



HAL
open science

Apport des séquences en compressed sensing appliquées à l'imagerie par résonance magnétique des pathologies cardiaques

Benjamin Longère

► **To cite this version:**

Benjamin Longère. Apport des séquences en compressed sensing appliquées à l'imagerie par résonance magnétique des pathologies cardiaques. Médecine humaine et pathologie. Université de Lille, 2023. Français. NNT : 2023ULILS020 . tel-04217443

HAL Id: tel-04217443

<https://theses.hal.science/tel-04217443>

Submitted on 25 Sep 2023

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.

UNIVERSITÉ DE LILLE
ÉCOLE DOCTORALE BIOLOGIE SANTÉ DE LILLE

THÈSE DE DOCTORAT

Apport des séquences en *compressed sensing* appliquées à
l'imagerie par résonance magnétique des pathologies cardiaques

Présentée et soutenue publiquement le 4 juillet 2023 par

Benjamin LONGÈRE

UMR1011 : Récepteurs Nucléaires, Maladies Métaboliques et Cardiovasculaires
Inter-organ cross-talk in cardiometabolic disease

JURY

Monsieur le Professeur Alain LUCIANI	Université Paris-Est Créteil Val de Marne	Président
Monsieur le Professeur Jean-Nicolas DACHER	Université de Rouen Normandie	Rapporteur
Madame le Professeur Vania TACHER	Université Paris-Est Créteil Val de Marne	Rapporteuse
Madame le Professeur CASSAGNES	Université Clermont Auvergne	Examinatrice
Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO	Université de Lille	Examineur
Monsieur le Professeur David MONTAIGNE	Université de Lille	Examineur
Monsieur le Professeur François PONTANA	Université de Lille	Directeur

A Sacha, Maman, Léonard et ses parents

REMERCIEMENTS

Aux membres de mon jury

Monsieur le Professeur Jean-Nicolas DACHER

Je suis très honoré que vous ayez accepté d'être rapporteur de ce travail. Au travers de l'école de l'imagerie cardiaque au début de mon internat, vous avez contribué à éveiller mon intérêt pour ce champ de la radiologie. Je suis impatient de connaître votre avis expert sur ce travail et espère avoir la chance de pouvoir continuer à collaborer avec vous.

Madame le Professeur Vania TACHER

C'est un honneur que tu me fais en acceptant de rapporter mon travail. Un immense merci pour ton accueil, ton soutien et ta disponibilité dans le cadre de mon année cristolienne. Nos échanges ont été inspirants, j'espère qu'ils se poursuivront longtemps. Nul doute qu'ils aboutiront à de beaux projets, tant sur le plan scientifique qu'au sein de la SFICV.

Monsieur le Professeur Alain LUCIANI

Vous me faites le plaisir et l'honneur de juger mon travail. Je vous suis extrêmement reconnaissant pour l'aide et le soutien que vous m'avez apportés tant dans l'organisation que dans le déroulement mon année aux Hôpitaux Universitaires Henri Mondor. J'admire votre implication dans la formation et la recherche auprès des jeunes radiologues.

Madame le Professeur Lucie CASSAGNES

C'est un immense plaisir de te voir revenir sur Lille pour te compter parmi les membres de ce jury. Mon semestre passé à Clermont-Ferrand aura été une formidable expérience ayant abouti à de belles rencontres professionnelles et personnelles. Ton avis d'experte dans le domaine de l'imagerie cardio-thoracique m'en est d'autant plus précieux.

Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO

Votre présence au sein de ce jury était importante à mes yeux et m'honore. Je n'oublierai en effet jamais l'énergie que vous avez déployée pour me soutenir au cours de mon cursus, aboutissant au fait que je sois désormais radiologue. Votre engagement et votre vision sont un exemple que je m'efforcerai de suivre.

Monsieur le Professeur David MONTAIGNE

Je suis très heureux que tu fasses partie de ce jury. Je te remercie pour le soutien apporté dès le début de mon virage académique et pour ton accueil au sein de l'équipe. Nos échanges sont toujours inspirants, ce d'autant que tu sais rendre limpides des concepts qui m'apparaissent des plus obscurs. Puisse la collaboration entre nos services perdurer.

A mon directeur de thèse

Monsieur le Professeur François PONTANA

Avec toute mon amitié et mon profond respect. Comme chef de service, tu m'as accordé ta confiance. Comme enseignant radiologue, tu m'as tant appris et continues de le faire. Comme mentor, tu m'as apporté ton soutien sans faille. Comme chercheur, tu as su me transmettre le virus de la curiosité. Comme ami, tu as su veiller à mon bien-être et à mon équilibre. Comme leader, tu as également su faire tout cela pour toute ton équipe. Sois assuré de ma présence à tes côtés dans la construction du service d'Imagerie Cardio-Thoracique au sein duquel j'essaierai de porter aussi bien que toi ces valeurs. Merci.

Au cours des années pendant lesquelles ce travail a été préparé

L'équipe du service de Radiologie Cardiaque & Vasculaire

Justin, pour son amitié, son soutien et son implication dans le développement de l'unité de Radiologie Interventionnelle qui m'ont permis de consacrer le temps nécessaire à l'élaboration de ce travail.

Christos, Arianna, Aimée et Paul pour leur amitié et leur implication.

Les manipulateurs du service, pour leur soutien et leur aide ; ceux du bloc, pour la souplesse de leurs horaires imposée par mes absences lors du Master... entre autres.

L'équipe de l'U1011

Le Pr Bart Staels, pour son accueil au sein de l'équipe.

Sandro, Augustin, Laura, Eloïse, Raphaël, pour leurs avis et les échanges enrichissants qui ont conduit à des projets stimulants.

L'équipe de la plateforme d'imagerie préclinique du vivant

Florent, pour son accueil et son expertise dans l'élaboration des protocoles d'IRM cardiaque chez la souris.

Nicolas, pour sa disponibilité et son aide précieuse dans l'acquisition des IRM.

L'équipe du service de Radiologie des Hôpitaux Universitaires Henri Mondor

Le Pr Hicham Kobeiter, qui m'a accueilli au sein de son service avec bienveillance. Sa vision et sa pratique de la radiologie interventionnelle sont une source d'inspiration.

Sébastien, pour son accueil chaleureux et son soutien.

Edouard et Maxime, qui ont partagé leur bureau et leur PC avec moi et à qui je souhaite la réalisation de tous leurs projets. Nul doute que le premier ne manquera pas de faire remarquer qu'il a été cité avant le second.

Youssef, Laetitia, Lorenzo, Athena, Haytham et l'équipe de manipulateurs du bloc pour leur gentillesse.

Frédéric, Laurence, Refaat, Evelyne et toute l'équipe du service d'Emile Roux pour leur accueil chaleureux.

Mes internes

Mathilde V, Martin B, Paul-Edouard A, Martin G, Lucas Gr, Christopher F, Adrien M, Alexandre J, Stephane S, Lucas Gu, Julien R et Pierre H, dont la plupart pris leur envol en tant que radiologues interventionnels. Ils m'ont aidé à m'engager dans la recherche sans sacrifier mon activité clinique. Je suis fier d'eux.

Hedi F, Marc-Henry C et Paul-Edouard A qui ont contribué au recueil des données.

Ceux de l'astreinte d'embolisation d'hémostase, qui raccourcissent mes nuits.

Les anciens, les actuels et les prochains, qui me m'incitent à poursuivre.

RÉSUMÉ

Titre : Apport des séquences en *compressed sensing* appliquées à l'imagerie par résonance magnétique des pathologies cardiaques

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) cardiaque est un examen central dans la prise en charge des patients suivis en cardiologie mais techniquement exigeant puisque devant composer avec les mouvements cardiaques et respiratoires du patient. A moyens constants, l'accessibilité à l'IRM cardiaque peut être améliorée par une diminution de la durée des examens. Le *compressed sensing* est une technique d'accélération de la mesure du signal permettant l'acquisition de séquences ciné-IRM en temps réel (CS_{rt}). A travers trois études originales, ce travail vise à évaluer la séquence prototype CS_{rt} en la mettant à l'épreuve dans des situations cliniques fréquentes qui confrontent le radiologue aux problématiques d'accessibilité à la technique, de fiabilité diagnostique et de qualité image.

La première étude portait sur 61 IRM cardiaques réalisées chez des patients porteurs de cardiopathie congénitale. Elle a permis de valider l'alternative du CS_{rt} pour la mesure des fonction et volumes VD tout en réduisant nettement la durée d'acquisition dans le cadre de protocoles d'IRM habituellement longs du fait de l'anatomie complexe. Le bilan de viabilité avant revascularisation d'un infarctus du myocarde (IDM) est une indication fréquente à l'impact pronostique majeur. La deuxième étude, incluant 100 patients atteints d'IDM, a démontré que le CS_{rt} permettait en moins de 30 secondes l'évaluation globale des paramètres fonctionnels VG sans compromettre la visualisation des troubles de la cinétique segmentaire. La troisième étude a démontré que le CS_{rt} diminuait non seulement la durée d'acquisition mais également de manière considérable les artefacts liés à l'arythmie, améliorant ainsi la qualité et la netteté des images chez 71 patients souffrant d'arythmie pour qui la réalisation des IRM cardiaque est habituellement complexe techniquement.

Le prototype CS_{rt} est une technique prometteuse diminuant drastiquement la durée d'acquisition en IRM cardiaque sans compromettre l'étude des ventricules et se montrant très robuste contre l'arythmie.

Mots clés : IRM dynamique / Imagerie accélérée / Traitement d'image par ordinateur / Amélioration d'image / Compressed sensing

ABSTRACT

Title: Contribution of compressed sensing sequences to cardiac magnetic resonance

Cardiac magnetic resonance Imaging (CMR) is a key examination in the management of patients with cardiac condition, but it is technically challenging as it has to deal with cardiac and respiratory motion. With constant resources, the accessibility to CMR can be improved by reducing the duration of examinations. Compressed sensing is an acceleration technique for signal measurement that allows the acquisition of real-time cine sequences (CS_{rt}). Through three original studies, this work aims to evaluate the prototype CS_{rt} sequence by testing it in common clinical situations that confront the radiologist with problems of accessibility to the technique, diagnostic reliability, and image quality.

The first study involved 61 patients with congenital heart disease undergoing CMR. It validated the use of CS_{rt} for measuring LV function and volume, while significantly reducing scan time in CMR protocols, which are typically long due to complex anatomy. Assessment of viability prior to revascularization for myocardial infarction (MI) is a common indication with significant prognostic impact. The second study, which included 100 patients with MI, showed that CS_{rt} provided a complete assessment of LV functional parameters in less than 30 seconds without compromising the visualization of regional wall motion abnormalities. The third study showed that CS_{rt} not only shortened acquisition time, but also significantly reduced arrhythmia-related artefacts, improving image quality and sharpness in 71 patients with arrhythmia for whom CMR achievement is typically technically challenging.

The CS_{rt} prototype is a promising technique that dramatically reduces CMR scan time without compromising ventricular assessment and that is very robust to arrhythmias.

Keywords: Magnetic Resonance Imaging, Cine / Time-Lapsed Imaging / Image Processing, Computer-Assisted / Image enhancement / Compressed Sensing

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	3
RÉSUMÉ	9
ABSTRACT	11
TABLE DES MATIÈRES	13
FIGURES	17
TABLEAUX	19
ABRÉVIATIONS	21
INTRODUCTION	23
A. IMAGERIE SEGMENTEE D'UN ORGANE EN MOUVEMENTS.....	23
1. <i>Nécessité d'une synchronisation de l'acquisition au rythme cardiaque : le gating cardiaque prospectif</i>	23
2. <i>Echantillonner tout le cycle cardiaque : le gating cardiaque rétrospectif</i>	26
B. LIMITES DES SEQUENCES CINE SEGMENTEES EN CONTEXTE CLINIQUE.....	28
1. <i>Les mouvements cardio-respiratoires</i>	28
2. <i>La durée d'examen</i>	28
C. CINE-IRM EN TEMPS-REEL ACCELERE PAR COMPRESSED SENSING.....	29
1. <i>Principe du compressed sensing</i>	29
2. <i>Application aux séquences ciné</i>	33
D. OBJECTIFS DES TRAVAUX	35
1. <i>Première étude – « Le CS_{rt} face à une anatomie inhabituelle. »</i>	35
2. <i>Deuxième étude – « Le CS_{rt} pour une indication classique et fréquente. »</i>	36
3. <i>Troisième étude – « Le CS_{rt} chez les patients classiquement pourvoyeurs d'artefacts. »</i>	37
MATÉRIELS ET MÉTHODES	39
A. POPULATION	39
B. PROTOCOLE D'ACQUISITION DE BASE.....	39
C. EVALUATION DE LA QUALITE IMAGE.....	40
D. SEGMENTATION DES VOLUMES	42
E. CONDITIONS D'ANALYSE	42
F. ANALYSES STATISTIQUES	43

PREMIÈRE ÉTUDE : ÉVALUATION DE LA FONCTION ET DES VOLUMES VENTRICULAIRES DROITS PAR SÉQUENCE CINÉ TEMPS RÉEL EN COMPRESSED SENSING CHEZ LES PATIENTS PORTEURS DE CARDIOPATHIES CONGÉNITALES ⁵⁹ (ANNEXE 1).	45
A. MATÉRIELS ET MÉTHODES : SPÉCIFICITÉS DE L'ÉTUDE	45
1. Population	45
2. Protocole d'imagerie	45
3. Étude fonctionnelle	46
4. Évaluation de la qualité image	46
5. Conditions d'analyse	46
6. Analyse statistique	46
B. RESULTATS	48
1. Description la population	48
2. Temps d'acquisition	48
3. Étude quantitative	49
4. Étude de la qualité image	51
C. DISCUSSION	55
<i>Limites de l'étude</i>	58
D. CONCLUSION	59
DEUXIÈME ÉTUDE : ACQUISITION EN UNE APNÉE D'UNE SÉQUENCE CINÉ TEMPS RÉEL EN COMPRESSED SENSING POUR L'ÉTUDE DE LA CINÉTIQUE VENTRICULAIRE GAUCHE APRÈS INFARCTUS DU MYOCARDE ⁷⁶ (ANNEXE 2).	61
A. MATÉRIELS ET MÉTHODES : SPÉCIFICITÉS DE L'ÉTUDE	61
1. Population	61
2. Protocole d'imagerie	63
3. Évaluation de la qualité image	63
4. Évaluation de la cinétique et conditions d'analyse	63
5. Observation complémentaire	64
6. Analyse statistique	64
B. RESULTATS	64
1. Description la population	64
2. Temps d'acquisition et qualité image	65
3. Évaluation de la cinétique ventriculaire gauche	68
4. Observation complémentaire	69
C. DISCUSSION	69
<i>Limites de l'étude</i>	71
D. CONCLUSION	72

TROISIÈME ÉTUDE : RÉDUCTION DES ARTÉFACTS LIÉS À L'ARYTHMIE EN IRM CARDIAQUE PAR LA SÉQUENCE CINÉ TEMPS RÉEL EN COMPRESSED SENSING⁸³ (ANNEXE 3).	73
A. MATÉRIELS ET MÉTHODES : SPÉCIFICITÉS DE L'ÉTUDE	73
1. Population	73
2. Protocole d'imagerie	75
3. Évaluation de la qualité image	75
4. Conditions d'analyse	77
5. Analyse statistique	77
B. RESULTATS	77
1. Description la population	77
2. Temps d'acquisition	78
3. Score d'artefacts basé sur les critères standardisés du registre EuroCMR	80
4. Qualité image subjective	82
5. Fréquence de survenue des artefacts induits par l'arythmie	82
6. Netteté des bords	83
C. DISCUSSION	83
<i>Limites de l'étude</i>	85
D. CONCLUSION	86
CONCLUSION ET PERSPECTIVES	87
BIBLIOGRAPHIE	89
ANNEXES	99
ANNEXE 1 : <i>Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging</i> ⁵⁹	99
ANNEXE 2 : <i>Single breath-hold compressed sensing real-time cine imaging to assess left ventricular motion in myocardial infarction</i> ⁷⁶	115
ANNEXE 3: <i>Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts</i> ⁸³	125

FIGURES

Figure 1. Principe de l'acquisition segmentée en synchronisation prospective à l'ECG.	25
Figure 2. Principe de la synchronisation rétrospective au rythme cardiaque.....	27
Figure 3. Principe du <i>compressed sensing</i> (d'après Lustig ³⁴).....	32
Figure 4. Principe du déclenchement adaptatif.....	34
Figure 5. Logigramme de la première étude.....	47
Figure 6. Diagrammes de Bland-Altman et régressions linéaires pour des paramètres fonctionnels ventriculaires droits.....	50
Figure 7. Coupe ciné 4 cavités chez un patient de 31 ans adressé pour une transposition des gros vaisseaux, suivi après une chirurgie de Senning.	53
Figure 8. Coupe ciné petit axe chez une patiente de 26 ans adressée dans le cadre du suivi d'une cure complète de téralogie de Fallot et présentant un rythme irrégulier.	54
Figure 9. Logigramme de la deuxième étude.....	62
Figure 10. Petit axe médioventriculaire chez un patient de 56 ans adressé pour suivi de cardiopathie ischémique.....	66
Figure 11. Protocole de l'étude.....	74
Figure 12. Exemple d'évaluation de la netteté des bords en fin de diastole chez un homme de 56 ans souffrant de fibrillation atriale.	76
Figure 13. Illustration de la qualité image chez trois patients souffrant d'arythmie.	81

TABLEAUX

Tableau 1. Paramètres d'acquisition.....	40
Tableau 2 : Score de qualité basé sur les critères standardisés du registre <i>European Cardiac Magnetic Resonance</i> (d'après ⁴).....	41
Tableau 3. Données démographiques (cardiopathies congénitales : $n = 61$).....	48
Tableau 4. Paramètres fonctionnels mesurés sur les séquences SSFP _{ref} et CS _{rt}	49
Tableau 5. Evaluation de la qualité image pour les séquences SSFP _{ref} et CS _{rt}	52
Tableau 6. Performances diagnostiques pour le dépistage des insuffisances tricuspides.	55
Tableau 7 : Données démographiques (infarctus du myocarde : $n = 100$).....	65
Tableau 8 : Qualité image subjective – Tableau de corrélation entre SSFP _{ref} et CS _{rt}	67
Tableau 9 : Score d'artefacts EuroCMR – Tableau de corrélation entre SSFP _{ref} et CS _{rt}	67
Tableau 10. Données démographiques (arythmie : $n = 71$).....	78
Tableau 11. Paramètres fonctionnels mesurés sur les séquences SSFP _{ref} et CS _{rt}	79
Tableau 12. Score d'artefacts EuroCMR – Tableau de corrélation entre SSFP _{ref} et CS _{rt}	80
Tableau 13. Qualité image subjective – Tableau de corrélation entre SSFP _{ref} et CS _{rt}	82

ABRÉVIATIONS

2D	Bidimensionnel / 2 dimensions
4D	Quadridimensionnel / 4 dimensions
AA	Artefacts liés à l'arythmie
AHA	<i>American Heart Association</i>
ANOVA	<i>Analysis of variance</i> (analyse de la variance)
ANSM	Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des dispositifs de santé
bpm	battements par minute
bSSFP	<i>Balanced steady-state free precession</i>
CCI	Coefficient de corrélation intraclasse
CHU	Centre Hospitalier Universitaire
Ciné	Cinématique (sous-entendu : « séquence », « image », « coupe »)
CS	<i>Compressed sensing</i>
CS _{rt}	Ciné temps réel mono-apnée en <i>compressed sensing</i>
CV _{RR}	Coefficient de variation de l'intervalle R–R
DICOM	<i>Digital imaging and communications in medicine</i>
ECG	Electrocardiogramme
ESF	<i>Edge spread function</i> (fonction d'étalement du bord)
ETT	Echocardiographie transthoracique
EuroCMR	Score d'artefacts selon le registre <i>European Cardiac Magnetic Resonance</i>
FC	Fréquence cardiaque
FE	Fraction d'éjection
IC	Intervalle de confiance
IDM	Infarctus du myocarde

IQR	Intervalle interquartile
IRM	Imagerie par résonance magnétique
k	Plan de Fourier
MVG	Masse ventriculaire gauche
v	<i>Edge sharpness</i> (netteté des bords : fréquence spatiale)
NA	Non applicable
PSIR	<i>Phase-sensitive inversion-recovery</i>
Q1 ; Q3	Premier quartile ; troisième quartile
RT	Rehaussement tardif
σ	Ecart-type
S/B	Rapport signal sur bruit
SSFP _{ref}	Ciné segmenté multi-apnées en <i>balanced steady-state free precession</i>
TF ⁻¹	Transformée de Fourier inverse
TI	Temps d'inversion
TR	Temps de répétition
VD	Ventricule droit / ventriculaire droit
VES	Volume d'éjection systolique
VG	Ventricule gauche / ventriculaire gauche
VTD	Volume télédiastolique
VTS	Volume télésystolique

INTRODUCTION

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) cardiaque est aujourd'hui bien identifiée comme étant une modalité d'imagerie de choix pour l'évaluation des volumes et de la masse des ventricule cardiaques gauche (VG) et droit (VD) ¹⁻³. Néanmoins, le prérequis pour considérer cet examen comme étant la technique de référence pour ces mesures est l'obtention d'images d'une qualité suffisante pour permettre le diagnostic ⁴. Cette qualité image peut malheureusement être compromise dans certaines situations rencontrées en pratique clinique. Ainsi, les patients souffrant de dyspnée, d'arythmie, de claustrophobie, de douleurs rachidiennes ou encore les enfants sont susceptibles de confronter le radiologue aux limites techniques de l'IRM cardiaque, en particulier concernant l'acquisition des séquences dédiées à l'évaluation de la cinétique myocardique, dites séquences « ciné ».

A. Imagerie segmentée d'un organe en mouvements

Le principal enjeu technique est de produire des images présentant des contours nets, un contraste suffisant (qu'il soit spontané ou favorisé par l'injection de chélates de gadolinium) et une résolution temporelle permettant un échantillonnage suffisant du cycle cardiaque pour la restitution de la cinétique ventriculaire. Il est d'autant plus difficile de répondre à ces enjeux que le cœur est un organe mobile du fait des mouvements respiratoires d'une part, et des battements cardiaques d'autre part. Si les premiers peuvent être contrôlés par des commandes d'apnée lors des acquisitions, une synchronisation au cycle cardiaque sera nécessaire pour s'adapter aux seconds.

1. Nécessité d'une synchronisation de l'acquisition au rythme cardiaque : le *gating* cardiaque prospectif

Bien que l'idée d'obtenir des images en exploitant le phénomène de résonance magnétique nucléaire a été formalisée en 1973, c'est en 1976 que la première image du corps humain *in vivo* par IRM a été obtenue (coupe transversale d'un doigt) ⁵⁻⁷. Peu après, en 1977, le cœur est aperçu pour la première fois sur une coupe axiale passant par la huitième vertèbre thoracique ; cinq heures étaient nécessaires pour obtenir une coupe

présentant une résolution spatiale de 6 mm environ, ce qui permettait essentiellement de distinguer les contours du massif cardiaque^{8,9}. En 1981, on exploite le caractère cyclique des battements cardiaques afin d'obtenir une image plus détaillée du cœur en diastole, permettant ainsi de distinguer les cavités cardiaques avec une résolution spatiale dans le plan de 4 mm : lors des mouvements cardiaques le myocarde émet peu de signal, tandis qu'en télédiastole il est plutôt immobile et renvoie davantage de signal pour la construction de l'image¹⁰.

C'est finalement en 1987 que la première séquence ciné est décrite par Sechtem et al.¹¹. La technique mise au point permettait l'acquisition simultanée de deux coupes en écho de gradient avec une résolution spatiale dans le plan de 1,25 mm et une résolution temporelle de 42 ms. Dans ce travail princeps, les méthodes de segmentation des ventricules pour la détermination des fractions d'éjection (FE), des volumes télédiastolique (VTD), télésystolique (VTS) et d'éjection systolique (VES) ; le calcul des régurgitations valvulaires par une méthode basée sur la différence des VES et leur visualisation sous la forme d'un vide de signal (*flow void*) étaient déjà décrits tels qu'on les pratique encore aujourd'hui. L'électrocardiogramme (ECG) était enregistré en même temps que l'acquisition qui s'étendait sur une demi-heure pour une douzaine de coupes d'épaisseur centimétrique puisque seulement une phase du cycle cardiaque pouvait être enregistrée lors de chaque cycle cardiaque. Une demi-heure supplémentaire était nécessaire pour rétrospectivement reconstruire les images, les données étant triées selon leur position temporelle le long du tracé ECG recueilli.

En 1991, Atkinson et Edelman décrivent le remplissage segmenté du plan de Fourier, toujours utilisé de nos jours en pratique clinique, ainsi que l'acquisition synchronisée prospectivement à l'ECG (**Figure 1**)^{12,13}. Avec cette méthode, la survenue d'une onde R sur le tracé ECG recueilli en temps réel déclenche une série de mesures pendant une durée prédéterminée, inférieure à celle d'un cycle cardiaque. Au terme de cette fenêtre d'acquisition, les mesures s'interrompent jusqu'à la survenue de l'onde R suivante, créant ainsi un intervalle mort et signifiant que la fin du cycle cardiaque n'est pas échantillonnée^{14,15}. Lors de chaque fenêtre d'acquisition, un nombre prédéfini de lignes va être mesuré pour chacun des plans de Fourier qui correspondent à autant de phases du cycle cardiaque que l'on aura souhaité imager. Le remplissage d'un plan de Fourier donné est donc fragmenté (segmenté) en lots de lignes (segments) recueillis au cours de cycles cardiaque successifs.

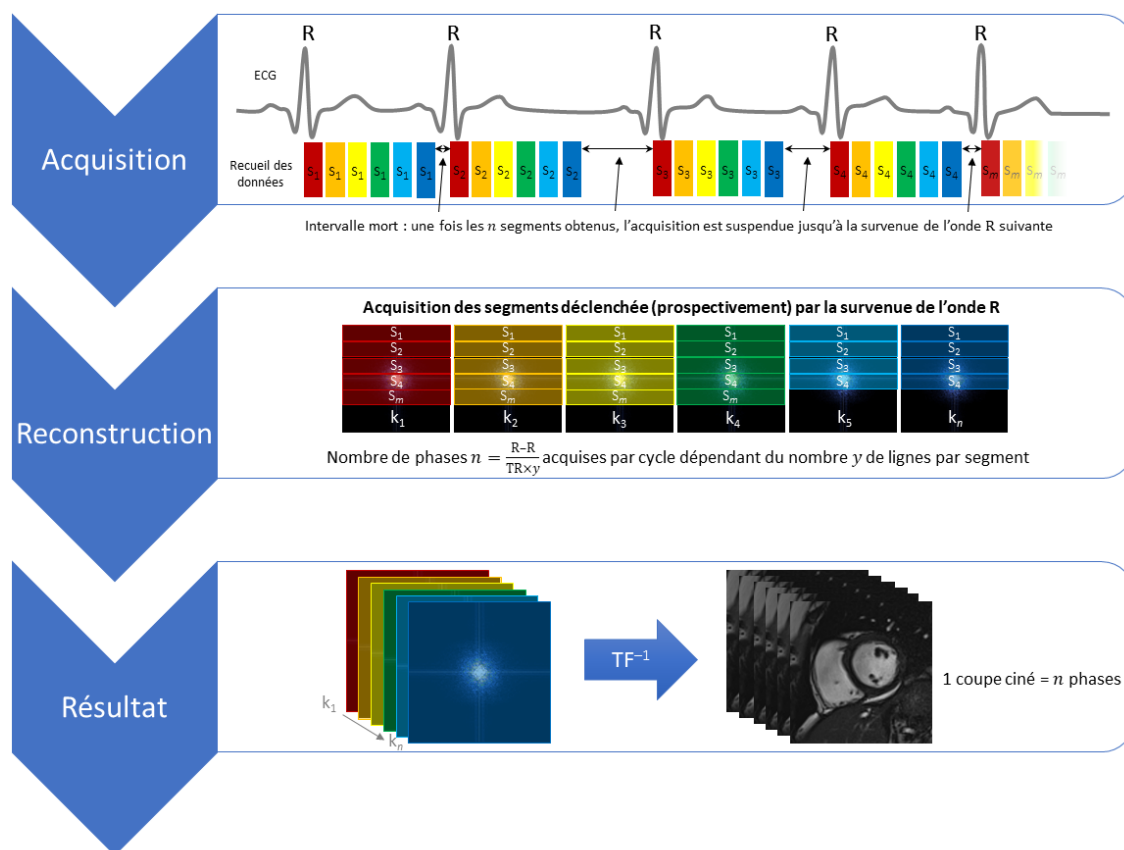


Figure 1. Principe de l'acquisition segmentée en synchronisation prospective à l'ECG.

La survenue d'une onde R déclenche un train d'acquisitions qui correspondent à autant de lots de lignes du plan de Fourier (segments) que de phases du cycle cardiaque que l'on souhaite échantillonner. Chaque plan de Fourier (un par phase) est progressivement complété au fur et à mesure que les cycles cardiaques se succèdent. Si l'acquisition de toutes les phases est achevée avant la fin du cycle cardiaque, un intervalle mort est respecté jusqu'à la survenue de l'onde R suivante qui initie l'acquisition des segments suivants. En conséquence, la fin du cycle cardiaque n'est pas imagée. Ce mode d'acquisition est plus robuste contre l'arythmie que la synchronisation rétrospective.

ECG : électrocardiogramme ; **k** : plan de Fourier ; **m** : nombre de segments nécessaires pour remplir un plan de Fourier ; **n** : nombre de plans de Fourier complétés pour une coupe ciné ; **S** : segment ; **TF⁻¹** : transformée de Fourier inverse ; **TR** : temps de répétition, en ms ; **y** : nombre de lignes du plan de Fourier constituant un segment.

Dans ce mode prospectif, il est nécessaire de définir *a priori* un compromis entre le nombre de phases du cycle cardiaque que l'on souhaite échantillonner d'une part, et d'autre part le nombre de lignes composant un segment et dont dépendra la durée de l'acquisition, donc de l'apnée. De nos jours, les séquences ciné sont des acquisitions segmentées de type *balanced Steady-State Free Precession* (bSSFP), préférées aux séquences en écho de gradient historiques car elles permettent une meilleure définition de l'endocarde ainsi qu'une meilleure reproductibilité des mesures, en un temps d'acquisition plus court ¹⁶.

2. Echantillonner tout le cycle cardiaque : le *gating* cardiaque rétrospectif

Actuellement, la synchronisation rétrospective à l'ECG est en général privilégiée au mode prospectif car elle permet d'échantillonner l'intégralité du cycle cardiaque en se basant sur l'hypothèse selon laquelle la fréquence cardiaque (FC) est un phénomène périodique et régulier. La mesure de l'intégralité du cycle cardiaque est notamment fondamentale pour l'évaluation des insuffisances valvulaires afin de quantifier le plus précisément possible les volumes régurgités ¹⁷.

En mode rétrospectif, les mesures sont réalisées en continu sur plusieurs battements cardiaques consécutifs et des coordonnées temporelles leur sont attribuées en fonction de leur position dans le cycle cardiaque (**Figure 2**). *A posteriori*, les informations possédant les mêmes coordonnées temporelles relatives sont regroupées au sein d'un même plan de Fourier qui correspond à l'une des phases d'une même coupe ciné (habituellement 20 à 25 phases par cycle cardiaque).

La synchronisation rétrospective permet d'adapter la durée de la fenêtre d'acquisition à celle du battement cardiaque pendant que l'acquisition s'effectue en continu. Une interpolation et un filtre sont appliqués rétrospectivement dans le domaine fréquentiel afin de faire correspondre la coupe ciné à un battement cardiaque de référence ^{18,19}. Ainsi, contrairement à ce qui est perçu lors de la visualisation, une coupe ciné est la représentation pondérée de multiples battements cardiaques successifs. A noter que cette observation est propre au mode segmenté et est indépendante du type de synchronisation, qu'elle soit prospective, rétrospective ou adaptative.

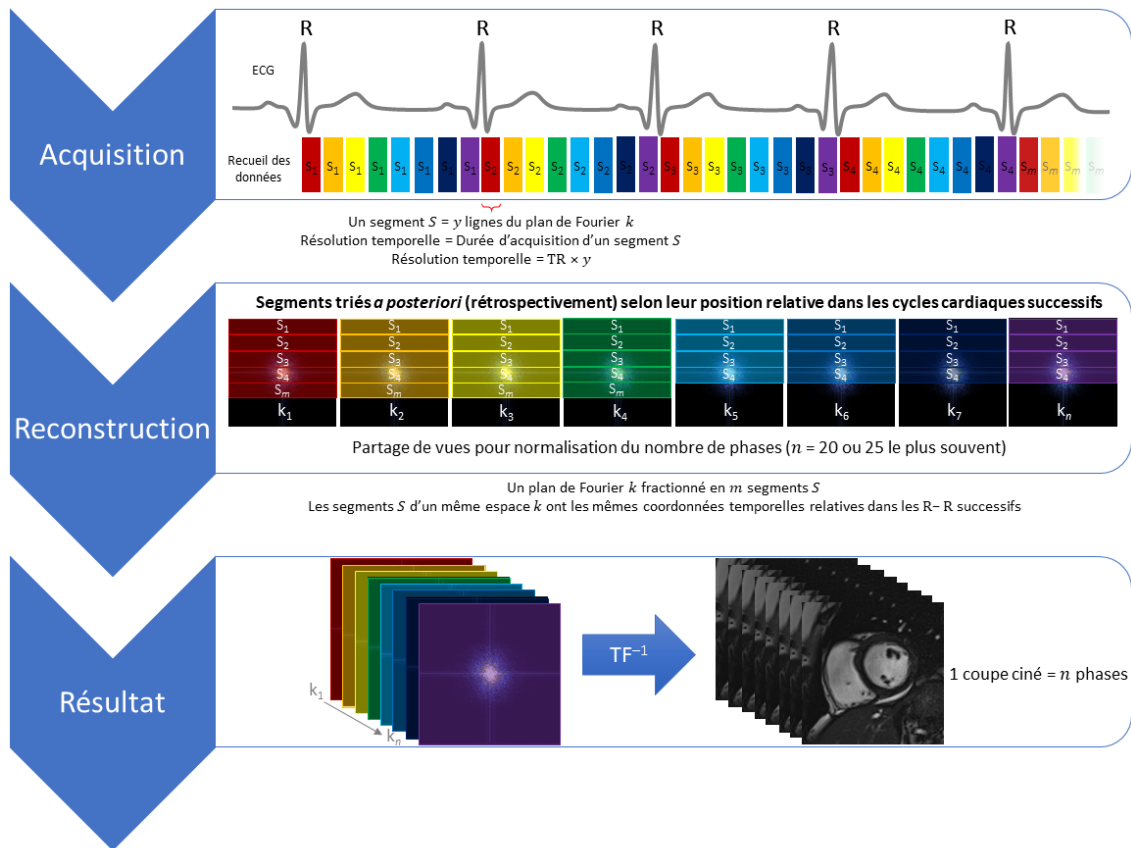


Figure 2. Principe de la synchronisation rétrospective au rythme cardiaque.

L'ECG est enregistré simultanément à l'acquisition en continu sur plusieurs cycles d'autant de segments du plan de Fourier que le permet la résolution temporelle (produit du nombre de ligne composant un segment par le temps de répétition). Après la fin de l'acquisition, une normalisation du nombre de segments par cycle est réalisée afin de pouvoir remplir un nombre prédéfini de plans de Fourier correspondant à autant de phases du cycle cardiaque. Les données segmentées normalisées sont alors triées en fonction de leur position temporelle au sein du cycle cardiaque afin de compléter les plans de Fourier correspondant. L'acquisition ayant lieu en continu, il n'existe pas d'intervalle mort et la télédiastole est échantillonnée.

ECG : électrocardiogramme ; **k** : plan de Fourier ; **m** : nombre de segments nécessaires pour remplir un plan de Fourier ; **n** : nombre de plans de Fourier complétés pour une coupe ciné ; **S** : segment ; **TF-1** : transformée de Fourier inverse ; **TR** : temps de répétition, en ms ; **y** : nombre de lignes du plan de Fourier constituant un segment.

B. Limites des séquences ciné segmentées en contexte clinique

1. Les mouvements cardio-respiratoires

Afin de s'affranchir des mouvements respiratoires, les acquisitions cardiaques segmentées requièrent de multiples apnées, habituellement une par coupe. Néanmoins, il s'agit d'un effort difficile à réaliser en cas de dyspnée, notamment lorsque la cardiopathie explorée est responsable d'insuffisance cardiaque ou qu'elle est associée à une atteinte pulmonaire comme dans le cadre de certaines maladies systémiques²⁰. Les mouvements respiratoires constituent un obstacle technique et une source d'artefacts relativement courante qui nuisent à la qualité image et donc aux performances diagnostiques²¹.

En cas d'arythmie, des artefacts apparaissent car la reconstruction d'une même phase va utiliser des données présentant des coordonnées temporelles relatives différentes au sein de cycles cardiaques de durées inégales²². Des algorithmes luttant contre les effets de l'arythmie peuvent être mis en œuvre afin de limiter ces artefacts lors d'une acquisition en synchronisation rétrospective. Ils sont néanmoins responsables d'apnées excessivement longues, induisant ainsi des artefacts liés aux mouvements respiratoires. En effet, ces algorithmes rejettent toutes les données acquises lors de la survenue de l'arythmie ; or l'acquisition se poursuit jusqu'à ce que le plan de Fourier soit complètement rempli. Une autre approche pour limiter ces artefacts liés à l'arythmie consiste à déclencher l'acquisition de manière prospective en imposant une fenêtre d'acquisition dont la durée est plus courte que l'intervalle R–R le plus court observé²¹. Une diminution du nombre de lignes du plan de Fourier acquises par phase est alors nécessaire pour préserver une résolution temporelle minimale de 20 phases du cycle cardiaque^{17,23}. Bien que robuste, cette pratique a pour inconvénients d'également augmenter la durée des apnées et le temps d'examen tout en sacrifiant la fin du cycle cardiaque située au-delà de la fenêtre d'acquisition.

2. La durée d'examen

L'une des principales limites de l'IRM cardiaque, d'autant que l'on souhaite réaliser une étude cardiaque complète, est la durée d'examen. En effet, en plus des séquences ciné segmentées pour l'étude de l'anatomie et de la fonction, des séquences supplémentaires vont être également acquises afin de permettre entre autres : la caractérisation tissulaire par les cartographies d'imagerie paramétrique T1, T2 ou T2*, qui mesurent les caractéristiques magnétiques du myocarde et permettent d'évaluer sa composition ; la mesure des vitesses

circulatoires, à l'aide de séquences de flux par imagerie en contraste de phase ; la recherche de fibrose de remplacement ou de thrombus sur les séquences de rehaussement précoce ou tardif ^{17,24-27}. Ces acquisitions supplémentaires, qui augmentent mécaniquement la durée de l'examen, sont en général également segmentées et réalisées en apnée.

Afin de limiter la durée de l'IRM cardiaque et d'optimiser le flux de travail, le protocole d'acquisition choisi par le radiologue va viser à se limiter à répondre au motif de l'examen. Ainsi, en fonction du contexte clinique, un protocole d'IRM cardiaque dure en général de 30 à 45 minutes. Cette durée peut néanmoins augmenter jusqu'à 60 minutes, notamment lorsque les acquisitions doivent être répétées ²⁷. Cela se produit par exemple lorsque la qualité image est insuffisante en raison d'artefacts, le plus souvent de mouvements (respiratoires ou liés à l'arythmie), ou lorsque l'anatomie impose d'augmenter le nombre de coupes acquises pour des raisons anatomiques (montages chirurgicaux des cardiopathies congénitales, cardiomégalie) ²⁸.

Alors que les protocoles d'acquisition peuvent être potentiellement longs, le recours à l'IRM cardiaque est désormais la règle dans la prise en charge initiale et le suivi des patients suivis en cardiologie, impliquant un nombre croissant de demandes d'examens à satisfaire ²⁹. En 2018, l'offre en IRM en France était d'un peu moins de 1000 machines sur le territoire, soit 14,8 équipements par million d'habitants permettant l'obtention d'un rendez-vous dans un délai de 32,3 jours en moyenne ³⁰. Ce délai, qui répondait à une demande d'IRM rachidienne dans un contexte oncologique, témoigne de la disponibilité encore limitée de cette modalité d'imagerie, d'autant que l'IRM cardiaque n'est pas réalisée dans tous les centres de radiologie. A moyens constants, la seule possibilité permettant d'améliorer l'accès à l'IRM cardiaque est par conséquent la diminution de la durée des examens soit en diminuant la durée des acquisitions, soit en en diminuant le nombre.

C. Ciné-IRM en temps-réel accéléré par *compressed sensing*

1. Principe du *compressed sensing*

La diminution de la quantité de données mesurées est un moyen *a priori* évident pour réduire la durée d'acquisition d'un signal. Il se heurte néanmoins au théorème de Nyquist-Shannon qui requiert que la fréquence d'échantillonnage d'un signal soit au moins supérieur au double de la fréquence maximale contenue dans ce signal afin de pouvoir le restituer sans ambiguïté (repliement ou *aliasing*) ³¹. Il est communément admis qu'un

suréchantillonnage à 16 fois la fréquence maximale contenue dans le signal permet une restitution considérée comme fidèle, augmentant d'autant la durée des mesures ²³. Les travaux de Candès, Romberg, Tao et Donoho ont permis de passer outre ce principe de suréchantillonnage grâce au *compressed sensing* (CS) ^{32,33}.

Le principe fondateur de cette technique de traitement du signal est exposée dans l'introduction de l'article décrivant le CS ³³. David Donoho y explique ainsi que dans un monde numérique où des quantités gigantesques de données sont créées, échangées et stockées, il est indispensable d'en diminuer le poids pour faciliter leur manipulation. La compression permet cela en réarrangeant et en supprimant les informations jugées comme peu pertinentes pour la restitution fidèle du signal. Ce phénomène est bien connu du grand public dans le domaine audiovisuel : les fichiers audio sont par exemple compressés en des formats qui suppriment les fréquences basses et élevées n'appartenant pas au spectre audible ; pour les images ou vidéos ce sont les nuances de teinte ou de luminosité non perceptibles par l'œil humain qui seront supprimées lors de la compression. Ainsi, la majorité des données mesurées vont être éliminées lors du processus de compression. L'objectif du CS est donc de n'acquérir que les données qui seront conservées après cette étape de compression, la diminution du nombre de mesures s'accompagnant d'un gain de temps proportionnel.

Pour être applicable, le CS requiert que trois conditions soient remplies (**Figure 3**) :

- 1) Le signal que l'on souhaite mesurer doit être « *sparse* », qualificatif que l'on pourrait traduire par « compressible ». En effet, dans un domaine donné, la majorité des informations pertinentes, essentielles à la restitution d'un signal fidèle, doit être concentrée dans une minorité de coefficients. Lorsque le signal n'est pas spontanément *sparse*, il peut le devenir après application d'une transformation « *sparsifiante* » telle que la transformée en ondelettes discrètes ³⁴.
- 2) Le signal doit être fortement sous-échantillonné, selon un motif *a priori* aléatoire. Si l'on se base sur le théorème de Nyquist-Shannon, un sous-échantillonnage périodique aboutira à une ambiguïté dans la restitution du signal que l'on nomme repliement ou *aliasing* ; il s'agit de la répétition périodique et régulière d'un motif dont l'importance sera proportionnelle au sous-échantillonnage. Si le sous-échantillonnage est aléatoire, le repliement qui en découlera le sera également et ressemblera à du bruit au sein du signal. Il s'agit

néanmoins non pas d'un signal parasite (bruit), mais bien d'informations qu'il faudra extraire et réarranger. L'absence de périodicité permet cette extraction.

- 3) Le recours à un algorithme de reconstructions itératives non linéaires pour extraire le signal replié de manière aléatoire. Cet algorithme vérifie à chaque itération que le signal reconstruit est cohérent avec celui qui a été mesuré d'une part, et que le signal résiduel qui sera traité lors du cycle suivant demeure toujours *sparse* dans un domaine donné d'autre part. La durée du processus de reconstruction dépend naturellement des ressources informatiques disponibles pour le calcul ainsi que du nombre de cycles voulu. Schématiquement, on applique un seuillage afin d'extraire du signal mesuré les composantes de plus hautes amplitudes, que l'on suppose faire partie du signal correct ³⁴. L'équipement et le paramétrage par lesquels le signal a été mesuré sont connus (texture et distribution du bruit, réponse impulsionnelle du système), ce qui permet de calculer une estimée du signal replié qui aurait été obtenu à partir de la composante extraite par seuillage. Ce signal estimé est alors soustrait au signal mesuré afin de faire émerger de nouvelles composantes amples et de les isoler en abaissant le seuillage.

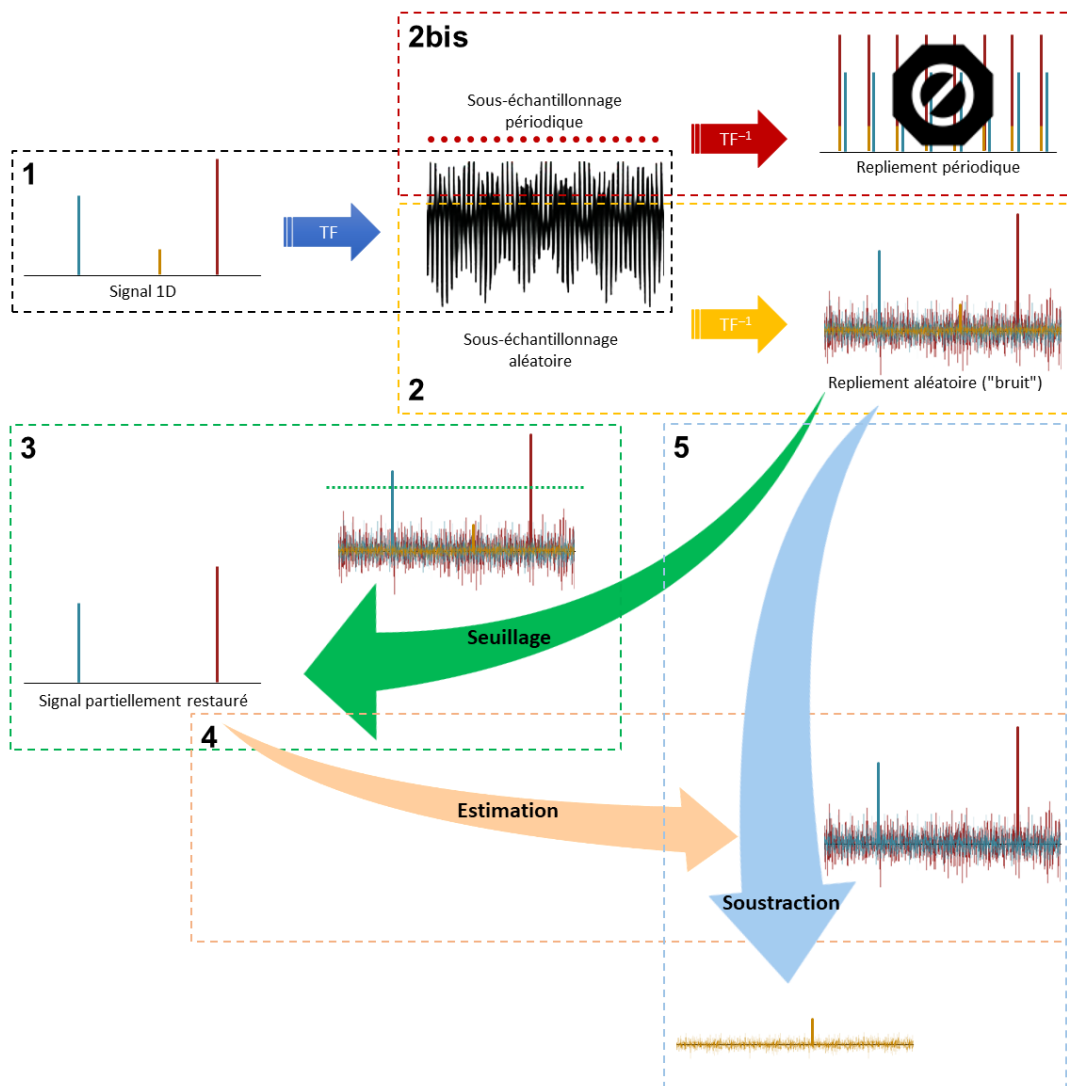


Figure 3. Principe du *compressed sensing* (d'après Lustig ³⁴).

