



UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année 2019

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**SÉQUENCE CINÉ EN COMPRESSED SENSING AVEC GATING
CARDIAQUE RÉTROSPECTIF POUR L'ÉVALUATION DES
VOLUMÉTRIES VENTRICULAIRES EN IRM CARDIAQUE**

Présentée et soutenue publiquement le 26 septembre 2019 à 16 h 00
Au Pôle Formation
Par Lucas GRENIER

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO

Assesseurs :

Monsieur le Professeur David MONTAIGNE

Monsieur le Docteur François PONTANA

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur Benjamin LONGERE

AVERTISSEMENT

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

ABREVIATIONS

bpm : Battements par minute

bSSFP : *Balanced steady-state free precession*

CS : *Compressed sensing*

CS_{rg} : Séquence ciné en CS avec synchronisation cardiaque rétrospective (*retrogated*)

CS_{rt} : Séquence ciné temps-réel en CS (*real-time*)

DICOM : *Digital imaging and communications in medicine*

ECG : Électrocardiogramme

EG : Echo de gradient

EuroCMR : *European cardiovascular magnetic resonance registry*

FEVD / FEVG : Fraction d'éjection ventriculaire droite / gauche

FLASH : *Fast low angle shot* (écho de gradient)

FID : *Free induction decay*

IRM : Imagerie par résonance magnétique

JPEG : Joint Photographic Experts Group

MVG : Masse ventriculaire gauche

ζ / $\zeta_{\text{bSSFP}} / \text{CS}_{\text{rt}} / \text{CS}_{\text{rg}}$: Netteté des bords ou *edge sharpness* / ζ des séquences bSSFP, CS_{rg}, CS_{rg}

RF : Radiofréquence

SCMR : *Society of Cardiovascular Magnetic Resonance*

TR : Temps de répétition

VD / VG : Ventricule droite / Ventricule gauche

VES / VES-VD / VES-VG : Volume d'éjection systolique / VES du VD / VES du VG

VTD / VTD-VD / VTD-VG : Volume télédiastolique / VTD du VD / VTD du VG

VTS / VTS-VD / VTS-VG : Volume télésystolique / VTS du VD / VTS du VG

TABLE DES MATIERES

ABREVIATIONS	8
TABLE DES MATIERES	9
RESUME	10
PREMIERE PARTIE : RATIONNEL DE L'ETUDE	12
A. PRINCIPES DE L'EXPLORATION CARDIAQUE	12
1. Principes de base de l'IRM.....	12
2. La place de l'IRM cardiaque.....	14
3. Méthodes de synchronisation cardiaque.....	17
a. Synchronisation rétrospective (Figure 1).....	17
b. Synchronisation Prospective (Figure 2).....	19
B. METHODES D'ACQUISITION DES IMAGES	20
1. Les séquences en écho de gradient et SFFP.....	20
2. Remplissage du plan de Fourier : classique ou « cartésien ».....	25
3. Post-traitement.....	27
C. METHODES D'ACCELERATION	30
1. Remplissage partiel du plan de Fourier: en spirale ou radiaire.....	30
2. Méthodes d'imagerie parallèle SENSE et GRAPPA.....	31
3. Compressed Sensing.....	33
D. COMPRESSED SENSING EN IMAGERIE CARDIAQUE	37
DEUXIEME PARTIE : MANUSCRIT DE L'ARTICLE	41
I. INTRODUCTION	41
II. MATERIAL AND METHODS	42
1. Study population.....	42
2. Imaging protocol.....	43
3. Cine images quality assessment.....	45
4. Functional evaluation.....	48
5. Statistic analysis.....	48
III. RÉSULTS	49
1. Population description.....	49
2. Scan time and image quality (Figure 8).....	50
3. Volumes, functions and mass quantification.....	54
IV. DISCUSSION	59
Limitations.....	61
V. CONCLUSION	63
TROISIEME PARTIE : CONCLUSION	64

