalies congénitales des artères coronaires. EMC; 2006.

12. Walsh R, Nielsen JC, Ko HH, Sanz J, Srivastava S, Parness IA, et al. Imaging of congenital coronary artery anomalies. *Pediatr Radiol*. 2011 Dec;41(12):1526–35.
13. Shriki JE, Shinbane JS, Rashid MA, Hindoyan A, Withey JG, DeFrance A, et al. Identifying, Characterizing, and Classifying Congenital Anomalies of the Coronary Arteries. *RadioGraphics*. 2012 Mar;32(2):453–68.
14. Maron BJ, Doerer JJ, Haas TS, Tierney DM, Mueller FO. Sudden deaths in young competitive athletes: analysis of 1866 deaths in the United States, 1980-2006. *Circulation*. 2009 Mar 3;119(8):1085–92.
15. Corban MT, Hung OY, Eshtehardi P, Rasoul-Arzrumly E, McDaniel M, Mekonnen G, et al. Myocardial Bridging. *J Am Coll Cardiol*. 2014 Jun;63(22):2346–55.
16. Gowda RM, Vasavada BC, Khan IA. Coronary artery fistulas: Clinical and therapeutic considerations. *Int J Cardiol*. 2006 Feb;107(1):7–10.
17. Martinez-Jimenez S, Heyneman LE, McAdams HP, Jasinowodolinski D, Rossi SE, Restrepo CS, et al. Nonsurgical Extracardiac Vascular Shunts in the Thorax: Clinical and Imaging Characteristics. *RadioGraphics*. 2010 Sep;30(5):e41.
18. Zenooz NA, Habibi R, Mammen L, Finn JP, Gilkeson RC. Coronary Artery Fistulas: CT Findings<sup>1</sup>. *RadioGraphics*. 2009 May;29(3):781–9.
19. Silverman ME, White CS, Ziskind AA. Pulmonary sequestration receiving arterial supply from the left circumflex coronary artery. *CHEST J*. 1994;106(3):948–9.
20. Bertsch G, Markert T, Hahn D, Silber RE, Schanzenbächer P. Intralobar lung sequestration with systemic coronary arterial supply. *Eur Radiol*. 1999;9(7):1324–6.
21. Young C, Xie C, Owens CM. Paediatric multi-detector row chest CT: what you really need to know. *Insights Imaging*. 2012 Jun;3(3):229–46.
22. Abergel E, Aouate JM, Geslin J, Lavergne T, Pernes JM, Ourback P. [Localized dilatation of the bronchi. A misunderstood etiology of coronaro-bronchial fistula]. *Arch Mal Coeur Vaiss*. 1990 Feb;83(2):271–4.
23. Jim M-H, Lee SW, Lam L. Localized bronchiectasis is a definite association of coronaro-bronchial artery fistula. *J Invasive Cardiol*. 2003 Sep;15(9):554–6.
24. Krongrad E, Ritter DG, Hawe A, Kincaid OW, McGoon DC. Pulmonary atresia or severe stenosis and coronary artery-to-pulmonary artery fistula. *Circulation*. 1972;46(5):1005–12.
25. Anwar S, Qureshi AM, Arruda J, Bolen MA. Pulmonary Atresia With Aortopulmonary and Coronary Artery Collaterals. *J Am Coll Cardiol*. 2012 Jan;59(1):90.
26. Mahnken AH, Wildberger JE, Spüntrup E, Hübner D. Unilateral absence of the left pulmonary artery associated with coronary-to-bronchial artery anastomosis. *J Thorac Imaging*. 2000 Jul;15(3):187–90.