(1) Soit un signal présentant trois composantes dans le domaine image et sa représentation spectrale. **(2bis)** En cas de sous-échantillonnage périodique, le repliement obtenu après retour dans le domaine image l'est également : le signal se répète à l'identique selon un intervalle régulier et il n'est pas possible de déterminer la position réelle de chacun des trois pics. **(2)** Lorsque le sous-échantillonnage est aléatoire, le repliement obtenu dans le domaine image l'est aussi : il n'existe plus d'ambiguïté sur la position réelle des pics bleu et rouge. **(3)** Un seuillage permet d'identifier les composantes bleue et rouge, de plus fortes amplitudes et que l'on suppose appartenir au signal d'origine : le signal est en partie restauré. **(4)** Connaissant la réponse impulsionnelle du système, le schéma pseudo-aléatoire de sous-échantillonnage et le seuil appliqué, on est en mesure d'estimer le signal que l'on aurait obtenu à l'étape 2 si l'on avait mesuré celui qui a été partiellement restauré à l'étape 3. **(5)** Cette estimation est soustraite du signal replié effectivement mesuré à l'étape 2 : on retire les interférences produites par le sous-échantillonnage des composantes rouge et bleue au sein desquelles la composante jaune était masquée. Une nouvelle composante ample est identifiable sur laquelle va être appliquée un nouveau cycle de reconstruction (étapes 3 à 5).

TF : transformée de Fourier ; **TF⁻¹** : transformée de Fourier inverse.

2. Application aux séquences ciné

Le CS apparaît donc comme une technique potentiellement puissante pour réduire le temps d'acquisition en IRM^{34,35}. Combiné aux techniques d'imagerie parallèle (dans le domaine image ou dans le domaine spectral), les facteurs d'accélération atteints permettent d'envisager l'acquisition de séquences ciné de type bSSFP en temps réel tout en maintenant des résolutions spatiale et temporelle de l'ordre de celles obtenues avec les séquences ciné segmentées de référence^{36,37}.

L'imagerie en temps réel exclu par définition l'utilisation d'une synchronisation ECG rétrospective et d'une acquisition segmentée puisqu'une coupe ciné doit être reconstruite à partir d'un seul cycle cardiaque (**Figure 2**). Le mode prospectif quant à lui présente l'inconvénient de ne pas mesurer la fin du cycle cardiaque, la fenêtre d'acquisition étant défini *a priori* (**Figure 1**). Afin de pouvoir systématiquement échantillonner la totalité du cycle cardiaque, il est possible d'avoir recours au déclenchement adaptatif (**Figure 4**). On va alors réaliser en continu autant de mesures que le permet la résolution temporelle de la séquence, à la manière d'une synchronisation rétrospective. La survenue d'une onde R déclenchera, comme dans le cas d'un *gating* prospectif, non pas un nombre prédéfini et fixe de mesures mais plutôt le passage d'une coupe ciné à la suivante. Par conséquent, en cas de variation du rythme cardiaque chaque cycle sera échantillonné sur toute sa durée, dont dépendra néanmoins le nombre de phases que l'on pourra reconstruire. Les logiciels de post-traitement utilisés pour la segmentation des volumes ventriculaires nécessitant que toutes les coupes ciné présentent le même nombre de phases du cardiaque, une interpolation est donc réalisée sur toutes le coupes ciné afin de normaliser le nombre de phases.

Ces prototypes de séquences ciné en temps réel accélérées par CS (*real-time CS cine*, CS_{rt}) permettent l'étude des ventricules cardiaques en une seule apnée voire en respiration libre. La fiabilité des volumes ventriculaires gauches et droits mesurés à partir du ciné CS_{rt} a déjà été évaluée pour ce qui est des paramètres fonctionnels VG et VD sur des populations présentant une anatomie cardiaque modale, sur des IRM de 1,5 et 3 Tesla, chez l'adulte comme chez l'enfant³⁷⁻⁴⁷.

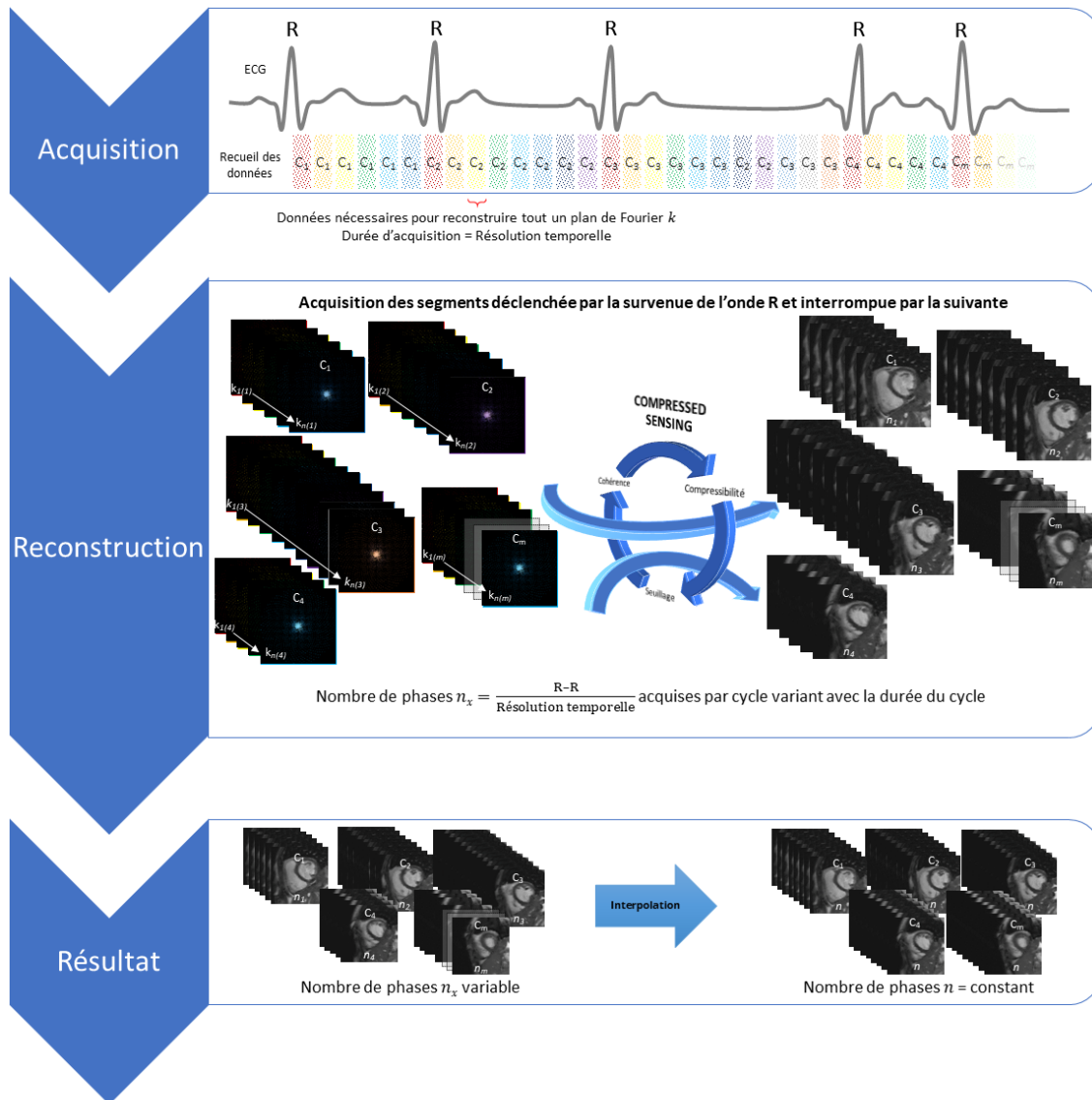


Figure 4. Principe du déclenchement adaptatif.

Lors de l'acquisition, on échantillonne autant de phases du cycle cardiaque que la résolution temporelle l'autorise en un cycle. Les données recueillies sur un seul cycle cardiaque en *compressed sensing* suffisent à reconstruire une coupe ciné. La survenue d'une onde R marque la fin des mesures pour une coupe m donnée et le début de l'échantillonnage pour la coupe $m+1$. Le nombre n_x de phases du cycle cardiaque mesurées dépend pour une résolution temporelle donnée de la durée du cycle cardiaque ; le nombre de phases est donc susceptible d'être différent d'une coupe à l'autre. Une normalisation du nombre de phase est réalisée afin de permettre le post-traitement.

C : coupe ; **ECG** : électrocardiogramme ; **k** : plan de Fourier ; **m** : nombre de coupes ; **n_x** : nombre de plans de Fourier complétés par coupe ciné ; **TF⁻¹** : transformée de Fourier inverse.

D. Objectifs des travaux

Les travaux sur la séquence prototype CS_{rt} se sont essentiellement concentrés sur la fiabilité des volumes segmentés, le plus souvent en rythme sinusal et sur une anatomie modale ³⁷⁻⁴⁷. L'enjeu de ce travail de thèse est d'éprouver cette séquence en conditions cliniques, en particulier dans des situations fréquentes ou techniquement complexes.

1. Première étude – « *Le CS_{rt} face à une anatomie inhabituelle.* »

Le développement de la chirurgie cardiaque ainsi que des traitements cardiaques percutanés a considérablement amélioré le pronostic des patients porteurs d'une cardiopathie congénitale ⁴⁸. En conséquence, le nombre de patients atteignant l'âge adulte, y compris en cas de cardiopathie congénitale cyanogène complexe, n'a cessé de croître et avec lui les besoins en imagerie, si possible non irradiante, dédiée au suivi de ces pathologies. L'évaluation de la fonction et des volumes du VD est cruciale, notamment en cas de cure complète de tétralogie de Fallot, puisque la décision de traiter et le pronostic reposent souvent sur les paramètres du VD ⁴⁹. L'échocardiographie transthoracique demeure l'examen de première ligne mais elle est parfois de réalisation complexe du fait de la situation rétro sternale du VD, d'autant que l'anatomie est atypique comme dans le cadre des cardiopathies congénitales ^{24,50,51}. L'IRM cardiaque permet la mesure fiable des volumes et de la fraction d'éjection du VD, des fuites pulmonaires, de la voie pulmonaire et permet la caractérisation tissulaire (fibrose) ⁴⁹. Elle s'est donc imposée comme une modalité de choix pour l'évaluation du VD, en particulier en cas d'anatomie complexe. Dans cette situation, il peut être nécessaire de multiplier les plans de coupe afin d'appréhender complètement l'anatomie et le montage chirurgical. La multiplication des acquisitions s'accompagne d'une augmentation de la durée d'examen et du nombre d'apnées demandées au patient. Elles sont d'autant plus difficiles à maintenir que la dyspnée est fréquente en cas de cardiopathie congénitale. Lorsqu'elles ne peuvent plus être maintenues, la qualité des images est altérée par des artefacts de mouvements respiratoires.

L'objectif de la première étude sera d'évaluer la fiabilité du prototype de séquence rapide CS_{rt} pour la quantification des paramètres fonctionnels ventriculaires droits dans les cardiopathies congénitales, prenant comme référence la séquence ciné segmentée en bSSFP acquise en multiples apnées ($SSFP_{ref}$).

2. Deuxième étude – « *Le CS_{rt} pour une indication classique et fréquente.* »

L'une des indications classiques de l'IRM cardiaque est l'étude de la transmuralité la nécrose myocardique et de la viabilité myocardique résiduelle dans les suites d'un infarctus du myocarde (IDM) ^{25,52}. Il a été suggéré que les séquences ciné segmentées en bSSFP seraient plus sensibles que l'échocardiographie pour la visualisation des troubles de la cinétique du VG ⁵³. Or l'évaluation en IRM de la viabilité du myocarde après IDM et des possibilités de récupération de la contractilité sont permis par l'étude de l'épaississement myocardique sur les séquences ciné, de la perfusion myocardique de premier passage et du rehaussement tardif après injection de chélates de gadolinium ⁵⁴. Cette étude de viabilité est une étape cruciale dans le cadre du bilan des patients souffrant de coronaropathie et de dysfonction systolique du VG ⁵². Elle est réalisée préalablement à un geste de revascularisation, en particulier lorsqu'un pontage est envisagé, en raison de sa valeur pronostique en termes de réponse au traitement ¹. Par ailleurs, en permettant une évaluation répétée des paramètres fonctionnels, l'IRM cardiaque est également un examen de choix dans le cadre du suivi. La coronaropathie se place au troisième rang des affections longue durée les plus reconnues par la Caisse Nationale d'Assurance Maladie, ce qui rend compte de la fréquence des IRM cardiaques réalisées dans le cadre d'une cardiopathie ischémique ⁵⁵. A la phase aiguë, cette évaluation avant revascularisation est réalisée en urgence et doit donc s'insérer au sein de l'activité programmée. Le ciné CS_{rt} est susceptible de faciliter la réalisation de ces bilans en urgence en diminuant la durée d'examen et le nombre d'apnées, ce d'autant que l'insuffisance cardiaque ischémique est source de dyspnée. Il a néanmoins été observé une diminution de la netteté des bords et un rendu plus lisse des contours myocardiques sur la séquence CS_{rt} ⁴⁵. L'impact de cette modification de la qualité image sur le dépistage des troubles de la contractilité ventriculaire en IRM demeure à évaluer.

L'objectif de la deuxième étude sera d'évaluer la fiabilité du prototype de séquence rapide CS_{rt} pour le diagnostic des troubles de la cinétique segmentaire du ventricule gauche après un infarctus du myocarde en comparaison avec le ciné segmenté SSFP_{ref}.

3. Troisième étude – « *Le CS_{rt} chez les patients classiquement pourvoyeurs d'artefacts.* »

Les séquences ciné segmentées s'appuient sur les données mesurées au cours de plusieurs battements consécutifs, misant sur le caractère reproductible du cycle cardiaque de manière périodique. Ce présupposé est mis en défaut en cas d'arythmie et sera source d'artefacts liés à l'arythmie. L'utilisation d'une synchronisation prospective à l'ECG permet certes de limiter dans une certaine mesure la survenue de ces artefacts, mais elle prolonge en contrepartie la durée des apnées et n'échantillonne pas l'intégralité du cycle cardiaque ²¹. Le déclenchement adaptatif et l'acquisition en temps réel du ciné CS_{rt} semblent permettre des résultats prometteurs aussi bien à 1,5 qu'à 3 Tesla pour l'évaluation des paramètres VG et VD, y compris chez les patients souffrant de fibrillation atriale ^{37,38,44-46,56}. Cependant, si ces travaux se sont concentrés sur la segmentation des ventricules, la qualité image de la séquence CS_{rt} chez les patients arythmiques n'a pas été spécifiquement évaluée, ce d'autant que la diminution de la netteté des bords engendrée par cette séquence semble responsable d'un rendu de la qualité image inférieur à celui obtenu avec les ciné segmentés lorsque le rythme cardiaque est sinusal ⁴⁵.

L'objectif de la troisième étude sera d'évaluer la qualité image obtenue avec le prototype de séquence rapide ciné CS_{rt} chez des patients souffrant de troubles du rythme cardiaque en comparaison avec la séquence ciné segmentée SSFP_{ref}.

MATÉRIELS ET MÉTHODES

Les trois études présentent des similitudes méthodologiques qui sont exposées ici. Les spécificités propres à chaque étude seront détaillées dans les sections dédiées.

A. Population

Les trois études rétrospectives présentées ont été réalisées dans le cadre des vacations cliniques d'IRM cardiaque du Service de Radiologie Cardiaque & Vasculaire de l'Institut Cœur-Poumon au Centre Hospitalier Universitaire de Lille. Le consentement signé de tous les patients a été recueilli et les trois études ont été menées en respectant les principes éthiques applicables à la recherche médicale impliquant des êtres humains tels que définis dans la Déclaration d'Helsinki de 1964⁵⁷.

B. Protocole d'acquisition de base

Tous les examens ont été réalisés sur une IRM 1,5 Tesla (MAGNETOM Aera, Siemens Healthcare, Erlangen, Allemagne). Pour chaque patient, deux séries d'images ciné ont été acquises. Tout d'abord, une pile de ciné orientés dans le petit axe du VG, une coupe 2 cavités du VG, une coupe 2 cavités du VD et une coupe 4 cavités étaient acquises à l'aide de la séquence segmentée multi-apnées en bSSFP avec synchronisation cardiaque prospective à l'ECG (SSFP_{ref}), considérée comme *gold standard*. Immédiatement après, les mêmes coupes (positions et orientations identiques) étaient de nouveau acquises à l'aide de la séquence prototype ciné temps réel CS_{rt} avec déclenchement adaptatif, en une apnée.

Des séquences complémentaires en contraste de phase étaient acquises sur la valve aortique (deuxième et troisième études) ou sur la valve pulmonaire (première et deuxième étude). L'encodage était orienté au travers du plan et la vitesse d'encodage par défaut était de 150 cm/s pour la valve aortique et de 100 cm/s pour la valve pulmonaire. La séquence de flux était répétée après adaptation de la vitesse d'encodage lorsque l'accélération du flux transvalvulaire était responsable d'un *aliasing*. Des séquences de rehaussement tardif étaient également acquises dans le cadre de la deuxième étude.

Les paramètres des deux séquences comparées sont présentés dans le **Tableau 1**.

Tableau 1. Paramètres d'acquisition.

	SSFP_{ref}	CS_{rt}	Flux
Type de séquence	Ciné bSSFP	Ciné bSSFP	PCI GRE
Technique d'accélération (facteur)	GRAPPA (×2)	CS (×11)	GRAPPA (×3)
Temps de répétition – ms	3,16	2,70	29,7
Temps d'écho – ms	1,23	1,14	2,91
Angle de bascule – degrés	57	60	30
Champ de vue – mm²	375 × 280	360 × 270	350 × 317
Matrice – pixels²	288 × 216	224 × 168	194 × 176
Résolution spatiale – mm²	1,3 × 1,3	1,6 × 1,6	1,8 × 1,8
Résolution temporelle – ms	41,2	49	89,1
Épaisseur de coupe – mm	8	8	5,5
Espace intercoupes – mm	2	2	NA
Bande passante – Hz/pixel	915	900	554
Synchronisation ECG	Prospectif	Adaptatif	Rétrospectif
Phases cardiaques acquises – n/cycle	20/25 ^{a, b}	Variable ^c	30
Phases cardiaques reconstruites – n/cycle	20/25 ^{a, b}	20/25 ^{b, d}	30
Nombre d'apnées – n	1/coupe	Unique	Unique
Cycles de reconstruction itérative – n	NA	40	NA
Cycles cardiaques/coupe – n	7	2 ^e	9

^a Valeur constante. ^b 20 phases pour la première et la troisième étude, 25 phases pour la deuxième étude. ^c Nombre de phases acquises dépendant de la durée de l'intervalle R–R. ^d Interpolation pour générer un nombre constant de phases par cycle cardiaque. ^e Le premier cycle pour la préparation du signal, le second pour l'acquisition.

bSSFP : *balanced steady-state free precession* ; **CS_{rt}** : ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; **ECG** : électrocardiogramme ; **GRAPPA** : *generalised autocalibrating partial parallel acquisition* ; **GRE** : *gradient echo* ; **NA** : non applicable ; **PCI** : *phase contraste imaging* ; **SSFP_{ref}** : ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

C. Evaluation de la qualité image

Pour chaque étude, la qualité des images en SSFP_{ref} et en CS_{rt} était évaluée selon deux indicateurs :

1. La qualité image globale subjective a été mesurée à l'aide d'une échelle de Likert à 4 points (1 = non diagnostique ; 2 = médiocre ; 3 = bonne ; 4 = excellente).
2. Une évaluation objective de la qualité de l'acquisition a été réalisée sur la base de critères standardisés adaptés de la section " *LV-Function cine SSFP* " du registre *European Cardiac Magnetic Resonance* (score EuroCMR) ⁴. Un score nul signifiait l'absence d'artefacts tandis que le score maximal était de 10 points (**Tableau 2**).

Tableau 2 : Score de qualité basé sur les critères standardisés du registre *European Cardiac Magnetic Resonance* (d'après ⁴).

Items	0	1	2	3	Max.
<i>Coupes manquantes</i>	aucune	–	apex	base ou ≥ 1 c.	5
<i>Repliement</i>	Non	1 c.	2 c.	≥ 3 c.	} 3
<i>Mouvements respiratoires</i>	Non	1 c.	2 c.	≥ 3 c.	
<i>Mouvements cardiaques</i>	Non	1 c.	2 c.	≥ 3 c.	
<i>Flou / artefacts liés à l'arythmie</i>	Non	1 c.	2 c.	≥ 3 c.	
<i>Artefact métallique</i>	Non	1 c.	2 c.	≥ 3 c.	
<i>Inhomogénéité du champ</i>	Non	1 c.	2 c.	≥ 3 c.	} 2
<i>Perte de signal (antenne inactive)</i>	activée	–	inactivée	–	
<i>Orientation des plans</i>	<i>correcte</i>	–	<i>incorrecte</i>	–	2
<i>Épaisseur de coupe</i>	≤ 10 mm	11-15 mm	–	> 15 mm	3
<i>Espace intercoupe</i>	< 3 mm	3-4 mm	–	> 4 mm	3
<i>2 cavités/4 cavités corrects</i>	≥ 2	1	–	aucune	3
<i>Score initial (12 items)</i>					21
Score modifié (8 premiers items)					10

Un score nul était systématiquement attribué aux quatre derniers items. En effet, les acquisitions étaient répétées à chaque fois que l'orientation des coupes n'était pas appropriée ; toutes les acquisitions (SSFP_{ref} et CS_{rt}) ont été réalisées en utilisant la même épaisseur de coupe et le même espacement qui étaient respectivement de 8 mm et 2 mm ; enfin les coupes en 2 cavités et 4 cavités étaient systématiquement acquises. Ces quatre items, grisés, n'ont donc pas été comptabilisés, aboutissant ainsi à un score modifié maximum de 10 points. Ainsi, plus l'examen présentait d'artefacts, plus le score était élevé.

c. : coupe(s) ; **Max.** : score maximal attribuable ; **VG** : ventricule gauche.

D. Segmentation des volumes

La mesure des paramètres fonctionnels ventriculaires a été réalisée en premier lieu sur les séquences ciné SSFP_{ref}. A distance, cette mesure était répétée sur les images en CS_{rt} (voir *Conditions d'analyse*). Les paramètres ventriculaires mesurés étaient la fraction d'éjection (FE), le volume télédiastolique (VTD), le volume télésystolique (VTS) et le volume d'éjection systolique (VES), pour le VG et le VD. La masse du VG (MVG) était également étudiée. La mesure de ces paramètres reposait sur la segmentation des contours endocardiques et épocardiques sur les coupes ciné orientées selon le petit axe du VG, en télésystole et en télédiastole. La segmentation était semi-automatique pour les contours du VG, nécessitant néanmoins une correction manuelle. La segmentation de l'endocarde du VD était manuelle. Les plans des valves atrio-ventriculaires gauche et droite était défini sur les coupes ciné en 4 cavités et 2 cavités du VG et du VD afin d'exclure les volumes segmentés se projetant au sein des oreillettes.

Les VES étaient confrontés au volume antérograde mesuré au travers des valves aortique et/ou pulmonaire sur les séquences en contraste de phase par segmentation automatique et ajustement de la ligne de base sur le flux mesuré au sein des tissus stationnaires environnants. Les insuffisances aortiques et pulmonaires étaient ainsi quantifiées par fluximétrie directe directement sur la séquence en contraste de phase par la mesure du volume rétrograde, tandis que les insuffisances mitrale et tricuspides étaient calculées par fluximétrie indirecte comme étant la différence entre le VES et le flux antérograde ¹¹.

E. Conditions d'analyse

Pour chaque étude, toutes les images ont été anonymisées avant d'être transférées sur une station de post-traitement clinique dédiée (module *MR Cardiac Analysis*, Syngo.via VB30A, Siemens Healthcare, Erlangen, Allemagne). Trois radiologues juniors de 3 ans (première et deuxième études) et de 4 ans (troisième étude) d'expérience en imagerie cardiaque ont évalué la qualité image selon les indicateurs cités ci-dessus et réalisé les segmentations du VG et du VD. Les images en SSFP_{ref} étaient d'abord traitées et le même processus était répété au moins un mois plus tard sur les images en CS_{rt}.

F. Analyses statistiques

Sauf indication contraire, les variables catégorielles sont présentées sous forme de nombres ou proportions (pourcentages). Les variables continues sont exprimées sous la forme de moyennes \pm écarts-types (σ) (intervalle de confiance à 95 % [IC 95%]) dans le cas d'une distribution normale, et de médianes (minimum–maximum) dans les autres cas. La normalité a été évaluée par le test de D'Agostino-Pearson.

Le test de Wilcoxon pour des échantillons appariés a été utilisé pour comparer les scores de qualité image subjective et de qualité d'acquisition ainsi que les paramètres ventriculaires ne présentant pas une distribution normale. Le t test de Student pour des échantillons appariés et l'analyse de variance (ANOVA) ont permis la comparaison des variables continues à distribution normale (durées d'acquisition et paramètres ventriculaires). Le coefficient de corrélation intraclasse (CCI) avec modèle à deux facteurs à effets aléatoires a été utilisé pour mesurer la concordance interobservateurs et l'accord absolu intra-observateur⁵⁸.

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel de biostatistiques MedCalc (version 14.8.1.0, MedCalc Software, Ostende, Belgique). Les valeurs de $p < 0,05$ étaient considérées comme statistiquement significatives.

PREMIÈRE ÉTUDE : ÉVALUATION DE LA FONCTION ET DES VOLUMES VENTRICULAIRES DROITS PAR SÉQUENCE CINÉ TEMPS RÉEL EN *COMPRESSED SENSING* CHEZ LES PATIENTS PORTEURS DE CARDIOPATHIES CONGÉNITALES ⁵⁹ (Annexe 1).

L'objectif de la première étude sera d'évaluer la fiabilité du prototype de séquence rapide CS_{rt} pour la quantification des paramètres fonctionnels ventriculaires droits dans les cardiopathies congénitales, prenant comme référence la séquence ciné segmentée en bSSFP acquise en multiples apnées (SSFP_{ref}).

A. Matériels et méthodes : spécificités de l'étude

1. Population

De janvier à avril 2019, 61 patients adressés pour la réalisation d'une IRM cardiaque visant au bilan initial ou au suivi d'une cardiopathie congénitale, après cure complète ou non, ont été inclus. Les anatomies de type ventricule unique étaient exclues de l'étude. Le logigramme résumant le protocole de l'étude est présenté en **Figure 5**.

2. Protocole d'imagerie

Le protocole d'acquisition de base était appliqué dans le cadre de l'examen des patients. La séquence en contraste de phase était acquise sur le tronc pulmonaire afin de quantifier le volume éjecté dans la circulation pulmonaire par le VD. Le cas échéant, cette mesure permettait également de quantifier une éventuelle insuffisance tricuspide et d'évaluer sa sévérité.

3. Étude fonctionnelle

Conformément aux habitudes de notre centre, les trabéculations du VD ont été incluses le volume sanguin.

4. Évaluation de la qualité image

La qualité de l'acquisition été évaluée à l'aide de critères standardisés présentés plus haut reposant principalement sur la quantification des artefacts. Ces critères, initialement utilisés pour l'évaluation du VG, ont été pour cette étude appliqués au VD ⁴.

La visualisation des anomalies de la cinétique régionale VD (caractérisée comme normokinétique, hypokinétique, akinétique ou dyskinétique) a également été étudiée sur quatre niveaux anatomiques (base, médioventriculaire, apex et infundibulum pulmonaire). La présence d'artefacts de flux liés à une éventuelle insuffisance tricuspide a été également recherchée, sur les coupes ciné 2 cavité du VD et 4 cavités.

5. Conditions d'analyse

Pour la mesure de l'accord absolu intra-observateur, le même radiologue a renouvelé la segmentation du VD sur les images en CS_{rt} de 20 patients tirés au sort, au moins un mois après la première évaluation. Un radiologue sénior avec 10 ans d'expérience en imagerie cardiaque a également réalisé l'évaluation fonctionnelle du VD sur un autre échantillon de 20 patients tirés au sort afin de mesurer la concordance inter-observateur pour la segmentation des volumes sur la séquence ciné CS_{rt} ⁵⁸.

6. Analyse statistique

L'ANOVA a permis de comparer les VES du VD évalués par les deux séquences ciné avec le volume pulmonaire antérograde mesuré par la séquence de flux en contraste de phase. Une courbe sensibilité/spécificité a été utilisée pour la détectabilité des régurgitations valvulaires et des troubles de la cinétique du VD.

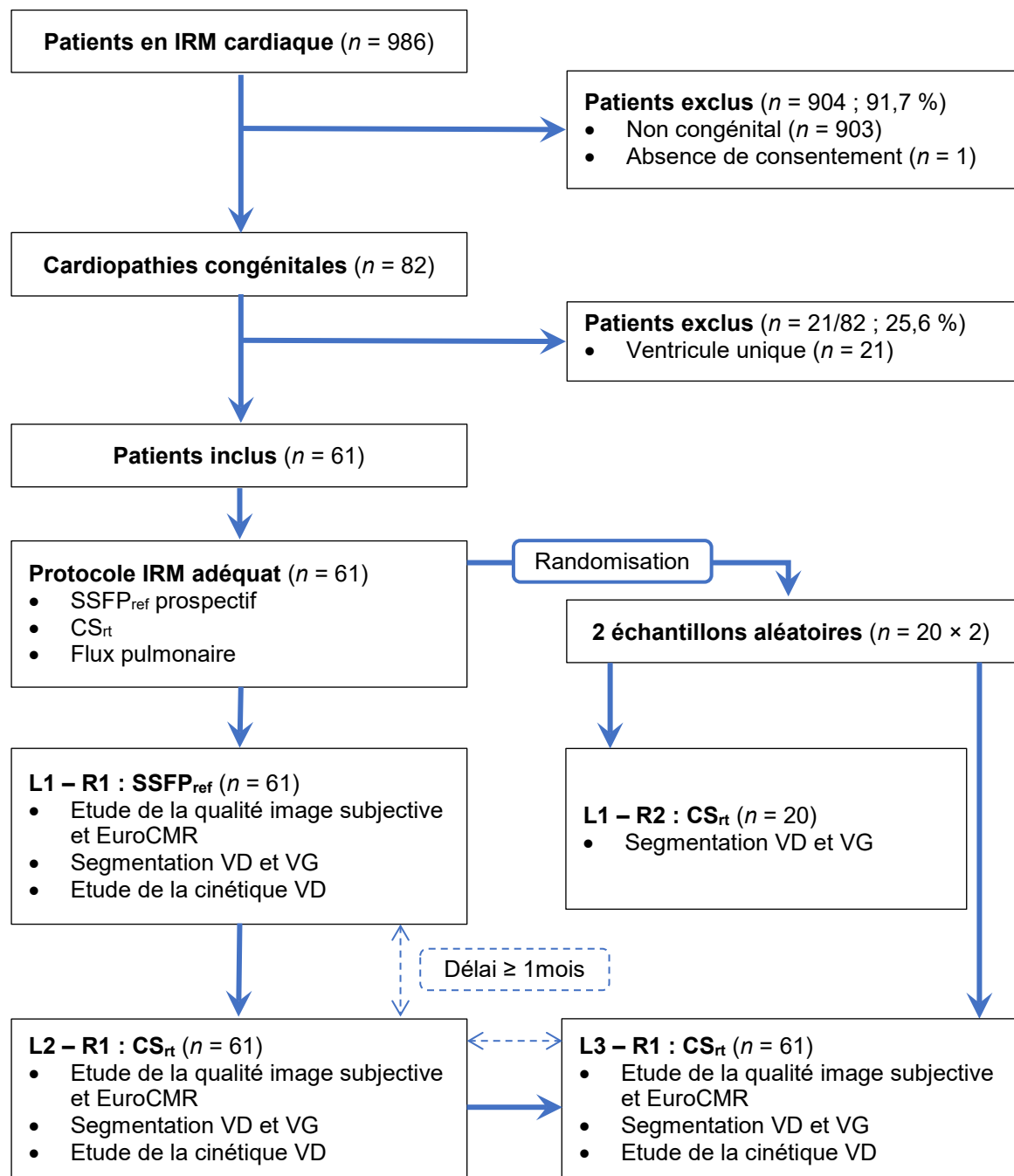


Figure 5. Logigramme de la première étude.

Le test *t* de Student pour des échantillons appariés et une analyse de variance ont été utilisés pour comparer les volumes. Le test de Wilcoxon a comparé les scores EuroCMR et de qualité image subjective. Le CCI a évalué la concordance inter-observateurs et l'accord absolu intra-observateur.

CCI : coefficient de corrélation intraclass ; CS_{rt} : ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; EuroCMR : *European Cardiac Magnetic Resonance registry* ; IRM : imagerie par résonance magnétique ; L1/2/3 : Lecture 1/2/3 ; R1/2 : Radiologue 1/2 ; SSFP_{ref} : ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession* ; VD : ventricule droit ; VG : ventricule gauche.

B. Résultats

1. Description la population

Les 61 patients (29 hommes, 32 femmes ; âge moyen : $22,2 \pm 9,0$ ans ; IC 95 % : 19,9–24,5 ans) ont été adressé pour réalisation d'une IRM cardiaque dans le cadre des cardiopathies congénitales suivantes : tétralogie de Fallot ($n = 33/61$; 54,1 %), atrésie pulmonaire à septum ouvert ($n = 7/61$; 11,5 %), shunt intracardiaque isolé ($n = 7/61$; 11,5 %), transposition des gros vaisseaux ($n = 3/61$; 4,9 %), coarctation de l'aorte ($n = 2/61$; 3,3 %), sténose pulmonaire congénitale ($n = 2/61$; 3,3 %), *cor triatriatum sinister* ($n = 2/61$; 3,3 %), double discordance ($n = 2/61$; 3,3 %), atrésie pulmonaire à septum intact après cure complète ($n = 2/61$; 3,3 %) et rétrécissement aortique congénital ($n = 1/61$; 1,6 %). Le **Tableau 3** résume les caractéristiques générales de la population étudiée.

Tableau 3. Données démographiques (cardiopathies congénitales : $n = 61$).

	Moyenne $\pm \sigma$ (IC 95 %)	Minimum	Maximum
Age – années	$22,0 \pm 9,0$ (19,9–24,5)	7	53
Poids – kg	$59,1 \pm 16,8$ (54,8–63,4)	24	100
Taille – cm	$163,4 \pm 15,0$ (159,5–167,2)	121	190
Surface corporelle – m ²	$1,6 \pm 0,3$ (1,6–1,7)	0.9	2.3
Fréquence cardiaque moyenne – bpm	$74,6 \pm 14,2$ (71,0–78,2)	44	112

bpm : battements par minute ; **IC 95 %** : intervalle de confiance à 95 % ; σ : écart-type.

2. Temps d'acquisition

La durée moyenne de l'acquisition en CS_{rt}, réalisée en une unique apnée, était de $22,4 \pm 6,2$ s (IC 95 % : 20,8–23,9 s) contre $442,2 \pm 89,9$ s (IC 95 % : 419,2–465,2 s) pour SSFP_{ref} ($p < 0,001$). Le facteur d'accélération moyen atteint par CS_{rt} était de $20,8 \pm 5,6$ (IC 95 % : 19,3–22,2) par rapport à SSFP_{ref}. En moyenne, $13,3 \pm 2,9$ coupes (IC 95 % : 12,5–14,1 coupes) ont été acquises pour chaque patient avec les deux séquences.

3. Étude quantitative

Les paramètres VD et VG mesurés par segmentation sur les séquences ciné SSFP_{ref} et CS_{rt} sont présentés dans le **Tableau 4**. Il n'y avait pas de différence statistiquement significative en termes de VTD-VD entre les séquences SSFP_{ref} et CS_{rt} ($p = 0,169$). La FEVD était légèrement sous-estimée par CS_{rt} ($p = 0,006$) en raison d'une sous-estimation significative du VTS-VD avec cette séquence.

Tableau 4. Paramètres fonctionnels mesurés sur les séquences SSFP_{ref} et CS_{rt}.

	SSFP _{ref}	CS _{rt}	Différence	p	CCI	
					Inter	Intra
FEVD – %	49,8 ± 7,8 (47,8–51,8)	48,7 ± 8,6 (46,5–50,9)	-1,07 ± 2,90 (-1,81 à -0,32)	0,006 *	0,95	0,94
VTD-VD – mL	192,9 ± 60,1 (177,5–208,3)	194,9 ± 62,1 (179,0–210,8)	2,00 ± 11,21 (-0,87 à 4,87)	0,169	0,91	0,97
VTS-VD – mL	98,9 ± 41,0 (88,4–109,4)	102,4 ± 44,0 (91,1–113,7)	3,51 ± 11,05 (0,68 à 6,34)	0,016 *	0,97	0,98
VES-VD – mL	93,6 ± 25,7 (87,0–100,2)	92,3 ± 26,0 (85,7–99,0)	-1,28 ± 2,96 (-2,04 à -0,52)	0,001 *	0,99	0,93
FEVG – %	57,4 ± 7,5 (55,4–59,3)	57,8 ± 7,9 (55,7–59,8)	0,38 ± 4,22 (-0,70 à 1,46)	0,488	0,98	0,98
VTD-VG – mL	130,0 ± 40,1 (119,8–140,3)	128,7 ± 43,6 (117,5–139,8)	-1,39 ± 10,68 (-4,13 à 1,34)	0,312	0,98	0,97
VTS-VG – mL	56,3 ± 23,5 (50,3–62,3)	55,5 ± 27,1 (48,5–62,4)	-0,84 ± 10,24 (-3,46 à 1,79)	0,526	0,97	0,98
VES-VG – mL	73,6 ± 21,9 (68,0–79,2)	73,4 ± 22,1 (67,7–79,0)	-0,23 ± 3,14 (-1,03 à 0,58)	0,571	0,99	0,99
MVG – g	95,7 ± 33,9 (87,0–104,4)	102,9 ± 38,5 (93,0–112,8)	7,18 ± 15,12 (3,31 à 11,05)	0,0005 *	0,96	0,97

Valeurs exprimées en moyennes ± σ (IC 95 %). * $p < 0,05$.

CCI : coefficient de corrélation intraclass ; CS_{rt} : ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; FE : Fraction d'éjection ; IC 95 % : intervalle de confiance à 95 % ; Inter : cohérence interobservateurs ; Intra : accord absolu intra-observateur ; MVG : masse ventriculaire gauche ; σ : écart-type ; SSFP_{ref} : ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession* ; VD : ventricule droit ; VES : volume d'éjection systolique ; VG : ventricule gauche ; VTD : volume télédiastolique ; VTS : volume télésystolique.

L'ANOVA n'a pas mis en évidence de différence significative en ce qui concerne le VES-VD, quelle que soit la méthode de mesure (SSFP_{ref} : 93,6 ± 25,7 mL [IC 95 % : 87,0–100,2 mL] ; CS_{rt} : 92,3 ± 26,0 mL [IC 95 % : 85,7–99,0 mL] ; contraste de phase : 88,6 ± 27,1 mL [IC 95 % : 91,6–95,5 mL] ; $p = 0,605$). Aucune différence significative n'était observée entre SSFP_{ref} et CS_{rt} pour ce qui est de la FEVG et du VTD-VG. La MVG était légèrement surestimée par le CS_{rt}. La régression linéaire montrait une bonne concordance entre les deux acquisitions pour tous les paramètres fonctionnels VD (**Figure 6**), et les valeurs de r étaient excellentes pour tous les paramètres évalués. En revanche, selon le paramètre VD considéré, l'analyse graphique des diagrammes de Bland-Altman identifiait 5 paires de mesures se situant en dehors de limites d'agrément (tétralogie de Fallot, $n = 5/5$; 100 %). On observait notamment un biais dans la mesure de la FEVD en CS_{rt} puisque les limites d'agrément s'étaient de $-13,7$ à $+9,3$ %.

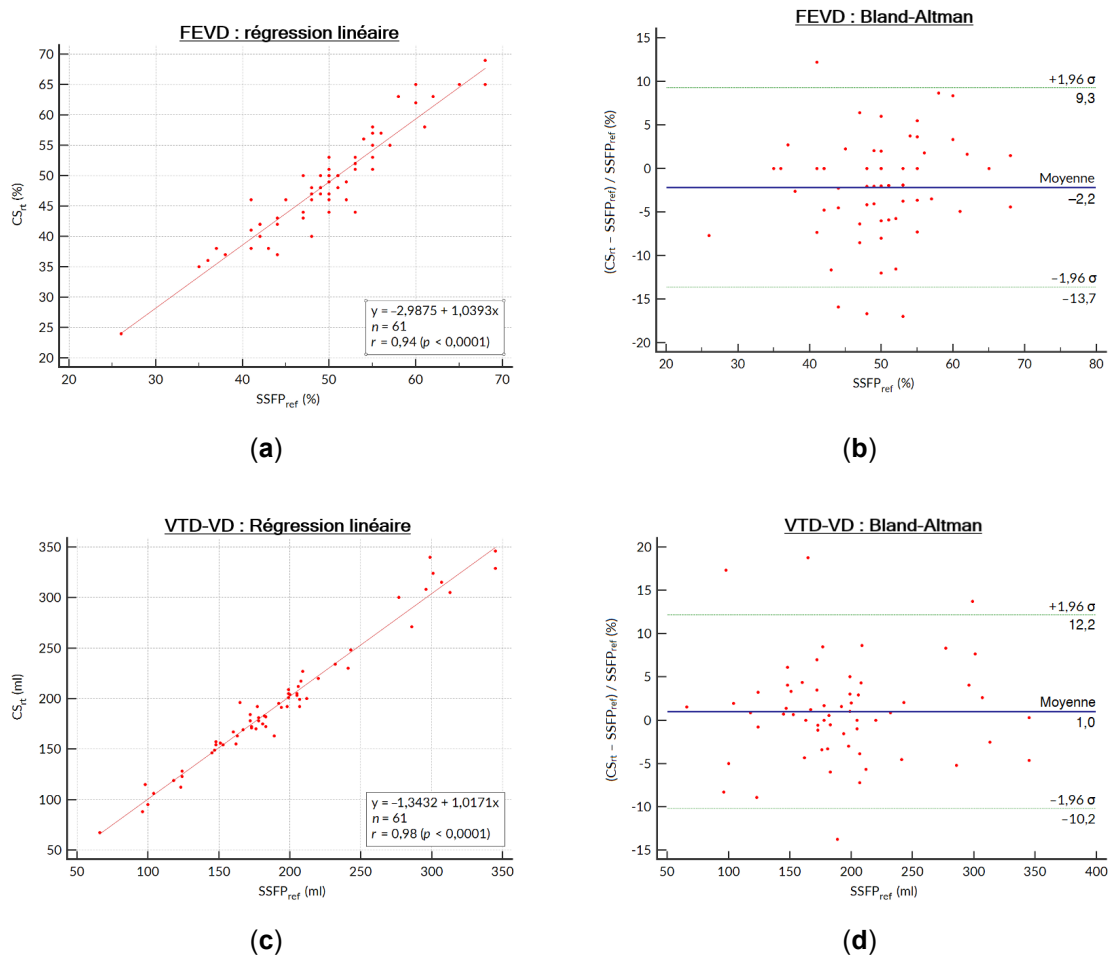


Figure 6. Diagrammes de Bland-Altman et régressions linéaires pour des paramètres fonctionnels ventriculaires droits.

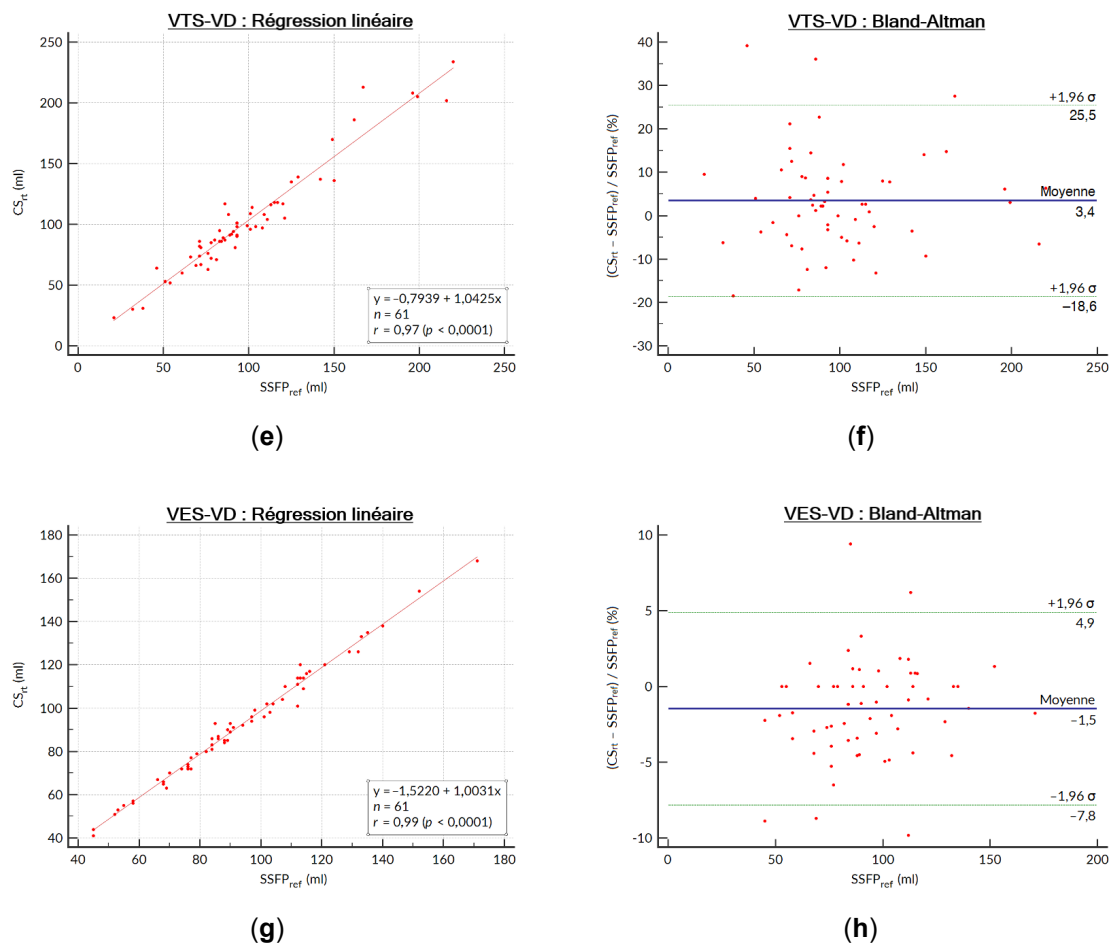


Figure 6 (suite). Diagrammes de Bland-Altman et régressions linéaires pour des paramètres fonctionnels ventriculaires droits.

