



HAL
open science

Évaluation ventriculaire droite par résonance magnétique : intérêt du repérage croisé du plan atrioventriculaire

Matthieu de Meyere

► **To cite this version:**

Matthieu de Meyere. Évaluation ventriculaire droite par résonance magnétique : intérêt du repérage croisé du plan atrioventriculaire. Médecine humaine et pathologie. 2018. dumas-01877650

HAL Id: dumas-01877650

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01877650>

Submitted on 20 Sep 2018

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

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

FACULTE MIXTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE DE ROUEN

ANNEE 2018

**THESE POUR LE
DOCTORAT EN MEDECINE**

(Diplôme d'Etat)

PAR

Matthieu DE MEYERE

Né le 06/03/1989 A ROUEN

PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 11 SEPTEMBRE 2018

**EVALUATION VENTRICULAIRE DROITE PAR RESONANCE
MAGNETIQUE: INTERET DU REPERAGE CROISE DU PLAN
ATRIOVENTRICULAIRE**

PRESIDENT DU JURY : Madame le Professeur Céline SAVOYE - COLLET

DIRECTEUR DE THESE : Monsieur le Professeur Jean-Nicolas DACHER

MEMBRE DU JURY : Madame le Professeur Bouchra LAMIA

MEMBRE DU JURY : Monsieur le Docteur Benjamin DUBOURG

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

Mr Loïc MARPEAU	HCN	Gynécologie - Obstétrique
Mr Stéphane MARRET	HCN	Pédiatrie
Mme Véronique MERLE	HCN	Epidémiologie
Mr Pierre MICHEL	HCN	Hépatogastro-entérologie
M. Benoit MISSET	HCN	Réanimation Médicale
Mr Jean-François MUIR (<i>surnombre</i>)	HB	Pneumologie
Mr Marc MURAINÉ	HCN	Ophthalmologie
Mr Philippe MUsETTE	HCN	Dermatologie - Vénérologie
Mr Christophe PEILLON	HCN	Chirurgie générale
Mr Christian PFISTER	HCN	Urologie
Mr Jean-Christophe PLANTIER	HCN	Bactériologie - Virologie
Mr Didier PLISSONNIER	HCN	Chirurgie vasculaire
Mr Gaëtan PREVOST	HCN	Endocrinologie
Mr Jean-Christophe RICHARD (<i>détachement</i>)	HCN	Réanimation médicale - Médecine d'urgence
Mr Vincent RICHARD	UFR	Pharmacologie
Mme Nathalie RIVES	HCN	Biologie du développement et de la reproduction
Mr Horace ROMAN	HCN	Gynécologie - Obstétrique
Mr Jean-Christophe SABOURIN	HCN	Anatomie - Pathologie
Mr Guillaume SAVOYE	HCN	Hépatogastrologie
Mme Céline SAVOYE-COLLET	HCN	Imagerie médicale
Mme Pascale SCHNEIDER	HCN	Pédiatrie
Mr Michel SCOTTE	HCN	Chirurgie digestive
Mme Fabienne TAMION	HCN	Thérapeutique
Mr Luc THIBERVILLE	HCN	Pneumologie
Mr Christian THUILLEZ (<i>surnombre</i>)	HB	Pharmacologie
Mr Hervé TILLY	CB	Hématologie et transfusion
M. Gilles TOURNEL	HCN	Médecine Légale
Mr Olivier TROST	HCN	Chirurgie Maxillo-Faciale
Mr Jean-Jacques TUECH	HCN	Chirurgie digestive
Mr Jean-Pierre VANNIER (<i>surnombre</i>)	HCN	Pédiatrie génétique
Mr Benoît VEBER	HCN	Anesthésiologie - Réanimation chirurgicale
Mr Pierre VERA	CB	Biophysique et traitement de l'image
Mr Eric VERIN	HB	Service Santé Réadaptation
Mr Eric VERSPYCK	HCN	Gynécologie obstétrique
Mr Olivier VITTECOQ	HB	Rhumatologie
Mme Marie-Laure WELTER	HCN	Physiologie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS

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

PROFESSEUR AGREGE OU CERTIFIE

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

II - PHARMACIE

PROFESSEURS

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

MAITRES DE CONFERENCES

Mme Cécile BARBOT	Chimie Générale et Minérale
Mr Jérémy BELLIEU (MCU-PH)	Pharmacologie
Mr Frédéric BOUNOURE	Pharmacie Galénique
Mr Abdeslam CHAGRAOUI	Physiologie
Mme Camille CHARBONNIER (LE CLEZIO)	Statistiques
Mme Elizabeth CHOSSON	Botanique
Mme Marie Catherine CONCE-CHEMTOB	Législation pharmaceutique et économie de la santé
Mme Cécile CORBIERE	Biochimie
Mr Eric DITTMAR	Biophysique
Mme Nathalie DOURMAP	Pharmacologie
Mme Isabelle DUBUC	Pharmacologie
Mme Dominique DUTERTE- BOUCHER	Pharmacologie
Mr Abdelhakim ELOMRI	Pharmacognosie
Mr François ESTOUR	Chimie Organique
Mr Gilles GARGALA (MCU-PH)	Parasitologie
Mme Nejla EL GHARBI-HAMZA	Chimie analytique
Mme Marie-Laure GROULT	Botanique

Mr Hervé HUE	Biophysique et mathématiques
Mme Laetitia LE GOFF	Parasitologie – Immunologie
Mme Hong LU	Biologie
M. Jérémie MARTINET (MCU-PH)	Immunologie
Mme Marine MALLETER	Toxicologie
Mme Sabine MENAGER	Chimie organique
Mme Tiphaine ROGEZ-FLORENT	Chimie analytique
Mr Mohamed SKIBA	Pharmacie galénique
Mme Malika SKIBA	Pharmacie galénique
Mme Christine THARASSE	Chimie thérapeutique
Mr Frédéric ZIEGLER	Biochimie

PROFESSEURS ASSOCIES

Mme Cécile GUERARD-DETUNCQ	Pharmacie officinale
Mr Jean-François HOUIVET	Pharmacie officinale

PROFESSEUR CERTIFIE

Mme Mathilde GUERIN	Anglais
---------------------	---------

ATTACHES TEMPORAIRES D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE

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

LISTE DES RESPONSABLES DES DISCIPLINES PHARMACEUTIQUES

Mme Cécile BARBOT	Chimie Générale et minérale
Mr Thierry BESSON	Chimie thérapeutique
Mr Roland CAPRON	Biophysique
Mme Marie-Catherine CONCE-CHEMTOB	Législation et économie de la santé
Mme Elisabeth CHOSSON	Botanique
Mme Isabelle DUBUS	Biochimie
Mr Abdelhakim ELOMRI	Pharmacognosie
Mr Loïc FAVENNEC	Parasitologie
Mr Michel GUERBET	Toxicologie
Mr François ESTOUR	Chimie organique
Mme Isabelle LEROUX-NICOLLET	Physiologie
Mme Martine PESTEL-CARON	Microbiologie
Mr Mohamed SKIBA	Pharmacie galénique
Mr Rémi VARIN	Pharmacie clinique
Mr Philippe VERITE	Chimie analytique

III – MEDECINE GENERALE

PROFESSEUR

Mr Jean-Loup HERMIL (PU-MG) UFR Médecine générale

MAITRE DE CONFERENCE

Mr Matthieu SCHUERS (MCU-MG) UFR Médecine générale

PROFESSEURS ASSOCIES A MI-TEMPS – MEDECINS GENERALISTE

Mr Emmanuel LEFEBVRE UFR Médecine Générale

Mme Elisabeth MAUVIARD UFR Médecine générale

Mr Philippe NGUYEN THANH UFR Médecine générale

Mme Marie Thérèse THUEUX UFR Médecine générale

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE A MI-TEMPS – MEDECINS GENERALISTES

Mr Pascal BOULET UFR Médecine générale

Mr Emmanuel HAZARD UFR Médecine Générale

Mme Marianne LAINE UFR Médecine Générale

Mme Lucile PELLERIN UFR Médecine générale

Mme Yveline SEVRIN UFR Médecine générale

ENSEIGNANTS MONO-APPARTENANTS

PROFESSEURS

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

MAITRES DE CONFERENCES

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

CHEF DES SERVICES ADMINISTRATIFS : Mme Véronique DELAFONTAINE

HCN - Hôpital Charles Nicolle

HB - Hôpital de BOIS GUILLAUME

CB - Centre Henri Becquerel

CHS - Centre Hospitalier Spécialisé du Rouvray

CRMPR - Centre Régional de Médecine Physique et de Réadaptation

SJ - Saint Julien Rouen

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

TABLE DES MATIERES

Liste des abréviations.....	14
Introduction.....	15
I. Anatomie et physiologie du ventricule droit	16
II. Apport de l'exploration par IRM du ventricule droit.....	18
III. Techniques d'exploration par IRM	19
a. Séquences ciné	19
b. Séquences en contraste de phase 2D.....	20
IV. Méthode de quantification des paramètres fonctionnels en IRM	24
a. Méthodes semi-quantitatives	24
b. Analyse classique en orientation « petit axe ».....	26
c. Analyse en orientation « axiale »	27
d. Analyse avec repérage en référence croisée en orientation « petit axe »	30
e. IRM en contraste de phase.....	37
f. 3D Piecewise Smooth Subdivision Surface (3D PSSS).....	38
V. Autres modalités d'exploration	40
VI. Notre étude.....	42
VII. Bibliographie	57

Annexe 1 : Pathologies pouvant bénéficier d'une évaluation ventriculaire droite par IRM cardiaque

Annexe 2 : Méthodologie de contourage selon des repères anatomiques prédéfinis.

Annexe 3. Tableau bibliographique : précision de la mesure du volume d'éjection

Annexe 4. Tableau bibliographique : reproductibilité de la mesure du volume d'éjection

Annexe 5. Manuscrit en anglais.

Liste des abréviations

COV : coefficient de variation (sans unité ou exprimé en % de la valeur étudiée)

DAVD : dysplasie arythmogène du ventricule droit

ECG : électrocardiogramme

FEVD : fraction d'éjection du ventricule droit

FEVG : fraction d'éjection du ventricule gauche

HTAP : hypertension artérielle pulmonaire

IRM : imagerie par résonance magnétique

LAVD : coupe long axe du ventricule droit

PA : coupe petit axe du ventricule gauche

Qp : débit pulmonaire enregistré en contraste de phase au niveau de l'artère pulmonaire

Qs : débit aortique enregistré en contraste de phase au niveau de l'aorte

ROI : région d'intérêt

RVFAC : right ventricular fractional area change

RVFS : right ventricular fractional shortening

bSSFP : balanced Steady-state free-precession

TAPSE : tricuspid annular plane systolic excursion

Venc: vitesse d'encodage du flux en contraste de phase 2D

VoIEP: volume d'éjection pulmonaire

VoIES VD : volume d'éjection systolique du ventricule droit

VoIES VDi : VoIES VD indexé à la surface corporelle(ml/m^2)

VoITD VD : volume télédiastolique du ventricule droit

VoITD VDi : VoITD VD indexé à la surface corporelle(ml/m^2)

VoITS VD : volume télésystolique du ventricule droit

Introduction

L'IRM cardiaque est la méthode de référence pour l'évaluation des paramètres volumiques du ventricule droit(1–5). En pratique courante son étude peut être réalisée sur une acquisition dédiée au ventricule gauche avec une pile d'images acquises selon le plan valvulaire mitral ou bien perpendiculairement au long axe du ventricule gauche couvrant le volume cardiaque. Cette orientation est plus simplement appelée « petit axe» (PA). Cependant, la complexité anatomique du ventricule droit et sa cinétique rendent sa segmentation plus délicate que pour le ventricule gauche dans cette orientation(6). Le plan atrioventriculaire droit se déplace au cours du cycle et présente une orientation différente du plan valvulaire mitral rendant difficile son identification lors de l'analyse sur les coupes PA. (7)

Tandis que certaines équipes préconisent la réalisation d'une d'acquisition complémentaire axiale dédiée à l'analyse du ventricule droit, nous utilisons de façon courante un repérage en référence croisée du plan atrioventriculaire à l'aide d'une coupe acquise dans le long axe du ventricule droit(LAVD) et d'une coupe 4 cavités. Ces deux coupes font partie intégrante du protocole d'examen standard. Cette méthode permet d'économiser une série d'apnées pour le patient et un temps machine de 5 à 15 minutes par examen selon les paramètres de la séquence utilisée(7,8). Nous évoquerons d'abord les caractéristiques anatomiques et physiologiques du ventricule droit, nous détaillerons ensuite les implications cliniques de l'étude du ventricule droit par IRM et les techniques permettant son analyse avant de présenter notre étude ayant pour but d'évaluer la précision et la reproductibilité intra- et inter-observateur de la méthode avec repérage en référence croisée semi automatisé du plan atrioventriculaire droit comparée au contraste de phase 2D au niveau de l'artère pulmonaire, choisi comme référence.(9,10).

I. Anatomie et physiologie du ventricule droit

Le ventricule droit présente une anatomie relativement complexe et une position antérieure le rendant immédiatement rétro-sternal.(11)

Si le ventricule gauche peut être assimilé à une ellipsoïde, le ventricule droit apparaît pyramidal en coupe quatre cavités et semi lunaire en coupe PA, s'enroulant autour du ventricule gauche. Il peut être séparé en trois chambres : la chambre de remplissage, l'infundibulum pulmonaire correspondant à la chambre d'éjection et la chambre apicale. Il est délimité en arrière par la valve tricuspide, d'implantation plus antérieure et apicale que la valve mitrale gauche. L'anneau d'implantation de la valve définit la jonction atrioventriculaire en l'absence d'anomalie d'implantation valvulaire (e.g. : maladie d'Ebstein). Sa limite supérieure est définie par la valve pulmonaire, faisant suite à l'infundibulum et le séparant du tronc de l'artère pulmonaire.

La structure du ventricule droit permet un fonctionnement à bas régime de pression. La paroi libre est donc plus fine que celle du ventricule gauche : les myocytes y sont globalement répartis en deux couches avec des fibres sous épocardiques orientées parallèlement au sillon atrioventriculaire et des fibres sous endocardiques orientées longitudinalement de la base à l'apex(12). Dans les conditions physiologiques, il est dépourvu de couche moyenne à disposition circumférentielle par opposition au ventricule gauche(13). On retrouve au sein de la cavité : la bandelette modératrice, au moins trois muscles papillaires, et des trabéculations.(**Figure1**)

Les fibres longitudinales sont responsables du raccourcissement antéro-postérieur lors de la systole, avec un déplacement postéro-antérieur oblique du plan atrioventriculaire, la partie basale de la paroi libre se déplaçant vers l'apex. C'est le déplacement prédominant, responsable de la majorité de la fonction droite, à laquelle s'ajoute et participe la contraction septale du ventricule gauche, responsable quant à elle de 20 à 40% de la pression droite et du volume d'éjection(14). Vient ensuite, la contraction vers l'intérieur des fibres superficielles. Contrairement au ventricule gauche, les mouvements de rotation et de type « essorage » concentriques-hélicoïdaux participent peu à la fonction droite. Il a toutefois été mis en évidence un mouvement péristaltique depuis la chambre de remplissage jusqu'à l'infundibulum.(15)

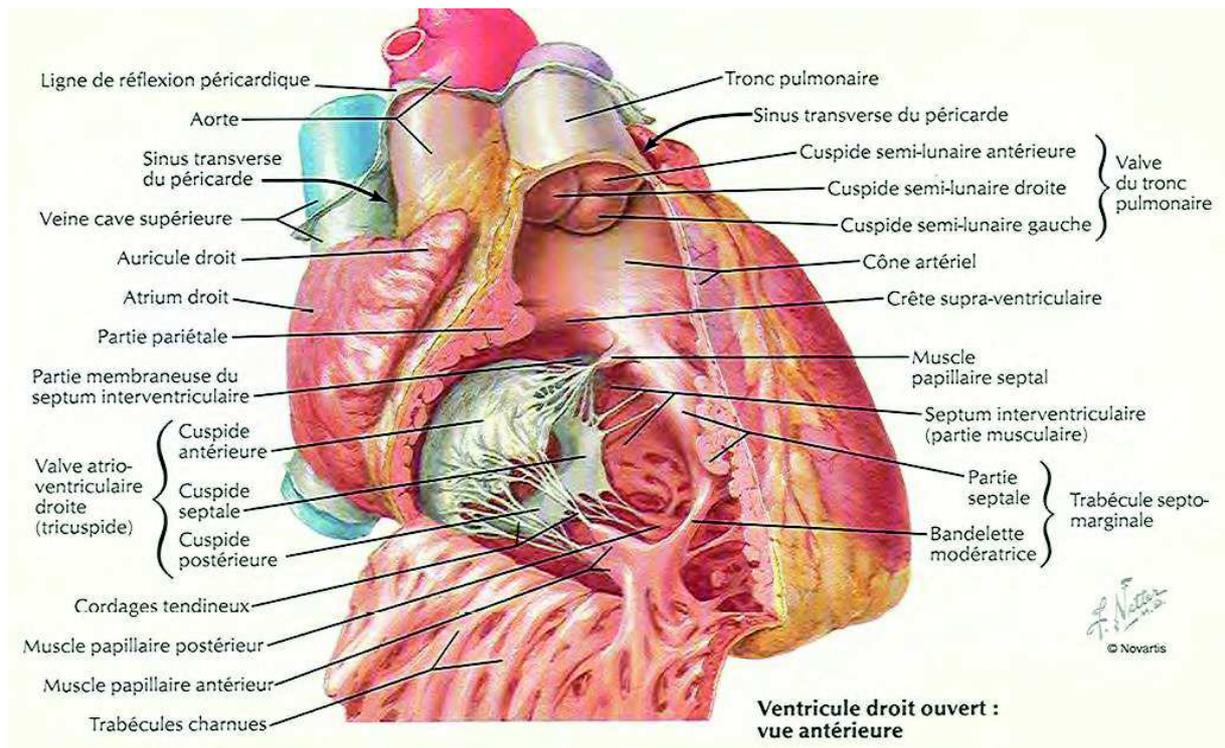


Figure 1. Planche schématique anatomique extraite du Netter(16) : vue antérieure ouverte du ventricule droit. On peut y voir les trabéculations charnues , la trabécule septomarginale (ou bandelette modératrice), et les trois muscles papillaires principaux supportant les cordages de la valve tricuspide.

II. Apport de l'exploration par IRM du ventricule droit

L'IRM cardiaque permet une quantification précise et reproductible des paramètres volumiques et fonctionnels du ventricule droit : Volume télé-diastolique (VolTD VD), volume télé systolique (VolTS VD), volume d'éjection systolique (VoIES VD) tels que

$$\text{VoIES VD} = \text{VolTD VD} - \text{VolTS VD};$$

et la fraction d'éjection ventriculaire droite (FEVD) telle que

$$FEVD(\%) = \frac{\text{VoIES VD}}{\text{VolTD VD}}$$

Ces paramètres interviennent dans le diagnostic, l'évaluation et le suivi des pathologies affectant le cœur droit : la dysplasie arythmogène du ventricule droit (DAVD)(17,18), l'hypertension artérielle pulmonaire(HTAP)(19–23), les cardiopathies congénitales (24,25,25–34), les cardiomyopathies dilatées non ischémiques(35), l'infarctus myocardique(36,37), l'insuffisance cardiaque(38–40), l'insuffisance tricuspide(41,42). Des rappels brefs sur ces pathologies et les paramètres du ventricule droit pouvant intervenir dans leur prise en charge sont détaillés dans l'**Annexe 1**.

III. Techniques d'exploration par IRM :

Remerciements au Dr Le Moal qui nous a courtoisement autorisé à reprendre les explications techniques suivantes et les données bibliographiques élaborées et colligées dans son travail de thèse. (43)

Nous nous intéresserons d'une part aux séquences « ciné » qui étudient la cinétique cardiaque et permettent de déterminer les volumes ventriculaires et la fraction d'éjection, et d'autre part aux séquences en contraste de phase qui permettent de quantifier les vitesses dans une surface lors d'un battement cardiaque.