27. Lee NS, Auger WR, Pretorius V, Blanchard DG, Daniels LB. Coronary Artery-to-Pulmonary Artery Collaterals in Chronic Thromboembolic Pulmonary Hypertension. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2014 Nov 1;7(6):962–6.
28. Matsunaga N, Hayashi K, Sakamoto I, Ogawa Y, Matsuoka Y, Imamura T, et al. Coronary-to-pulmonary artery shunts via the bronchial artery: analysis of cineangiographic studies. *Radiology*. 1993 Mar;186(3):877–82.
29. Endo M, Tomizawa Y, Nishida H, Aomi S, Nakazawa M, Tsurumi Y, et al. Angiographic findings and surgical treatments of coronary artery involvement in Takayasu arteritis. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2003 Mar;125(3):570–7.
30. Brunner J, Feldman BM, Tyrrell PN, Kuemmerle-Deschner JB, Zimmerhackl LB, Gassner I, et al. Takayasu arteritis in children and adolescents. *Rheumatology*. 2010 Oct 1;49(10):1806–14.
31. Sengler C, Gaedicke G, Wahn U, Keitzer R. Pulmonary symptoms in Kawasaki disease. *Pediatr Infect Dis J*. 2004 Aug;23(8):782–4.
32. Bajolle F, Laux D. Maladie de Kawasaki : ce qu'il faut savoir. *Arch Pédiatrie*. 2012 Nov;19(11):1264–8.
33. Oberhoffer R, Lang D, Feilen K. The diameter of coronary arteries in infants and children without heart disease. *Eur J Pediatr*. 1989 Feb;148(5):389–92.
34. Arjunan K, Daniels SR, Meyer RA, Schwartz DC, Barron H, Kaplan S. Coronary artery caliber in normal children and patients with Kawasaki disease but without aneurysms: an echocardiographic and angiographic study. *J Am Coll Cardiol*. 1986;8(5):1119–24.
35. Hassan A, Nazir SA, Alkadhi H. Technical challenges of coronary CT angiography: Today and tomorrow. *Eur J Radiol*. 2011 Aug;79(2):161–71.
36. Niemann T, Henry S, Duhamel A, Faivre J-B, Deschildre A, Colas L, et al. Pediatric chest CT at 70 kVp: a feasibility study in 129 children. *Pediatr Radiol*. 2014 Nov;44(11):1347–57.
37. Schooler GR, Zurakowski D, Lee EY. Evaluation of Contrast Injection Site Effectiveness: Thoracic CT Angiography in Children With Hand Injection of IV Contrast Material. *Am J Roentgenol*. 2015 Feb;204(2):423–7.
38. Amaral JG, Traubici J, BenDavid G, Reintamm G, Daneman A. Safety of Power Injector Use in Children as Measured by Incidence of Extravasation. *Am J Roentgenol*. 2006 Aug;187(2):580–3.
39. Rigsby CK, Gasber E, Seshadri R, Sullivan C, Wyers M, Ben-Ami T. Safety and Efficacy of Pressure-Limited Power Injection of Iodinated Contrast Medium Through Central Lines in Children. *Am J Roentgenol*. 2007 Mar;188(3):726–32.
40. Sinan T, Al-Khawari H, Chishti FA, Al Saeed OM, Sheikh M. Contrast Media Extravasation: Manual versus Power Injector. *Med Princ Pract*. 2005;14(2):107–10.

41. Donnelly LF, Dickerson J, Racadio JM. Is Hand Injection of Central Venous Catheters for Contrast-Enhanced CT Safe in Children? *Am J Roentgenol*. 2007 Dec;189(6):1530–2.
42. Frush DP, Herlong JR. Pediatric thoracic CT angiography. *Pediatr Radiol*. 2005 Jan;35(1):11–25.
43. Husmann L, Leschka S, Desbiolles L, Schepis T, Gaemperli O, Seifert B, et al. Coronary Artery Motion and Cardiac Phases: Dependency on Heart Rate—Implications for CT Image Reconstruction. *Radiology*. 2007;245(2):567–76.
44. Davignon A, Rautaharju P, Boisselle E, Soumis F, Mégélas M, Choquette A. Normal ECG standards for infants and children. *Pediatr Cardiol*. 1980;1(2):123–31.
45. Rijnbeek P. New normal limits for the paediatric electrocardiogram. *Eur Heart J*. 2001 Apr 15;22(8):702–11.
46. Achenbach S, Ropers D, Holle J, Muschiol G, Daniel WG, Moshage W. In-Plane Coronary Arterial Motion Velocity: Measurement with Electron-Beam CT 1. *Radiology*. 2000;216(2):457–63.
47. Hofman MB, Wickline SA, Lorenz CH. Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification. *J Magn Reson Imaging JMRI*. 1998 Jun;8(3):568–76.
48. Shechter G, Resar JR, McVeigh ER. Displacement and velocity of the coronary arteries: cardiac and respiratory motion. *Med Imaging IEEE Trans On*. 2006;25(3):369–75.
49. Scott AD, Keegan J, Firmin DN. Motion in Cardiovascular MR Imaging 1. *Radiology*. 2009;250(2):331–51.
50. Chung CS. Duration of diastole and its phases as a function of heart rate during supine bicycle exercise. *AJP Heart Circ Physiol*. 2004 Jul 8;287(5):H2003–8.
51. Otton JM, Phan J, Feneley M, Yu C, Sammel N, McCrohon J. Defining the mid-diastolic imaging period for cardiac CT—lessons from tissue Doppler echocardiography. *BMC Med Imaging*. 2013;13(1):5.
52. Tangcharoen T, Bell A, Hegde S, Hussain T, Beerbaum P, Schaeffter T, et al. Detection of Coronary Artery Anomalies in Infants and Young Children with Congenital Heart Disease by Using MR Imaging. *Radiology*. 2011 Apr;259(1):240–7.
53. Paul J-F, Rohnean A, Sigal-Cinqualbre A. Multidetector CT for congenital heart patients: what a paediatric radiologist should know. *Pediatr Radiol*. 2010 Jun;40(6):869–75.
54. Cravero JP, Blike GT, Beach M, Gallagher SM, Hertzog JH, Havidich JE, et al. Incidence and Nature of Adverse Events During Pediatric Sedation/Anesthesia for Procedures Outside the Operating Room: Report From the Pediatric