RESUME

Introduction : L'IRM cardiaque est la méthode de référence pour l'évaluation des volumes et des fractions d'éjections ventriculaires droite et gauche. Les techniques d'accélération ont été développées pour réduire les temps d'acquisition avec des séquences ciné en *compressed sensing* (CS). Cette méthode est basée sur un sous-échantillonnage aléatoire de la représentation compressible d'une image, qui est restituée par reconstructions itératives. Une séquence en CS temps réel (CS_{rt}) a déjà été évaluée notamment pour la quantification des paramètres fonctionnels ventriculaires, mais dégrade cependant la qualité image. Nous évaluons un variant du CS_{rt} , avec synchronisation rétrospective (CS_{rg}) supposé améliorer la netteté des images.

Matériels & Méthodes : 30 patients ont été inclus. Les mêmes coupes étaient acquises avec la séquence de référence (bSSFP) et les séquences CS_{rt} et CS_{rg} . L'évaluation de la qualité image a été réalisée en utilisant la netteté des bords (ζ) qui est une estimation de la fonction d'étalement des bords, marqueur objectif de la qualité image intrinsèque. La mesure des paramètres fonctionnels pour chaque ventricule a été faite sur les séquences bSSFP et CS_{rg} . Le même observateur a renouvelé l'analyse de la séquence CS_{rg} un mois plus tard pour étudier la variabilité intra-observateur. Un second observateur a réalisé les mêmes mesures pour le CS_{rg} , afin d'évaluer la variabilité inter-observateur.

Résultats : Un nombre moyen de $14,1 \pm 2,3$ [11-15] coupes a été acquis pour chaque technique. Le temps d'acquisition était de 512 ± 15 s en bSSFP, 24 ± 5 s en CS_{rt} et de 58 ± 15 s en CS_{rg} . La netteté des bords du CS_{rg} était meilleure qu'en CS_{rt} ($\zeta_{CS_{rg}} = 0,083 \pm 0,013 \text{ pixel}^{-1}$ versus $\zeta_{CS_{rt}} = 0,070 \pm 0,011 \text{ pixel}^{-1}$; $p = 0,0004$) et n'était pas différente du bSSFP ($\zeta_{bSSFP} = 0,075 \pm 0,016 \text{ pixel}^{-1}$ versus $\zeta_{CS_{rg}} = 0,083 \pm 0,013 \text{ pixel}^{-1}$; $p = 0,0516$). Les volumes ventriculaires gauches et droits en CS_{rg} n'étaient pas différents de ceux obtenus en bSSFP ($p > 0,05$). Les reproductibilités intra et inter-observateur étaient excellentes avec un coefficient de corrélation intra-classe à 0,99 et 0,96, respectivement.

Conclusion : Contrairement au CS_{rt} , les images acquises en CS_{rg} en moins d'une minute permettent une mesure fiable des paramètres ventriculaires sans dégrader la qualité image.

PREMIERE PARTIE : RATIONNEL DE L'ETUDE

A. PRINCIPES DE L'EXPLORATION CARDIAQUE

1. Principes de base de l'IRM

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une modalité d'imagerie s'appuyant sur les propriétés magnétiques de chaque proton constituant un noyau d'hydrogène pour permettre l'analyse morphologique et fonctionnelle des différents tissus de l'organisme (1).

Dans leur état de repos tous les protons sont animés d'un mouvement de rotation autour d'un axe (comme une toupie), dit mouvement de précession. La rotation des charges électriques contenues dans le proton est à l'origine d'un moment magnétique orienté selon l'axe de rotation de la particule. Cet axe étant aléatoire, l'aimantation macroscopique résultante est nulle dans un volume donné.

L'application d'un champ magnétique intense va permettre d'orienter tous les protons dans la même direction, afin de donner naissance à une aimantation macroscopique notée M, qui permet l'obtention des images en IRM.

L'apport d'une énergie externe via l'application d'une onde de radiofréquence (RF) sur ces protons soumis à un champ magnétique va induire un phénomène de résonance.