Pour les besoins de notre étude, la mesure en contraste de phase est effectuée au niveau de la tranche de section du tronc de l'artère pulmonaire et permet de déterminer le volume transitant de manière antérograde par le plan étudié lors d'un battement cardiaque, soit l'équivalent du volume d'éjection du ventricule droit en l'absence de fuite tricuspide ou de shunt intra-cardiaque.

a. Séquences ciné

Ce sont des séquences écho de gradient à l'état d'équilibre avec gradients équilibrés (bSSFP pour balanced Steady State Free Precession). Elles fournissent un contraste optimal pour différencier le myocarde (noir) et le sang (blanc), tout en offrant un bon ratio signal sur bruit. Les acquisitions sont synchronisées au rythme cardiaque de manière rétrospective au cours d'une apnée de 10 secondes environ. La résolution temporelle utilisée est de 20 phases par cycle pour permettre d'étudier la cinétique en retranscrivant les mouvements dynamiques du cœur, d'où leur appellation « ciné ».

Les plans de coupes réalisés de façon courante, voire systématique, sont issus de la pratique échographique, et sont standardisés pour l'étude du ventricule gauche :

- **4 cavités,**
- **long axe du ventriculaire gauche,**
- **petit axe (PA)** perpendiculaire au long axe et couvrant le ventricule gauche en totalité.
- l'ajout d'une **coupe LAVD** est également recommandé pour l'analyse ventriculaire droite.(44)

Des logiciels constructeurs et/ou des logiciels tiers sont utilisés pour le post-traitement des images. Le contour endocardique de la cavité sur les coupes permet d'extrapoler le volume en fonction de l'écart entre ces dernières selon la méthode des disques de Simpson.

b. Séquences en contraste de phase 2D

L'imagerie en contraste de phase permet la quantification des vitesses et des débits sanguins. Elle repose sur le déphasage des spins mobiles soumis à un gradient bipolaire de façon proportionnelle à leur vitesse(45–47). La gamme de vitesse du flux que l'on désire explorer doit être choisie à priori pour éviter les phénomènes d'aliasing ou de sous estimation des vitesses si l'on encode avec des vitesses respectivement trop basse ou trop haute.

Les images sont acquises lors d'une seule apnée et synchronisées au rythme cardiaque de manière rétrospective. Chaque acquisition comporte trois séries de 20 phases (**Figure 2**) :

- 1) La série dite « anatomique » ou de « magnitude » correspondant à l'acquisition en compensation de flux permettant d'éliminer la composante de signal due au tissus stationnaires.
- 2) La série paramétrique de vitesse ou de « phase ». Sur ces images, un encodage binaire du signal est réalisé en fonction de sa direction (en blanc et noir).
- 3) La reconstruction dite en "complex magnitude" utilisant la valeur absolue de la vitesse, avec un codage sur une échelle noir vers blanc du 0 aux hautes vitesses de l'échelle prédéfinie.

La quantification est réalisée sur les images de phase de manière semi-automatique. Une région d'intérêt(ROI) est dessinée afin de délimiter la tranche du vaisseau sur la séquence de magnitude et est propagée automatiquement à l'image de phase. La vitesse moyenne au sein de cette ROI est multipliée par sa surface afin de mesurer le débit au cours du cycle. Les courbes de débit sont automatiquement éditées et les valeurs suivantes sont automatiquement calculées (**Figure 2**):

- 1) Volume antérograde : correspond à l'aire sous la courbe de débit au-dessus du zéro (volume sanguin dont la direction est vers le plan de coupe).
- 2) Volume rétrograde : correspond à l'aire sur la courbe de débit au-dessous du zéro (volume sanguin dont la direction s'éloigne du plan de coupe).

- 3) Fraction de régurgitation telle que : $\text{fraction de régurgitation}(\%) = \frac{\text{Volume rétrograde}}{\text{Volume antérograde}}$
- 4) Vitesse maximum au sein de la ROI, donnée pour chaque phase.

Les images bénéficient également d'une correction du seuil des tissus stationnaires permettant de limiter les erreurs liées au bruit résiduel dans l'image, potentiellement générateur d'erreurs de mesure(48). On définit les tissus stationnaires à l'aide d'un seuillage semi automatique en excluant le médiastin et les vaisseaux de la paroi thoraciques ainsi que les zones éventuelles de repliements et d'artefact. Ces tissus considérés comme stationnaires correspondent typiquement aux régions hypodermiques et aux muscles pariétaux. **(Figure 3)**

En l'absence d'insuffisance tricuspide significative et de shunt intra cardiaque, le volume antérograde est équivalent au volume d'éjection systolique du ventricule droit. En présence d'une insuffisance tricuspide ou d'un shunt, la différence entre ces deux mesures pourra être utilisée pour en donner une estimation quantitative et grader la sévérité.(41,42,49)

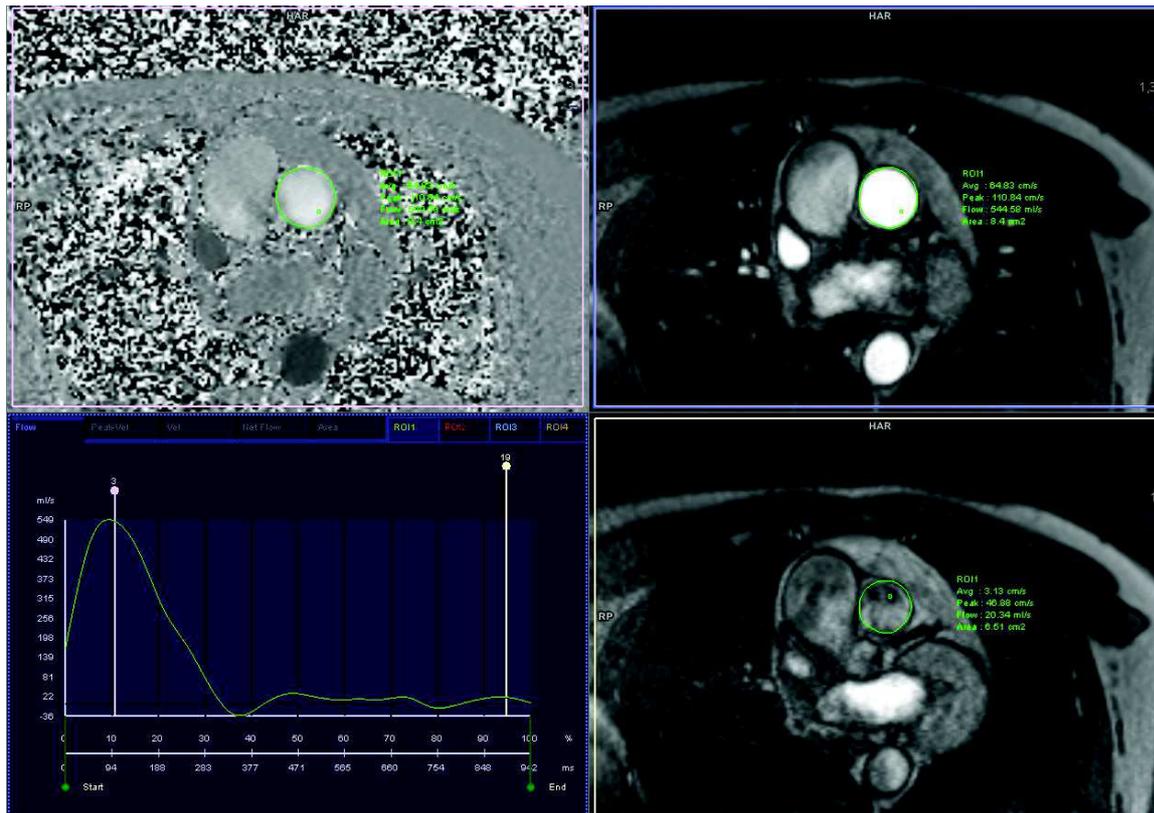


Figure 2. Séquence de contraste de phase. ROI verte correspondant à la surface de section de l'artère pulmonaire.

En haut et à gauche : Image de phase.

En bas et à gauche : Courbe débit/temps (y : ml/s ; x : ms et %) au court du cycle reconstitué, l'aire comprise au-dessus de la ligne de base et sous la courbe verte correspond au volume d'éjection antérograde. Les repères verticaux servent de localisation temporelle aux images représentée sur la colonne de droite. L'aire comprise sous la ligne de base et au dessus de la courbe verte correspond au volume rétrograde, ou régurgité.

Colonne de droite : images en « complex magnitude » à deux moment différents du cycle. Une augmentation des vitesses et du débit au moment de la systole se traduit par une augmentation du signal, arbitrairement codé vers le blanc (image du haut – localisation temporelle correspondante au repère violet sur la courbe)

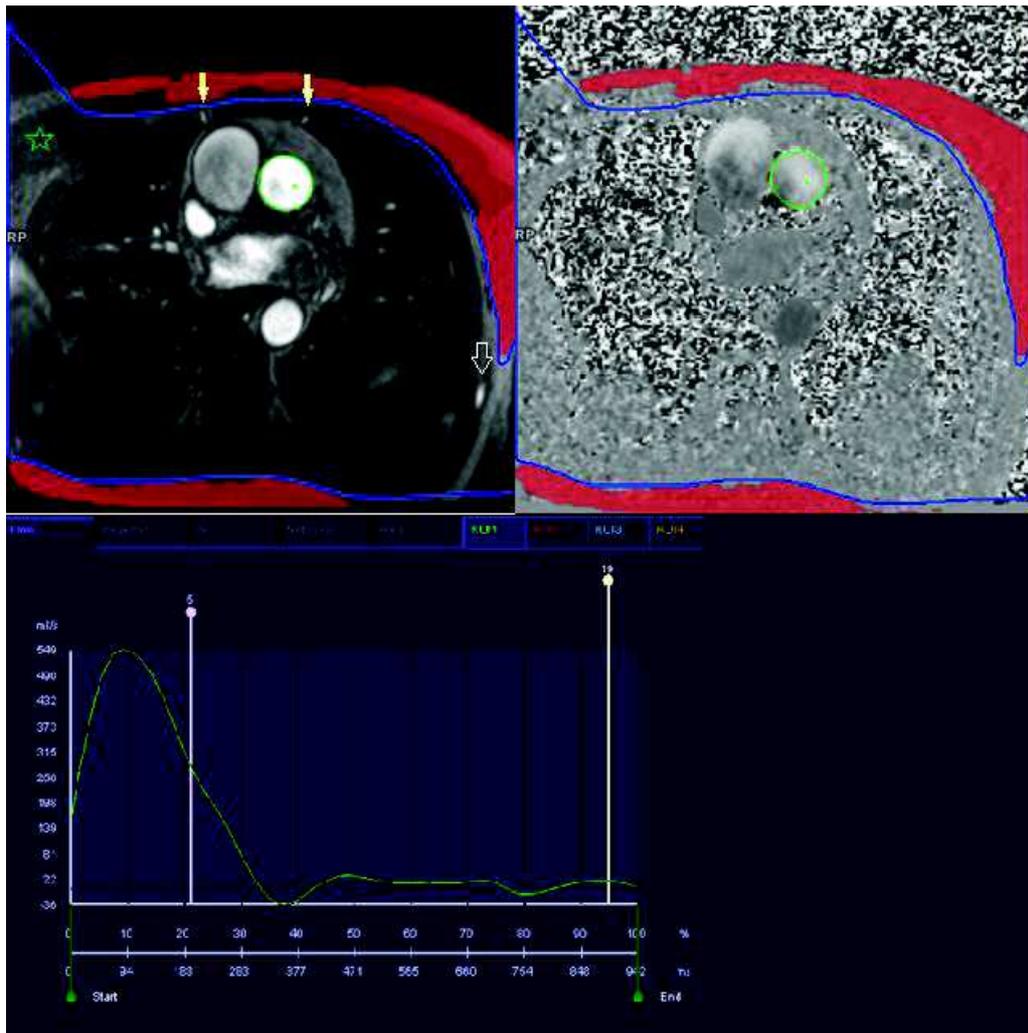


Figure 3. Séquence de contraste de phase.

En haut : Méthode d'ajustement semi-automatique du seuil des tissus stationnaires. Le tracé bleu délimite une zone d'exclusion comprenant notamment dans ce cas: une zone de repliement (**étoile verte**), les vaisseaux thoraciques internes (**flèches pleines jaunes**), un pédicule vasculaire intercostal gauche (**flèche creuse jaune**). Les tissus considérés « stationnaires » pour l'ajustement du seuil sont sélectionnés de manière semi-automatisée grâce à un curseur de sensibilité.

En bas : courbe débit/temps reproduite sur cette vue d'écran du logiciel d'analyse. La correction entraîne un décalage la ligne de base horizontale bleu foncée qui représente le niveau de signal équivalent à un débit considéré nul.

IV. Méthode de quantification des paramètres fonctionnels en IRM

a. Méthodes semi-quantitatives

Une analyse semi quantitative inspirée des méthodes échographiques est également possible en IRM. Bien qu'elle ne donne pas d'information absolue sur les volumes, elle permet d'évaluer rapidement la fraction d'éjection ventriculaire droite.

La fraction de raccourcissement de surface (RVFAC) en particulier permet d'obtenir une évaluation de la fraction d'éjection ventriculaire droite de manière reproductible et rapide : en moyenne 1,3 minute contre 13 à 20 minutes pour l'étude quantitative selon l'expérience de l'observateur comme démontré dans l'étude de Caudron *et al.*(50) en 2012. Les logiciels de post-traitement sont actuellement plus performants et ont permis de réduire le temps nécessaire à une étude volumique, en général actuellement inférieur à 10 minutes , grâce à une automatisation partielle de l'analyse. En pratique, la RVFAC permet un « dépistage » rapide en quelques secondes d'une dysfonction systolique droite (RVFAC<41%) chez des patients n'ayant pas été adressés pour une étude spécifique du cœur droit. Les différentes méthodes semi quantitatives sont détaillées sur la **figure 4**.

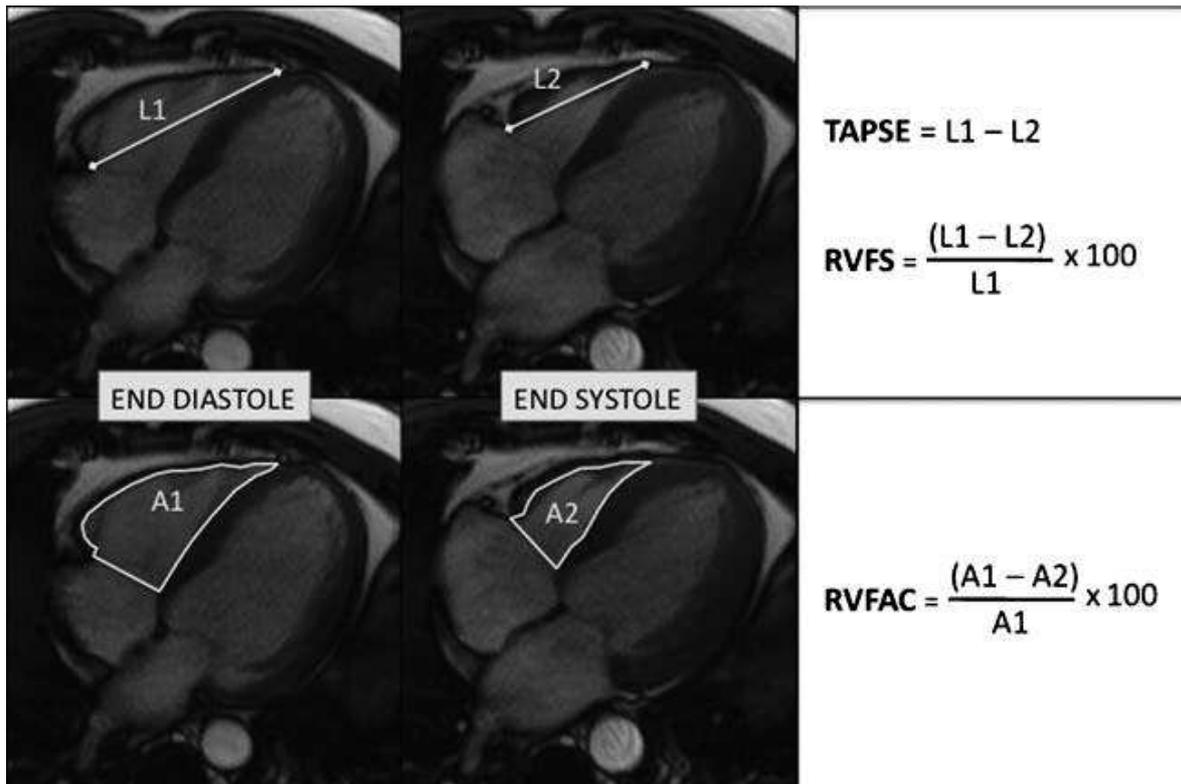


Figure 4. Méthodes de mesure semi-quantitative de la fonction ventriculaire droite sur une coupe IRM ciné 4 cavités en télédiastole(gauche) et en télésystole(droite) d'après Caudron *et al*(50).

Colonne de gauche : phase télédiastolique

Colonne du milieu : phase télésystolique

Colonne de droite : formules de calcul respectivement, de **haut en bas** : pour le **TAPSE**

(Tricuspid annular plane systolic excursion) correspondant au déplacement antéro-

postérieur en centimètre de l'anneau tricuspide lors de la systole ; pour la fraction de

raccourcissement ou **RVFS** en anglais ; et pour la fraction de raccourcissement de surface ou

RVFAC en anglais.

b. Analyse classique en orientation « petit axe »

Le ventricule gauche est étudié sur une pile de coupes « petit axe » (PA) perpendiculaire à son grand et qui permet une analyse standardisée et reproductible de sa cinétique et de ses volumes. L'étude du ventricule droit est également possible sur cette même pile(44). Ses contours endocardiques, et éventuellement épicaudiques pour le calcul de la masse, sont délimités depuis la coupe basale jusqu'à la coupe la plus apicale sur la phase télédiastolique et sur la phase télésystolique. L'épaisseur des coupes est multipliée par la surface de la cavité ventriculaire droite délimitée sur les tranches de section. Les volumes des « disques » sont additionnés entre eux après correction géométrique ou mathématique par la méthode de Simpson pour obtenir le volume télédiastolique et télésystolique.

L'étude du ventricule droit en orientation PA présente plusieurs avantages :

- Pas d'acquisition complémentaire.
- Les études publiées sont majoritairement basées sur des évaluations en PA qui permettent de se positionner par rapport à des valeurs de références par sous-groupe de sexe et d'âge. (1,2,7,10,51–55).
- L'étude segmentaire du ventricule droit est possible selon la nomenclature admise(56).
- Les contours endocardiques et épicaudiques sont plus facilement délimitables en PA pour le calcul de la masse ventriculaire droite, permettant une évaluation plus fiable.(57)

Cependant, les coupes PA ne sont pas parallèles au plan atrioventriculaire droit, étant définies perpendiculairement au long axe du ventricule gauche, ou parallèlement au plan mitral selon les équipes. Le plan atrioventriculaire droit est lui-même mobile de façon oblique et au travers du plan PA pendant l'acquisition durant le cycle cardiaque. C'est pourquoi il est difficile sur une orientation PA de déterminer la position exacte de la valve tricuspide et donc la limite entre le ventricule droit et l'oreillette droite(2,58,59). De même, le niveau de la valve pulmonaire, n'est pas toujours localisé de manière fiable dans cette orientation(7).