- Sedation Research Consortium. *Pediatrics*. 2006 Sep 1;118(3):1087–96.
55. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol*. 2008 Dec;68(3):362–8.
56. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-Detector Row CT Systems and Image-Reconstruction Techniques 1. *Radiology*. 2005 Jun;235(3):756–73.
57. Desjardins B, Kazerooni EA. ECG-gated cardiac CT. *Am J Roentgenol*. 2004;182(4):993–1010.
58. Tsai I-C, Lee T, Chen M-C, Fu Y-C, Jan S-L, Wang C-C, et al. Visualization of neonatal coronary arteries on multidetector row CT: ECG-gated versus non-ECG-gated technique. *Pediatr Radiol*. 2007 Jul 9;37(8):818–25.
59. Goo HW, Yang DH. Coronary artery visibility in free-breathing young children with congenital heart disease on cardiac 64-slice CT: dual-source ECG-triggered sequential scan vs. single-source non-ECG-synchronized spiral scan. *Pediatr Radiol*. 2010 Oct;40(10):1670–80.
60. Saad MB, Rohnean A, Sigal-Cinqualbre A, Adler G, Paul J-F. Evaluation of image quality and radiation dose of thoracic and coronary dual-source CT in 110 infants with congenital heart disease. *Pediatr Radiol*. 2009 Jul;39(7):668–76.
61. Warin-Fresse K. *Imagerie non invasive des artères coronaires*. EMC; 2013.
62. Tremblay J-A, Noiseux N, Stevens L-M, Chartrand-Lefebvre C. L'angiographie de pontages coronariens par tomodensitométrie multi-détecteur: contexte et perspectives futures. [cited 2015 Jun 7]; Available from: <http://www.msamerique.ca/numeros/msa-acfas2011/articles/l-angiographie-de-pontages-coronariens-par-tomodensitometrie-multi-detecteur-contexte-et-perspectives-futures>
63. Siemens AG. Super low dose dual-source cardiac scanning [Internet]. [cited 2015 Jul 6]. Available from: <http://www.dsct.com/index.php/dsct-basics/increased-speed-scanning-with-two-sources/super-low-dose-dual-source-cardiac-scanning/>
64. Han BK, Lindberg J, Overman D, Schwartz RS, Grant K, Lesser JR. Safety and accuracy of dual-source coronary computed tomography angiography in the pediatric population. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2012 Jul;6(4):252–9.
65. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol*. 2006 Feb;16(2):256–68.
66. Ducou le Pointe H. Computed tomography and radioprotection: Knowing and acting. *Diagn Interv Imaging*. 2013 Apr;94(4):361–3.
67. Brody AS, Frush DP, Huda W, Brent RL, and the Section on Radiology. Radiation Risk to Children From Computed Tomography. *Pediatrics*. 2007 Sep 1;120(3):677–82.