Colonne de gauche : Régression linéaire pour (a) FEVD, (c) VTD-VD, (e) VTS-VD, et (g) VES-VD, représentant la corrélation entre les paramètres mesurés sur les séquences $SSFP_{ref}$ et CS_{rt} .
Colonne de droite : Diagrammes de Bland-Altman pour (b) FEVD, (d) VTD-VD, (f) VTS-VD, et (h) VES-VD. Les lignes bleues représentent les différences moyennes et les lignes vertes les limites d'agrément à 95 %.

Abréviations : identiques à celles du **Tableau 4**.

4. Étude de la qualité image

Toutes les acquisitions en CS_{rt} étaient considérées comme étant de qualité diagnostique (**Tableau 5**). Le score de qualité d'image subjective était néanmoins plus faible pour les images CS_{rt} ($p = 0,0001$) puisque la majorité des examens étaient considérés de qualité excellente en $SSFP_{ref}$ et de bonne qualité avec CS_{rt} . Cependant, la présence d'artefacts était moins fréquente sur les images CS_{rt} que sur celles en $SSFP_{ref}$ ($p = 0,0016$).

Tableau 5. Evaluation de la qualité image pour les séquences SSFP_{ref} et CS_{rt}.

a. Qualité image globale subjective (échelle de Likert)

	1 : Non diagnostique	2 : Moyenne	3 : Bonne	4 : Excellente
SSFP _{ref}	1/61 (1,6 %)	10/61 (16,4 %)	22/61 (36,1 %)	28/61 (45,9 %)
CS _{rt}	0/61 (0,0 %)	12/61 (19,7 %)	49/61 (80,3 %)	0/61 (0,0 %)
<i>p</i>		0,0001 *		

b. Score d'artefacts selon les critères standardisés EuroCMR

	0 à 3 points	4 à 6 points	7 à 10 points
SSFP _{ref}	47/61 (77,1 %)	11/61 (18,0 %)	3/61 (4,9 %)
CS _{rt}	55/61 (90,2 %)	6/61 (9,8 %)	0/61 (0,0 %)
<i>p</i>		0,0016 *	

Les valeurs sont exprimées en nombres (pourcentages). * $p < 0,05$.

CS_{rt} : ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; EuroCMR : *European Cardiac Magnetic Resonance registry* ; SSFP_{ref} : ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

La **Figure 7**, la **Figure 8** et les **Vidéos 1-1 et 1-2** disponibles en accès libre chez l'éditeur ayant publié l'étude (<https://www.mdpi.com/article/10.3390/jcm10091930/s1>) fournissent des exemples de ciné en CS_{rt} dans diverses situations cliniques.

En prenant SSFP_{ref} comme technique de référence, il n'y a eu aucune perte d'information diagnostique concernant les anomalies de la cinétique régionale du VD sur les images CS_{rt}. La sensibilité et la spécificité du CS_{rt} pour cette tâche était de 100 % (normokinétique : $n = 157/244$ soit 64,3 % ; hypokinétique : $n = 39/244$ soit 16,0 % ; akinétique : $n = 1/244$ soit 0,4 % ; dyskinétique : $n = 47/244$ soit 19,3 %).

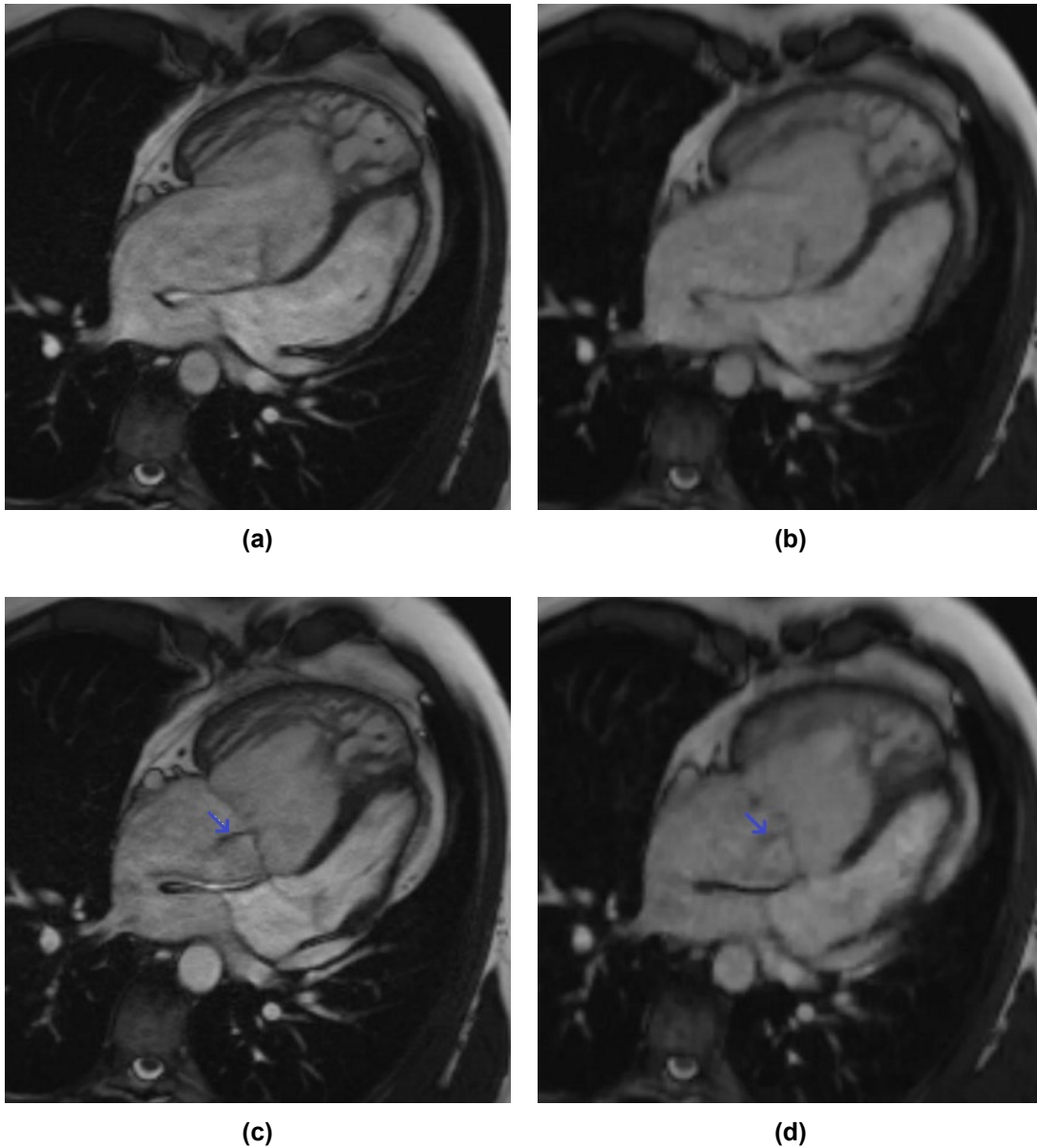


Figure 7. Coupe ciné 4 cavités chez un patient de 31 ans adressé pour une transposition des gros vaisseaux, suivi après une chirurgie de Senning.

SSFP_{ref} en diastole **(a)** et en systole **(c)** : score de qualité image subjectif = 4/4 ; FEVD = 42 %.

CS_{rt} en diastole **(b)** et en systole **(d)** ; score de qualité image global = 3/4 ; FEVD = 40 %.

Insuffisance tricuspide visible sur les deux séquences (flèche bleue).

CS_{rt} : ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; FEVD : fraction d'éjection du ventricule droit ; SSFP_{ref} : ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

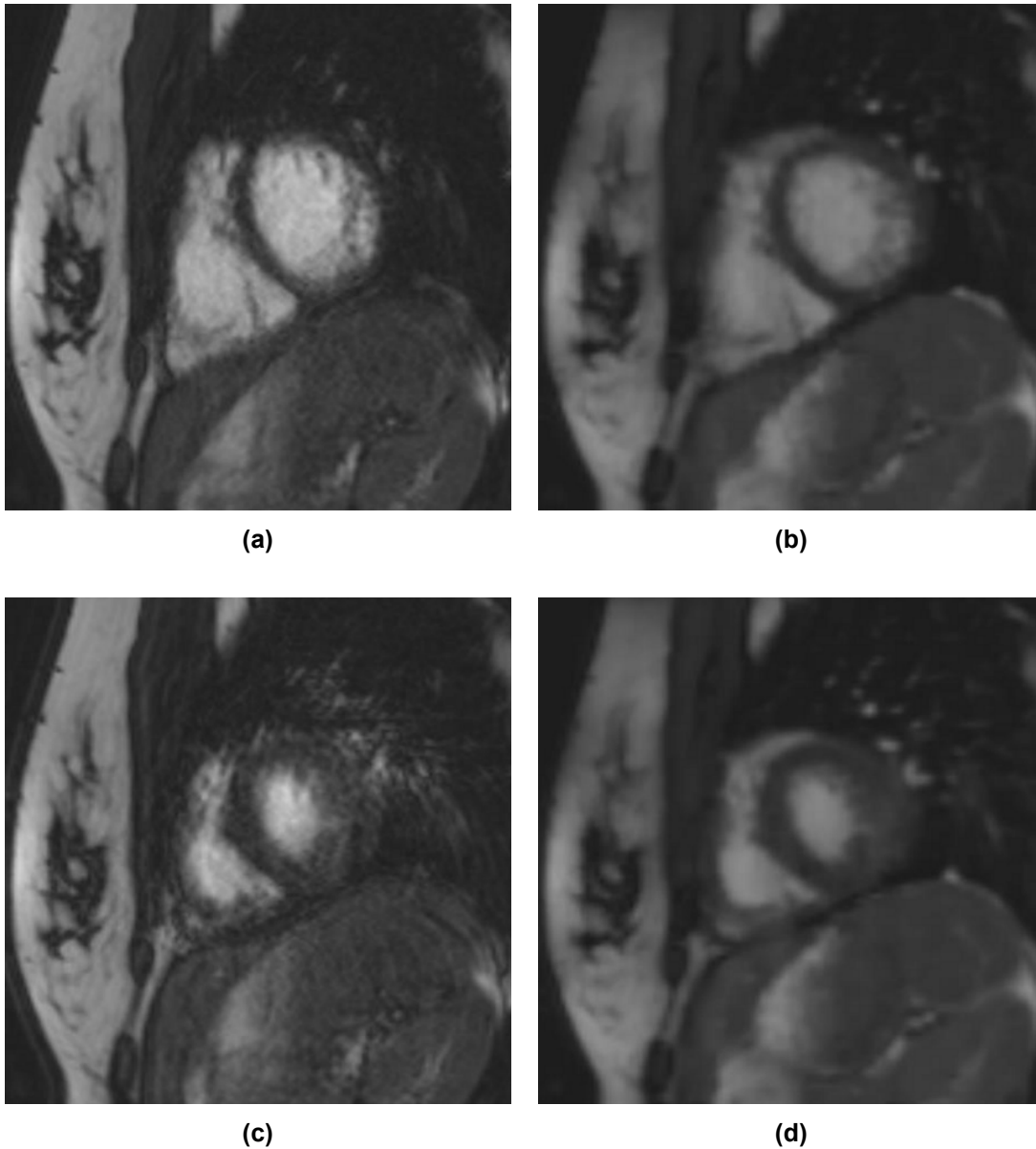


Figure 8. Coupe ciné petit axe chez une patiente de 26 ans adressée dans le cadre du suivi d'une cure complète de tétralogie de Fallot et présentant un rythme irrégulier.

Fréquence cardiaque médiane = 78 bpm (51–107 bpm).

SSFP_{ref} en diastole **(a)** et en systole **(c)** : score de qualité image subjectif = 2/4 ; FEVD = 51 %.

CS_{rt} en diastole **(b)** et en systole **(d)** : score de qualité image subjectif = 3/4 ; FEVD = 48 %.

La qualité image considérée comme moyenne est due aux artefacts liés à l'arythmie en lors de l'acquisition en SSFP_{ref} tandis que CS_{rt} a fourni à la fois une segmentation fiable des volumes et une qualité image jugée bonne.

bpm : battements par minute ; **CS_{rt}** : ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; **FEVD** : fraction d'éjection du ventricule droit ; **SSFP_{ref}** : ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

Le dépistage des insuffisances tricuspides sous la forme d'artefacts de flux sur les images CS_{rt} présentait une sensibilité et une spécificité de 74,2 % et 100 %, respectivement (valeur prédictive positive = 100 % ; valeur prédictive négative = 78,9 % ; aire sous la courbe sensibilité/spécificité = 0,87) (**Tableau 6**). Avec le ciné de référence, 23/61 (37,7 %) régurgitations tricuspides ont été dépistées (légères : 20/23 soit 87,0% ; modérées : 3/23 soit 13,0%). Parmi les 8/61 (13,1 %) régurgitations tricuspides qui n'ont pas été vues avec CS_{rt}, toutes ont été caractérisées comme étant de bas grade par la technique de référence, à savoir le calcul de la différence entre le VES-VD et le volume pulmonaire antérograde mesuré en contraste de phase)⁶⁰.

Tableau 6. Performances diagnostiques pour le dépistage des insuffisances tricuspides.

	IT+ en SSFP _{ref}	IT- en SSFP _{ref}	Total
IT+ en CS _{rt}	23/61 (37,7 %)	0 (0,0 %)	23/61 (37,7 %)
IT- en CS _{rt}	8/61 (13,1 %)	30 (49,2 %)	38/61 (62,3 %)
Total	31/61 (50,8 %)	30/61 (49,2 %)	61/61 (100,0 %)

CS_{rt} : ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; IT+ : insuffisance tricuspide affirmée par la présence d'un vide de signal ; IT- : absence de vide de signal faisant exclure la présence d'une insuffisance tricuspide ; SSFP_{ref} : ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

C. Discussion

Cette étude monocentrique basée sur une cohorte de 61 patients enfants et adultes atteints de cardiopathies congénitales, parmi lesquels 33 étaient porteurs d'une tétralogie de Fallot, a démontré que la quantification de la FE et des volumes du VD par la segmentation des images en CS_{rt} permettait d'obtenir des valeurs globalement comparables à celles obtenues à l'aide de la séquence de référence SSFP_{ref} tout en permettant une nette diminution du temps d'acquisition. La concordance entre CS_{rt} et SSFP_{ref} en ce qui concerne l'évaluation des volumes du VD est en accord avec les résultats déjà publiés sur des cohortes plus petites de volontaires sains ou de patients indemnes de cardiopathie congénitale^{43,61}. Les comparaisons effectuées dans le cadre de notre étude ont montré une tendance statistiquement significative du CS_{rt} à la sous-estimation de la FEVD de 1,07 % (différence relative moyenne de -2,14 %), à la surestimation du VTS-VD de 3,51 mL (différence

relative moyenne de +3,54 %) et à la sous-estimation du VES-VD de 1,28 mL (différence relative moyenne de -1,36 %), les séquences segmentées multi-apnées de type bSSFP étant actuellement considérées comme la méthode de référence pour la mesure des volumes ventriculaires, y compris chez les patients atteints de cardiopathie congénitale ^{1,16,17,49}. Il apparaît peu probable que ces différences de volume de quelques millilitres soient cliniquement significatives, néanmoins il est nécessaire de prendre en considération le biais observé sur les diagrammes de Bland-Altman, essentiellement en ce qui concerne la FEVD (écarts de -13,7 % à +9,3 %). Ce biais était également observable dans d'autres études évaluant le VD par des séquences ciné accélérées par CS chez des patients indemnes de cardiopathie congénitale puisque la limite d'agrément retrouvée dans ces études était comprise entre -10,5 et +11,6 % ^{43,45,61,62}. Une étude plus récente a démontré les performances similaires d'une nouvelle séquence bSSFP en temps réel avec remplissage spiralé du plan de Fourier et reconstruite par CS dans une population pédiatrique uniquement atteinte de cardiopathie congénitale ⁶². Cette étude n'évaluait néanmoins ni les troubles de la cinétique du VD, ni les performances pour le dépistage des artefacts de flux liés à l'insuffisance tricuspide. Il faut également souligner que la concordance interobservateurs et l'accord absolu intra-observateur étaient excellents pour tous les paramètres fonctionnels VD évalués par le CS_{rt}. Enfin, nos résultats démontrent une forte concordance entre SSFP_{ref} et CS_{rt} pour la mesure des paramètres fonctionnels du VG, malgré une légère surestimation de la MVG par le CS_{rt}, comme déjà rapporté précédemment ^{45,61}.

Le choix du plan de coupe optimal pour la segmentation des volumes du VD a longtemps été débattu, en particulier dans le contexte des cardiopathies congénitales. Même si le choix du plan axial permet de légèrement améliorer la reproductibilité par rapport au post-traitement en petit axe, aucune différence cliniquement significative n'a pu être démontrée entre ces deux méthodes ⁶³. Ainsi, nous avons défini les contours de l'endocarde du VD sur des ciné en petit axe, cette méthode étant largement utilisée et plus facile à mettre en place en pratique courante puisqu'elle épargne au patient l'acquisition supplémentaire d'une pile de coupes ciné dans le plan axial, allongeant ainsi la durée d'examen et le nombre d'apnées. Par ailleurs, nous avons systématiquement défini le plan de la valve tricuspide sur des coupes ciné de référence en 4 cavités et en 2 cavités du VD pour mieux délimiter la base du ventricule droit et améliorer la précision des volumes mesurés. Bien que cela soit également discuté, nous avons inclus les trabéculations du VD dans les volumes sanguins,

ainsi que nous le faisons dans notre centre en routine clinique ⁶⁴. Cette décision se justifie par la nécessité d'une constance méthodologique au sein d'un même centre afin de maintenir la reproductibilité des mesures utilisées pour le suivi des patients ^{28,65}. Il est néanmoins probable que l'exclusion des trabéculations du volume sanguin du VD permette une quantification plus précise ⁶⁶. Ce choix pourrait au moins en partie expliquer les biais plus faibles observés sur les diagrammes de Bland-Altman lorsque la FEVD ou le VTS-VD augmentent, les trabéculations représentant alors une proportion plus faible des volumes sanguins segmentés (**Figure 6 – b,h**).

Les images en CS_{rt} étaient de qualité diagnostique pour tous les examens, mais le score global de qualité image subjectif était globalement moins bon avec cette technique. Cela peut s'expliquer par une moins bonne définition des interfaces et donc des contours en CS, responsable d'un aspect légèrement flou des bords contenus dans l'image. En revanche, le CS_{rt} a permis une diminution de la fréquence de survenue des artefacts de mouvement se projetant sur le VD par l'acquisition en temps réel. En outre, les performances du CS_{rt} pour la visualisation des troubles de la cinétique régionale du VD étaient excellentes puisque l'on ne mettait pas en évidence de perte d'information par rapport à la technique de référence. Seules certaines insuffisances tricuspides n'étaient pas dépistées avec la séquence ciné CS_{rt} (**Figure 7; Vidéo 1-1** disponible en accès libre sur le site de l'éditeur ayant publié l'étude : <https://www.mdpi.com/article/10.3390/jcm10091930/s1>). Toutes étaient considérées de bas grade par la méthode de référence. Ces résultats sont conformes à ceux d'une étude évaluant la même séquence CS_{rt} pour l'étude du VG et du VD dans une cohorte d'adultes non sélectionnés indemnes de cardiopathie congénitale ⁴⁵.

La séquence CS_{rt} permettait une acquisition en une seule apnée. Cependant, certains patients n'ont pas pu maintenir l'apnée jusqu'à la fin de l'acquisition du CS_{rt} en raison de leur cardiopathie. Ils n'ont néanmoins pas été exclus de l'étude afin d'être aussi représentatif que possible des conditions d'examen en pratique quotidienne. Malgré ces acquisitions réalisées partiellement en respiration libre, aucune altération majeure de la qualité d'acquisition (définie par un score EuroCMR $\geq 7/10$), n'a été relevée sur les images en CS_{rt}. Ces résultats suggèrent fortement la possibilité d'une acquisition en respiration libre par CS_{rt}, ce qui serait particulièrement utile pour la population pédiatrique ou chez des patients suivis à un stade avancé de leur cardiopathie. Il a été démontré que le CS_{rt} en respiration libre était une alternative fiable aux séquences conventionnelles en apnée, permettant une acquisition plus rapide que ce que permettent les séquences moyennant les

artefacts liés à la respiration par acquisitions multiples ou les algorithmes de correction de mouvement^{42,67}. L'accélération fournie par le CS_{rt} peut ainsi permettre soit de raccourcir la durée d'apnée en réduisant le nombre de coupes acquises en une fois, en particulier pour les patients dyspnéiques, soit de raccourcir la durée totale de l'examen, comme suggéré dans notre étude (22 secondes en CS_{rt} contre 7 minutes et 22 secondes en SSFP_{ref}, pour 13 coupes ciné). Ce gain de temps peut ainsi être mis à profit afin d'optimiser le flux de travail, la tolérance de l'IRM cardiaque (pédiatrie), ou encore de mettre à profit le temps ainsi épargné pour l'acquisition de séquences complémentaires. En effet, l'étude de l'hémodynamique est un point clé dans l'évaluation des cardiopathies congénitales. Dans cet optique, les séquences de flux quadridimensionnelles (4D) sont prometteuses puisqu'elles permettent une étude qualitative et quantitative de l'écoulement sanguin dans les cavités cardiaques et les gros vaisseaux ainsi que l'étude des shunts et des valvulopathies⁶⁸. Elles nécessitent néanmoins un temps d'acquisition important qui peut être récupéré sur l'étude de la cinétique en utilisant le CS_{rt}^{69,70}. A noter que des prototypes de séquences de flux 4D accélérées par CS sont en cours de développement⁷¹⁻⁷³.

Enfin, notre étude a également mis en évidence la diminution des artefacts liés à l'arythmie lors des acquisitions en CS_{rt} (**Figure 8** ; **Vidéo 1-2** disponible en accès libre à l'adresse <https://www.mdpi.com/article/10.3390/jcm10091930/s1>). Bien qu'il se trouve en dehors des objectifs initiaux de notre étude, ce résultat suggère que le CS_{rt} pourrait avoir un intérêt important chez les patients souffrant de troubles du rythme cardiaque⁵⁶. Cela constitue l'objectif de la troisième étude (*ci-dessous*).

Limites de l'étude

Le patient le plus jeune de notre étude était âgé de 7 ans. Une étude dédiée serait nécessaire pour la validation de cette séquence chez des enfants plus jeunes. Nous devons également signaler que malgré la diminution drastique du temps d'acquisition, la reconstruction des données acquises avec la séquence CS_{rt} prototype était plus longue qu'en SSFP_{ref}. En effet, environ 2 minutes étaient nécessaires pour visualiser l'ensemble des coupes ciné acquises, et ce malgré une mise à niveau du processeur graphique utilisé pour la reconstruction.

En ce qui concerne l'aspect flou des images en CS_{rt}, il est nécessaire d'insister sur le fait que la séquence a été paramétrée afin de réduire au maximum le temps d'acquisition.

Utilisant une approche différente, certains auteurs ont testé avec succès le ciné en CS pour améliorer la résolution spatiale et/ou temporelle tout en conservant des temps d'acquisition similaires voire un peu plus courts que ceux obtenus avec les ciné segmentés bSSFP de référence, ou pour réaliser des acquisitions ciné tridimensionnelles ^{46,47,74}. Nous avons néanmoins atteint un temps d'acquisition de $22,4 \pm 6,2$ s contre 6 à 10 minutes en SSFP_{ref}, améliorant ainsi le flux de travail et probablement le confort du patient.

Bien qu'il soit observé dans la littérature, le biais observé entre les deux séquences pour la mesure de la FEVD (10 % environ) ne peut être négligé en pratique clinique et doit être pris en considération dans le suivi des cardiopathies congénitales ^{29,75}. La raison de cet écart peut résider dans l'altération de la netteté des bords induite par le CS ⁴⁵. En effet, le remplissage partiel du plan de Fourier associé à l'interpolation réalisée pour normaliser la cadence image en vue du post-traitement ont probablement induit un rendu plus lisse et plus flou de l'endocarde que le ciné conventionnel.

D. Conclusion

La séquence prototype ciné temps réel CS_{rt} permet d'évaluer la fonction et les volumes ventriculaires droits chez les patients atteints de cardiopathie congénitale tout en réduisant considérablement la durée d'acquisition, permettant ainsi de gagner en efficacité lors de la pratique quotidienne, dans l'intérêt du patient.

DEUXIÈME ÉTUDE : ACQUISITION EN UNE APNÉE D'UNE SÉQUENCE CINÉ TEMPS RÉEL EN *COMPRESSED SENSING* POUR L'ÉTUDE DE LA CINÉTIQUE VENTRICULAIRE GAUCHE APRÈS INFARCTUS DU MYOCARDE ⁷⁶ (Annexe 2).

L'objectif de la deuxième étude sera d'évaluer la fiabilité du prototype de séquence rapide CS_{rt} pour le diagnostic des troubles de la cinétique segmentaire du ventricule gauche après un infarctus du myocarde en comparaison avec le ciné segmenté SSFP_{ref}.

A. Matériels et méthodes : spécificités de l'étude

1. Population

Nous avons rétrospectivement inclus 100 patients adultes adressés pour IRM cardiaque au service de Radiologie Cardiaque & Vasculaire du CHU de Lille, entre juillet 2016 et janvier 2017. Les critères d'inclusion consistaient en l'existence d'une prise de contraste tardive sous-endocardique ou transmurale intéressant au moins un segment tel que défini par l'*American Heart Association* (AHA) ^{25,77}.

Les patients présentant une contre-indication à l'IRM, âgés de moins de 18 ans, suivis pour cardiopathie congénitale ou adressés pour une IRM cardiaque de stress ont été exclus (**Figure 9**).

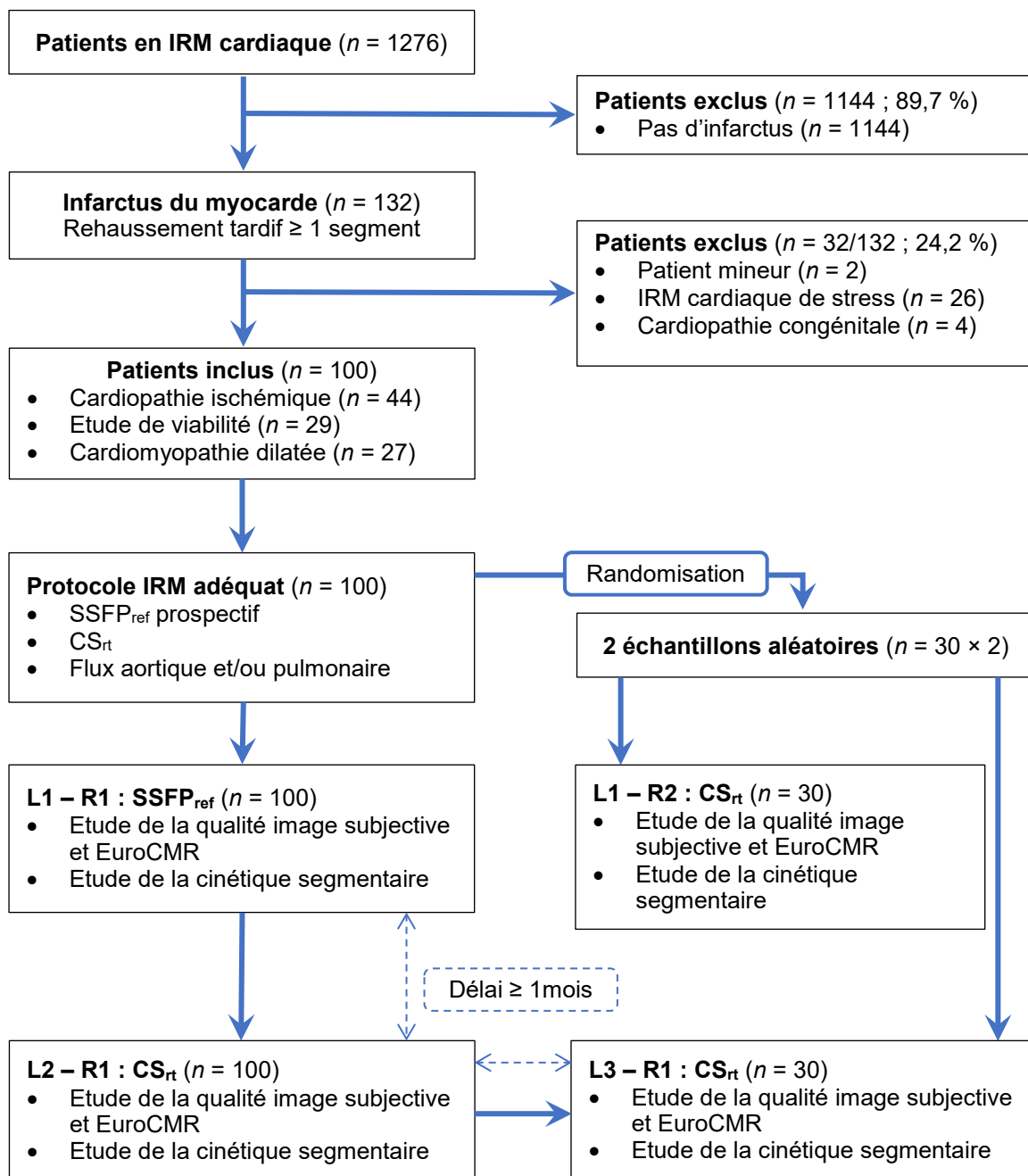


Figure 9. Logigramme de la deuxième étude.

Le test *t* de Student pour des échantillons appariés et une analyse de variance ont été utilisés pour comparer les volumes. Le test de Wilcoxon a comparé les scores EuroCMR et de qualité image subjective. Le CCI a évalué la concordance inter-observateurs et l'accord absolu intra-observateur.

CCI : coefficient de corrélation intraclasse ; **CS_{rt}** : ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; **EuroCMR** : *European Cardiac Magnetic Resonance registry* ; **IRM** : imagerie par résonance magnétique ; **L1/2/3** : Lecture 1/2/3 ; **R1/2** : Radiologue 1/2 ; **SSFP_{ref}** : ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

2. Protocole d'imagerie

En plus du protocole d'acquisition de base, des séquences de rehaussement tardif dans les mêmes orientations que les coupes ciné étaient réalisées. Il s'agissait de séquences de type PSIR (*phase-sensitive inversion-recovery*) en bSSFP, synchronisées de manière prospective à l'ECG utilisant un temps de répétition de 420 ms, un temps d'écho de 1,21 ms et un angle de bascule de 50°. Un champ de vue de 380 × 314 mm² était reconstruit sur une matrice de 240 × 163 pixels² pour une résolution spatiale dans le plan de 1,6 × 1,9 mm² avec une épaisseur de coupe de 8 mm et un espace intercoupes de 2mm. La bande passante était de 905 Hz/pixel. L'acquisition de toutes les coupes orientées dans le même plan se faisait en une apnée selon un mode en *single-shot* permettant l'acquisition d'une coupe tous les deux battements cardiaques (premier battement pour l'imagerie en magnitude, second battement permettant de prendre en compte la phase). Le temps d'inversion était défini de manière conventionnelle par repérage visuel de l'annulation du signal du myocarde sain sur une séquence de type *TI-scout*. L'utilisation du PSIR permettait de limiter les éventuels défauts d'annulation du signal du myocarde liés au réglage du temps d'inversion^{78,79}.

3. Évaluation de la qualité image

Les deux indicateurs de qualité image présentés plus haut ont été appliqués sur les séries en SSFP_{ref} et en CS_{rt} par un radiologue présentant 3 ans d'expérience.

4. Évaluation de la cinétique et conditions d'analyse

En premier lieu, l'existence d'une prise de contraste tardive sous-endocardique ou transmurale, signant la séquelle d'infarctus du myocarde, a été recherchée pour chaque segment du VG, chez tous les patients²⁵. Après randomisation des séquences ciné SSFP_{ref}, la cinétique du VG a été évaluée pour chaque segment de l'AHA⁷⁷. L'analyse visuelle permettait de classer individuellement les segments comme : normokinétique, akinétique, hypokinétique, ou dyskinétique. Un mois plus tard, le même radiologue a effectué la même évaluation de la cinétique segmentaire, utilisant cette fois-ci les séquences ciné CS_{rt}.

Au moins un mois après, la même lecture était répétée sur les séquences ciné CS_{rt} de 30 patients tirés au sort à fin d'évaluer l'accord absolu intra-observateur. Un second radiologue avec 8 ans d'expérience en imagerie cardiovasculaire a réalisé la même

évaluation sur les images en CS_{rt} d'un autre échantillon aléatoire de 30 patients pour mesurer la concordance interobservateurs.

5. Observation complémentaire

La visualisation sur les coupes ciné d'une régurgitation valvulaire, l'existence d'un épanchement péricardique ou la présence d'un thrombus intra-VG étaient évalués comme des critères binaires (présence ou absence) pour les deux séquences. Le volume des régurgitations était mesuré selon la méthode expliquée plus haut, par fluximétrie directe ou indirecte.

6. Analyse statistique

A la demande de l'éditeur dans lequel l'étude a été publiée, les variables continues ont été exprimées comme des moyennes $\pm \sigma$ (minimum–maximum) en cas de distribution normale et comme des médianes (espace interquartile : Q1 ; Q3 ; minimum–maximum) dans les autres cas ⁷⁶.

Les performances diagnostiques de la séquence ciné CS_{rt} pour la détection des anomalies de la cinétique segmentaire du VG ont été mesurées par une courbe sensibilité/spécificité.

B. Résultats

1. Description la population

Les données démographiques sont résumées dans le **Tableau 7**. Les 100 patients (77 hommes, 23 femmes) ont été adressés pour bilan de cardiopathie ischémique ($n = 44/100$; 44 %), étude de viabilité après infarctus du myocarde ($n = 29/100$; 29 %) et bilan étiologique de cardiomyopathie dilatée ($n = 27/100$; 27 %). Treize patients ($n = 13/100$; 13 %) présentaient un coefficient de variation de leur intervalle R–R supérieur à 10 %, témoignant d'une variabilité importante de leur fréquence cardiaque et étaient considérés comme arythmiques.

Tableau 7 : Données démographiques (infarctus du myocarde : $n = 100$).

Paramètres	Moyenne $\pm \sigma$ (bornes)
Age – années	63,12 \pm 11,32 (29–89)
Surface corporelle – m ²	1,91 \pm 0,19 (1,54–2,55)
Fréquence cardiaque moyenne – bpm	70,77 \pm 13,89 (43–105)
Pression artérielle systolique – mmHg	120,35 \pm 20,67 (73–170)
Pression artérielle diastolique – mmHg	72,8 \pm 13,58 (108–46)
FEVG – %	37 \pm 13,1 (13–65)
VTD-VG – mL	217 \pm 80,5 (77–551)
VTS-VG – mL	143 \pm 77,1 (35–457)

bpm : battements par minute ; **FE** : fraction d'éjection ; σ : écart-type ; **VG** : ventricule gauche ; **VTD** : volume télédiastolique ; **VTS** : volume télésystolique.

2. Temps d'acquisition et qualité image

Le temps d'acquisition moyen de la séquence ciné CS_{rt} (22,6 \pm 6,4 s ; 21,3–23,8 s) était plus court que de la séquence SSFP_{ref} (537 \pm 136,6 s ; 511,9–563,8 s) ($p < 0,0001$). Le temps de reconstruction moyen était de 126 \pm 33,1 s (63–182 s). Toutes les acquisitions en ciné SSFP_{ref} et en CS_{rt} étaient considérées comme étant de qualité diagnostique (**Figure 10**, **Vidéos 2-1** et **Vidéo 2-2** disponibles en téléchargement sur le site de l'éditeur ayant publié l'étude : <https://ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S2211568420303016-mmcl.mp4> et <https://ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S2211568420303016-mm2.mp4>)

Il n'y avait pas de différence notable entre les deux séquences ciné, aussi bien concernant la qualité image globale subjective (**Tableau 8**) que la qualité de l'acquisition mesurée par le score d'artefacts EuroCMR. (**Tableau 9**).

Concernant les 8 items du score d'artefacts basé sur le registre EuroCMR, il n'y avait pas de différence significative concernant la survenue d'un défaut de couverture du VG, d'artefacts de repliement, de d'artefacts de mouvement cardiaque, d'artefacts métalliques ou de chutes de signal. Le ciné CS_{rt} générait davantage d'artefacts de *shimming* (SSFP_{ref} : $n = 9/1301$ coupes altérées soit 0,7 % ; CS_{rt} : $n = 60/1301$ coupes altérées soit 4,6 % ; $p < 0,0001$) mais aucun artefact de mouvement respiratoire (SSFP_{ref} : $n = 76/1301$

coupes concernées soit 5,8 % ; CS_{rt} : aucune coupe ; $p < 0,0001$) ou lié à l'arythmie ($SSFP_{ref}$: $n = 65/1301$ coupes concernées soit 5,0 % ; CS_{rt} : aucune coupe ; $p < 0,0001$).

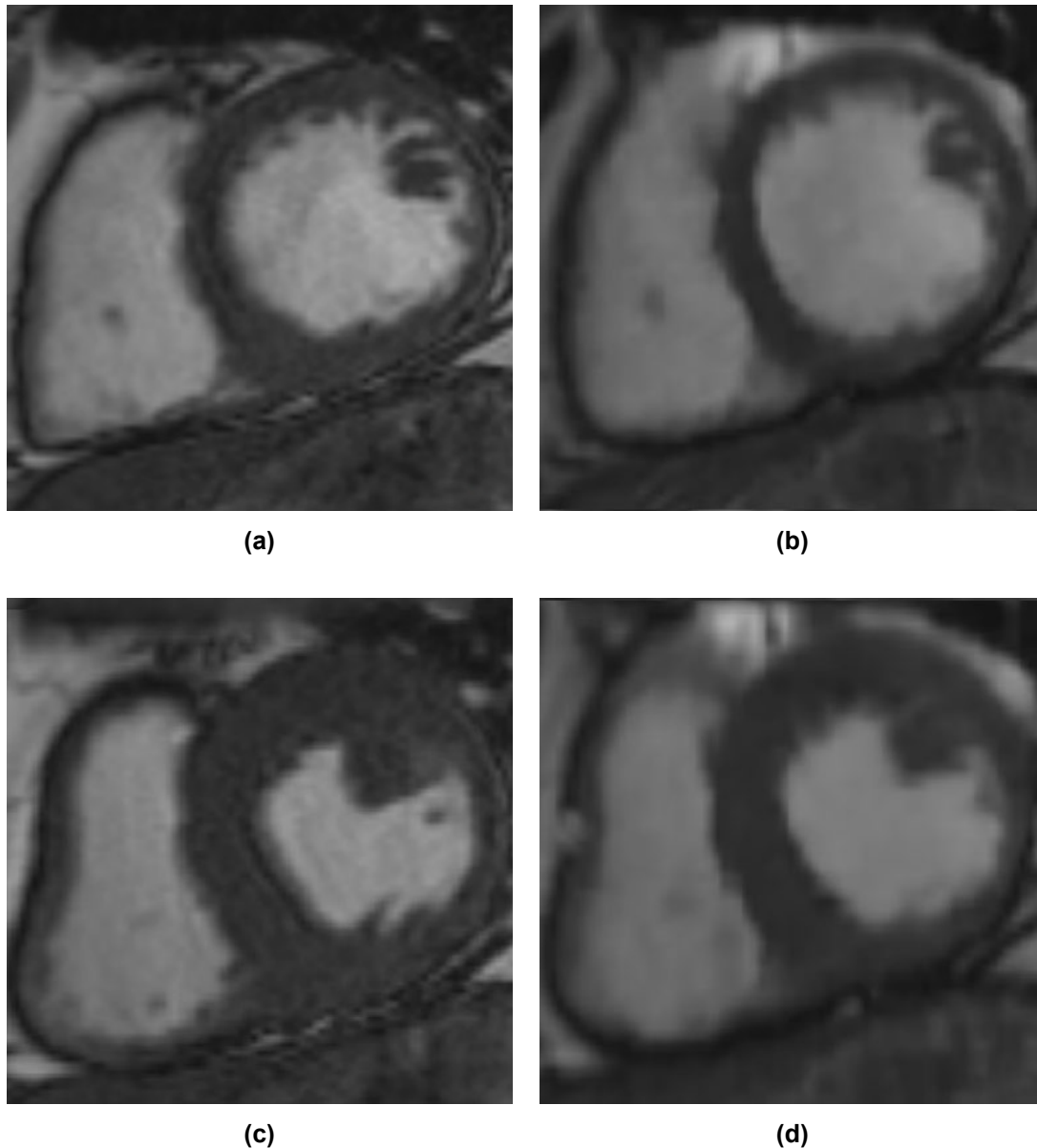


Figure 10. Petit axe médioventriculaire chez un patient de 56 ans adressé pour suivi de cardiopathie ischémique.

Ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession* en (a) télodiastole et en (c) télésystole. Même coupe acquise avec ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* en (b) télodiastole et en (d) télésystole. Malgré un aspect plus lisse des contours ventriculaires gauches sur la séquence en *compressed sensing*, l'akinésie inféro-latérale demeure bien visible du fait de l'absence d'épaississement du myocarde en systole.

Tableau 8 : Qualité image subjective – Tableau de corrélation entre SSFP_{ref} et CS_{rt}.

Qualité image subjective		CS _{rt}					Moyenne ± σ (bornes)
		1	2	3	4	Total	
SSFP _{ref}	1	0	0	0	0	0	3,32 ± 0,74 (3,18–3,46)
	2	0	5	9	4	18	
	3	0	6	11	12	29	
	4	0	5	16	32	53	
	Total	0	16	36	48	100	
	Moyenne ± σ (bornes)	3,35 ± 0,77 (3,20–3,50)					p = 0,75

Les valeurs en vert représentent les patients pour lesquels la qualité image subjective du ciné CS_{rt} était équivalente ou meilleure que celle obtenue avec la séquence SSFP_{ref} ($n = 73/100$; 73 %). Le score obtenu en CS_{rt} ($3,32 \pm 0,74$ [3,18–3,46]) ne différait pas de manière significative de celui obtenu en SSFP_{ref} ($3,32 \pm 0,77$ [3,20–3,50] ; $p = 0,75$).

CS_{rt}: ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; σ : standard deviation ; SSFP_{ref}: ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

Tableau 9 : Score d'artefacts EuroCMR – Tableau de corrélation entre SSFP_{ref} et CS_{rt}.

Score d'artefacts EuroCMR		CS _{rt}				Moyenne ± σ (bornes)	
		0	1–3	4–6	7–10		Total
SSFP _{ref}	0	48	12	0	0	60	0,92 ± 1,38 (0,65–1,19)
	1–3	5	32	1	0	38	
	4–6	0	0	1	0	1	
	7–10	0	1	0	0	1	
	Total	53	45	2	0	100	
	Moyenne ± σ (bornes)	0,96 ± 1,38 (0,69–1,23)				p = 0,74	

Les valeurs en vert représentent les patients pour lesquels le score d'artefacts du ciné CS_{rt} était inférieur ou égal à celui obtenu avec la séquence SSFP_{ref} ($n = 87/100$; 87 %). Le score obtenu en CS_{rt} ($0,92 \pm 1,38$ [0,65–1,19]) ne différait pas de manière significative de celui obtenu en SSFP_{ref} ($0,96 \pm 1,38$ [0,69–1,23] ; $p = 0,74$).

EuroCMR: *European Cardiac Magnetic Resonance registry* ; abréviations par ailleurs identiques à celles du [Tableau 8](#).

Dix-neuf patients (19/100 ; 19 %) ne sont pas parvenus à maintenir l'apnée durant toute la durée des acquisitions en SSFP_{ref} et en CS_{rt}. Chez ces patients dyspnéiques, il n'y avait pas de différence en termes de qualité image subjective (SSFP_{ref} : 2 [Q1 = 2 ; Q3 = 3 ; 2–4] ; CS_{rt} : 3 [Q1 = 2 ; Q3 = 3 ; 2–4] ; $p = 0,50$). En revanche, le score d'artefacts EuroCMR était significativement amélioré avec la séquence CS_{rt} (SSFP_{ref} : 2 [Q1 = 1 ; Q3 = 2 ; 0–3] ; CS_{rt} : 0 [Q1 = 0 ; Q3 = 1 ; 0–2]) en comparaison à SSFP_{ref} ($p = 0,001$).

3. Évaluation de la cinétique ventriculaire gauche

La FEVG mesurée par CS_{rt} ($38,3 \pm 16,6$ % [30,9–45,6 %]) n'était pas différente de celle mesurée avec SSFP_{ref} ($38,0 \pm 16,0$ % [30,8–45,3 %]) ($p = 0,70$). Il n'y avait pas non plus de différence significative en ce qui concerne les VTD mesurés par les deux méthodes (SSFP_{ref} : $228,1 \pm 83,6$ mL [190,0–266,1 mL] ; CS_{rt} : $219,6 \pm 78,5$ mL [83,9–255,3]) ($p = 0,19$). Il en était de même pour les VTS (SSFP_{ref} : $140,0 \pm 74,1$ mL [106,3–173,8 mL] ; CS_{rt} : $133,9 \pm 68,5$ mL [102,7–165,1] ; $p = 0,09$).