Il est possible d'utiliser des repères anatomiques pour déterminer quelles coupes basales contiennent des volumes atriaux ou pulmonaires et les exclure de l'analyse du ventricule droit(60). Il s'agit en général d'exclure la première coupe faisant apparaître la paroi de l'atrium droit, reconnue par son caractère fin et non trabéculé, ou le sinus coronaire, ou la valve

tricuspide. La coupe suivante est alors sélectionnée comme 1^{ère} coupe ventriculaire et on en réalise le contour. La coupe choisie est souvent différente entre la télésystole et la télédiastole, le plan atrioventriculaire s'étant « avancé » entre les deux images du fait du raccourcissement du ventricule droit en systole. Bien qu'astucieuse, la méthode du choix de la coupe basale entraîne toute de même une variabilité intra- et inter-observateurs(61). Cette méthode donne probablement des résultats moins proches de la réalité puisque les coupes exclues peuvent contenir une partie du volume basal du ventricule droit. De plus, d'un examen à un autre au cours du suivi, le positionnement des coupes PA et la position du patient pouvant varier, la coupe basale à sélectionner ne sera pas exactement la même, et le volume inclus dans l'analyse ou exclu par cette méthode ne sera pas le même entraînant un degré de variation supplémentaire.

Cet effet est potentiellement majoré lors de l'exploration de ventricules droits dilatés, l'élargissement se faisant essentiellement au niveau de la base du ventricule droit(2), amplifiant d'autant cette approximation.

c. Analyse en orientation « axiale »

Pour pallier aux faiblesses de l'orientation PA, certains auteurs préconisent de réaliser une acquisition complémentaire dédiée à l'analyse volumique du ventricule droit. Elle est alors orientée transversalement depuis le diaphragme jusqu'à l'artère pulmonaire, (7)

Le plan atrioventriculaire est alors facilement identifié dans le plan axial, même en situation pathologique. Plusieurs auteurs ont ainsi noté une meilleure reproductibilité intra- et inter-observateur de certains des paramètres fonctionnels du ventricule droit dans le cadre de cardiopathies congénitales : ventricule droit systémique(57,58), tétralogie de Fallot opérée(3,62,63), anomalie d'Ebstein(59) ; et dans le cadre plus général des ventricules droits fortement dilatés (VTDi $VD > 150 \text{ml/m}$)(2). Chez des faibles effectifs de patients sains, Alfakih *et al*(7) ont retrouvé une meilleure reproductibilité pour l'orientation axiale comparativement à l'orientation PA, cependant aucune stratégie de localisation croisée du plan atrioventriculaire n'était prédéfinie pour l'analyse PA et l'étude ne comprenait pas de méthode de référence pour évaluer la précision des mesures. A l'inverse, D'Errico *et al*(51) ont comparé les orientations axiales et PA en prenant pour référence le contraste de phase chez des sujets sains sans retrouver de différence significative.

De plus les différences constatées dans le cadre des cardiopathies congénitales dans ces études restent cliniquement peu pertinentes, à titre d'exemple la différence des déviations moyennes retrouvée entre les méthodes axiales et PA dans l'étude de Clarke et al(2) était de $0,1 \pm 2,1 \text{ mL/m}^2$ pour des valeurs de l'ordre de 60 mL/m^2 concernant le VoES VD, et de $-1,9 \pm 2,5 \text{ mL/m}^2$ pour des valeurs de l'ordre de 140 mL/m^2 concernant le VoITD VD.

Par ailleurs Il est intéressant de noter que dans l'étude Fratz *et al*(62) 31 examens ont été exclus sur 84 en raison de l'arrêt précoce du protocole, et que dans l'étude de Jimenez-Juan *et al*.(58) 19 patients (33% de l'effectif) ont été exclus en raison d'explorations partielles, ou artéfactées par des phénomènes d'arythmie ou par un déplacement entre les acquisitions.

En effet, si l'orientation axiale semble pouvoir résoudre le problème du plan de base, elle expose à d'autres difficultés :

- La délimitation endocardique est difficile au niveau de la coupe para-diaphragmatique en raison des volumes partiels entre la paroi ventriculaire inférieure fine, le diaphragme et la cavité sur l'épaisseur de la coupe.(2,7,58)
- Les variations du niveau d'apnée à chaque acquisition modifient la position du diaphragme entre les coupes. Cela peut entraîner un décalage majeur et compromettre l'examen(**Figure 5**). Cet effet peut être potentialisé par la fatigue du patient lors de l'acquisition de cette séquence complémentaire et également par les difficultés de compréhension des consignes ou les difficultés de maintien des apnées répétées notamment aux âges extrêmes, mais aussi de manière plus générale chez les patients dyspnéiques.(51,64)

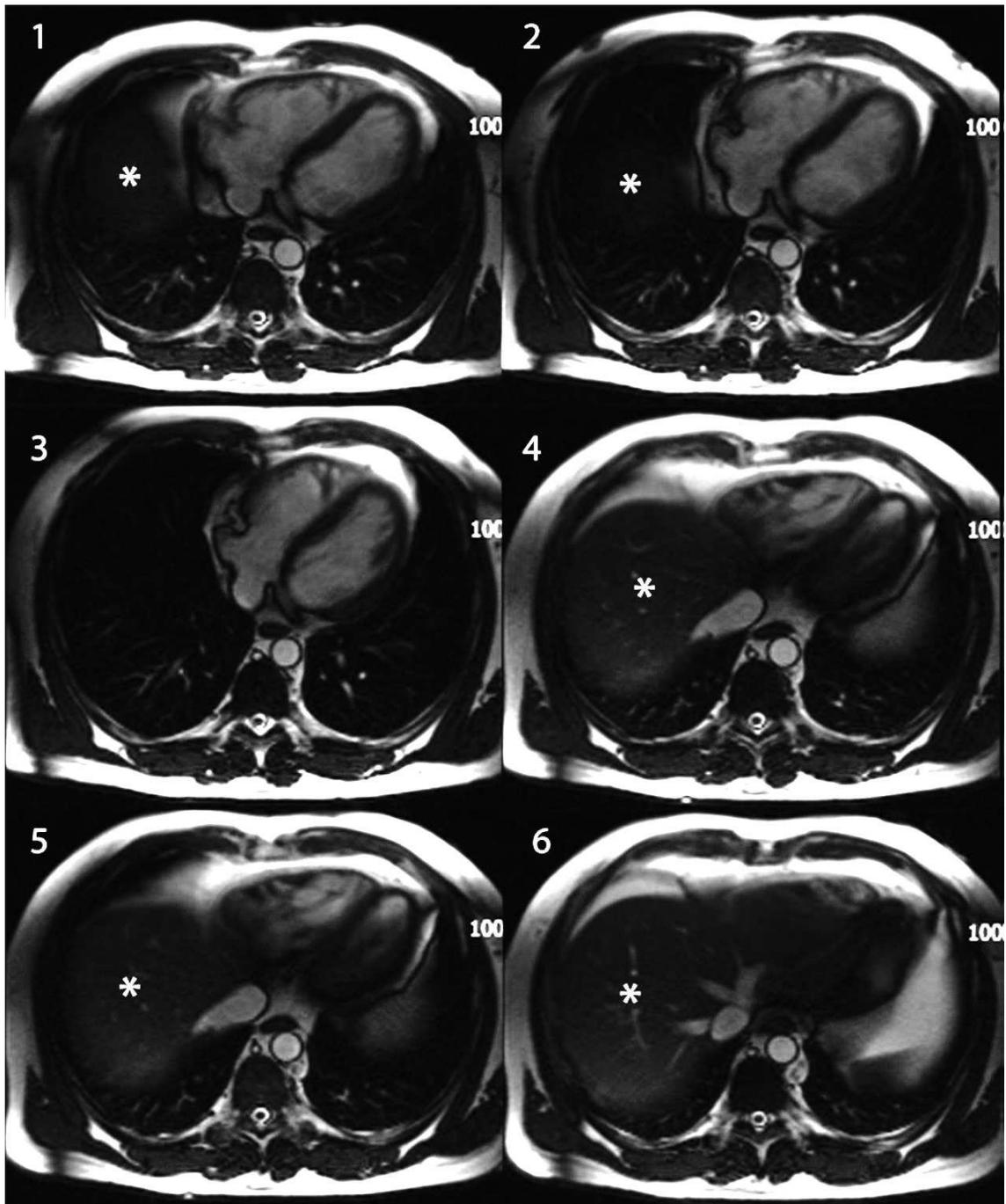


Figure 5. Décalage des images axiales dû à des niveaux d'apnées variables tel que décrit par Lyen *et al*(64). Les images de 1 à 6 sont des coupes consécutives crânio-caudales de 5mm d'épaisseur de type bSSFP acquises dans le plan axial. Une variation du niveau d'apnée a entraîné l'enregistrement d'une coupe supérieure au niveau espéré. Le dôme hépatique (astérisque) n'est pas visualisé sur la coupe 3 alors que présent sur les coupes 1, 2 et 4. On note donc un « saut » entre les images 3 et 4 pouvant entraîner des erreurs significatives lors de l'analyse du volume. On note également qu'une délimitation précise et reproductible de la cavité ventriculaire droite est compromise sur la coupe 6 en raison des volumes partiels entre la cavité, le diaphragme, les trabéculationes et la paroi du ventricule droit.

d. Analyse avec repérage en référence croisée en orientation « Petit axe »

L'utilisation de la méthode axiale nécessitant la réalisation d'une acquisition complémentaire et exposant à d'autres biais, plusieurs stratégies pour améliorer les performances de l'orientation PA ont été développées.

Nous avons vu que pour plus de précision dans le repérage de la coupe basale, il est possible d'utiliser la vue 4 cavités sur laquelle le plan atrioventriculaire est facilement défini par la position de l'anneau et de la valve tricuspide.(58,65) La position des coupes PA est reportée sur la coupe 4 cavités et la première coupe située apicalement au plan atrioventriculaire est conservée, tandis que les coupes plus postérieures sont exclues. L'association supplémentaire d'une coupe LAVD permet d'apprécier l'orientation oblique du plan atrioventriculaire et donc une sélection encore plus aisée de la coupe basale(3,44). Le processus de sélection de la coupe basale par cette méthode est reproduit sur la **Figure 6**. Le plan atrioventriculaire peut toutefois se trouver « à cheval » sur cette coupe basale du fait de leurs obliquités différentes. Il persiste alors une discordance entre l'orientation des coupes PA et l'obliquité du plan atrioventriculaire droit, variable au cours du cycle. Ainsi même avec une sélection optimale du plan basal, les coupes exclues peuvent contenir à tort une part de volume ventriculaire droit. Si cette méthode sacrifie une part de précision, elle gagne par contre en reproductibilité du moment que les observateurs s'accordent sur le choix de la coupe basale(50).

Notre méthode repose également sur le repérage en référence croisé du plan atrioventriculaire sur les coupes 4 cavités et LAVD. L'anneau tricuspide est repéré par des marqueurs à la phase télédiastolique et télésystolique sur la coupe 4 cavités et la coupe LAVD(**Figure 7**). Le plan atrioventriculaire droit est alors calculé selon les coordonnées x-y-z contenues dans les données DICOM des images, tel que décrit par Jorstig *et al*(66). Le plan est ensuite matérialisé sur les images PA lors du contourage. Le référencement croisé permet la visualisation du plan de clivage souhaité sur les coupes PA lors de l'analyse. L'exclusion des volumes en dehors du plan défini se fait automatiquement au sein des coupes PA contourées sans nécessité de définir une coupe basale(**Figure 8**). Cette méthode permet ainsi de réintégrer les volumes ventriculaires qui auraient pu être exclus à tort par la méthode de sélection d'une coupe basale. (**Figure 9**)

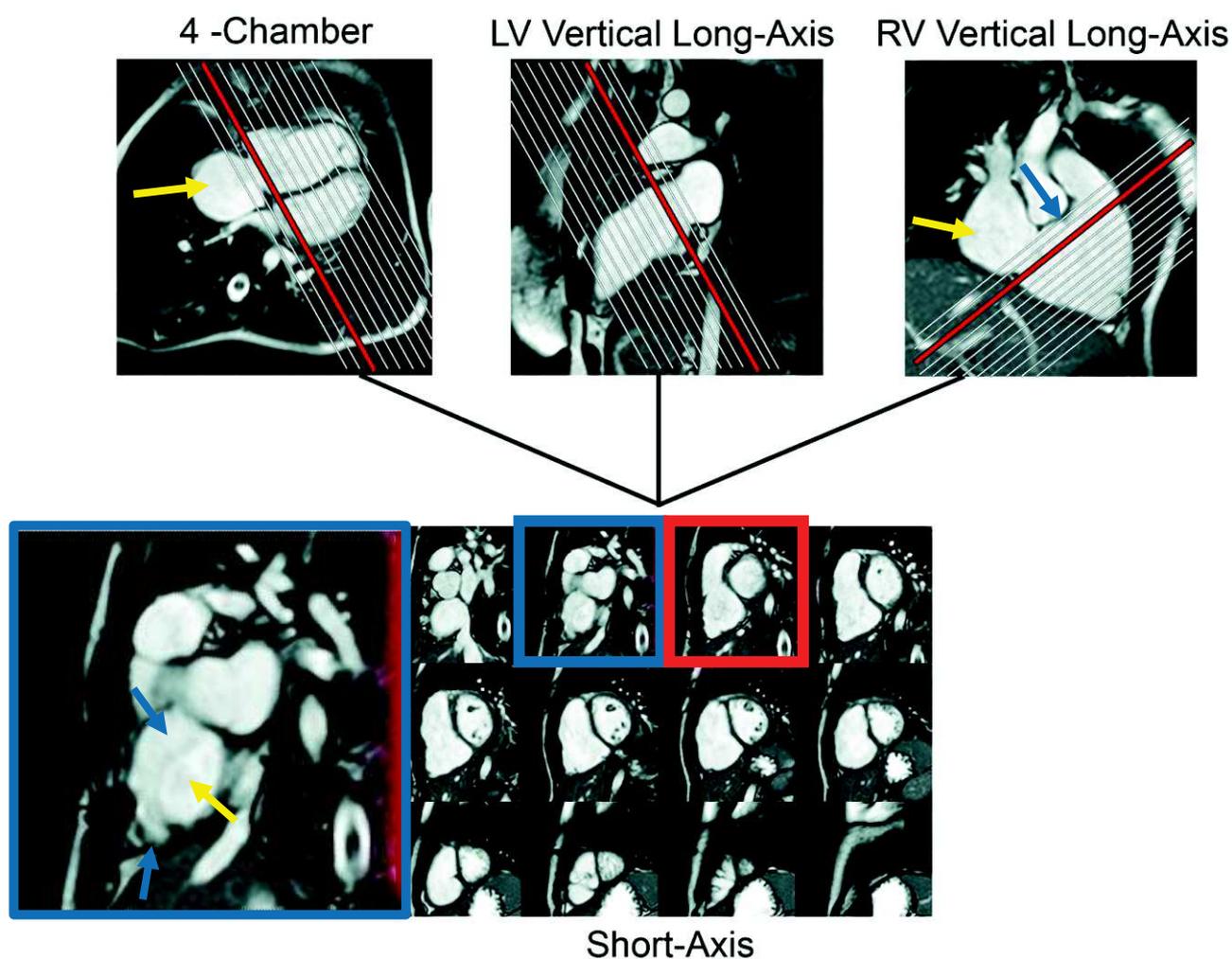


Figure 6. Sélection de la coupe basale PA optimale selon un repérage croisé entre la coupe 4 cavités (**haut à gauche**), la coupe LAVD (**haut à droite**) d'après Mooij(3). L'image en **haut et au milieu** correspond à l'orientation long axe du ventricule gauche.

En bas : 12 coupes PA consécutives de gauche à droite et de haut en bas respectivement réparties de la base à l'apex ; **sur la droite** agrandissement de la coupe PA n°2, encadrée en bleu.

La coupe basale sélectionnée est encadrée en rouge, sa localisation croisée est symbolisée par une ligne rouge surlignant le balisage gris parallèle du positionnement des coupes PA sur les trois images du haut.

Les flèche jaunes indiquent l'atrium droit.

On note sur la coupe LAVD et sur la coupe PA n°2 agrandie qu'une portion de volume ventriculaire droit a pu être exclue à tort de l'analyse (flèches bleues).

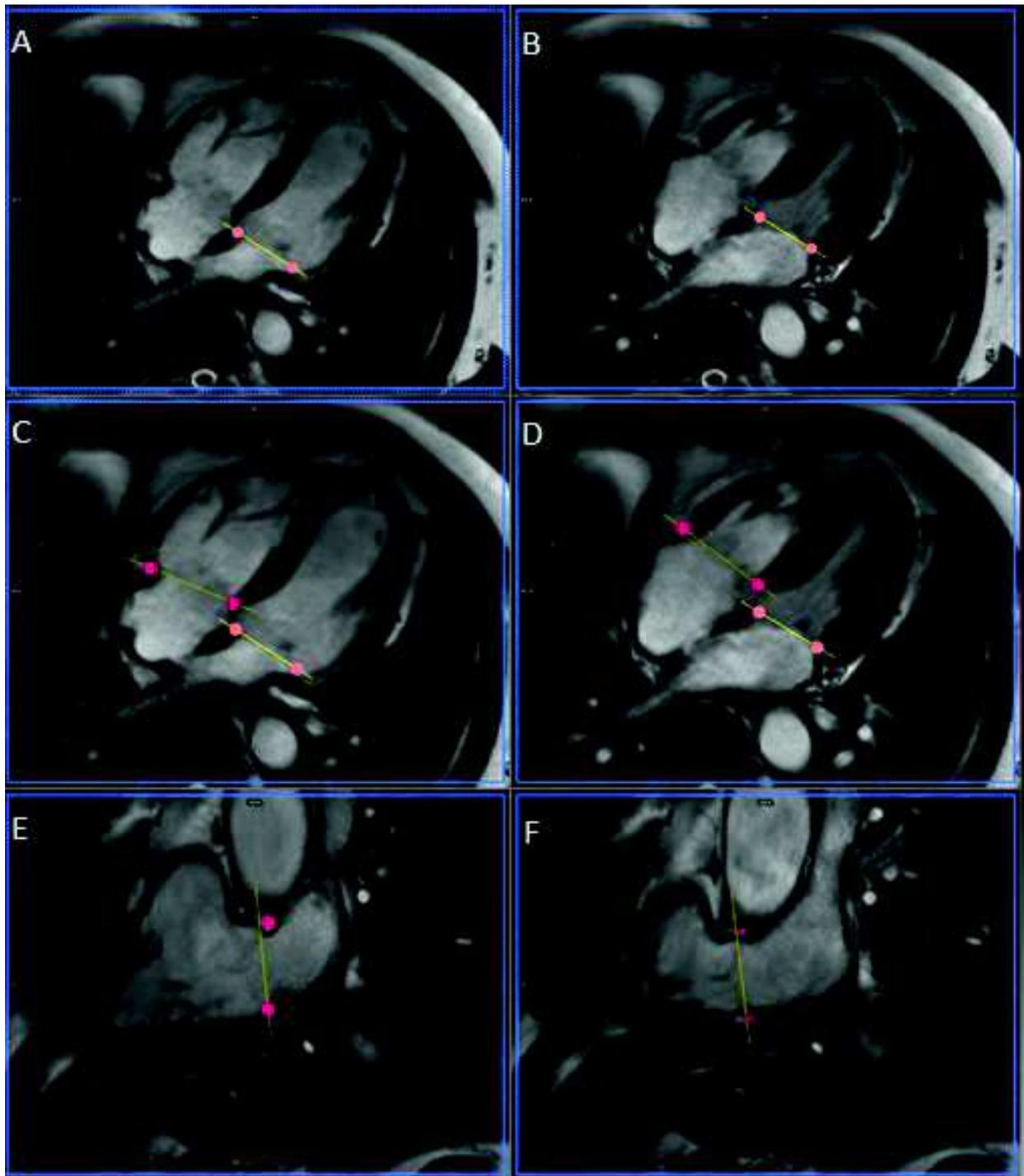


Figure 7. Multi-vue en référence croisée : Repérage du plan de base

Colonne de gauche : phase télédiastolique, **colonne de droite** : phase télésystolique.