68. Durand S, Paul J-F. Comparison of image quality between 70 kVp and 80 kVp: application to paediatric cardiac CT. *Eur Radiol.* 2014 Dec;24(12):3003–9.
69. Galanski M, Nagel HD, Stamm G. [Results of a federation inquiry 2005/2006: pediatric CT X-ray practice in Germany]. *RöFo Fortschritte Auf Dem Geb Röntgenstrahlen Nukl.* 2007 Nov;179(11):1110–1.
70. Schilham A, van der Molen AJ, Prokop M, de Jong HW. Overranging at multisection CT: an underestimated source of excess radiation exposure. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc.* 2010 Aug;30(4):1057–67.
71. Deak PD, Langner O, Lell M, Kalender WA. Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT. *Radiology.* 2009 Jul;252(1):140–7.
72. Christner JA, Zavaletta VA, Eusemann CD, Walz-Flannigan AI, McCollough CH. Dose Reduction in Helical CT: Dynamically Adjustable z -Axis X-Ray Beam Collimation. *Am J Roentgenol.* 2010 Jan;194(1):W49–55.
73. Frush DP. Overview of CT technologies for children. *Pediatr Radiol.* 2014 Oct;44(S3):422–6.
74. Autorité de Sûreté Nucléaire. Les principes de la radioprotection. [Internet]. Available from: [http://www.mesure-radioactivite.fr/public/IMG/pdf/plq\\_asn\\_radioprotection.pdf](http://www.mesure-radioactivite.fr/public/IMG/pdf/plq_asn_radioprotection.pdf)
75. Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire. *J.O* du 14 Janvier 2012.
76. Lee S-H, Seo JB, Kang J-W, Chae EJ, Park SH, Lim T-H. Incidental cardiac and pericardial abnormalities on chest CT. *J Thorac Imaging.* 2008;23(3):216–26.
77. Choy G, Kropil P, Scherer A, El-Sherief AH, Chung J, Rojas CA, et al. Pertinent reportable incidental cardiac findings on chest CT without electrocardiography gating: review of 268 consecutive cases. *Acta Radiol.* 2013 May 1;54(4):396–400.
78. Bruzzi JF, Rémy-Jardin M, Delhay D, Teisseire A, Khalil C, Rémy J. When, Why, and How to Examine the Heart During Thoracic CT: Part 1, Basic Principles. *Am J Roentgenol.* 2006 Feb;186(2):324–32.
79. Bruzzi JF, Rémy-Jardin M, Delhay D, Teisseire A, Khalil C, Rémy J. When, Why, and How to Examine the Heart During Thoracic CT: Part 2, Clinical Applications. *Am J Roentgenol.* 2006 Feb;186(2):333–41.
80. Kundel H. Perception errors in chest radiography. *Semin Respir Med.* 1989;203–10.
81. Renfrew DL, Franken Jr EA, Berbaum KS, Weigelt FH, Abu-Yousef MM. Error in radiology: classification and lessons in 182 cases presented at a problem case conference. *Radiology.* 1992;183(1):145–50.
82. Jager, Gerrit. Cognitive Errors in Radiology: “Thinking fast and slow.” 2013 [cited

2015 May 24]; Available from: <http://dx.doi.org/10.1594/ecr2014/C-0899>

83. Chabris CF, Simons DJ. The invisible gorilla: and other ways our intuitions deceive us. New York: Broadway Paperbacks; 2010.

## ANNEXES

### Annexe 1 : Communication orale lors de la session scientifique d'imagerie pédiatrique et foetale SSC42 aux Journées Françaises de Radiologie 2014

Tomodensitométrie thoracique pédiatrique: est-il pertinent de chercher à améliorer la résolution temporelle (RT) ?

Bridoux A., Faivre J.-B., Lolli V., Pagniez J., Remy-Jardin M., Remy J.

