

UNIVERSITÉ DE NANTES

FACULTÉ DE MÉDECINE

Année : 2018

N° 2018-100

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

DES de RADIODIAGNOSTIC ET IMAGERIE MÉDICALE

par

Madame Pauline FOURQUET - DE CAMBOURG

Née le 8 janvier 1989 à Villeneuve d'Ascq (59)

Présentée et soutenue publiquement le *21 septembre 2018* à Nantes

**ÉVALUATION DE LA QUALITÉ-IMAGE ET DE L'IRRADIATION, POUR 182
SCANNERS 80 BARRETTES PROSPECTIFS COUPLÉS À L'ECG REALISÉS
CHEZ DES ENFANTS SUIVIS POUR UNE CARDIOPATHIE CONGÉNITALE**

Président : Monsieur le Professeur Eric FRAMPAS

Directeur de thèse : Madame le Docteur Karine WARIN FRESSE

Membres du jury : Monsieur le Professeur Patrice GUÉRIN, Monsieur le Professeur Olivier BARON, Monsieur le Docteur Thomas LEFRANÇOIS, Monsieur le Docteur Hatem NÉCIB

I. REMERCIEMENTS

Merci au Docteur Karine Warin Fresse, d'avoir dirigé et encadré ce travail avec rigueur et efficacité. Merci pour ta disponibilité et tes précieux conseils. Merci de m'avoir accordé ta confiance.

Merci au Professeur Eric Frampas de me faire l'honneur de présider ce jury. Merci pour ces années d'interne passées dans le service de radiologie de Nantes.

Merci au Docteur Thomas Lefrançois d'avoir accepté de juger ce travail. Merci pour ta gentillesse, ta disponibilité et ton enseignement lors de mes passages en radio-pédiatrie. Je me réjouis de ces années à venir dans le service de radio-pédiatrie !

Merci aux Professeurs Patrice Guérin et Olivier Baron et au Docteur Hatem Nécib d'avoir accepté de juger ce travail.

Merci au Docteur Thomas Senage pour son aide à la réalisation et à la compréhension des statistiques.

Merci aux radiologues et aux médecins du CHU Nantais qui m'ont transmis l'art de la médecine et de la radiologie. Merci pour vos conseils, vos enseignements, et pour ces bons moments partagés.

Merci aussi à toute l'équipe paramédicale de la radiologie, et à mes cointernes pour leur présence quotidienne et leur bonne humeur. Merci pour tous ces joyeux moments passés ensemble !

Merci à mes parents, pour leur amour et leurs encouragements tout au long de ces études. Merci de m'avoir partagé votre passion de la radiologie.

Merci à mes famille, belle-famille et amis, pour leur présence. Merci pour votre soutien pendant ces études.

À Gonzague, mon cher mari qui me rend si heureuse.

II. SOMMAIRE

I. REMERCIEMENTS.....	2
II. SOMMAIRE.....	3
III. ABRÉVIATIONS	5
IV. PARTIE 1- INTRODUCTION	7
A. Introduction sur les cardiopathies congénitales	7
Épidémiologie.....	7
Modalités d'imagerie.....	8
B. Anatomie du cœur normal.....	10
Embryologie du cœur normal.....	10
Cœur normal	11
C. Principales cardiopathies congénitales	13
Cardiopathies cyanogènes	13
• Tétralogie de Fallot.....	13
• Atrésie pulmonaire.....	15
• Transposition des gros vaisseaux isolée.....	17
• Atrésie tricuspide.....	19
• Ventricule unique	20
Cardiopathies non cyanogènes	21
• Communication inter-atriale.....	21
• Communication inter-ventriculaire	22
• Retour veineux anormal	22
• Fistule coronaro-camérale	23
• Canal artériel persistant	24
• Truncus artériosus.....	25
• Anomalies du 4 ^{ème} arc aortique.....	26
• Coarctation de l'aorte.....	27
D. Scanner synchronisé à l'ECG et irradiation en pédiatrie	29
Comment se déroule un coroscaner pédiatrique ?.....	29
• Rappel sur le scanner	29
• Préparation de l'enfant	30
• Injection.....	30
• Acquisition prospective synchronisée à l'électrocardiogramme	31

Grandeurs dosimétriques en scanner	32
• Mesures de dose générales.....	32
• Facteurs influençant la dose d'irradiation.....	32
• Mesures de dose spécifiques en scanner.....	33
Coroscaner pédiatrique et exposition aux rayons X	34
• Effets de l'irradiation en scanographie pédiatrique.....	34
• Recommandations concernant l'irradiation à des fins médicales	35
• Comment optimiser les doses en scanographie pédiatrique ?	36
E. Qualité image objective en scanner	37
V. PARTIE 2 : ARTICLE ORIGINAL	40
A. Introduction.....	41
B. Matériel et Méthode	43
C. Résultats	47
D. Discussion	52
E. Conclusion	57
VI. BIBLIOGRAPHIE	58
VII. ANNEXES	61
VIII. SERMENT D'HIPPOCRATE.....	64

III. ABRÉVIATIONS

ALARA : As Low As Reasonably Achievable

AP : Artère Pulmonaire

APSI : Atrésie pulmonaire à Septum Intact

APSO : Atrésie Pulmonaire à Septum Ouvert

AV : Auriculo-Ventriculaire

AVC : Accidents Vasculaires Cérébraux

Bpm : Battement par minute

CA : Canal Artériel

CC : Cardiopathie Congénitale

CTDI : Computed Tomography Dose Index

CTDI_{vol} : Computed Tomography Dose Index Volumique

CIA : Communication Inter-Atriale

CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique

CIV : Communication Inter-Ventriculaire

CNR : Contrast to Noise Ratio

E : Dose effective

ECG : Électrocardiogramme

FOV : Field Of View

FC : Fréquence Cardiaque

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

IVA : Inter-Ventriculaire Antérieure

Kg : Kilogramme

kV : kiloVolt

MAPCA : Major Aorto-Pulmonary Collateral Arteries

mAs : milliAmpère.seconde

mGy : milliGray

mm : millimètre

mSv : milliSievert

NRD : Niveau de Référence de Diagnostiques

OD : Oreillette Droite

OG : Oreillette Gauche

PACS : Picture Archiving and Communication System

PDL : Produit Dose Longueur

ROI : Region Of Interest

RVPA : Retour Veineux Pulmonaire Anormal

SD : Standard Deviation

SFIPP : Société Française d'Imagerie Pédiatrique et Périnatale

SIV : Septum Inter-Ventriculaire

SNR : Signal to Noise Ratio

TDM : Tomodensitométrie

TGV : Transposition des Gros Vaisseaux

VCI : Veine Cave Inférieure

VCS : Veine Cave Supérieure

VD : Ventricule Droit

VG : Ventricule Gauche

IV. PARTIE 1- INTRODUCTION

A. Introduction sur les cardiopathies congénitales

Épidémiologie

Les malformations cardiaques congénitales sont la pathologie congénitale la plus fréquente : environ un enfant sur 100 naît avec une cardiopathie congénitale (CC), soit environ 6 à 8 000 nouveau-nés par an en France (1). Dans la moitié des cas, le diagnostic de CC est fait en prénatal sur les échographies, sauf pour les cardiopathies complexes où le taux de diagnostic anténatal est proche de 80%. Quand il n'est pas fait avant la naissance, le diagnostic peut être fait en période néonatale ou dans l'enfance. Quelques rares malformations peu ou pas symptomatiques, ne sont découvertes qu'à l'âge adulte de manière fortuite ou en raison d'une complication.

D'après l'étude EUROCAT (2), la prévalence des CC dans l'Union Européenne est de 8/1000 avec :

- 89,7% de naissances vivantes
- 1,6% de décès périnataux (20 semaines de grossesse à 8 jours de vie)
- 8,7% d'interruptions de grossesse

Cette étude Européenne affirme aussi que, sur 3,3 millions de naissances chaque année en Europe, approximativement 36 000 enfants naissent atteints d'une malformation cardiaque congénitale, avec, comme conséquence directe, 1250 décès périnataux. Elle estime aussi que le diagnostic anténatal de CC sans anomalie chromosomique conduit à 2 000 interruptions de grossesse.

Aujourd'hui en France, plus de 300 000 patients, en proportion égale d'enfants et adultes, vivaient avec une CC (1). La prévalence des CC en France est en fait mal connue et semble hétérogène selon les régions. Il semble que ce soit lié au fait que les patients les plus sévères habitent dans les régions où il y a des centres de

référence pour la prise en charge et le suivi des CC. Grâce aux progrès dans les techniques de diagnostic et de gestion chirurgicale, la survie des patients s'est beaucoup améliorée et environ 90% des patients souffrant d'une CC atteignent l'âge adulte.

Modalités d'imagerie

Il existe différents types de malformations congénitales plus ou moins complexes, cela nécessite un diagnostic préopératoire précis pour organiser, si nécessaire, une chirurgie appropriée. Plusieurs modalités d'imagerie, chacune avec leurs avantages et inconvénients, sont disponibles pour évaluer les CC.

L'échocardiographie reste l'examen de première intention en raison de sa large disponibilité, son faible coût et sa capacité à évaluer précisément l'anatomie et la fonction cardiaque. L'échographie souffre néanmoins de certaines insuffisances : mauvaise fenêtre échographique dans certains cas, difficulté de mesures de gradients ou de flux régurgitant, opérateur dépendance et surtout mauvaise visualisation des structures extracardiaques.

L'époque où le principal objectif du cathétérisme cardiaque était l'évaluation anatomique des CC est révolue. C'est une procédure invasive (risque de dissection vasculaire, d'accidents vasculaires cérébraux (AVC), de formation de pseudo-anévrysme), irradiante et nécessitant l'injection de produit de contraste. Le cathétérisme n'a plus qu'une place limitée pour l'évaluation diagnostique de certaines CC (cartographie de l'arbre pulmonaire, évaluation des branches systémico-pulmonaires), mais reste toutefois l'examen de référence pour l'évaluation hémodynamique des CC avec la mesure des pressions (hypertension artérielle pulmonaire, sténose).

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est un examen non irradiant, présentant une bonne résolution spatiale et temporelle (3). Le large champ de vue (FOV) apporte une cartographie complète de l'anatomie cardiovasculaire. L'exploration par IRM permet aussi la caractérisation tissulaire, l'évaluation des fonctions

ventriculaires, l'analyse quantitative des flux et des vitesses dans les vaisseaux. Mais l'IRM présente une résolution spatiale inférieure au scanner. C'est un examen difficilement accessible et long, ce qui rend l'exploration des CC difficile chez les patients jeunes (pouvant aller jusqu'à la nécessité d'une anesthésie générale chez le petit enfant) ou très malades. En revanche le suivi post-opératoire au long cours des CC est l'apanage de l'IRM, examen non irradiant.

Le scanner est l'examen de deuxième intention après l'échocardiographie pour les CC. Il présente plusieurs avantages pour l'évaluation des CC (4,5), il est très performant pour l'analyse précise des petites structures anatomiques. Aujourd'hui, on peut faire l'acquisition du cœur entier en un battement cardiaque, permettant un temps d'examen très réduit ce qui est intéressant chez les enfants et permet d'éviter une sédation. Les principales limites du scanner sont l'injection de produit de contraste iodée et l'utilisation de radiations ionisantes avec le risque potentiel de carcinogénèse. On réduit l'irradiation en utilisant des stratégies de réduction de dose.

B. Anatomie du cœur normal

Embryologie du cœur normal

La formation du cœur s'effectue de la deuxième à la dixième semaine de vie intra-utérine (figure 1). À 2 mois de grossesse, le cœur a son architecture définitive. Les malformations cardiaques se constituent donc très précocement.

Le cœur dérive du mésoderme cardiaque et forme au stade primitif la plaque cardiogénique : les axes embryonnaires sont déjà établis (axe droit – gauche). Puis c'est la migration antérieure et la fusion des tubes cardiaques aboutissant à la formation du tube cardiaque primitif. À 23 jours de vie intra-utérine intervient la boucle cardiaque (« early looping »). Le cœur est alors constitué de plusieurs « champs cardiaques » :

- l'aire cardiaque primaire ou premier champ cardiaque (futur ventricule gauche)
- le second champ cardiaque lié à la formation des pôles veineux (oreillettes, septation cardiaque, veines pulmonaires, veines cardinales) et artériel (ventricule droit, voie d'éjection)
- les cellules de la crête neurale (voie d'éjection, arcs aortiques)
- les cellules de l'épicarde (futures coronaires, valves auriculo-ventriculaire (AV), voies de conduction)

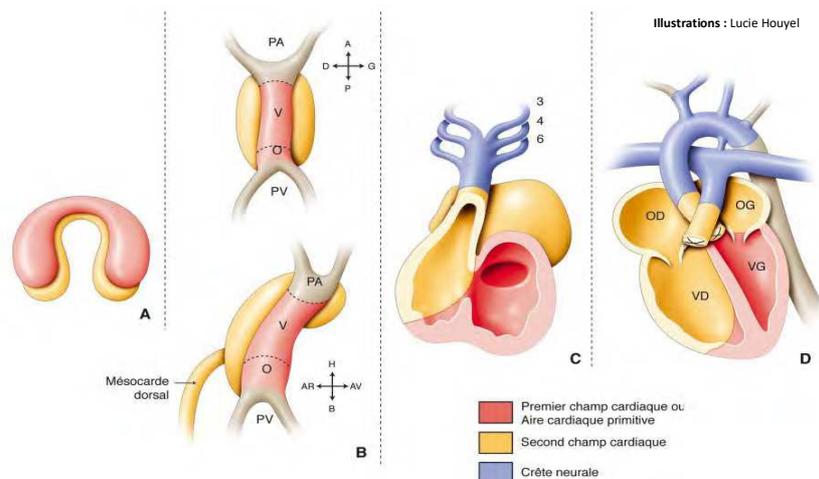


Figure 1 Embryologie cardiaque

Une série d'étapes aboutit à la septation cardiaque, à la formation des valves AV, pulmonaires et aortiques, au développement du pôle veineux et du pôle artériel du cœur. La formation du cœur s'achève par le développement du système coronaire.

Une anomalie dans l'une des étapes de l'embryogenèse cardiaque entraîne une CC. Plus l'anomalie survient tôt dans le développement, plus la malformation est complexe.

Cœur normal

Le cœur est un organe musculaire creux situé dans la cage thoracique, dans un espace appelé médiastin antérieur. Le cœur est divisé en cœur droit et cœur gauche, il est composé de 4 cavités cardiaques : l'oreillette droite (OD), l'oreillette gauche (OG), le ventricule droit (VD) et le ventricule gauche (VG) (figure 2). Le cœur droit assure la petite circulation ou circulation pulmonaire. Il est composé de l'OD (où s'abouchent les 2 veines caves), du VD (où s'abouche l'artère pulmonaire, fermée par les valves sigmoïdes pulmonaires) et de la valve tricuspide (qui sépare l'OD et du VD). Le cœur gauche assure la grande circulation ou circulation systémique. Il est composé de l'OG (où s'abouchent les 4 veines pulmonaires), du VG (où s'abouche l'aorte, fermée par les valves aortiques) et de la valve mitrale (qui sépare l'OG du VG). L'OD est séparée de l'OG par une paroi appelée septum inter-auriculaire et le VD est séparé du VG par une paroi appelée septum inter-ventriculaire (SIV).

L'artère pulmonaire sort du VD, se divise en deux pour vasculariser chaque poumon puis en artères lobulaires et artériolaires jusqu'aux alvéoles pulmonaires. Les quatre veines pulmonaires transportent du sang riche en oxygène des poumons vers l'OG. L'aorte part du VG, forme la crosse aortique qui donne les troncs supra-aortiques, puis l'aorte abdominale et ses branches. Les artères coronaires naissent de la racine aortique.

La veine cave supérieure (VCS) transporte le sang désaturé en oxygène de la moitié supérieure du corps à l'OD. Elle draine les membres supérieurs, la tête et le cou. La veine cave inférieure (VCI) transporte le sang désaturé en oxygène de la moitié

inférieure du corps vers l'OD. Elle draine les membres inférieurs, le périnée, le pelvis et les organes digestifs abdominaux.

Le myocarde est le muscle cardiaque : c'est un muscle strié qui se contracte automatiquement grâce au tissu nodal. Le péricarde est la membrane qui enveloppe le cœur et l'origine des gros vaisseaux. L'endocarde tapisse l'intérieur des cavités cardiaques.