A et B : Sélection de la télédiastole et de la télésystole sur la coupe 4 cavités.

C et D : L'anneau tricuspide repérant le plan atrioventriculaire droit est marqué par deux points rouge reliés en jaune aux deux phases sur la coupe 4 cavités. L'anneau mitral à gauche est marqué par deux points roses.

E et F : L'anneau tricuspide est également repéré sur la coupe LAVD.

Notez le déplacement postéro-antérieur du plan atrioventriculaire droit entre la diastole et la systole. Notez le décalage millimétrique entre le plan jaune calculé et le marquage rouge sur la coupe LAVD en rapport avec un décalage de la position des coupes entre les apnées par effet de moyennage entre les positions notées en LAVD et 4 cavités.

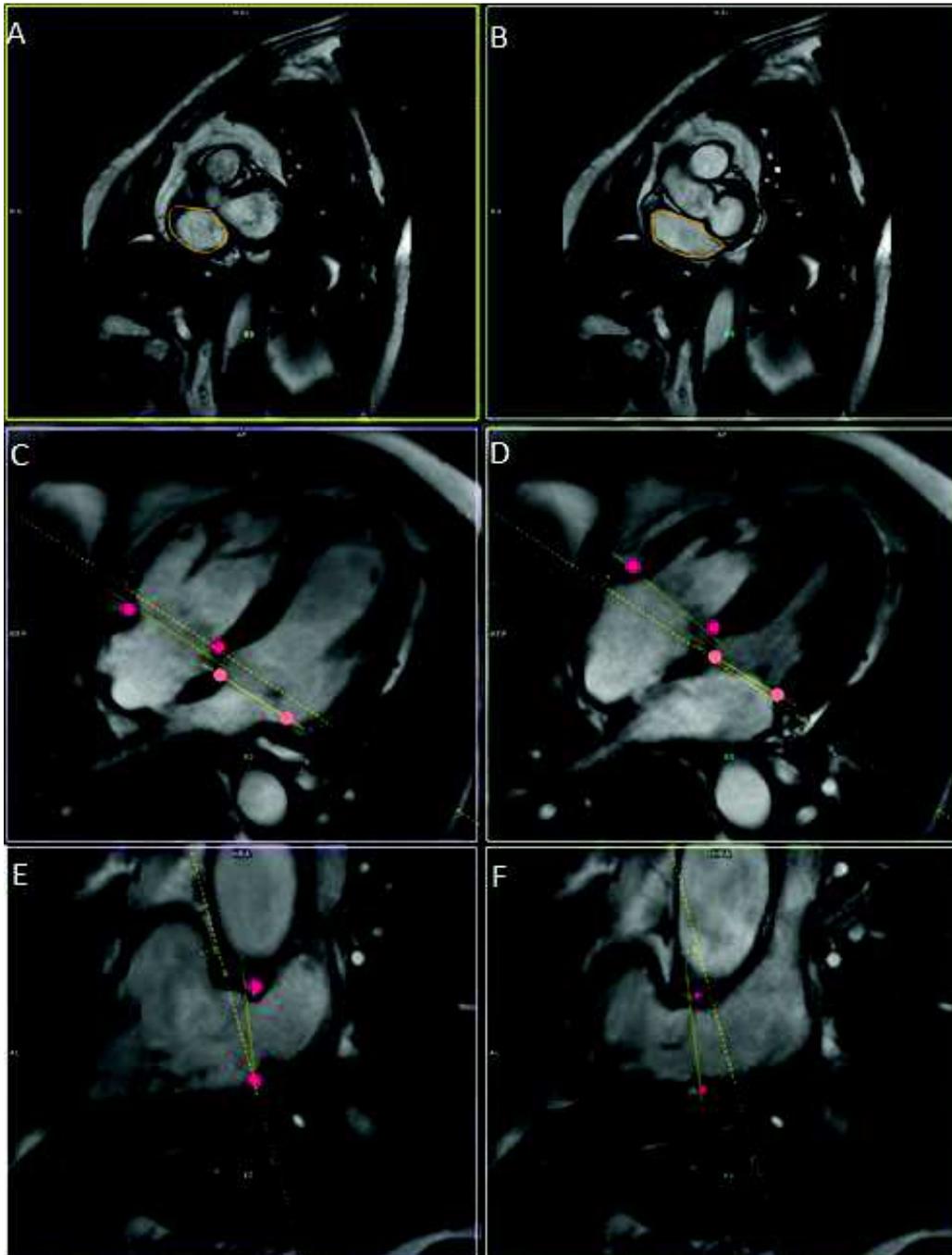


Figure 8 Multi vue en référence croisée : Exclusion du volume atrial

Colonne de gauche : phase télédiastolique, **colonne de droite** : phase télésystolique.

A et B : Niveau de coupe PA le plus basal incluant du volume ventriculaire droit en systole(**A**), la cavité endocardique droite est délimitée manuellement en orange.

C et D : Vue 4 cavités. **E et F** : vue LAVD

La localisation des coupes PA (**A** et **B**) est représentée par une ligne pointillée jaune, le plan atrioventriculaire droit est représenté par une ligne jaune continue entre le marquage par deux points rouges de l'anneau tricuspide.

Remarquez que le plan atrioventriculaire est apical à la coupe PA en diastole (**B**) sur les coupes **D** et **F**. De fait, le volume atrial délimité en diastole (**B**) est automatiquement exclu de l'analyse volumique du ventricule.

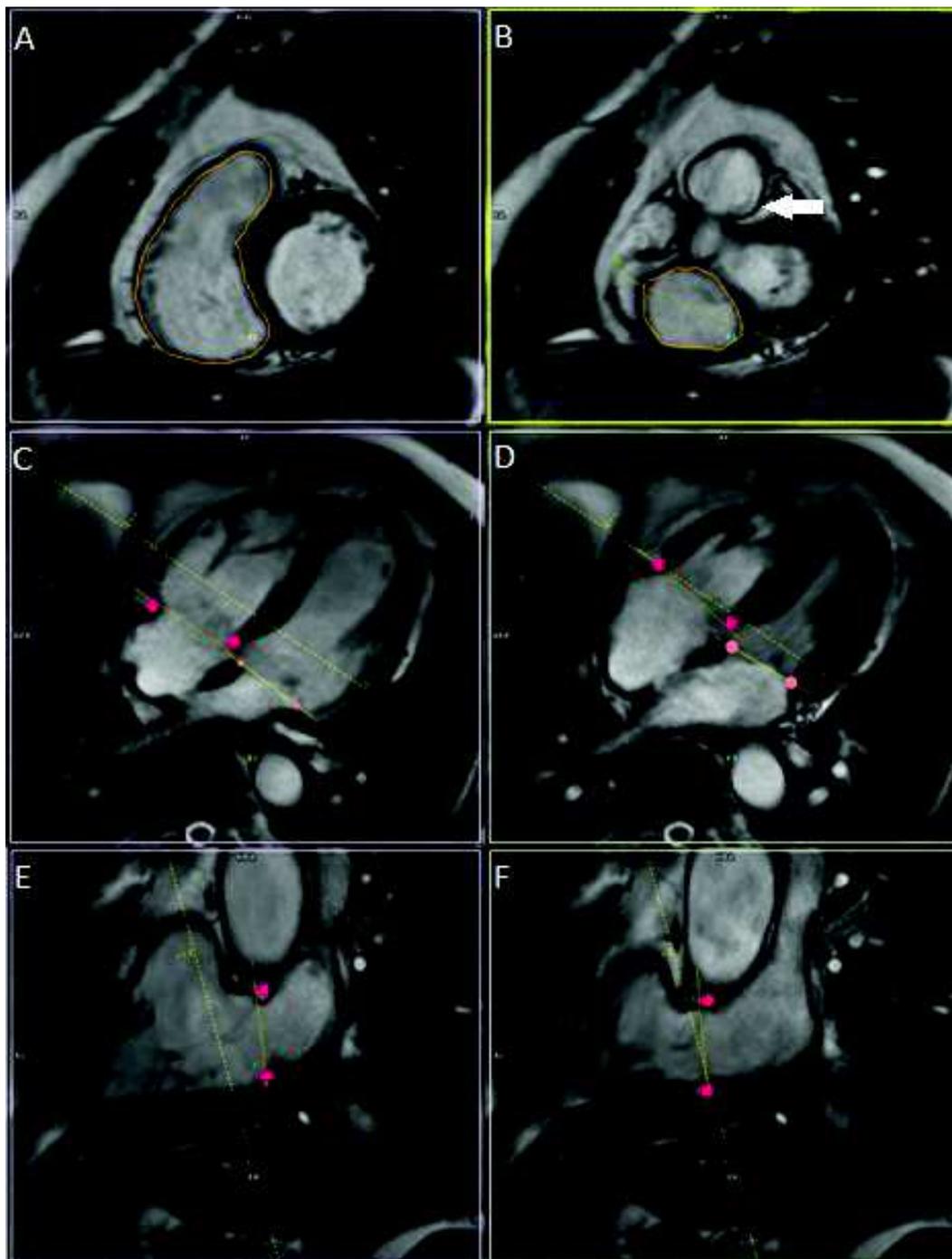


Figure 9 Multi-vue en référence croisée : coupe limite

Colonne de gauche : phase télédiastolique, **colonne de droite** : phase télésystolique.

A et B :Deuxième coupe PA incluant du volume ventriculaire droit. La cavité endocardique droite est délimitée manuellement en orange

C et D : Vue 4 cavités. **E et F** : Vue LAVD.

La localisation des coupes PA (A et B) est représentée par une ligne pointillée jaune, le plan atrioventriculaire droit est représenté par une ligne jaune continue entre le marquage par deux points rouges de l'anneau tricuspide. La coupe B est « à cheval » entre l'atrium et le ventricule. La limite prédéfinie est schématisée par une double flèche jaune. La portion comprise en dedans sera incluse dans le calcul du volume, la portion en dehors est considérée comme atriale et est exclue de l'analyse.

Le logiciel que nous utilisons (Syngo. via VB10B version, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) nécessite une première délimitation manuelle de la cavité endocardique droite, au sein de laquelle nous incluons les trabéculations. Les contours peuvent ensuite être étendus de manière semi-automatique aux autres coupes PA. Une correction manuelle est alors appliquée en particulier à la base et au niveau de l'infundibulum pulmonaire.

Cette méthode ne nécessite donc pas de sélection arbitraire de la coupe basale mais repose sur l'identification aisée de l'anneau tricuspide en référence croisée. Toutefois la limite supérieure au niveau de l'infundibulum ne bénéficie pas d'un repérage croisé automatisé. Un repérage visuel en s'aidant de la coupe LAVD, et du défilement des phases sur la coupe PA permet de repérer le niveau d'apparition des reliefs de la valve pulmonaire. Le volume situé au-delà au sein de l'artère pulmonaire n'est pas inclus.

Bien que l'analyse volumique ne nécessite que le contour des phases téléystoliques et télédiastoliques, les contours sont automatiquement extrapolés sur les 18 autres phases du cycle d'après les deux phases renseignées, et pourront éventuellement être corrigés manuellement. Ces données permettent d'obtenir une courbe volumétrique du ventricule droit en fonction du temps , et un rendu volumique 3D dynamique incorporant le plan atrioventriculaire choisi apparaissant sous la forme d'un disque. **(Figure 10)**

De la même manière que pour la méthode axiale, les variations des niveaux d'apnées et les mouvements éventuels du patient au cours et entre les différentes acquisitions peuvent entraîner un décalage des images entre elles et donc fausser le repérage croisé. On conseille donc de rapprocher temporellement l'acquisition des coupes PA et LAVD. L'acquisition des images lors de pause télé-expiratoire limite également ces décalages en contrepartie d'apnées plus courtes et d'une difficulté supplémentaire pour le patient.(67)

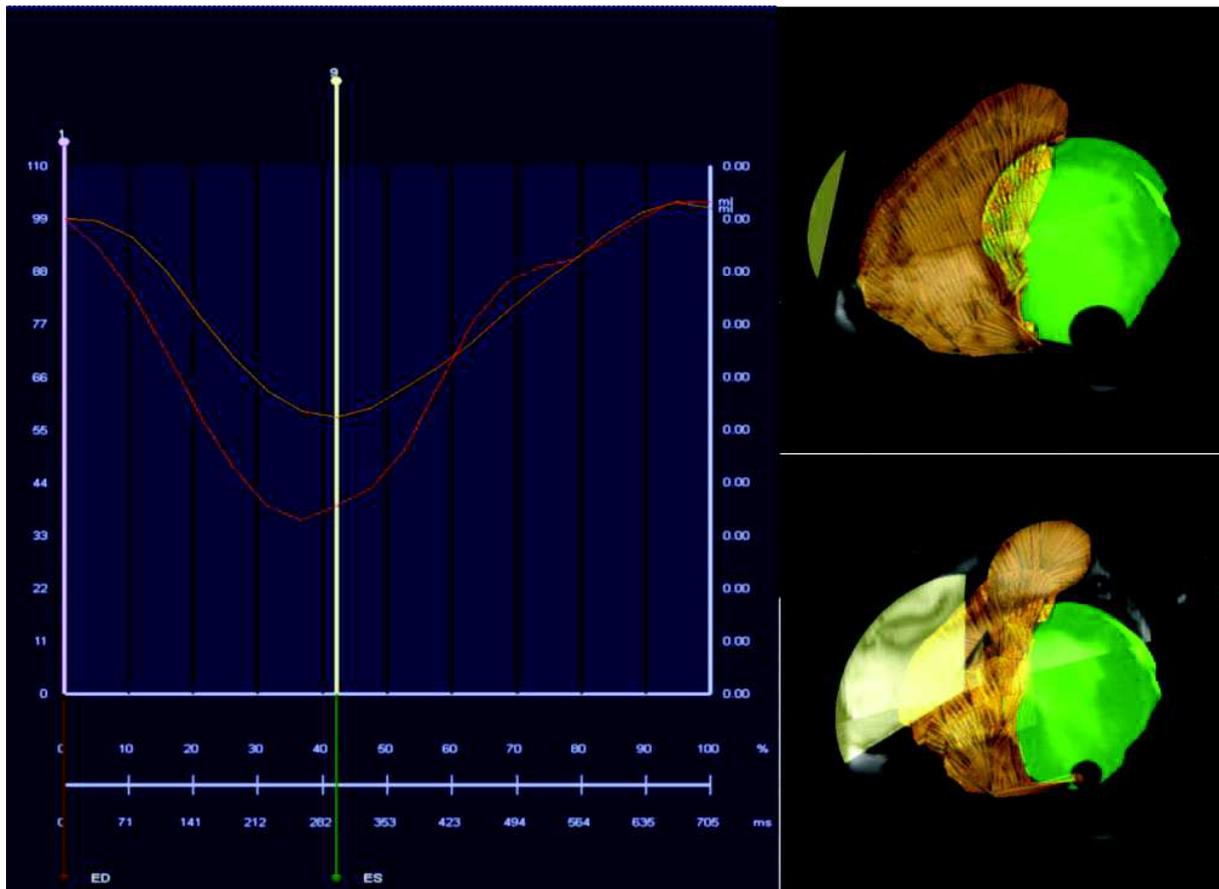


Figure 10. Courbes volumiques en fonction du temps au cours d'un cycle et rendu 3D.

À gauche : En y : volume, en x: échelle de temps en % du cycle cardiaque et en milliseconde.

Courbe orange : volume ventriculaire droit.

Courbe rouge : volume ventriculaire gauche.

ED : phase télédiastolique, ES : phase télésystolique.

À droite en haut (télédiastole) et en bas(télésystole): Vue antéro apicale.

En orange : contour endocardique droit en rendu 3D sous la forme d'un maillage dérivé du contourage réalisé. Ici, superposé à la coupe 4 cavité et à une coupe PA.

En vert : contour épicaudique du ventricule gauche.

Disque jaune tronqué : Plan atrioventriculaire droit.

e. IRM en contraste de phase

Comme précédemment énoncé, l'imagerie en contraste de phase 2D permet l'étude des flux au travers d'un plan : mesure de débit, des régurgitations, et en l'absence d'insuffisance tricuspide ou de shunt intracardiaque, il permet l'étude du volume d'éjection systolique du ventricule droit

Il est possible de réaliser des séquences d'angiographie par résonance magnétique en contraste de phase **3D** (plus communément appelée **4D flow**), pouvant coder les flux dans les 3 directions dans un volume donné en fonction du temps. Cet outil est particulièrement intéressant dans le cadre des cardiopathies congénitales car il permet de visualiser et mesurer les flux quantitativement au sein des shunts, sténoses, etc.

Il est possible d'utiliser le volume en « magnitude » et de le reconstruire dans les plans habituels du cœur pour pouvoir réaliser une analyse volumique classique et l'analyse des flux dans le même temps(68). Cependant la longue durée d'acquisition de cette séquence, la longueur du post traitement, et la qualité dégradée des images reconstruites utilisées pour les mesures volumétriques comparativement aux séquences bSSFP n'encouragent pas à l'heure actuelle son utilisation en pratique courante pour l'évaluation volumique du ventricule droit. (**Figure 11**)

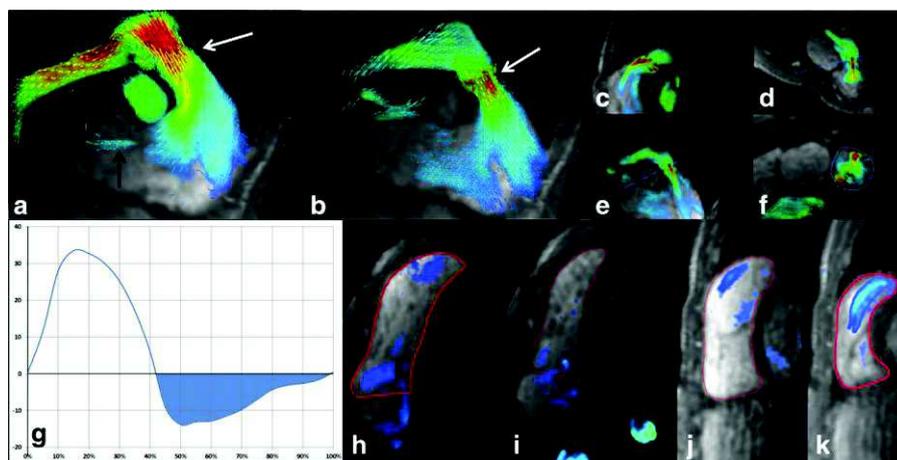


Figure 11. D'après Vasanawala *et al*(69). Séquence de 4D flow(7min29s).

a à f :Reconstructions montrant une accélération et une fuite(codage rouge, flèche blanche) au sein de l'artère pulmonaire et un jet d'insuffisance tricuspide(flèche noire) en faveur d'une resténose chez un patient de 15 ans opéré d'une tétralogie de Fallot.

h à k : Images en niveau de gris reformatées dans le plan axial en diastole(h-j) et en systole(i-k) pour mesures volumétriques.

f. 3D Piecewise Smooth Subdivision Surface (3D PSSS)

Cette méthode de reconstructions 3D peut être appliquée en médecine aux images de résonance magnétique et est utilisée en échographie 3D. En IRM, elle requiert de multiples acquisitions bSSFP croisées. Une délimitation manuelle des contours endocardiques sur chaque coupe est réalisée. Additionnellement, la pose de repère d'intérêt (valve tricuspide, valve pulmonaire,...) permet des extrapolations supplémentaires à partir d'un socle de connaissance (knowledge based reconstruction)(70).