Après interruption de cette excitation, le retour à l'état d'équilibre se fera par restitution progressive de l'énergie par un phénomène de relaxation. Le signal mesuré par une antenne réceptrice correspond à l'onde RF générée par ce phénomène de relaxation, représenté par une sinusoïde amortie appelée courbe de précession libre ou *Free Induction Decay* (FID).

Le signal produit correspond à un courant électrique analysable. Les informations récoltées par l'antenne réceptrice correspondent cependant à la somme des ondes RF émises par le volume, mais ne permet pas la reconstitution d'une image en tant que telle à ce stade.

Il faut recourir à un codage spatial reposant sur l'utilisation de gradients de champ magnétique. On obtient alors une représentation des fréquences spatiales contenues dans l'image, réparties au sein d'un plan nommé espace k . La transformée de Fourier permet de décomposer un signal en une somme de fonctions sinusoïdes d'amplitudes, fréquences et phases différentes. La transformée de Fourier inverse permet l'opération réciproque et peut donc restituer un signal (une image par exemple) à partir de sa représentation fréquentielle (l'espace k). Cette opération est informatiquement simple et rapide à réaliser et automatiser.

Il existe de multiples méthodes de remplissage de l'espace k , mais le plus communément utilisé est un remplissage linéaire (ou cartésien), ligne par ligne dans des plans successifs. Le taux de remplissage de l'espace k et la manière dont celui-ci a été complété impacteront l'aspect du signal restitué.

2. La place de l'IRM cardiaque

L'IRM cardiaque est un examen d'imagerie bien intégré dans la pratique clinique pour le diagnostic et la surveillance des pathologies cardiovasculaires (2). Les conférences de consensus concernant les indications de l'IRM cardiaque remontent à 2004, et elle apparaît maintenant incontournable dans nombre d'indications telles que les cardiopathies congénitales, les anomalies vasculaires, le bilan diagnostique des cardiomyopathies dilatées, des cardiomyopathies arythmogènes du ventricule droit ou les cardiomyopathies hypertrophiques, en particulier apicales (l'échographie cardiaque demeure néanmoins l'examen de référence pour l'exploration initiale des atteintes cardiaques) (3–6).

La place de l'IRM cardiaque dans le cadre des coronaropathies est tout-à-fait discutable à la phase aiguë des infarctus où la coronarographie demeure l'examen de référence. Elle est en revanche importante en phase subaiguë puisqu'elle permet l'analyse de la viabilité myocardique et détermine la stratégie thérapeutique avant une éventuelle revascularisation (7).

Elle aura aussi un rôle important dans la caractérisation et le bilan des masses cardiaques et péricardiques.

Initialement dominés par les échographies cardiaques transthoracique et transœsophagienne, le bilan et le suivi morphologique des pathologies cardiovasculaires sont maintenant complétés par la réalisation d'une IRM.

Celle-ci est actuellement validée pour la quantification précise et reproductible des paramètres fonctionnels comme la masse et les volumes ventriculaires, permettant le suivi au long cours des patients. Elle est désormais considérée comme le *gold-standard* pour l'évaluation des volumes et fonctions, aussi bien pour l'analyse du ventricule droit que du ventricule gauche (8–12).

Cette méthode est en effet plus reproductible que l'échographie et que la scintigraphie compte-tenu du fait que l'on s'affranchit de la variabilité inter-observateur lors de l'acquisition des données pour la première et qu'elle offre de meilleures résolutions spatiale et temporelle pour la seconde.

De plus l'analyse du ventricule droit, rendue difficile par sa position rétro-sternale en échographie est rendue plus aisée.

L'échographie cardiaque transthoracique demeure bien entendu en pratique clinique quotidienne l'examen de première ligne, principalement du fait de la fiabilité de ses performances diagnostiques, de son accessibilité en consultation de cardiologie ou au lit du patient et de son plus faible coût.

Les cavités cardiaques sont des structures en mouvement. Toute la problématique de l'IRM cardiaque repose donc sur une technique d'imagerie suffisamment rapide pour obtenir des images dont les résolutions spatiale, en contraste et temporelle sont compatibles avec le diagnostic.