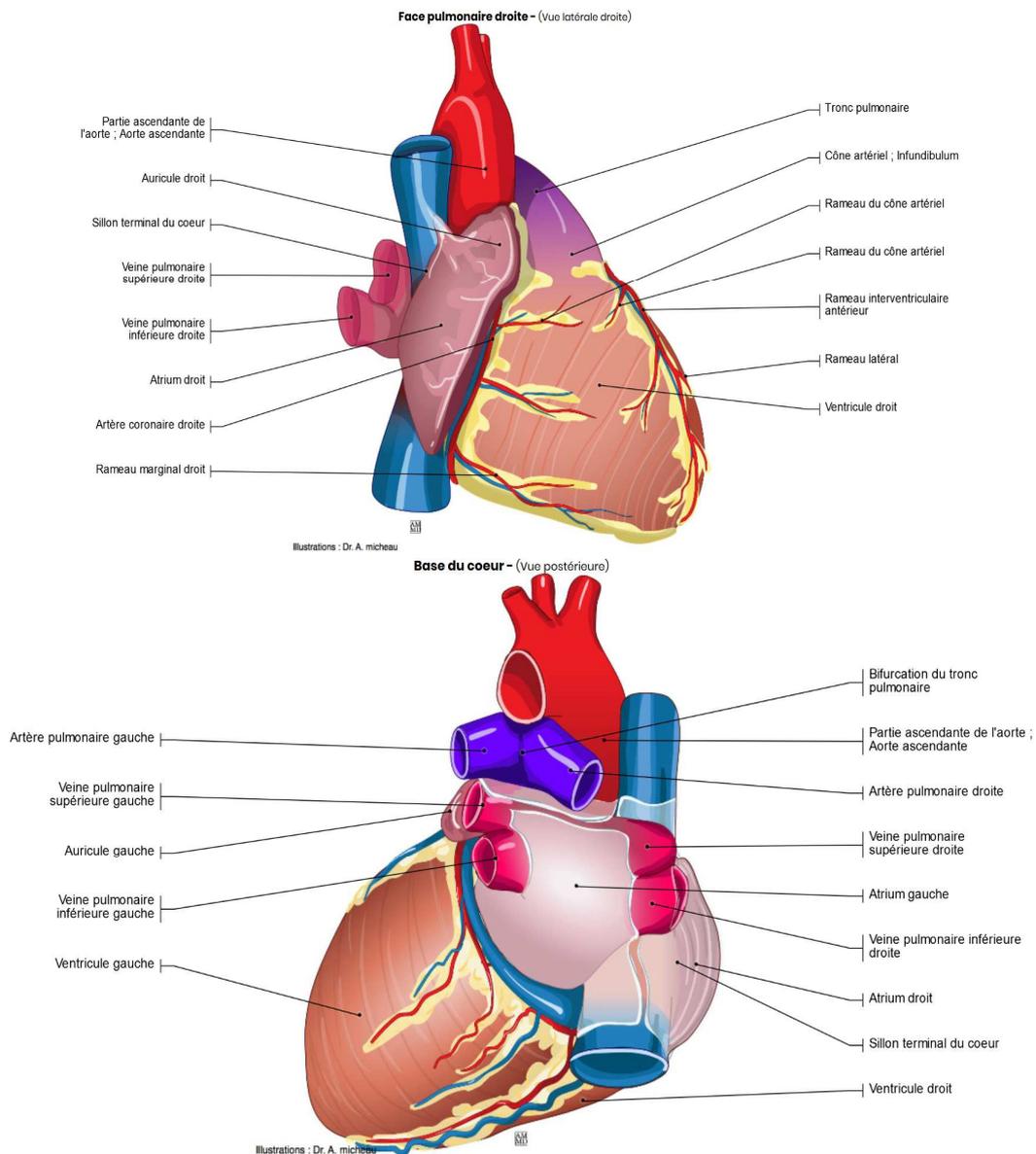


Figure 2 Anatomie du cœur

C. Principales cardiopathies congénitales

Les malformations cardiaques peuvent être réparties en deux groupes :

- Cardiopathies cyanogènes
- Cardiopathies non cyanogènes

Cardiopathies cyanogènes

En cas de cardiopathie avec shunt droite-gauche, du sang veineux pauvre en oxygène passe du cœur droit vers le cœur gauche contaminant ainsi le sang artériel riche en oxygène. Ce shunt est souvent en lien avec une malformation de la voie pulmonaire (cœur droit). Une évaluation précise du cœur droit est donc nécessaire en pré-opératoire. L'infundibulum du ventricule droit et les artères pulmonaires sont parfois difficiles à analyser en échocardiographie : le scanner permet donc une bonne analyse de la voie droite.

- Tétralogie de Fallot

La tétralogie de Fallot est une conséquence d'une déviation du septum conal, qui sépare normalement les chambres de chasse ventriculaire droite et gauche, pendant l'embryogenèse. C'est la cardiopathie cyanogène la plus fréquente, elle comporte 4 anomalies (figure 3) :

- Sténose de la voie d'éjection du ventricule droit (infundibulaire)
- Communication inter-ventriculaire (CIV)
- Aorte à cheval sur le SIV
- Hypertrophie du VD (secondaire à l'hyperpression dans le VD)

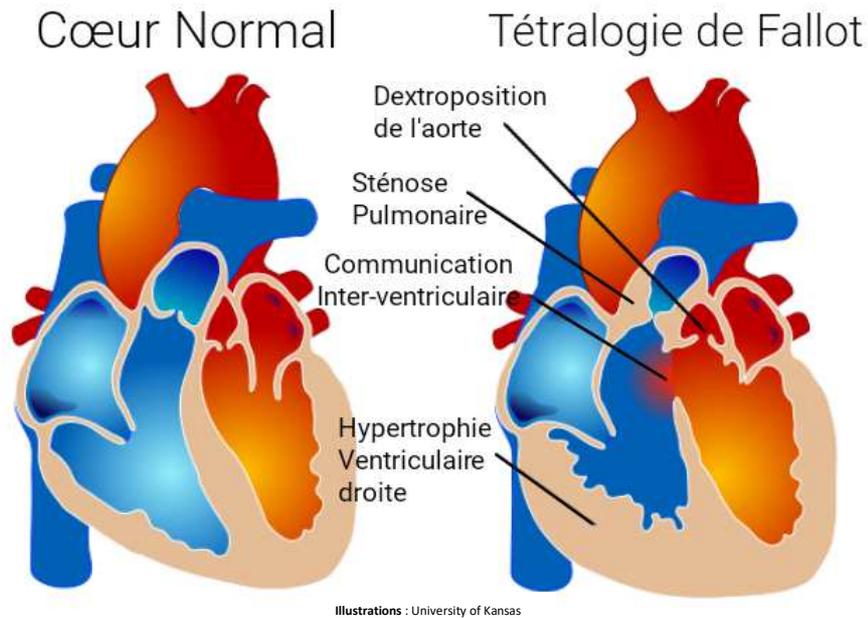


Figure 3 Représentation schématique d'une tétralogie de Fallot

La chirurgie curatrice de la tétralogie de Fallot vise à fermer la CIV par un patch associé au repositionnement de l'aorte au dessus du VG, et à élargir la voie d'éjection droite, en réalisant une infundibulectomie. Le scanner (figure 4) permet une étude fine des artères coronaires et ainsi la recherche d'anomalie de naissance ou de trajet d'une artère coronaire pouvant être abimée pendant la chirurgie si elle présente un trajet pré-pulmonaire. Si une artère coronaire droite ou gauche (IVA ou tronc commun gauche) croise en avant l'infundibulum pulmonaire, le chirurgien, prévenu, pourra adapter sa technique chirurgicale pour ne pas léser l'artère coronaire.

La tomodensitométrie (TDM) s'assure aussi de l'absence d'anomalies associées (6):

- Autre anomalies des artères coronaires (1 enfant sur 3) : par exemple une anomalie de naissance de l'IVA à partir de la coronaire droite
- Crosse aortique droite (1 enfant sur 3) +/- artère sous-clavière gauche rétro-œsophagienne, à signaler avant la chirurgie de Blalock-Taussig. C'est une intervention chirurgicale palliative visant à créer un shunt circulatoire permanent entre l'aorte (ou une de ses branches) et l'AP pour améliorer l'oxygénation du sang
- Autres CIV ou CIV multiples

- Volume télé-diastolique du VG insuffisant pour envisager une chirurgie correctrice
- Développement insuffisant des artères pulmonaires ou de leurs branches : il s'agit alors d'une tétralogie de Fallot irrégulière dont la forme extrême est l'atrésie pulmonaire à septum ouvert (APSO)
- Persistance d'un canal artériel, double veine cave...

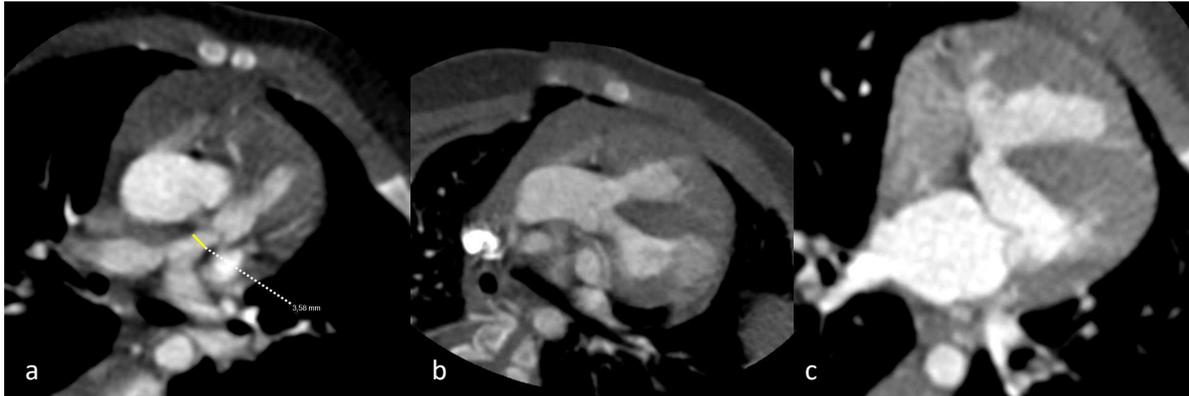
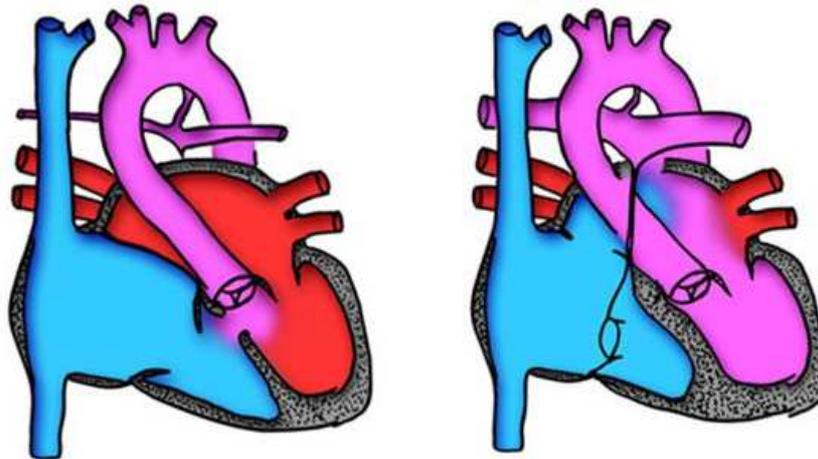


Figure 4 Tétralogie de Fallot chez un enfant de 4 mois. a. Sténose de l'artère pulmonaire. b. Aorte à cheval sur le SIV. c. CIV et hypertrophie du VD

- Atrésie pulmonaire



Illustrations : University of Kansas

Atrésie Pulmonaire à Septum Ouvert (APSO)

Atrésie Pulmonaire à Septum Intact (APSI)

Figure 5 Représentation schématique d'une atrésie pulmonaire à septum ouvert

L'atrésie pulmonaire est une forme extrême de tétralogie de Fallot. Elle se définit par l'absence de communication entre le ventricule droit et le tronc de l'artère pulmonaire.

Dans l'APSI, il n'y a pas de CIV. Le plus souvent il y a une CIA ou un canal artériel. S'il n'y a pas de passage, en attendant l'ouverture de la voie VD-AP, une CIA est créée par la méthode de Rashind en urgence.

Dans l'APSO, il y a une communication inter-ventriculaire, entraînant un shunt droit-complet complet, tout le sang veineux allant dans l'aorte par la CIV (figure 5). Le flux sanguin pulmonaire provient donc des collatérales systémico-pulmonaires (Major Aorto-Pulmonary Collateral Arteries ou MAPCAs) et du canal artériel. L'APSO représente 2% des cardiopathies congénitales.

Les objectifs de la TDM pré-opératoire sont les suivants (7,8) :

- Confirmer le diagnostic d'APSO et préciser l'anatomie intracardiaque (CIV, aorte à cheval sur le SIV dans 50% des cas, dilatation de l'aorte ascendante...)
- Réaliser une cartographie précise artérielle pulmonaire et des MAPCAs en vue du geste opératoire (figure 6)

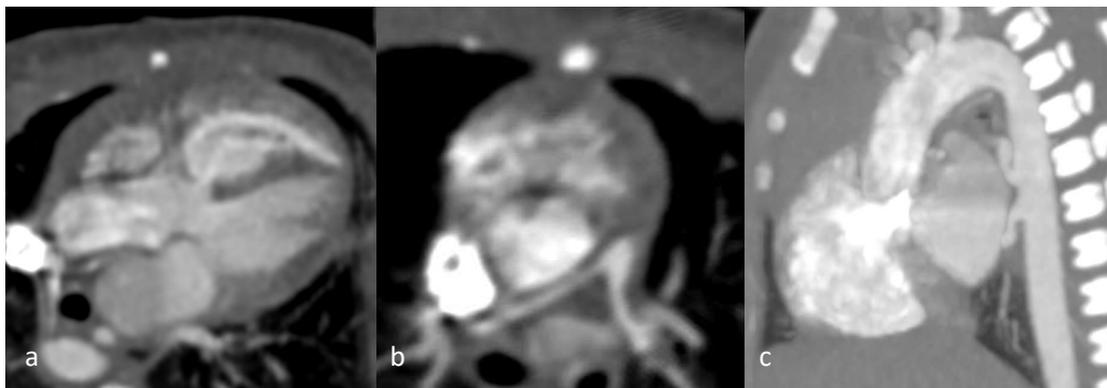


Figure 6 Atrésie pulmonaire à septum ouvert chez un enfant de 8 mois. a. Aorte à cheval sur le septum inter-ventriculaire et communication inter-ventriculaire. b. Persistance de petites artères pulmonaires appelées « mouette ». c. Collatérales aorto-pulmonaires.

Il s'y associe souvent un cathétérisme pré-opératoire afin de réaliser une embolisation des MAPCAs dites non communicantes.

En présence de MAPCAs, la stratégie chirurgicale est le plus souvent une unifocalisation. L'unifocalisation consiste à réimplanter des collatérales systémiques une à une sur l'arbre pulmonaire. La réparation de l'atrésie pulmonaire par l'insertion d'un conduit VD-AP et la fermeture de la CIV sont le plus souvent réalisées dans le même temps opératoire.

- Transposition des gros vaisseaux isolée

La transposition simple des gros vaisseaux (TGV) est une discordance ventriculo-artérielle : l'aorte sort du VD et l'AP du VG, alors que le cœur est normal (figure 7), associée de ce fait à une malposition des gros vaisseaux. Cette pathologie représente 8 % de l'ensemble des cardiopathies. Il ne faut pas la confondre avec transposition corrigée des gros vaisseaux, CC très rare (1% des CC), qui est une double discordance, asymptomatique, que nous n'étudierons pas ici.

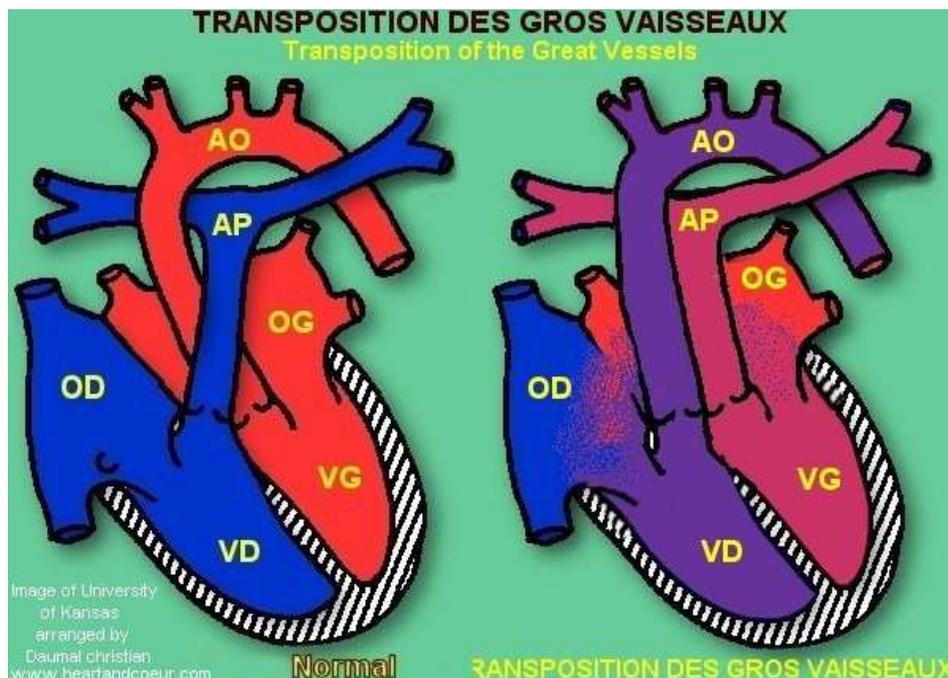


Figure 7 Représentation schématique d'une transposition des gros vaisseaux

Il existe deux types d'interventions chirurgicales correctrices pour la TGV :

- « arterial switch » (intervention la plus fréquente) : inversion des gros vaisseaux selon la manœuvre de Lecompte en reconnectant l'AP sur le VD et l'aorte sur le VG, avec réimplantation des coronaires sur l'aorte.

- « atrial switch » (intervention selon Senning ou Mustard) : patch complexe entre les deux oreillettes (interatrial baffle) redirigeant le sang veineux systémique (VCS et VCI) vers le ventricule sous-pulmonaire (VG) et le sang artérialisé (veines pulmonaires) vers le ventricule sous-aortique (VD). C'était l'intervention systématiquement réalisée jusqu'à la fin des années 80. Aujourd'hui elle se limite aux enfants présentant une TGV avec d'autres anomalies (notamment coronaires), rendant le switch artériel impossible.