Un maillage est obtenu par l'entrelacement des différents contours. Lui est appliqué un algorithme géométrique permettant d'obtenir une modélisation 3D proche de la réalité, limitant les phénomènes de volumes partiels et les difficultés de repérage anatomique inhérentes aux explorations mono-planaires (**Figure 12**). Le caractère chronophage des acquisitions et du post-traitement rendent cette méthode peu applicable en pratique courante. Elle a toutefois été utilisée comme méthode de référence pour l'évaluation volumique du ventricule droit car elle permet une bonne précision des mesures in vitro(70–72).

Il est possible d'obtenir des rendus visuels similaires de type mesh (maillage) à partir de la pile d'acquisition PA via un lissage automatique des contours dans l'axe baso-apical (**Figure 10**). Bien que visuellement convaincante, cette technique d'évaluation est également sujette aux biais induits par le contourage manuel, le décalage entre les coupes lié au déplacement du patient, à la variabilité des apnées ainsi qu'aux approximations géométriques et mathématiques, leur esthétique ne rendant pas pour autant ces rendus visuels égaux à l'objet réel in vivo. (**Figure 13 et 14**)

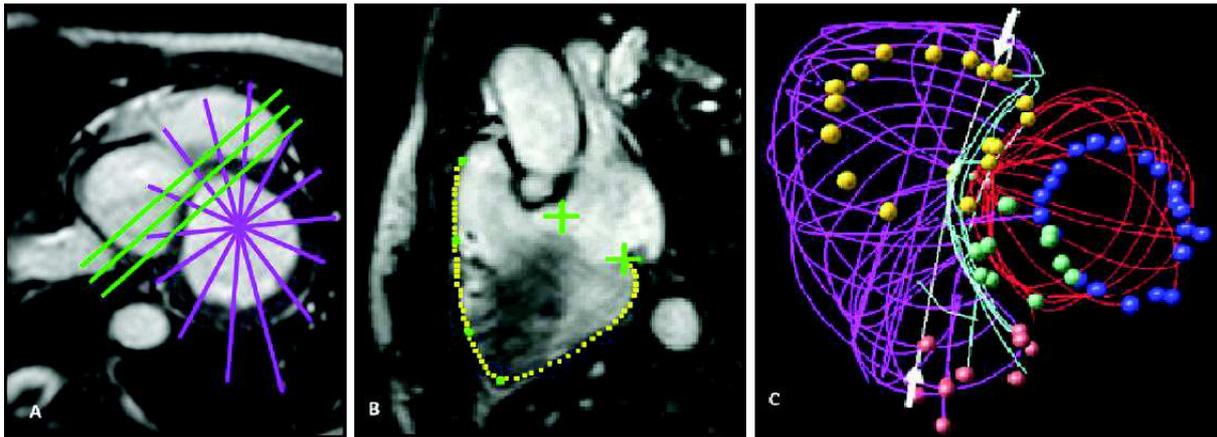


Figure 12. Exemple d'acquisitions pour réalisation d'une modélisation 3D PSSSS d'après Moroseos *et al*(71) (A) Coupe PA montrant le positionnement des coupes long axe(vert) et rotatives autour du ventricule gauche (violet). (B) Coupe LAVD montrant la délimitation endocardique et le positionnement des points d'insertion de l'anneau tricuspide. (C) Reconstructions du maillage montrant les contours tracés du ventricule droit (violet) et gauche (rouge) ainsi que des points de repères prédéfinis. Ce maillage est ensuite recouvert selon un algorithme géométrique permettant un lissage « morceau » par « morceau » ; voir **Figure 13** et **Figure 14**.

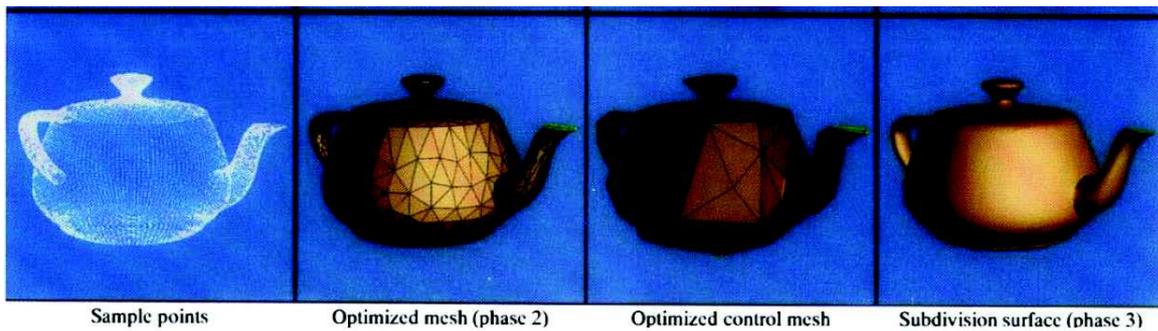


Figure 13. Exemple de reconstruction en subdivision de surface lisse d'une théière à partir d'un maillage tel que décrit par Hoppe et Col(73)



Figure 14 . A gauche : modélisation 3D d'une pipe ; à droite : Reproduction de l'œuvre de Magritte, « La Trahison des Images » 1928-1929© Adagp, Paris, 2018.

V. Autres modalités d'exploration

L'IRM du ventricule droit est la méthode de référence pour l'étude des paramètres volumiques du ventricule droit, car malgré l'existence d'une variabilité des mesures, elle reste extrêmement précise, comme démontré dans les études in vivo et in-vitro comparatives avec les autres techniques(1–5,17,74,75). Toutefois les autres méthodes d'exploration sont très utiles et utilisées fréquemment en pratique quotidienne.

L'échographie bi-dimensionnelle est plus facilement accessible et également non irradiante. Elle est limitée par l'obtention d'une fenêtre acoustique et par la nécessité d'utiliser une approximation géométrique pour l'estimation des volumes. L'échographie permet cependant une évaluation non volumique rapide de la fonction droite : fractions de raccourcissement, TAPSE (Tricuspid annular plane systolic excursion), et une évaluation de la dilatation des cavités cardiaques : diamètre télédiastolique(76). Une approche volumique est possible via **l'échographie 3D**. Elle ne s'affranchit toutefois pas des contraintes acoustiques, mais permet d'obtenir des résultats proches de l'IRM(4,77). Un autre avantage de l'échographie en général est bien sûr son excellente résolution temporelle.

Le **scanner cardiaque multi-détecteur (figure 15)** permet une évaluation volumique des paramètres ventriculaires droits de manière fiable et reproductible mais il nécessite l'injection de produit de contraste iodé et l'utilisation de rayonnements ionisants à la différence de l'IRM et de l'échographie.(78–81) Les avantages du scanner cardiaque sont :

- un temps d'examen plus court que l'IRM
- une résolution spatiale supérieure à l'IRM et une bonne résolution temporelle (de l'ordre de 200ms). Les images ont toutefois une moins bonne résolution en contraste, rendant l'analyse délicate en présence de trabéculations marquées
- L'absence de contre-indication en présence de corps étrangers métalliques
- La possibilité de réaliser l'examen chez la plupart des patients claustrophobes.
- L'arrivée des scanners à large détecteurs permet une analyse isotropique multi-planaire et en volume, voir même isophasique du cœur droit : en un seul cycle.(79)

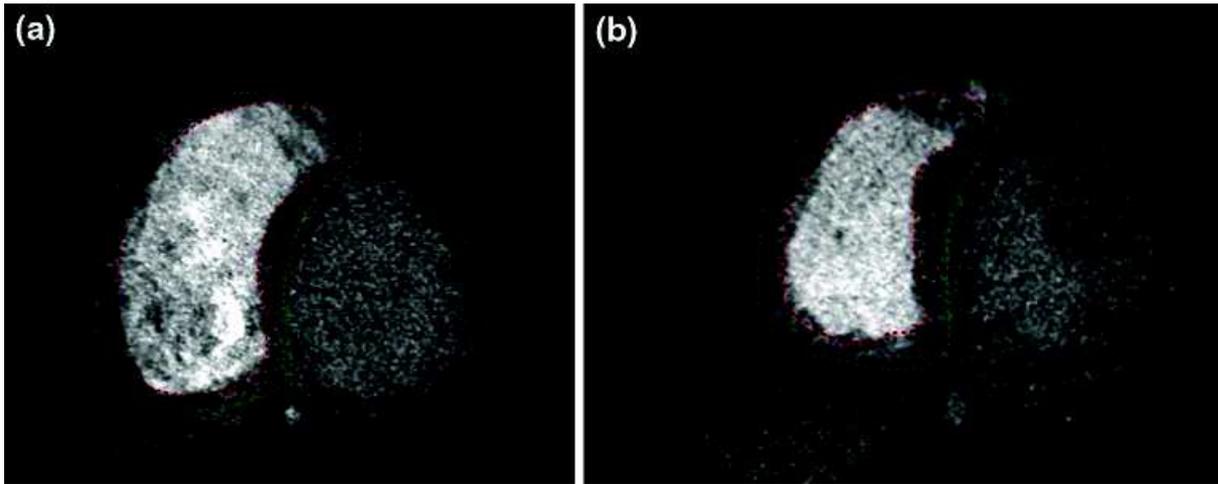


Figure 15 . D'après :Huang *et al.*(79) : images reconstruites en petit axe à partir d'une acquisition volumique scanner utilisant un détecteur 320 coupes (0,5mm), synchronisée de manière rétrospective à l'ECG (a) diastole, (b) systole. Le contourage volumique de la cavité se fait de manière semi-automatique et requiert une correction manuelle.

Dans le domaine de la médecine nucléaire, la **ventriculographie isotopique aux globules rouges ou à l'albumine marqués par le technétium à l'équilibre** est fiable et fortement reproductible pour l'estimation de la fraction d'éjection du ventricule droit comparativement à l'IRM(82). Une analyse automatisée est possible limitant la variabilité inter- et intra-observateur. Cependant, cette technique en plus d'être irradiante apporte moins d'information cinétique segmentaire, ou anatomique que les méthodes précédentes. De plus, les volumes ventriculaires et la fraction d'éjection ont tendances à être sous-estimés et se réfèrent à d'autres normes, limitant la comparaison extrinsèque.(83–85)

La **ventriculographie** a été la première méthode permettant de visualiser la chambre ventriculaire droite et a longtemps été la référence pour l'évaluation volumique du ventricule droit(86). Si les mesures obtenues restent acceptables, il s'agit d'une technique invasive, irradiante, et nécessitant l'injection de produit de contraste. Elle est actuellement délaissée au profit des précédentes techniques pour l'évaluation fonctionnelle droite.

VI. Notre étude

A. Introduction

L'évaluation volumique la plus précise et reproductible possible est nécessaire pour le diagnostic, le suivi et l'évaluation pronostic des pathologies affectant le cœur droit(17–42) (**Annexe 1**). L'IRM cardiaque est la méthode de référence pour cette évaluation. Cependant, la complexité anatomique et physiologique du ventricule droit nécessite l'élaboration d'une stratégie et d'une évaluation standardisée. En effet des études ont mis en évidence une importante variabilité des résultats obtenus entre les centres et selon le protocole utilisé. Par exemple beerbaum *et al*(87) retrouvaient pour l'évaluation du VoIES VD 14,8% de variation des volumes en PA et 17% en axial chez les sujets sains et respectivement de 20% et 35% chez des patients suivis pour tétralogie de Fallot opérée. Dans cette étude l'utilisation d'un protocole standardisé d'analyse a permis une tendance à l'amélioration : 11,7% et 18,2% des dernières valeurs.

La faiblesse principale de l'acquisition en coupe PA réside dans la difficulté à identifier le plan tricuspide, mobile au travers et de manière oblique.(7,61). Certaines des études ayant comparé une acquisition axiale complémentaire contre l'acquisition PA ont trouvé une meilleure reproductibilité des paramètres, à la fois chez des patients suivis pour des cardiopathies congénitales(57,59,62,63), des cardiopathies acquises(72), et chez des sujets sains(7). Plusieurs innovations ont toutefois permis d'améliorer la localisation du plan tricuspide et le contourage du ventricule droit en PA en pratique : standardisation du contourage selon les données anatomiques(60), couplage à la coupe « 4 cavités »(44,58), à une coupe LAVD(3,65,71,88), utilisation de logiciel de référence croisée(66). L'objectif de notre étude est d'évaluer la précision de la mesure du VoIES VD dérivée de l'analyse en PA avec repérage en référence croisée du plan atrioventriculaire comparativement aux données du contraste de phase pris comme standard de référence, l'objectif secondaire est d'évaluer la reproductibilité intra- et inter-observateur des mesures réalisées, au premier rang desquels le VoIES VD.

B. Matériel et méthodes

Population :

Nous avons sélectionné les patients ayant bénéficié d'une IRM en contraste de phase au niveau de l'artère pulmonaire et d'une exploration volumique du ventricule droit dans notre centre d'imagerie cardiaque entre Janvier 2016 et Janvier 2018. Ont été exclus 2 examens dont les acquisitions bSSFP étaient incomplètes par défaut d'exploration de la base ou absence de LAVD ; 4 examens dont la séquence en contraste de phase présentait des artefacts de repliements ou un défaut d'orientation ne permettant pas une analyse fiable . 7 patients présentant une insuffisance tricuspide significative ont été également exclus car elle compromettrait l'hypothèse d'équivalence entre le VoIES VD et le volume antérograde enregistré au niveau de l'artère pulmonaire (VoIEP).

Protocole d'acquisition:

Les images ont été acquises sur une machine SIEMENS MAGNETOM Avanto 1.5T MRI (Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne), à l'aide d'une antenne Torso à 32 canaux.

Des séquences bSSFP synchronisées rétrospectivement au rythme cardiaque ont été acquises au cours d'apnées inspiratoires modérées dans les plans usuels du cœur dont : 4 cavités, LAVD, pile de coupe PA perpendiculaires au long-axe du ventricule gauche couvrant les deux ventricules(entre 13 et 18 coupes). Les paramètres étaient : épaisseur de 6mm, 20 phases par cycle, temps de répétition =37ms, temps d'écho = 1,51ms, angle de bascule : 80°, matrice: 256x192.

Une séquence en contraste de phase « through plane » perpendiculaire au tronc de l'artère pulmonaire a été acquise avec les paramètres suivants : 20 phases, temps de répétition=49,1ms, temps d'écho=2,17ms, Venc =250cm/s ou 150 cm/s en fonction de la présence d'aliasing. Une correction du seuil des tissus stationnaires a été appliquée.

Analyse des données :

L'analyse volumique a été réalisée en aveugle sur une station dédiée (Syngo. via VB10B version, Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne) à 3 reprises par deux observateurs : une fois par JND (20 années d'expérience en image cardiaque) et deux fois par MDM (1 an d'expérience en imagerie cardiaque). La recherche d'une insuffisance tricuspide significative reposait sur l'étude du dossier clinique, des données échographiques et la revue systématique des coupes 4 cavités et LAVD à la recherche d'un jet de régurgitation au sein de l'oreillette droite. (**Figure 16**)

L'étude en contraste de phase a été réalisée selon la méthode définie **Figures 2 et 3**.

Le choix des phases télésystoliques et télédiastoliques et le contour endocardique des coupes PA étaient réalisés selon les modalités décrites sur les **Figures 7 , 8 et 9**. En cas de décalage manifeste des images entre la coupe LAVD (réalisée pour la plupart des examens en fin de protocole) et les coupes PA, le repérage valvulaire sur la coupe LAVD pouvait être déplacé pour respecter les constatations anatomiques évidentes données par la coupe PA.

Analyse statistique :

L'analyse a été réalisée à l'aide du logiciel MedCalc pour Windows, version 15.0 (MedCalc Software, Ostend, Belgique), avec des valeurs de $p < 0,05$ considérées comme significatives. Un test de Student a été réalisé pour rechercher l'existence d'une différence significative entre le VolES VD et le VolEP mesuré en contraste de phase, la concordance a été évaluée par la méthode de Bland Altman et le coefficient de corrélation de Pearson a été déterminé pour mesurer l'intensité de la corrélation des deux mesures. Des diagrammes de Bland Altman, l'étude du coefficient de variation (COV) et du coefficient de corrélation intra classe (CCI) ont été utilisés pour déterminer la variabilité intra- et inter-observateur du VolES VD, pris comme principal témoin principal de la fiabilité globale ainsi que du VolTD VD et de la FEVD.

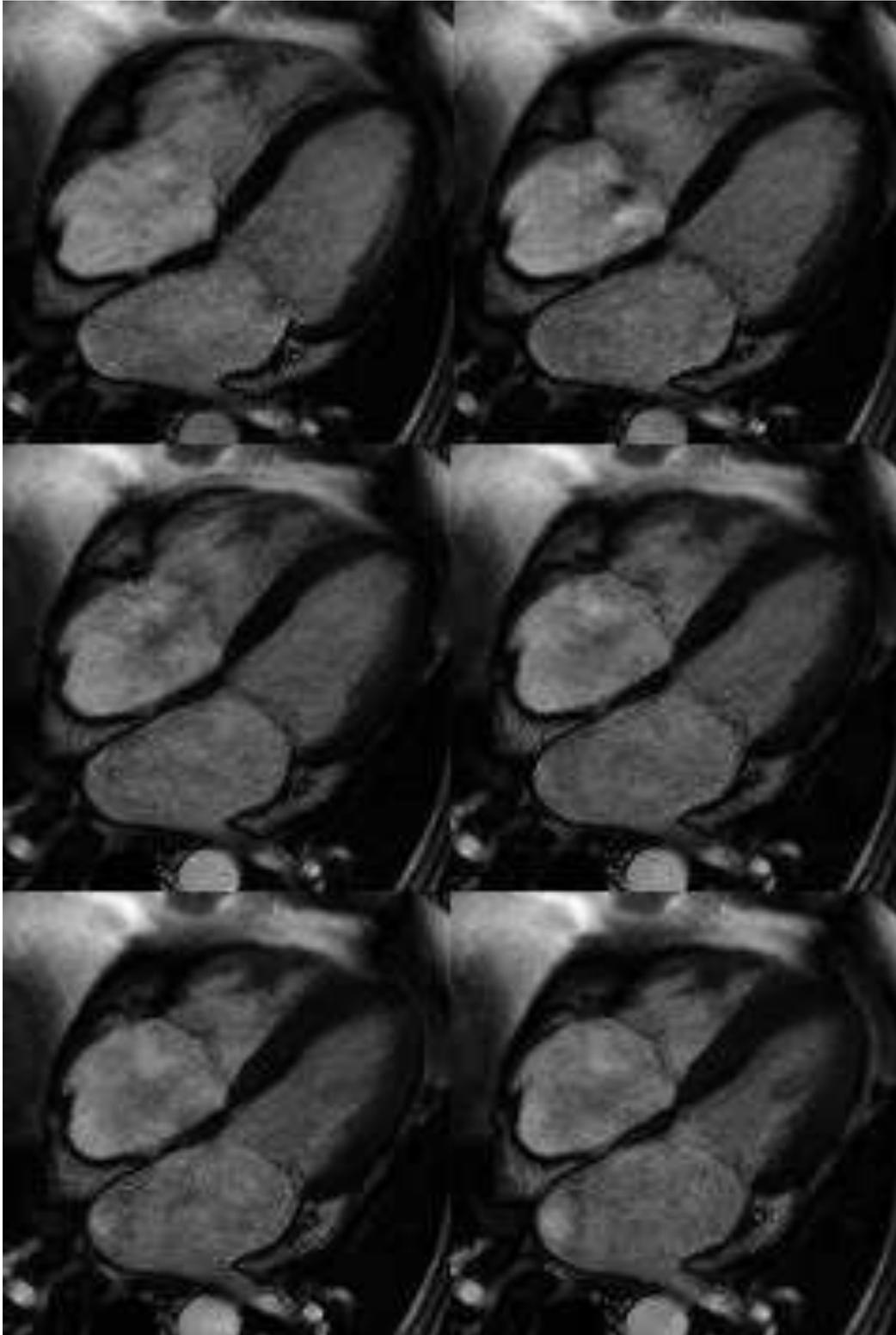


Figure 16. Coupes 4 cavités ciné aux 6 premières phases du cycle: chronologiquement de gauche à droite et de haute en bas.