Sur la séquence SSFP_{ref}, tous les patients présentaient au moins un segment dont la contraction était jugée comme anormale. Parmi les 1700 segments évalués sur la séquence de référence, 360/1700 étaient normokinétiques (21,2 %), 783/1700 hypokinétiques (46,1 %), 526/1700 akinétiques (30,9 %) et 31/1700 dyskinétiques (1,8 %). L'évaluation de la cinétique segmentaire sur les séquences ciné CS_{rt} ne différait pas significativement de celle réalisée sur la séquence de référence ($p = 0,34$). En comparaison avec le *gold standard* SSFP_{ref}, le ciné CS_{rt} présentait une sensibilité de 99,6 % (IC 95 % : 99,1–99,9 %) et une spécificité de 99,7 % (IC 95 % : 98,5–100,0 %). L'aire sous la courbe sensibilité/spécificité qui représentait les performances diagnostiques de la séquence ciné CS_{rt} pour la détection des anomalies de la cinétique segmentaire du VG était de 0,997 (IC 95 % : 0,993–0,999).

Des discordances entre les deux séquences étaient observées pour 21/1700 segments (1,2 %) : 10 segments basaux, 10 segments médioventriculaires et un segment apical. La plupart de ces discordances ($n = 15/1700$; 0,9 %) consistait en des segments akinétiques considérés sur la séquence ciné CS_{rt} comme étant hypokinétiques. Les segments considérés comme faussement négatifs, c'est-à-dire décrits à tort comme normokinétiques avec la séquence CS_{rt} ($n = 6/1700$; 0,3 %) étaient tous situés à la base du VG. La séquence SSFP_{ref} faisait considérer ces segments comme dyskinétiques ($n = 1/6$; 16,7 %) et hypokinétiques ($n = 5/6$; 83,3 %).

L'accord absolu intra-observateur et la concordance interobservateurs étaient excellents avec des CCI de 0,991 (IC 95 % : 0,989–0,992) et 0,972 (IC 95 % : 0,969–0,974), respectivement.

4. Observation complémentaire

En se basant sur la séquence ciné SSFP_{ref}, 41 insuffisances mitrales (bas grade : $n = 35/41$ [85,4 %] ; modéré : $n = 5/41$ [12,2 %] ; sévère : $n = 1/41$ [2,4 %]), 19 insuffisances tricuspides (bas grade : $n = 17/19$ [89,5 %] ; modéré : $n = 2/19$ [10,5 %]), 3 insuffisances aortiques (bas grade : $n = 3/3$ [100 %]) et 2 insuffisances pulmonaires (bas grade : $n = 2/2$ [100 %]) ont été diagnostiquées. Les régurgitations mitrales ou tricuspides de grades modéré et sévère étaient toutes correctement visualisées sur la séquence ciné CS_{rt}. En revanche, 18/41 insuffisances mitrales (43,9 %), 15/19 insuffisance tricuspide (78,9 %), 1/3 insuffisance aortique (33,3 %) et 2/2 insuffisances pulmonaires (100 %) n'ont pas été vues sur les séquences CS_{rt}. Il s'agissait exclusivement de régurgitations de bas grade (volume régurgitant médian = 8 mL [Q1 = 6 ; Q3 = 11 ; 5–21 mL]).

Les 8 thrombus intra-VG visualisés sur la séquence SSFP_{ref} étaient également visibles sur les séquences ciné CS_{rt}. Néanmoins 3 thrombus ($n = 3/11$; 27,3 %) n'étaient visualisés sur aucune des séquences ciné et seules sur les séquences de rehaussement tardif permettaient de les identifier. La sensibilité et la spécificité de la séquence CS_{rt} pour la visualisation des épanchements péricardiques était de 100 % ($n = 22/22$).

C. Discussion

Cette étude a démontré que la séquence prototype CS_{rt} acquise en une apnée permettait une analyse de la cinétique segmentaire du VG similaire à celle obtenue à partir de la séquence de référence segmentée SSFP_{ref}, tout en diminuant de manière drastique le temps d'acquisition. Cette étude rétrospective monocentrique basée sur 100 patients n'a pas démontré de différence significative en ce qui concerne la classification par CS_{rt} et par SSFP_{ref}, des segments du VG en fonction de leur contractilité. Il existait par ailleurs une excellente sensibilité et une excellente spécificité. En plus de la cinétique segmentaire du VG, la contractilité globale était également étudiée puisque les FEVG mesurées par CS_{rt} ainsi que les VTD et VTS du VG n'étaient pas différents de ceux obtenus avec la technique

de référence. Cela confirme les données disponibles concernant la mesure des fraction déjection, volumes et masse ventriculaires, à 1,5 et 3 Tesla ^{37,42}.

Nos résultats sont cohérents avec ceux suggéré par de précédentes études qui évaluait les performances du prototype CS_{rt} pour la visualisation des anomalies de la cinétique segmentaire, mais sur de petites cohortes de volontaires sains ou de patients ^{39,46,61,80}. Dans ces travaux le nombre de cycles de reconstructions itératives utilisé pour la restauration du signal était néanmoins de 80, conformément à ce qui avait été proposé dans le cadre des premières évaluations du prototype ⁴¹. Le principal inconvénient d'un tel paramétrage résidait dans la durée de reconstruction qui était importante et donc difficilement compatible avec la pratique clinique ⁵⁶. L'amélioration des performances informatiques combinée à une réduction de moitié du nombre de cycles d'itérations a permis de proposer un temps de reconstruction compatible avec une utilisation de cette séquence dans la pratique quotidienne. Il a d'ailleurs été démontré que seulement 40 itérations étaient nécessaires pour permettre une segmentation fiable des ventricules ⁴⁵.

Le principal intérêt de notre étude est de proposer une validation du prototype CS_{rt} pour l'étude de la cinétique segmentaire sur un nombre important de segments VG dont la grande majorité était pathologique. Malgré la diminution du nombre d'itérations utilisées et un temps de reconstruction plus court, la proportion de segments mal classés en terme de cinétique demeure tout à fait similaire à ce qui a pu être rapporté dans de précédentes études réalisées avec 80 itérations (1,5 %) ^{39,80}. Parmi ces faux négatifs, la principale erreur de classement consistait en une confusion entre des segments akinétiques et hypokinétiques, ce qui concorde également avec les travaux antérieurs ^{80,81}. Cette confusion pourrait notamment être expliquée par l'interpolation visant à normaliser le nombre de phases du cycle cardiaque, en particulier pour les patients présentant une tachycardie chez qui la résolution temporelle du CS_{rt} (49 ms) ne permettait pas un échantillonnage suffisant du cycle cardiaque. Cette interpolation était néanmoins nécessaire pour générer un nombre de phases du cycle cardiaque homogène entre toutes les coupes et permettre le post-traitement (25 phases par coupe dans cette étude).

L'accélération permise par le CS devrait permettre de faciliter la réalisation d'IRM cardiaques en urgence qui doivent s'intercaler au sein d'une activité programmée, comme c'est fréquemment le cas dans le cadre de la recherche de viabilité myocardique résiduelle préalablement à un geste de revascularisation d'un infarctus du myocarde à la phase aiguë. Par ailleurs dans le contexte de la cardiopathie ischémique, que ce soit à la phase aiguë ou

chronique, les patients peuvent présenter d'une part des troubles du rythme cardiaque, responsables d'artefacts, et d'autre part une insuffisance cardiaque, responsable de dyspnée. Les mouvements respiratoires ou les contractions cardiaques irrégulières vont altérer la qualité des images et compromettre la visualisation des anomalies de la cinétique segmentaire. Des études suggèrent que la séquence CS_{rt} serait robuste contre l'arythmie et les mouvements respiratoires^{56,81}. Dans notre étude, les patients qui ne pouvaient pas maintenir l'apnée pendant toute l'acquisition présentaient un score d'artefacts EuroCMR qui était amélioré par la séquence CS_{rt}, sans dégradation de la qualité image subjective. En effet, les séquences en temps réel permettaient de plus facilement s'accommoder des mouvements respiratoires et des contractions ventriculaires prématurées. Les artefacts de *shimming* étaient néanmoins plus fréquents avec CS_{rt}, suggérant d'être particulièrement attentif à l'homogénéité du champ magnétique lors de la préparation de l'acquisition.

Notre étude a démontré que les insuffisances valvulaires modérées et sévères étaient bien visualisées avec le ciné CS_{rt}. Néanmoins, ce résultat doit être interprété avec prudence puisque les insuffisances valvulaires les plus volumineuses peuvent être responsables d'une turbulence du flux sanguin moins importante et donc de *flow voids* moins visibles. Il n'est donc pas possible de se passer des séquences en contraste de phase si l'on veut complètement exclure l'existence d'une régurgitation valvulaire en utilisant le CS_{rt}. Les insuffisances valvulaires de bas grade, sans impact clinique, étaient les seules qui n'étaient pas constamment détectées sur la séquence CS_{rt}. Il est probable que les *flow voids* générés par le flux régurgitant, par définition responsables d'hyposignaux, soient partiellement effacés lors de la reconstruction en CS qui exploite la compressibilité du signal, et donc considère comme négligeable l'information contenu dans certains pixels présentant les valeurs les plus basses. Le même phénomène pourrait également expliquer le défaut de visualisation de certains petits thrombus intra-VG en CS_{rt}, rappelant que les séquences réalisées après injection de gadolinium, d'autant qu'elles sont acquises en PSIR, constituent la méthode de choix pour leur diagnostic⁸².

Limites de l'étude

Malgré une randomisation des jeux d'images pour chaque séquence, l'analyse, notamment pour ce qui est de la qualité image, n'a pas été réalisée en aveugle concernant le type de séquence. En effet, le rendu image global de la séquence CS_{rt} est aisément

reconnaissable du fait d'un aspect plus lisse des contours en comparaison avec les images obtenues SSFP_{ref}. Néanmoins chaque séquence a été évaluée à un mois d'intervalle dans un ordre aléatoire afin d'éliminer le biais qu'aurait induit une analyse appariée des coupes. Contrairement à ce qui a déjà pu être fait dans d'autres travaux, nous n'avons pas réalisé d'analyse quantitative de la cinétique ventriculaire gauche ⁴⁷. L'épaississement pariétal était en effet uniquement évalué de manière visuelle puisque nous avons considéré que cette méthode reflétait davantage la pratique quotidienne.

D. Conclusion

La séquence ciné prototype temps réel CS_{rt} permet d'obtenir en moins d'une trentaine de secondes une évaluation globale des paramètres fonctionnels du VG dans le cadre des cardiopathies ischémiques, à la phase aiguë ou chronique, sans compromettre la visualisation des troubles de la cinétique segmentaire. L'accélération atteinte par le CS et le gain de temps sont d'autant plus intéressants que les patients concernés sont également susceptibles de présenter des troubles du rythme ou une dyspnée qui sont autant de causes d'altération de la qualité image pour cette indication courante.

TROISIÈME ÉTUDE : RÉDUCTION DES ARTÉFACTS LIÉS À L'ARYTHMIE EN IRM CARDIAQUE PAR LA SÉQUENCE CINÉ TEMPS RÉEL EN *COMPRESSED SENSING*⁸³ (Annexe 3).

L'objectif de la troisième étude sera d'évaluer la qualité image obtenue avec le prototype de séquence rapide ciné CS_{rt} chez des patients souffrant de troubles du rythme cardiaque en comparaison avec la séquence ciné segmentée SSFP_{ref}.

A. Matériels et méthodes : spécificités de l'étude

1. Population

De janvier 2019 à décembre 2019, 71 patients adultes adressés à notre service de radiologie cardiovasculaire pour une IRM cardiaque et souffrant d'arythmie lors de la réalisation de leur examen ont été inclus.

La FC était considérée comme irrégulière lorsque le coefficient de variation des intervalles R–R (CV_{RR}) était supérieur à 10 % lors de l'examen. Le CV_{RR} était calculé pour chaque patient comme le rapport de l'écart-type à la moyenne de la durée des intervalles R–R ; ces informations étaient obtenues à partir des attributs DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) automatiquement générés lors de l'examen.

Les patients âgés de moins de 18 ans, les cardiopathies congénitales, les IRM cardiaques de stress, les patients pour lesquels une synchronisation rétrospective a été utilisée et les patients en rythme sinusal ont été exclus. Le protocole d'étude est résumé dans la **Figure 11**.

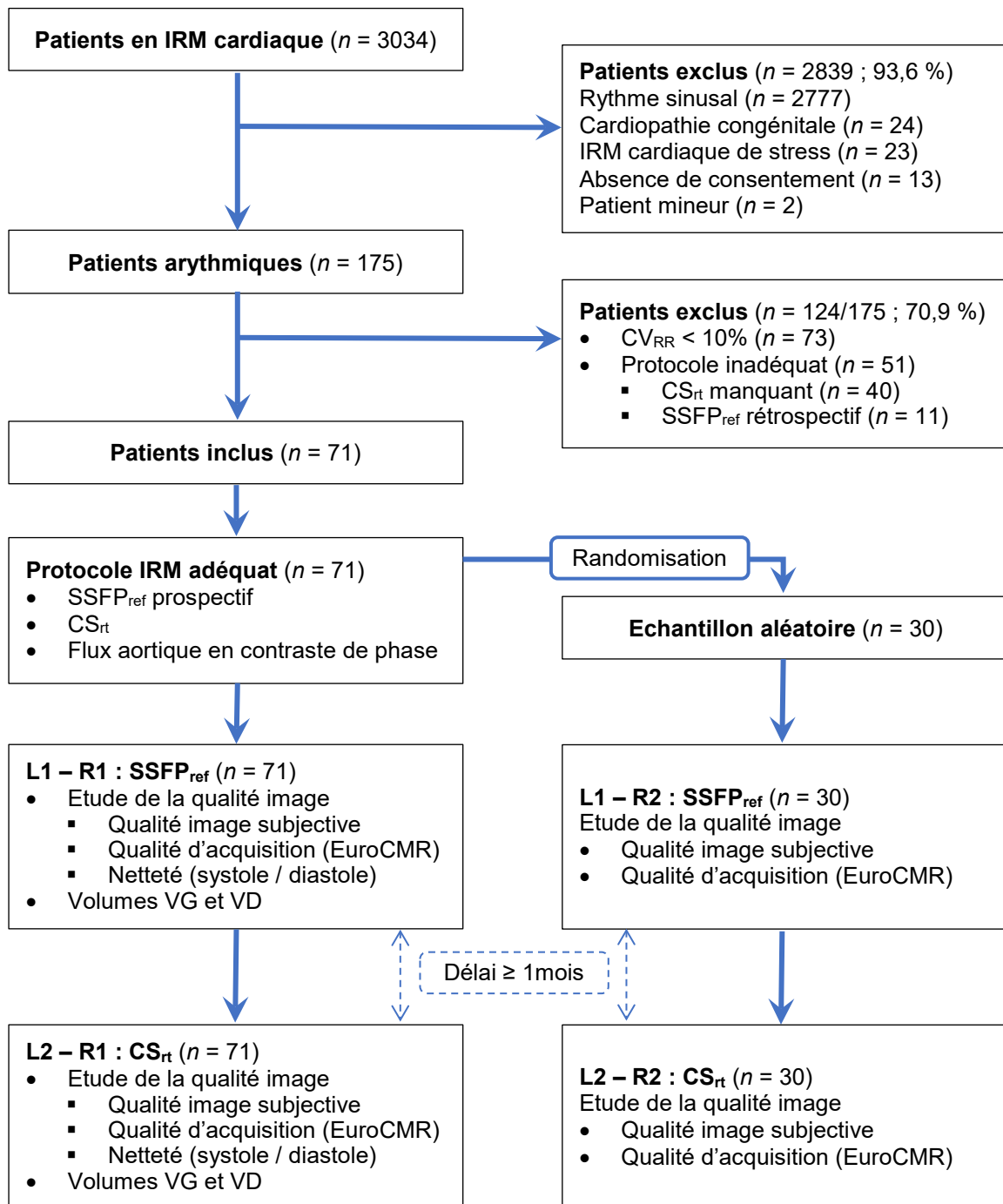


Figure 11. Protocole de l'étude.

Le test *t* de Student apparié et une analyse de variance ont été utilisés pour la comparaison des volumes. Un test de Wilcoxon a permis de comparer les scores de qualité image subjective et les scores EuroCMR. La netteté a été comparée par un test *t* de Student pour des échantillons appariés. Un coefficient de corrélation intraclasse a mesuré la concordance interobservateurs.

CS_{rt}: ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; **CV_{RR}**: coefficient de variation de l'intervalle R–R ; **EuroCMR**: *European Cardiac Magnetic Resonance registry* ; **IRM** : imagerie par résonance magnétique ; **L1/2** : Lecture 1/ 2 ; **R1/2** : Radiologue 1/2 ; **SSFP_{ref}**: ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

2. Protocole d'imagerie

Le protocole d'acquisition de base était inclus dans le cadre de l'examen des patients. La séquence en contraste de phase pour l'étude du flux était centrée sur la valve aortique.

3. Évaluation de la qualité image

La qualité image a été évaluée pour les deux séquences à l'aide des indicateurs de qualité image subjective et de qualité d'acquisition EuroCMR. Par ailleurs, deux mesures complémentaires ont été réalisées afin de mieux étudier l'impact de l'arythmie sur la qualité des coupes ciné :

1. La proportion de coupes ciné en petit axe affectées par des artefacts liés à l'arythmie (AA) était calculée pour chaque série chez tous les patients et permettait d'en déduire la fréquence de survenue des AA. Les AA étaient définis comme un flou de tout ou partie des contours de la paroi du VG ⁴.
2. La netteté des bords (v , *edge sharpness*) entre le myocarde et la cavité sanguine, qui est une fréquence spatiale (en pixel^{-1}) reflétant la résolution spatiale, a été mesurée en télédiastole sur des coupes 4 cavités pour les deux séquences, conformément à une méthodologie déjà publiée ^{74,84}. La même évaluation a également été réalisée en télésystole. Les mesures ont été réalisées sur MATLAB (version R2015a, The MathWorks, Natick, MA, Etats-Unis), en traçant une ligne de profil du signal orthogonalement à l'interface entre le septum interventriculaire et la cavité du VG ⁸⁵. La netteté v a été calculée comme étant l'inverse de la distance séparant les points correspondant à 20 % et 80 % de la différence entre les intensités minimales et maximales du signal rencontré le long de cette ligne (**Figure 12**).

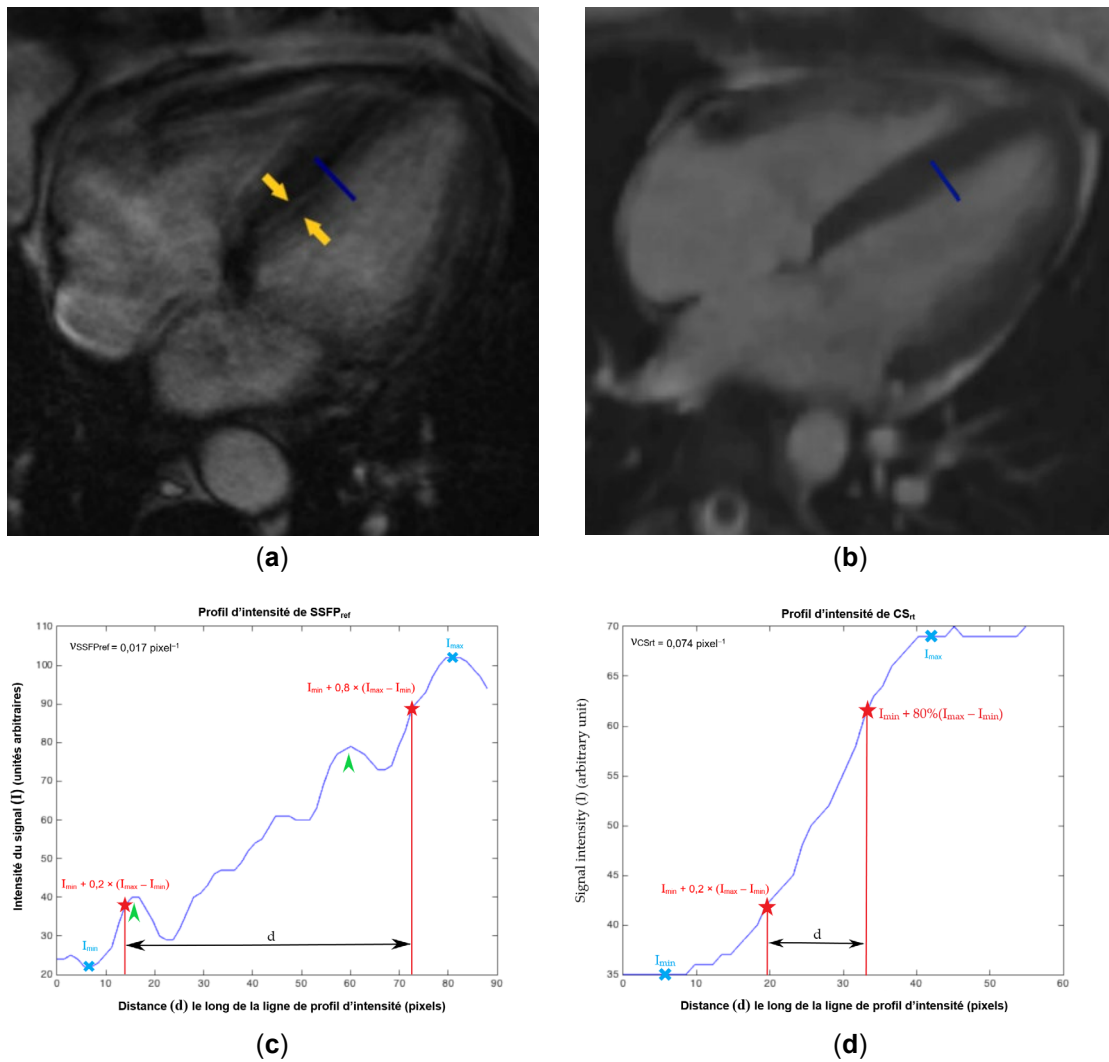


Figure 12. Exemple d'évaluation de la netteté des bords en fin de diastole chez un homme de 56 ans souffrant de fibrillation atriale.

La même coupe en 4 cavités en télédiastole est acquise avec **(a)** SSFP_{ref} et **(b)** CS_{rt}. Une ligne de profil d'intensité a été tracée en médio-ventriculaire, orthogonalement à l'interface entre septum interventriculaire et la cavité ventriculaire gauche (ligne bleue). Les profils d'intensité obtenus le long de ces lignes sont présentés (courbes bleues) pour **(c)** SSFP_{ref} et **(d)** CS_{rt}. La netteté des bords ν était calculée comme l'inverse de la distance d (en pixels) entre les positions correspondant à 20 % et 80 % (étoiles rouges) de la différence entre les intensités maximale et minimale du signal le long de cette courbe (croix bleues). La netteté des bords était exprimée en pixel^{-1} . Notez les pics (têtes de flèches vertes) se surajoutant au profil du signal de SSFP_{ref} en **(c)** correspondent au dédoublement des contours du septum interventriculaire (flèches jaunes) sur la coupe ciné **(a)**. Cette évaluation a été réalisée pour les 71 patients en télésystole et télédiastole.

CS_{rt}: ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing*; d : distance le long de la ligne de profil; ν_{CSrt} : netteté des bords en CS_{rt}; ν_{SSFPref} : netteté des bords en SSFP_{ref}; I : intensité du signal; I_{min} : intensité minimale du signal; I_{max} : intensité maximale du signal; SSFP_{ref}: ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

4. Conditions d'analyse

Une deuxième lecture a été réalisée par un radiologue de 8 ans d'expérience en imagerie cardiaque chez 30 patients sélectionnés au hasard pour évaluer la concordance interobservateurs, notant également la qualité image subjective, le score EuroCMR et la fréquence de survenue des AA.

En cas de discordance entre les deux lecteurs, un radiologue de 15 ans d'expérience en imagerie cardiaque procédait à une nouvelle notation de la qualité image avec les deux observateurs afin de parvenir à une évaluation consensuelle qui était utilisée à la place des scores établis par le premier radiologue, le moins expérimenté. Cette troisième lecture était justifiée lorsque l'on observait un écart d'au moins 2 points pour les scores EuroCMR ou de qualité subjective, ou en cas de différence d'au moins 20 % dans la fréquence de survenue des AA.

La mesure de ε était automatisée et sa concordance interobservateurs n'a donc pas été évaluée. L'accord absolu intra-observateur n'a pas été évalué pour cette étude.

5. Analyse statistique

Le test t de Student pour des échantillons appariés a également été utilisé pour comparer la fréquence de survenue des AA et la netteté des bords. Une ANOVA a été réalisée pour comparer les VES-VG mesurés par segmentation à partir deux séquences ciné et celui obtenu par fluximétrie directe sur les séquences en contraste de phase.

B. Résultats

1. Description la population

L'âge moyen de la population était de $59,5 \pm 20,1$ ans (IC 95 % : 54,7–64,2 ans) avec une prédominance masculine ($n = 41/71$; 57,7 %, femmes : $n = 30/71$; 42,3 %). Les patients étaient adressés pour le bilan initial ou le suivi d'une coronaropathie ($n = 17$; 23,9 %), d'un trouble du rythme cardiaque ($n = 14$; 19,7 %), d'une cardiomyopathie dilatée ($n = 11$; 15,5 %), d'une maladie infiltrative ($n = 8$; 11,3 %), d'une valvulopathie ($n = 7$; 9,9 %), d'une myocardite ($n = 6$; 8,5 %), d'une cardiomyopathie hypertrophique ($n = 5$; 7,0 %) et d'une insuffisance cardiaque ($n = 3$; 4,2 %). La FC moyenne était de $71,8 \pm 19,0$ battements par minute (bpm) (IC 95 % : 67,4–76,3 bpm) et 38,0 % des patients ($n = 27/71$)

présentaient une FC moyenne supérieure à 75 bpm. Cela signifiait, au vu de la résolution temporelle de 49 ms du CS_{rt}, que la fréquence d'échantillonnage moyenne d'un battement cardiaque était en inférieure à 16 phases du cycle cardiaque par coupe chez ces patients. Le CV_{RR} moyen était de 25,0 ± 9,4 % (IC 95 % : 22,8–27,2 %). L'arythmie était expliquée par une fibrillation atriale ($n = 42/71$; 59,2 %), une hyperexcitabilité ventriculaire ($n = 17/71$; 23,9 %) ou des troubles de conduction ($n = 12/71$; 16,9 %). Les données démographiques sont résumées dans le **Tableau 10**. Les paramètres fonctionnels mesurés pour le VG et le VD sont présentés dans le **Tableau 11**.

Tableau 10. Données démographiques (arythmie : $n = 71$).

Paramètres	Moyenne ± σ (IC 95 %)	Minimum	Maximum
Age – années	59,5 ± 20,1 (54,7–64,2)	18	87
Taille – cm	171,6 ± 9,1 (169,4–173,7)	140	188
Poids – kg	79,3 ± 19,5 (74,7–83,9)	26	131
Indice de masse corporelle – kg/m ²	26,8 ± 6,1 (25,4–28,3)	13,3	47,0
Fréquence cardiaque moyenne – bpm	71,8 ± 19,0 (67,4–76,3)	42	116
Fréquence cardiaque maximale – bpm	85,9 ± 21,6 (25,4–28,3)	50	139
Fréquence cardiaque minimale – bpm	55,6 ± 18,7 (55,6–64,4)	31	107
CV _{RR} – %	25,0 ± 9,4 (22,8–27,2)	10,2	50,9

IC 95 % : intervalle de confiance à 95 % ; bpm : battements par minute ; CV_{RR} : coefficient de variation de l'intervalle R–R ; σ : écart-type.

2. Temps d'acquisition

Un total de 599 coupes en ciné petit axe du VG a été acquis avec chacune des deux séquences. Un nombre médian de 8 (6–14) coupes ciné a été acquis en SSFP_{ref} et en CS_{rt} pour chaque patient, le nombre de coupes dépendant de la morphologie cardiaque. A nombre de coupes égal, le CS_{rt} était plus rapide que le SSFP_{ref} (SSFP_{ref} : 556,7 ± 145,4 s [IC 95 % : 496,7–616,7 s] ; CS_{rt} : 23,9 ± 7,9 s [IC 95 % : 20,6–27,1 s] ; $p < 0,0001$).

Tableau 11. Paramètres fonctionnels mesurés sur les séquences SSFP_{ref} et CS_{rt}.

	SSFP _{ref}	CS _{rt}	Différence	Flux aortique	p
FEVG – %	47,7 ± 19,0 (39,9–55,6)	47,3 ± 18,9 (39,5–55,1)	-0,4 ± 1,9 (-1,2 ; 0,4)	–	0,30 ^a
VTD-VG – mL	193,2 ± 102,0 (151,1–235,3)	189,6 ± 101,9 (147,6–231,6)	-3,6 ± 7,2 (-6,5 ; -0,6)	–	0,02 ^{a,*}
VTS-VG – mL	114,2 ± 99,8 (73,0–155,4)	113,3 ± 98,8 (72,5–154,1)	-0,9 ± 6,8 (-3,7 ; 1,9)	–	0,51 ^a
VES-VG – mL	79,0 ± 29,4 (66,9–91,1)	76,3 ± 28,7 (64,5–88,2)	–	76,7 ± 30,1 (64,3–89,1)	0,94 ^b
MVG – g	145,2 ± 48,0 (125,4–165,1)	148,0 ± 50,1 (127,3–168,6)	2,7 ± 8,8 (-0,9 ; 6,3)	–	0,13 ^a
FEVD – %	50,9 ± 11,9 (46,0–55,8)	51,8 ± 11,9 (46,9–56,7)	0,9 ± 1,8 (0,1 ; 1,7)	–	0,02 ^{a,*}
VTD-VD – mL	153,7 ± 52,1 (132,2–175,2)	148,4 ± 47,5 (128,8–168,0)	-5,3 ± 7,6 (-8,5 ; -2,2)	–	0,02 ^{a,*}
VTS-VD – mL	77,5 ± 38,0 (61,8–93,1)	73,8 ± 36,1 (58,9–88,7)	-3,7 ± 5,8 (-6,1 ; -1,3)	–	0,004 ^{a,*}
VES-VD – mL	76,2 ± 27,3 (65,0–87,5)	74,6 ± 24,1 (64,6–84,5)	-1,7 ± 4,5 (-3,5 ; 0,2)	Données insuffisantes	0,08 ^{a,*}

Valeurs exprimées en moyennes ± σ (IC 95 %). * $p < 0,05$; ^a Test *t* de Student ; ^b ANOVA.

CS_{rt} : ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; FE : Fraction d'éjection ; IC 95 % : intervalle de confiance à 95 % ; MVG : masse ventriculaire gauche ; σ : écart-type ; SSFP_{ref} : ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession* ; VD : ventricule droit ; VES : volume d'éjection systolique ; VG : ventricule gauche ; VTD : volume télédiastolique ; VTS : volume télésystolique.

3. Score d'artefacts basé sur les critères standardisés du registre *EuroCMR*

Le score EuroCMR pour la séquence CS_{rt} (médiane = 1 [0–5]) était meilleur que celui obtenu avec le ciné SSFP_{ref} (médiane = 3 [0–3]) ($p < 0,0001$) (**Tableau 12**) (**Figure 13** et **Vidéo 3-1** disponible en accès libre sur le site de l'éditeur ayant publié l'étude : <https://www.mdpi.com/article/10.3390/jcm10153274/s1>). Aucun désaccord n'a été constaté entre les radiologues et les CCI pour l'évaluation de la concordance interobservateurs pour SSFP_{ref} et CS_{rt} étaient de 0,94 et 0,89, respectivement.

Tableau 12. Score d'artefacts EuroCMR – Tableau de corrélation entre SSFP_{ref} et CS_{rt}.

Score d'artefacts EuroCMR		CS _{rt}					Médiane (bornes)
		0	1–3	4–6	7–10	Total	
SSFP _{ref}	0	1	1	0	0	2	1 (0–5)
	1–3	25	42	2	0	69	
	4–6	0	0	0	0	0	
	7–10	0	0	0	0	0	
	Total	26	43	2	0	71	
	Médiane (bornes)	3 (0–3)					$p < 0,0001$ *

Valeurs exprimées en médiane (minimum–maximum). * $p < 0,05$.

Les valeurs en vert représentent les patients pour lesquels le score d'artefacts du ciné CS_{rt} était inférieur ou égal à celui obtenu avec la séquence SSFP_{ref} ($n = 87/100$; 87 %).

CS_{rt}: ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; EuroCMR : *European Cardiac Magnetic Resonance registry* ; SSFP_{ref}: ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

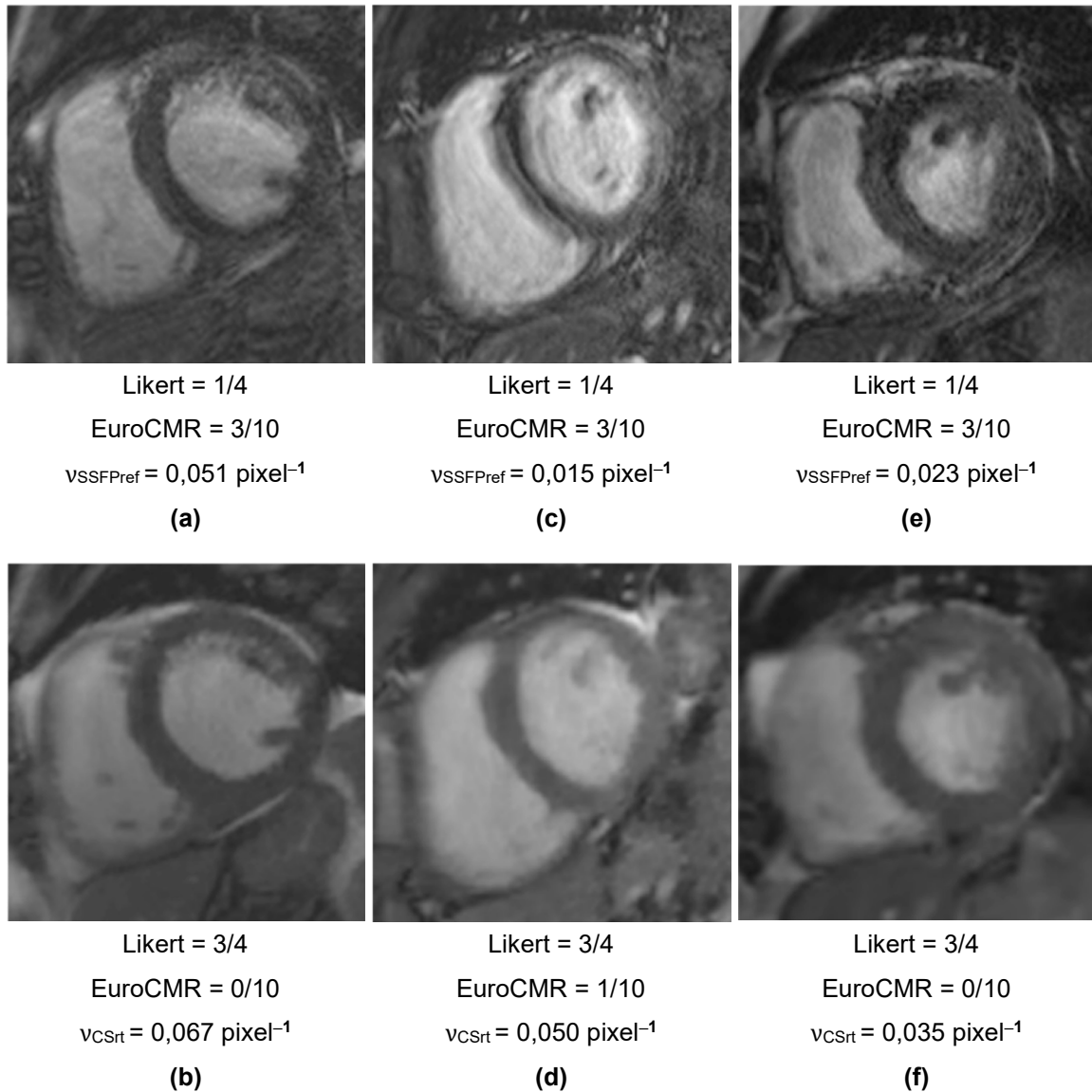


Figure 13. Illustration de la qualité image chez trois patients souffrant d'arythmie.

Coupes petit axe médio-ventriculaire acquises avec **(a,c,e)** SSFP_{ref} et **(b,d,f)** CS_{rt}. Les patients étaient **(a,b)** un homme de 74 ans souffrant de fibrillation atriale, **(c,d)** une femme de 37 ans adressée pour une cardiomyopathie arythmogène du ventricule droit génétiquement prouvée et **(e,f)** une femme de 63 ans souffrant d'un bloc atrio-ventriculaire de second degré.

CS_{rt}: ciné mono-apnée en temps réel accéléré par *compressed sensing* ; **EuroCMR** : *European Cardiac Magnetic Resonance registry* ; **vCS_{rt}** : netteté des bords en CS_{rt} ; **vSSFP_{ref}** : netteté des bords en SSFP_{ref} ; **SSFP_{ref}**: ciné de référence multi-apnées segmenté en *balanced steady-state free precession*.

4. Qualité image subjective

Le score de qualité image subjective était également meilleur ($p < 0,0001$) pour la séquence CS_{rt} avec un score médian de 3 (1–3) et la concordance interobservateurs était de 0,85 tandis que la séquence SSFP_{ref} produisait un score médian de 2 (1–4) avec un CCI de 0,82 (**Tableau 13, Figure 13**). Aucun désaccord n'a été constaté entre les deux lecteurs. La séquence SSFP_{ref} était à l'origine de 23 acquisitions jugées non diagnostiques, compromettant ainsi les évaluations fonctionnelles et morphologiques contre seulement 10 avec le CS_{rt}.

Tableau 13. Qualité image subjective – Tableau de corrélation entre SSFP_{ref} et CS_{rt}.

Qualité image subjective		CS _{rt}					Médiane (bornes)
		1	2	3	4	Total	
SSFP _{ref}	1	5	3	15	0	23	3 (1–3)
	2	5	6	21	0	32	
	3	0	2	13	0	15	
	4	0	5	1	0	1	
	Total	10	11	50	0	71	
	Médiane (bornes)	2 (1–4)					$p = 0,0001$

Valeurs exprimées en médiane (minimum–maximum). * $p < 0,05$.

Les valeurs en vert représentent les patients pour lesquels le score d'artefacts du ciné CS_{rt} était inférieur ou égal à celui obtenu avec la séquence SSFP_{ref} ($n = 87/100$; 87 %).

Abréviations : identiques à celles du **Tableau 12**.

5. Fréquence de survenue des artefacts induits par l'arythmie

Les AA ont été retrouvés sur $n = 514/599$ coupes ciné SSFP_{ref} (85,8%) réparties chez $n = 70/71$ patients (98,6%), avec une concordance interobservateurs de 0,90. Un seul désaccord a été constaté entre les lecteurs (premier lecteur : $n = 8/14$, 57,1% ; deuxième lecteur : $n = 12/14$, 85,7% ; troisième lecteur : $n = 12/14$, 85,7%). Chez les 70 patients concernés par les AA, $85,9 \pm 22,7$ % des coupes étaient artefactées. Aucun AA n'a été visualisé sur les images acquises en CS_{rt}.

6. Netteté des bords

La séquence CS_{rt} permettait d'obtenir une meilleure netteté des bords en télédiastole ($v_{CSrt} = 0,051 \pm 0,016 \text{ pixel}^{-1}$ [IC 95 % : 0,048–0,055 pixel^{-1}]) que le ciné SSFP_{ref} ($v_{SSFPref} = 0,040 \pm 0,018 \text{ pixel}^{-1}$ [IC à 95 % : 0,036–0,044 pixel^{-1}]) ($p = 0,0001$). En ce qui concerne les mesures réalisées en télésystole, il existait également une supériorité de CS_{rt} par rapport au SSFP_{ref} ($v_{CSrt} = 0,054 \pm 0,016 \text{ pixel}^{-1}$ [IC 95 % : 0,050–0,057 pixel^{-1}], contre $v_{SSFPref} = 0,042 \pm 0,022 \text{ pixel}^{-1}$ [IC 95 % : 0,037–0,047 pixel^{-1}]; $p = 0,0001$) (**Figure 13**).

C. Discussion

Cette évaluation monocentrique de la séquence prototype CS_{rt} chez des patients arythmiques porte à notre connaissance sur la plus large cohorte (71 patients) et propose l'évaluation la plus complète de la qualité image. De précédentes études chez des patients non sélectionnés avaient suggéré que les séquences ciné temps réel en CS étaient une alternative fiable aux séquences segmentées multi-apnées en bSSFP pour l'évaluation des volumes et fonctions ventriculaires, tout en réduisant le temps d'acquisition^{37,38,44–46}. Notre étude démontre une suppression des AA qui explique probablement l'amélioration significative de la qualité image subjective et objective en CS_{rt} chez les patients souffrant de troubles du rythme cardiaque. Néanmoins, aucune image en CS_{rt} n'a été jugée de qualité excellente sur l'échelle subjective, en raison des contours moins bien définis du myocarde dus au processus d'interpolation indispensable au post-traitement. La résolution temporelle du CS_{rt} étant fixe, un nombre variable d'images était acquis d'un cycle à l'autre en cas d'arythmie. Pour que la segmentation soit possible, les outils de post-traitement nécessitent que toutes les coupes ciné contiennent le même nombre de phases du cycle cardiaque. Par conséquent, une standardisation était effectuée pour afficher 20 images par cycle sur toutes les coupes.

Nous avons précédemment démontré, sur un sous-groupe de 25 patients souffrant d'arythmie, que les séquences CS_{rt} et SSFP_{ref} produisaient une qualité image similaire⁴⁵. L'étude ici présentée montre des scores qui ne sont pas équivalents, mais meilleurs en CS_{rt} qu'en SSFP_{ref} pour ce qui est de la qualité image subjective, de la survenue des AA et des mesures objectives de la netteté des bords. Des scores d'artefacts EuroCMR non nuls ont néanmoins été observés en CS_{rt} puisque les coupes étaient placées de façon identique sur

les deux séquences ; par conséquent, la plupart des artefacts métalliques ou de repliement présents en SSFP_{ref} ont été reproduits sur l'acquisition CS_{rt}.

Nos résultats vont dans le sens de ceux de l'étude de Goebel et al. menée sur 20 patients atteints de fibrillation atriale et qui se concentrait sur un score d'artefacts subjectif semi-quantitatif ainsi que sur la mesure du coefficient de variation de l'intensité du signal du myocarde septal (rapport de l'écart-type à la moyenne), correspondant à l'inverse du rapport signal/bruit (S/B)⁵⁶. Cependant, ces métriques conventionnelles sont peu adaptées aux reconstructions itératives. En effet, elles renseignent seulement sur l'amplitude du bruit et non sur sa distribution, c'est-à-dire sa texture, ce d'autant que la réponse non linéaire de ce type d'algorithmes est responsable d'une distorsion dans la répartition des coefficients contenus dans l'image⁸⁶. Le S/B est donc plus adapté lorsque l'échantillonnage est complet (comme dans le cas d'un remplissage cartésien, ligne par ligne, du plan de Fourier) alors que le CS va par nature au contraire supprimer certains coefficients du signal mesuré afin de rendre les données compressibles⁸⁷. Outre le fait que notre étude a spécifiquement été conçue pour évaluer la qualité de l'image à l'aide de mesures objectives, nous avons également réalisé une évaluation sur un effectif plus large et surtout intégrée à la pratique clinique. L'évaluation de la qualité image a donc été réalisée dans les conditions correspondant à la situation clinique et à la tâche auxquelles sont destinées les séquences ciné.

La netteté des bords a été mesurée à la fois en télédiastole, lorsque le myocarde est relativement immobile, ainsi qu'en télésystole pour rendre compte des mouvements cardiaques. La plus grande netteté des bords des images en CS_{rt} reflète la variation plus rapide de l'amplitude du signal sur une distance donnée et donc une meilleure définition des contours. Cette variation du signal sur une distance donnée permet de calculer la fonction d'étalement du bord (ESF, *edge spread function*), et sa valeur inverse v , qui décrivent la capacité d'un système imageur à restituer une interface à contraste élevé. La fonction de transfert de modulation, qui est la transformée de Fourier de la dérivée (fonction d'étalement linéaire) de l'ESF est classiquement considérée un indicateur de choix pour l'évaluation de la qualité image, y compris après reconstructions itératives^{74,85,88}.

En ce qui concerne la mesure des paramètres fonctionnels ventriculaires chez les patients souffrant d'arythmie, le VTD-VG mesuré à partir des images en CS_{rt} était plus faible ($-3,6 \pm 7,2$ mL) que celui mesuré en SSFP_{ref}, ce qui confirme les observations précédentes^{37,45}. On observait par ailleurs une sous-estimation de tous les paramètres

fonctionnels VD mesurés. Ces différences doivent néanmoins être mises en balance avec le contexte clinique et le fait que les valeurs de références définies pour l'étude étaient celles mesurées en SSFP_{ref}. Or l'acquisition en SSFP_{ref} est segmentée sur plusieurs battements, faisant donc considérer en cas d'arythmie que la coupe ciné produite est l'intégration de cycles cardiaques irréguliers successifs. En cas d'arythmie, la durée du remplissage ventriculaire diastolique est variable, induisant des précharges différentes d'un cycle à l'autre. Les cardiomyocytes, répondant à la loi de Starling, se contractent d'autant plus qu'ils auront été étirés par un VTD accru ; les contractions ventriculaires et donc les VES sont alors variables, rendant impossible la détermination de véritables valeurs de référence. Cette remise en question des valeurs de référence est d'autant plus justifiée que le CS_{rt} a produit une meilleure qualité d'image que le SSFP_{ref} dont la majorité des images (85,8 %) était altérée par des AA, laissant supposer que la segmentation réalisée en CS_{rt} serait plus fiable.

En plus de l'amélioration de la qualité image, le CS_{rt} a permis une nette réduction de la durée d'acquisition. La séquence était non seulement plus courte, mais elle permettait également de supprimer les AA et évitait de répéter l'acquisition des coupes dont la qualité était jugée non diagnostique ⁴⁵. L'amélioration du flux de travail étant un problème aigu dans l'accessibilité à l'IRM cardiaque, le CS_{rt} apparaît prometteur, notamment en termes de rapport coût-efficacité ⁸⁹.