**Tomodensitométrie thoracique pédiatrique: est-il pertinent de chercher à améliorer la résolution temporelle (RT) ?** X

A. Bridoux (Lille - France), J.-B. Faivre (Lille - France), V. Lolli (Lille - France), J. Pagniez (Lille - France), M. Remy-Jardin (Lille - France), J. Remy (Lille - France)

**Matériel et méthodes**  
Les examens thoraciques standards de 93 enfants de moins de 4 ans, examinés en TDM double source, simple énergie, pitch élevé, sans synchronisation ECG (a) ont été rétrospectivement reconstruits avec une RT de 140 ms (Groupe 1) et 75 ms (Groupe 2), (b) avec étude de l'analysabilité des portions proximales des artères coronaires, structures anatomiques très sensibles aux artefacts de mouvement, permettant d'apprécier indirectement l'impact de la RT.

**Objectifs**  
Evaluer l'impact d'une optimisation de la RT en TDM thoracique pédiatrique standard.

**Résultats**  
Par rapport au Groupe 1: (a) les taux de détection du tronc commun (TC) (64.52% vs 58.06% ; p=0.03), de l'artère coronaire droite (CD) (27.96% vs 19.35% ; p=0.01) du Groupe 2 étaient significativement meilleurs; (b) les grades d'analysabilité du TC ( $2.65 \pm 0.83$  vs  $2.56 \pm 0.84$ ; p=0.01) et de la CD ( $1.91 \pm 0.9$  vs  $1.76 \pm 0.84$  ; p=0.0003) du Groupe 2 étaient significativement meilleurs. Comparant simultanément la qualité image sur les deux types de reconstructions, la visualisation du TC et de la CD était majoritairement jugée équivalente ou supérieure dans le Groupe 2.

**Conclusion**  
L'optimisation de la RT permet d'améliorer la qualité image en scanographie standard du thorax, encore perfectible à 75 ms.

Congrès des JFR 2014 - © SFR

**Annexe 2 : Communication orale lors de la session scientifique  
d'imagerie pédiatrique thoracique SSQ16 aux Congrès 2014 de  
la Société de Radiologie Nord Américaine (RSNA)**

Is It Worth Improving Temporal Resolution (TR) in Paediatric Chest CT?

Bridoux A., Faivre J.-B., Pagniez J., Hutt A., Remy J., Remy-Jardin M.

## Abstract Archives of the RSNA, 2014

### SSQ16-09

#### Is It Worth Improving Temporal Resolution (TR) in Paediatric Chest CT?

Scientific Papers

Presented on December 4, 2014

Presented as part of [SSQ16: ISP: Pediatrics \(Chest\)](#)

#### Participants

Alexandre Bridoux, Abstract Co-Author: Nothing to Disclose  
Jean-Baptiste Faivre MD, Abstract Co-Author: Nothing to Disclose  
Julien Pagniez, Abstract Co-Author: Nothing to Disclose  
Antoine Hutt MD, Presenter: Nothing to Disclose  
Jacques Remy MD, Abstract Co-Author: Research Consultant, Siemens AG  
Martine J. Remy-Jardin MD, PhD, Abstract Co-Author: Research Grant, Siemens AG

#### PURPOSE

To evaluate the influence of optimized temporal resolution (TR) in pediatric standard chest CT imaging.

#### METHOD AND MATERIALS

93 consecutive children less than 4 years of age (mean age: 1 yr, mean weight: 7.73 kg) underwent a chest CT angiographic examination for non-cardiac indications on a dual-source CT system. No sedation was performed and no  $\beta$ -blocker used. The examinations were obtained with a non-ECG-gated dual-source, single-energy mode using the following parameters: collimation: 64x2x0.6 mm; rotation time: 0.28 s; 70 kVp and 80 mAs; pitch: 2.0. From each dataset, two series of images were systematically reconstructed on a prototype workstation: images with a TR of 140 ms (i.e., standard TR) (Group 1) and images with a TR of 75 ms (i.e., optimized TR) (Group 2). Using a 5-point scale, two radiologists independently analyzed the detection and sharpness of proximal and mid segments of the right (RCA) and left (LCA) coronary arteries (total number of coronary segments examined: n= 651). These anatomical structures, highly sensitive to motion artifacts in otherwise uncooperative patients, were chosen to analyze the impact of an optimized TR.