Elle nous donnera des informations sur la cinétique atriale et ventriculaire, segmentaire et globale ; sur la morphologie et la mécanique valvulaire ; sur les structures épi et péricardiques ; ainsi que sur des paramètres de vascularisation, de surcharge ou d'infiltration myocardique comme l'œdème ou la fibrose interstitielle (13).

L'analyse fonctionnelle est essentiellement permise par la réalisation de séquences dites « ciné », qui sont des séquences dynamiques constituant la pierre angulaire de tout protocole d'exploration cardiaque en IRM (14).

Aux mouvements cardiaques viennent s'ajouter ceux des structures adjacentes via les mouvements respiratoires. Chaque point du cœur se retrouve donc dans des positions différentes à chaque instant, ce qui génère des artefacts cinétiques.

De multiples méthodes ont été évaluées pour synchroniser l'acquisition aux mouvements respiratoires, comme l'utilisation d'une ceinture attachée autour du thorax dont l'élasticité permet de suivre le cycle respiratoire ou l'écho de navigation (*echo navigator*) qui va suivre la position du diaphragme, et donc accepter ou rejeter les images acquises selon la phase du cycle respiratoire (15). L'apnée reste néanmoins le moyen le plus simple de s'affranchir des artefacts respiratoires.

Les différentes séquences s'effectuent donc lors de nombreuses apnées pouvant durer jusqu'à 20 secondes.

Pour s'affranchir des artéfacts liés aux mouvements cardiaques, une synchronisation à l'électrocardiogramme (ECG) est essentielle pour décomposer de manière régulière le cycle cardiaque en différentes phases analysables. L'affichage successif de ces phases permet de restituer la cinétique cardiaque.

1. Méthodes de synchronisation cardiaque

La séquence ciné IRM est une séquence dynamique permettant d'analyser les mouvements cardiaques tout au long du cycle. Pour éviter que le rendu des images acquises ne soit flou, il est nécessaire que chaque phase acquise corresponde à une position temporelle constante dans le cycle cardiaque. Ceci est permis par la synchronisation cardiaque à l'ECG. Cette coordination permettra de réduire les artéfacts de flux et de mouvements (16).

Le tracé ECG va permettre de définir un intervalle R-R, espace compris entre 2 télédiastoles. Chacun de ces intervalles va être divisé en un nombre prédéfini de phases, aboutissant à autant d'images par coupe ciné.

Le repère utilisé sur l'ECG sera habituellement l'onde R, présentant la plus grande amplitude et étant la facilement identifiable sur un tracé ECG.

Chaque phase du cycle cardiaque va donc être acquise sur chacune des coupes du volume exploré. Chaque phase du cycle ne durant que quelques millisecondes, l'acquisition doit être segmentée, c'est-à-dire répartie sur plusieurs cycles cardiaques, supposant qu'un battement cardiaque est un phénomène régulier et périodique se répétant à l'identique d'un cycle à l'autre. L'acquisition segmentée consistera à acquérir des bribes de données à chaque phase de chaque cycle pour remplir progressivement l'espace k correspondant à chaque phase. Ainsi, une coupe ciné ne représente habituellement pas le « film » d'un battement cardiaque mais est une image dynamique composite qui est une intégration de la succession des battements cardiaques qui ont été nécessaires à remplir tous les espaces k.

Deux modes de synchronisation sont utilisés en pratique courante, rétrospectif et prospectif.

a. Synchronisation rétrospective (Figure 1)

Le principe fondamental de la synchronisation cardiaque rétrospective est d'acquérir des fragments d'images tout au long du cycle cardiaque, et de faire la

moyenne de ces signaux sur plusieurs battements cardiaques consécutifs rétrospectivement.

L'avantage de ce mode d'acquisition est d'arriver à collecter des informations de toutes les phases du cycle cardiaque puisque l'on va acquérir en continu autant de lignes de l'espace k que possible, que l'on va trier en fonction de leur position temporelle dans le cycle *a posteriori* (17).