Limites de l'étude

Bien que la qualité image subjective ait été améliorée avec le CS_{rt}, 10 acquisitions ont encore été considérées comme étant de qualité non diagnostique. Chez certains de ces patients, le processus de reconstruction itérative a soit échoué, soit ne s'est pas terminé. Il s'agissait néanmoins d'une séquence prototype et de tels échecs sont exceptionnels depuis que la version finale de cette séquence a été diffusée. Par ailleurs, des problèmes liés à la réception du signal ECG ont été rencontrés lorsque certaines ondes R n'étaient pas reconnues par le système. En conséquence, deux battements cardiaques consécutifs pouvaient être traités comme un seul cycle et les coupes ciné générées déroulaient alors un double cycle cardiaque qui ne pouvait pas être utilisé pour le post-traitement ; elles étaient donc considérées comme non diagnostiques. Une attention toute particulière doit donc être

accordée à la préparation de la peau avant le placement des électrodes afin d'optimiser le recueil du signal ECG.

D'autres séquences ciné en temps réel, utilisant notamment un remplissage radial du plan de Fourier, ont déjà été évaluées^{90,91}. Nous n'avons pas comparé le CS_{rt} à ces autres approches d'imagerie en temps réel. A notre connaissance, aucune évaluation de ce type n'a encore été publiée.

Une limite méthodologique de notre étude était, une nouvelle fois, l'impossibilité d'effectuer une lecture en aveugle des séquences puisque le CS_{rt} est responsable d'une texture plus lisse de l'image qu'en SSFP_{ref}. Par conséquent, les radiologues pouvaient aisément reconnaître le type de séquence qu'ils étaient en train de noter. En revanche, les séquences CS_{rt} et SSFP_{ref} provenant d'un même patient étaient évaluées séparément, dans un ordre aléatoire, lors de sessions de lecture espacées d'un mois au moins.

En ce qui concerne l'échantillonnage du cycle cardiaque pour la segmentation des paramètres fonctionnels, la résolution temporelle du CS_{rt} était fixe ce qui impliquait des taux d'échantillonnage variables entre les cycles les plus courts et ceux les plus longs. Ainsi, en cas de FC supérieure à 60 bpm, les 20 phases du cycle classiquement réalisées ne pouvaient pas être acquises^{14,15}. Cependant, dans le cadre d'une conversion analogique-numérique il est généralement admis qu'un suréchantillonnage d'un facteur 16 est suffisant pour une restitution fidèle du signal, ce qui correspondrait à une FC de 75 bpm²³. Des CV_{RR} élevés ont pu être observés et certaines coupes ont donc sous-échantillonné le cycle cardiaque. Dans notre étude, la FC moyenne était de $71,8 \pm 19,0$ et 38 % des patients présentaient une FC moyenne supérieure à 75 bpm. Chez ces patients, ce sous-échantillonnage doit être gardé à l'esprit lors de l'interprétation des volumes (surestimation des VTS et sous-estimation des VES probables). Cette limitation doit néanmoins être mise en balance avec la résolution des AA que permet CS_{rt}.

D. Conclusion

Outre la diminution du temps d'acquisition, la séquence prototype CS_{rt} a permis de réduire considérablement les artefacts liés à l'arythmie et d'améliorer la qualité image chez les patients souffrant d'arythmie. Ce ciné ultra-rapide permet aux radiologues d'améliorer dans leur pratique quotidienne le flux de travail tout en facilitant ainsi la réalisation d'IRM cardiaque à des patients chez qui cet examen est habituellement de réalisation complexe.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

L'IRM cardiaque est désormais bien identifiée comme un examen clé dans la prise en charge des patients, constituant notamment la technique de référence pour l'évaluation des fonctions et volumes ventriculaires. L'offre de soins dans ce domaine demeure néanmoins trop faible au vu du nombre croissant d'examens demandés et l'accélération des protocoles d'IRM est une approche permettant d'améliorer les délais d'attente. Le *compressed sensing* offre une alternative aux séquences conventionnelles segmentées en atteignant un facteur d'accélération autorisant l'imagerie ciné en temps-réel. Ce travail a permis d'éprouver le prototype CS_{rt} en conditions cliniques réelles et d'en confronter les performances face à la technique segmentée de référence. Nous avons ainsi pu démontrer que (a) ce nouveau type de séquence permet une évaluation fiable non seulement du VG, mais également du VD, y compris chez des patients présentant une anatomie complexe pour qui les protocoles d'acquisition sont souvent longs et se confrontent à la fragilité des patients ; (b) le sous-échantillonnage inhérent au *compressed sensing* n'altère pas l'étude de la cinétique segmentaire du VG dans le cadre de l'indication courante qu'est l'étude de viabilité myocardique après IDM, tout en permettant une étude accélérée facilitant l'intégration de ces examens au sein d'une activité programmée ; et (c) cette imagerie ciné en temps réelle est particulièrement robuste contre l'arythmie qui met fréquemment en échec les séquences conventionnelles, allongeant ainsi la durée des examens.

La requête PubMed : [*compressed sensing*] AND [CMR] témoigne de l'intérêt croissant pour cette approche puisque sur les 60 publications s'étalant de 2007 à 2023, 47 (78,3 %) d'entre elles sont postérieures à 2018. Cette littérature a contribué à la reconnaissance des séquences ciné accélérées par CS jusqu'à l'évolution du prototype évalué dans le cadre de ce travail vers une version clinique désormais largement diffusée. Ainsi, le ciné CS est désormais explicitement cité comme une technique d'accélération acceptée par les recommandations internationales de 2020 de la *Society for Cardiovascular Magnetic Resonance* visant à standardiser les protocoles d'IRM cardiaque¹⁷.

La séquence CS_{rt} peut-elle alors définitivement remplacer les acquisitions segmentées conventionnelle ? Probablement pas sous la forme étudiée dans le cadre de ce travail. En effet, l'aspect lissé des contours sur les images produites par le CS_{rt} était responsable d'une qualité image jugées inférieure à celle de la séquence de référence

lorsque le rythme cardiaque était sinusal. Bien que cela n'ait pas été spécifiquement évalué, on peut supposer que cela pourrait contribuer à diminuer le confort d'interprétation et donc l'adhésion à l'utilisation de cette séquence. Dans les conditions des études présentées, l'autre frein à l'utilisation du CS_{rt} réside dans la durée nécessaire à la reconstruction des images.

Ces deux principaux freins à l'utilisation des séquences ciné en CS ont depuis été résolus. La netteté des bords a pu être améliorée par une approche segmentée du ciné accéléré par CS, sur deux battements cardiaques^{92,93}. Ce gain en qualité image nécessite néanmoins de renoncer à l'imagerie en temps réelle, pourtant résistante à l'arythmie. La durée de reconstruction des images était une limite de puissance de calcul qui a été levée avec progrès informatiques et le processus de reconstruction ne nécessite désormais plus que quelques secondes.

De nouvelles générations de séquences ciné en CS voient le jour, ayant pour but de combiner les atouts du CS_{rt}, à savoir la robustesse contre les mouvements respiratoires et l'arythmie, et ceux des séquences ciné CS segmentées, c'est-à-dire la qualité image, tout en y ajoutant la correction des mouvements respiratoires et une optimisation accrue du signal par des mesures en temps réel répétées⁹⁴. Le CS se voit également appliqué à d'autres champs de l'IRM cardiaque que l'étude cinétique telles que l'évaluation de la perfusion myocardique, l'étude tridimensionnelle du rehaussement tardif myocardique ou l'analyse quantitative visuelle de l'hémodynamique intracardiaque par les séquences de flux 4D⁹⁵⁻⁹⁸. Toutes ces séquences s'acquièrent en respiration libre et permettent ainsi d'envisager désormais de manière réaliste la réalisation complète d'IRM cardiaques en respiration libre, épargnant ainsi au patient, volontiers dyspnéique, l'effort des apnées répétées.

BIBLIOGRAPHIE

1. Pennell DJ, Sechtem UP, Higgins CB, et al. Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): consensus panel report. *Eur Heart J*. 2004;25(1):1940-1965. doi:10.1016/j.ehj.2004.06.040.
2. Maceira AM, Prasad SK, Khan M, Pennell DJ. Normalized left ventricular systolic and diastolic function by steady state free precession cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2006;8(3):417-426. doi:10.1080/10976640600572889
3. 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*. 2006;27(23):2879-2888. doi:10.1093/eurheartj/ehl336
4. Klinke V, Muzzarelli S, Lauriers N, et al. Quality assessment of cardiovascular magnetic resonance in the setting of the European CMR registry: description and validation of standardized criteria. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15:55.
5. Mansfield P, Grannell PK. NMR "diffraction" in solids? *J Phys C Solid State Phys*. 1973;6:L422-L426. doi:10.1088/0022-3719/6/22/007
6. Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions. Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*. 1973;242(5394):190-191.
7. Mansfield P, Maudsley AA. Medical imaging by NMR. *Br J Radiol*. 1977;50(591):188-194. doi:10.1259/0007-1285-50-591-188
8. Damadian R, Goldsmith M, Minkoff L. NMR in cancer: XVI. FONAR image of the live human body. *Physiol Chem Phys*. 1977;9(1):97-100, 108.
9. Edelman RR. The History of MR Imaging as Seen through the Pages of Radiology. *Radiology*. 2014;273(2S):S181-S200. doi:10.1148/radiol.14140706
10. Hawkes RC, Holland GN, Moore WS, Roebuck EJ, Worthington BS. Nuclear magnetic resonance (NMR) tomography of the normal heart. *J Comput Assist Tomogr*. 1981;5(5):605-612. doi:10.1097/00004728-198110000-00001
11. Sechtem U, Pflugfelder PW, White RD, et al. Cine MR imaging: potential for the evaluation of cardiovascular function. *AJR Am J Roentgenol*. 1987;148(2):239-246. doi:10.2214/ajr.148.2.239
12. Atkinson DJ, Edelman RR. Cineangiography of the heart in a single breath hold with a segmented turboFLASH sequence. *Radiology*. 1991;178(2):357-360. doi:10.1148/radiology.178.2.1987592

13. Ho VB, Foo TKF. Impact of “Cine MR imaging: potential for the evaluation of cardiovascular function.” *AJR Am J Roentgenol.* 2006;187(3):605-608. doi:10.2214/AJR.06.0131
14. Roussakis A, Baras P, Seimenis I, Andreou J, Danias PG. Relationship of number of phases per cardiac cycle and accuracy of measurement of left ventricular volumes, ejection fraction, and mass. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2004;6:837-844. doi:10.1081/jcmr-200036152
15. Miller S, Simonetti OP, Carr J, Kramer U, Finn JP. MR Imaging of the heart with cine true fast imaging with steady-state precession: influence of spatial and temporal resolutions on left ventricular functional parameters. *Radiology.* 2002;223:263-269. doi:10.1148/radiol.2231010235
16. Plein S, Bloomer TN, Ridgway JP, Jones TR, Bainbridge GJ, Sivananthan MU. Steady-state free precession magnetic resonance imaging of the heart: comparison with segmented k-space gradient-echo imaging. *J Magn Reson Imaging.* 2001;14(3):230-236. doi:10.1002/jmri.1178
17. Kramer CM, Barkhausen J, Bucciarelli-Ducci C, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols: 2020 update. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2020;22(1):17. doi:10.1186/s12968-020-00607-1
18. Lenz GW, Haacke EM, White RD. Retrospective cardiac gating: a review of technical aspects and future directions. *Magn Reson Imaging.* 1989;7(5):445-455. doi:10.1016/0730-725x(89)90399-8
19. Madore B, Hoge WS, Chao TC, Zientara GP, Chu R. Retrospectively gated cardiac cine imaging with temporal and spatial acceleration. *Magn Reson Imaging.* 2011;29(4):457-469. doi:10.1016/j.mri.2011.01.003
20. Patel AR, Kramer CM. Role of Cardiac Magnetic Resonance in the Diagnosis and Prognosis of Nonischemic Cardiomyopathy. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2017;10(10 Pt A):1180-1193. doi:10.1016/j.jcmg.2017.08.005
21. Nacif MS, Zavodni A, Kawel N, Choi EY, Lima JAC, Bluemke DA. Cardiac magnetic resonance imaging and its electrocardiographs (ECG): tips and tricks. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2012;28(6):1465-1475. doi:10.1007/s10554-011-9957-4
22. Ferreira PF, Gatehouse PD, Mohiaddin RH, Firmin DN. Cardiovascular magnetic resonance artefacts. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2013;15:41-79. doi:10.1186/1532-429X-15-41
23. Fraden J. *Handbook of Modern Sensors - Physics, Designs and Applications.* 3rd ed. Springer-Verlag; 2004.
24. Deborde E, Dubourg B, Bejar S, et al. Differentiation between Fabry disease and hypertrophic cardiomyopathy with cardiac T1 mapping. *Diagn Interv Imaging.* 2020;101(2):59-67. doi:10.1016/j.diii.2019.08.006

25. Kim RJ, Wu E, Rafael A, et al. The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. *N Engl J Med*. 2000;343(20):1445-1453. doi:10.1056/NEJM200011163432003
26. Aquaro GD, Barison A, Todiere G, et al. Cardiac magnetic resonance “virtual catheterization” for the quantification of valvular regurgitations and cardiac shunt. *J Cardiovasc Med*. 2015;16(10):663-670. doi:10.2459/JCM.0000000000000245
27. Ismail TF, Strugnell W, Coletti C, et al. Cardiac MR: From Theory to Practice. *Front Cardiovasc Med*. 2022;9:826283. doi:10.3389/fcvm.2022.826283
28. Fratz S, Chung T, Greil GF, et al. Guidelines and protocols for cardiovascular magnetic resonance in children and adults with congenital heart disease: SCMR expert consensus group on congenital heart disease. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15(1):51. doi:10.1186/1532-429X-15-51
29. Leiner T, Bogaert J, Friedrich MG, et al. SCMR Position Paper (2020) on clinical indications for cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2020;22(1):76. doi:10.1186/s12968-020-00682-4
30. Detournay B, Courouve L, Graciet A. *Les Insuffisances En Matière d'équipements d'imagerie Médicale En France : Étude Sur Les Délais d'attente Pour Un Rendez-Vous IRM En 2018*. Syndicat National de l'Industrie des Technologies Médicales (SNITEM); 2018:29.
31. Shannon CE. Communication in the Presence of Noise. *Proc IRE*. 1949;37(1):10-21. doi:10.1109/JRPROC.1949.232969
32. Candès EJ, Romberg JK, Tao T. Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements. *Commun Pure Appl Math*. 2006;59:1207-1223. doi:10.1002/cpa.20124
33. Donoho DL. Compressed sensing. *IEEE Trans Inf Theory*. 2006;52(4):1289-1306. doi:10.1109/TIT.2006.871582
34. Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med*. 2007;58(6):1182-1195. doi:10.1002/mrm.21391
35. Lustig M, Santos JM, Lee J hyung, Donoho DL, Pauly JM. Application of compressed sensing for rapid MR imaging. In: *SPARS 2005: Proceedings of the 1st Signal Processing with Adaptive Sparse Structured Representations Workshop*. ; Rennes, Fr:1-3.
36. Feng L, Srichai MB, Lim RP, et al. Highly accelerated real-time cardiac cine MRI using k-t SPARSE-SENSE. *Magn Reson Med*. 2013;70(1):64-74. doi:10.1002/mrm.24440
37. Vincenti G, Monney P, Chaptinel J, et al. Compressed sensing single-breath-hold CMR for fast quantification of LV function, volumes, and mass. *J Am Coll Cardiol Img*. 2014;7:882-892. doi:10.1016/j.jcmg.2014.04.016

38. Kido T, Kido T, Nakamura M, et al. Compressed sensing real-time cine cardiovascular magnetic resonance: accurate assessment of left ventricular function in a single-breath-hold. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2016;18(1):50-60. doi:10.1186/s12968-016-0271-0
39. Allen BD, Carr M, Botelho MPF, et al. Highly accelerated cardiac MRI using iterative SENSE reconstruction: initial clinical experience. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2016;32(6):955-963. doi:10.1007/s10554-016-0859-3
40. Camargo GC, Erthal F, Sabioni L, et al. Real-time cardiac magnetic resonance cine imaging with sparse sampling and iterative reconstruction for left-ventricular measures: comparison with gold-standard segmented steady-state free precession. *Magn Reson Imaging*. 2017;38:138-144. doi:10.1016/j.mri.2017.01.002
41. Goebel J, Nensa F, Bomas B, et al. Real-time SPARSE-SENSE cardiac cine MR imaging: optimization of image reconstruction and sequence validation. *Eur Radiol*. 2016;26(12):4482-4489. doi:10.1007/s00330-016-4301-y
42. Kido T, Kido T, Nakamura M, et al. Assessment of left ventricular function and mass on free-breathing compressed sensing real-time cine imaging. *Circ J*. 2017;81(10):1463-1468. doi:10.1253/circj.CJ-17-0123
43. Bogachkov A, Ayache JB, Allen BD, et al. Right ventricular assessment at cardiac MRI: initial clinical experience utilizing an IS-SENSE reconstruction. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2016;32(7):1081-1091. doi:10.1007/s10554-016-0874-4
44. Haubenreisser H, Henzler T, Budjan J, et al. Right ventricular imaging in 25 Seconds: evaluating the use of sparse sampling CINE with iterative reconstruction for volumetric analysis of the right ventricle. *Invest Radiol*. 2016;51(6):379-386. doi:10.1097/RLI.0000000000000250
45. Vermersch M, Longère B, Coisne A, et al. Compressed sensing real-time cine imaging for assessment of ventricular function, volumes and mass in clinical practice. *Eur Radiol*. 2020;30(1):609-619. doi:10.1007/s00330-019-06341-2
46. Goebel J, Nensa F, Schemuth HP, et al. Compressed sensing cine imaging with high spatial or high temporal resolution for analysis of left ventricular function. *J Magn Reson Imaging*. 2016;44(2):366-374. doi:10.1002/jmri.25162
47. Lin ACW, Strugnell W, Riley R, et al. Higher resolution cine imaging with compressed sensing for accelerated clinical left ventricular evaluation. *J Magn Reson Imaging*. 2017;45(6):1693-1699. doi:10.1002/jmri.25525
48. Khairy P, Ionescu-Ittu R, Mackie AS, Abrahamowicz M, Pilote L, Marelli AJ. Changing mortality in congenital heart disease. *J Am Coll Cardiol*. 2010;56(14):1149-1157. doi:10.1016/j.jacc.2010.03.085
49. Baumgartner H, De Backer J, Babu-Narayan SV, et al. 2020 ESC Guidelines for the management of adult congenital heart disease. *Eur Heart J*. 2021;42(6):563-645. doi:10.1093/eurheartj/ehaa554

50. Habert P, Capron T, Hubert S, et al. Quantification of right ventricular extracellular volume in pulmonary hypertension using cardiac magnetic resonance imaging. *Diagn Interv Imaging*. 2020;101(5):311-320. doi:10.1016/j.diii.2019.12.008
51. Grothues F, Moon JC, Bellenger NG, Smith GS, Klein HU, Pennell DJ. Interstudy reproducibility of right ventricular volumes, function, and mass with cardiovascular magnetic resonance. *Am Heart J*. 2004;147(2):218-223. doi:10.1016/j.ahj.2003.10.005
52. Authors/Task Force members, Windecker S, Kolh P, et al. 2014 ESC/EACTS Guidelines on myocardial revascularization: The Task Force on Myocardial Revascularization of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS) Developed with the special contribution of the European Association of Percutaneous Cardiovascular Interventions (EAPCI). *Eur Heart J*. 2014;35(37):2541-2619. doi:10.1093/eurheartj/ehu278
53. Gardner BI, Bingham SE, Allen MR, Blatter DD, Anderson JL. Cardiac magnetic resonance versus transthoracic echocardiography for the assessment of cardiac volumes and regional function after myocardial infarction: an intrasubject comparison using simultaneous intrasubject recordings. *Cardiovasc Ultrasound*. 2009;7:38-44. doi:10.1186/1476-7120-7-38
54. Dweck MR, Williams MC, Moss AJ, Newby DE, Fayad ZA. Computed tomography and cardiac magnetic resonance in ischemic heart disease. *J Am Coll Cardiol*. 2016;68(20):2201-2216. doi:10.1016/j.jacc.2016.08.047
55. Haute Autorité de Santé (HAS), Service évaluation des actes professionnels. *Évaluation de l'imagerie Cardiaque Non Invasive Dans Le Diagnostic Des Coronaropathies Chroniques Stables*. HAS; 2016:127.
56. Goebel J, Nensa F, Schemuth HP, et al. Real-time SPARSE-SENSE cine MR imaging in atrial fibrillation: a feasibility study. *Acta Radiol*. 2017;58(8):922-928. doi:10.1177/0284185116681037
57. World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA*. 2013;310(20):2191-2194. doi:10.1001/jama.2013.281053
58. Benchoufi M, Matzner-Lober E, Molinari N, Jannot AS, Soyer P. Interobserver agreement issues in radiology. *Diagn Interv Imaging*. 2020;101(10):639-641. doi:10.1016/j.diii.2020.09.001
59. Longère B, Pagniez J, Coisne A, et al. Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging. *J Clin Med*. 2021;10(9):1930-1942. doi:10.3390/jcm10091930
60. Myerson SG. Valvular and hemodynamic assessment with CMR. *Heart Fail Clin*. 2009;5(3):389-400, vi-vii. doi:10.1016/j.hfc.2009.02.004
61. Sudarski S, Henzler T, Haubenreisser H, et al. Free-breathing sparse sampling cine MR imaging with iterative reconstruction for the assessment of left ventricular

- function and mass at 3.0 T. *Radiology*. 2017;282:74-83.
doi:10.1148/radiol.2016151002
62. Steeden JA, Kowalik GT, Tann O, Hughes M, Mortensen KH, Muthurangu V. Real-time assessment of right and left ventricular volumes and function in children using high spatiotemporal resolution spiral bSSFP with compressed sensing. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2018;20:79. doi:10.1186/s12968-018-0500-9
 63. 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. *J Am Coll Cardiol Img*. 2012;5(1):28-37.
doi:10.1016/j.jcmg.2011.05.007
 64. Schulz-Menger J, Bluemke DA, Bremerich J, et al. Standardized image interpretation and post-processing in cardiovascular magnetic resonance - 2020 update. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2020;22(1):19. doi:10.1186/s12968-020-00610-6
 65. Winter MM, Bernink FJ, Groenink M, et al. Evaluating the systemic right ventricle by CMR: the importance of consistent and reproducible delineation of the cavity. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson*. 2008;10:40.
doi:10.1186/1532-429X-10-40
 66. Bonello B, Kilner PJ. Review of the role of cardiovascular magnetic resonance in congenital heart disease, with a focus on right ventricle assessment. *Arch Cardiovasc Dis*. 2012;105(11):605-613. doi:10.1016/j.acvd.2012.04.005
 67. Kellman P, Ched'hotel C, Lorenz CH, Mancini C, Arai AE, McVeigh ER. High spatial and temporal resolution cardiac cine MRI from retrospective reconstruction of data acquired in real time using motion correction and resorting. *Magn Reson Med*. 2009;62(6):1557-1564. doi:10.1002/mrm.22153
 68. Barker N, Fidock B, Johns CS, et al. A Systematic Review of Right Ventricular Diastolic Assessment by 4D Flow CMR. *BioMed Res Int*. 2019;2019.
doi:10.1155/2019/6074984
 69. Rizk J. 4D flow MRI applications in congenital heart disease. *Eur Radiol*. 2021;31(2):1160-1174. doi:10.1007/s00330-020-07210-z
 70. Gabiano E, Silvestri V, Pagniez J, et al. Le flux 4D : technique et principales applications pour l'étude de l'aorte thoracique. *J Imag Diagn Interv*. 2021;4(2):130-139. doi:10.1016/j.jidi.2020.09.006
 71. Tariq U, Hsiao A, Alley M, Zhang T, Lustig M, Vasanawala SS. Venous and arterial flow quantification are equally accurate and precise with parallel imaging compressed sensing 4D phase contrast MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2013;37(6):1419-1426.
doi:10.1002/jmri.23936
 72. Longere B, Braye G, Pagniez J, et al. Compressed sensing 4D flow MRI for the assessment of the left ventricular stroke volume. Presented at the European Society of Cardiovascular Radiology congress, Antwerp, BE, October 2019; P-0047. Presented at: ESCR 2019; Antwerp, BE. <https://epos.myesr.org/poster/escr/escr2019/P-0047>

73. Hsiao A, Lustig M, Alley MT, et al. Rapid pediatric cardiac assessment of flow and ventricular volume with compressed sensing parallel imaging volumetric cine phase-contrast MRI. *Am J Roentgenol.* 2012;198(3):W250-W259. doi:10.2214/AJR.11.6969
74. Wetzl J, Schmidt M, Pontana F, et al. Single-breath-hold 3-D CINE imaging of the left ventricle using Cartesian sampling. *MAGMA.* 2017;31(1):19-31. doi:10.1007/s10334-017-0624-1
75. Blalock SE, Banka P, Geva T, Powell AJ, Zhou J, Prakash A. Interstudy variability in cardiac magnetic resonance imaging measurements of ventricular volume, mass, and ejection fraction in repaired tetralogy of Fallot: a prospective observational study. *J Magn Reson Imaging.* 2013;38(4):829-835. doi:10.1002/jmri.24050
76. Longère B, Chavent MH, Coisne A, et al. Single breath-hold compressed sensing real-time cine imaging to assess left ventricular motion in myocardial infarction. *Diagn Interv Imaging.* 2021;102(5):297-303. doi:10.1016/j.diii.2020.11.012
77. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation.* 2002;105:539-542. doi:10.1161/hc0402.102975
78. Setser RM, Chung YC, Weaver JA, Stillman AE, Simonetti OP, White RD. Effect of inversion time on delayed-enhancement magnetic resonance imaging with and without phase-sensitive reconstruction. *J Magn Reson Imaging.* 2005;21(5):650-655. doi:10.1002/jmri.20323
79. Gupta A, Lee VS, Chung YC, Babb JS, Simonetti OP. Myocardial infarction: optimization of inversion times at delayed contrast-enhanced MR imaging. *Radiology.* 2004;233(3):921-926. doi:10.1148/radiol.2333032004
80. Budjan J, Haubenreisser H, Henzler T, et al. Rapid functional cardiac imaging after gadolinium injection: Evaluation of a highly accelerated sequence with sparse data sampling and iterative reconstruction. *Sci Rep.* 2016;6:38236. doi:10.1038/srep38236
81. Ma Y, Hou Y, Ma Q, Wang X, Sui S, Wang B. Compressed SENSE single-breath-hold and free-breathing cine imaging for accelerated clinical evaluation of the left ventricle. *Clin Radiol.* 2019;74(4):325.e9-325.e17. doi:10.1016/j.crad.2018.12.012
82. Arai AE. The cardiac magnetic resonance (CMR) approach to assessing myocardial viability. *J Nucl Cardiol.* 2011;18(6):1095-1102. doi:10.1007/s12350-011-9441-5
83. Longère B, Allard PE, Gkizas CV, et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts. *J Clin Med.* 2021;10(15):3274. doi:10.3390/jcm10153274
84. Larson AC, Kellman P, Arai A, et al. Preliminary investigation of respiratory self-gating for free-breathing segmented cine MRI. *Magn Reson Med.* 2005;53(1):159-168. doi:10.1002/mrm.20331

85. Richard S, Husarik DB, Yadava G, Murphy SN, Samei E. Towards task-based assessment of CT performance: system and object MTF across different reconstruction algorithms. *Med Phys*. 2012;39(7):4115-4122. doi:10.1118/1.4725171
86. Lee S, Kim HJ. Noise properties of reconstructed images in a kilo-voltage on-board imaging system with iterative reconstruction techniques: a phantom study. *Phys Med*. 2014;30(3):365-373. doi:10.1016/j.ejmp.2013.11.003
87. Graff CG, Sidky EY. Compressive sensing in medical imaging. *Appl Opt*. 2015;54:C23-C44. doi:10.1364/AO.54.000C23
88. Li T, Feng H, Xu Z. A new analytical edge spread function fitting model for modulation transfer function measurement. *Chin Opt Lett*. 2011;9:031101. doi:10.3788/COL201109.031101
89. Lurz P, Muthurangu V, Schievano S, et al. Feasibility and reproducibility of biventricular volumetric assessment of cardiac function during exercise using real-time radial k-t SENSE magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2009;29:1062-1070. doi:10.1002/jmri.21762
90. Voit D, Zhang S, Unterberg-Buchwald C, Sohns JM, Lotz J, Frahm J. Real-time cardiovascular magnetic resonance at 1.5 T using balanced SSFP and 40 ms resolution. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15:79-86. doi:10.1186/1532-429X-15-79
91. Zhang S, Uecker M, Voit D, Merboldt KD, Frahm J. Real-time cardiovascular magnetic resonance at high temporal resolution: radial FLASH with nonlinear inverse reconstruction. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12:39-45. doi:10.1186/1532-429X-12-39
92. Wang J, Li X, Lin L, et al. Diagnostic efficacy of 2-shot compressed sensing cine sequence cardiovascular magnetic resonance imaging for left ventricular function. *Cardiovasc Diagn Ther*. 2020;10(3):431-441. doi:10.21037/cdt-20-135
93. Longère B, Gkizas CV, Coisne A, et al. 60-s retrogated compressed sensing 2D cine of the heart: sharper borders and accurate quantification. *J Clin Med*. 2021;10:2417. doi:10.3390/jcm10112417
94. Pang J, Itrago-Leon P, Bi X, et al. Free-breathing cardiac cine MRI with compressed sensing real-time imaging and retrospective motion correction. Proceedings of the 28th International Society for Magnetic Resonance in Medicine annual meeting. In ; Virtual meeting - online. <https://archive.ismrm.org/2020/2190.html>
95. Treutlein C, Wiesmüller M, May MS, et al. Complete Free-breathing Adenosine Stress Cardiac MRI Using Compressed Sensing and Motion Correction: Comparison of Functional Parameters, Perfusion, and Late Enhancement with the Standard Breath-holding Examination. *Radiol Cardiothorac Imaging*. 2019;1(3):e180017. doi:10.1148/ryct.2019180017
96. Adluru G, Chen L, Kim SE, et al. Three-dimensional late gadolinium enhancement imaging of the left atrium with a hybrid radial acquisition and compressed sensing. *J Magn Reson Imaging JMRI*. 2011;34(6):1465-1471. doi:10.1002/jmri.22808

97. Fenski M, Grandy TH, Viezzer D, et al. Isotropic 3D compressed sensing (CS) based sequence is comparable to 2D-LGE in left ventricular scar quantification in different disease entities. *Int J Cardiovasc Imaging*. Published online March 3, 2022. doi:10.1007/s10554-022-02571-6
98. Neuhaus E, Weiss K, Bastkowski R, Koopmann J, Maintz D, Giese D. Accelerated aortic 4D flow cardiovascular magnetic resonance using compressed sensing: applicability, validation and clinical integration. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson*. 2019;21(1):65. doi:10.1186/s12968-019-0573-0

ANNEXES

Annexe 1 : Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging ⁵⁹

Auteurs : **B Longère**, J Pagniez, A Coisne, H Farah, M Schmidt, C Forman, V Silvestri, A Simeone, CV Gkizas, J Hennicaux, E Cheasty, S Toupin, D Montaigne, F Pontana.

Article publié dans : *Journal of Clinical Medicine* **2021**;10:1930.

<https://doi.org/10.3390/jcm10091930>.

Reproduit d'après ⁵⁹. Mis à disposition selon les termes de la licence Creative Commons Attribution 4.0 International ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Présentation des résultats en communications scientifiques :

Right ventricle function and volumes assessment in congenital heart disease using CMR compressed sensing real-time cine imaging.

J Pagniez, H Farah, B Longère, M Vermersch, M Schmidt, C Forman, A Duhamel, F Pontana

Congrès de la Société Nord-Américaine de Radiologie – RSNA 2016, Chicago, IL, États-Unis

Évaluation du ventricule droit dans les cardiopathies congénitales : Intérêt d'une séquence ciné-IRM temps-réel avec acquisition comprimée en une apnée.

H Farah, J Pagniez, M Vermersch, B Longère, M Schmidt, C Forman, A Monnet, F Pontana

Journées Francophones de Radiologie – JFR 2016, Paris

Right ventricle function and volumes assessment in congenital heart disease using CMR compressed sensing real-time cine imaging.

H Farah, J Pagniez, M Vermersch, B Longère, M Schmidt, C Forman, A Monnet, F Pontana

Congrès de la Société Européenne de Radiologie Cardiaque – ESCR 2016, Cracovie, Pologne



Article

Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging

Benjamin Longère ^{1,*} , Julien Pagniez ², Augustin Coisne ¹, Hedi Farah ², Michaela Schmidt ³, Christoph Forman ³ , Valentina Silvestri ², Arianna Simeone ², Christos V Gkizas ² , Justin Hennicaux ², Emma Cheasty ⁴, Solenn Toupin ⁵ , David Montaigne ¹ and François Pontana ¹

¹ University of Lille, Inserm, CHU Lille, Institut Pasteur Lille, U1011—European Genomic Institute for Diabetes (EGID), F-59000 Lille, France; augustin.coisne@chru-lille.fr (A.C.); david.montaigne@chru-lille.fr (D.M.); francois.pontana@chru-lille.fr (F.P.)

² CHU Lille, Department of Cardiovascular Radiology, F-59000 Lille, France; julien.pagniez@chru-lille.fr (J.P.); hedi.farah@chru-lille.fr (H.F.); valentina.silvestri@chru-lille.fr (V.S.); arianna.simeone@chru-lille.fr (A.S.); chgkizas@gmail.com (C.V.G.); justin.hennicaux@chru-lille.fr (J.H.)

³ MR Product Innovation and Definition, Magnetic Resonance, Siemens Healthcare GmbH, 91052 Erlangen, Germany; michaela.schmidt@siemens-healthineers.com (M.S.); christoph.forman@siemens-healthineers.com (C.F.)

⁴ Department of Cardiovascular Imaging, St Bartholomew's Hospital, West Smithfield, London EC1A 7BE, UK; emma.cheasty@nhs.net

⁵ Scientific Partnerships, Siemens Healthcare France, 93200 Saint-Denis, France; solenn.toupin@siemens-healthineers.com

* Correspondence: benjamin.longere@chru-lille.fr



Citation: Longère, B.; Pagniez, J.; Coisne, A.; Farah, H.; Schmidt, M.; Forman, C.; Silvestri, V.; Simeone, A.; Gkizas, C.V.; Hennicaux, J.; et al. Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging. *J. Clin. Med.* **2021**, *10*, 1930. <https://doi.org/10.3390/jcm10091930>

Academic Editor: Mickaël Ohana

Received: 16 March 2021

Accepted: 20 April 2021

Published: 29 April 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: Background and objective: To evaluate the reliability of compressed-sensing (CS) real-time single-breath-hold cine imaging for quantification of right ventricular (RV) function and volumes in congenital heart disease (CHD) patients in comparison with the standard multi-breath-hold technique. Methods: Sixty-one consecutive CHD patients (mean age = 22.2 ± 9.0 (SD) years) were prospectively evaluated during either the initial work-up or after repair. For each patient, two series of cine images were acquired: first, the reference segmented multi-breath-hold steady-state free-precession sequence (SSFP_{ref}), including a short-axis stack, one four-chamber slice, and one long-axis slice; then, an additional real-time compressed-sensing single-breath-hold sequence (CS_{rt}) providing the same slices. Two radiologists independently assessed the image quality and RV volumes for both techniques, which were compared using the Wilcoxon test and paired Student's *t* test, Bland–Altman, and linear regression analyses. The visualization of wall-motion disorders and tricuspid-regurgitation-related signal voids were also analyzed. Results: The mean acquisition time for CS_{rt} was 22.4 ± 6.2 (SD) s (95% CI: 20.8–23.9 s) versus 442.2 ± 89.9 (SD) s (95% CI: 419.2–465.2 s) for SSFP_{ref} (*p* < 0.001). The image quality of CS_{rt} was diagnostic in all examinations and was mostly rated as good (*n* = 49/61; 80.3%). There was a high correlation between SSFP_{ref} and CS_{rt} images regarding RV ejection fraction (49.8 ± 7.8 (SD)% (95% CI: 47.8–51.8%) versus 48.7 ± 8.6 (SD)% (95% CI: 46.5–50.9%), respectively; *r* = 0.94) and RV end-diastolic volume (192.9 ± 60.1 (SD) mL (95% CI: 177.5–208.3 mL) versus 194.9 ± 62.1 (SD) mL (95% CI: 179.0–210.8 mL), respectively; *r* = 0.98). In CS_{rt} images, tricuspid-regurgitation and wall-motion disorder visualization was good (area under receiver operating characteristic curve (AUC) = 0.87) and excellent (AUC = 1), respectively. Conclusions: Compressed-sensing real-time cine imaging enables, in one breath hold, an accurate assessment of RV function and volumes in CHD patients in comparison with standard SSFP_{ref}, allowing a substantial improvement in time efficiency.

Keywords: cardiac; heart; magnetic resonance; CMR; compressed sensing; congenital heart disease; GUCH; real-time imaging

1. Introduction

The advent of heart surgery and percutaneous cardiac procedures has considerably improved outcomes in patients born with congenital heart disease [1]. It has led to a growing number of adult survivors with complex congenital heart diseases, with a concomitantly increasing need for imaging follow-up in this clinical context.

Right ventricular (RV) function and volume assessment is of paramount importance in many of these patients, such as in post-repair tetralogy of the Fallot population, as treatment decisions and outcomes mainly rely on RV parameters according to the European Society of Cardiology guidelines for the management of adult congenital heart disease [2]. Although echocardiography remains the first-line investigation, cardiac magnetic resonance (CMR) is a method of choice for RV morphological and functional evaluation in congenital heart disease due to its complex geometry. CMR is considered superior to echocardiography for the evaluation of RV and should be regularly used when the information is essential for patient management, i.e., for quantification of RV volume and ejection fraction, quantification of pulmonary regurgitation, evaluation of RV outflow-tract and pulmonary arteries, detection of myocardial fibrosis or scar, and tissue characterization [2].

However, one major limitation of such extensive CMR examinations is currently the acquisition time, which can be difficult to tolerate in this population, as well as the iterative breath holds, which can be difficult to maintain, leading to poor-quality examinations because of breathing artifacts. To reduce this limitation, the development of acceleration techniques in MR imaging is crucial, and compressed sensing (CS) represents a promising technique in this category. Schematically, CS is a technique that combines a strong and random k -space subsampling, thus enabling a very high scan speed, and it uses non-linear iterative reconstructions to make the final image look as close as possible to that if the k -space had been fully sampled. The use of CS for CMR cine imaging theoretically enables real-time acquisition with whole-ventricle coverage in a single breath hold, and its reliability has been successfully tested in previous studies for left ventricular (LV) or sometimes right ventricular (RV) functional assessment in healthy volunteers and in patients with various extra-congenital pathologies [3–11].

We thus aimed at evaluating the reliability of real-time cine imaging using the CS technique for quantification of RV and LV function and volumes in congenital heart disease patients in comparison with conventional multi-breath-hold segmented steady-state free-precession cine imaging.

2. Materials and Methods

2.1. Study Population

From January to April 2019, 61 consecutive patients were prospectively included. All patients were clinically scheduled for CMR in the context of congenital heart disease for either the initial work-up or after repair. A single-ventricle anatomy was considered as an exclusion criterion. The protocol was approved by our institutional Ethics Committee, and the patients gave informed consent.

2.2. CMR Protocol

All CMR examinations were performed on a 1.5 T magnetic resonance scanner (MAGNETOM Aera, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). For each patient, two series of two-dimensional cine images were systematically acquired: prospectively triggered segmented multi-breath-hold steady-state free-precession sequence (SSFP_{ref}) was considered as the reference technique, including a conventional short-axis stack, one LV and one RV two-chamber slice, and one four-chamber slice with an 8 mm slice thickness and a 2 mm gap; an additional prospectively triggered real-time CS sequence (CS_{rt}) in a single breath hold. CS_{rt} cine images were acquired with the same slice number, position, and thickness as those used in the reference technique. An additional phase-contrast imaging sequence was acquired on the pulmonary trunk to assess the RV stroke volume and the severity of

the encountered tricuspid regurgitation. The details of the imaging parameters are listed in Table 1.

Table 1. Imaging parameters of the reference steady-state free-precession cine imaging and real-time compressed-sensing cine imaging.

Parameters	SSFP _{ref}	CS _{rt}
Repetition time—ms	3.16	2.70
Echo time—ms	1.23	1.14
Flip angle—degrees	57	60
Field of view—mm ²	375 × 280	360 × 270
Matrix—pixels ²	288 × 216	224 × 168
Spatial resolution—mm ²	1.3 × 1.3	1.6 × 1.6
Temporal resolution—ms	41.2	49
Slice thickness/gap—mm	8/2	8/2
Bandwidth—Hz/pixel	915	900
ECG mode	Prospective triggering	Prospective triggering
Number of measured cardiac phases per cycle	20 ^a	16 ± 4.1
Reconstructed cardiac frames per cycle— <i>n</i>	20 ^a	20 ^b
Number of views per frame— <i>n</i>	13.0 ± 3.7 ^c	18 ^a
Number of breath holds	13.3 ± 2.9	1 ^a
Cycles of iterative reconstruction— <i>n</i>	NA	40
Breath-hold duration—cardiac cycle per slice	7	2 ^d
Acceleration factor	2	11

Data are expressed as mean ± standard deviation in the absence of any indication. ^a Constant value. ^b Interpolation was performed to provide a constant frame rate of 20 cardiac phases per cycle for post-processing. ^c The number of views per frame was set according to the shorter R–R interval in order to acquire 20 cardiac phases. ^d The first cardiac cycle is required for signal preparation and the second one for signal acquisition. Abbreviations: SSFP_{ref}, reference steady-state free-precession cine; CS_{rt}, real-time compressed-sensing cine; ECG, electrocardiogram; *n*, data represented as numbers; NA, not applicable.

2.3. Functional Evaluation

The quantitative assessment consisted of the evaluation of RV functional parameters with both the SSFP_{ref} and CS_{rt} sequences, i.e., ejection fraction (EF), end-diastolic volume (EDV), end-systolic volume (ESV), and stroke volume (SV). The same parameters were measured for the left ventricle, as well as the LV mass. For these quantitative measurements, endocardial and epicardial contours were segmented on the conventional short-axis stacks of cine images using a dedicated analysis software (Cardiac MR analysis workflow, Syngo.via VB30A, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). According to our CMR practice, RV trabeculations were included in the RV volume. Four-chamber and long-axis slices were used as reference images to trace the atrio-ventricular valve planes to ensure an optimal delineation of the heart base for an accurate volume calculation.

2.4. Image Quality Assessment

The overall subjective image quality of the SSFP_{ref} and CS_{rt} cine images was rated on the basis of a four-point Likert scale as follows: 4 = excellent, 3 = good, 2 = fair image quality, and 1 = non-diagnostic examination.

In addition, the objective RV image quality was assessed using previously published criteria, which are mostly based on artifact rating, and they were adapted to the RV [12]. Schematically, 1 point was given if an artifact (fold-over, respiratory ghost, cardiac ghost, image blurring/mistriggering, metallic, or shimmering) hampered the visualization of the RV border at the end-systole and/or end-diastole; if such an artifact involved 2 or ≥3 slices, 2 or 3 points were given, respectively.

The depictions of the regional RV wall-motion abnormalities (i.e., hypokinetic, akinetic, or dyskinetic wall) were also rated at 4 anatomical levels (base, mid-cavity, apex, and RV outflow tract), and the depictions of tricuspid-regurgitation-related flow artifacts were assessed on the four-chamber slice.

Reproduced from Longère et al. Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging. J. Clin. Med. 2021;10:1930.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

2.5. Conditions of Image Analysis

The acquired SSFP_{ref} and CS_{rt} cine images were independently analyzed offline by a CMR radiologist (HF) with 3 years of experience. After anonymization, the images from both sequences were randomized and mixed. The two types of cine sequences from one patient were not read in the same session. A radiologist (JP) with 10 years of experience performed the functional RV assessment on a 20-patient sample for the determination of interobserver agreement with the new CS cine technique [13].

2.6. Statistical Analysis

Categorical data are represented as numbers (percentages). Continuous variables are represented as mean ± standard deviation (SD) (95% confidence interval (CI)) in the case of normal distribution and median (range: minimum–maximum) in other cases. SSFP_{ref} and CS_{rt} were compared using paired Student’s *t* test, Bland–Altman, and linear regression analyses. The interobserver agreement of CS_{rt} was determined by calculating the intra-class correlation coefficient. An analysis of variance was performed to compare the RV stroke volumes assessed with both cine sequences with the forward pulmonary volume assessed with PCI. Differences in quality scores between SSFP_{ref} and CS_{rt} were assessed using the Wilcoxon test. Values of *p* < 0.05 were considered statistically significant. For the depictions of valvular regurgitations and wall-motion disorders, a receiver operating characteristic (ROC) curve was used. The statistical analysis was performed with dedicated software (MedCalc 18.11, MedCalc Software bvba, Ostend, Belgium).

3. Results

3.1. Population Description

The 61 patients (29 men, 32 women; mean age: 22.2 ± 9.0 (SD) years; 95% CI: 19.9–24.5 years) underwent CMR for: tetralogy of Fallot (*n* = 33/61; 54.1%), pulmonary atresia with a ventricular septal defect (*n* = 7/61; 11.5%), cardiac shunt (*n* = 7/61; 11.5%), transposition of great arteries (*n* = 3/61; 4.9%), aortic coarctation (*n* = 2/61; 3.3%), congenital pulmonary stenosis (*n* = 2/61; 3.3%), cor triatriatum sinister (*n* = 2/61; 3.3%), congenitally corrected transposition of the great arteries (*n* = 2/61; 3.3%), pulmonary atresia with intact ventricular septum after biventricular repair (*n* = 2/61; 3.3%), and congenital aortic stenosis (*n* = 1/61; 1.6%). Table 2 summarizes further details of the characteristics of the study population.

Table 2. Study population characteristics.

	Mean ± SD (95% CI)	Minimum Value	Maximum Value
Age—years	22.0 ± 9.0 (19.9–24.5)	7	53
Weight—kg	59.1 ± 16.8 (54.8–63.4)	24	100
Height—cm	163.4 ± 15.0 (159.5–167.2)	121	190
Body surface area—m ²	1.6 ± 0.3 (1.6–1.7)	0.9	2.3
Heart rate—beats per minute	74.6 ± 14.2 (71.0–78.2)	44	112

Abbreviations: SD, standard deviation; 95% CI, 95% confidence interval.

3.2. Cine Acquisitions

The mean duration for single-breath-hold CS_{rt} acquisition was 22.4 ± 6.2 (SD) s (95% CI: 20.8–23.9 s) versus 442.2 ± 89.9 (SD) s (95% CI: 419.2–465.2 s) for SSFP_{ref} (*p* < 0.001). The mean acceleration factor provided by CS_{rt} was 20.8 ± 5.6 (95% CI: 19.3–22.2) as compared with SSFP_{ref}. A mean number of 13.3 ± 2.9 slices (95% CI: 12.5–14.1 slices) was acquired with each sequence.