L'intérêt du scanner pour la TGV est donc dans le suivi post-opératoire (6) (figure 8). Les patients avec un antécédent de TGV opérée par « arterial switch » sont à risque de complication coronaire dans leur vie future. Le scanner permet d'analyser en particulier les ostia coronaires (la position de leur réimplantation) et les artères coronaires proximales qui sont plus à risque de complications (9). Sur le scanner, on observe l'aspect caractéristique en post-opératoire des artères pulmonaires « cravatant » l'aorte du fait de la manœuvre de switch. Pour les patients opérés par « atrial switch », on observe l'aspect caractéristique « en canon de fusil », de l'aorte et l'artère pulmonaire qui sont en position parallèle sans se croiser. La TDM est indiquée dans la surveillance en cas de contre indication à l'IRM (pacemaker par exemple) pour l'analyse du VD, souvent dilaté et hypertrophié car resté en position systémique. En post-opératoire, on recherche outre des complications mécaniques liées au montage, des sténoses artérielles pulmonaires et des dilatations de la racine de l'aorte (10).



Figure 8 Transposition des gros vaisseaux chez un enfant de 5 ans. a. Aspect « en canon de fusil », de l'aorte et l'artère pulmonaire qui sont en position parallèle. b. Artères pulmonaires « cravatant » l'aorte du fait de la manœuvre de switch artériel en post-opératoire.

- Atrésie tricuspide

C'est une anomalie congénitale rare mais sévère (2 % des CC). Elle est définie par l'absence de communication entre l'OD et le VD, souvent hypoplasique, qui entraîne un shunt droit-gauche par une communication inter-auriculaire (CIA) (figure 9).

L'échographie fait parfaitement le diagnostic et le cathétérisme est indispensable pour la mesure des pressions pulmonaires. Parfois, une TDM peut être réalisée pour analyser l'anatomie des artères pulmonaires, la présence de voies collatérales aorto-pulmonaires en cas d'atrésie pulmonaire ou l'analyse de l'anatomie des coronaires en cas de TGV associée.

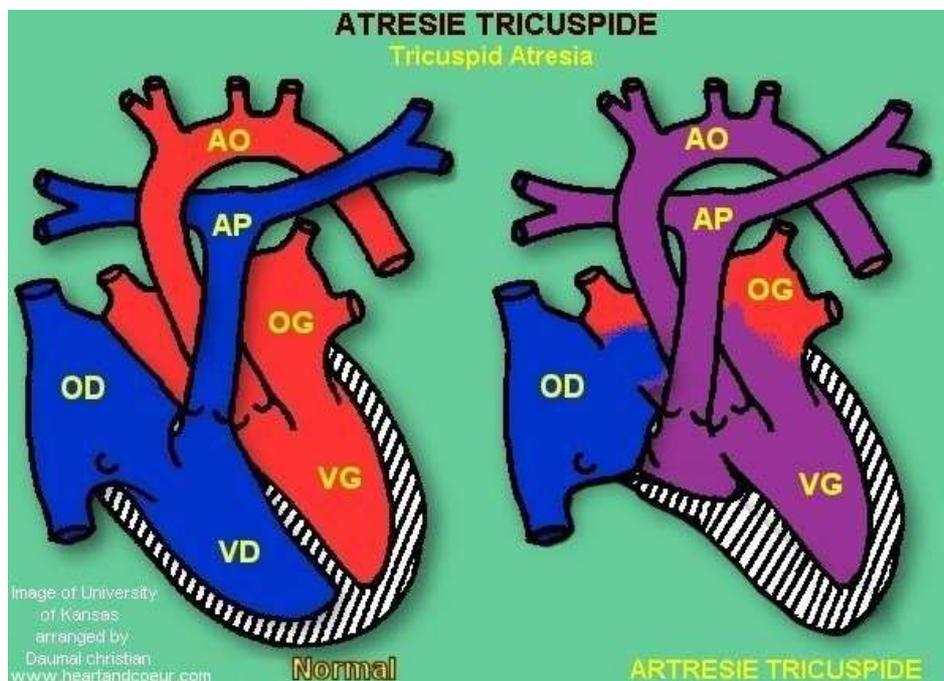


Figure 9 Représentation schématique d'une atrésie tricuspide

Il existe 2 étapes pour la chirurgie réparatrice :

- *dérivation cavo-pulmonaire partielle (Glenn)* : elle consiste en une division du tronc pulmonaire et une anastomose de la VCS sur l'AP droite.

- *dérivation cavo-pulmonaire totale* : il s'agit de dévier le sang de la VCS et de la VCI directement dans l'AP. Différentes techniques chirurgicales ont été développées depuis la première intervention en 1968 de Monsieur Fontan. Initialement, l'anastomose se faisait entre l'auricule droite et l'AP. Puis, on a tunnelisé la VCI à

travers l'OG dans l'AP et plus récemment on utilise un conduit extracardiaque entre la VCI et l'AP. On peut aussi poser un tube prothétique entre l'AP et le VD associé à une anastomose de type Glenn et à la mise en place d'une valve prothétique au niveau de la VCI.

Le scanner peut aussi être demandé en post-opératoire pour évaluer les montages.

- Ventricule unique

Le ventricule unique est une malformation cardiaque congénitale qui représente moins de 10 % de toutes les CC. Il s'agit de la présence d'un seul ventricule fonctionnel qui assure en parallèle les débits pulmonaire et systémique (figure 10). Le ventricule à double entrée, l'hypoplasie du cœur gauche, l'atrésie tricuspide sont inclus dans ce groupe.

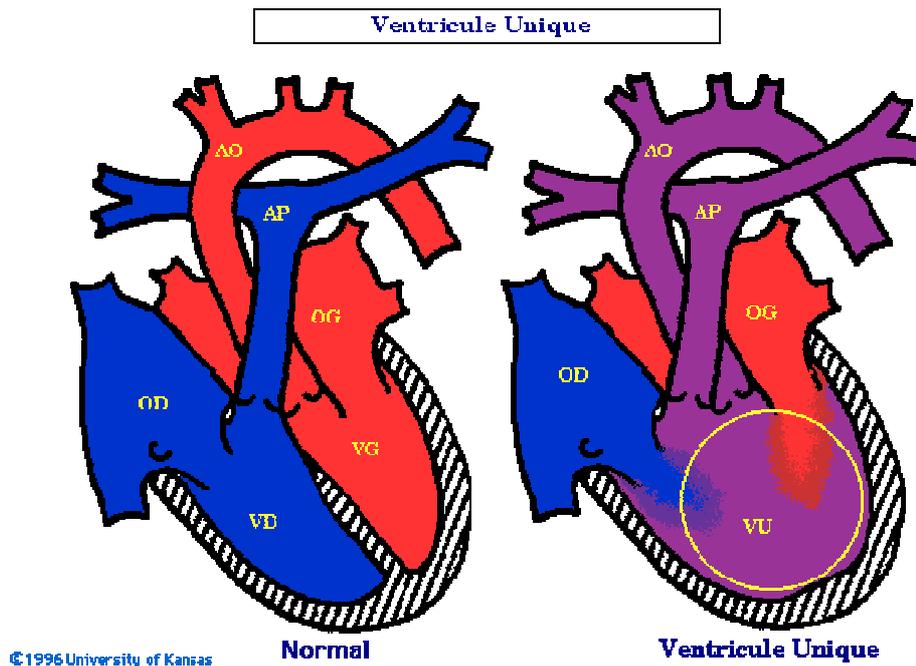


Figure 10 Représentation schématique d'un ventricule unique

Comme pour l'atrésie tricuspide, la chirurgie a pour but de séparer les circulations pulmonaire et systémique. Pour cela, plusieurs interventions chirurgicales peuvent être effectuées dont les dérivations cavo-pulmonaires.

Parfois le scanner est réalisé en pré-opératoire en complément de l'échocardiographie pour préciser l'anatomie de la voie pulmonaire, de l'aorte, des retours veineux pulmonaires et systémiques (figure 11), puis en post-opératoire pour évaluer la perméabilité du shunt ou une sténose anastomotique.

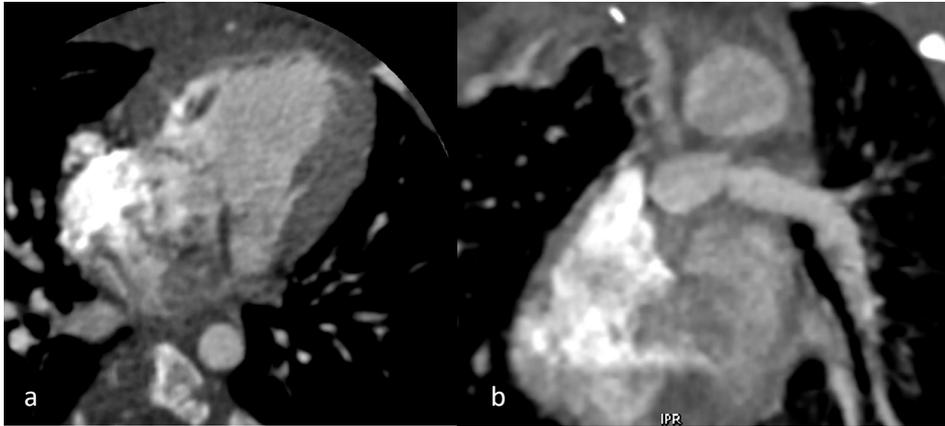


Figure 11 Ventricule unique chez un enfant de 5 mois. a. Ventricule unique à double entrée. b. Sténose de l'artère pulmonaire gauche à son origine.

Cardiopathies non cyanogènes

- Communication inter-atriale

La communication inter-atriale (CIA) représente 6 à 8 % des CC. Il s'agit d'une anomalie du septum auriculaire. Il existe quatre types de CIA :

- ✓ L'ostium secundum (3/4 des CIA) : communication au milieu du septum auriculaire au niveau du foramen ovale.
- ✓ L'ostium primum (1/6 des CIA) : communication à la partie antérieure du septum inter-auriculaire, voire s'étendant sur le SIV (canal atrio-ventriculaire).
- ✓ Le sinus venosus (1/10 des CIA) : communication à la partie haute du septum auriculaire, associée à des anomalies de connexion des veines pulmonaires.
- ✓ Le sinus coronaire, plus rare : localisé au niveau de l'abouchement du sinus coronaire, il résulte de l'absence de séparation entre le sinus et l'oreillette.

En imagerie, le diagnostic est fait grâce à l'échocardiographie. Le scanner est complémentaire pour l'étude des retours veineux pulmonaires.

- Communication inter-ventriculaire

La communication inter-ventriculaire (CIV) correspond au passage anormal de sang du VG au VD. Elle est présente dans 20-25% des CC de l'enfant : c'est la cardiopathie la plus fréquente pendant la première année de vie. La prévalence diminue ensuite à 10% parce que environ la moitié des CIV se ferment spontanément pendant l'enfance.

En imagerie, le diagnostic est fait grâce à l'échocardiographie. L'imagerie en coupe n'a pas de place dans le bilan d'une CIV.

- Retour veineux anormal

Le retour veineux pulmonaire anormal (RVPA) total est une malformation dans laquelle l'ensemble des veines pulmonaires, qui s'abouchent normalement dans l'OG, se drainent dans l'OD ou dans les veines caves (figure 12). Cette forme, non compatible avec la vie, nécessite une intervention chirurgicale immédiate.

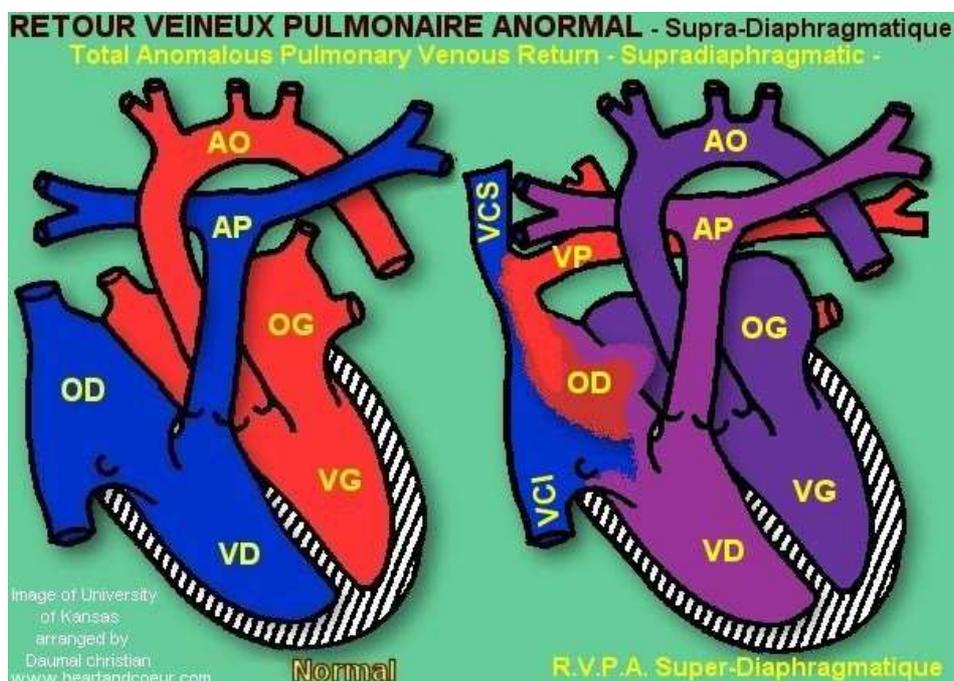


Figure 12 Représentation schématique du retour veineux pulmonaire anormal

Dans le RVPA partiel, une ou plusieurs veines pulmonaires ne se drainent pas dans l'OG mais directement dans l'OD, la VCS ou la VCI. Cette malformation est souvent associée à une CIA type sinus venosus. Le RVPA partiel représente 70% des cas de retours veineux anormaux et s'associe souvent à des hétérotaxies.

Les objectifs de la TDM pré-opératoire sont les suivants (figure 13) :

- En échographie, l'évaluation des veines pulmonaires est souvent limitée pour des raisons anatomiques. La TDM analyse parfaitement les structures vasculaires périphériques du cœur et donc les retours veineux anormaux.
- Par ailleurs, les RVPA peuvent être « syndromiques », associés à d'autres malformations : poumons trilobés, oreillettes systémiques bilatérales, foie médian et absence de rate dans l'hétérotaxie droite ; poumons bilobés, oreillettes pulmonaires bilatérales, foie médian, polysplénie, malrotation intestinale, interruption de la VCI dans l'hétérotaxie gauche. Le scanner permet donc de faire un bilan anatomique complet.



Figure 13 Retour veineux pulmonaire anormal partiel, de l'ensemble des veines pulmonaires droites, dans l'oreillette droite avec communication inter-auriculaire chez un enfant de 2 ans

- Fistule coronaro-camérale

Les fistules coronaro-camérales ou coronaro-cardiaques constituent environ 0,4% des CC, sont des connexions directes entre une branche coronaire et une cavité cardiaque. Elles sont secondaires à la persistance anormale des sinusoides qui irriguent le myocarde durant le début de la période fœtale, en particulier en cas d'obstacle sur le tractus pulmonaire. Ces fistules coronaires se comportent soit comme des fistules artério-veineuses quand elles se drainent dans les cavités

cardiaques droites, ou sont responsables d'un shunt gauche-gauche quand elles s'abouchent dans les cavités gauches. Environ 90 % des fistules débouchent dans les cavités droites et la coronaire droite est plus souvent intéressée que la gauche (11).

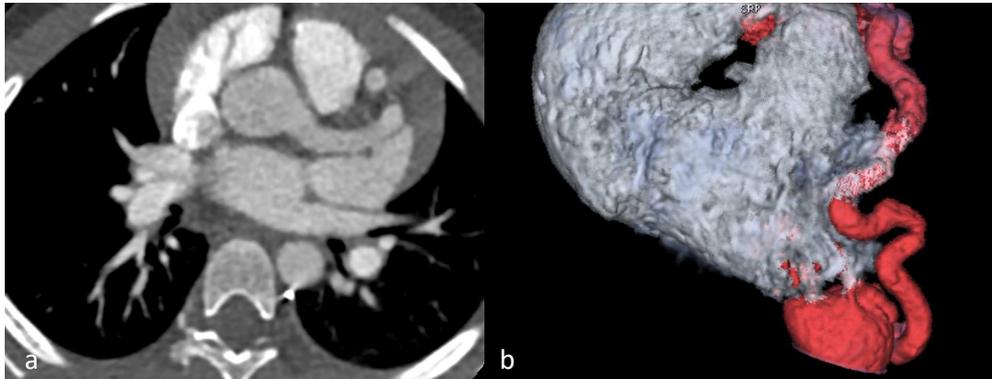


Figure 14 Fistule coronaro-camérale entre le tronc commun gauche et le ventricule droit, s'abouchant à la pointe du ventricule droit par plusieurs petites rameaux artériels chez un enfant de 2 ans. a. Reconstruction MPR. b. Reconstruction volumique.

En cas de fistule entre la coronaire droite et les cavités cardiaques droites, l'échocardiographie objective un aspect dilaté et tortueux de la coronaire droite et des cavités droites. Le coroscanner (figure 14), en complément de la coronarographie, est un excellent examen pour l'analyse fine de la malformation, de la coronaire anormale (morphologie, trajet, collatérales) et du retentissement sur les cavités cardiaques droites (6).

- Canal artériel persistant

Le canal artériel (CA) persistant est une pathologie très fréquente qui représente 10 à 15 % des CC. C'est une communication entre l'aorte, après le départ de la sous-clavière gauche, et le tronc de l'AP. Un CA est persistant lorsqu'il est ouvert au-delà de trois mois. Chez le nourrisson, cela peut être une pathologie à part entière, mais il peut aussi être associé à d'autres CC de manière bénéfique, pour la vascularisation pulmonaire (tétralogie de Fallot sévère, atresie pulmonaire), de l'aorte ascendante (coarctation très serrée) ou de toute l'aorte (hypoplasie du VG). L'échographie est souvent suffisante pour le diagnostic.