Ce patient a été exclu compte tenu d'une insuffisance tricuspide mise en évidence à posteriori en échographie et également en IRM: Apparition d'un déphasage intra-atrial droit "noir" en systole en rapport avec le "jet" de regurgitation tricuspide.

C. Résultats

Population :

41 patients ont été inclus, l'âge moyen était de 40 ± 18 ans, allant de 16 à 71 ans, les caractéristiques principales et les motifs de réalisation des examens sont reportés dans le **Tableau 1**. Les données volumiques moyennes sont reportées dans le **Tableau 2**.

Tableau 1. Données démographiques

Données démographiques (n= 41)	
Âge (années)	40±18
Hommes	21(51%)
Surface corporelle (m ²)	1,85±0,23
Fréquence cardiaque SSFP	69±12
Fréquence cardiaque IRM-CP	69±13
Indications :	
Cardiomyopathie hypertrophique	4
Cardiomyopathie dilatée	3
Myocardite	7
Cardiopathie ischémique	5
DAVD	7
Cardiopathie congénitale	8
Maladie Aortique (Marfan, coarctation)	5
Autres	2
<i>Valeurs exprimées en n, n(%), moyenne ± DS.</i>	

Tableau 2. Paramètres fonctionnels droits

Résultats (n= 41)	
VoIEP (ml)	81±21
VoIES VD (ml)	
Obs1	84±21
Obs1'	83±20
Obs2	83±22
VoITD VD (ml)	
Obs1	161±40
Obs1'	157±37
Obs2	157±41
VoITD VD indéxé (ml/m ²)	
Obs1	86±19
Obs1'	84±17
Obs2	84±19
VoITS VD (ml)	
Obs1	77±30
Obs1'	73±24
Obs2	74±29
FEVD(%)	
Obs1	54±11
Obs1'	54±9
Obs2	54±10
<i>Valeurs exprimées en moyenne ± DS</i>	

Critère de jugement principal :

Il existait une forte corrélation linéaire entre le VoEP et le VoES VD ($r=0,94$, **Figure 17**). La déviation moyenne entre les deux valeurs était de $-1,9\text{ml}$ et n'était pas statistiquement significative ($p>0,05$, IC95% : $[-4\text{ml} ; 0,3\text{ml}]$). (**Figure 18**)

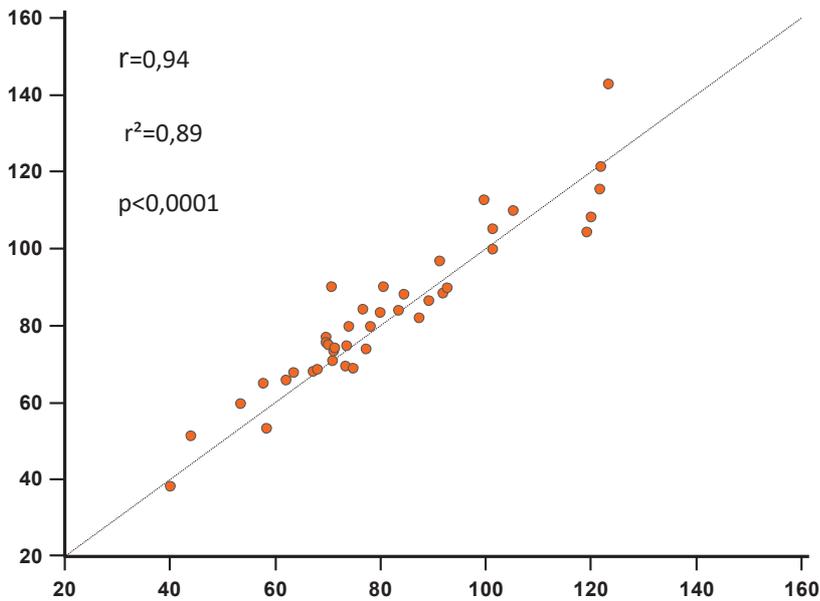


Figure 17 Corrélation linéaire de Pearson

r: Coefficient de corrélation

axe x : VoES VD (ml)

axe y : VoEP (ml)

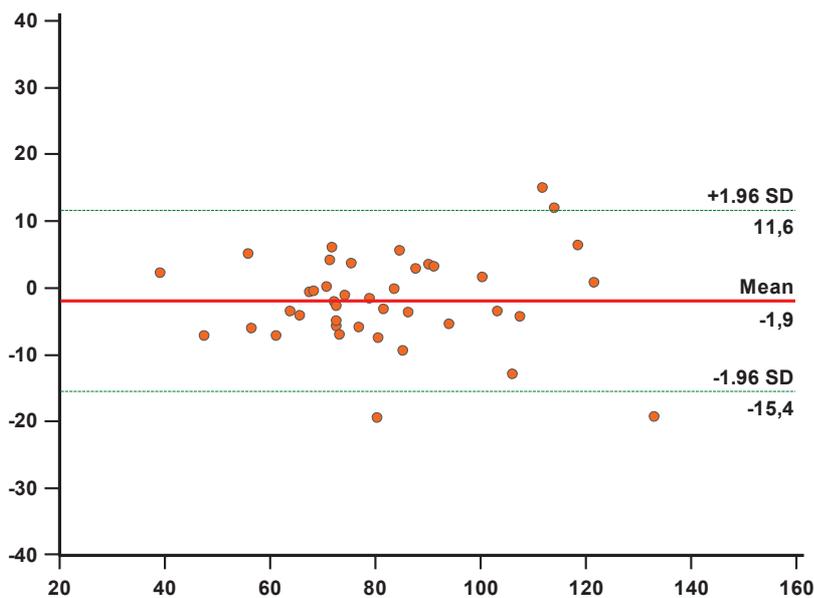


Figure 18. Bland Altman VoES AP versus VoEP

axe x : moyenne des deux mesures (ml)

axe y : différence entre les deux mesures (ml)

Critère de jugement secondaire :

Reproductibilité intra-observateur du VoIES VD

Déviatiion moyenne : $-0,9 \pm 1,1$ mL ; CCI = 0,9447 ; IC 95% [0,8987 - 0,9701] ; COV = 6,2%
(Tableau 3). Graphique de dispersion de Bland Altman représenté sur la **Figure 19**.

Reproductibilité inter-observateur du VoIES VD

Déviatiion moyenne : $-0,3 \pm 1,5$ mL ; CCI = 0,9074 ; IC95% [0,8331 - 0,9495] ; COV = 8,9% **(Tableau 3)**. Graphique de dispersion de Bland Altman représenté sur la **Figure 20**.

Reproductibilité intra-observateur du VoITD VD

Déviatiion moyenne: $-4,2 \pm 2,5$ mL; CCI=0,9168; COV=7,53%.

Reproductibilité inter-observateur du VoITD VD

Déviatiion moyenne : $-0,6 \pm 2,3$ mL; CCI=0,9288; COV=7,34%.

Reproductibilité intra-observateur du VoITS VD

Déviatiion moyenne : $-3,3 \pm 2,1$ mL; CCI= 0,8786; COV=14,4%.

Reproductibilité inter-observateur du VoITS VD

Déviatiion moyenne : $-0,9 \pm 1,9$ mL; CCI=0,8984; COV=11,7%.

Reproductibilité intra-observateur de la FEVD

Déviatiion moyenne : $-0,1 \pm 0,7$ mL; CCI=0,8942; COV=6,43%.

Reproductibilité inter-observateur de la FEVD

Déviatiion moyenne : $-0,1 \pm 0,7$ mL; CCI=0,8743; COV=7,09%.

Tableau 3. Variabilité intra- et inter- observateur du VoIES VD .

Reproductibilité du VoIES VD	INTRA-OBSERVATEUR	INTER-OBSERVATEUR
	Obs1 vs. Obs1'	Obs1 vs. Obs2
Moyenne± DS(mL)	84±21	83±21
Biais moyen± DS(mL)	-0,9±1,1	-0,3±1,5
Coefficient de variation(%)	6,2	8,9
CCI	0,95	0,91
IC du CCI à 95%	[0,90-0,97]	[0,83-0,95]

Valeurs exprimées en moyenne ± DS, %, n.

CCI : Coefficient de Correlation Intra-classe ; IC : intervalle de confiance

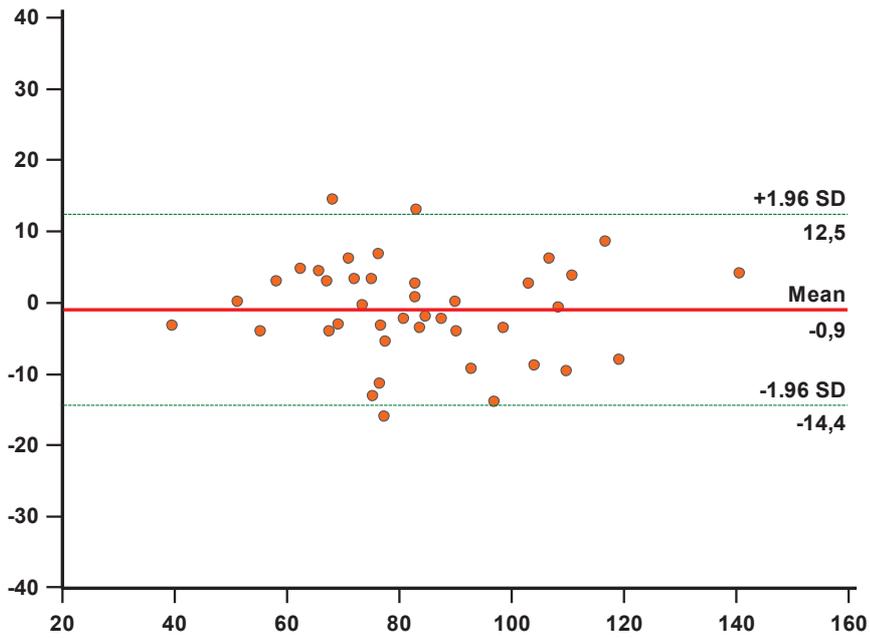


Figure 19. Bland Altman plots :
variabilité intra-observateur du
VoIES VD.

axe x : moyenne des deux
mesures

axe y : différence entre les deux
mesures

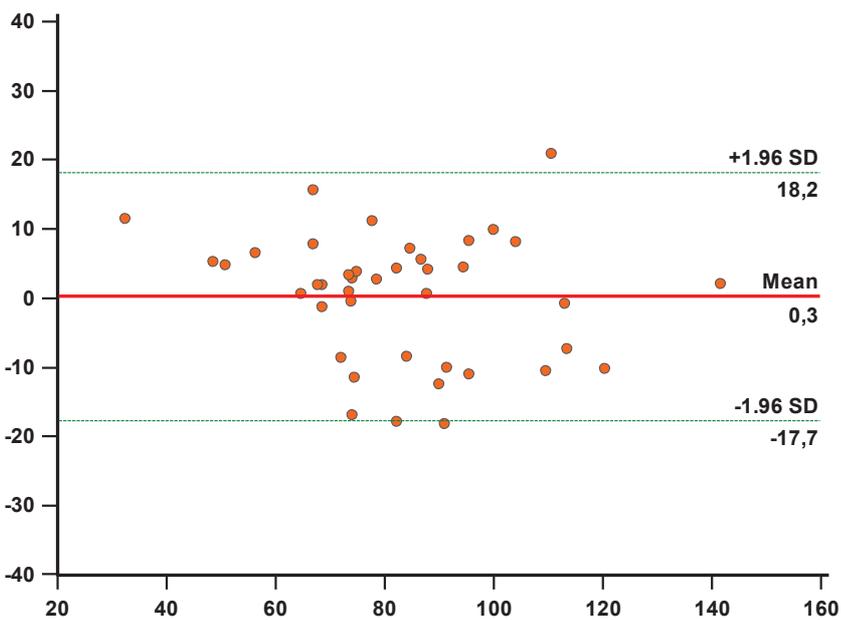


Figure 20. Bland Altman plots :
variabilité inter-observateur du
VoIES VD.

axe x : moyenne des deux
mesures

axe y : différence entre les deux
mesures

D. Discussion

Il s'agit à notre connaissance de la première étude étalonnée par le contraste de phase évaluant la précision et la reproductibilité de l'analyse ventriculaire droite à partir des coupes petit axe à l'aide d'un logiciel de référence croisée semi automatisé permettant le repérage du plan atrioventriculaire.

Précision de la méthode :

La précision était excellente. La corrélation entre le VoIES VD et le VoIEP était supérieure aux données de la littérature s'intéressant à des populations diverses de cardiopathies acquises, congénitales, de sujets sains et utilisant des méthodologies variables : orientation PA sans repérage, avec repérage non automatisé, en orientation axiale, contourage manuel ou semi automatisé (**Annexe 3**). La déviation moyenne était très faible de l'ordre de 2ml, comparable à celles observées dans les autres études. L'intervalle de confiance à 95% du Bland Altman était de [-15,4mL ;11,6mL] (**Figure 18**). La précision est un élément particulièrement important quant à la prise en charge et donc l'évaluation quantitative des fuites tricuspides, nouveau challenge de la cardiologie et de l'imagerie cardiaque en général. La méthode PA avec repérage en référence croisée semi automatisé du plan de base couplée au contraste de phase pourra permettre à l'instar des autres méthodes d'analyse volumique de quantifier indirectement la régurgitation tricuspide. Les données quantitatives de cette étude permettent d'estimer la précision de cette méthode in vivo chez des sujets à priori indemnes. On peut ainsi considérer qu'une différence entre VoIEP et le VoIES VD de moins de -15ml est possible en l'absence d'insuffisance tricuspide significative décelée par les autres explorations.

L'existence d'un delta négatif entre les deux méthodes est attendu et concordant avec les constatations échographique de Singh *et al*(89) portant sur la cohorte de Framingham qui mettant en évidence une prévalence importante (20%) de l'insuffisance tricuspide significative mais aussi d'insuffisance tricuspide minime avec une prévalence d'environ 60 à 70% des patients présentant de simple traces non quantifiables de régurgitation à l'échographie.

VoIES VD comme témoin :

Notre étude se base sur le VoIES VD car la précision des autres volumes mesurés n'est actuellement pas évaluable en l'absence de méthode de référence disponible in vivo pour la FEVD et le VoITD VD. Le VoIES VD est toutefois interdépendant avec ces derniers, et semble donc être un témoin fiable de la précision globale et de la reproductibilité de la méthode d'évaluation volumique en PA avec référence croisée.

Reproductibilité de la méthode:

Les valeurs moyennes et de déviation standard de la FEVD, du VoITD VD et du VoIES VD étaient très proches entre les différents observateurs (**Tableau 2**). La reproductibilité intra- et inter-observateurs était bonne, y compris pour le VoIES VD (**Tableau 3**). Les valeurs de CCI et de COV retrouvées étaient comparables à celles décrites dans la littérature notamment concernant le VoIES VD que nous avons choisi comme témoin principal de la fiabilité (**Annexe 4**). La mesure qui tendait à être la moins reproductible était celle du VoITS VD. Cette tendance pourrait s'expliquer par les difficultés à distinguer la cavité des trabéculations et de la paroi en systole. Si la reproductibilité inter-observateur est satisfaisante, la fidélité test-retest, plus pertinente dans le cadre du suivi longitudinal des patients reste à évaluer. L'utilisation d'un repérage en référence croisée semi-automatique du plan atrioventriculaire semblant susceptible de l'améliorer comparativement à la sélection arbitraire d'une coupe basale.

Choix de la méthode d'exploration : Axial vs PA ?

Plusieurs auteurs ont comparé la fiabilité de l'acquisition en orientation « axiale » et en orientation « PA » et ont conclu à une supériorité de la méthode axiale en terme de reproductibilité(7). Cependant, peu d'entre eux ont rapporté utiliser un simple repérage croisé pour améliorer la fiabilité de la méthode PA. La plupart se sont intéressés uniquement à des populations de cardiopathies congénitales complexes(57–59,62,63). Parmi ces études, seule celle de Schelhorn *et al*(63) a utilisé le contraste de phase comme référence mais sans exclure les patients atteints d'insuffisance tricuspide significative. Les autres études ayant à la fois utilisé le contraste de phase et exclu les patients atteints d'insuffisance tricuspide significative ou de shunts n'ont-elles pas mis en évidence de différence entre les deux méthodes, et ce à la fois chez des populations de sujets sains(51), de cardiopathies acquises(8) et de cardiopathies congénitales(2).

Nous ne réalisons pas de coupes axiales de manière systématique dans notre centre et n'avons donc pas comparé rétrospectivement les deux méthodes. Il a été démontré une variabilité importante inter-centre des mesures en orientation axiale et PA en fonction de l'expérience de l'observateur. Cette variabilité était persistante même après consensus. Pour mémoire, Beerbaum et al(87) retrouvaient un COV du VoIES VD inter-établissement de l'ordre de 20% en PA et 35% en axial avant consensus, et respectivement 11,7% et 18% après consensus. Les résultats d'une telle comparaison monocentrique auraient donc été d'interprétation et d'extrapolation difficile. Ces éléments, surajoutés à l'utilisation ou non d'une technique de repérage du plan de base expliquent possiblement les résultats discordants des études comparatives de type « PA vs Axial ».

Compte tenu de la bonne précision et de la fiabilité des deux méthodes retrouvées dans la littérature (**Annexes 3 et Annexe 4**), la mise en évidence d'une différence à la fois méthodologiquement, cliniquement et statistiquement significative semble délicate. Elle nécessiterait un protocole prospectif multi-observateur et multi-centrique recrutant un grand nombre de patients atteints de pathologies représentatives de l'activité quotidienne en imagerie cardiaque et comprenant également un grand nombre de patients atteints de cardiopathies congénitales rares.

En l'absence de comparaison directe possible, il apparaît toutefois dans notre étude que l'utilisation des coupes PA seules permet un gain de temps et une excellente précision des mesures dans la population étudiée qui reflétait correctement notre activité de routine. Il ne nous semble donc pas pertinent de réaliser une acquisition supplémentaire en coupe axiale de manière systématique en l'état des connaissances. L'introduction d'une méthode supplémentaire est de plus susceptible d'introduire des difficultés de suivi longitudinal et intercentre pour les patients.

Limitations de notre étude:

La population étudiée ne comprenait que 20% de patients atteints de cardiopathie congénitale et n'incluait pas de dilatation très sévère du ventricule droit (i.e. VoITD $V_{Di} > 150 \text{ ml/m}^2$), possiblement en raison de l'exclusion des patients présentant une insuffisance tricuspide souvent associée à la dilatation ventriculaire par élargissement de l'anneau. Il est donc difficile d'extrapoler largement les résultats obtenus au cadre des cardiopathies congénitales complexes présentant des dilatations ventriculaires sévères.

Le contraste de phase a été utilisé comme référence bien que nous reconnaissons que les mesures qui en dérivent peuvent être sujettes à des variations liées au degré d'angulation de la coupe, à la présence d'artefact et au décalage de phase (64). Pour limiter ses biais nous avons toutefois exclu les examens de qualité insuffisante, et appliqué une correction semi-automatisée par application d'un masque des tissus stationnaires.(48)

Apports de notre étude :

- Valide l'utilisation en routine de la méthode de repérage croisé pour le ventricule droit.
- Fournit des données quantitatives sur la précision du VoES VD dans l'optique de pouvoir quantifier et détecter une insuffisance tricuspide en routine par simple couplage au contraste de phase.
- Fournit des données quantitatives sur la variabilité inter-observateur, permettant de mieux apprécier la significativité des modifications des paramètres volumiques entre deux examens.
- Constate la possibilité d'un décalage des coordonnées croisées : Intérêt de rapprocher temporellement les acquisitions LAVD, 4 cavités et PA et d'utiliser des apnées expiratoires lorsque possibles pour minimiser les effets de déplacement et de variation d'apnée.
- Elabore une méthodologie de l'analyse volumique du ventricule droit avec repérage en référence croisée du plan atrioventriculaire, utile en pratique clinique pour harmonisation des pratiques et à visée pédagogique.