3.3. Quantitative Evaluation

Detailed results regarding the SSFP_{ref} and CS_{rt} segmentations for the RV and LV functional parameters are presented in Table 3. There was no statistically significant difference between mean SSFP_{ref} and CS_{rt} for RVEDV (192.9 ± 60.1 (SD) mL (95% CI: 177.5–208.3 mL)

Reproduced from Longère et al. Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging. J. Clin. Med. 2021;10:1930.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC-BY-4.0 : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

versus 194.9 ± 62.1 (SD) mL (95% CI: 179.0–210.8 mL), respectively; $p = 0.169$). The RVEF was slightly underestimated in the CS_{rt} images (CS_{rt} : 48.7 ± 8.6 (SD) % (95% CI: 46.5–50.9%); $SSFP_{ref}$: 49.8 ± 7.8 (SD) % (95% CI: 47.8–51.8%); $p = 0.006$) as a result of a statistically significant but not clinically relevant underestimation of the RVESV in CS_{rt} . The analysis of variance did not demonstrate any significant differences with respect to the RV stroke volume, regardless of the measurement method ($SSFP_{ref}$: 93.6 ± 25.7 (SD) mL (95% CI: 87.0–100.2 mL); CS_{rt} : 92.3 ± 26.0 (SD) mL (95% CI: 85.7–99.0 mL); PCI: 88.6 ± 27.1 (SD) mL (95% CI: 91.6–95.5 mL); $p = 0.605$). No statistically significant differences were visible between $SSFP_{ref}$ and CS_{rt} for LVEF and LVEDV. The LV mass was slightly overestimated in CS_{rt} . The linear regression yielded good agreement between both acquisition techniques for all RV functional parameters (Figure 1), and the r values were excellent for all parameters. On the other hand, graphical analysis of the Bland–Altman plot demonstrated up to five (tetralogy of Fallot, $n = 5/5$; 100%) paired measurements out of the limits of agreement (LOA) depending on the RV parameter considered (LOA in RVEF bias: -13.7 to $+9.3\%$).

Table 3. Functional parameters segmented on both the reference steady-state free-precession and real-time compressed-sensing cine.

	SSFP _{ref} Sequence (mean ± SD (95% CI))	CS _{rt} Sequence (mean ± SD (95% CI))	Mean Difference ± SD (95% CI)	Paired <i>t</i> Test <i>p</i>	ICC	
					Inter	Intra
RVEF—%	49.8 ± 7.8 (47.8–51.8)	48.7 ± 8.6 (46.5–50.9)	−1.07 ± 2.90 (−1.81 to −0.32)	0.006	0.95	0.94
RVEDV—mL	192.9 ± 60.1 (177.5–208.3)	194.9 ± 62.1 (179.0–210.8)	2.00 ± 11.21 (−0.87 to 4.87)	0.169	0.91	0.97
RVESV—mL	98.9 ± 41.0 (88.4–109.4)	102.4 ± 44.0 (91.1–113.7)	3.51 ± 11.05 (0.68–6.34)	0.016	0.97	0.98
RVSV—mL	93.6 ± 25.7 (87.0–100.2)	92.3 ± 26.0 (85.7–99.0)	−1.28 ± 2.96 (−2.04 to −0.52)	0.001	0.99	0.93
LVEF—%	57.4 ± 7.5 (55.4–59.3)	57.8 ± 7.9 (55.7–59.8)	0.38 ± 4.22 (−0.70 to 1.46)	0.488	0.98	0.98
LVEDV—mL	130.0 ± 40.1 (119.8–140.3)	128.7 ± 43.6 (117.5–139.8)	−1.39 ± 10.68 (−4.13 to 1.34)	0.312	0.98	0.97
LVESV—mL	56.3 ± 23.5 (50.3–62.3)	55.5 ± 27.1 (48.5–62.4)	−0.84 ± 10.24 (−3.46 to 1.79)	0.526	0.97	0.98
LVSV—mL	73.6 ± 21.9 (68.0–79.2)	73.4 ± 22.1 (67.7–79.0)	−0.23 ± 3.14 (−1.03 to 0.58)	0.571	0.99	0.99
LVM—g	95.7 ± 33.9 (87.0–104.4)	102.9 ± 38.5 (93.0–112.8)	7.18 ± 15.12 (3.31 to 11.05)	0.0005	0.96	0.97

ICC was used to evaluate the interobserver agreement for the RV segmentation. The significance of Student's *t* test is defined by $p < 0.05$. Abbreviations: SSFP_{ref}, reference steady-state free-precession cine; CS_{rt}, real-time compressed-sensing cine; SD, standard deviation; 95% CI, 95% confidence interval; RV, right ventricular; LV, left ventricular; EDV, end-diastolic volume; ESV, end-systolic volume; SV, stroke volume; LVM, left ventricular mass; ICC, intraclass correlation coefficient; Inter, interobserver; Intra, intraobserver.

3.4. Qualitative Evaluation

Figure 2; Figure 3; Video S1; Video S2 (Supplementary Materials) provide representative examples of the image quality achieved with CS_{rt} images in various clinical situations. The image quality of CS_{rt} was diagnostic in all examinations (Table 4). There was a significantly lower overall image quality score for CS_{rt} images ($p = 0.0001$) because most of the examinations were rated as excellent with SSFP_{ref} and good with CS_{rt} . However, qualitative artifact presence was statistically lower in the CS_{rt} images than in SSFP_{ref} ($p = 0.0016$). Considering SSFP_{ref} as the gold standard, there were no diagnostic losses for regional RV wall-motion abnormalities in CS_{rt} images, demonstrating a 100% sensitivity and specificity (normokinetic: $n = 157/244$ (64.3%); hypokinetic: $n = 39/244$ (16.0%); akinetic: $n = 1/244$ (0.4%); dyskinetic: $n = 47/244$ (19.3%)). The tricuspid-regurgitation-flow void depictions in CS_{rt} images had a sensitivity and specificity of 74.2% and 100%, respectively (predictive positive value = 100%; predictive negative value = 78.9%; area under ROC = 0.87). Using

SSFP_{ref}, 23/61 (37.7%) tricuspid regurgitations were depicted (mild: 20/23 (87.0%); moderate: 3/23 (13.0%)). Of the 8/61 (13.1%) tricuspid regurgitations that were not depicted with the CS_{rt} cine, all were quantified as mild with the reference technique (the difference between RVSV and anterograde pulmonary volume was measured with the phase-contrast sequence) [14].

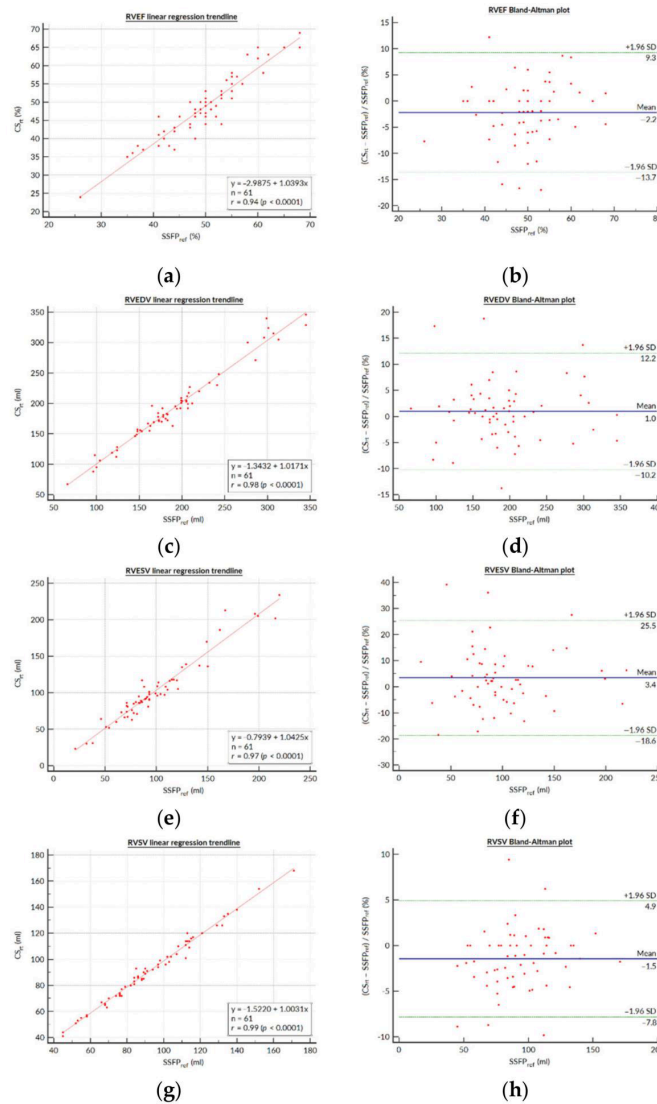


Figure 1. Bland–Altman plots and linear regression trendlines for quantification of the right ventricular functional parameters. Left column: Linear regression trend lines for (a) RVEF, (c) RVEDV, (e) RVESV, and (g) RVSV, representing the correlation between parameters measured on the SSFP_{ref} and CS_{rt} sequences. Right column: Bland–Altman plots for the (b) RVEF, (d) RVEDV, (f) RVESV, and (h) RVSV. Solid blue lines are the mean differences and dashed green lines are the 95% limits of agreement. Abbreviations: SSFP_{ref}, reference steady-state free-precession cine; CS_{rt}, real-time compressed-sensing cine; SD, standard deviation; RVEF, right ventricular ejection fraction; RVEDV, right ventricular end-diastolic volume; RVESV, right ventricular end-systolic volume; RVSV, right ventricular stroke volume.

Reproduced from Longère et al. Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging. J. Clin. Med. 2021;10:1930.
 Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

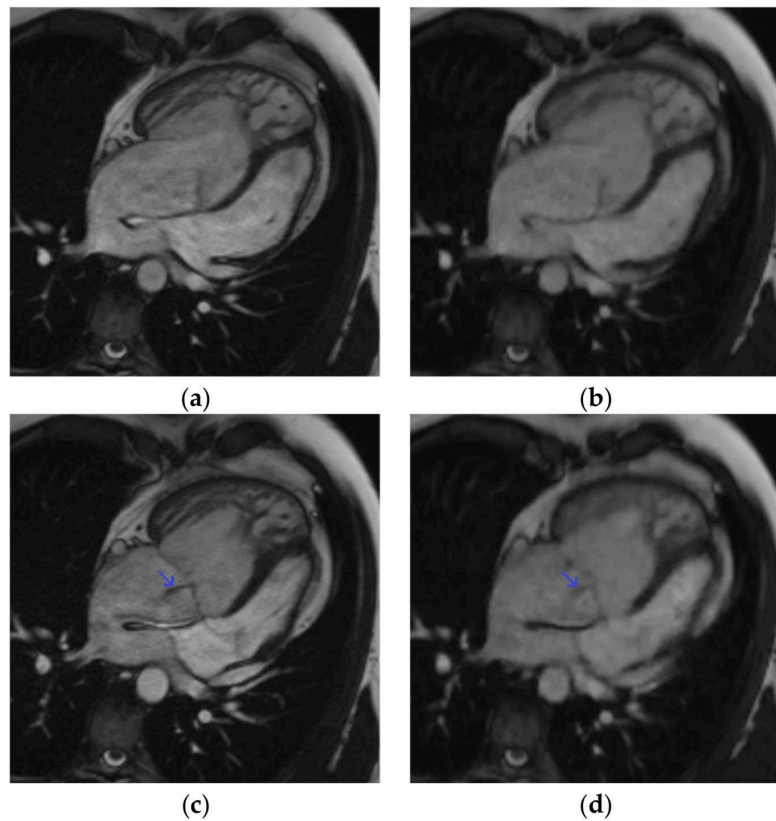


Figure 2. Four-chamber cine slice acquired with both sequences in a 31-year-old male patient referred for transposition of great arteries after a Senning repair follow-up. SSFP_{ref} view in the diastole (a) and systole (c); overall image quality score = 4/4; RVEF = 42%; EDV = 345 mL. The same slices acquired with CS_{rt} in the diastole (b) and systole (d); overall image quality score = 3/4; RVEF = 40%; EDV = 346 mL. The tricuspid regurgitation flow artifact remains conspicuous with both sequences (blue arrow). Abbreviations: SSFP_{ref}, reference steady-state free-precession cine; CS_{rt}, real-time compressed-sensing cine; RVEF, right ventricular ejection fraction; EDV, end-diastolic volume.

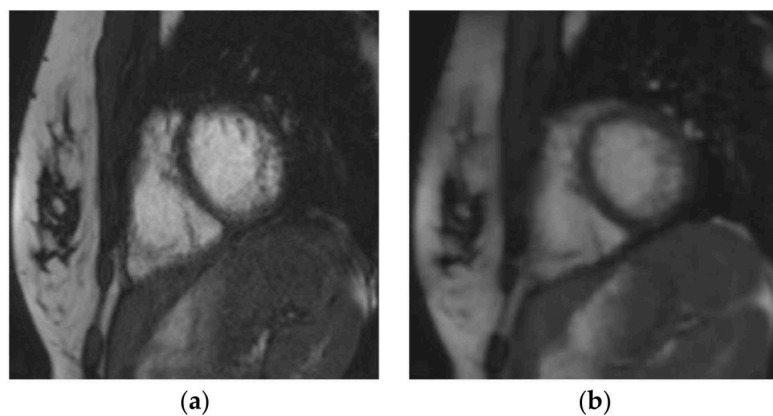


Figure 3. Cont.

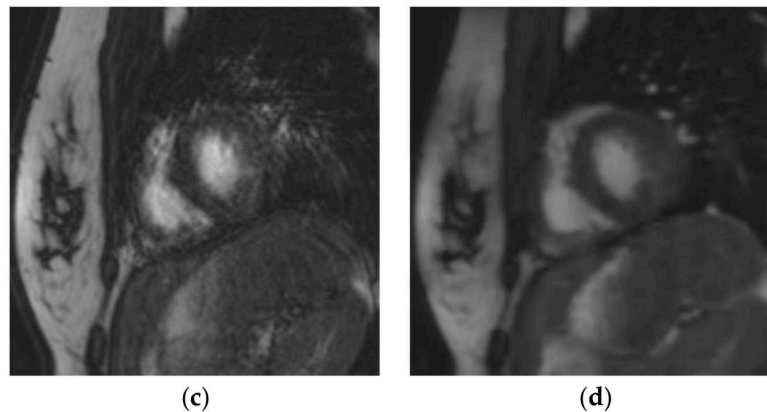


Figure 3. Short-axis cine slice acquired with both sequences in a 26-year-old female patient referred for a tetralogy of Fallot post-repair follow-up, demonstrating an irregular heart rate. Mean heart rate = 78 ± 14 (SD) bpm (range: 51 to 107 bpm). $SSFP_{ref}$ view in the diastole (a) and systole (c); overall image quality score = 2/4; RVEF = 51%; EDV = 148 mL. The same slices were acquired with CS_{rt} in the diastole (b) and systole (d); overall image quality score = 3/4; RVEF = 48%; EDV = 154 mL. The fair image quality is due to the mis-triggering of artifacts in $SSFP_{ref}$, while CS_{rt} provided both accurate segmentation and good image quality. Abbreviations: bpm, beats per minute; SD, standard deviation; $SSFP_{ref}$, reference steady-state free-precession cine; CS_{rt} , real-time compressed-sensing cine; RVEF, right ventricular ejection fraction; EDV, end-diastolic volume.

Table 4. Qualitative assessment of the reference steady-state free-precession cine and real-time compressed-sensing cine.

a. Image quality assessment performed for both sequences.							
	Overall image quality score				CMR RV artifact score		
	Score 1 Non-diagnostic	Score 2 Fair	Score 3 Good	Score 4 Excellent	Score 0–3	Score 4–6	Score 7–10
$SSFP_{ref}$ —n (%)	1/61 (1.6%)	10/61 (16.4%)	22/61 (36.1%)	28/61 (45.9%)	47/61 (77.1%)	11/61 (18.0%)	3/61 (4.9%)
CS_{rt} —n (%)	0/61 (0.0%)	12/61 (19.7%)	49/61 (80.3%)	0/61 (0.0%)	55/61 (90.2%)	6/61 (9.8%)	0/61 (0.0%)
p-value		0.0001			0.0016		

The significance of the Wilcoxon test is defined by $p < 0.05$. Abbreviations: $SSFP_{ref}$, reference steady-state free-precession cine; CS_{rt} , real-time compressed-sensing cine; n (%), data represented as numbers (percentages); CMR, cardiac magnetic resonance; RV, right ventricle.

b. Diagnostic performance crosstabulation for tricuspid-regurgitation-flow-related artifact depiction.			
	$SSFP_{ref}$: TR+	$SSFP_{ref}$: TR–	Total
CS_{rt} : TR+	23/61 (37.7%)	0 (0.0%)	23/61 (37.7%)
CS_{rt} : TR–	8/61 (13.1%)	30 (49.2%)	38/61 (62.3%)
Total	31/61 (50.8%)	30/61 (49.2%)	61/61 (100.0%)

Considering $SSFP_{ref}$ as the gold standard, CS_{rt} demonstrated the following diagnostic performances for the depiction of tricuspid-regurgitation-flow-related artifacts: sensitivity = 74.2%; specificity = 100%; positive predictive value = 100%; negative predictive value = 78.9%; area under ROC = 0.87. Abbreviations: $SSFP_{ref}$, reference steady-state free-precession cine; CS_{rt} , real-time compressed-sensing cine; TR+, conspicuous tricuspid-regurgitation-flow-related artifact; TR–, no tricuspid-regurgitation-flow-related artifact depicted; ROC, receiver operating characteristic.

4. Discussion

Our prospective monocentric study based on a cohort of 61 pediatric and grown-up CHD patients, including 33 tetralogies of Fallot, demonstrated that the quantification of RV function and volumes yields similar results for CS_{rt} and for the standard $SSFP_{ref}$ cine techniques, while the former allows a drastically shorter acquisition time. The agreement between CS_{rt} and $SSFP_{ref}$ regarding the RV volume assessment is in line with the findings of previous studies performed on smaller cohorts of healthy volunteers and non-CHD patients [5,10]. The t test comparisons performed in our study demonstrated a statistically significant trend towards a 1.07% RVEF underestimation (relative mean difference = -2.14%), a 3.51 mL RVESV overestimation (relative mean difference = 3.54%), and a 1.28 mL RVSV underestimation (relative mean difference = -1.36%) with CS_{rt} . The segmented steady-state free precession cine is currently considered the gold-standard technique for the measure-

Reproduced from Longère et al. Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging. J. Clin. Med. 2021;10:1930.
 Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

ment of ventricular volumes, including in CHD patients [2,15–17]. However, these trends must be balanced with the clinically relevant LOA demonstrated in the Bland–Altman plots, mainly regarding the relative bias of RVEF (−13.7; +9.3%), which was also the case in other studies evaluating CS cine for RV assessment in non-CHD populations, where the LOA was reported to be from −10.5 to +11.6% [5,10,18,19]. A more recent study also found a similar performance of a novel real-time steady-state free precession spiral sequence reconstructed using CS in a pediatric-only CHD population, but did not evaluate the regional wall-motion abnormalities or the depiction of tricuspid-regurgitation-related flow artifacts [19]. It must also be highlighted that both intra- and interobserver agreement was excellent for all CS_{rt}-evaluated RV functional parameters. Additionally, our findings demonstrate a strong agreement between both SSFP_{ref} and CS_{rt} for functional LV parameters, despite the slight LV mass overestimation with CS_{rt}, as previously reported [5].

The best image plane required for post-processing of RV volumes has long been debated, especially in the clinical context of CHD. However, it has been shown that despite a trend favoring the axial plane rather than the short axis in terms of reproducibility, there were no clinically significant differences between these two contouring methods [20]. Thus, we drew RV endocardial contours on short-axis stacks, as this is widely performed and is easier to set up in routine practice, but care was taken to trace the tricuspid valve on reference four-chamber and RV long-axis slices to delimit the right ventricular basis as precisely as possible. Despite controversies about segmentation methods, we included trabeculations in RV volumes according to our CMR center's habits [21]. The justification for this choice lies in the need for consistency in our practice in order to preserve reproducibility in patient follow-ups [22,23]. Nevertheless, we acknowledge that excluding trabeculations from the blood volume could be more accurate [24]. This could explain the lower dispersion of the differences in parameters measured with SSFP_{ref} and CS_{rt} on Bland–Altman plots when the RVEF or RVESV increase (Figure 1b,h).

The CS_{rt} images were diagnostic in all examinations, but the overall image quality score was, as expected, significantly lower with this technique. This can be explained by the lower edge definition provided by CS, which resulted in a slightly blurry aspect of the images. This should be addressed by using a two-shot variant of the evaluated compressed-sensing cine, which would provide an improved edge sharpness and would preserve the important scan time reduction [25]. Nevertheless, this two-shot variant has not yet been evaluated for the right ventricular functional parameters and should be the subject of further study. However, a lower RV artifact score was found with CS_{rt} due to the reduction of artifacts—which were mostly related to mis-triggering—achieved with this real-time acquisition technique. In addition, the performance of CS_{rt} for RV wall-motion disorder depiction was very high, as there was no diagnostic loss in comparison with the reference images, and only mild tricuspid regurgitations were not depicted with CS_{rt} cine (Figure 2; Video S1 (Supplementary Materials)). These findings are in line with a recently published study evaluating the same real-time CS cine sequences for both LV and RV assessment in a non-selected adult cohort [18].

The CS_{rt} sequence consisted of a single-breath-hold cine acquisition; however, some patients could not fully achieve the required apnea due to their clinical condition. They were not excluded from the study, as our aim was to be as representative as possible of our CHD population that we encounter in daily practice. Despite these free-breathing ends of acquisition, no major artifacts (CMR RV quality score > 7/10) were noticed in the CS_{rt} images, which all had diagnostic quality. These findings strongly suggest the possibility of the free-breathing acquisition of CS_{rt} cine, which is particularly relevant for pediatric or end-stage CHD patients. Although the aim of this study was not to evaluate free-breathing imaging protocol, free-breathing CS_{rt} has been demonstrated to be a reliable alternative that allows faster acquisition than sequences based on registration of multiple acquisitions and motion-correction algorithms [9,26]. The acceleration provided by CS_{rt} may allow one to either (a) shorten breath-holding duration by splitting the stacks of cine slices to reduce the number of cine loops acquired per breath hold, especially for patients with shortness

Reproduced from Longère et al. Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging. *J. Clin. Med.* 2021;10:1930.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

of breath, or (b) to shorten the overall examination duration, as suggested in the present study (average: 22 s (CS_{rt}) versus 7 min and 22 s ($SSFP_{ref}$) for 13 cine slices) to improve the clinical workflow and tolerance in children or to spare examination time in order to acquire additional sequences. Indeed, a comprehensive study of hemodynamic patterns is a key point in the initial work-up of CHD or in repair follow-up. Four-dimensional (4D) flow is a promising but time-consuming technique that may take advantage of the thusly spared time [27,28]. Depending on the sequence design, this technique may provide both qualitative and quantitative assessments of flow patterns and ventricular volumes [29]. As extended examination durations are an obstacle for the routine use of 4D flow, compressed-sensing 4D flow prototypes are also being developed [30–32].

Another interesting point is the decrease in the mis-triggering artifacts observed with CS_{rt} (Figure 3; Video S2 (Supplementary Materials)). Even though it was not the purpose of our study and would require further dedicated studies, this finding suggests that CS_{rt} might have an important part to play for functional or WMD evaluations in patients with irregular heart rates [33].

Limitations

The minimum age in our population was 7 years, and further studies would be needed for validation in younger children. We also have to report that despite the drastic decrease in acquisition time, the data reconstruction process was more time consuming than with $SSFP_{ref}$, as 2 min were necessary in order to visualize the whole cine stack in spite of a graphics processing unit upgrade.

Regarding the blurry aspect of images that we observed with CS, it must be said that the CS_{rt} sequence was designed in order to reduce the acquisition time as much as possible. In a different way, some authors have successfully tested CS cine to improve the spatial or temporal resolution with quite similar or even moderately shorter acquisition times than those for reference $SSFP_{ref}$, or even to achieve three-dimensional cine acquisitions [34–36]. Our scan time was, however, strongly reduced, as low as 22.4 ± 6.2 (SD) s versus about 6 to 10 min for segmented multi-breath-hold $SSFP_{ref}$, which can be very useful for patient comfort and workflow.

Although it is in line with the current literature, the bias observed between the two sequences in RVEF measurement ($\sim 10\%$) is clinically relevant and must be taken into consideration in CHD follow-up [37,38]. The reason for such a bias may lie in the edge sharpness impairment induced by CS_{rt} as compared to $SSFP_{ref}$ [18]. Indeed, the partial Fourier and the interpolation performed to provide a constant cardiac frame rate for post-processing induced a smoother and blurrier endocardial delineation than conventional cine. This limitation should be responsible for the increased bias in segmentation between the two techniques and may be solved by a multi-shot approach to CS acceleration [25].

5. Conclusions

Compressed-sensing real-time cine imaging enables the assessment RV function and volumes in patients with CHD while providing a significant reduction in examination duration and allowing an improvement in time efficiency and patient care.

Supplementary Materials: The following are available online at <https://www.mdpi.com/article/10.3390/jcm10091930/s1>, Video S1: Four-chamber cine slice in a 31-year-old male patient referred for transposition of great arteries after a Senning repair (same patient as Figure 2); Video S2: Four-chamber cine slice in a 27-year-old female patient referred for tetralogy of Fallot follow-up.

Author Contributions: B.L.: data collection, interpretation and analysis, drafting of the manuscript, critical revision for important intellectual content; J.P.: study conception and design, data collection, interpretation and analysis, drafting of the manuscript, critical revision for important intellectual content; A.C.: study conception, critical revision for important intellectual content; H.F.: data collection, interpretation and analysis, drafting of the manuscript; M.S.: study conception and design, critical revision for important intellectual content; C.F.: study conception and design, critical revision for important intellectual content; V.S.: data collection and interpretation, critical revision for important

intellectual content; A.S.: data collection and interpretation, critical revision for important intellectual content; C.V.G.: data collection and interpretation, critical revision for important intellectual content; J.H.: data collection and interpretation, critical revision for important intellectual content; E.C.: study conception, critical revision for important intellectual content; S.T.: study conception and design, critical revision for important intellectual content; D.M.: study conception, critical revision for important intellectual content; F.P.: study conception and design, data collection, interpretation and analysis, drafting of the manuscript, critical revision for important intellectual content. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was approved by the research ethics committee of Lille University Hospital.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on reasonable request from the corresponding author, subject to approval by the research ethics committee of Lille University Hospital.

Conflicts of Interest: B.L., J.P., A.C., H.F., V.S., A.S., C.V.G., J.H., E.C., D.M., and F.P. have no competing interests. They are employed by an institution engaged in a contractual collaboration with Siemens Healthcare. M.S., C.F., and S.T. are employees of Siemens Healthcare GmbH.

References

1. Khairy, P.; Ionescu-Ittu, R.; Mackie, A.S.; Abrahamowicz, M.; Pilote, L.; Marelli, A.J. Changing Mortality in Congenital Heart Disease. *J. Am. Coll. Cardiol.* **2010**, *56*, 1149–1157. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Baumgartner, H.; De Backer, J.; Babu-Narayan, S.V.; Budts, W.; Chessa, M.; Diller, G.-P.; Lung, B.; Kluin, J.; Lang, I.M.; Meijboom, F.; et al. 2020 ESC Guidelines for the Management of Adult Congenital Heart Disease. *Eur. Heart J.* **2021**, *42*, 563–645. [[CrossRef](#)]
3. Vincenti, G.; Monney, P.; Chaptinel, J.; Rutz, T.; Coppo, S.; Zenge, M.O.; Schmidt, M.; Nadar, M.S.; Piccini, D.; Chèvre, P.; et al. Compressed Sensing Single-Breath-Hold CMR for Fast Quantification of LV Function, Volumes, and Mass. *J. Am. Coll. Cardiol. Imaging* **2014**, *7*, 882–892. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Kido, T.; Kido, T.; Nakamura, M.; Watanabe, K.; Schmidt, M.; Forman, C.; Mochizuki, T. Compressed Sensing Real-Time Cine Cardiovascular Magnetic Resonance: Accurate Assessment of Left Ventricular Function in a Single-Breath-Hold. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2016**, *18*, 50–60. [[CrossRef](#)]
5. Sudarski, S.; Henzler, T.; Haubenreisser, H.; Dösch, C.; Zenge, M.O.; Schmidt, M.; Nadar, M.S.; Borggreffe, M.; Schoenberg, S.O.; Papavassiliu, T. Free-Breathing Sparse Sampling Cine MR Imaging with Iterative Reconstruction for the Assessment of Left Ventricular Function and Mass at 3.0 T. *Radiology* **2017**, *282*, 74–83. [[CrossRef](#)]
6. Allen, B.D.; Carr, M.; Botelho, M.P.F.; Rahsepar, A.A.; Markl, M.; Zenge, M.O.; Schmidt, M.; Nadar, M.S.; Spottiswoode, B.; Collins, J.D.; et al. Highly Accelerated Cardiac MRI Using Iterative SENSE Reconstruction: Initial Clinical Experience. *Int. J. Cardiovasc. Imaging* **2016**, *32*, 955–963. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
7. Camargo, G.C.; Erthal, F.; Sabioni, L.; Penna, F.; Strecker, R.; Schmidt, M.; Zenge, M.O.; Lima, R.d.S.L.; Gottlieb, I. Real-Time Cardiac Magnetic Resonance Cine Imaging with Sparse Sampling and Iterative Reconstruction for Left-Ventricular Measures: Comparison with Gold-Standard Segmented Steady-State Free Precession. *Magn. Reson. Imaging* **2017**, *38*, 138–144. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
8. Goebel, J.; Nensa, F.; Bomas, B.; Schemuth, H.P.; Maderwald, S.; Gratz, M.; Quick, H.H.; Schlosser, T.; Nassenstein, K. Real-Time SPARSE-SENSE Cardiac Cine MR Imaging: Optimization of Image Reconstruction and Sequence Validation. *Eur. Radiol.* **2016**, *26*, 4482–4489. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
9. Kido, T.; Kido, T.; Nakamura, M.; Watanabe, K.; Schmidt, M.; Forman, C.; Mochizuki, T. Assessment of Left Ventricular Function and Mass on Free-Breathing Compressed Sensing Real-Time Cine Imaging. *Circ. J.* **2017**, *81*, 1463–1468. [[CrossRef](#)]
10. Bogachkov, A.; Ayache, J.B.; Allen, B.D.; Murphy, I.; Carr, M.L.; Spottiswoode, B.; Schmidt, M.; Zenge, M.O.; Nadar, M.S.; Zuehlsdorff, S.; et al. Right Ventricular Assessment at Cardiac MRI: Initial Clinical Experience Utilizing an IS-SENSE Reconstruction. *Int. J. Cardiovasc. Imaging* **2016**, *32*, 1081–1091. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
11. Haubenreisser, H.; Henzler, T.; Budjan, J.; Sudarski, S.; Zenge, M.O.; Schmidt, M.; Nadar, M.S.; Borggreffe, M.; Schoenberg, S.O.; Papavassiliu, T. Right Ventricular Imaging in 25 Seconds: Evaluating the Use of Sparse Sampling CINE with Iterative Reconstruction for Volumetric Analysis of the Right Ventricle. *Investig. Radiol.* **2016**, *51*, 379–386. [[CrossRef](#)]
12. Klinke, V.; Muzzarelli, S.; Lauriers, N.; Locca, D.; Vincenti, G.; Monney, P.; Lu, C.; Nothnagel, D.; Pilz, G.; Lombardi, M.; et al. Quality Assessment of Cardiovascular Magnetic Resonance in the Setting of the European CMR Registry: Description and Validation of Standardized Criteria. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2013**, *15*, 55. [[CrossRef](#)]
13. Benchoufi, M.; Matzner-Lober, E.; Molinari, N.; Jannot, A.-S.; Soyer, P. Interobserver Agreement Issues in Radiology. *Diagn. Interv. Imaging* **2020**, *101*, 639–641. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Reproduced from Longère et al. Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed Sensing Real-Time Cine Imaging. *J. Clin. Med.* 2021;10:1930.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

14. Myerson, S.G. Valvular and Hemodynamic Assessment with CMR. *Heart Fail. Clin.* **2009**, *5*, 389–400. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Plein, S.; Bloomer, T.N.; Ridgway, J.P.; Jones, T.R.; Bainbridge, G.J.; Sivananthan, M.U. Steady-State Free Precession Magnetic Resonance Imaging of the Heart: Comparison with Segmented k-Space Gradient-Echo Imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* **2001**, *14*, 230–236. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Pennell, D.J.; Sechtem, U.P.; Higgins, C.B.; Manning, W.J.; Pohost, G.M.; Rademakers, F.E.; van Rossum, A.C.; Shaw, L.J.; Yucel, E.K.; Society for Cardiovascular Magnetic Resonance; et al. Clinical Indications for Cardiovascular Magnetic Resonance (CMR): Consensus Panel Report. *Eur. Heart J.* **2004**, *25*, 1940–1965. [[CrossRef](#)]
17. Kramer, C.M.; Barkhausen, J.; Bucciarelli-Ducci, C.; Flamm, S.D.; Kim, R.J.; Nagel, E. Standardized Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging (CMR) Protocols: 2020 Update. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2020**, *22*, 17. [[CrossRef](#)]
18. Vermersch, M.; Longère, B.; Coisne, A.; Schmidt, M.; Forman, C.; Monnet, A.; Pagniez, J.; Silvestri, V.; Simeone, A.; Cheasty, E.; et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Imaging for Assessment of Ventricular Function, Volumes and Mass in Clinical Practice. *Eur. Radiol.* **2020**, *30*, 609–619. [[CrossRef](#)]
19. Steeden, J.A.; Kowalik, G.T.; Tann, O.; Hughes, M.; Mortensen, K.H.; Muthurangu, V. Real-Time Assessment of Right and Left Ventricular Volumes and Function in Children Using High Spatiotemporal Resolution Spiral BSSFP with Compressed Sensing. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2018**, *20*, 79. [[CrossRef](#)]
20. Clarke, C.J.; Gurka, M.J.; Norton, P.T.; Kramer, C.M.; Hoyer, A.W. Assessment of the Accuracy and Reproducibility of RV Volume Measurements by CMR in Congenital Heart Disease. *J. Am. Coll. Cardiol. Imaging* **2012**, *5*, 28–37. [[CrossRef](#)]
21. Schulz-Menger, J.; Bluemke, D.A.; Bremerich, J.; Flamm, S.D.; Fogel, M.A.; Friedrich, M.G.; Kim, R.J.; von Knobelsdorff-Brenkenhoff, F.; Kramer, C.M.; Pennell, D.J.; et al. Standardized Image Interpretation and Post-Processing in Cardiovascular Magnetic Resonance—2020 Update. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2020**, *22*, 19. [[CrossRef](#)]
22. Winter, M.M.; Bernink, F.J.; Groenink, M.; Bouma, B.J.; van Dijk, A.P.; Helbing, W.A.; Tijssen, J.G.; Mulder, B.J. Evaluating the Systemic Right Ventricle by CMR: The Importance of Consistent and Reproducible Delineation of the Cavity. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2008**, *10*, 40. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Fratz, S.; Chung, T.; Greil, G.F.; Samyn, M.M.; Taylor, A.M.; Valsangiacomo Buechel, E.R.; Yoo, S.-J.; Powell, A.J. Guidelines and Protocols for Cardiovascular Magnetic Resonance in Children and Adults with Congenital Heart Disease: SCMR Expert Consensus Group on Congenital Heart Disease. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2013**, *15*, 51. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Bonello, B.; Kilner, P.J. Review of the Role of Cardiovascular Magnetic Resonance in Congenital Heart Disease, with a Focus on Right Ventricle Assessment. *Arch. Cardiovasc. Dis.* **2012**, *105*, 605–613. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Wang, J.; Li, X.; Lin, L.; Dai, J.-W.; Schmidt, M.; Forman, C.; An, J.; Jin, Z.-Y.; Wang, Y.-N. Diagnostic Efficacy of 2-Shot Compressed Sensing Cine Sequence Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging for Left Ventricular Function. *Cardiovasc. Diagn. Ther.* **2020**, *10*, 431–441. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Kellman, P.; Ched'hotel, C.; Lorenz, C.H.; Mancini, C.; Arai, A.E.; McVeigh, E.R. High Spatial and Temporal Resolution Cardiac Cine MRI from Retrospective Reconstruction of Data Acquired in Real Time Using Motion Correction and Resorting. *Magn. Reson. Med.* **2009**, *62*, 1557–1564. [[CrossRef](#)]
27. Rizk, J. 4D Flow MRI Applications in Congenital Heart Disease. *Eur. Radiol.* **2021**, *31*, 1160–1174. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Gabiano, E.; Silvestri, V.; Pagniez, J.; Simeone, A.; Hennicaux, J.; Longere, B.; Pontana, F. Le flux 4D: Technique et principales applications pour l'étude de l'aorte thoracique. *J. Imaging Diagn. Interv.* **2020**. [[CrossRef](#)]
29. Barker, N.; Fidock, B.; Johns, C.S.; Kaur, H.; Archer, G.; Rajaram, S.; Hill, C.; Thomas, S.; Karunasaagarar, K.; Capener, D.; et al. A Systematic Review of Right Ventricular Diastolic Assessment by 4D Flow CMR. *BioMed Res. Int.* **2019**, *2019*. [[CrossRef](#)]
30. Tariq, U.; Hsiao, A.; Alley, M.; Zhang, T.; Lustig, M.; Vasanawala, S.S. Venous and Arterial Flow Quantification Are Equally Accurate and Precise with Parallel Imaging Compressed Sensing 4D Phase Contrast MRI. *J. Magn. Reson. Imaging* **2013**, *37*, 1419–1426. [[CrossRef](#)]
31. Longere, B.; Braye, G.; Pagniez, J.; Silvestri, V.; Simeone, A.; Kasprzak, K.; Monnet, A.; Pontana, F. Compressed Sensing 4D Flow MRI for the Assessment of the Left Ventricular Stroke Volume. In Proceedings of the European Society of Cardiovascular Radiology Congress, Antwerp, Belgium, 24–26 October 2019; p. P-0047.
32. Hsiao, A.; Lustig, M.; Alley, M.T.; Murphy, M.; Chan, F.P.; Herfkens, R.J.; Vasanawala, S.S. Rapid Pediatric Cardiac Assessment of Flow and Ventricular Volume with Compressed Sensing Parallel Imaging Volumetric Cine Phase-Contrast MRI. *Am. J. Roentgenol.* **2012**, *198*, W250–W259. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Longère, B.; Chavent, M.-H.; Coisne, A.; Gkizas, C.; Pagniez, J.; Simeone, A.; Silvestri, V.; Schmidt, M.; Forman, C.; Montaigne, D.; et al. Single Breath-Hold Compressed Sensing Real-Time Cine Imaging to Assess Left Ventricular Motion in Myocardial Infarction. *Diagn. Interv. Imaging* **2020**. [[CrossRef](#)]
34. Goebel, J.; Nensa, F.; Schemuth, H.P.; Maderwald, S.; Gratz, M.; Quick, H.H.; Schlosser, T.; Nassenstein, K. Compressed Sensing Cine Imaging with High Spatial or High Temporal Resolution for Analysis of Left Ventricular Function. *J. Magn. Reson. Imaging* **2016**, *44*, 366–374. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Lin, A.C.W.; Strugnell, W.; Riley, R.; Schmitt, B.; Zenge, M.; Schmidt, M.; Morris, N.R.; Hamilton-Craig, C. Higher Resolution Cine Imaging with Compressed Sensing for Accelerated Clinical Left Ventricular Evaluation. *J. Magn. Reson. Imaging* **2017**, *45*, 1693–1699. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Reproduced from Longère et al. Right Ventricular Volume and Function Assessment in Congenital Heart Disease Using CMR Compressed-Sensing Real-Time Cine Imaging. *J. Clin. Med.* 2021;10:1930.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

36. Wetzl, J.; Schmidt, M.; Pontana, F.; Longère, B.; Lugauer, F.; Maier, A.; Hornegger, J.; Forman, C. Single-Breath-Hold 3-D CINE Imaging of the Left Ventricle Using Cartesian Sampling. *MAGMA* **2017**, *31*, 19–31. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Blalock, S.E.; Banka, P.; Geva, T.; Powell, A.J.; Zhou, J.; Prakash, A. Interstudy Variability in Cardiac Magnetic Resonance Imaging Measurements of Ventricular Volume, Mass, and Ejection Fraction in Repaired Tetralogy of Fallot: A Prospective Observational Study. *J. Magn. Reson. Imaging* **2013**, *38*, 829–835. [[CrossRef](#)]
38. Leiner, T.; Bogaert, J.; Friedrich, M.G.; Mohiaddin, R.; Muthurangu, V.; Myerson, S.; Powell, A.J.; Raman, S.V.; Pennell, D.J. SCMR Position Paper (2020) on Clinical Indications for Cardiovascular Magnetic Resonance. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2020**, *22*, 76. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Annexe 2 : Single breath-hold compressed sensing real-time cine imaging to assess left ventricular motion in myocardial infarction ⁷⁶.

Auteurs : **B Longère**, MH Chavent, A Coisne, C Gkizas, J Pagniez, A Simeone, V Silvestri, M Schmidt, C Forman, D Montaigne, F Pontana.

Article publié dans : *Diagnostic and Interventional Imaging*. **2021**;102:297–303.
<https://doi:10.1016/j.diii.2020.11.012>.

Reproduit d'après ⁷⁶. Copyright © 2020 Société Française de Radiologie. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Présentation des résultats en communications scientifiques :

Assessment of left ventricular wall motion disorders after myocardial infarction using compressed sensing real-time cine imaging.

B Longère, MH Chavent, V Silvestri, M Schmidt, C Forman, F Pontana

Congrès de la Société Nord-Américaine de Radiologie – RSNA 2017, Chicago, IL, États-Unis

Visualisation des anomalies de la cinétique du ventricule gauche dans l'infarctus du myocarde en séquence ciné temps-réel avec acquisition comprimée.

MH Chavent, B Longère, J Pagniez, V Silvestri, A Bridoux, A Monnet, F Pontana

Journées Francophones de Radiologie – JFR 2017, Paris

Original article/*Cardiac imaging*

Single breath-hold compressed sensing real-time cine imaging to assess left ventricular motion in myocardial infarction



Benjamin Longère^{a,b,1}, Marc-Henry Chavent^{a,1}, Augustin Coisne^{b,c}, Christos Gkizas^a, Julien Pagniez^a, Arianna Simeone^a, Valentina Silvestri^a, Michaela Schmidt^d, Christoph Forman^d, David Montaine^{b,c}, François Pontana^{a,b,*}

^a Department of Cardiovascular Radiology, Institut Cœur-Poumon, CHU de Lille, Boulevard du Pr Jules Leclercq, 59037 Lille Cedex, France

^b INSERM UMR 1011, Institut Pasteur de Lille, EGID (European Genomic Institute for Diabetes), FR3508, Univ. Lille, 59000 Lille, France

^c Department of Clinical Physiology and Echocardiography, CHU de Lille, Lille, France

^d Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany

ARTICLE INFO

Keywords:

Cardiac magnetic resonance (CMR)
Compressed sensing
Coronary artery disease
Magnetic resonance imaging (MRI)
Myocardial infarction

ABSTRACT

Purpose: To evaluate the reliability of a real-time compressed sensing (CS) cine sequence for the detection of left ventricular wall motion disorders after myocardial infarction in comparison with the reference steady-state free precession cine sequence.

Materials and Methods: One hundred consecutive adult patients referred for either initial work-up or follow-up by cardiac magnetic resonance (CMR) in the context of myocardial infarction were prospectively included. There were 77 men and 23 women with a mean age of 63.12 ± 11.3 (SD) years (range: 29–89 years). Each patient underwent the reference segmented multi-breath-hold steady-state free precession cine sequence including one short-axis stack and both vertical and horizontal long-axis slices (SSFP_{ref}) and the CS real-time single-breath-hold evaluated sequence (CS_{rt}) providing the same slices. Wall motion disorders were independently and blindly assessed with both sequences by two radiologists, using the American Heart Association left ventricle segmentation. Paired Wilcoxon signed-rank test was used to search for differences in wall motion disorders conspicuity between both sequences and receiver operating characteristic curve (ROC) analysis was performed to assess the diagnosis performance of CS_{rt} sequence using SSFP_{ref} as the reference method.

Results: Each patient had at least one cardiac segment with wall motion abnormality on SSFP_{ref} and CS_{rt} images. The 1700 segments analyzed with SSFP_{ref} were classified as normokinetic (360/1700; 21.2%), hypokinetic (783/1700; 46.1%), akinetic (526/1700; 30.9%) or dyskinetic (31/1700; 1.8%). Sensitivity and specificity of the CS sequence were 99.6% (95% CI: 99.1–99.9%) and 99.7% (95% CI: 98.5–100%), respectively. Area under ROC of CS_{rt} diagnosis performance was 0.997 (95% CI: 0.993–0.999).

Conclusion: CS real-time cine imaging significantly reduces acquisition time without compromising the conspicuity of left ventricular wall motion disorders in the context of myocardial infarction.

© 2020 Société française de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

1. Introduction

Cardiac magnetic resonance (CMR) is considered as a key examination in most of cardiomyopathies since it is the standard reference method for the functional evaluation of left (LV) and right ventricles and it allows tissue characterization thanks to parametric sequences in the work-up of myocardial infarction (MI) [1–5]. Moreover, CMR is highly accurate to assess transmural extent of myocardial scar and residual viability [6,7]. Myocardial viability assessment and wall motion recovery prediction is allowed by cine imaging-based kinetic analysis, myocardial first-pass perfusion and late gadolinium enhancement (LGE) [8]. The assessment of

Abbreviations: bSSFP, Balanced Steady State Free-Precession; CMR, Cardiac Magnetic Resonance; CS, Compressed Sensing; LGE, Late Gadolinium Enhancement; LV, Left Ventricle/Left Ventricular; MI, Myocardial Infarction; MRI, Magnetic Resonance Imaging; SD, Standard Deviation; WMD, Wall Motion Disorders.

* Corresponding author at: Department of Cardiovascular Radiology, Institut Cœur-Poumon, CHU de Lille, Boulevard du Pr Jules Leclercq, 59037 Lille Cedex, France.

E-mail address: francois.pontana@chru-lille.fr (F. Pontana).

¹ These authors contributed equally to this work.

<https://doi.org/10.1016/j.diii.2020.11.012>

2211-5684/© 2020 Société française de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Reproduced from Longère et al. Single breath-hold compressed sensing real-time cine imaging to assess left ventricular motion in myocardial infarction. *Diagn. Intero. Imaging*. 2021 ;102(5):297–303.