#### RESULTS

Interobserver agreement for coronary artery analyzability was excellent (Group 1: kappa=0.86 [95% CI: 0.82-0.89]) (Group 2: kappa=0.86 [95% CI: 0.83-0.90]). The mean rate of detection and grade of analyzability of all coronary segments were significantly higher in Group 2 than in Group 1 (p<0.001). The rate of detection of the proximal RCA (26/93; 28% versus 18/93; 19.35%; p=0.0114) and left main (LM) artery (60/93; 64.52% versus 54/93; 58.06% p=0.0339) were significantly higher in Group 2 than in Group 1. Group 2 images provided the best image quality for 64.52% of LM (60/93) and 35.48% of proximal RCA (33/93) whereas Group 1 images were found to be the best reconstruction for only 5.38% of LM (5/93) and 1.08% (1/93) proximal RCA.

#### CONCLUSION

Optimized TR improves image quality in standard paediatric chest CT, still perfectible at 75 ms.

#### CLINICAL RELEVANCE/APPLICATION

Optimization of TR improves image quality of standard chest examinations in children.

#### Cite This Abstract

Bridoux, A, Faivre, J, Pagniez, J, Hutt, A, Remy, J, Remy-Jardin, M, Is It Worth Improving Temporal Resolution (TR) in Paediatric Chest CT?. Radiological Society of North America 2014 Scientific Assembly and Annual Meeting, - ,Chicago IL. <http://archive.rsna.org/2014/14017018.html> Accessed May 6, 2015

**AUTEUR : Nom :** BRIDOUX

**Prénom :** Alexandre

**Date de Soutenance :** vendredi 26 juin 2015

**Titre de la Thèse :** Analysabilité des artères coronaires en tomodensitométrie thoracique sans synchronisation cardiaque chez le jeune enfant en respiration libre: impact de la résolution temporelle.

**Thèse - Médecine - Lille 2015**

**Cadre de classement :** *Radiologie diagnostique*

**DES + spécialité :** *DES de Radiodiagnostic et Imagerie médicale*

**Mots-clés :** scanner thoracique, angioscanner, scanner double source, résolution temporelle, pédiatrie

**Résumé :**

**Objectif :** Evaluer l'impact d'une optimisation de la résolution temporelle (RT) sur la visibilité des artères coronaires en tomodensitométrie (TDM) thoracique pédiatrique standard.

**Matériel et méthode :** Les examens thoraciques standards de 93 enfants de moins de 4 ans, examinés en TDM double source, simple énergie, pitch élevé, sans synchronisation ECG ni sédation ni  $\beta$ -bloquant ont été rétrospectivement reconstruits avec une RT de 75 ms (RT optimisée) (Groupe 1) et 140 ms (RT standard) (Groupe 2). Deux radiologues de façon indépendante ont étudié l'analysabilité des portions proximales des artères coronaires (6 segments par patient soit 558 segments analysés).

**Résultats :** Le pourcentage de segments coronaires détectés était significativement meilleur dans le groupe 1 que dans le groupe 2 que l'on considère l'ensemble des segments (Groupe 1: 27%; Groupe 2: 24%;  $p=0.0004$ ) ou uniquement les segments les plus proximaux (Groupe 1: 36.5%; Groupe 2: 32%;  $p=0.0006$ ). Dans les deux groupes, les taux de détection les plus élevés étaient observés pour le tronc commun (S1) (Groupe 1: 64.5%; Groupe 2: 58% ;  $p=0.0339$ ) et l'artère inter-ventriculaire antérieure proximale (S2) (Groupe 1: 43%;Groupe 2: 42% ;  $p=0.567$ ). Les grades d'analysabilité du tronc commun (S1) ( $2.65 \pm 0.83$  vs  $2.56 \pm 0.84$ ;  $p=0.01$ ) et de l'artère coronaire droite proximale (S7) ( $1.91 \pm 0.90$  vs  $1.76 \pm 0.84$ ;  $p=0.0005$ ) du Groupe 1 étaient significativement meilleurs.

**Conclusion :** L'optimisation de la RT permet d'améliorer la visibilité des artères coronaires en scanographie pédiatrique standard du thorax, encore perfectible à 75 ms.

**Composition du Jury :**

**Président :** Madame le Professeur Martine REMY-JARDIN

**Assesseurs :** Monsieur le Professeur Jacques REMY, Monsieur le Professeur François GODART, Monsieur le Docteur Antoine DESCHILDRE, Monsieur le Docteur François PONTANA