L'inconvénient d'une synchronisation rétrospective est que le cycle cardiaque va être segmenté en un nombre de phases prédéfini. Chez un patient au rythme régulier, chaque phase du cycle cardiaque va occuper la même position relative d'un cycle à l'autre. Lors d'une variation du rythme cardiaque la modification de la durée de l'intervalle R-R va irrémédiablement aboutir à une modification de la position relative de la téléstole au sein du cycle. Les données enregistrées et adressées vers une phase définie du cycle ne seront donc pas les mêmes d'un battement cardiaque à l'autre et seront à l'origine d'erreurs lors de la segmentation, générant des artéfacts dits de *mistrigerring* (défaut de synchronisation).

C'est pour cette raison que les acquisitions rétrospectives ne seront applicables que chez les patients présentant un rythme régulier.

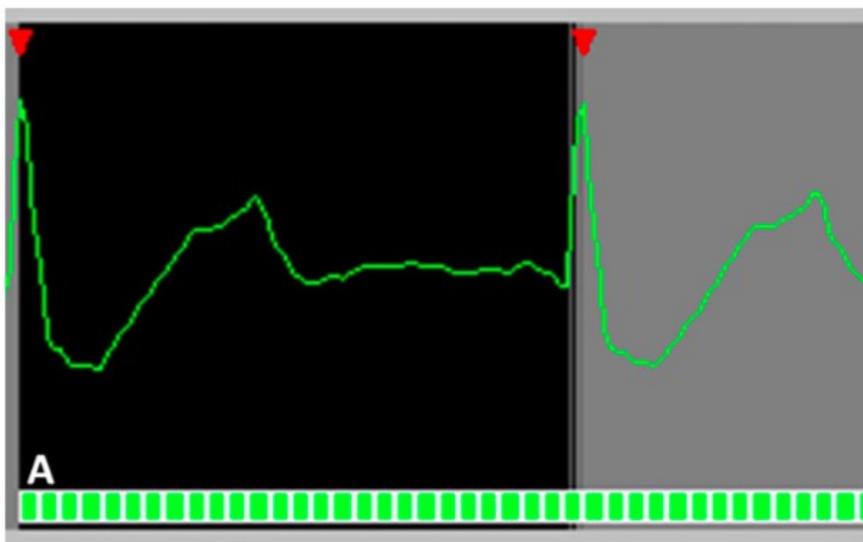


Figure 1 : La synchronisation rétrospective permet d'enregistrer toutes les phases du cycle cardiaque (d'après (17)).

b. Synchronisation prospective (Figure 2)

Lors d'une acquisition avec synchronisation cardiaque prospective, c'est l'onde R qui va déclencher l'enregistrement d'un certain nombre de lots de lignes, prédéfini. Une pause dans l'acquisition survient à la fin du cycle jusqu'à la survenue d'une nouvelle onde R qui déclenchera le train d'acquisitions suivant. Il s'agit donc d'un mode d'acquisition discontinu.

Une fenêtre d'acquisition va être enregistrée : toujours la même au cours des battements successifs, définie par le battement le plus court observé. Toute information perçue au-delà du temps de cette fenêtre d'acquisition définie ne sera donc pas enregistrée lors des intervalles les plus longs, à l'origine d'une perte d'information au détriment de la diastole. La télédiastole sera donc systématiquement manquée car l'enregistrement doit s'arrêter à environ 10% de la fin du cycle pour ne pas manquer l'onde R déclenchant le cycle suivant.

La systole quant à elle occupe une position absolue à peu près constante après l'onde R (17).

De même il existe des variabilités physiologiques du cycle cardiaque avec notamment un allongement puis un raccourcissement de l'espace R-R lors des apnées. L'intégralité du cycle cardiaque n'est donc pas enregistrée.