E. Conclusion

Le repérage en référence croisée semi automatique du plan atrioventriculaire permet une analyse précise et reproductible du volume d'éjection systolique du ventricule droit à partir des coupes orientées dans le petit axe du ventricule gauche utilisées en pratique quotidienne.

VII. Bibliographie

1. Sugeng L, Mor-Avi V, Weinert L, Niel J, Ebner C, Steringer-Mascherbauer R, et al. Multimodality Comparison of Quantitative Volumetric Analysis of the Right Ventricle. *JACC Cardiovasc Imaging*. janv 2010;3(1):10-8.
2. Clarke CJ, Gurka MJ, Norton PT, Kramer CM, Hoyer AW. Assessment of the Accuracy and Reproducibility of RV Volume Measurements by CMR in Congenital Heart Disease. *JACC Cardiovasc Imaging*. janv 2012;5(1):28-37.
3. Mooij CF, de Wit CJ, Graham DA, Powell AJ, Geva T. Reproducibility of MRI measurements of right ventricular size and function in patients with normal and dilated ventricles. *J Magn Reson Imaging*. juill 2008;28(1):67-73.
4. Jenkins C, Chan J, Bricknell K, Strudwick M, Marwick TH. Reproducibility of Right Ventricular Volumes and Ejection Fraction Using Real-time Three-Dimensional Echocardiography. *Chest*. juin 2007;131(6):1844-51.
5. Müller M, Teige F, Schnapauff D, Hamm B, Dewey M. Evaluation of right ventricular function with multidetector computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging and analysis of inter- and intraobserver variability. *Eur Radiol*. févr 2009;19(2):278-89.
6. Haddad F, Hunt SA, Rosenthal DN, Murphy DJ. Right Ventricular Function in Cardiovascular Disease, Part I: Anatomy, Physiology, Aging, and Functional Assessment of the Right Ventricle. *Circulation*. 18 mars 2008;117(11):1436-48.
7. Alfakih K, Plein S, Bloomer T, Jones T, Ridgway J, Sivananthan M. Comparison of right ventricular volume measurements between axial and short axis orientation using steady-state free precession magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging*. juill 2003;18(1):25-32.
8. James SH, Wald R, Wintersperger BJ, Jimenez-Juan L, Deva D, Crean AM, et al. Accuracy of Right and Left Ventricular Functional Assessment by Short-Axis vs Axial Cine Steady-State Free-Precession Magnetic Resonance Imaging: Inpatient Correlation With Main Pulmonary Artery and Ascending Aorta Phase-Contrast Flow Measurements. *Can Assoc Radiol J*. août 2013;64(3):213-9.
9. Powell AJ, Maier SE, Chung T, Geva T. Phase-Velocity Cine Magnetic Resonance Imaging Measurement of Pulsatile Blood Flow in Children and Young Adults: In Vitro and In Vivo Validation. *Pediatr Cardiol*. mars 2000;21(2):104-10.
10. Jeltsch M, Ranft S, Klass O, Aschoff AJ, Hoffmann MHK. Evaluation of accordance of magnetic resonance volumetric and flow measurements in determining ventricular stroke volume in cardiac patients. *Acta Radiol*. juin 2008;49(5):530-9.
11. S. Giusca, R. Jurcut, C. Ginghina, J.-U. Voigt. The right ventricle: anatomy, physiology and functional assessment. *Acta Cardiol*. 28 févr 2010;65(1):67-77.
12. Ho SY. Anatomy, echocardiography, and normal right ventricular dimensions. *Heart*. 1 avr 2006;92(suppl_1):i2-13.

13. Anderson RH, Smerup M, Sanchez-Quintana D, Loukas M, Lunkenheimer PP. The three-dimensional arrangement of the myocytes in the ventricular walls. *Clin Anat.* janv 2009;22(1):64-76.
14. Santamore WP, Dell'Italia LJ. Ventricular Interdependence: Significant Left Ventricular Contributions to Right Ventricular Systolic Function. :20.
15. Abouzeid CM, Shah T, Johri A, Weinsaft JW, Kim J. Multimodality Imaging of the Right Ventricle. *Curr Treat Options Cardiovasc Med [Internet]*. nov 2017 [cité 9 juill 2018];19(11). Disponible sur: <http://link.springer.com/10.1007/s11936-017-0584-9>
16. Frank H. Netter. Atlas d'anatomie humaine. Elsevier Masson. 2007.
17. Marcus FI, McKenna WJ, Sherrill D, Basso C, Bauce B, Bluemke DA, et al. Diagnosis of Arrhythmogenic Right Ventricular Cardiomyopathy/Dysplasia: Proposed Modification of the Task Force Criteria. *Circulation.* 6 avr 2010;121(13):1533-41.
18. Tandri H, Macedo R, Calkins H, Marcus F, Cannom D, Scheinman M, et al. Role of magnetic resonance imaging in arrhythmogenic right ventricular dysplasia: Insights from the North American arrhythmogenic right ventricular dysplasia (ARVD/C) study. *Am Heart J.* janv 2008;155(1):147-53.
19. van Wolferen SA, Marcus JT, Boonstra A, Marques KMJ, Bronzwaer JGF, Spreeuwenberg MD, et al. Prognostic value of right ventricular mass, volume, and function in idiopathic pulmonary arterial hypertension. *Eur Heart J.* 29 mars 2007;28(10):1250-7.
20. Benza R, Biederman R, Murali S, Gupta H. Role of Cardiac Magnetic Resonance Imaging in the Management of Patients With Pulmonary Arterial Hypertension. *J Am Coll Cardiol.* nov 2008;52(21):1683-92.
21. Peacock AJ, Crawley S, McLure L, Blyth K, Vizza CD, Poscia R, et al. Changes in Right Ventricular Function Measured by Cardiac Magnetic Resonance Imaging in Patients Receiving Pulmonary Arterial Hypertension-Targeted Therapy: The EURO-MR Study. *Circ Cardiovasc Imaging.* 1 janv 2014;7(1):107-14.
22. Swift AJ, Capener D, Johns C, Hamilton N, Rothman A, Elliot C, et al. Magnetic Resonance Imaging in the Prognostic Evaluation of Patients with Pulmonary Arterial Hypertension. *Am J Respir Crit Care Med.* 15 juill 2017;196(2):228-39.
23. Baggen VJM, Leiner T, Post MC, van Dijk AP, Roos-Hesselink JW, Boersma E, et al. Cardiac magnetic resonance findings predicting mortality in patients with pulmonary arterial hypertension: a systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol.* nov 2016;26(11):3771-80.
24. Buechel ERV, Dave HH, Kellenberger CJ, Dodge-Khatami A, Pretre R, Berger F, et al. Remodelling of the right ventricle after early pulmonary valve replacement in children with repaired tetralogy of Fallot: assessment by cardiovascular magnetic resonance. *Eur Heart J.* 1 déc 2005;26(24):2721-7.
25. Warnes CA. Transposition of the Great Arteries. *Circulation.* 12 déc 2006;114(24):2699-709.

26. Frigiola A, Giamberti A, Chessa M, Di Donato M, Abella R, Foresti S, et al. Right ventricular restoration during pulmonary valve implantation in adults with congenital heart disease☆. *Eur J Cardiothorac Surg.* avr 2006;29:S279-85.
27. Dos L. Late outcome of Senning and Mustard procedures for correction of transposition of the great arteries. *Heart.* 1 mai 2005;91(5):652-6.
28. Redington AN, Rigby ML, Oldershaw P, Gibson DG, Shinebourne EA. Right ventricular function 10 years after the Mustard operation for transposition of the great arteries: analysis of size, shape, and wall motion. *Heart.* 1 déc 1989;62(6):455-61.
29. Rooshesselink J. Decline in ventricular function and clinical condition after mustard repair for transposition of the great arteries (a prospective study of 22?29 years)*1. *Eur Heart J.* juill 2004;25(14):1264-70.
30. Endorsed by the Association for European Paediatric Cardiology (AEPIC), Authors/Task Force Members, Baumgartner H, Bonhoeffer P, De Groot NMS, de Haan F, et al. ESC Guidelines for the management of grown-up congenital heart disease (new version 2010): The Task Force on the Management of Grown-up Congenital Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC). *Eur Heart J.* 1 déc 2010;31(23):2915-57.
31. Winter MM, Bernink FJ, Groenink M, Bouma BJ, van Dijk AP, Helbing WA, et al. Evaluating the systemic right ventricle by CMR: the importance of consistent and reproducible delineation of the cavity. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2008;10(1):40.
32. Lee C, Kim YM, Lee C-H, Kwak JG, Park CS, Song JY, et al. Outcomes of Pulmonary Valve Replacement in 170 Patients With Chronic Pulmonary Regurgitation After Relief of Right Ventricular Outflow Tract Obstruction. *J Am Coll Cardiol.* sept 2012;60(11):1005-14.
33. Knauth AL, Gauvreau K, Powell AJ, Landzberg MJ, Walsh EP, Lock JE, et al. Ventricular size and function assessed by cardiac MRI predict major adverse clinical outcomes late after tetralogy of Fallot repair. *Heart.* 1 févr 2008;94(2):211-6.
34. Weber C, Weber M, Ekinici O, Neumann T, Deetjen A, Rolf A, et al. Atrial septal defects type II: noninvasive evaluation of patients before implantation of an Amplatzer Septal Occluder and on follow-up by magnetic resonance imaging compared with TEE and invasive measurement. *Eur Radiol.* nov 2008;18(11):2406-13.
35. Gulati A, Ismail TF, Jabbour A, Alpendurada F, Guha K, Ismail NA, et al. The Prevalence and Prognostic Significance of Right Ventricular Systolic Dysfunction in Nonischemic Dilated Cardiomyopathy. *Circulation.* 8 oct 2013;128(15):1623-33.
36. Larose E, Ganz P, Reynolds HG, Dorbala S, Di Carli MF, Brown KA, et al. Right Ventricular Dysfunction Assessed by Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging Predicts Poor Prognosis Late After Myocardial Infarction. *J Am Coll Cardiol.* févr 2007;49(8):855-62.
37. Miszalski-Jamka T, Klimeczek P, Tomala M, Krupiński M, Zawadowski G, Noeltling J, et al. Extent of RV Dysfunction and Myocardial Infarction Assessed by CMR Are Independent Outcome Predictors Early After STEMI Treated With Primary Angioplasty. *JACC Cardiovasc Imaging.* déc 2010;3(12):1237-46.

38. de Groote P. Right ventricular systolic function in heart failure: A long story but still the same question. *Arch Cardiovasc Dis.* avr 2016;109(4):227-30.
39. Bleasdale RA. Prognostic importance of right ventricular dysfunction. *Heart.* 1 oct 2002;88(4):323-4.
40. Ghio S, Inserra C, Klersy C, Sebastiani R, Arbustini E, Recusani F, et al. Independent and Additive Prognostic Value of Right Ventricular Systolic Function and Pulmonary Artery Pressure in Patients With Chronic Heart Failure. *2001;37(1):6.*
41. Christiansen JP, Karamitsos TD, Myerson SG. Assessment of Valvular Heart Disease by Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging: A Review. *Heart Lung Circ.* févr 2011;20(2):73-82.
42. Driessen MMP, Schings MA, Sieswerda GT, Doevendans PA, Hulzebos EH, Post MC, et al. Tricuspid flow and regurgitation in congenital heart disease and pulmonary hypertension: comparison of 4D flow cardiovascular magnetic resonance and echocardiography. *J Cardiovasc Magn Reson [Internet].* déc 2018 [cité 29 juill 2018];20(1). Disponible sur: <https://jcmr-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12968-017-0426-7>
43. Le Moal J, Quantification du flux aortique en contraste de phase : influence de la résolution temporelle.
44. Kramer CM, Barkhausen J, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E, Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, et al. Standardized cardiovascular magnetic resonance (CMR) protocols 2013 update. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2013;15(1):91.
45. Lotz J, Meier C, Leppert A, Galanski M. Cardiovascular Flow Measurement with Phase-Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation. *22(3):21.*
46. Carr, James C. ; Caroll, Timothy j. *Magnetic Resonance Angiography - Principles and applications.* Springer. 2012.
47. IMAIOS. IMAIOS. e-MRI - L'IRM pas à pas : cours interactif sur l'imagerie par résonance magnétique [Internet] [Internet]. Disponible sur: <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI>
48. Chernobelsky A, Shubayev O, Comeau CR, Wolff SD. Baseline Correction of Phase Contrast Images Improves Quantification of Blood Flow in the Great Vessels. *J Cardiovasc Magn Reson.* juill 2007;9(4):681-5.
49. Devos DGH, Kilner PJ. Calculations of cardiovascular shunts and regurgitation using magnetic resonance ventricular volume and aortic and pulmonary flow measurements. *Eur Radiol.* févr 2010;20(2):410-21.
50. Caudron J, Fares J, Vivier P-H, Lefebvre V, Petitjean C, Dacher J-N. Diagnostic accuracy and variability of three semi-quantitative methods for assessing right ventricular systolic function from cardiac MRI in patients with acquired heart disease. *Eur Radiol.* oct 2011;21(10):2111-20.

51. D'Errico L, Lamacie MM, Jimenez Juan L, Deva D, Wald RM, Ley S, et al. Effects of slice orientation on reproducibility of sequential assessment of right ventricular volumes and ejection fraction: short-axis vs transverse SSFP cine cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* [Internet]. déc 2016 [cité 4 juill 2018];18(1). Disponible sur: <http://jcmr-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12968-016-0282-x>
52. Hudsmith† L, Petersen† S, Francis J, Robson M, Neubauer S. Normal Human Left and Right Ventricular and Left Atrial Dimensions Using Steady State Free Precession Magnetic Resonance Imaging. *J Cardiovasc Magn Reson*. 1 oct 2005;7(5):775-82.
53. Tandri H, Daya SK, Nasir K, Bomma C, Lima JAC, Calkins H, et al. Normal Reference Values for the Adult Right Ventricle by Magnetic Resonance Imaging. *Am J Cardiol*. déc 2006;98(12):1660-4.
54. Kawel-Boehm N, Maceira A, Valsangiacomo-Buechel ER, Vogel-Claussen J, Turkbey EB, Williams R, et al. Normal values for cardiovascular magnetic resonance in adults and children. *J Cardiovasc Magn Reson* [Internet]. déc 2015 [cité 23 juill 2018];17(1). Disponible sur: <http://jcmr-online.com/content/17/1/29>
55. Helbing WA, Rebergen SA, Maliepaard C, Hansen B, Ottenkamp J, Reiber JHC, et al. Quantification of right ventricular function with magnetic resonance imaging in children with normal hearts and with congenital heart disease. *Am Heart J*. oct 1995;130(4):828-37.
56. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2002;4(2):203-10.
57. van der Bom T, Romeih S, Groenink M, Pieper PG, van Dijk APJ, Helbing WA, et al. Evaluating the Systemic Right Ventricle by Cardiovascular Magnetic Resonance: Short Axis or Axial Slices?: Systematic RV CMR: Short Axis or Axial Slices. *Congenit Heart Dis*. janv 2015;10(1):69-77.
58. Jimenez-Juan L, Joshi SB, Wintersperger BJ, Yan AT, Ley S, Crean AM, et al. Assessment of right ventricular volumes and function using cardiovascular magnetic resonance cine imaging after atrial redirection surgery for complete transposition of the great arteries. *Int J Cardiovasc Imaging*. févr 2013;29(2):335-42.
59. Yalonetsky S, Tobler D, Greutmann M, Crean AM, Wintersperger BJ, Nguyen ET, et al. Cardiac Magnetic Resonance Imaging and the Assessment of Ebstein Anomaly in Adults. *Am J Cardiol*. mars 2011;107(5):767-73.
60. Omoumi P, Métais J., Bertrand P, Alison D. Volumétrie et fraction d'éjection ventriculaires gauches et droites en IRM : critères de contourage et reproductibilité interobservateur. *J Radiol*. août 2010;91(7-8):769-78.
61. Caudron J, Fares J, Lefebvre V, Vivier P-H, Petitjean C, Dacher J-N. Cardiac MRI Assessment of Right Ventricular Function in Acquired Heart Disease. *Acad Radiol*. août 2012;19(8):991-1002.

62. Fratz S, Schuhbaeck A, Buchner C, Busch R, Meierhofer C, Martinoff S, et al. Comparison of Accuracy of Axial Slices Versus Short-Axis Slices for Measuring Ventricular Volumes by Cardiac Magnetic Resonance in Patients With Corrected Tetralogy of Fallot. *Am J Cardiol.* juin 2009;103(12):1764-9.
63. Schelhorn J, Neudorf U, Schemuth H, Nensa F, Nassenstein K, Schlosser TW. Volumetric measurements in patients with corrected tetralogy of Fallot: comparison of short-axis versus axial cardiac MRI and echocardiography. *Acta Radiol.* nov 2015;56(11):1315-22.
64. Lyen S, Mathias H, McAlindon E, Trickey A, Rodrigues J, Bucciarelli-Ducci C, et al. Optimising the imaging plane for right ventricular magnetic resonance volume analysis in adult patients referred for assessment of right ventricular structure and function: Optimising imaging plane in right ventricular MRI analysis. *J Med Imaging Radiat Oncol.* août 2015;59(4):421-30.
65. Marchesseau S, Ho JXM, Totman JJ. Influence of the short-axis cine acquisition protocol on the cardiac function evaluation: A reproducibility study. *Eur J Radiol Open.* 2016;3:60-6.
66. Jorstig SH, Kähäri A, Emilsson K, Thunberg P. Calculation of right ventricular stroke volume in short-axis MR images using the equation of the tricuspid plane: Separating the right atrium from the ventricle volume. *Clin Physiol Funct Imaging.* janv 2012;32(1):5-11.
67. Plathow C, Ley S, Zaporozhan J, Schöbinger M, Gruenig E, Puderbach M, et al. Assessment of reproducibility and stability of different breath-hold manoeuvres by dynamic MRI: comparison between healthy adults and patients with pulmonary hypertension. *Eur Radiol.* janv 2006;16(1):173-9.
68. Hsiao A, Lustig M, Alley MT, Murphy M, Chan FP, Herfkens RJ, et al. Rapid Pediatric Cardiac Assessment of Flow and Ventricular Volume With Compressed Sensing Parallel Imaging Volumetric Cine Phase-Contrast MRI. *Am J Roentgenol.* mars 2012;198(3):W250-9.
69. Vasanawala SS, Hanneman K, Alley MT, Hsiao A. Congenital heart disease assessment with 4D flow MRI: CHD Assessment for 4D Flow. *J Magn Reson Imaging.* oct 2015;42(4):870-86.
70. Sheehan FH, Kilner PJ, Sahn DJ, Vick GW, Stout KK, Ge S, et al. Accuracy of Knowledge-Based Reconstruction for Measurement of Right Ventricular Volume and Function in Patients With Tetralogy of Fallot. *Am J Cardiol.* avr 2010;105(7):993-9.
71. Moroseos T, Mitsumori L, Kerwin WS, Sahn DJ, Helbing WA, Kilner PJ, et al. Comparison of Simpson's Method and Three-Dimensional Reconstruction for Measurement of Right Ventricular Volume in Patients With Complete or Corrected Transposition of the Great Arteries. *Am J Cardiol.* juin 2010;105(11):1603-9.
72. Atalay MK, Chang KJ, Grand DJ, Haji-Momenian S, Machan JT, Sheehan FH. The Transaxial Orientation Is Superior to Both the Short Axis and Horizontal Long Axis Orientations for Determining Right Ventricular Volume and Ejection Fraction Using Simpson's Method with Cardiac Magnetic Resonance. *ISRN Cardiol.* 2013;2013:1-9.