- Truncus artérius

Le truncus artérius, ou tronc commun artériel, est une CC dans laquelle une artère unique issue du cœur par une valve unique, dite cono-troncale, donne l'aorte et l'AP (figure 15). Il est classé en plusieurs types selon l'aspect et la localisation de l'AP émergente du tronc commun. Une autre classification divise le tronc artériel commun en deux groupes selon l'existence ou non d'une CIV. Cette cardiopathie est responsable d'un shunt gauche-droite important.

Le traitement chirurgical est réalisé dans les premières semaines de vie. Il consiste, le plus souvent, en la fermeture de la CIV, la reconstruction ou le remplacement de la valve aortique et la déconnexion de l'AP via un conduit au VD. Ceci implique des réinterventions chirurgicales au cours de la croissance pour le changement de tube.

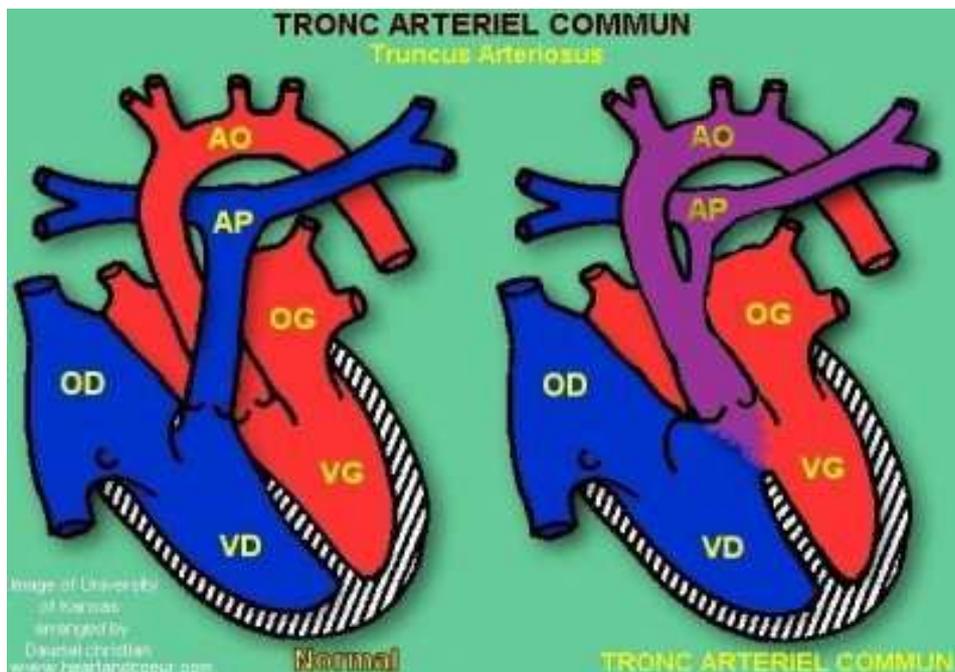


Figure 15 Représentation schématique d'un truncus artérius

L'utilisation du scanner est rare, l'échocardiographie permettant la plupart du temps un diagnostic suffisant.

Néanmoins, s'il est réalisé, il s'appliquera à définir :

- Le type de truncus artérius, ce qui permettra au chirurgien d'anticiper la réparation

- La taille des artères pulmonaires, de l'aorte et des troncs supra-aortiques ainsi que les retours veineux anormaux
- La recherche de collatérales aorto-pulmonaires
- L'anatomie des coronaires
- Le type de valve du tronc artériel
- Les éventuelles anomalies associées
- Le type de cardiopathie

- Anomalies du 4^{ème} arc aortique

Les anomalies du 4^{ème} arc aortique sont rares (1% des CC). Elles résultent, pendant le développement embryonnaire, d'une coupure anormale au niveau du quatrième arc aortique (dérivé d'un arc branchial) : régression d'un segment d'arc qui aurait dû persister, ou persistance d'une portion d'arc qui aurait dû régresser, voire disparaître. Les principales malformations cardiaques liées à ces erreurs d'évolution sont résumées dans le schéma de Corone (figure 16).

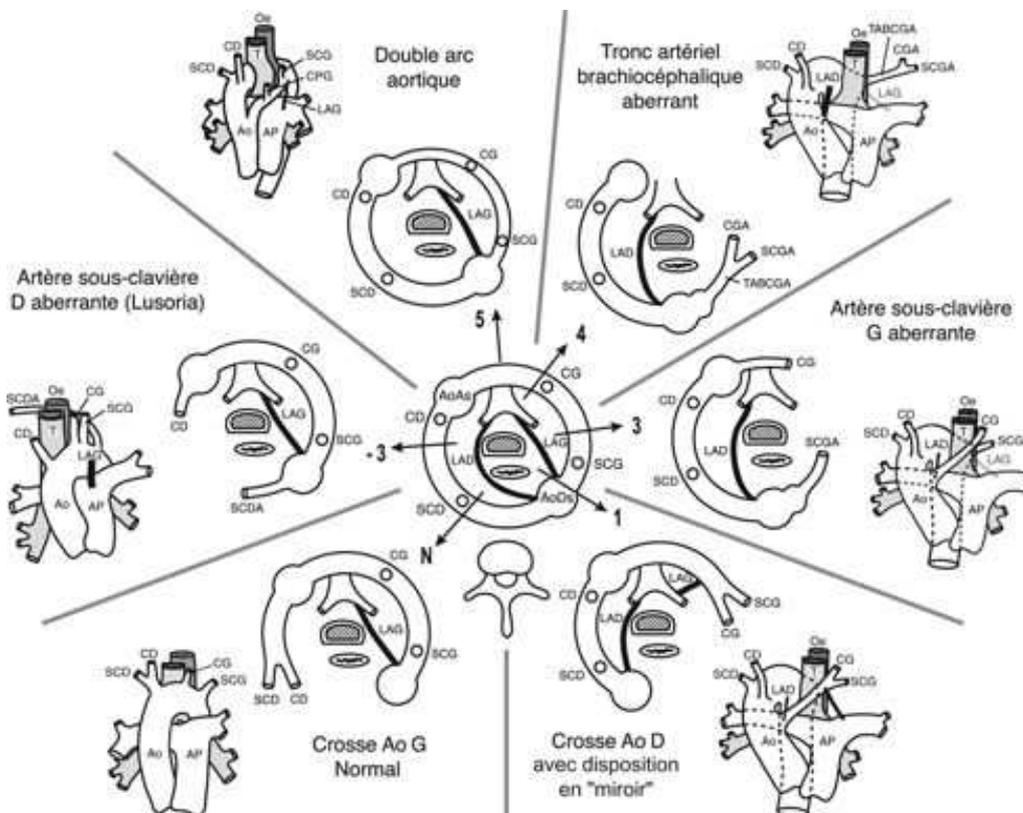


Figure 16 Schéma de Corone résumant les principales anomalies des arcs aortiques résultant d'anomalies de coupure du 4ème arc

Les malformations découvertes chez le nourrisson, symptomatiques par encerclement de la trachée et/ou de l'œsophage, sont les plus sévères. Elles peuvent être aussi asymptomatiques et de découverte fortuite plus tardivement. Les formes possiblement symptomatiques par compression oeso-trachéale sont :

- Artère sous-clavière droite rétro-œsophagienne sur crosse à gauche
- Artère sous-clavière gauche avec diverticule de Kommerel sur crosse droite
- Aorte «encerclante»
- Anomalie de naissance du tronc artériel brachio-céphalique
- Double arc aortique

L'échocardiographie est décevante dans l'étude des anomalies des arcs aortiques en raison de la mauvaise fenêtre acoustique. L'imagerie en coupe est l'examen de référence pour faire un bilan initial anatomique précis et complet des anomalies cardiovasculaires (4). Le scanner est le plus souvent réalisé chez les enfants (figure 17). L'IRM est aussi performante pour le diagnostic positif des anomalies du 4^{ème} arc aortique, mais elle nécessite une sédation en raison du temps d'acquisition long, et donc elle est peu réalisée en pratique.

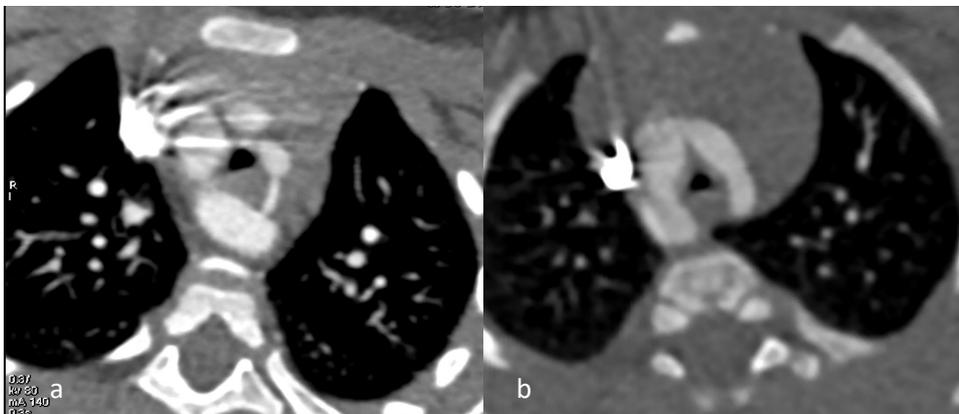


Figure 17 Anomalies des arcs aortiques. a. Arc aortique droit avec aorte encerclante et arc aortique gauche atrétique chez un enfant de 1 an. b. Double arc aortique chez un enfant de 5 mois

- Coarctation de l'aorte

La coarctation de l'aorte représente 6% des CC, c'est une sténose congénitale de l'isthme aortique, située à l'union de l'aorte horizontale et de l'aorte descendante, proche du canal artériel, le plus souvent en aval de l'artère sous-clavière

gauche (figure 18). La coarctation de l'aorte isthmique est secondaire à la fermeture du canal artériel et n'apparaît qu'après la naissance.

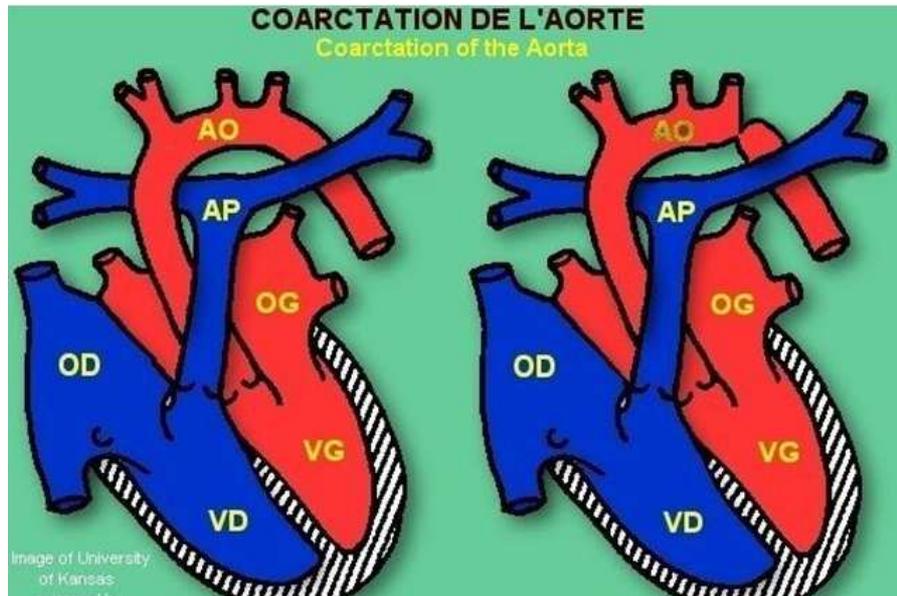


Figure 18 Représentation schématique d'une coarctation de l'aorte

L'échocardiographie est l'examen de première intention pour faire le diagnostic de coarctation aortique. Son traitement est chirurgical. Le scanner est réalisé dans un deuxième temps, lors des recoarctations, avant reprise chirurgicale ou par cathétérisme, pour évaluer les diamètres et l'aorte horizontale (figure 19). Il est souvent préféré à l'IRM qui a une résolution spatiale moins satisfaisante.



Figure 19 Coarctation aortique très serrée chez un enfant de 5ans.

D. Scanner synchronisé à l'ECG et irradiation en pédiatrie

Comment se déroule un coroscanner pédiatrique ?

- Rappel sur le scanner

Le scanner est une technique d'imagerie médicale en coupes utilisant les rayons X. Son principe repose sur les mesures de l'absorption des rayons X par les tissus du patient puis, à partir de celles-ci, sur la reconstitution d'une image tridimensionnelle des structures anatomiques.

Le patient est allongé sur une table. La table avance lentement à travers un anneau qui tourne autour du patient. Cet anneau est composé :

- d'un **tube à rayons X**, source de rayons X externes. Le générateur de rayons X est constitué d'une cathode et d'une anode. L'extrémité de la cathode est constituée d'un filament de tungstène qui, lorsqu'il est traversé par un puissant courant électrique, libère des électrons. Les électrons migrent de la cathode vers l'anode, excitant transitoirement les atomes de l'anode. L'excitation d'un atome de l'anode se traduit par le changement de couche d'un de ses électrons associés rendant sa structure électronique instable. L'électron regagne sa couche électronique en libérant un rayon X, permettant à l'atome de retrouver une stabilité énergétique.

- de **détecteurs à rayons X**, situés de l'autre côté du patient par rapport à l'émetteur de rayons X. Plusieurs rangées de détecteurs sont disposées les unes derrière les autres, chaque rangée de détecteur correspondant à une barrette. Aujourd'hui, les scanners comprennent jusqu'à 320 barrettes de même taille (0,5mm), permettant de couvrir en une rotation, 16 cm. Sachant qu'ils effectuent 1 rotation en 0,5s, la résolution temporelle et spatiale est excellente. À chaque rotation parcourue par le tube, les détecteurs reçoivent les informations sur la quantité de rayons X traversant le patient. Selon le coefficient d'atténuation des photons par les tissus, le détecteur capte un certain nombre de photons. Les signaux acquis permettent de reconstruire des images du coefficient d'atténuation des photons, correspondant à des tranches

successives de la région étudiée appelées coupes axiales. Grâce à des algorithmes de reconstruction complexes, on obtient finalement un volume tridimensionnel reconstruit.

- Préparation de l'enfant

Le coroscanner pédiatrique présente quelques spécificités. La préparation des enfants est assez longue mais elle est fondamentale.

- Informations sur l'examen des parents et de l'enfant, s'il est en âge de comprendre, afin d'obtenir une bonne coopération et de diminuer l'anxiété, facteur d'agitation et donc d'échec technique. On explique également l'apnée à partir de 5-6 ans.
- Sédation : avant 3 à 6 mois, la réplétion gastrique réalisée juste avant l'examen suffit en règle pour obtenir l'endormissement. Entre 6 mois et 5-6 ans, une prémédication peut être nécessaire. Après 5-6 ans, en général, aucune sédation n'est nécessaire : une bonne information permet d'obtenir le plus souvent une coopération satisfaisante de l'enfant.
- Pose d'une voie veineuse périphérique après anesthésie locale, avant l'installation sur la table.
- Mise en place des électrodes.
- Installation confortable de l'enfant. La contention des jeunes enfants, même prémédiqués, est souvent nécessaire (matelas-coquille, planches avec cales en mousse et bandages). Un parent peut être présent dans la salle au moment de l'examen avec un tablier plombé.

- Injection

Le produit de contraste est injecté à l'injecteur automatique sur la voie veineuse posée en amont, à une vitesse de 1,5 à 2cc/s. On utilise des produits de contraste iodés non ioniques, à basse osmolarité. La concentration varie entre 270 et 320 mg/mL, selon le poids.

- Acquisition prospective synchronisée à l'électrocardiogramme

L'augmentation de la taille des détecteurs (nombre de barrettes) et l'accélération de la vitesse de rotation du tube ont permis d'améliorer la résolution temporelle mais pas suffisamment pour imager le cœur, très mobile. Ainsi, l'acquisition ou la reconstruction des données tomodensitométriques brutes en synchronisation avec l'électrocardiogramme (ECG) ont été développées : ce sont les synchronisations cardiaques prospectives et rétrospectives. On sait, en pédiatrie, que les acquisitions prospectives synchronisées à l'ECG délivrent une bonne qualité d'image à faible irradiation par rapport aux acquisitions rétrospectives couplées à l'ECG. Nous détaillerons donc uniquement dans notre travail l'acquisition prospective couplée à l'ECG (12).

L'acquisition prospective couplée à l'ECG est l'acquisition des données scanographiques lors d'une fraction du cycle cardiaque, choisie par l'opérateur avant l'acquisition (en choisissant la phase cible, « Target Phase », et la fenêtre d'exposition en millisecondes) (13) (figure 20).