Les données ne sont plus acquises en continu puis triées en fonction de leur coordonnées temporelles relatives (en pourcentage de l'intervalle R-R) dans le cycle cardiaque, comme en mode rétrospectif, mais directement assignées à une coordonnées temporelle absolue (en millisecondes après l'onde R) au cours de l'acquisition.



Figure 2 : *La fenêtre d'acquisition est trop longue, permettant à une onde R (flèche blanche) de survenir en fin d'acquisition. Ce problème survient notamment lors des apnées. Il est donc nécessaire de raccourcir la fenêtre d'acquisition en utilisant un temps de répétition plus court. Cela oblige à ignorer la télé-diastole (d'après (17)).*

B. METHODES D'ACQUISITION DES IMAGES

1. Les séquences en écho de gradient et SFFP

Connue depuis les années 1950, la séquence bSSFP (*balanced steady-state free precession*) est considérée comme la méthode de référence pour l'analyse cinétique en IRM cardiaque depuis le début des années 2000, dès lors largement utilisée dans les protocoles d'exploration des pathologies cardiovasculaires (14).

Une séquence ciné pour l'analyse cardiaque fonctionnelle repose essentiellement sur trois qualités principales : une bonne résolution en contraste entre la cavité cardiaque et le myocarde ; une bonne résolution temporelle permettant une analyse cinétique fiable ; un bon rapport signal sur bruit.

La séquence bSSFP répond à ces trois critères et s'est donc progressivement imposée face aux séquences en écho de gradient historiques, plus sensibles aux artefacts de flux (FLASH, SPGR, T1-FFE) (18).

La séquence bSSFP correspond à une séquence ultra-rapide en écho de gradient (19). Les séquences en écho de gradient (EG) consistent à réaliser des excitations pulsées à intervalle de temps régulier (temps de répétition ou TR), et à recueillir le signal entre chacune de ces excitations de manière à remplir progressivement les lignes de l'espace k.

Elles ont pour avantage par rapport aux séquences en écho de spin, de permettre l'acquisition d'un signal en un temps bien plus court, grâce au raccourcissement important des temps d'écho (TE) et de répétition, sans provoquer de carence de signal (20).

Contrairement aux séquences en écho de spin, la séquence en EG ne requiert pas d'onde de RF à 180° pour générer un l'écho (l'application de cette onde et la génération de l'écho ainsi créé nécessitant du temps). Cette impulsion RF permet de corriger le déphasage accéléré des protons induit par l'inhomogénéité du champ magnétique (d'origine technologique) et par l'inhomogénéité intrinsèque au milieu (la relaxation va être accélérée par des perturbations provoquées par les moments magnétiques voisins).

La séquence en EG permet de se passer de cette onde RF supplémentaire en corrigeant le déphasage des spins par l'application d'un gradient de champ magnétique supplémentaire et qui permet de générer l'écho bien plus rapidement(**Figure 3**).

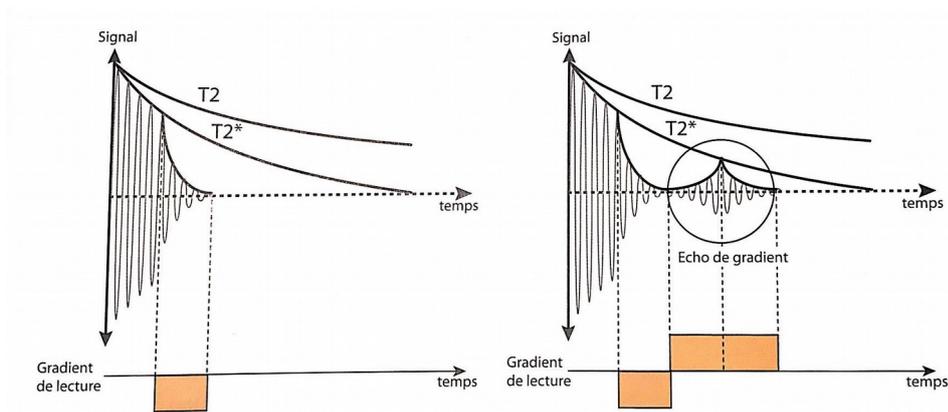


Figure 3 : Séquence en écho de gradient

Création d'un écho sous la courbe de décroissance $T2^$ par l'application d'un gradient bipolaire : écho de gradient (d'après (1)).*

A la suite de l'impulsion RF permettant une bascule de l'aimantation à un angle défini, un premier déphasage est induit par un gradient sur l'axe de lecture (coupe), appelé gradient de lecture.