73. Glassner AS, International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, Association for Computing Machinery, éditeurs. SIGGRAPH 94 conference proceedings: July 24 - 29, 1994, [Orlando, Florida]. New York, NY: ACM; 1994. 512 p. (Computer graphics Annual conference series).
74. Keenan NG, Pennell DJ. CMR of Ventricular Function. *Echocardiography*. févr 2007;24(2):185-93.
75. Maceira AM, Prasad SK, Khan M, Pennell DJ. Reference right ventricular systolic and diastolic function normalized to age, gender and body surface area from steady-state free precession cardiovascular magnetic resonance. *Eur Heart J*. 13 nov 2006;27(23):2879-88.
76. Rudski LG, Lai WW, Afilalo J, Hua L, Handschumacher MD, Chandrasekaran K, et al. Guidelines for the Echocardiographic Assessment of the Right Heart in Adults: A Report from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr*. juill 2010;23(7):685-713.
77. Kjaergaard J, Petersen C, Kjaer A, Schaadt B, Oh J, Hassager C. Evaluation of right ventricular volume and function by 2D and 3D echocardiography compared to MRI. *Eur J Echocardiogr*. déc 2006;7(6):430-8.
78. Rizvi A, Deaño RC, Bachman DP, Xiong G, Min JK, Truong QA. Analysis of ventricular function by CT. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. janv 2015;9(1):1-12.
79. Huang X, Pu X, Dou R, Guo X, Yan Z, Zhang Z, et al. Assessment of right ventricular function with 320-slice volume cardiac CT: comparison with cardiac magnetic resonance imaging. *Int J Cardiovasc Imaging*. déc 2012;28(S2):87-92.
80. Taylor AJ, Cerqueira M, Hodgson JM, Mark D, Min J, O'Gara P, et al. ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 Appropriate Use Criteria for Cardiac Computed Tomography. *J Am Coll Cardiol*. nov 2010;56(22):1864-94.
81. Lin FY, Min JK. Assessment of cardiac volumes by multidetector computed tomography. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. juill 2008;2(4):256-62.
82. Chin BB, Bloomgarden DC, Xia W, Kim H-J, Fayad ZA, Ferrari VA, et al. Right and Left Ventricular Volume and Ejection Fraction by Tomographie Gated Blood-Pool Scintigraphy. :8.
83. Sibille L, Bouallegue FB, Bourdon A, Micheau A, Vernhet-Kovacsik H, Mariano-Goulart D. Comparative values of gated blood-pool SPECT and CMR for ejection fraction and volume estimation: *Nucl Med Commun*. févr 2011;32(2):121-8.
84. Xie B-Q, Tian Y-Q, Zhang J, Zhao S-H, Yang M-F, Guo F, et al. Evaluation of Left and Right Ventricular Ejection Fraction and Volumes from Gated Blood-Pool SPECT in Patients with Dilated Cardiomyopathy: Comparison with Cardiac MRI. *J Nucl Med*. 1 avr 2012;53(4):584-91.

85. Dercle L, Giraudmaillet T, Pascal P, Lairez O, Chisin R, Marachet M-A, et al. Is TOMPOOL (gated blood-pool SPECT processing software) accurate to diagnose right and left ventricular dysfunction in a clinical setting? *J Nucl Cardiol.* oct 2014;21(5):1011-22.
86. Oldershaw P. Assessment of right ventricular function and its role in clinical practice. *Heart.* 1 juill 1992;68(7):12-5.
87. Beerbaum P, Barth P, Kropf S, Sarikouch S, Kelter-Kloepping A, Franke D, et al. Cardiac function by MRI in congenital heart disease: Impact of consensus training on interinstitutional variance. *J Magn Reson Imaging.* nov 2009;30(5):956-66.
88. Kirschbaum SW, Baks T, Gronenschild EH, Aben J-P, Weustink AC, Wielopolski PA, et al. Addition of the Long-Axis Information to Short-Axis Contours Reduces Interstudy Variability of Left-Ventricular Analysis in Cardiac Magnetic Resonance Studies: *Invest Radiol.* janv 2008;43(1):1-6.
89. Singh JP, Evans JC, Levy D, Larson MG, Freed LA, Fuller DL, et al. Prevalence and clinical determinants of mitral, tricuspid, and aortic regurgitation (the Framingham Heart Study). *Am J Cardiol.* mars 1999;83(6):897-902.
90. Luijnenburg SE, Robbers-Visser D, Moelker A, Vliegen HW, Mulder BJM, Helbing WA. Intra-observer and interobserver variability of biventricular function, volumes and mass in patients with congenital heart disease measured by CMR imaging. *Int J Cardiovasc Imaging.* janv 2010;26(1):57-64.
91. Robbers-Visser D, Boersma E, Helbing WA. Normal biventricular function, volumes, and mass in children aged 8 to 17 years. *J Magn Reson Imaging.* 25 févr 2009;29(3):552-9.

Annexe 1 . Pathologies pouvant bénéficier d'une évaluation ventriculaire droite par IRM cardiaque

Pathologies	Facteurs étudiés	Intérêt
DAVD : Cardiomyopathie d'origine génétique caractérisée par un remplacement graisseux et fibreux du myocarde.	FEVD VolTD VD indexé Cinétique	-Critère diagnostique majeur si association FEVD<40% ou VOLTD VDi >110ml/m ² chez l'homme et <100ml/m ² chez la femme associée à une akinésie ou une dyskinésie du ventricule droit
HTAP : Augmentation des pressions pulmonaires entraînant une hypertrophie et une dilatation du ventricule droit puis, après dépassement des mécanismes de compensation, une insuffisance cardiaque droite fatale.	VoIES VDi VolTD VDi	- Pronostic défavorable VoIES VDi<25ml/m ² VolTD VDi>84ml/m ² -Suivi sur les paramètres fonctionnels sous traitement
Tétralogie de Fallot : Cardiopathie congénitale cyanogène la plus fréquente, caractérisée par une sténose de la voie pulmonaire et l'association à une dextroposition de l'aorte, une communication inter ventriculaire et une hypertrophie du ventricule droit.	VolTD VDi VolTS VDi VolTD VD FEVD	- Aide à la décision thérapeutique en faveur d'un remplacement valvulaire : VolTD VDi>160ml/m ² ; VolTS VDi>80ml/m ² - Pronostic chez l'adulte opéré : VolTD VD élevé et FEVD <45% prédictif d'événements cardiaques graves
Communication inter-atriale : Cardiopathie congénitale la plus fréquente responsable d'un shunt gauche-droit entraînant une dilatation des cavités droites.	QP/QS VTVDi VolTS VDi	- Aide à la décision thérapeutique par quantification du shunt, bilan morphologique de la communication. - Suivi des volumes ventriculaires en post chirurgical
Cardiomyopathie dilatée Cardiomyopathie définie par une dysfonction ventriculaire gauche et une dilatation des cavités cardiaques, souvent associée à une dysfonction droite. Les étiologies sont variables : toxiques, infectieuses, métaboliques, idiopathiques.	FEVD	FEVD<45% marqueur pronostic défavorable, prédictif indépendant de décès ou de transplantation cardiaque
Cardiopathie ischémique Cardiopathie secondaire à une atteinte ischémique.	FEVD	FEVD<40% marqueur pronostic d'une surmortalité
Insuffisance cardiaque chronique Dysfonction chronique des ventricules aboutissant à une diminution de la fraction sanguine éjectée à chaque battement.	FEVD	Pronostic défavorable pour les FEVD basse avec des seuils variables entre les études entre <35% et <45%
Insuffisance tricuspide Régurgitation anormale d'une partie du volume d'éjection ventriculaire vers l'oreillette droite. Primitives par atteinte de la valve, ou plus fréquemment secondaire à une surcharge cardiaque droite volumique ou barométrique.	VoIES VD –VoIEP	Diagnostic et quantification d'une insuffisance tricuspide

Annexe 2 . Méthodologie de contourage selon des repères anatomiques prédéfinis selon Omoumi *et al*(60).

Ne pas changer le fenêtrage imposé par le logiciel.

Choisir les systoles ventriculaires gauche et droite sur une coupe passant par le milieu des ventricules.

Le contourage sera facilité en faisant défiler les phases d'une même coupe.

Inclure les muscles papillaires et les trabéculations pariétales au volume de la cavité ventriculaire.

Choisir les niveaux de coupe basale indépendamment en systole et en diastole car ils peuvent être différents.

POUR LE VG :

Jonction VG-OG :

On inclura les coupes jusqu'au plan de l'anneau mitral inclus.

Ce plan est défini comme celui immédiatement en avant de l'abouchement de l'auricule gauche.

On exclut la coupe si l'auricule est en continuité avec la cavité.

On inclut la première coupe où l'auricule n'est plus en continuité avec la cavité.

En cas de volume partiel sur l'embouchure de l'auricule (aspect grisé de la limite), exclure cette coupe.

Jonction VG-aorte :

On inclut la chambre de chasse jusqu'à la valvule aortique.

Tracer une ligne droite pour délimiter la chambre de chasse et la valvule.



Configuration possible à la base du VG.

POUR LE VD :

A l'apex, attention au volume partiel avec de la graisse péricardique.

On inclura les coupes où la paroi est trabéculée et épaisse.



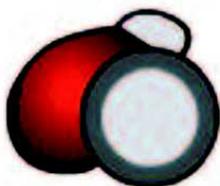
Si les parois sont lisses :

Pour l'infundibulum (jonction VD/AP):

S'il est séparé de la cavité principale, l'exclure si on voit une encoche pariétale (valvule pulmonaire).

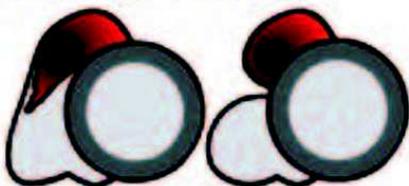


S'il est en continuité avec la cavité principale, délimiter la valvule par une ligne droite.



Pour la cavité principale (jonction VD/OD):

On inclura les coupes jusqu'au plan de l'anneau tricuspide inclus. Ce plan est défini comme celui immédiatement en avant de l'abouchement du sinus coronaire. S'il existe un volume partiel sur cet abouchement, exclure la coupe.



NB : En cas de doute, faire défiler les coupes et les phases.

Ex pour la jonction VD/OD : En se déplaçant dans les coupes vers la base, si le sinus coronaire apparaît, exclure cette coupe et inclure la précédente.

En se déplaçant dans les phases vers la systole (raccourcissement du cœur), si le sinus coronaire apparaît, inclure la coupe.

Ex : sur la coupe diastolique si, en se déplaçant vers la systole, le sinus coronaire apparaît, alors la coupe était bien en avant de ce dernier. Il faut donc l'inclure.

Si l'infundibulum et la cavité principale du VD sont séparés, leur appliquer les critères d'inclusion indépendamment l'une de l'autre. On exclura la partie infundibulaire si l'encoche de la valvule pulmonaire est visible.



Si les critères d'inclusion sont valides pour les deux parties (infundibulum et cavité principale), choisir celle de plus grande surface.



Il arrive que sur une même coupe, on visualise l'AP et le VD, ou le VD (infundibulum) et l'OD, sans que ces régions ne soient nettement séparées. Il faut alors les délimiter par une ligne droite.



Annexe 3. Tableau bibliographique indicatif résumant les données de corrélation et de déviation moyenne entre le VoLES VD dérivé de coupes axiales ou petit axe et la mesure en contraste de phase (IRM CP) au niveau du tronc de l'artère pulmonaire dans des études sélectionnées et dans notre étude.

	Population	Axial vs CP-MRI Stroke volumes			SAO vs CP-MRI Stroke volumes			Strategy used
		r	CC C	MB	r	CC C	MB	
Notre étude n,ml	Various AHD and CHD n=41				.94		-1.9	*4 chamber and RVLAO views for semi-automatic localization *Visual identification of the pulmonary valve on RVLAO and SAO cine images *semi-automated contouring
JELTSCH(10) n,ml	Various cardiac disease N=78				.86		2.62	*manual contouring
CLARKE(2) n,ml/m ²	Various CHD n=50		.84	-2.1		.81	-3.5	*Contouring only trabeculated myocardium * Cross referencing with 4 chamber for localization of tricuspid plane * Visual identification of pulmonary valve on cine aligned longitudinally with RV outflow tract *manual contouring
JAMES(8) n,ml	Various CHD n=30	.88		1.4	.89		-2.3	*Semi-automated contouring
SCHELHORN (63) n	CHD(TOF) n=30	.91 4			.872			*Manual contouring
D'ERRICO (51) n	Healthy subject n=18	.89 6			.826			*Semi-automated contouring
<p><i>Value expressed in n,ml, or ml/m². r : Pearson correlation coefficient ; CCC : Concordance correlation coefficient ; MB= mean bias referring to Bland Altman analysis. AHD: Acquired heart disease. CHD: congenital heart disease. SAO: Short axis orientated = PA</i></p>								

Annexe 4. Tableau bibliographique résumant les données chiffrées de la variabilité intra et inter observateur du volume d'éjection systolique du ventricule droit selon le plan analysé (SSFP)

Etudes	n	Type patient	PA VoIES VD Mean diff : COV intra ICC	PA VoIES VD Mean diff : COV inter ICC	PA VoIES VD intra MEANDIFF CCC/r	PA VoIES VD inter MEANDIFF CCC/r	AXIAL VoIES VD Mean diff : COV intra	AXIAL VoIES VD Mean diff : COV inter	AXIAL VoIES VD intra MEANDIFF CCC/r	AXIAL VoIES VD inter MEANDIFF CCC/r
Caudron(61)	60	Acquis	1,4(ml/m ²) 12,83% ICC : 0,890	0,6(ml/m ²) 18,4% ICC :0,814						
Clarke(2)	50	Congenital			-0,1 (ml /m ²) CCC=0,94				-0,3 (ml/m ²) CCC=0,96	
James(8)	30	Sains								
Alfakih(7)	20	Sains			-1,9 (ml) r ² =0,94	-4,1 R ² =0,93			-2,2 (ml) R ² =0,97	-8.1 R ² =0.94
D'Errico (51)	18	Sains	ICC : 0,954				ICC :0,936			
Van der bom (56)	22	Congenital (VDS)			-2,9ml CCC : 0,83	-0,4ml CCC :0,80			2, 1 CCC :0,93	1,4 CCC :0,90
Mooij* (3)	60	Sains et Congenital	ICC :0,969	2.9 (ml/m ²) 11,8% ICC :0,947						
Jimenez-Juan* (58)	34	Congenital (VDS)	ICC :0,87	ICC :0,74			ICCC :0,96	ICC :0,86		
Marchesseau(65)*	20	Sains	COV :8,01%	COV= 9,08%	CCC=0,91	CCC=0,91				
Luijnenburg (90)	35	Congenital	-2,5ml COV :4,8%	-2,6 COV :5,5%						
Maceira 2006 (75)	10	sains	COV : 5.9%	COV : 7%						
Robers-Visser (91)	60	Sains	0,5ml/m ² COV : 2,5%	-2,3ml/m ² COV :4,5%						
Winter (31)	20	Congenital (VDS)					COV : 9,4%	COV :12.2%		
Notre étude*	42	Variés	-0,9ml COV :6,2% CCI :0,95	-0,3 COV :8,9% CCI : 0,91						

Les études marqués d'une astérisques () ont utilisé des stratégies de repérage croisé de la coupe basale avec les autres orientations 4 cavités et/ou LAVD.*

1 **Title Page**

2 **Cardiovascular magnetic resonance: functional assessment**
3 **of the right ventricle in the short-axis as obtained from cross-**
4 **referenced atrioventricular plane localization**

5 **Matthieu Demeyere¹, Benjamin Dubourg^{1,2}, David Delacour¹, Sofiane Bejar¹,**
6 **Paul Michelin¹, Jean-Nicolas Dacher^{1,2}**

7 ¹ Department of Radiology, Unit of Cardiac Imaging, University Hospital of Rouen, 1
8 Rue de Germont, F-76031 ROUEN, FRANCE

9 ² INSERM U1096, UFR Médecine Pharmacie, 22 Boulevard Gambetta, F-76183
10 ROUEN, FRANCE

11 Pr Jean-Nicolas Dacher

12 Unité Imagerie Cardiaque, Radiologie, CHU Rouen,

13 1 Rue de Germont, 76031 Rouen CEDEX, France.

14 Email: jean-nicolas.dacher@chu-rouen.fr

15 TEL: +33 2 32 88 64 96

16 FAX: +33 2 32 88 82 35

17 Abstract

18 **Background:** Axial orientation may have been favored over short axis orientation (SAO) for
19 right ventricular functional evaluation, mainly because the difficulty in identifying the
20 atrioventricular junction in the short axis plane results in lower reliability of the derived
21 volumes. Yet, SAO is still used in routine as it is an efficient and time-gaining strategy to assess
22 right and left ventricle functions using the same stack of images. Moreover, innovations and
23 accumulated knowledge may now allow better localization of the tricuspid plane.

24 **Objective:** Our goal is to assess the accuracy and reproducibility of SAO derived stroke volume
25 measurement when using cross-referenced localization of the atrioventricular plane at the
26 tricuspid valve.

27 **Method:** 41 patients referred for various acquired and congenital cardiopathies underwent
28 CMR including SAO bSSFP slices. Additional right ventricular vertical long-axis oriented and
29 four chamber views were used for semi-automatic localization of the tricuspid plane. Right
30 ventricle stroke volume (RV SV) was obtained three times by two observers. 2D phased
31 contrast MRI “through plane” was performed at the level of the pulmonary trunk to measure
32 the pulmonary stroke volume (PSV) and used as reference to assess accuracy. Intra and inter
33 observer variability were tested using Bland-Altman analysis.

34 **Results:** There was high correlation ($r=0.94$) and no significant difference between RV-SV and
35 PSV ($83\pm 20\text{ml}$; $81\pm 21\text{ml}$ $p>0.05$). The RV-SV, as well as others functional parameters of the
36 RV, showed good intra- (ICC:0.95; COV:6.2) and inter-observatory reliability (ICC: 0.91; COV :
37 8.9).

38 **Conclusion:** Stroke volume derived from SAO analysis using cross-referenced localization of
39 the atrioventricular plane performed high accuracy and reproducibility.

40 Keywords

41 Right ventricle, Right ventricular function, Short-axis; Phase-contrast MR

42 Background

43 Functional assessment of the right (RV) and left ventricles (LV) is routinely performed by CMR
44 (Cardiovascular Magnetic Resonance) using balanced steady-state free precession sequences
45 (bSSFP) in the short-axis orientation (SAO) that allows the evaluation of both ventricle at the
46 same time[1]. The main concern with SAO relates to the selection and contouring of the basal
47 slices that may induce both intra and inter observer variability[2], whereas functional
48 assessment of the right ventricle using additional slices in the axial orientation is believed to
49 provide a better intra- and inter-observer reliability[3]. Assessment of RV volume needs to be
50 accurate and reproducible for diagnosis[4], longitudinal follow-up and prognosis in the
51 context of various acquired and congenital cardiopathies[5–10]. In order to improve the
52 reliability of SAO method a right vertical long-axis orientated (RVLAO) view can be added to
53 the 4 chamber view as used for the left ventricle evaluation[11–13]. It allows better
54 localization of the tricuspid plane (*i.e.* right atrioventricular junction) by visual cross-
55 referencing between slices and therefore a more accurate selection of the basal slice[14,15].
56 This strategy can be coupled with anatomic knowledge and various standardized procedure
57 of contouring[16]. Nevertheless, when partial volume selection is needed on the basal slice
58 between right atrium and RV the contouring remains observer dependent and is prone to