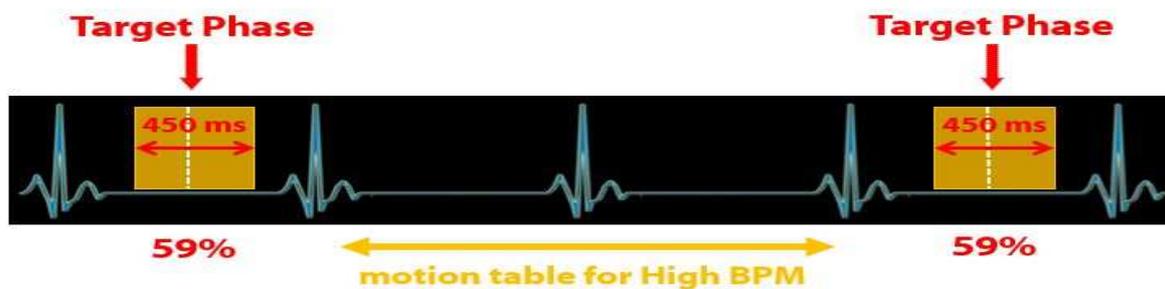


Figure 20 Choix de la phase cible pour l'acquisition prospective couplée à l'électrocardiogramme

Une acquisition de repérage est réalisée sur l'ensemble du cœur pour délimiter les limites du volume pour l'angio-acquisition.

Une coupe de référence, «smart prep», est placée sur l'aorte, permettant de lancer l'acquisition en fonction de la progression du contraste dans les vaisseaux.

L'angio-acquisition couplée à l'ECG est lancée lorsque le produit de contraste arrive dans l'aorte ascendante. Le mode d'acquisition est séquentiel : le tube de rayons X est désactivé pendant les périodes du cycle cardiaque où la table est immobile. La table d'examen se déplace entre les acquisitions successives. L'obtention des images est immédiate, prospective, les images acquises correspondant à une

fraction déterminée du cycle cardiaque. Cette méthode a cependant plusieurs limites : premièrement, elle est sensible aux modifications rapides et aux troubles du rythme cardiaque. Deuxièmement, on n'analyse les structures cardio-vasculaires qu'à la période du cycle cardiaque déterminée en amont par le radiologue.

Grandeurs dosimétriques en scanner

- Mesures de dose générales

La dose absorbée est une estimation de la quantité d'énergie déposée localement. C'est une dose mesurable exprimée en milliGrays (mGy).

La dose efficace représente la quantification des effets et l'évaluation des risques. C'est une dose calculée, non mesurable, exprimée en milliSievert (mSv).

- Facteurs influençant la dose d'irradiation

On distingue les facteurs non modifiables : le morphotype et la longueur d'exploration, et les facteurs modifiables, dépendant :

- des paramètres techniques de l'acquisition :

- ✓ La tension (kiloVolts, kV) : permet d'avoir une bonne pénétration du faisceau, il est donc inutile d'avoir des tensions trop élevées en pédiatrie. Il faut toujours privilégier une réduction de la tension quand cela est possible car l'irradiation est proportionnelle au carré de la tension (14).
- ✓ La charge du tube (milliampère-seconde, mAs) : l'augmentation des mAs permet une augmentation du contraste et une amélioration du rapport signal sur bruit. Il faut trouver le meilleur compromis entre irradiation et qualité image car la dose d'irradiation est proportionnelle à la charge du tube.

- des paramètres spatiaux de l'acquisition :

- ✓ La collimation correspond à l'épaisseur de la coupe multipliée par le nombre de barrettes (millimètres, mm). L'irradiation diminue donc avec l'augmentation de la collimation.
- ✓ Le pitch exprime le rapport entre la distance parcourue par la table d'examen en une rotation et la collimation. En pratique, le pitch est fixé, pré-réglé en

fonction de la région étudiée lors d'une acquisition hélicoïdale. Dans notre travail, il s'agit d'acquisitions séquentielles prospectives couplées à l'ECG, il n'y a donc pas pitch.

- Mesures de dose spécifiques en scanner

Les 2 index de dose scanographique sont le Computed Tomography Dose Index (CTDI) et le Produit Dose Longueur (PDL).

Ils sont étalonnés sur des fantômes cylindriques en Plexiglas. Il existe plusieurs fantômes étalonnés pour la pédiatrie : nouveau né, enfants d'âge 1, 5, 10 et 15 ans et des fantômes adultes (15).

- ✓ Le CTDI volumique ($CTDI_{vol}$) est un indicateur de la dose délivrée au fantôme par rotation de tube. Il s'exprime en mGy. Il varie avec le pitch, le kilovoltage et la charge du tube.
- ✓ Le PDL exprime la dose délivrée au volume étudié. Il correspond à la $CTDI_{vol}$ multipliée par la longueur d'exploration et il s'exprime en mGy.cm (milliGray.centimètre). Il varie avec le pitch, le kilovoltage, la charge du tube et la longueur d'exploration.

La dose efficace (E) est un indicateur de risque des effets aléatoires s'exprimant en mSv. Elle est estimée à partir du PDL et d'un facteur de pondération lié à la radiosensibilité tissulaire (Wt) calculé en $mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}$:

$$E = PDL \times Wt$$

Des facteurs de conversion liés à la radiosensibilité tissulaire chez les enfants ont été publiés dans les recommandations de la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) en 2007 (16,17).

Coroscaner pédiatrique et exposition aux rayons X

- Effets de l'irradiation en scanographie pédiatrique

Les effets de l'exposition aux rayons X peuvent être classés en deux catégories (17)

- ✓ Les *effets déterministes*, ce sont des effets immédiats provoqués par une forte irradiation. Le seuil limite de rayonnements sur un tissu donné est dépassé entraînant la mort de nombreuses cellules. En fonction de la dose et selon l'organe touché, le délai d'apparition des symptômes varie de quelques heures (nausées, radiodermite) à plusieurs mois (fibroses, cataracte). Cet effet, en lien avec une exposition intense et aiguë aux rayonnements ionisants, n'est jamais observé dans le cadre d'un scanner cardiaque diagnostique.
- ✓ Les *effets stochastiques*, ce sont des effets aléatoires à long terme : soit le développement d'un cancer chez des individus exposés liés la mutation de cellules somatiques, soit une maladie héréditaire chez leur descendance du fait de la mutation des cellules reproductives. Il n'y a pas d'effet seuil mais la probabilité d'apparition de l'effet augmente avec la dose.

Les enfants atteints de CC nécessitent des soins médicaux complexes. Ils subissent le plus souvent des hospitalisations et des interventions chirurgicales répétées. La complexité de leur maladie implique qu'ils sont exposés à un nombre élevé d'exams d'imagerie impliquant des rayonnements ionisants. Par ailleurs, les procédures de traitements interventionnels radioguidés sont de plus en plus développées. Ces éléments expliquent une nette augmentation de l'irradiation moyenne depuis 20 ans. Grâce aux progrès dans les techniques de diagnostic et de gestion chirurgicale, la survie des patients s'est beaucoup améliorée et environ 90% des patients souffrant d'une CC atteignent l'âge adulte. Ce temps de vie allongé a permis d'observer l'apparition de cancers radio-induits chez les patients exposés dans leur enfance aux rayonnements ionisants. Plusieurs études ont démontré que les enfants exposés à des exams scanographiques avaient un risque augmenté de développer un cancer dans leur vie (18–20). Le risque carcinologique est cumulatif. Il est particulièrement important dans certains tissus comme la thyroïde, les seins et les gonades (21).

- Recommandations concernant l'irradiation à des fins médicales

Dans ses recommandations de 2007, la CIPR rappelle la nécessité de respecter les principes de justification et d'optimisation lors de la réalisation d'un examen irradiant (17). Au nom du principe de justification, tout examen entraînant une exposition aux rayonnements doit faire plus de bien que de mal (rapport bénéfique/risque). Cela signifie qu'en introduisant une nouvelle source de rayonnement, on doit obtenir un bénéfice suffisant pour l'individu pour compenser le détriment produit. Au nom du principe d'optimisation, l'ampleur des doses individuelles doit être maintenue aussi faible qu'il est raisonnablement possible, compte tenu des facteurs économiques et sociétaux. Cela signifie que le niveau de protection doit être le meilleur dans les circonstances existantes, en augmentant la marge du bien par rapport au mal.

La directive EURATOM 97/43 (22), est une directive relative à la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'expositions à des fins médicales. Elle rappelle les principes de justification et d'optimisation en matière d'exposition médicale individuelle. L'optimisation des doses se fait selon le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Elle mentionne également plusieurs contraintes à respecter pour les examens médicaux irradiants :

- Contrainte d'équipement et de contrôle qualité : dispositif d'information de la dose délivrée et contrôles des performances réguliers
- Contrainte de formation en matière de radioprotection pour le personnel médical et paramédical
- Contrainte d'information sur les critères de prescription et sur la dose délivrée

Il n'y a pas de Niveau de Référence Diagnostic (NRD) en cardio-pédiatrie, il existe des NRD en scanographie pédiatrique (tableau 1), édités par la Société Française d'Imagerie Pédiatrique et Périnatale (SFIPP) en 2008 (23).

EXAMEN	POIDS 10 kg		POIDS 20 kg		POIDS 30 kg	
	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)	IDSV (mGy)	PDL (mGy.cm)
Encéphale	30	420	40	600	50	900
Massif facial	25	200	25	275	25	300
Rochers	45	160	70	280	85	340
Thorax	3	30	4	65	5	140
Abdomen-pelvis	4	80	5	120	7	245

Tableau 1 Niveaux de Référence diagnostic en scanographie pédiatrique

- Comment optimiser les doses en scanographie pédiatrique ?

1. Poser la bonne indication : pour cela il faut connaître l'histoire du patient, son dossier et savoir à quelle question l'examen doit répondre. Il faut privilégier les examens non irradiants : échocardiographie voire IRM si cela est possible.
2. Respecter le principe d'optimisation des doses selon le principe ALARA.
3. Limiter l'acquisition au volume à étudier : étude du dossier avant l'examen, bonne définition de la boîte d'exploration sur le topogramme, interruption de la spirale pendant l'examen si la zone à étudier est dépassée.
4. Régler les paramètres techniques selon l'indication, la région étudiée, la taille de l'enfant. On cherchera aussi à diminuer le plus possible le kilovoltage, et à moduler la charge en fonction du morphotype.
5. Éviter les organes sensibles et les protéger éventuellement avec des caches.
6. Avant la réalisation de l'examen, vérifier le CTDI estimé sur le topogramme et prendre en compte les NRD recommandés par la SFIPP.
7. Limiter le nombre d'acquisitions grâce à l'utilisation d'algorithmes de reconstructions itératives. Il s'agit d'algorithmes permettant d'améliorer l'image en la corrigeant petit à petit (par itérations successives), jusqu'à avoir la meilleure correspondance possible entre les données effectivement recueillies et l'image calculée finale. Les modèles sont propres à chaque constructeur. Les corrections sont guidées par les conditions d'acquisition des images : géométrie des détecteurs, artefacts, bruit...

E. Qualité image objective en scanner

Les différents critères de la qualité d'une image en scanner sont la résolution spatiale, la résolution en contraste, la résolution temporelle et les artéfacts.

La résolution en contraste est la possibilité de différencier des structures à faible contraste c'est-à-dire la capacité à différencier deux structures dont la densité est proche. Le bruit est une altération de l'image qui se traduit visuellement par un granité. Il est inversement proportionnel à la racine carrée du nombre de photons X. Le bruit peut être mesuré sur une image par la déviation standard des densités mesurées au sein d'une structure homogène. La résolution en contraste est altérée par le bruit image.

Le nombre de photons délivrés est directement dépendant du kilovoltage et de la charge appliquée au tube, du temps d'acquisition et de la collimation. L'influence de ces facteurs sur le bruit est importante. La qualité de l'image est indissociable de la dose délivrée et donc de l'irradiation : plus la dose délivrée est importante, plus la qualité de l'image sera meilleure. Il s'agit de trouver le meilleur compromis entre la dose délivrée et la qualité image : c'est le principe d'optimisation.

Les index objectifs les plus fiables pour évaluer la qualité de l'image en TDM sont le rapport signal sur bruit (SNR) et le rapport contraste sur bruit (CNR) :

- ✓ le rapport signal sur bruit

Le SNR peut être défini comme le rapport du signal moyen sur le bruit (figure 21).

$$SNR = \frac{x_{OG}}{\sigma_{OG}}$$

Avec

- x_{OG} , le signal dans la structure d'intérêt, par exemple l'OG, correspondant à l'atténuation moyenne des pixels mesurée dans une région d'intérêt (ROI) dans l'OG.

- σ_{OG} , le bruit dans la structure d'intérêt, par exemple l'OG, correspondant à l'écart type de l'atténuation des pixels mesuré dans une ROI dans l'OG.

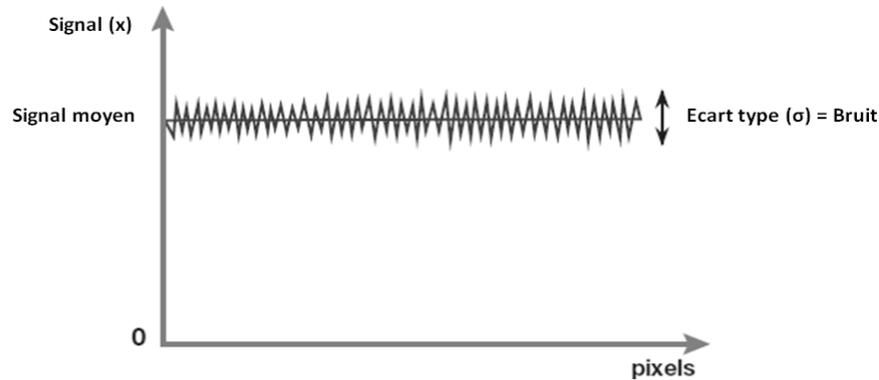


Figure 21 Le rapport signal sur bruit correspond au rapport du signal moyen sur la fluctuation du signal, ou bruit

Plus le SNR est grand, meilleure est la qualité-image objective.

- ✓ le rapport contraste sur bruit (CNR)

Le contraste est la variation de l'intensité de signal entre deux structures adjacentes. Le rapport CNR apprécie la différenciation de deux tissus en tenant compte des différences en SNR (figure 22).

$$CNR = \frac{x_{OG} - x_{Ref}}{\sigma_{Ref}}$$

Avec

- x_{OG} , le signal dans l'OG.
- x_{Ref} , le signal dans la structure de référence, correspondant à l'atténuation moyenne des pixels mesurée dans une ROI.
- σ_{Ref} , le bruit dans la structure de référence, correspondant à l'écart type de l'atténuation des pixels mesuré dans une ROI.

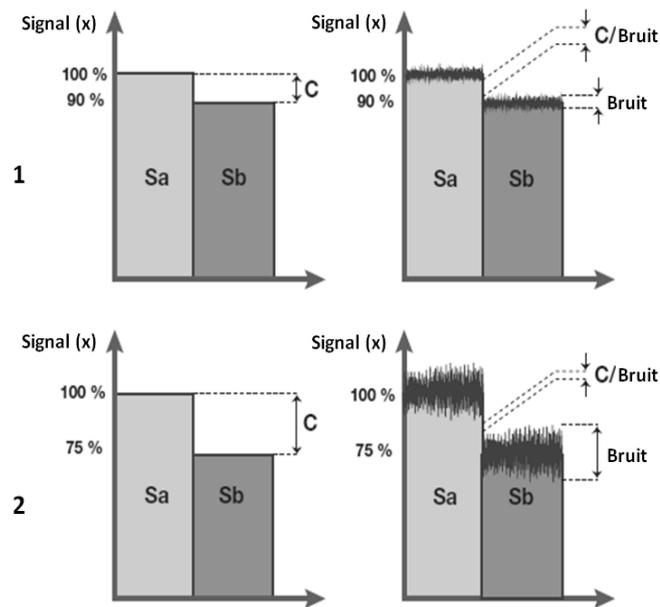


Figure 22 Sa et Sb représentent 2 tissus anatomiques avec respectivement un contraste intrinsèque (C) de 10 % (figures 1) et 25% (figures 2). Le contraste est supérieur sur l'image 1 par rapport à l'image 2, mais la discrimination entre les 2 structures est plus difficile en 2 car le bruit est également majorée en 2 : le contraste est meilleur en 2 mais le rapport contraste sur bruit est meilleur en 1

Plus le CNR est grand, meilleure est la qualité-image objective.

V. PARTIE 2 : ARTICLE ORIGINAL

Évaluation de la qualité-image et de l'irradiation, pour 182 scanners 80 barrettes prospectifs couplés à l'ECG réalisés chez des enfants suivis pour une cardiopathie congénitale.

A. Introduction

Les malformations cardiaques congénitales sont la pathologie congénitale la plus fréquente : environ un enfant sur 100 naît avec une cardiopathie congénitale (CC), soit environ 6 à 8000 nouveau-nés par an en France (1). Grâce aux progrès dans les techniques de diagnostic et de prise en charge chirurgicale, la survie des patients s'est beaucoup améliorée et environ 90% des patients souffrant d'une CC atteignent l'âge adulte.

Il existe différents types de malformations cardiaques congénitales plus ou moins complexes. Cela nécessite un diagnostic préopératoire précis pour organiser, la prise en charge qu'elle soit chirurgicale ou par cathétérisme interventionnel. Plusieurs modalités d'imagerie, chacune avec leurs avantages et inconvénients, sont disponibles pour évaluer les CC : l'échocardiographie, le cathétérisme cardiaque diagnostic, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et le scanner. La tomodensitométrie (TDM) est l'examen de deuxième intention en pédiatrie après l'échocardiographie pour les CC. Elle est facile d'accès, de réalisation rapide et particulièrement performante pour l'analyse précise des petites structures anatomiques (4,5). Les principales limites du scanner sont l'injection de produit de contraste iodée et l'utilisation de rayons X avec le risque potentiel de carcinogénèse.