Copyright © 2020 Société Française de Radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

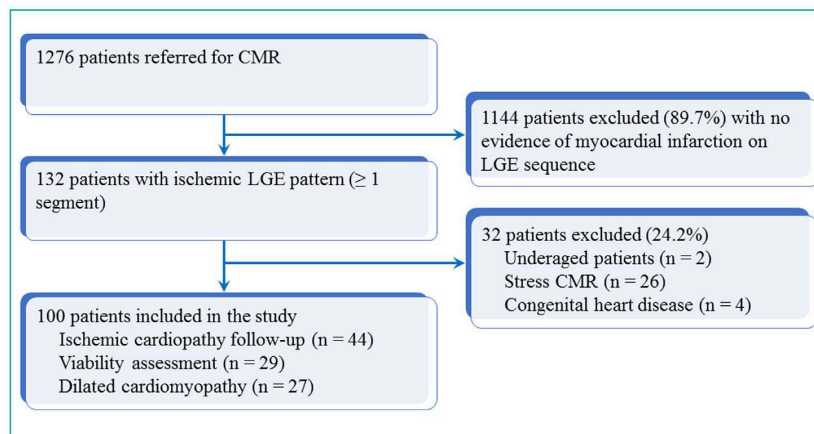


Figure 1. Study flow chart. CMR: cardiac magnetic resonance; LGE: late gadolinium enhancement.

myocardial viability is a crucial step in the work-up of patients with coronary artery disease and left ventricular (LV) systolic dysfunction [6]. Therefore, CMR is considered as a prerequisite imaging test to myocardial revascularization, especially in the case of coronary by-pass, since it can help predict treatment outcomes [1]. By providing a comprehensive evaluation of ischemic cardiopathy, CMR is also an examination of choice in the follow-up of patients with chronic MI.

The cine sequences performed to assess wall motion disorders (WMD) are balanced steady-state free precession-designed acquisitions (bSSFP), usually retrograded, providing faster acquisition time, better borders delineation and higher interobserver agreements than the traditional gradient-echo cine sequences [9,10]. Due to their high temporal and contrast resolutions, bSSFP sequences are more sensitive than echocardiography for WMD depiction [11]. However, a multi-breath-hold segmented acquisition is still required, which may be challenging for patients suffering from arrhythmia (e.g. accelerated idioventricular rhythm or scar re-entry in the framework of MI) or shortness of breath induced by LV dysfunction. Such technical pitfalls are common sources of artifacts that impair CMR diagnostic performances [12].

Compressed sensing (CS) is a signal processing method that requires iterative reconstructions to restore a randomly under-sampled signal acquired in a sparse domain [13–16]. Since CS has been specifically designed for undersampling recovery, it can dramatically decrease the acquisition time to reach real-time CS cine imaging (CS_{rt}) [17,18]. The accuracy of volumetric LV and right ventricular parameters segmented on CS_{rt} sequences have been widely evaluated [18–27]. However, the CS_{rt} sequence is responsible for an edge sharpness impairment and a smoother delineation of the endocardium [17]. The impact of this image quality degradation on WMD depiction remains to be evaluated.

The purpose of this study was to evaluate the reliability of the real-time compressed sensing cine sequence for the detection of LV WMD after MI in comparison with the reference SSFP cine sequence.

2. Materials and methods

2.1. Study population

From July 2016 to January 2017, 100 consecutive adult patients referred for rest CMR were retrospectively enrolled. Inclusion criterion was a subendocardial or transmural LGE of at least one American Heart Association LV segment [28].

Patients with MRI contra-indications, under aged, grown-up congenital heart disease and stress CMR were excluded (Fig. 1). The protocol was approved by our Institutional Ethic Committee and all participants gave informed consent.

2.2. Imaging protocol

CMR examinations were performed using a 1.5-T unit (MAGNETOM Aera®, Siemens Healthineers). Each patient underwent the same CMR protocol including horizontal and vertical long-axis cine slices, a short-axis cine stack covering the whole LV and LGE sequences in the same slice positions. Cine acquisitions were performed using first the reference multi-breath-hold segmented bSSFP sequence (SSFP_{ref}). The same acquisition was repeated using the evaluated CS_{rt} performed in a single breath-hold. Imaging parameters for cine and LGE sequences are listed in Table 1. For both cine sequences, 25 frames of the cardiac cycle were reconstructed. SSFP_{ref} and CS_{rt} temporal resolutions were 41.2 ms and 49 ms, respectively. CS_{rt} reconstructions were performed with 40 iterations to provide an acceptable compromise between computing time and recovery quality [17,29]. Phase-sensitive inversion-recovery (PSIR) LGE sequences were used to correct imprecisions in inversion time setting [30,31]. Each patient underwent a phase contrast MRI sequence on the aortic root to assess LV stroke volume and calculate mitral regurgitation. Additional flow sequence was performed on the pulmonary valve when a regurgitation flow void was depicted in the right chambers on SSFP_{ref} cine.

2.3. Cine image quality assessment

A radiologist with a 3-year experience in cardiovascular imaging (M.-H.C.) first rated the overall image quality of both cine sets using a Likert-like 4-point scale (1: nondiagnostic; 2: average; 3: good; 4: excellent). Then the cine acquisition quality was assessed using an artifact score based on the LV-Function cine SSFP section of the European CMR quality registry in which a lower score was associated with a better acquisition quality (Table 2) [32].

2.4. WMD assessment

First, the existence of MI scar, assessed by segmental subendocardial or transmural LGE, was confirmed for each patient.

SSFP_{ref} were randomly evaluated regarding segmental WMD accordingly to the American Heart Association LV segmentation

Table 1
Imaging parameters.

	SSFP _{ref}	CS _{rt}	LGE
Sequence type	2D cine bSSFP	2D cine bSSFP	PSIR 2D cine bSSFP
ECG-mode	Retrospective gating	Prospective gating	Prospective gating
Repetition time (ms)	3.16	2.70	420
Echo time (ms)	1.23	1.14	1.21
Flip angle (degree)	57	60	50
Field of view (mm ²)	375 × 280	360 × 270	314 × 380
Image matrix (pixels ²)	288 × 216	224 × 168	163 × 240
Pixel size (mm ²)	1.3 × 1.3	1.6 × 1.6	1.9 × 1.6
Slice thickness/gap (mm)	8/2	8/2	8/2
Bandwidth (Hz/pixel)	915	900	905

SSFP_{ref}: reference segmented balanced steady state free-precession cine sequence; CS_{rt}: real-time compressed sensing; LGE: late gadolinium enhancement; bSSFP: balanced steady state free-precession; PSIR: phase-sensitive inversion-recovery; 2D: two-dimensional; ECG: electrocardiogram.

Table 2
Standardized objective quality criteria score based on the European Cardiac Magnetic Resonance registry (adapted from ref. [32]).

Items	0	1	2	3	Maximum score
1. LV coverage	Full	–	No apex	Base or ≥ 1 slice missing	5
2. Wrap around	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	3
3. Respiratory ghost	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	
4. Cardiac ghost	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	
5. Blurring/Mistriggering	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	
6. Metallic artifacts	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	
7. Shimming artifacts	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	
8. Signal loss (coil inactive)	Activated	–	Not activated	–	2
9. Orientation of stack	Correct	–	Incorrect	–	2
10. Slice thickness	≤ 10 mm	11–15 mm	–	> 15 mm	3
11. Gap	< 3 mm	3–4 mm	–	> 4 mm	3
12. Correct LV long axes	≥ 2	1	–	None	3
Score					21
Modified score (items 1 to 8)					10

LV: left ventricle; SSFP: steady-state free precession. Acquisitions were repeated in case of inappropriate orientation; all acquisitions were performed using an 8 mm thickness and a 2 mm gap, 2-chamber and 4-chamber views were systematically acquired. Consequently, items 9 to 12 were nulled (in italic).

[28]. One month later the same radiologist (M.-H.C.) performed the same assessment on CS_{rt} cine. For each segment, WMD were rated as normokinetic, hypokinetic, akinetic or dyskinetic.

The same evaluation was repeated one month later by the same reader (M.-H.C.) on 30 random CS_{rt} cine sets to assess intra-rater agreement. After another randomization, a radiologist with an 8-year experience in cardiovascular imaging (B.L.) rated 30 other CS_{rt} data sets to evaluate inter-rater agreement.

2.5. Additional findings

LV and right ventricular end-diastole and end-systole volumes were assessed on a dedicated clinical workstation (Syngo.via[®] VB20A, Siemens Healthineers), first on SSFP_{ref} sequences, then one month later on CS_{rt} cine.

The conspicuity of aortic, mitral, pulmonary and tricuspid regurgitations; pericardial effusion and LV thrombus was evaluated in a binary fashion (yes or no) on both sequences. Regurgitant volumes were quantified by reverse aortic or pulmonary flow on phase contrast MRI sequences or by the difference between ventricular stroke volume and forward volumes on flow sequences for mitral and tricuspid valves.

2.6. Statistical analysis

Categorical data were expressed as raw numbers, proportions and percentages. Continuous data were expressed as means ± standard deviations (SD) and ranges for normally distributed variables (assessed by D'Agostino-Pearson test), or as medians, interquartile ranges (Q1; Q3) and ranges. The

diagnostic performance of CS_{rt} sequence for the detection of LV WMD was evaluated using receiver operating characteristic (ROC) curve. Acquisition times were compared using Student *t*-test for paired data. Image quality comparison was performed using Wilcoxon signed-rank test. Intra-rater and inter-rater agreements were evaluated using intraclass correlation coefficient (ICC) [33]. Statistical analysis was performed on a dedicated commercially available software (MedCalc 14.8.1.0, MedCalc software). Significance was set as *P* < 0.05.

3. Results

3.1. Study population

Demographic data are summarized in Table 3. The 100 patients (77 men, 23 women; mean age, 63.12 ± 11.3 [SD] years; age range: 29–89 years) were referred for ischemic cardiopathy follow-up (44/100; 44%), MI viability assessment (29/100; 29%) and initial work-up of dilated cardiomyopathy (27/100; 27%). Thirteen patients (13/100; 13%) demonstrated a relative standard deviation of R-R interval greater than 10% and were considered to suffer from arrhythmia.

3.2. Acquisition time and cine image quality

Mean CS_{rt} acquisition time (22.6 ± 6.4 [SD] s; range: 21.3–23.8 s) was shorter than SSFP_{ref} acquisition time (537 ± 133.6 [SD] s; range: 511.9–563.8 s) (*P* < 0.0001). Mean CS_{rt} reconstruction time was 126 ± 33.1 (SD) s (range: 63–182 s). All acquisitions were considered as diagnostic (Fig. 2).

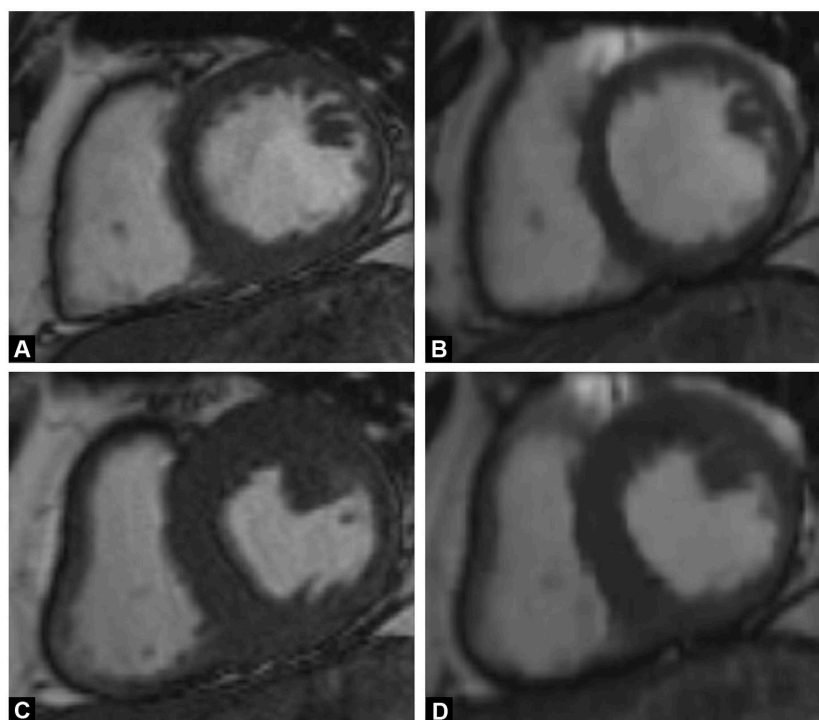


Figure 2. 56-year-old man referred for ischemic cardiopathy follow-up. Midventricular short-axis views. Reference segmented steady-state free precession view at end-diastole (a) and end-systole (c). Paired slices acquired with the real-time compressed sensing sequence at end-diastole (b) and end-systole (d). Despite the smoother edges of the left ventricular wall on compressed sensing real-time images, the akinesia of the mid inferolateral segment is well demonstrated by the absence of wall thickening in systole.

Table 3
Study population characteristics.

Characteristics	Mean \pm SD [range]
Age (year)	63.12 \pm 11.32 [29–89]
Body mass index (kg/m ²)	1.91 \pm 0.19 [1.54–2.55]
Heart rate (beats/min)	70.77 \pm 13.89 [43–105]
SBP (mmHg)	120.35 \pm 20.67 [73–170]
DBP (mmHg)	72.8 \pm 13.58 [108–46]
LV-EF (%)	37 \pm 13.1 [13–65]
LV-EDV (mL)	217 \pm 80.5 [77–551]
LV-ESV (mL)	143 \pm 77.1 [35–457]

SBP: systolic blood pressure; DBP: diastolic blood pressure; LV: left ventricular; EDV: end-diastolic volume; EF: ejection fraction; ESV: end-systolic volume. Variable are expressed as means \pm standard deviations (SD); numbers in brackets are ranges.

There were no differences between CS_{rt} and SSFP_{ref} regarding subjective overall image quality (Table 4) or artifact scores (Table 5).

Regarding the 8 considered items of the European CMR score, there was no significant difference in terms of LV coverage, wrap around artifact, cardiac ghost artifact, metallic artifacts and signal loss. CS_{rt} was responsible for more shimmering artifacts (SSFP_{ref}: 9/1301 slices impaired [0.7%]; CS_{rt}: 60/1301 slices impaired [4.6%]; $P < 0.0001$), but did not provide any respiratory (SSFP_{ref}: 76/1301 slices impaired [5.8%]; CS_{rt}: none; $P < 0.0001$) or mistrigging artifacts (SSFP_{ref}: 65/1301 slices impaired [5.0%]; CS_{rt}: none; $P < 0.0001$).

Nineteen patients (19/100; 19%) could not achieve a breath-holding of the whole acquisition time. In these dyspneic patients, there was no difference regarding subjective image quality (SSFP_{ref}: median Likert = 2 [Q1: 2; Q3: 3; range: 2–4]; CS_{rt}: median Likert = 3 [Q1: 2; Q3: 3; range: 2–4]; $P = 0.50$) but the EuroCMR artifact score was significantly improved with CS_{rt} (SSFP_{ref}: median EuroCMR = 2

[Q1: 1; Q3: 2; range: 0–3]; CS_{rt}: median EuroCMR = 0 [Q1: 0; Q3: 1; range: 0–2]) compared to SSFP_{ref} ($P = 0.001$).

3.3. Wall motion disorders assessment

LV ejection fraction measured with CS_{rt} (38.3 \pm 16.6 [SD] %; range 30.9–45.6%) did not differ from that with SSFP_{ref} (38.0 \pm 16.0 [SD] %; range: 30.8–45.3%) ($P = 0.70$).

No significant differences in end-diastolic volumes were found between SSFP_{ref} (228.1 \pm 83.6 [SD] mL; range: 190.0–266.1 mL) and CS_{rt} (219.6 \pm 78.5 [SD] mL; range: 183.9–255.3) ($P = 0.19$). Similarly, no differences in end-systolic volumes were found between SSFP_{ref} (140.0 \pm 74.1 [SD] mL; range: 106.3–173.8 mL) and CS_{rt} (133.9 \pm 68.5 [SD] mL; range: 102.7–165.1) ($P = 0.09$).

Each patient presented at least one segment with wall motion abnormality on SSFP_{ref} and CS_{rt} images. Among the 1700 segments evaluated on SSFP_{ref} cine, 360/1700 did not have contractility impairment (21.2%), 783/1700 were hypokinetic (46.1%), 526/1700 were akinetic (30.9%) and 31/1700 were dyskinetic (1.8%).

The description of segmental WMD using CS_{rt} cine did not significantly differ from the reference assessment performed with the SSFP_{ref} sequence ($P = 0.34$). By comparison with the gold standard SSFP_{ref}, CS_{rt} demonstrated 99.6% sensitivity (95% CI: 99.1–99.9) and 99.7% specificity (95% CI: 98.5–100). Area under ROC curve of CS_{rt} diagnosis performance for the depiction of segmental WMD was 0.997 (95% CI: 0.993–0.999).

Mismatches between CS_{rt} and SSFP_{ref} were observed in 21/1700 assessed segments (1.2%), including 10 basal segments, 10 mid-ventricular segments and 1 LV apex. Most of them (15/1700; 0.9%) were akinetic segments assessed on SSFP_{ref} cine, rated as hypokinetic using CS_{rt}. False negative segments, that were all described as

Table 4
Subjective quality scores: correlation table of the reference SSFP sequence versus the compressed sensing real-time sequence.

Subjective quality score		CS _{rt}				Total	Mean ± SD [range]
		1	2	3	4		
SSFP _{ref}	1	0	0	0	0	0	3.32 ± 0.74 [3.18–3.46]
	2	0	5	9	4	18	
	3	0	6	11	12	29	
	4	0	5	16	32	53	
	Total	0	16	36	48	100	
Mean ± SD [range]		3.35 ± 0.77 [3.20–3.50]					P = 0.75

SSFP_{ref}: reference steady-state free precession; CS_{rt}: real-time compressed sensing; SD: standard deviation. Variable are expressed as means ± standard deviations; numbers in brackets are ranges. Numbers in bold represent the patients for whom CS_{rt} subjective image quality was considered equal or better than that of SSFP_{ref} (73/100; 73%). Image quality using CS_{rt} (3.32 ± 0.74 [SD]; range: 3.18–3.46) was not different from the one provided by SSFP_{ref} (3.35 ± 0.77 [SD]; range: 3.20–3.50) (Wilcoxon rank sum test; P = 0.75).

Table 5
European CMR criteria scores: correlation table of the reference SSFP sequence versus the compressed sensing real-time sequence.

European CMR criteria scores		CS _{rt}				Total	Mean ± SD [range]
		0	1–3	4–6	7–10		
SSFP _{ref}	0	48	12	0	0	60	0.92 ± 1.38 [0.65–1.19]
	1–3	5	32	1	0	38	
	4–6	0	0	1	0	1	
	7–10	0	1	0	0	1	
	Total	53	45	2	0	100	
Mean ± SD [range]		0.96 ± 1.38 [0.69–1.23]					P = 0.74

CMR: cardiac magnetic resonance; SSFP_{ref}: reference steady-state free precession; CS_{rt}: real-time compressed sensing; SD: standard deviation. Variable are expressed as means ± standard deviations; numbers in brackets are ranges. Numbers in bold represent the patients for whom CS_{rt} acquisition quality was considered equal or better than that of SSFP_{ref} (n = 87/100; 87%). Acquisition quality using CS_{rt} (0.92 ± 1.38 [SD]; range: 0.65–1.19) was not different from the one provided by SSFP_{ref} (0.96 ± 1.38 [SD] 0.69–1.23) (Wilcoxon rank sum test; P = 0.74).

normokinetic using CS_{rt} cine, (6/1700; 0.3%) were all located at LV base. Using the gold standard SSFP_{ref}, these segments were rated as dyskinetic (1/6; 16.7%) and hypokinetic (5/6; 83.3%).

Both intra-rater and inter-rater agreements were excellent with ICC of 0.991 (95% CI: 0.989–0.992) and 0.972 (95% CI: 0.969–0.974), respectively.

3.4. Additional findings

On SSFP_{ref} cine, 41 mitral regurgitations (mild: 35/41, 85.4%; moderate: 5/41, 12.2%; severe: 1/41, 2.4%), 19 tricuspid regurgitations (mild: 17/41, 89.5%; moderate: 2/41, 10.5%), 3 aortic regurgitations (mild: 3/41, 100%) and 2 pulmonary regurgitations (mild: 2/41, 100%) were depicted. Moderate or severe mitral or tricuspid regurgitations were correctly depicted on CS_{rt} sequence. On the other hand, 18/41 mitral regurgitations (43.9%), 15/19 tricuspid regurgitation (78.9%), 1/3 aortic regurgitations (33.3%) and 2/2 pulmonary regurgitations (100%) remained undetected on CS_{rt} views. False negative findings only concerned mild regurgitations (median regurgitant volume: 8 mL [Q1: 6; Q3: 11; range: 5–21 mL]; regurgitation fraction: 9% [range: 7–26%]).

All the 8 LV thrombus assessed on SSFP_{ref} were conspicuous with CS_{rt} sequence but 3 thrombi (3/11; 27.3%) could not be depicted on either cine sequences and were only depicted on LGE views. Sensitivity and specificity of CS_{rt} sequences for the diagnosis of pericardial effusion was 100% (22/22).

4. Discussion

In the present study, we found that the newly developed CS real-time single-breath-hold sequence can yield wall motion analysis similar to that achieved with the reference segmented multi-breath-hold SSFP cine sequence at a drastically shorter scanning time. Our prospective monocentric study based on a 100-patient cohort demonstrates no significant difference in WMD rating with CS_{rt} sequence by comparison with SSFP_{ref} and excellent sensitivity

and specificity. Besides segmental wall motion, global contractility was evaluated as well by LV ejection fraction and CS_{rt} cine did not impair the results provided by end-diastolic and end-systolic LV segmentation. Indeed, CS_{rt} cine sequence is now well validated for ventricular volumes, functions and mass, at 1.5 and 3-T [18,27].

Our findings are in line with those of previously published studies evaluating the ability of CS_{rt} to depict WMD, in small cohorts of healthy volunteers and patients [19,23,34,35]. Nevertheless, the number of iterative reconstruction cycles used for compressed sensing signal recovery was 80, accordingly to preliminary evaluations of the prototype sequence [21]. The main weakness of such a setting was the long reconstruction time, which was not convenient for a clinical use [29]. Combining hardware upgrade and iterations halving, reconstruction time have become more compatible with an integration in daily practice. It has already been demonstrated that only 40 iterations were necessary to allow accurate ventricular segmentation [17]. The main strength of our study is to provide a validation of the 40-iterations CS_{rt} setting for WMD assessment in a large sample of LV segments with motion impairment. Despite the faster reconstruction process in our study, the false negative rate remains similar to those of previous reports (1.5%) based on twice the number of iterations [19,35]. The main cause of false negative findings was a confusion between akinesia and hypokinesia, which is also in line with the previous studies [35,36]. Such a mismatch may be explained by a greater interpolation during CS_{rt} reconstruction, especially in patients with faster heart rate, to provide a homogenous number of frames per cine slice (25 frames).

The acceleration provided by CS acquisition may facilitate the access to unscheduled CMR in the initial work-up of patients with MI prior to emergency revascularization. Moreover, in the context of ischemic cardiopathy, patients may suffer from heart rhythm disorders, responsible for mistripping artifacts, or heart failure responsible from shortness of breath, leading to an impaired image quality compromising the assessment of WMD. CS_{rt} has been demonstrated to be a robust sequence against arrhythmia and to provide a reliable free-breathing LV assessment [29,36]. In

our study, the patients for whom apnea could not be held demonstrated a better European CMR artifact score with the CS sequence without impairing the subjective image quality. Indeed, real-time acquisitions are designed to be more robust against respiratory and mistrigging artifacts. Shimming artifacts were more frequent with CS_{rt} and a particular attention is required for this setting prior to start the acquisition.

Our study demonstrates that moderate and severe valvular regurgitations were conspicuous on CS_{rt} views. However, this observation should be considered cautiously since larger regurgitations may be responsible for less flow turbulence without providing flow void artifacts which do not allow to dispense from phase contrast flow sequences. Mild regurgitations, clinically non-relevant, were sometimes undetected. It is likely that flow voids induced by regurgitations are partially erased during the acquisition process because they are low signals. Indeed, compressed sensing requires the source signal to be sparse in a certain transform domain, i.e. that most of the relevant information is concentrated in a few coefficients (pixels) while the major part of the pixels contains supposedly negligible pieces of data that are nulled during the recovery process. The same phenomenon may also explain the lack of conspicuity of smaller LV thrombus which are better depicted on gadolinium enhanced sequences [37].

There are some limitations to our study. Despite the randomization performed prior to CS_{rt} and SSFP_{ref} reading, our analysis could not be strictly blinded. Indeed, the overall rendering of CS views is readily recognizable due to a smoother aspect of endocardium and epicardium borders. However, since SSFP_{ref} and CS_{rt} sets were mixed, the observers were unable to assess paired views. Unlike previous works, we did not perform a quantitative wall motion evaluation [23]. The wall thickening was only visually assessed since we considered this method to be more in line with daily practice.

In conclusion, CS real-time cine imaging provides in less than 30 s a comprehensive functional evaluation of the left ventricle in the framework of myocardial infarction, without significantly compromising the depiction of wall segmental wall motion disorders. The provided real-time acceleration is promising since patients suffering from ischemic cardiopathy may suffer from shortness of breath or arrhythmia.

Human rights

The authors declare that the work described has been carried out in accordance with the Declaration of Helsinki of the World Medical Association revised in 2013 for experiments involving humans..

Informed consent and patient details

Institutional Ethic Committee approval was obtained. The authors declare that this report does not contain any personal information that could lead to the identification of the patients.

The authors declare that they obtained a written informed consent from the patients included in the article. The authors also confirm that the personal details of the patients have been removed.

Funding

This work did not receive any grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Author contributions

All authors attest that they meet the current International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) criteria for Authorship.

Appendix A. Supplementary data

Supplementary data associated with this article can be found, in the online version, at <https://doi.org/10.1016/j.diii.2020.11.012>.

Disclosure of interest

The authors declare the following financial or personal relationships that could be viewed as influencing the work reported in this paper:

François Pontana, Marc-Henry Chavent, Benjamin Longère, Augustin Coisne, Christos Gkizas, Julien Pagniez, Arianna Simone, Valentina Silvestri and David Montaigne have no conflict of interest. They are employed by an institution engaged in a contractual collaboration with Siemens Healthcare. Michaela Schmidt and Christoph Forman are employees of Siemens Healthcare.

References

- [1] Pennell DJ, Sechtem UP, Higgins CB, Manning WJ, Pohost GM, Rademakers FE, et al. Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): consensus panel report. *Eur Heart J* 2004;25:1940–65.
- [2] Maceira AM, Prasad SK, Khan M, Pennell DJ. Normalized left ventricular systolic and diastolic function by steady state free precession cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* 2006;8:417–26.
- [3] 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* 2006;27:2879–88.
- [4] Deborde E, Dubourg B, Bejar S, Brehin A-C, Normant S, Michelin P, et al. Differentiation between Fabry disease and hypertrophic cardiomyopathy with cardiac T1 mapping. *Diagn Interv Imaging* 2020;101:59–67.
- [5] Habert P, Capron T, Hubert S, Bentatou Z, Bartoli A, Tradi F, et al. Quantification of right ventricular extracellular volume in pulmonary hypertension using cardiac magnetic resonance imaging. *Diagn Interv Imaging* 2020;101:311–20.
- [6] Authors/Task Force members, Windecker S, Kolh P, Alfonso F, Collet J-P, Cremer J, et al. 2014 ESC/EACTS Guidelines on myocardial revascularization: The Task Force on Myocardial Revascularization of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS) Developed with the special contribution of the European Association of Percutaneous Cardiovascular Interventions (EAPCI). *Eur Heart J* 2014;35:2541–619.
- [7] Kim RJ, Wu E, Rafael A, Chen EL, Parker MA, Simonetti O, et al. The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. *N Engl J Med* 2000;343:1445–53.
- [8] Dweck MR, Williams MC, Moss AJ, Newby DE, Fayad ZA. Computed tomography and cardiac magnetic resonance in ischemic heart disease. *J Am Coll Cardiol* 2016;68:2201–16.
- [9] Kramer CM, Barkhausen J, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E, Society for Cardiovascular Magnetic Resonance Board of Trustees Task Force on Standardized Protocols. Standardized cardiovascular magnetic resonance (CMR) protocols 2013 update. *J Cardiovasc Magn Reson* 2013;15:91.
- [10] Plein S, Bloomer TN, Ridgway JP, Jones TR, Bainbridge GJ, Sivanathan MU. Steady-state free precession magnetic resonance imaging of the heart: comparison with segmented k-space gradient-echo imaging. *J Magn Reson Imaging* 2001;14:230–6.
- [11] Gardner BI, Bingham SE, Allen MR, Blatter DD, Anderson JL. Cardiac magnetic resonance versus transthoracic echocardiography for the assessment of cardiac volumes and regional function after myocardial infarction: an intra-subject comparison using simultaneous intrasubject recordings. *Cardiovasc Ultrasound* 2009;7:38–44.
- [12] Nacif MS, Zavodni A, Kawel N, Choi E-Y, Lima JAC, Bluemke DA. Cardiac magnetic resonance imaging and its electrocardiographs (ECG): tips and tricks. *Int J Cardiovasc Imaging* 2012;28:1465–75.
- [13] Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med* 2007;58:1182–95.
- [14] Donoho DL. Compressed sensing. *Ieee Trans Inform Theory* 2006;52:1289–306.
- [15] Candès EJ, Romberg JK, Tao T. Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements. *Commun Pure Appl Math* 2006;59:1207–23.
- [16] Tao K, Pan W, Lin K, Shi Y, Zhu P, Guo Y, et al. Modified cavoatrial anastomosis in Warden procedure. *Ann Thorac Surg* 2010;89:2047–8.
- [17] Vermersch M, Longère B, Coisne A, Schmidt M, Forman C, Monnet A, et al. Compressed sensing real-time cine imaging for assessment of ventricular function, volumes and mass in clinical practice. *Eur Radiol* 2020;30:609–19.

- [18] Vincenti G, Monney P, Chaptinel J, Rutz T, Coppo S, Zenge MO, et al. Compressed sensing single-breath-hold CMR for fast quantification of LV function, volumes, and mass. *J Am Coll Cardiol Img* 2014;7:882–92.
- [19] Allen BD, Carr M, Botelho MPF, Rahsepar AA, Markl M, Zenge MO, et al. Highly accelerated cardiac MRI using iterative SENSE reconstruction: initial clinical experience. *Int J Cardiovasc Imaging* 2016;32:955–63.
- [20] Camargo GC, Erthal F, Sabioni L, Penna F, Strecker R, Schmidt M, et al. Real-time cardiac magnetic resonance cine imaging with sparse sampling and iterative reconstruction for left-ventricular measures: comparison with gold-standard segmented steady-state free precession. *Magn Reson Imaging* 2017;38:138–44.
- [21] Goebel J, Nensa F, Bomas B, Schemuth HP, Maderwald S, Gratz M, et al. Real-time SPARSE-SENSE cardiac cine MR imaging: optimization of image reconstruction and sequence validation. *Eur Radiol* 2016;26:4482–9.
- [22] Goebel J, Nensa F, Schemuth HP, Maderwald S, Gratz M, Quick HH, et al. Compressed sensing cine imaging with high spatial or high temporal resolution for analysis of left ventricular function. *J Magn Reson Imaging* 2016;44:366–74.
- [23] Lin ACW, Strugnell W, Riley R, Schmitt B, Zenge M, Schmidt M, et al. Higher resolution cine imaging with compressed sensing for accelerated clinical left ventricular evaluation. *J Magn Reson Imaging* 2017;45:1693–9.
- [24] Bogachkov A, Ayache JB, Allen BD, Murphy I, Carr ML, Spottiswoode B, et al. Right ventricular assessment at cardiac MRI: initial clinical experience utilizing an IS-SENSE reconstruction. *J Cardiovasc Imaging* 2016;32:1081–91.
- [25] Haubenreisser H, Henzler T, Budjan J, Sudarski S, Zenge MO, Schmidt M, et al. Right ventricular imaging in 25 Seconds: evaluating the use of sparse sampling CINE with iterative reconstruction for volumetric analysis of the right ventricle. *Invest Radiol* 2016;51:379–86.
- [26] Kido T, Kido T, Nakamura M, Watanabe K, Schmidt M, Forman C, et al. Compressed sensing real-time cine cardiovascular magnetic resonance: accurate assessment of left ventricular function in a single-breath-hold. *J Cardiovasc Magn Reson* 2016;18:50–60.
- [27] Kido T, Kido T, Nakamura M, Watanabe K, Schmidt M, Forman C, et al. Assessment of left ventricular function and mass on free-breathing compressed sensing real-time cine imaging. *Circ J* 2017;81:1463–8.
- [28] 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: a statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation* 2002;105:539–42.
- [29] Goebel J, Nensa F, Schemuth HP, Maderwald S, Quick HH, Schlosser T, et al. Real-time SPARSE-SENSE cine MR imaging in atrial fibrillation: a feasibility study. *Acta Radiol* 2017;58:922–8.
- [30] Setser RM, Chung YC, Weaver JA, Stillman AE, Simonetti OP, White RD. Effect of inversion time on delayed-enhancement magnetic resonance imaging with and without phase-sensitive reconstruction. *J Magn Reson Imaging* 2005;21:650–5.
- [31] Gupta A, Lee VS, Chung Y-C, Babb JS, Simonetti OP. Myocardial infarction: optimization of inversion times at delayed contrast-enhanced MR imaging. *Radiology* 2004;233:921–6.
- [32] Klinke V, Muzzarelli S, Lauriers N, Locca D, Vincenti G, Monney P, et al. Quality assessment of cardiovascular magnetic resonance in the setting of the European CMR registry: description and validation of standardized criteria. *J Cardiovasc Magn Reson* 2013;15:55.
- [33] Benchoufi M, Matzner-Lober E, Molinari N, Jannot A-S, Soyer P. Interobserver agreement issues in radiology. *Diagn Interv Imaging* 2020;101:639–41.
- [34] Sudarski S, Henzler T, Haubenreisser H, Dösch C, Zenge MO, Schmidt M, et al. Free-breathing sparse sampling cine MR imaging with iterative reconstruction for the assessment of left ventricular function and mass at 3.0T. *Radiology* 2017;282:74–83.
- [35] Budjan J, Haubenreisser H, Henzler T, Sudarski S, Schmidt M, Doesch C, et al. Rapid functional cardiac imaging after gadolinium injection: valuation of a highly accelerated sequence with sparse data sampling and iterative reconstruction. *Sci Rep* 2016;6:38236.
- [36] Ma Y, Hou Y, Ma Q, Wang X, Sui S, Wang B, et al. single-breath-hold and free-breathing cine imaging for accelerated clinical evaluation of the left ventricle. *Clin Radiol* 2019;74:325e9–17.
- [37] Arai AE. The cardiac magnetic resonance (CMR) approach to assessing myocardial viability. *J Nucl Cardiol* 2011;18:1095–102.

Annexe 3: Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts ⁸³.

Auteurs : **B Longère**, PE Allard, CV Gkizas, A Coisne, J Hennicaux, A Simeone, M Schmidt, C Forman, S Toupin, D Montaigne, F Pontana.

Article publié dans : *Journal of Clinical Medicine*. **2021**;10:3274.

<https://doi:10.3390/jcm10153274>.

Reproduit d'après ⁸³. Mis à disposition selon les termes de la licence Creative Commons Attribution 4.0 International ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Présentation des résultats en communication scientifique :

Intérêt d'une séquence ciné-IRM cardiaque prototype avec acquisition comprimée temps-réel chez les patients arythmiques.

PE Allard, A Bridoux, B Longère, J Pagniez, A Monnet, V Silvestri, F Pontana
Journées Francophones de Radiologie – JFR 2017, Paris



Article

Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts

Benjamin Longère ^{1,*} , Paul-Edouard Allard ², Christos V Gkizas ², Augustin Coisne ¹ , Justin Hennicaux ², Arianna Simeone ², Michaela Schmidt ³, Christoph Forman ³ , Solenn Toupin ⁴, David Montaigne ¹ and François Pontana ¹

- ¹ University of Lille, Inserm, CHU Lille, Institut Pasteur Lille, U1011—European Genomic Institute for Diabetes (EGID), F-59000 Lille, France; augustin.coisne@chru-lille.fr (A.C.); david.montaigne@chru-lille.fr (D.M.); francois.pontana@chru-lille.fr (F.P.)
 - ² CHU Lille, Department of Cardiovascular Radiology, F-59000 Lille, France; pauleduard.allard@chru-lille.fr (P.-E.A.); chgkizas@gmail.com (C.V.G.); justin.hennicaux@chru-lille.fr (J.H.); arianna.simeone@chru-lille.fr (A.S.)
 - ³ MR Product Innovation and Definition, Magnetic Resonance, Siemens Healthcare GmbH, 91052 Erlangen, Germany; michaela.schmidt@siemens-healthineers.com (M.S.); christoph.forman@siemens-healthineers.com (C.F.)
 - ⁴ Scientific Partnerships, Siemens Healthcare France, 93200 Saint-Denis, France; solenn.toupin@siemens-healthineers.com
- * Correspondence: benjamin.longere@chru-lille.fr



Citation: Longère, B.; Allard, P.-E.; Gkizas, C.V.; Coisne, A.; Hennicaux, J.; Simeone, A.; Schmidt, M.; Forman, C.; Toupin, S.; Montaigne, D.; et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts. *J. Clin. Med.* **2021**, *10*, 3274. <https://doi.org/10.3390/jcm10153274>

Academic Editor: Mickaël Ohana

Received: 22 June 2021

Accepted: 21 July 2021

Published: 24 July 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: Background and objective: Cardiac magnetic resonance (CMR) is a key tool for cardiac work-up. However, arrhythmia can be responsible for arrhythmia-related artifacts (ARA) and increased scan time using segmented sequences. The aim of this study is to evaluate the effect of cardiac arrhythmia on image quality in a comparison of a compressed sensing real-time (CS_{rt}) cine sequence with the reference prospectively gated segmented balanced steady-state free precession (Cine_{ref}) technique regarding ARA. Methods: A total of 71 consecutive adult patients (41 males; mean age = 59.5 ± 20.1 years (95% CI: 54.7–64.2 years)) referred for CMR examination with concomitant irregular heart rate (defined by an RR interval coefficient of variation >10%) during scanning were prospectively enrolled. For each patient, two cine sequences were systematically acquired: first, the reference prospectively triggered multi-breath-hold Cine_{ref} sequence including a short-axis stack, one four-chamber slice, and a couple of two-chamber slices; second, an additional single breath-hold CS_{rt} sequence providing the same slices as the reference technique. Two radiologists independently assessed ARA and image quality (overall, acquisition, and edge sharpness) for both techniques. Results: The mean heart rate was 71.8 ± 19.0 (SD) beat per minute (bpm) (95% CI: 67.4–76.3 bpm) and its coefficient of variation was 25.0 ± 9.4 (SD) % (95% CI: 22.8–27.2%). Acquisition was significantly faster with CS_{rt} than with Cine_{ref} (Cine_{ref}: 556.7 ± 145.4 (SD) s (95% CI: 496.7–616.7 s); CS_{rt}: 23.9 ± 7.9 (SD) s (95% CI: 20.6–27.1 s); $p < 0.0001$). A total of 599 pairs of cine slices were evaluated (median: 8 (range: 6–14) slices per patient). The mean proportion of ARA-impaired slices per patient was 85.9 ± 22.7 (SD) % using Cine_{ref}, but this was figure was zero using CS_{rt} ($p < 0.0001$). The European CMR registry artifact score was lower with CS_{rt} (median: 1 (range: 0–5)) than with Cine_{ref} (median: 3 (range: 0–3); $p < 0.0001$). Subjective image quality was higher in CS_{rt} than in Cine_{ref} (median: 3 (range: 1–3) versus 2 (range: 1–4), respectively; $p < 0.0001$). In line, edge sharpness was higher on CS_{rt} cine than on Cine_{ref} images (0.054 ± 0.016 pixel⁻¹ (95% CI: 0.050–0.057 pixel⁻¹) versus 0.042 ± 0.022 pixel⁻¹ (95% CI: 0.037–0.047 pixel⁻¹), respectively; $p = 0.0001$). Conclusion: Compressed sensing real-time cine drastically reduces arrhythmia-related artifacts and thus improves cine image quality in patients with arrhythmia.

Keywords: cardiac; heart; magnetic resonance; CMR; compressed sensing; real-time; fast imaging; arrhythmia; artifact

1. Introduction

Cardiac magnetic resonance (CMR) is a major imaging modality for the assessment of left and right ventricular volumes and mass [1–3]. Moreover, it provides effective morphologic and kinetic assessment, including of the right ventricle which is not easily evaluated with ultrasounds due to its retrosternal location [4]. Multi-breath-hold segmented balanced steady state free precession (bSSFP) sequences are considered superior to gradient-echo imaging since they provide better endocardium delineation and reproducibility in a shorter scan time [5]. Retrospective electrocardiogram (ECG) gating requires the heart rate (HR) to be a regular periodic phenomenon as pieces of data are continuously acquired on multiple cardiac cycles, time-labelled and merged for the reconstruction of a whole cine slice, which is a weighted representation of successive heartbeats. It allows adapting the length of the acquisition window to the duration of the heartbeat during the continuous acquisition. This enables capturing of the complete cardiac cycle in segmented acquisitions. Typically, k-space interpolation or filtering is applied to retrospectively gate the acquired data to a reference heartbeat [6,7]. In the case of arrhythmia, artifacts occur since reconstruction is performed using incoming data from different frames of the cardiac cycle. Arrhythmia rejection algorithms can be applied with retrospective gating but may end in exceedingly long breath-holds. These arrhythmia-related artifacts (ARA) may be limited using prospectively triggered sequences by setting the acquisition window shorter than the briefest measured RR interval (time laps between two consecutive R peaks) [8]. However, this requires decreasing the number of k-space lines acquired per cardiac frame in order to preserve the widely accepted temporal resolution of 20 phases per cardiac cycle and misses to display the diastolic phases [9,10]. As a result of these adjustments, longer breath-holds and scan time are observed while the last phases of the cardiac cycle are not sampled.

Decreasing the amount of measured data is a simple way to reduce acquisition time. In recent years, compressed sensing was established as a powerful method to drastically reduce scan time [11–14]. This is achieved by highly undersampling k-space with a random sampling pattern. After Fourier transform, these acquired data result in noise-like, incoherent artifacts. These artifacts are compensated for in the final image with a non-linear iterative reconstruction exploiting the fact that medical images have a sparse representation. In combination with parallel imaging, acceleration rates can be achieved with CS that enable real-time cardiac cine imaging based on a balanced bSSFP readout with spatiotemporal resolution in a similar range to the reference (Cine_{ref}) acquisitions [15].

Various CMR studies have evaluated real-time CS cine sequences in 1.5 and 3 Tesla magnetic resonance scanners showing promising results for the assessment of left and right ventricles, including in patients with atrial fibrillation [16–21]. However, image quality was not specifically assessed in patients with irregular HR. Based on the assumption that real-time CS cine (CS_{rt}) could reduce ARA, our study aimed at evaluating its image quality as compared to the reference multi-breath-hold segmented bSSFP cine (Cine_{ref}) in patients suffering from cardiac arrhythmia.

2. Materials and Methods

2.1. Study Population

From January 2019 to December 2019, 71 adult patients referred to our cardiovascular radiology department for CMR with concomitant arrhythmia during scanning were enrolled. Irregular HR was defined when the coefficient of variation of RR intervals (CV_{RR}) was greater than 10% while scanning. The CV_{RR} was calculated as the ratio of the standard deviation to the mean of RR intervals' durations which were obtained from digital imaging and communications in medicine (DICOM) fields. Patients under 18 years old, grown-up congenital heart disease, stress CMR, patients undergoing ECG retrogated CMR and patients with sinus rhythm were excluded. A graphic illustration of the study design is provided in Figure S1 (Supplementary Materials). The protocol was approved by our institutional ethics committee and patients gave informed consent. The study was approved

Reproduced from Longère et al. *Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts*.

J. Clin. Med. 2021;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

by the French National Agency for the Safety of Medicines and Health Devices (ANSM; ID-RCB: 2017-A00852-51).

2.2. Imaging Protocol

CMR studies were performed on a 1.5 T scanner (MAGNETOM Aera, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). Every patient underwent two series of cine images: first, the reference prospectively triggered and segmented multi-breath-hold Cine_{ref} sequence; second, the prototype single-breath-hold real-time single-shot CS_{rt} cine sequence. Both acquisitions included one left ventricular (LV) and one right ventricular (RV) two-chamber slice, one four-chamber slice and a LV short-axis stack covering both ventricles with an 8 mm slice thickness and a 2 mm gap. Regarding the prospectively gated Cine_{ref} sequence, 20 phases of the cardiac cycle were acquired and the number of views per frame was set to reach this sampling rate. In single-shot CS_{rt} cine imaging, the data acquisition was performed in a single heartbeat. The acquisition was triggered by the R peak on the ECG. With adaptive triggering, the acquisition was stopped with the next R peak, which allowed capturing the complete cardiac cycle. However, for multi-slice acquisition it could lead to a variation in the number of cardiac phases acquired between different slices as the temporal resolution was fixed. Temporal interpolation was applied to generate an additional dataset with a fixed number of cardiac phases ($n = 20$). This dataset was used to quantify cardiac function using a dedicated post-processing software that required a fixed number of cardiac phases. To evaluate the CS_{rt} sequence in clinical conditions, 40 iterations were used to perform image recovery to maintain an acceptable reconstruction time. An additional phase contrast imaging (PCI) flow sequence was acquired on the aortic root. Segmented Cine_{ref} and CS_{rt} cine sequences parameters are available in Table 1.

Table 1. Imaging parameters of the reference prospectively triggered steady-state free-precession cine imaging and real-time compressed sensing cine imaging.

Parameters	Cine _{ref}	CS _{rt}
Repetition time—ms	3.16	2.70
Echo time—ms	1.23	1.14
Flip angle—degrees	57	60
Field of view—mm ²	375 × 280	360 × 270
Matrix—pixels ²	288 × 216	224 × 168
Spatial resolution—mm ²	1.3 × 1.3	1.6 × 1.6
Temporal resolution—ms	41.2	49
Slice thickness/gap—mm	8/2	8/2
Bandwidth—Hz/pixel	915	900
ECG mode	Prospective triggering	Adaptative triggering
Number of measured cardiac phases per cycle	20 ^a	17.0 ± 3.2
Number of reconstructed cardiac frames per cycle— n	20 ^a	20 ^b
Number of views per frame— n	13.0 ± 4.8 ^c	18 ^a
Cycles of iterative reconstruction— n	NA	40
Acceleration factor	2	11

Data are expressed as mean ± standard deviation in the absence of any indication. ^a Constant value. ^b Interpolation was performed to provide a constant frame rate of 20 cardiac phases per cycle for post-processing. ^c The number of views per frame was set according to the shorter RR interval in order to acquire 20 cardiac phases. Prospective triggering allows data sampling during a fixed acquisition window after each R peak while adaptative triggering allow data sampling until the next R peak occurs. Abbreviations: Cine_{ref}, reference segmented cine; CS_{rt}, real-time compressed sensing cine; ECG, electrocardiogram; n , data represented as numbers; NA, not applicable.