Les enfants atteints de CC nécessitent le plus souvent une prise en charge pouvant être complexe, en plusieurs temps. Ils sont donc exposés à un nombre élevé d'examens d'imagerie diagnostiques et thérapeutiques impliquant des rayons X. Ces éléments impliquent une nette augmentation de l'irradiation moyenne depuis 20 ans. L'augmentation de l'espérance de vie chez ces patients, grâce aux progrès de la médecine, a permis d'observer l'apparition de cancers radio-induits. Plusieurs études ont démontré que les enfants exposés à des rayons X, dont la TDM, de manière répétée, avaient un risque augmenté de développer un cancer dans leur vie (18–21).

On tend donc à diminuer l'irradiation en utilisant des stratégies de réduction de dose. La directive EURATOM 97/43 et la Commission Internationale de Protection

Radiologique (CIPR), dans ses recommandations de 2007, rappellent les principes de justification et d'optimisation en matière d'exposition médicale individuelle (17,22). Concernant le scanner, l'optimisation passe essentiellement par un bon réglage des paramètres techniques. Aujourd'hui, les acquisitions scanographiques prospectives synchronisées à l'électrocardiogramme (ECG) semblent délivrer une bonne qualité d'image à faible irradiation.

Le but de notre étude est d'évaluer la qualité-image et l'irradiation sur 182 scanners 80 barrettes prospectifs couplés à l'ECG consécutifs, réalisés chez des enfants suivis pour une CC, en fonction de l'âge, du poids et de la fréquence cardiaque (FC).

B. Matériel et Méthode

Il s'agit d'une étude rétrospective monocentrique réalisée au Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Nantes, France. 207 scanners cardiaques 80 barrettes consécutifs réalisés entre mars 2016 et décembre 2017 dans une population pédiatrique avec des enfants âgés de 1 jour à 16,1 ans ont été relus. Les scanners ont été réalisés pour : suspicion de CC, bilan préopératoire d'une CC connue en cas d'insuffisance de l'échocardiographie ou suivi post-opératoire d'une CC.

Paramètres d'acquisition scanographiques et post-traitement des données

Tous les examens ont été réalisés sur un scanner 80 barrettes (Aquilion® PRIME 80, Toshiba Medical Systems®) mis en service en septembre 2015 au CHU de Nantes, France. Les scanners des patients inclus dans l'étude sont prospectifs couplés à l'ECG.

Les paramètres techniques du scanner sont les suivants : collimation 80x0,5mm (couverture de 4cm dans l'axe des z), temps de rotation 350ms, épaisseur de coupe 0,5mm, intervalle de reconstruction 0,5mm, tension 80kV et la charge du tube est variable selon le poids du patient. Les produits de contraste utilisés sont l'Iodixanol (Visipaque 270®, 270mg/mL en dessous de 40kg ou Visipaque 320®, 320mg/mL au dessus de 40kg- GE Healthcare®) ou l'Iobitridol (Xénétix 300, 300mg/mL - Guerbet®). Le produit de contraste est injecté par voie veineuse périphérique à l'injecteur automatique (1,5 à 2cc/s) à la dose de 1,5 à 2cc/kg avec du sérum physiologique (injection biphasique). Une région d'intérêt (ROI), est positionnée dans l'aorte descendante pour la détection automatique de l'arrivée du bolus de contraste avec déclenchement de l'acquisition à 80UH. L'acquisition est reconstruite suivant différents pourcentages de phase de l'ECG.

Toutes les images sont ensuite transférées sur les stations de travail via le PACS (Picture Archiving and Communication System) Carestream Health®. Le post-traitement est réalisé par deux opérateurs entraînés avec le PACS et le logiciel GE Healthcare® Advantage Workstation version 4.4 et 4.8.

Évaluation de la qualité image

1. Qualité image objective

La qualité image objective est évaluée grâce à l'un des deux index fiables disponibles en scanner : le rapport contraste sur bruit (CNR). L'atténuation moyenne et l'écart type de l'atténuation moyenne sont mesurés par un radiologue en dessinant une ROI de 1cm² au centre de l'oreillette gauche (OG) puis une deuxième ROI de 1cm² dans le muscle pectoral (figure 23). Les ROI sont réalisées sur une phase du cycle cardiaque supérieure ou égale à 45% et inférieure à 55%. Le signal est défini comme l'atténuation moyenne. Le bruit est défini comme l'écart type de l'atténuation moyenne. Le CNR est égal à la différence de signal entre l'OG et le muscle pectoral divisé par le bruit dans le muscle pectoral.

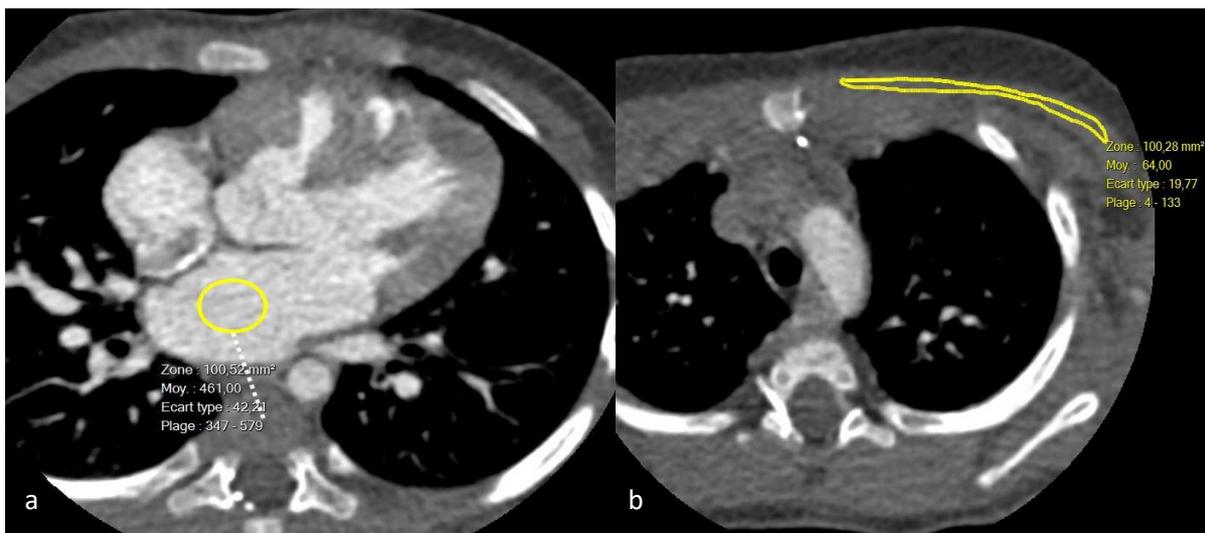


Figure 23 Evaluation de qualité image objective sur le scanner. a. Réalisation d'une ROI de 1cm² dans l'oreillette gauche : signal dans l'oreillette gauche= 461UH et bruit dans l'oreillette gauche= 42UH. b. Réalisation d'une ROI de 1cm² dans le muscle pectoral : signal dans l'oreillette gauche= 64UH et bruit dans l'oreillette gauche= 20UH

2. Qualité image subjective

La qualité image subjective est évaluée en utilisant un score que nous avons défini sur une échelle de dix points. L'évaluation de la qualité image subjective passe par l'étude de l'origine et du trajet des artères coronaires. Les artères coronaires sont segmentées en dix selon le schéma visualisé sur la figure 24. Les 10 segments correspondent à : ostium du tronc commun (1), artère circonflexe : proximale avant la

première marginale (2) et distale après la première marginale (3), artère interventriculaire antérieure (IVA) : proximale avant la 1ère diagonale (4), moyenne entre la première et la deuxième diagonale (5) et distale après la deuxième diagonale (6), ostium de la coronaire droite (7), coronaire droite : proximale horizontale (8), moyenne verticale (9) et distale postérieure (10). Chaque segment visualisé compte pour un point et chaque segment non visualisé pour 0 point. Les images TDM ont été relues par 2 radiologues, un de 12 ans d'expérience en imagerie cardio-vasculaire et l'autre de 1 an d'expérience en imagerie cardiovasculaire. Un score a été calculé sur 10 pour chaque radiologue.

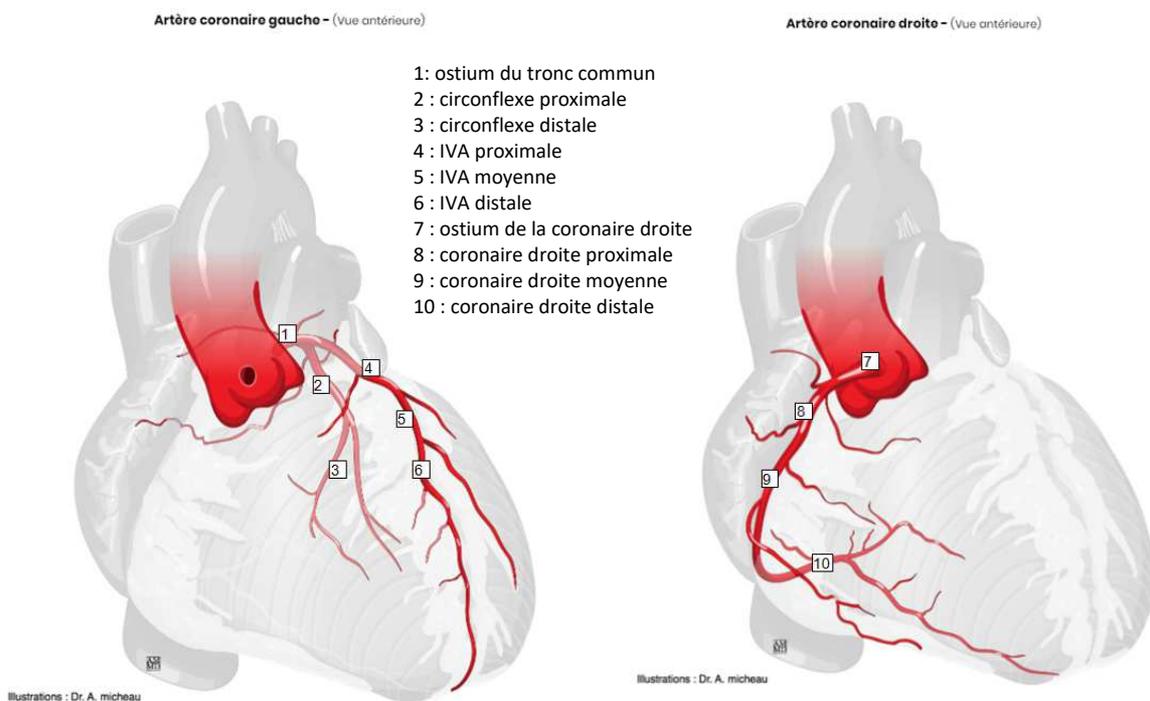


Figure 24 Segmentation des artères coronaires pour l'évaluation de la qualité image subjective

Estimation de l'irradiation

Les index de dose scanographique : Computed Tomography Dose Index (CTDI) et le Produit Dose Longueur (PDL) sont obtenus directement dans le logiciel du scanner sur un fantôme adulte de 32cm de diamètre. La dose efficace (E), est calculée en multipliant le PDL par un facteur de pondération lié à la radiosensibilité tissulaire (Wt) calculé en $mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}$. Les facteurs de conversion liés à la radiosensibilité

tissulaire utilisés sont ceux publiés dans les recommandations de la CIPR en 2007 (17) (tableau 2).

Age (années)	≤0,5	0,51 à 2,5	2,51 à 7,5	≥7,51
Facteur de conversion (mSv.mGy⁻¹.cm⁻¹)	0,039	0,026	0,018	0,014
Tableau 2 Facteurs de conversion liés à la radiosensibilité tissulaire en fonction de l'âge				

Analyse statistique

Les données quantitatives sont exprimées en moyenne ± écart type, ou médiane [Minimum-Maximum] selon la variable. Une ANOVA ou le test non paramétrique de Kruskal Wallis ont été utilisés. La concordance entre les 2 radiologues pour le score de qualité image subjectif est évaluée par le coefficient de corrélation intra-classe. Une régression Log-Linéaire (régression de Poisson) et une régression linéaire simple ont été utilisées pour les analyses multivariées du score de qualité image subjectif sur 10 et du score objectif (Rapport Contraste sur Bruit) respectivement. Le logiciel R version 3.5.0 a été utilisé.

C. Résultats

Caractéristiques de la population d'étude

Sur les 207 scanners relus, un total de 182 scanners a été inclus dans l'étude. Les causes d'exclusion sont : réalisation d'une deuxième acquisition sur le cœur en raison d'une opacification insuffisance sur la première acquisition (11 examens), absence de phase entre 45 et 55% disponible pour la réalisation des ROI (5 examens), problème technique au niveau de la voie veineuse lors de l'injection de produit de contraste (4 examens), acquisition hélicoïdale (2 examens), réalisation d'une acquisition complémentaire sur l'abdomen (2 examens), FC trop élevée ayant entraîné l'interruption de l'examen à cause des contraintes techniques (1 examen).

Age (moyenne \pm SD, en années)	4,6 \pm 4,8
<0,5 an (nombre, %)	53 (29,1)
Entre 0,5 et 2,5 ans (nombre, %)	39 (21,4)
Entre 2,5 et 7,5 ans (nombre, %)	41 (22,5)
>7.5 ans (nombre, %)	49 (26,9)
Sexe féminin (nombre, %)	57 (31,3)
Poids (moyenne \pm SD, en kg)	17,9 \pm 15,3
<10Kg (nombre, %)	80 (44,0)
Entre 10 et 30 Kg (nombre, %)	63 (34,6)
>30Kg (nombre, %)	34 (18,7)
Fréquence cardiaque (moyenne \pm SD, en bpm)	111 \pm 27
<75 (nombre, %)	22 (12,1)
Entre 75 et 100 (nombre, %)	44 (24,2)
Entre 100 et 125 (nombre, %)	53 (29,1)
>125 (nombre, %)	63 (34,6)
<i>SD, Standard Déviation ou écart type ; Kg, kilogrammes ; bpm, battements par minutes</i>	
Tableau 3 Caractéristiques de la population totale de l'étude et par sous-groupe	

Les enfants inclus ont été répartis en groupes selon leur âge (<0,5ans, 0,5 à 2,5ans, 2,5 à 7,5ans et ≥7,5ans), leur poids (<10kg, entre 10 et 30kg et >30kg), leur FC (<75battements par minute (bpm), entre 75 et 100bpm, entre 100 et 125bpm, >125bpm) et le PDL_{total} (<30mGy.cm et >30mGy.cm). Les caractéristiques de la population totale de l'étude et par sous-groupe sont résumées dans le tableau 3. Notre population compte plus de garçons que de filles (125 garçons versus 57 filles). L'âge moyen des patients est $4,6 \pm 4,8$ ans, le poids moyen est $17,9 \pm 15,3$ kg, la FC moyenne est 111 ± 27 bpm.

Les principaux diagnostics référencés sur les 182 scanners réalisés sont présentés sur la figure 25 : on compte notamment 35 transpositions des gros vaisseaux (TGV), 20 coarctations aortiques, 14 tétralogies de Fallot, 14 examens normaux, 12 retours veineux pulmonaires anormaux, 12 anomalies coronariennes, 10 communications inter-auriculaires.

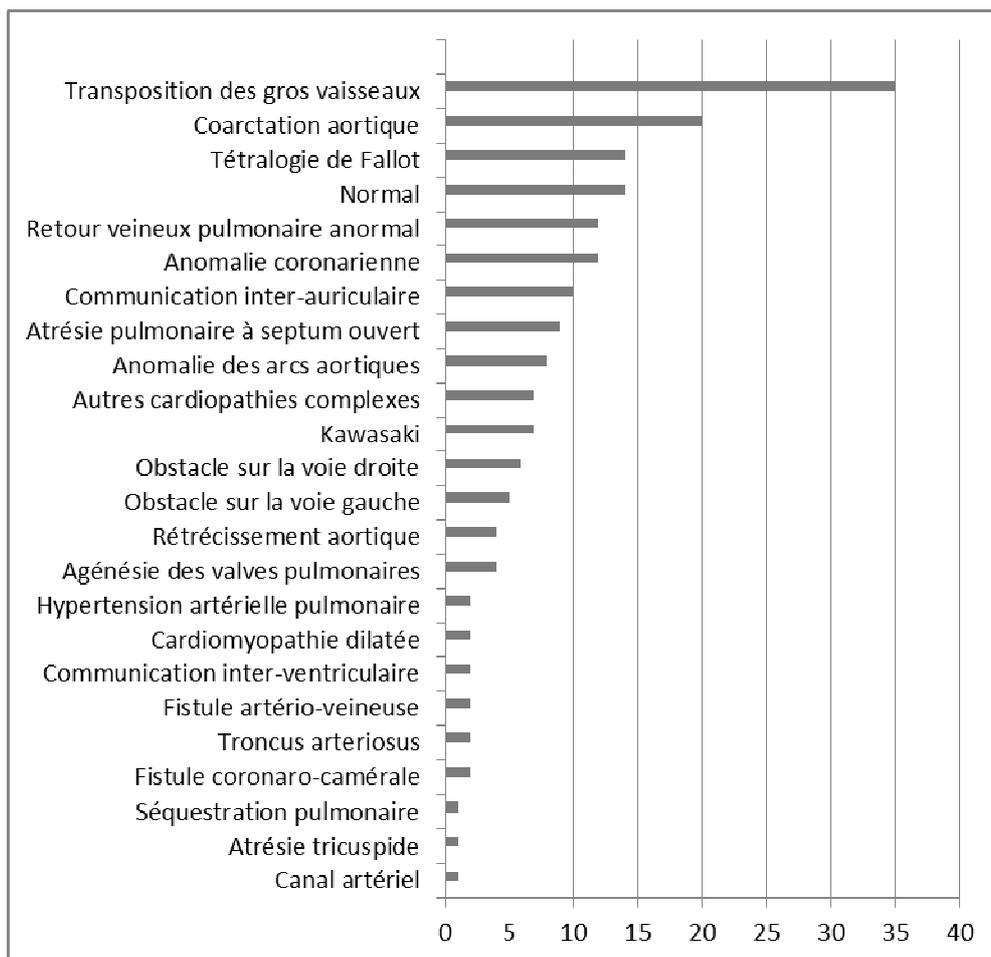


Figure 25 Diagramme représentant les différentes pathologies référencées chez les enfants ayant passé un scanner dans notre population

Paramètres du scanner et irradiation

Les paramètres du scanner sont les suivants : la tension du tube est réglée à 80kV et la charge du tube moyenne est de 141mA, variant de 100 à 200mA selon le poids du patient. La longueur moyenne du scanner est de 118mm, augmentant avec l'âge. L'estimation de l'irradiation pour la population générale et par sous-groupe est résumée dans le tableau 4 sous forme de moyenne \pm écart type. Le PDL_{total} moyen est $29,3 \pm 15,5$ mGy.cm et la dose effective moyenne (E) calculée par patient est $0,6 \pm 0,2$ mSv.

E _{total} (moyenne \pm SD, en mSv)	0,6 \pm 0,2
PDL _{total} (moyenne \pm SD, en mGy.cm)	29,3 \pm 15,5
>30 (nombre, %)	103 (56,6)
<30 (nombre, %)	79 (43,4)
CNR (moyenne \pm SD)	17,0 \pm 6,6
Score de qualité image subjectif (médiane [étendue])	8,5 [0-10]
<i>SD, Standard Déviation ou écart type ; CNR, rapport contraste sur bruit ; E, dose effective ; PDL, Produit dose longueur ; mGy.cm, milligray.centimètre ; mSv, millisievert</i>	
Tableau 4 Irradiation et qualité-image	

Qualité image subjective

Le coefficient de corrélation intra-classe permettant d'évaluer la concordance entre les 2 lecteurs pour le score de qualité image total (sur 10 points) est à 0,79 (IC₉₅= [0,73-0,84]). Pour l'analyse des artères coronaires proximales (segments 1, 2, 4, 5, 7, 8, 9 et 10, figure 24), le coefficient de corrélation est à 0,80 (IC₉₅= [0,74-0,85]). Pour l'analyse des artères coronaires distales (segments 3 et 6), la concordance inter-observateurs est à 0,56 (IC₉₅= [0,45-0,65]).

La médiane des 2 scores de qualité image subjective réunis (noté sur 10) est 8,5 (tableau 4). En analyse univariée, on observe une augmentation significative du score de qualité image subjectif avec l'âge ($p<0,01$) et le poids ($p<0,01$). De même, on observe une corrélation négative significative ($p<0,01$) entre la FC et le score de qualité image subjectif, qui augmente quand la FC diminue. Enfin, quand le PDL

augmente, le score de qualité image subjectif est significativement plus élevé ($p < 0,01$). Ces résultats sont résumés dans le tableau 5. L'analyse multivariée objective une augmentation significative du score de qualité image avec l'âge ($p < 0,05$). Mais il n'existe pas de variation significative du score de qualité image subjective avec le poids, le sexe, la FC ni le PDL en analyse multivariée.

	Score de qualité image subjectif		CNR	
	(médiane [étendue])	(moyenne \pm SD)	(médiane [étendue])	(moyenne \pm SD)
Age (années)				
<0,5	7,0 [0-10]	6,6 \pm 2,5	18,2 [7,2-37,4]	18,5 \pm 6,8
Entre 0,5 et 2,5	8,0 [1-10]	7,8 \pm 1,7	18,1 [7,2-30,6]	17,8 \pm 5,8
Entre 2,5 et 7,5	8,5 [5-10]	8,4 \pm 1,5	16,5 [4,0-33,0]	16,4 \pm 5,8
>7,5	9,5 [6-10]	9,2 \pm 1,1	15,0 [3,7-36,6]	15,4 \pm 7,2
<i>p</i>	<0,01		0,08	
Poids (kg)				
<10	7,5 [0-10]	7,0 \pm 2,3	18,1 [7,2-37,4]	18,3 \pm 6,6
Entre 10 et 30	9,0 [1-10]	8,6 \pm 1,6	17,0 [4,0-36,6]	17,4 \pm 5,9
>30	9,5 [6-10]	9,1 \pm 1,2	12,0 [3,7-33,3]	13,8 \pm 7,1
<i>p</i>	<0,01		<0,01	
Fréquence cardiaque (bpm)				
<75	9,5 [6-10]	9,0 \pm 1,3	13,1 [3,7-33,3]	16,7 \pm 7,4
Entre 75 et 100	9,0 [5-10]	8,9 \pm 1,3	15,8 [5,8-29,3]	15,2 \pm 5,5
Entre 100 et 125	8,5 [1-10]	8,0 \pm 2,0	16,9 [7,2-36,6]	18,1 \pm 6,9
>125	7,5 [6-10]	7,0 \pm 2,3	18,1 [4,0-37,4]	17,6 \pm 6,5
<i>p</i>	<0,01		0,15	
PDL_{total} (mGy.cm)				
<30	8,0 [0-10]	7,3 \pm 2,3	18,1 [4,0-37,4]	18,0 \pm 6,3
>30	9,0 [5-10]	8,8 \pm 1,4	15,1 [3,7-36,6]	15,8 \pm 6,8
<i>p</i>	<0,01		0,03	

SD, Standard Déviation ou écart type ; Kg, kilogramme ; bpm, battements par minute ; mGy.cm, milligray.centimètre

Tableau 5 Variation des scores de qualité image dans les différents sous-groupes

Qualité image objective

Le rapport contraste sur bruit (CNR) moyen dans l'OG est $17,0 \pm 6,6$ (tableau 3). En analyse univariée, il existe une diminution significative du CNR lorsque le poids et le PDL augmentent ; le CNR tend à diminuer lorsque l'âge augmente, mais cette diminution n'est pas significative ($p=0,08$). Il n'est pas trouvé de corrélation entre le

CNR et la FC (tableau 4). L'analyse multivariée montre une corrélation significative du CNR avec le poids ($p < 0,05$). Il n'est pas retrouvé de variation significative du CNR avec l'âge, le sexe, la FC ni le PDL.

D. Discussion

Dans cette étude rétrospective, réalisée sur 182 scanners cardiaques pédiatriques 80 barrettes prospectifs couplés à l'ECG réalisés au CHU de Nantes, PDL_{total} et E moyens sont respectivement $29,3 \pm 15,5 \text{ mGy.cm}$ et $0,6 \pm 0,2 \text{ mSv}$. La concordance inter-observateur pour le score de qualité image subjectif est de 0,79. Une corrélation significative ($p < 0,01$) est observée entre score subjectif et âge, poids, PDL et diminution de la FC en analyse univariée. Il existe une diminution significative du CNR lorsque le poids et PDL augmentent ($p < 0,05$) mais pas de corrélation avec l'âge ni la FC. Enfin nous avons montré que les scores de qualité image objectif et subjectif évoluent dans le sens opposé.

La DLP moyenne dans notre travail est de $29,3 \pm 15,5 \text{ mGy.cm}$ et la dose délivrée E moyenne est $0,6 \pm 0,2 \text{ mSv}$. En France, l'irradiation annuelle moyenne est de l'ordre de $4,5 \text{ mSv}$: la dose naturelle à $2,4 \text{ mSv}$ et la dose artificielle avec l'exposition aux radionucléides artificiels et l'exposition médicale à $2,1 \text{ mSv}$. L'irradiation médicale moyenne annuelle en France est de $1,6 \text{ mSv}$ soit un tiers de l'exposition de la population (24). Une faible irradiation est donc délivrée en comparaison à l'irradiation annuelle moyenne lors d'une acquisition prospective couplée à l'ECG sur notre scanner 80 barrettes, avec la tension du tube réglée à 80 kV et la charge du tube variant selon le poids du patient. Plusieurs études ont démontré que les enfants exposés à des rayons X, comme le scanner, de manière répétée, avaient un risque augmenté de développer un cancer dans leur vie (18–20). Actuellement, tous les efforts sont déployés pour minimiser le plus possible la dose pendant les examens d'imagerie diagnostic. Notre étude confirme la faisabilité de coroscanners basses doses, chez les enfants, au CHU de Nantes, pour l'évaluation des cardiopathies congénitales. En effet, les doses délivrées en scanographie thoracique pédiatrique, selon le protocole décrit, sont inférieures à celles des recommandations dosimétriques actuellement publiées (23). Dans notre étude, la dose effective E est estimée grâce à des facteurs de conversion recommandés par la CIPR (17), et l'on retrouve une dose effective $E < 1 \text{ mS}$ comme la plupart des études récentes dans la littérature. Meinel et al (25) ont ainsi analysé une population de 101 patients pédiatriques et ont trouvé une dose médiane de $0,67 \text{ mSv}$ pour les acquisitions

prospectives couplées à l'ECG. La dose effective retrouvée pour 44 enfants ayant réalisé un coroscanner 64 barrettes couplé à l'ECG était $0,55 \pm 0,10\text{mSv}$ chez Wang et al (26). La dose effective moyenne retrouvée dans le travail de Jadhav et al (27) pour les acquisitions prospectives couplées à l'ECG sur un scanner 320 barrettes était $0,51 \pm 0,19\text{mSv}$. Sur un scanner bi-tube, la dose effective moyenne retrouvée dans l'étude réalisée par Koplay et al (28) était encore plus basse à $0,34 \pm 0,10\text{mSv}$.

Une réduction de la dose peut entraîner une baisse de la qualité image par augmentation du bruit et de la susceptibilité aux artéfacts de durcissement (26,29). Dans notre étude, nous avons analysé la qualité image avec un protocole basse dose, à partir de 2 scores, un subjectif et un objectif.

La médiane du score subjectif est de 8,5 sur 10, ce qui illustre la performance satisfaisante du scanner 80 barrettes pour visualiser les artères coronaires. Dans notre étude, le coefficient de corrélation intra-classe évaluant la concordance entre les 2 lecteurs pour le score de qualité image total (sur 10 points) est à 0,79 ($IC_{95}=[0,73-0,84]$) ; cette concordance inter-observateur pour le score de qualité image subjectif global est bonne. Cependant, pour 15 des 182 scores, il existe une variation de 3 ou 4 points entre l'analyse de l'observateur 1 et celle de l'observateur 2. Il ne semble pas exister de paramètres liés au patient, à l'acquisition ou à l'analyse de la distalité des coronaires expliquant ces différences. Cette différence peut s'expliquer par la différence d'expérience des 2 relecteurs. Pour l'analyse des artères coronaires proximales (segments 1, 2, 4, 5, 7, 8, 9 et 10, figure 24), le coefficient de corrélation est meilleur (0,80 ($IC_{95}=[0,74-0,85]$)) que pour l'analyse des artères coronaires distales (segments 3 et 6), (0,56 ($IC_{95}=[0,45-0,65]$)). Ceci peut s'expliquer par la différence d'expérience entre les relecteurs mais aussi par la diminution de calibre des artères coronaires en distalité qui rend leur analyse plus complexe. Dans leur travail, Yao et al (30) observent également une performance moins bonne pour l'évaluation des segments coronaires distaux par rapport aux proximaux. Le score de qualité image subjectif traduit la visibilité des petites structures puisqu'il est basé sur la visualisation des artères coronaires pédiatriques. Dans notre étude, il est significativement ($p<0,01$) meilleur quand l'âge et le poids augmentent en analyse univariée. Ceci peut s'expliquer par un calibre moindre des artères coronaires chez les enfants plus jeunes. En analyse univariée, nous avons aussi montré que la

visibilité des artères coronaires est significativement ($p < 0,01$) meilleure quand la FC diminue. Plusieurs études (31,32) ont aussi rapporté l'effet positif des bêtabloquants et donc d'une FC contrôlée sur la qualité image. Tous ces facteurs sont interdépendants. En effet, chez les enfants, dans la plupart des cas, le poids augmente avec l'âge, la FC diminue avec l'âge. En analyse multivariée, nous avons mis en évidence une corrélation significative ($p < 0,01$) entre la meilleure visibilité des artères coronaires et l'âge plus élevé, mais pas avec les autres paramètres testés. Ceci peut s'expliquer premièrement par l'interdépendance de toutes les variables analysées. Deuxièmement, la plupart des CC peuvent être responsable de malnutrition et donc de retard de croissance chez les enfants qui en sont atteints, entraînant ainsi un facteur confondant pour les variables « poids » et « âge ». Enfin, l'absence de résultats probants en analyse multivariée peut simplement s'expliquer par un manque de puissance statistique de notre étude.

Dans notre étude, nous avons montré en analyse univariée, que le score de qualité image objectif évalué par le CNR diminue de manière significative quand le poids ($p < 0,01$) et la DLP ($p = 0,03$) augmentent, et nous avons montré une tendance sans significativité lorsque l'âge augmente et la FC diminue. La qualité de l'image objective est évaluée dans les études (27,29,30,33,34) par le CNR, il s'agit de la qualité « intrinsèque » de l'image. Théoriquement, plus le CNR augmente, meilleure est la qualité image objective. Le CNR dépend d'un grand nombre de paramètres dont certains liés à l'appareillage sont indépendants de l'opérateur, et d'autres sont directement accessibles lors de la programmation de l'examen. L'absence de corrélation retrouvée entre le CNR et l'âge, rejoint les résultats de l'étude de Yao et al (30) qui trouve un CNR comparable dans les différents groupes d'âge sur un coroscanner 256 barrettes couplé à l'ECG. Cependant, dans notre étude, on montre que la qualité image objective, représentée par le CNR, évolue dans le sens opposé à la qualité image subjective, évaluée par le score de visibilité des coronaires sur 10, qui s'améliore avec l'âge, le poids et la dose. Le CNR ne semble pas être un paramètre adapté pour évaluer la qualité d'un examen du point de vue du clinicien. Le CNR mesure la qualité d'une image en termes de contraste, or l'œil du radiologue évalue la qualité d'une image grâce à sa résolution spatiale. Pour ce dernier, plus la résolution spatiale augmente, meilleure est la qualité-image. Mais quand la résolution spatiale augmente, le bruit dans l'image augmente et donc le CNR diminue, ce qui

explique l'évolution opposée de nos deux scores objectif et subjectif. À notre connaissance, il n'existe pas de moyen objectif de mesurer la résolution spatiale d'un examen. L'évolution inverse du CNR et de notre score subjectif a aussi pu être induite par la technique d'injection de produit de contraste. Chez les plus jeunes la dose par kilogramme est plus élevée ce qui augmente le contraste de l'image et donc le CNR. Enfin, le CNR est mesuré en réalisant des ROI dans différentes régions d'intérêt (OG et muscle) ; lors d'une acquisition scanographique cardiaque couplée à l'ECG, plusieurs acquisitions successives sont réalisées pendant une phase du cycle cardiaque prédéterminée. Sur les images reconstruites, le temps d'injection peut donc être discrètement différent en fonction du « bloc » analysé, entraînant une variabilité pour la mesure des ROI dans l'OG d'un examen à l'autre.

L'évolution inverse des 2 scores objectif et subjectif est importante à souligner pour la pratique clinique, car le score de qualité image objectif, évalue la qualité d'une image en termes de contraste et il n'apparaît pas prédictif de la bonne ou la moins bonne visibilité des petites structures. Le score de qualité image subjectif basé sur la visualisation des artères coronaires semble plus pertinent pour le radiologue et le clinicien, car il permet d'analyser la qualité image sur la visualisation des petites structures. C'est l'un des points importants de l'analyse du scanner pédiatrique pour les CC car si les petites structures, sont bien visualisées, on peut alors supposer que la résolution de l'examen sera satisfaisante pour évaluer le reste du cœur, les gros vaisseaux et les structures extracardiaques dans le cadre d'une CC suspectée.

Notre étude comporte des limites.

Premièrement, notre étude est rétrospective et il existe une limite en lien avec les paramètres d'acquisition et notamment la charge du tube. Dans notre étude, la charge du tube augmente toujours avec le poids du patient mais les critères de variation n'avaient ni été définis au préalable ni fixés.

Deuxièmement, les 2 relecteurs n'ont pas la même expérience radiologique ce qui a pu introduire un biais pour le calcul du score de qualité image subjectif.

Troisièmement, notre étude a été réalisée sur un scanner 80 barrettes. Il existe des équipements plus récents et innovants comme le scanner 320 barrettes ou le scanner bi-tube, permettant une acquisition en un battement cardiaque ce qui limite les artefacts de mouvements en améliorant la qualité-image.

Enfin, l'évaluation du score de qualité image subjectif sur 10 n'a pas été réalisée en aveugle de la pathologie présentée par le patient et cela a pu introduire un biais pour le calcul du score, notamment pour certaines pathologies coronariennes : agénésie du tronc commun, post-opératoire de pontage coronarien et de réimplantation coronarienne.

E. Conclusion

Nos résultats démontrent que le scanner cardiaque 80 barrettes couplé à l'ECG est un très bon examen pour l'évaluation des CC en pédiatrie grâce à une excellente qualité d'image à faible dose. Par ailleurs, la visualisation des artères coronaires est meilleure quand l'âge et le poids augmentent, quand la FC diminue et quand la dose est plus importante. Dans notre étude, le score de qualité-image objectif (CNR) évolue dans le sens opposé au score de qualité-image subjectif. Notre score de qualité-image subjectif basé sur la visibilité des petites structures (artères coronaires) est un score simple permettant d'évaluer la résolution spatiale. Pour le clinicien, ce score subjectif semble plus pertinent que le CNR, qui évalue la qualité d'une image en termes de contraste. Une étude ultérieure avec un plus grand nombre d'observateurs pourrait être réalisée pour confirmer la fiabilité de notre score dans l'évaluation de la qualité-image des scanners cardiaques synchronisés à l'ECG.