2.3. Cine Images Quality Assessment

Image quality was evaluated in both groups using four indicators. First, the subjective overall image quality was evaluated using a subjective 4-point Likert scale (1: non diagnostic; 2: poor; 3: good; 4: excellent). Secondly, an objective image quality assessment was carried out based on standardized criteria adapted from the European CMR registry

Reproduced from Longère et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.

J. Clin. Med. 2021;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

“LV-Function cine SSFP” section (referred to below as “EuroCMR score”) [22] (p. 3). Higher scores referred to more frequent artifact occurrence (Table 2).

Table 2. “LV-Function cine SSFP” section of the standardized objective quality criteria score based on the European CMR registry. Adapted from [22] (p. 3).

Items	0	1	2	3	Maximum Score
1. LV coverage	Full	-	No apex	Base or ≥ 1 slice missing	5
2. Wrap around	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	3
3. Respiratory ghost	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	
4. Cardiac ghost	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	
5. Blurring/ARA	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	
6. Metallic artifacts	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	2
7. Shimming artifacts	No	1 slice	2 slices	≥ 3 slices	
8. Signal loss (coil inactive)	Activated	-	Not activated		2
9. Orientation of stack	<i>Correct</i>	-	<i>Incorrect</i>	-	2
10. Slice thickness	≤ 10 mm	11–15 mm	-	> 15 mm	3
11. Gap	≤ 3 mm	3–4 mm	-	> 4 mm	3
12. Correct LV long axes	≥ 2 mm	1	-	None	3
Score					21
Modified score (items 1 to 8)					10

Every acquisition using both sequences marked a null score concerning the four last items. Indeed, acquisitions were repeated every time slice orientation was not appropriated (item 9 = 0); all acquisitions (Cine_{ref} and CS_{rt}) were performed using the same slice thickness and gap which were 8 mm (item 10 = 0) and 2 mm (item 11 = 0), respectively, and both horizontal and vertical long-axis slices were systematically acquired (item 12 = 0). Criteria in italics were not applied, and only bold criteria were used for objective quality assessment in our study, providing a maximum score of 10 points. The more artifacts there were, the higher the score was. Abbreviations: LV, left ventricle; SSFP, steady-state free precession; CMR, cardiac magnetic resonance; Cine_{ref}, reference segmented cine; CS_{rt}, real-time compressed sensing cine; ARA, arrhythmia-related artifacts.

Third, the proportion of short-axis slices affected by ARA in each stack of both sequences was calculated, referred to as ARA rate. ARA were defined as a blurring of all or a part of the LV wall borders [22].

Finally, the edge sharpness (ϵ) of the boundary between myocardium and blood pool, which is the spatial frequency (in pixel⁻¹) reflecting the spatial resolution, was measured on paired Cine_{ref} and CS_{rt} four-chamber slices at end-diastole, accordingly to the literature [23,24]. Additional measurement at end-systole was performed. The edge spread function (ESF), which is the response of the imaging system to a high contrast boundary, was measured on MATLAB (version R2015a, The MathWorks, Natick, MA, USA), by drawing a signal profile line perpendicularly across the edge between the interventricular septum and the LV blood pool (Figure 1a,b) [25]. Then, ϵ was calculated as the reciprocal of the distance separating the points corresponding to 20% and 80% of the difference between local minimum and maximum signal intensities (Figure 1c,d).

Reproduced from Longère et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.

J. Clin. Med. 2021;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

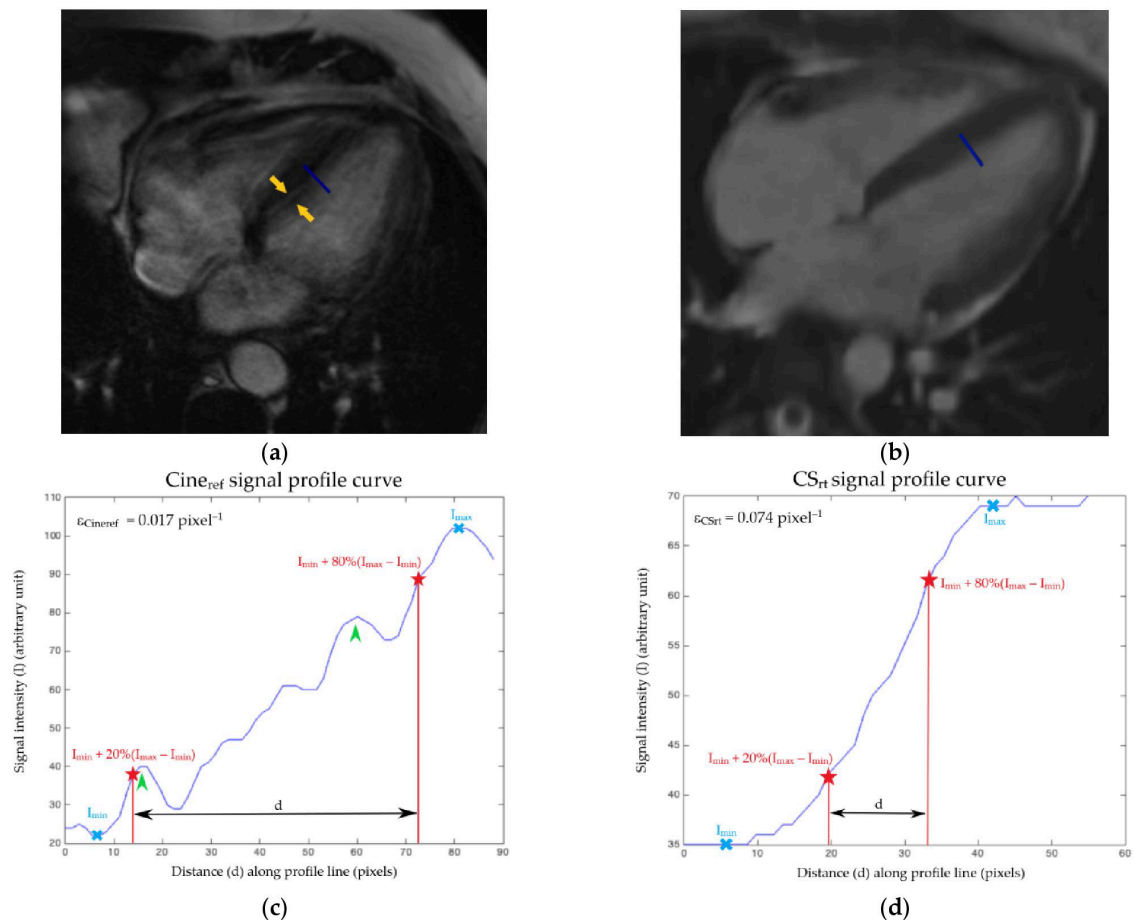


Figure 1. Example of edge sharpness assessment at end-diastole for a 56-year-old male patient suffering from atrial fibrillation. The same four-chamber view at end-diastole is acquired with (a) the Cine_{ref} sequence and (b) the CS_{rt} sequence. An orthogonal profile line was drawn at mid-cavity across the border between the septal myocardium and the left ventricular blood pool (blue line) on a four-chamber view. It provided intensity profiles (blue curves) along the line for (c) Cine_{ref} and (d) CS_{rt} cine. The edge sharpness was the inverse of the distance *d* (in pixels) between the positions corresponding to 20% and 80% (red stars) of the difference between the maximum and minimum signal intensities (blue crosses). The edge sharpness was expressed in pixel⁻¹. This measurement was performed at end-diastole and end-systole for both sequences. Note that the peaks (arrows heads) added to the Cine_{ref} signal profile curve (c) correspond to the doubling of the interventricular septum border (arrows) on the cine view (a). The same assessment was performed on both sequences at end-diastole and end-systole for the 71 enrolled patients. Abbreviations: Cine_{ref}, reference segmented cine; CS_{rt}, real-time compressed sensing cine; $\epsilon_{\text{Cine}_{\text{ref}}}$, edge sharpness measured on Cine_{ref} sequence; $\epsilon_{\text{CS}_{\text{rt}}}$, edge sharpness measured on CS_{rt} cine; *I*, signal intensity; *I*_{min}, minimal signal intensity; *I*_{max}, maximal signal intensity; *d*, distance along the profile line.

2.4. Conditions of Image Analysis

Images from both sequences were anonymized before transfer to a clinical workstation (Syngo.via VB30A, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). A radiologist with 4 years of experience (PEA) performed the image quality assessment according to the above-cited indicators. Image sets were randomly evaluated in each group. The same observer (PEA) first performed the quality assessment of the reference Cine_{ref} images and at least one month later evaluated the CS_{rt} images. For each patient, arrhythmia was quantified by calculating the CV_{RR}. An additional assessment was performed by a radiologist with 8 years of experience (BL) from 30 randomly selected patients to evaluate the interobserver

Reproduced from Longère et al. *Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.*
 J. Clin. Med. 2021;10:3274.
 Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

agreement and performed the same assessment regarding subjective quality, EuroCMR score and ARA rates. In the case of mismatch between the two readers, a radiologist with 15 years of experience (FP) performed the quality assessment with the two others to reach consensual scores which were used instead of those set by the first and less experienced observer. Mismatches were defined by discrepancies greater than or equal to 2 points regarding subjective quality score and EuroCMR score, or by a 20% difference in ARA rates. The edge sharpness assessment was automated and was not evaluated for interobserver agreement. Finally, semi-automated segmentation of LV endocardium and epicardium, and manual segmentation RV endocardium were performed on the same workstation with both cine sequences for each patient. LV stroke volume was also measured on PCI sequence.

2.5. Statistics Analysis

Categorical data were represented as numbers (percentages), continuous variables as mean ± standard deviation (SD) (95% confidence interval (CI)) in case of normal distribution and median (range: minimum–maximum) in other cases. Sequences were compared using the Wilcoxon signed-rank test regarding the overall subjective quality score and the modified EuroCMR score. Paired Student’s *t*-test was used for ARA rates, edge sharpness comparisons, and ventricular functional parameters comparison. An analysis of variance (ANOVA) was used to compare LV stroke volumes assessed by cine segmentation and PCI flow sequence. Intraclass correlation coefficient and kappa test were applied to assess the interobserver agreement [26]. Values of *p* < 0.05 were considered statistically significant. Statistical analysis was performed using MedCalc software (version 14.8.1.0, MedCalc Software, Ostend, Belgium).

3. Results

3.1. Population Description

The mean age of the population was 59.5 ± 20.1 (SD) years (95% CI: 54.7–64.2 years) with a male predominance (*n* = 41/71; 57.7%, women: *n* = 30/71; 42.3%). Patients were referred for initial work-up or follow-up of coronary artery disease (*n* = 17; 23.9%), heart rhythm disorder (*n* = 14; 19.7%), dilated cardiomyopathy (*n* = 11; 15.5%), infiltrative cardiomyopathy (*n* = 8; 11.3%), heart valve disease (*n* = 7; 9.9%), myocarditis (*n* = 6; 8.5%), hypertrophic cardiomyopathy (*n* = 5; 7.0%), and heart failure (*n* = 3; 4.2%). The mean HR was 71.8 ± 19.0 beats per minute (bpm) (95% CI: 67.4–76.3 bpm) and 38.0% of the patients (*n* = 27/71) demonstrated a mean HR above 75 bpm, meaning the 49 ms temporal resolution of the CS_{rt} cine provided less than 16 frames of the cardiac cycle per slice. The mean CV_{RR} was 25.0 ± 9.4% (95% CI: 22.8–27.2%). Arrhythmia was caused by atrial fibrillation (*n* = 42/71; 59.2%), ventricular hyperexcitability (*n* = 17/71; 23.9%), and conduction disorders (*n* = 12/71; 16.9%). Demographic data are summarized in Table 3. Biventricular functional assessment of the population is reported in Table 4.

Table 3. Study population characteristics.

	Mean ± SD (95% CI)	Minimum Value	Maximum Value
Age—years	59.5 ± 20.1 (54.7–64.2)	18	87
Height—cm	171.6 ± 9.1 (169.4–173.7)	140	188
Weight—kg	79.3 ± 19.5 (74.7–83.9)	26	131
Body mass index—kg/m ²	26.8 ± 6.1 (25.4–28.3)	13.3	47.0
Maximal heart rate—bpm	85.9 ± 21.6 (80.8–91.0)	50	139
Minimal heart rate—bpm	55.6 ± 18.7 (55.6–64.4)	31	107
Mean heart rate—bpm	71.8 ± 19.0 (67.4–76.3)	42	116
Arrhythmia (CV _{RR})—%	25.0 ± 9.4 (22.8–27.2)	10.2	50.9

Abbreviations: CV_{RR}, coefficient of variation of RR interval; bpm, beat per minute; SD, standard deviation; 95% CI, 95% confidence interval.

Reproduced from Longère et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.

J. Clin. Med. 2021;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC-BY-4.0 : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

Table 4. Biventricular functional assessment of the study population.

	Cine _{ref}	CS _{rt}	Difference	PCI	p
LVEF—%	47.7 ± 19.0 (39.9–55.6)	47.3 ± 18.9 (39.5–55.1)	−0.4 ± 1.9 (−1.2 to 0.4)	-	0.30 ^a
LVEDV—mL	193.2 ± 102.0 (151.1–235.3)	189.6 ± 101.9 (147.6–231.6)	−3.6 ± 7.2 (−6.5 to −0.6)	-	0.02 ^a
LVESV—mL	114.2 ± 99.8 (73.0–155.4)	113.3 ± 98.8 (72.5–154.1)	−0.9 ± 6.8 (−3.7 to 1.9)	-	0.51 ^a
LVSV—mL	79.0 ± 29.4 (66.9–91.1)	76.3 ± 28.7 (64.5–88.2)	-	76.7 ± 30.1 (64.3–89.1)	0.94 ^b
LVM—g	145.2 ± 48.0 (125.4–165.1)	148.0 ± 50.1 (127.3–168.6)	2.7 ± 8.8 (−0.9 to 6.3)	-	0.13 ^a
RVEF—%	50.9 ± 11.9 (46.0–55.8)	51.8 ± 11.9 (46.9–56.7)	0.9 ± 1.8 (0.1 to 1.7)	-	0.02 ^a
RVEDV—mL	153.7 ± 52.1 (132.2–175.2)	148.4 ± 47.5 (128.8–168.0)	−5.3 ± 7.6 (−8.5 to −2.2)	-	0.02 ^a
RVESV—mL	77.5 ± 38.0 (61.8–93.1)	73.8 ± 36.1 (58.9–88.7)	−3.7 ± 5.8 (−6.1 to −1.3)	-	0.004 ^a
RVSV—mL	76.2 ± 27.3 (65.0–87.5)	74.6 ± 24.1 (64.6–84.5)	−1.7 ± 4.5 (−3.5 to 0.2)	Insufficient data	0.08 ^a

Data are presented as mean ± SD (95% CI). The significance of statistic tests is defined by values of $p < 0.05$. ^a Student’s *t*-test; ^b Analysis of variance. Abbreviations: Cine_{ref}, reference segmented cine; CS_{rt}, real-time compressed sensing cine; PCI, phase contrast imaging sequence; SD, standard deviation; 95% CI, 95% confidence interval; LV, left ventricular; RV, right ventricular; EF, ejection fraction; EDV, end-diastolic volume; ESV, end-systolic volume; SV, stroke volume; LVM, left ventricular mass.

3.2. Cine Acquisitions

A total of 599 short-axis cine slices were acquired with each sequence. A median number of 8 (range: 6–14) cine slices was acquired twice for each patient, depending on cardiac morphology. To acquire the same slices, CS_{rt} was significantly faster than Cine_{ref} (Cine_{ref}: 556.7 ± 145.4 (SD) s (95% CI: 496.7–616.7 s); CS_{rt}: 23.9 ± 7.9 (SD) s (95% CI: 20.6–27.1 s); $p < 0.0001$).

3.3. Objective European CMR Standardized Criteria-Based Quality Score

The EuroCMR score for the CS_{rt} cine (median: 1 (range: 0–5)) was significantly better than for the Cine_{ref} sequence (median: 3 (range: 0–3); $p < 0.0001$) (Table 5) (Figure 2; Video S1 (Supplementary Materials)). Interobserver agreements were 0.94 and 0.89 regarding Cine_{ref} and CS_{rt}, respectively. No mismatch was encountered between the readers.

Table 5. Objective image quality with EuroCMR criteria scores: comparison between Cine_{ref} and CS_{rt} image sets.

Objective European CMR Criteria Scores	CS _{rt}				Total	Median (Range)
	0	1–3	4–6	7–10		
Cine _{ref} 0	1	1	0	0	2	1 (0–5)
Cine _{ref} 1–3	25	42	2	0	69	
Cine _{ref} 4–6	0	0	0	0	0	
Cine _{ref} 7–10	0	0	0	0	0	
Cine _{ref} Total	26	43	2	0	71	
Median (range)	3 (0–3)					$p < 0.0001$

The significance of Wilcoxon signed-rank test is defined by values of $p < 0.05$. Red values represent patients for whom CS_{rt} score was equivalent to or better than that of Cine_{ref} for $n = 68/71$ patients (95.8%). Abbreviations: CMR, cardiac magnetic resonance; Cine_{ref}, reference segmented cine; CS_{rt}, real-time compressed sensing cine; EuroCMR, European CMR registry.

Reproduced from Longère et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.

J. Clin. Med. 2021;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

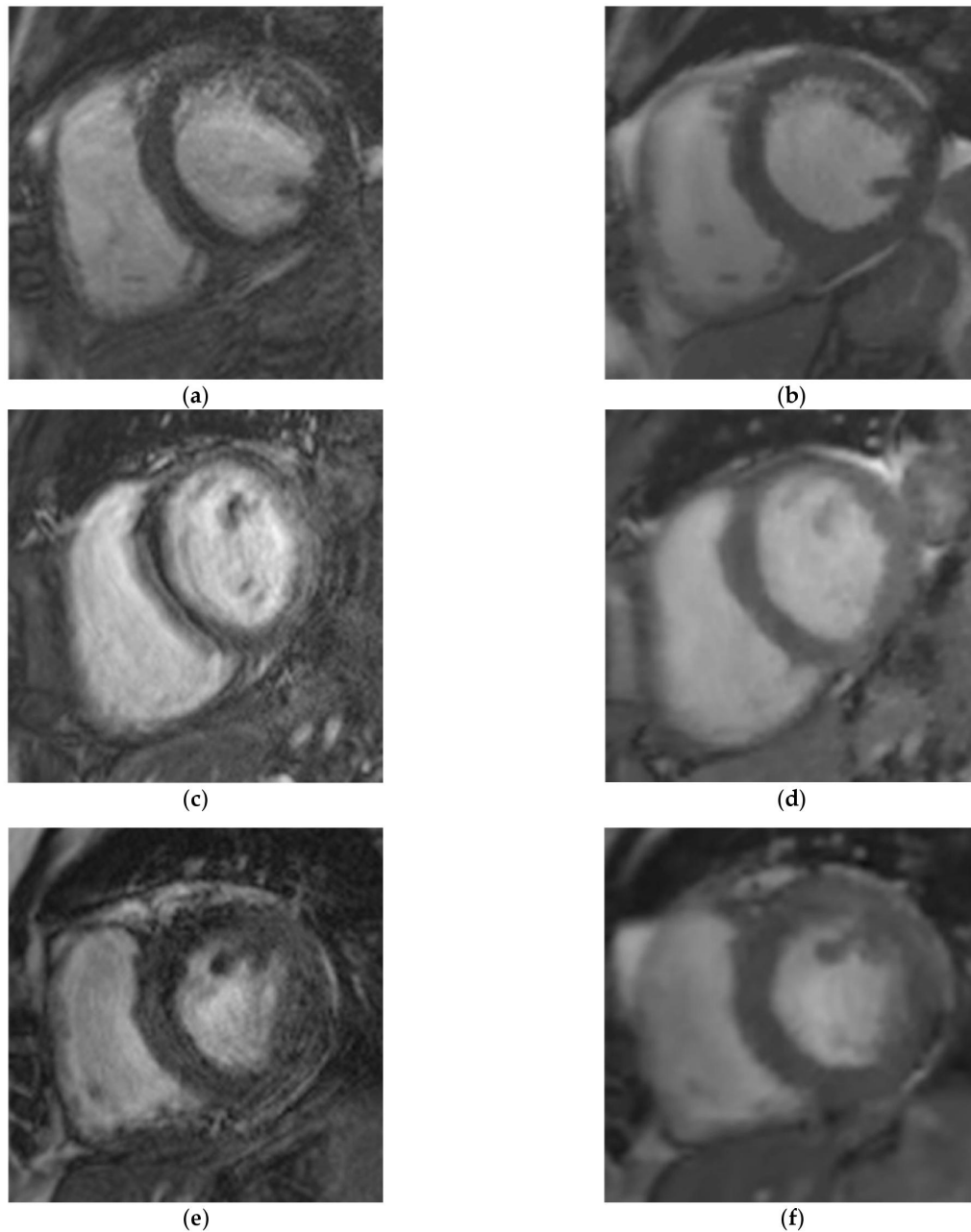


Figure 2. Examples of comparisons between Cine_{ref} and CS_{rt} sequences in three patients suffering from arrhythmia. Mid-cavity short-axis views acquired with (a,c,e) Cine_{ref} and (b,d,f) CS_{rt}. The three patients were (a,b) a 74-year-old man suffering from atrial fibrillation, (c,d) a 37-year-old woman screened for a genetically proven arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy, (e,f) a 63-year-old woman scanned for a second-degree atrioventricular block. The image quality assessment demonstrated: (a) Likert scale = 1/4, EuroCMR score = 3/10, $\epsilon_{\text{Cineref}} = 0.051 \text{ pixel}^{-1}$; (b) Likert scale = 3/4, EuroCMR score = 0/10, $\epsilon_{\text{CSrt}} = 0.067 \text{ pixel}^{-1}$; (c) Likert scale = 1/4, EuroCMR score = 3/10, $\epsilon_{\text{Cineref}} = 0.015 \text{ pixel}^{-1}$; (d) Likert scale = 3/4, EuroCMR score = 1/10, $\epsilon_{\text{CSrt}} = 0.050 \text{ pixel}^{-1}$; (e) Likert scale = 1/4, EuroCMR score = 3/10, $\epsilon_{\text{Cineref}} = 0.023 \text{ pixel}^{-1}$; (f) Likert scale = 3/4, EuroCMR score = 0/10, $\epsilon_{\text{CSrt}} = 0.035 \text{ pixel}^{-1}$. Abbreviations: Cine_{ref}, reference segmented cine; CS_{rt}, real-time compressed sensing cine; $\epsilon_{\text{Cineref}}$, edge sharpness measured on Cine_{ref}; ϵ_{CSrt} , edge sharpness measured on CS_{rt} cine; EuroCMR, European cardiac magnetic resonance registry.

Reproduced from Longère et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.

J. Clin. Med. 2021;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC-BY-4.0): <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

3.4. Subjective Overall Quality Score

The subjective quality score was significantly better ($p < 0.0001$) for the CS_{rt} sequence with a median score of 3 (range: 1–3). A 0.85 interobserver agreement was reached. The Cine_{ref} sequence provided a median score of 2 (range: 1–4; $p < 0.0001$) with an intraclass coefficient of 0.82 (Table 6). No mismatch was encountered between the readers. The Cine_{ref} sequence provided 23 non-diagnostic acquisitions compromising functional and morphological assessments versus only 10 stacks with the CS_{rt} cine (Figure 2; Video S1 (Supplementary Materials)).

Table 6. Subjective overall image quality scores: comparison between Cine_{ref} and CS_{rt} image sets.

Subjective Overall Quality Scores	CS _{rt}				Total	Median (Range)
	1	2	3	4		
Cine _{ref}	1	5	3	15	0	23
	2	5	6	21	0	32
	3	0	2	13	0	15
	4	0	0	1	0	1
Total	10	11	50	0	71	
Median (range)	2 (1–4)					$p < 0.0001$

The significance of Wilcoxon signed-rank test is defined by values of $p < 0.05$. Red values represent patients for whom CS_{rt} score was equivalent to or better than that of Cine_{ref} for $n = 64/71$ patients (90.1%). Abbreviations: Cine_{ref}, reference segmented cine; CS_{rt}, real-time compressed sensing cine.

3.5. Arrhythmia-Related Artifacts Rate

ARA using Cine_{ref} sequence were assessed on $n = 514/599$ (85.8%) cine slices from $n = 70/71$ (98.6%) patients, with a 0.90 interobserver agreement. One mismatch was encountered between the readers (PEA: $n = 8/14$, 57.1%; BL: $n = 12/14$, 85.7%; FP: $n = 12/14$, 85.7%). The mean proportion of impaired slices per patient was in 85.9 ± 22.7 (SD) %. No ARA could be depicted using the CS_{rt} sequence.

3.6. Edge Sharpness

The CS_{rt} sequence provided a higher edge sharpness coefficient at end-diastole ($\epsilon_{CSrt} = 0.051 \pm 0.016 \text{ pixel}^{-1}$ (95% CI: 0.048–0.055 pixel^{-1})) than the Cine_{ref} ($\epsilon_{Cineref} = 0.040 \pm 0.018 \text{ pixel}^{-1}$ (95% CI: 0.036–0.044 pixel^{-1})) ($p = 0.0001$). A similar finding was observed at end-systole ($\epsilon_{CSrt} = 0.054 \pm 0.016 \text{ pixel}^{-1}$ (95% CI: 0.050–0.057 pixel^{-1}); $\epsilon_{Cineref} = 0.042 \pm 0.022 \text{ pixel}^{-1}$ (95% CI: 0.037–0.047 pixel^{-1}); $p = 0.0001$).

4. Discussion

This prospective monocentric study based on a 71-patient cohort is, to our knowledge, the widest and most comprehensive study to evaluate the CS_{rt} sequence in patients with irregular HR. Previous studies in non-selected patients confirmed that real-time CS cine imaging is a reliable alternative to segmented multi-breath-hold SSFP for the assessment of both ventricles' volumes and function in addition to reducing acquisition time [16–20]. Our study demonstrates a dramatic drop in ARA and a significant improvement of subjective and objective image quality with CS_{rt} in patients suffering from heart rhythm disorders. However, no CS_{rt} set was rated as excellent because of the smooth boundaries rendered by the interpolation process which are mandatory for post-processing. Indeed, since the temporal resolution of the CS sequence is fixed, a variable number of frames will be acquired from one cycle to another in the case of arrhythmia. For segmentation to be achieved, post-processing tools require all cine slices to display the same number of frames per cycle. Consequently, a standardization is performed to display 20 frames per cycle on all slices.

Reproduced from Longère et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.

J. Clin. Med. 2021;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

We previously showed on a small sub-group of 25 patients suffering from arrhythmia that CS_{rt} and Cine_{ref} sequences allowed similar image quality [20]. However, the present study does not only suggest equivalent scores but significantly better objective and subjective image quality scores with the CS_{rt} cine. Of note, this sequence still provided non-null EuroCMR scores since the slices were identically located on both sequences; accordingly, most of the wrap-around or metallic artifacts were reproduced on the CS_{rt} acquisition.

Our results are in line with the previous study by Goebel et al. on 20 patients with atrial fibrillation [21]. This study focused on a subjective semi-quantitative 4-point quality score and the evaluation of the variation of the myocardial signal intensity which is the reciprocal of the signal-to-noise ratio (SNR). However, this last parameter, or its reciprocal, is considered as hardly suitable for non-linear iterative reconstructions. Moreover, CS is built to suppress pieces of the image signal, while SNR is suited for fully sampled data [27]. Besides our study being specifically designed to evaluate the image quality using additional quantitative and objective metrics, we also performed a clinically integrated evaluation in a larger population.

The higher edge sharpness of CS_{rt} images reflected the faster signal variation along a distance and a better delineation of the image boundaries. We evaluated the edge sharpness both at end-diastole, when the myocardium is supposed to be relatively still, and at end-systole. This metric, regardless of the non-linearity of the reconstruction process, is more suitable than the SNR or its reciprocal to evaluate image quality [27]. The ESF and its inverse value ϵ measure the imaging system ability to reconstitute high contrast transition in images. This parameter, the derivative (the line spread function) and its Fourier transform (the so-called task-based modulation transfer function or task transfer function) are currently considered for image quality assessment in the field of non-linear image reconstructions [24,25,28].

Regarding volumetric evaluation in patients suffering from arrhythmia, CS_{rt} provided significantly lower LV end-diastolic volume (-3.6 ± 7.2 mL) than measured on Cine_{ref}, which was already observed in previous studies [16,20]. As for RV, there was a significant underestimation of all evaluated functional parameters. Nevertheless, these variations compared to the conventional Cine_{ref} should be considered with caution in a population with arrhythmia. Indeed, irregular heartbeats induce variable ventricular preloads and contractions, making the real reference values impossible to determine. Moreover, since CS_{rt} demonstrated a better image quality than Cine_{ref} that was impaired by ARA, one may consider the segmentation to be more reliable on CS_{rt}.

Besides the image quality improvement, the single breath-hold CS_{rt} sequence allowed a dramatic reduction in scan time. Not only was acquisition faster, but the ARA reduction avoided repeating the acquisition of non-diagnostic slices [20]. The workflow improvement being a major issue in the field of CMR, this real-time sequence is very promising and may improve cost-effectiveness [29].

Limitations

Although the overall subjective image quality was improved with CS_{rt} cine, 10 stacks were still considered as non-diagnostic. Indeed, iterative reconstructions occasionally failed or were not completely achieved on this prototype sequence. Nevertheless, such failures are now rare since the release of the final version of the sequence. Moreover, ECG-related issues occurred when R peaks were occasionally missed, which made the system consider two consecutive heartbeats as one single cycle. The corresponding slices then display a double heart cycle which could not be used for post-processing and was ranked as non-diagnostic. Special attention should be paid to skin preparation before ECG electrode placement.

Other fast real-time sequences, such as radial acquisition, have previously been reported [30,31]. Our study does not compare CS_{rt} to other types of real-time sequences. To our knowledge, no such evaluation has been published and further study would be required for comparison.

Reproduced from Longère et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.

J. Clin. Med. 2021;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

A methodological limitation of our study is the impossibility to perform blinded evaluation of the sequences since CS_{rt} cine displayed smoother boundaries than Cine_{ref} sequence. Consequently, observers could recognize the type of sequence they were evaluating. However, paired CS_{rt} and Cine_{ref} stacks from the same patients were separated, randomized, and assessed during different sessions.

Regarding the sampling of heart cycles for the assessment of ventricular volumes and mass, the fixed temporal resolution leads to variable sampling rates from shorter cycles to longer ones. As a consequence, in the case of HR faster than 60 bpm, the recommended 20 frames per cycle could not be acquired [9,10]. However, in the field of analog-to-digital signal conversion, a 16-time oversampling is reputed sufficient for the signal restitution to be accurate, corresponding to a 75 bpm HR [32]. High CV_{RR} in HR may be encountered, and some slices may display undersampled heart cycles. In our study, 38% of the patients demonstrated a mean HR above 75 bpm for whom the undersampling of the cardiac cycle should be considered cautiously during interpretation, especially for volume segmentations. Nevertheless, it must be balanced by the reduction of ARA provided by CS_{rt}.

5. Conclusions

In addition to reducing acquisition time, CS_{rt} sequence drastically reduces arrhythmia-related artifacts and improves image quality in patients with irregular heart rate. This rapid imaging technique allows practitioners, in daily practice, to improve quality, workflow and accessibility of CMR for patients with challenging cardiac conditions.

Supplementary Materials: The following are available online at <https://www.mdpi.com/article/10.3390/jcm10153274/s1>, Figure S1: Study design. Video S1: Viability assessment in a 77-year-old man with premature ventricular contractions caused by ischemic scars.

Author Contributions: B.L.: study conception and design, data collection, interpretation and analysis, drafting of the manuscript, critical revision for important intellectual content; P.-E.A.: data collection, interpretation and analysis, drafting of the manuscript; C.V.G.: data collection and interpretation, critical revision for important intellectual content; A.C.: study conception, critical revision for important intellectual content; J.H.: data collection and interpretation, critical revision for important intellectual content; A.S.: data collection and interpretation, critical revision for important intellectual content; M.S.: study conception and design, critical revision for important intellectual content; C.F.: study conception and design, critical revision for important intellectual content; S.T.: study conception and design, critical revision for important intellectual content; D.M.: study conception, critical revision for important intellectual content; F.P.: study conception and design, data collection, interpretation and analysis, drafting of the manuscript, critical revision for important intellectual content. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was approved by the research ethics committee of Lille University Hospital.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on reasonable request from the corresponding author, subject to approval by the research ethics committee of Lille University Hospital.

Conflicts of Interest: B.L.; P.-E.A.; C.V.G.; A.C.; J.H.; A.S.; D.M.; F.P. have no competing interest. They are employed by an institution engaged in a contractual collaboration with Siemens Healthineers. M.S.; C.F.; S.T. are employees of Siemens Healthineers.

References

1. Pennell, D.J.; Sechtem, U.P.; Higgins, C.B.; Manning, W.J.; Pohost, G.M.; Rademakers, F.E.; van Rossum, A.C.; Shaw, L.J.; Yucel, E.K.; Society for Cardiovascular Magnetic Resonance; et al. Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): Consensus Panel report. *Eur. Heart J.* **2004**, *25*, 1940–1965. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Maceira, A.M.; Prasad, S.K.; Khan, M.; Pennell, D.J. Normalized left ventricular systolic and diastolic function by steady state free precession cardiovascular magnetic resonance. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2006**, *8*, 417–426. [[CrossRef](#)]

Reproduced from Longère et al. *Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.*

J. Clin. Med. **2021**;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

3. Maceira, A.M.; Prasad, S.K.; Khan, M.; Pennell, D.J. 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.* **2006**, *27*, 2879–2888. [[CrossRef](#)]
4. Grothues, F.; Moon, J.C.; Bellenger, N.G.; Smith, G.S.; Klein, H.U.; Pennell, D.J. Interstudy reproducibility of right ventricular volumes, function, and mass with cardiovascular magnetic resonance. *Am. Heart J.* **2004**, *147*, 218–223. [[CrossRef](#)]
5. Plein, S.; Bloomer, T.N.; Ridgway, J.P.; Jones, T.R.; Bainbridge, G.J.; Sivananthan, M.U. Steady-state free precession magnetic resonance imaging of the heart: Comparison with segmented k-space gradient-echo imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* **2001**, *14*, 230–236. [[CrossRef](#)]
6. Lenz, G.W.; Haacke, E.M.; White, R.D. Retrospective cardiac gating: A review of technical aspects and future directions. *Magn. Reson. Imaging* **1989**, *7*, 445–455. [[CrossRef](#)]
7. Madore, B.; Hoge, W.S.; Chao, T.-C.; Zientara, G.P.; Chu, R. Retrospectively gated cardiac cine imaging with temporal and spatial acceleration. *Magn. Reson. Imaging* **2011**, *29*, 457–469. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
8. Nacif, M.S.; Zavodni, A.; Kawel, N.; Choi, E.-Y.; Lima, J.A.C.; Bluemke, D.A. Cardiac magnetic resonance imaging and its electrocardiographs (ECG): Tips and tricks. *Int. J. Cardiovasc. Imaging* **2012**, *28*, 1465–1475. [[CrossRef](#)]
9. Roussakis, A.; Baras, P.; Seimenis, I.; Andreou, J.; Dianas, P.G. Relationship of number of phases per cardiac cycle and accuracy of measurement of left ventricular volumes, ejection fraction, and mass. *J. Cardiovasc. Magn. Reson. Off. J. Soc. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2004**, *6*, 837–844. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
10. Miller, S.; Simonetti, O.P.; Carr, J.; Kramer, U.; Finn, J.P. MR imaging of the heart with cine true fast imaging with steady-state precession: Influence of spatial and temporal resolutions on left ventricular functional parameters. *Radiology* **2002**, *223*, 263–269. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
11. Donoho, D.L. Compressed sensing. *IEEE Trans. Inf. Theory* **2006**, *52*, 1289–1306. [[CrossRef](#)]
12. Candès, E.J.; Romberg, J.K.; Tao, T. Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements. *Commun. Pure Appl. Math.* **2006**, *59*, 1207–1223. [[CrossRef](#)]
13. Lustig, M.; Donoho, D.; Pauly, J.M. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn. Reson. Med.* **2007**, *58*, 1182–1195. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
14. Lustig, M.; Santos, J.M.; Lee, J.; Donoho, D.L.; Pauly, J.M. Application of compressed sensing for rapid MR imaging. In Proceedings of the 1st Signal Processing with Adaptive Sparse Structured Representations Workshop (SPARS 2005), Rennes, France, 16–18 November 2005; pp. 1–3.
15. Feng, L.; Srichai, M.B.; Lim, R.P.; Harrison, A.; King, W.; Adluru, G.; Dibella, E.V.R.; Sodickson, D.K.; Otazo, R.; Kim, D. Highly accelerated real-time cardiac cine MRI using k-t SPARSE-SENSE. *Magn. Reson. Med.* **2013**, *70*, 64–74. [[CrossRef](#)]
16. Vincenti, G.; Monney, P.; Chaptinell, J.; Rutz, T.; Coppo, S.; Zenge, M.O.; Schmidt, M.; Nadar, M.S.; Piccini, D.; Chèvre, P.; et al. Compressed sensing single-breath-hold CMR for fast quantification of LV function, volumes, and mass. *JACC Cardiovasc. Imaging* **2014**, *7*, 882–892. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Goebel, J.; Nensa, F.; Schemuth, H.P.; Maderwald, S.; Gratz, M.; Quick, H.H.; Schlosser, T.; Nassenstein, K. Compressed sensing cine imaging with high spatial or high temporal resolution for analysis of left ventricular function. *J. Magn. Reson. Imaging* **2016**, *44*, 366–374. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
18. Haubenreisser, H.; Henzler, T.; Budjan, J.; Sudarski, S.; Zenge, M.O.; Schmidt, M.; Nadar, M.S.; Borggreffe, M.; Schoenberg, S.O.; Papavassiliu, T. Right ventricular imaging in 25 seconds: Evaluating the use of sparse sampling CINE with iterative reconstruction for volumetric analysis of the right ventricle. *Investig. Radiol.* **2016**, *51*, 379–386. [[CrossRef](#)]
19. Kido, T.; Kido, T.; Nakamura, M.; Watanabe, K.; Schmidt, M.; Forman, C.; Mochizuki, T. Compressed sensing real-time cine cardiovascular magnetic resonance: Accurate assessment of left ventricular function in a single-breath-hold. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2016**, *18*, 50–60. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
20. Vermersch, M.; Longère, B.; Coisne, A.; Schmidt, M.; Forman, C.; Monnet, A.; Pagniez, J.; Silvestri, V.; Simeone, A.; Cheasty, E.; et al. Compressed sensing real-time cine imaging for assessment of ventricular function, volumes and mass in clinical practice. *Eur. Radiol.* **2020**, *30*, 609–619. [[CrossRef](#)]
21. Goebel, J.; Nensa, F.; Schemuth, H.P.; Maderwald, S.; Quick, H.H.; Schlosser, T.; Nassenstein, K. Real-Time SPARSE-SENSE cine MR imaging in atrial fibrillation: A feasibility study. *Acta Radiol.* **2017**, *58*, 922–928. [[CrossRef](#)]
22. Klinke, V.; Muzzarelli, S.; Lauriers, N.; Locca, D.; Vincenti, G.; Monney, P.; Lu, C.; Nothnagel, D.; Pilz, G.; Lombardi, M.; et al. Quality assessment of cardiovascular magnetic resonance in the setting of the European CMR registry: Description and validation of standardized criteria. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2013**, *15*, 55. [[CrossRef](#)]
23. Larson, A.C.; Kellman, P.; Arai, A.; Hirsch, G.A.; McVeigh, E.; Li, D.; Simonetti, O.P. Preliminary investigation of respiratory self-gating for free-breathing segmented cine MRI. *Magn. Reson. Med.* **2005**, *53*, 159–168. [[CrossRef](#)]
24. Wetzl, J.; Schmidt, M.; Pontana, F.; Longère, B.; Lugauer, F.; Maier, A.; Hornegger, J.; Forman, C. Single-breath-hold 3-D CINE imaging of the left ventricle using cartesian sampling. *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.* **2017**, *31*, 19–31. [[CrossRef](#)]
25. Richard, S.; Husarik, D.B.; Yadava, G.; Murphy, S.N.; Samei, E. Towards task-based assessment of CT performance: System and object MTF across different reconstruction algorithms. *Med. Phys.* **2012**, *39*, 4115–4122. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Benchoufi, M.; Matzner-Lober, E.; Molinari, N.; Jannot, A.-S.; Soyer, P. Interobserver agreement issues in radiology. *Diagn. Interv. Imaging* **2020**, *101*, 639–641. [[CrossRef](#)]
27. Graff, C.G.; Sidky, E.Y. Compressive sensing in medical imaging. *Appl. Opt.* **2015**, *54*, C23–C44. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Reproduced from Longère et al. Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.

J. Clin. Med. 2021;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

28. Li, T.; Feng, H.; Xu, Z. A New analytical edge spread function fitting model for modulation transfer function measurement. *Chin. Opt. Lett.* **2011**, *9*, 031101. [[CrossRef](#)]
29. Lurz, P.; Muthurangu, V.; Schievano, S.; Nordmeyer, J.; Bonhoeffer, P.; Taylor, A.M.; Hansen, M.S. Feasibility and reproducibility of biventricular volumetric assessment of cardiac function during exercise using real-time radial k-t SENSE magnetic resonance imaging. *J. Magn. Reson. Imaging JMRI* **2009**, *29*, 1062–1070. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
30. Voit, D.; Zhang, S.; Unterberg-Buchwald, C.; Sohns, J.M.; Lotz, J.; Frahm, J. Real-time cardiovascular magnetic resonance at 1.5 T using balanced SSFP and 40 ms resolution. *J. Cardiovasc. Magn. Reson. Off. J. Soc. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2013**, *15*, 79–86. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
31. Zhang, S.; Uecker, M.; Voit, D.; Merboldt, K.-D.; Frahm, J. Real-time cardiovascular magnetic resonance at high temporal resolution: Radial FLASH with nonlinear inverse reconstruction. *J. Cardiovasc. Magn. Reson. Off. J. Soc. Cardiovasc. Magn. Reson.* **2010**, *12*, 39–45. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
32. Fraden, J. *Handbook of Modern Sensors—Physics, Designs and Applications*, 3rd ed.; Springer: New York, NY, USA, 2004.

Reproduced from Longère et al. *Compressed Sensing Real-Time Cine Reduces CMR Arrhythmia-Related Artifacts.*

J. Clin. Med. **2021**;10:3274.

Provided under the Creative Commons Attribution 4.0 International License ([CC-BY-4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/) : <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

Résumé : Apport des séquences en *compressed sensing* appliquées à l'imagerie par résonance magnétique des pathologies cardiaques

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) cardiaque est un examen central dans la prise en charge des patients suivis en cardiologie mais techniquement exigeant puisque devant composer avec les mouvements cardiaques et respiratoires du patient. A moyens constants, l'accessibilité à l'IRM cardiaque peut être améliorée par une diminution de la durée des examens. Le *compressed sensing* est une technique d'accélération de la mesure du signal permettant l'acquisition de séquences ciné-IRM en temps réel (CS_{rt}). A travers trois études originales, ce travail vise à évaluer la séquence prototype CS_{rt} en la mettant à l'épreuve dans des situations cliniques fréquentes qui confrontent le radiologue aux problématiques d'accessibilité à la technique, de fiabilité diagnostique et de qualité image.

La première étude portait sur 61 IRM cardiaques réalisées chez des patients porteurs de cardiopathie congénitale. Elle a permis de valider l'alternative du CS_{rt} pour la mesure des fonction et volumes VD tout en réduisant nettement la durée d'acquisition dans le cadre de protocoles d'IRM habituellement longs du fait de l'anatomie complexe. Le bilan de viabilité avant revascularisation d'un infarctus du myocarde (IDM) est une indication fréquente à l'impact pronostique majeur. La deuxième étude, incluant 100 patients atteints d'IDM, a démontré que le CS_{rt} permettait en moins de 30 secondes l'évaluation globale des paramètres fonctionnels VG sans compromettre la visualisation des troubles de la cinétique segmentaire. La troisième étude a démontré que le CS_{rt} diminuait non seulement la durée d'acquisition mais également de manière considérable les artefacts liés à l'arythmie, améliorant ainsi la qualité et la netteté des images chez 71 patients souffrant d'arythmie pour qui la réalisation des IRM cardiaque est habituellement complexe techniquement.

Le prototype CS_{rt} est une technique prometteuse diminuant drastiquement la durée d'acquisition en IRM cardiaque sans compromettre l'étude des ventricules et se montrant très robuste contre l'arythmie.

Abstract: Contribution of compressed sensing sequences to cardiac magnetic resonance

Cardiac magnetic resonance Imaging (CMR) is a key examination in the management of patients with cardiac condition, but it is technically challenging as it has to deal with cardiac and respiratory motion. With constant resources, the accessibility to CMR can be improved by reducing the duration of examinations. Compressed sensing is an acceleration technique for signal measurement that allows the acquisition of real-time cine sequences (CS_{rt}). Through three original studies, this work aims to evaluate the prototype CS_{rt} sequence by testing it in common clinical situations that confront the radiologist with problems of accessibility to the technique, diagnostic reliability, and image quality.

The first study involved 61 patients with congenital heart disease undergoing CMR. It validated the use of CS_{rt} for measuring LV function and volume, while significantly reducing scan time in CMR protocols, which are typically long due to complex anatomy. Assessment of viability prior to revascularization for myocardial infarction (MI) is a common indication with significant prognostic impact. The second study, which included 100 patients with MI, showed that CS_{rt} provided a complete assessment of LV functional parameters in less than 30 seconds without compromising the visualization of regional wall motion abnormalities. The third study showed that CS_{rt} not only shortened acquisition time, but also significantly reduced arrhythmia-related artefacts, improving image quality and sharpness in 71 patients with arrhythmia for whom CMR achievement is typically technically challenging.

The CS_{rt} prototype is a promising technique that dramatically reduces CMR scan time without compromising ventricular assessment and that is very robust to arrhythmias.