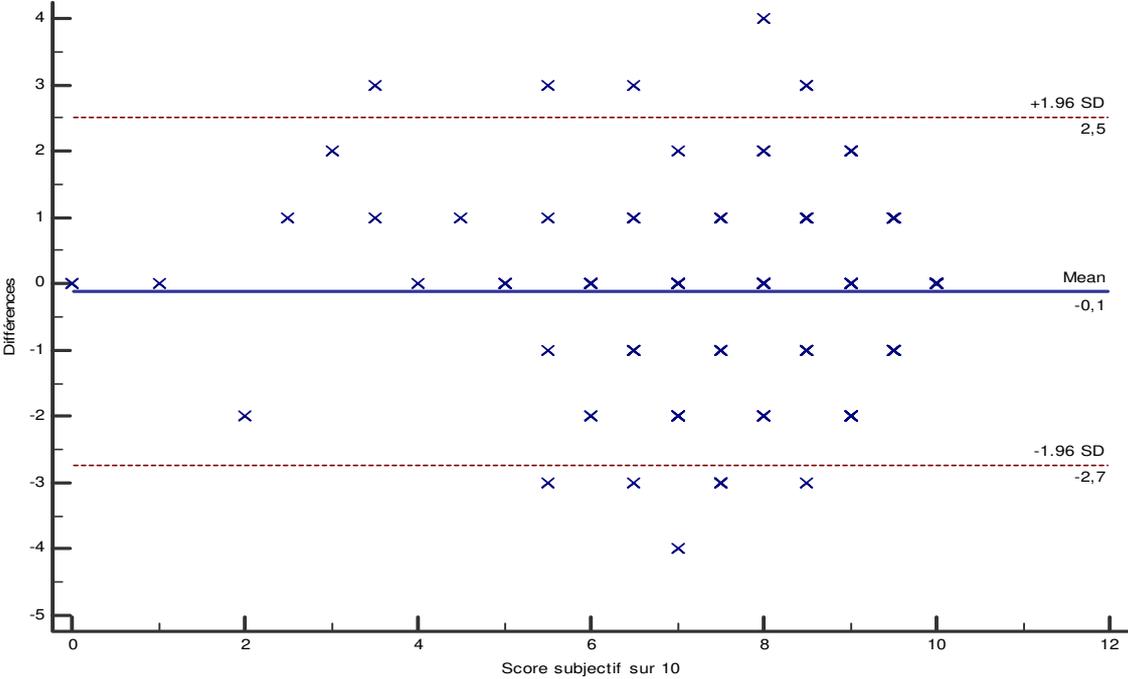
VI. BIBLIOGRAPHIE

1. Société Française de Cardiologie. Référentiel Cardiopathies congénitales et pédiatriques.
2. Khoshnood B, Greenlees R, Loane M, Dolk H, EUROCAT Project Management Committee, EUROCAT Working Group. Paper 2: EUROCAT public health indicators for congenital anomalies in Europe. *Birth Defects Res Part A Clin Mol Teratol*. mars 2011;91 Suppl 1:S16-22.
3. Rebergen SA, van der Wall EE, Doornbos J, de Roos A. Magnetic resonance measurement of velocity and flow: technique, validation, and cardiovascular applications. *Am Heart J*. déc 1993;126(6):1439-56.
4. Raimondi F, Warin-Fresse K. Computed tomography imaging in children with congenital heart disease: Indications and radiation dose optimization. *Arch Cardiovasc Dis*. févr 2016;109(2):150-7.
5. Dillman JR, Hernandez RJ. Role of CT in the Evaluation of Congenital Cardiovascular Disease in Children. *American Journal of Roentgenology*. 1 mai 2009;192(5):1219-31.
6. Rajiah P, Saboo SS, Abbara S. Role of CT in Congenital Heart Disease. *Curr Treat Options Cardiovasc Med*. janv 2017;19(1):6.
7. Meinel FG, Huda W, Schoepf UJ, Rao AG, Cho YJ, Baker GH, et al. Diagnostic accuracy of CT angiography in infants with tetralogy of Fallot with pulmonary atresia and major aortopulmonary collateral arteries. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*. nov 2013;7(6):367-75.
8. Greil GF, Schoebinger M, Kuettner A, Schaefer JF, Dammann F, Claussen CD, et al. Imaging of aortopulmonary collateral arteries with high-resolution multidetector CT. *Pediatric Radiology*. juin 2006;36(6):502-9.
9. Ou P, Celermajer DS, Marini D, Agnoletti G, Vouhé P, Brunelle F, et al. Safety and Accuracy of 64-Slice Computed Tomography Coronary Angiography in Children After the Arterial Switch Operation for Transposition of the Great Arteries. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 1 mai 2008;1(3):331-9.
10. Fricke TA, d'Udekem Y, Richardson M, Thuys C, Dronavalli M, Ramsay JM, et al. Outcomes of the Arterial Switch Operation for Transposition of the Great Arteries: 25 Years of Experience. *The Annals of Thoracic Surgery*. 1 juill 2012;94(1):139-45.
11. Raimondi F, Bonnet D. Anomalies congénitales des artères coronaires. [/data/revues/22115706/v97i2/S2211570616300029/](http://www.em-consulte.com/en/article/1057348) [Internet]. 25 mai 2016 [cité 14 juill 2018]; Disponible sur: <http://www.em-consulte.com/en/article/1057348>

12. Habib Geryes B, Calmon R, Donciu V, Khraiche D, Warin-Fresse K, Bonnet D, et al. Low-dose paediatric cardiac and thoracic computed tomography with prospective triggering: Is it possible at any heart rate? *Phys Med.* mai 2018;49:99-104.
13. Warin-Fresse K. CLINICAL CASE // COMPUTED TOMOGRAPHY // Aquilion PRIME, PAEDIATRIC Vision NO. 29 // AUGUST 2017 // MAGAZINE FOR MEDICAL & HEALTH PROFESSIONALS.
14. Hill KD, Frush DP, Han BK, Abbott BG, Armstrong AK, DeKemp RA, et al. Radiation Safety in Children With Congenital and Acquired Heart Disease: A Scientific Position Statement on Multimodality Dose Optimization From the Image Gently Alliance. *JACC Cardiovasc Imaging.* juill 2017;10(7):797-818.
15. Cristy M, Eckerman KF. Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages From Internal Photon Sources. I. *Methods.* :100.
16. UNSCEAR. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation, UNSCEAR 2012 Report [Internet]. United Nations; 2015 [cité 30 avr 2018]. (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) Reports). Disponible sur: http://www.un-ilibrary.org/public-health/sources-effects-and-risks-of-ionizing-radiation-unscear-2012-report_2ed43f39-en
17. Commission internationale de protection contre les radiations, Nénot J-C, Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (France). *Recommandations 2007.* Paris; [Cachan: Éd. Tec & doc ; [Lavoisier; 2009.
18. Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, Butler MW, Goergen SK, Byrnes GB, et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ.* 21 mai 2013;346(may21 1):f2360-f2360.
19. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *The Lancet.* août 2012;380(9840):499-505.
20. de Gonzalez AB, Salotti JA, McHugh K, Little MP, Harbron RW, Lee C, et al. Relationship between paediatric CT scans and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: assessment of the impact of underlying conditions. *Br J Cancer.* 16 févr 2016;114(4):388-94.
21. Cohen S, Liu A, Gurvitz M, Guo L, Therrien J, Laprise C, et al. Exposure to Low-Dose Ionizing Radiation From Cardiac Procedures and Malignancy Risk in Adults With Congenital Heart Disease. *Circulation.* 27 mars 2018;137(13):1334-45.
22. Société Française de Radiologie I de R et de SN. Directive 97/43/EURATOM. :7.
23. dose_tdm_recom_sfipp_irs_n_2008.pdf [Internet]. [cité 1 mai 2018]. Disponible sur: http://www.sfip-radiopediatrie.org/images/stories/Docs_Radioprotection/dose_tdm_recom_sfipp_irs_n_2008.pdf

24. IRSN. Rapport IRSN 2015-00001 - Exposition de la population française aux rayonnements ionisants. :23.
25. Meinel FG et al. ECG-synchronized CT angiography in 324 consecutive pediatric patients: spectrum of indications and trends in radiation dose. - PubMed - NCBI [Internet]. [cité 27 juill 2018]. Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25380963>
26. Wang S-Y, Gao W, Zhong Y-M, Sun A-M, Wang Q, Hu L-W, et al. Prospective ECG-triggering cardiac CT for infants with complex congenital heart disease using low-dose contrast medium, low tube voltage, and adaptive statistical iterative reconstruction. *Clin Radiol.* juin 2017;72(6):502-7.
27. Jadhav SP, Golriz F, Atweh LA, Zhang W, Krishnamurthy R. CT angiography of neonates and infants: comparison of radiation dose and image quality of target mode prospectively ECG-gated 320-MDCT and ungated helical 64-MDCT. *AJR Am J Roentgenol.* févr 2015;204(2):W184-191.
28. Koplay M, Kizilca O, Cimen D, Sivri M, Erdogan H, Guvenc O, et al. Prospective ECG-gated high-pitch dual-source cardiac CT angiography in the diagnosis of congenital cardiovascular abnormalities: Radiation dose and diagnostic efficacy in a pediatric population. *Diagn Interv Imaging.* nov 2016;97(11):1141-50.
29. Ben Saad M, Rohnean A, Sigal-Cinquandre 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.* juill 2009;39(7):668-76.
30. Yao L-P, Zhang L, Li H-M, Ding M, Yu L-W, Yang X, et al. Assessment of coronary artery by prospective ECG-triggered 256 multi-slice CT on children with congenital heart disease. *Int J Cardiovasc Imaging.* déc 2017;33(12):2021-8.
31. de Graaf FR, Schuijff JD, van Velzen JE, Kroft LJ, de Roos A, Sieders A, et al. Evaluation of contraindications and efficacy of oral Beta blockade before computed tomographic coronary angiography. *Am J Cardiol.* 15 mars 2010;105(6):767-72.
32. Shapiro MD, Pena AJ, Nichols JH, Worrell S, Bamberg F, Dannemann N, et al. Efficacy of pre-scan beta-blockade and impact of heart rate on image quality in patients undergoing coronary multidetector computed tomography angiography. *Eur J Radiol.* avr 2008;66(1):37-41.
33. Fuchs TA, Stehli J, Bull S, Dougoud S, Clerc OF, Herzog BA, et al. Coronary computed tomography angiography with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination. *Eur Heart J.* mai 2014;35(17):1131-6.
34. Gao Y, Lu B, Hou Z, Yu F, Cao H, Han L, et al. Low dose dual-source CT angiography in infants with complex congenital heart disease: a randomized study. *Eur J Radiol.* juill 2012;81(7):e789-795.

VII. ANNEXES



Annexe 1 Différences entre les scores de qualité image subjectifs de l'observateur 1 et de l'observateur 2

	Estimate	p
Age opératoire (référence <0,5ans)		
Entre 0,5 et 2,5ans	0,18 [0,05 – 0,30]	<0,01
Entre 2,5 et 7,5ans	0,24 [0 – 0,49]	0,05
>7,5ans	0,33 [0,08 – 0,59]	0,01
Sexe féminin	0,01 [-0,08 – 0,08]	NS
Poids (référence <10Kg)		
Entre 10 et 30Kg	-0,03 [-0,23 – 0,16]	NS
>30Kg	-0,05 [-0,30 – 0,19]	NS
Fréquence cardiaque (référence <75bpm)		
Entre 75 et 100bpm	0,02 [-0,11 – 0,15]	NS
Entre 100 et 125bpm	-0,02 [-0,17 – 0,13]	NS
>125bpm	-0,06 [-0,23 – 0,12]	NS
PDL_{total} > 30mGy.cm	0,01 [-0,11 – 0,12]	NS
Annexe 2 Analyse multivariée du score subjectif (loi de Poisson)		

	Estimate	p
Poids (référence <10Kg)		
Entre 10 et 30Kg	-1,2 [-4,2 – 1,8]	0,44
>30Kg	-5,8[-9,7 – -1,8]	<0,01
Fréquence cardiaque (référence <75bpm)		
Entre 75 et 100bpm	-3,5 [-7,1– 0]	NS
Entre 100 et 125bpm	-2,0 [-6,0 – 1,9]	NS
>125bpm	-3,4 [7,9 – 1,1]	NS
Annexe 3 Analyse multivariée du score objectif (régression linéaire)		

Annexe 4 Résumé en anglais

EVALUATION OF IMAGE QUALITY AND RADIATION DOSE WITH PROSPECTIVE ELECTROCARDIOGRAM-GATED 80 MULTI-SLICE COMPUTED TOMOGRAPHY ANGIOGRAPHY, IN 182 CONSECUTIVE CHILDREN EXAMINATIONS WITH CHD.

ABSTRACT

Introduction: Computed tomography angiography (CTA) is a reliable imaging tool to evaluate children congenital heart disease (CHD) but requires radiation exposure. This study aims to investigate image quality and radiation dose with a prospective electrocardiogram (ECG)-gated 80 multi-slice CTA, in 182 consecutive children examinations with CHD.

Materials and methods: 182 consecutive examinations performed with a prospective ECG-gated 80 multi-slice CTA from March 2016 to December 2017 in Nantes university hospital were retrospectively analyzed. Radiation dose was assessed by Dose Length Product (DLP) and effective dose (E). Objective quality image was assessed by Contrast to Noise Ratio (CNR). Subjective quality image was assessed by two radiologists with a 10-point scale evaluating visualization of coronary arteries. Correlation between quality image, radiation dose, age, weight, heart rate was analyzed.

Results: DLP and E were $29.3 \pm 15.5 \text{ mGy.cm}$ and $0.6 \pm 0.2 \text{ mSv}$ respectively. Agreement between radiologists in assessment of subjective image quality was 0.79. Subjective image quality score was significantly better ($p < 0.01$) with higher age, weight, DLP and lower heart rate in univariate analysis. CNR was significantly lower with increasing weight and DLP ($p < 0.05$) but there was no correlation between CNR and age and heart rate.

Conclusion: Prospective ECG-gated 80 multi-slice CTA is performing for the evaluation of children CHD with good image quality and low radiation dose. Visualization of small structures is better when age and weight increase, heart rate decreases and when radiation dose is more important. CNR evolves in the opposite side to subjective image quality score. It seems less appropriate to assess image quality from clinical viewpoint of the radiologist.

KEYWORDS

Congenital heart disease - CT angiography - Prospective ECG-gated - Image quality
- Radiation dose

VIII. SERMENT D'HIPPOCRATE

Au moment d'être admise à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences.

Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admise dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçue à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés. J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonorée et méprisée si j'y manque.

Vu, le Président du Jury,
(tampon et signature)

Professeur Eric Frampas

Vu, le Directeur de Thèse,
(tampon et signature)

Docteur Karine Warin Fresse

Vu, le Doyen de la Faculté,

Professeur Pascale JOLLIET

Titre de Thèse : ÉVALUATION DE LA QUALITÉ-IMAGE ET DE L'IRRADIATION, POUR 182 SCANNERS 80 BARRETTES PROSPECTIFS COUPLÉS À L'ECG RÉALISÉS CHEZ DES ENFANTS SUIVIS POUR UNE CARDIOPATHIE CONGÉNITALE

RÉSUMÉ

Introduction : Le coroscanner est performant pour l'évaluation des cardiopathies congénitales (CC) chez les enfants, mais nécessite l'utilisation de rayons X avec le risque potentiel de carcinogenèse. Le but de notre étude est d'évaluer la qualité-image et l'irradiation du scanner 80 barrettes prospectif couplé à l'électrocardiogramme (ECG), sur 182 examens consécutifs réalisés chez des enfants suivis pour CC.

Matériel et méthode : Il s'agit d'une étude rétrospective. 182 scanners cardiaques pédiatriques 80 barrettes prospectifs couplés à l'ECG réalisés entre mars 2016 et décembre 2017 au Centre Hospitalo-Universitaire de Nantes ont été relus. L'irradiation a été estimée par le produit dose-longueur (PDL) et la dose efficace (E). La qualité-image objective a été évaluée grâce au rapport contraste sur bruit (CNR). La qualité-image subjective a été évaluée par deux radiologues à partir d'un score calculé sur une échelle de 10 points basée sur la segmentation coronaire. La corrélation entre scores de qualité-image et irradiation, âge, poids et fréquence cardiaque (FC) a été analysée.

Résultats : PDL_{total} et E moyens sont respectivement $29,3 \pm 15,5 mGy.cm$ et $0,6 \pm 0,2 mSv$. La concordance inter-observateur pour le score de qualité image subjectif est de 0,79. Une corrélation significative ($p < 0,01$) est observée entre score subjectif et âge, poids, PDL et diminution de la FC en analyse univariée. Il existe une diminution significative du CNR lorsque le poids et PDL augmentent ($p < 0,05$) mais pas de corrélation avec l'âge ni la FC.

Conclusion : Le scanner cardiaque 80 barrettes couplé à l'ECG est un examen fiable pour l'évaluation des CC avec une excellente qualité-image à faible irradiation. La visualisation des petites structures semble meilleure quand l'âge et le poids augmentent, la FC diminue et la dose est plus importante. Le CNR évolue dans le sens opposé au score de qualité-image subjectif et semble moins pertinent pour évaluer la qualité d'une image du point de vue clinique du radiologue.

MOTS CLÉS

Cardiopathie congénitale – Scanner cardiaque – Prospectif couplé à l'ECG – Qualité image – Irradiation