Après ce déphasage, un nouveau gradient de champ magnétique de polarité inverse et de durée double permet de répéter un nouveau cycle de rephasage-déphasage à l'origine de l'écho. Ce gradient est appelé gradient bipolaire.

Nous avons donc obtenu un écho au sein d'un TR très court.

Le fait de raccourcir le TR ne va pas laisser le temps au système de retrouver son état d'équilibre et une composante de l'aimantation provoquée par l'onde RF va persister. Il y aura donc à la fin de chaque cycle une aimantation transversale résiduelle (21).

La répétition du motif d'écho de gradient va aboutir à la génération d'échos supplémentaires dus à la sommation des aimantations résiduelles des motifs précédents.

Au fur et à mesure des répétitions, le signal produit par ces échos supplémentaires atteint un état stationnaire, donnant lieu à un état de précession libre à l'état stationnaire (SSFP).

Il sera nécessaire pour générer une séquence en écho de gradient type bSSFP, de jouer sur trois paramètres de base (22) :

- TR le plus court possible (2,5-3,5 msec)
- angle de bascule le plus grand possible (60-70°)
- des gradients de champ équilibrés (« *balanced* »)

Les séquences ciné en EG historiques, reposaient sur une annulation de l'aimantation résiduelle en fin de cycle à l'aide d'un gradient ayant une impulsion et une durée suffisante pour induire un déphasage complet des spins avant la nouvelle impulsion de RF (gradient dit *spoiler*). Ces séquences FLASH (*fast low angle shot*) étaient essentiellement basées sur une pondération T1.

Pour éviter une saturation du signal, les séquences FLASH nécessitaient l'utilisation de TR suffisamment élevés et d'angles de bascule faibles. Les séquences SSFP sont optimisées avec au contraire des TR très courts et des angles de bascule importants.

Le fait que ces gradients soient équilibrés de manière symétrique, rend cette séquence moins sensible aux artéfacts de mouvements et renforce le signal des liquides en mouvement.

Il en résulte de meilleures performances en termes de résolution temporelle mais aussi en contraste, raisons pour lesquelles le bSSFP est devenu la méthode d'analyse de référence.

A noter qu'en IRM cardiaque, le terme de résolution temporelle désigne le nombre de phases du cycle cardiaque échantillonnées (acquises) et non le TR qui définit la durée entre deux excitations par onde RF.

Enfin, le meilleur rapport signal/bruit et le meilleur contraste T1-T2 permet de mieux différencier le sang, l'endocarde et l'épicarde (23,24).

Les séquences ciné classiques en bSSFP requièrent cependant toujours un temps d'acquisition prolongé pour couvrir l'ensemble du volume cardiaque. Cela nécessite

de nombreuses apnées et donc une bonne coopération du patient, de manière à ne pas obtenir d'images floues. Cela peut s'avérer problématique en cas de patients dyspnéiques (situation fréquente en cas de cardiopathie) chez qui il peut s'avérer difficile de réaliser un examen complet de qualité compatible avec le diagnostic.

Les séquences segmentées en bSSFP classiques peuvent néanmoins montrer d'autres limites : l'utilisation de gradients élevés avec une haute fréquence de répétition ou d'enchaînement peut induire des stimulations nerveuses périphériques (25). Des méthodes d'accélération supplémentaires vont alors être développées.

2. Résolution des images : impact de l'espace k

Chaque ligne de l'espace k contiendra des données fréquentielles de l'image, de manière ordonnée : les hautes fréquences correspondant au détail de l'image seront disposées en périphérie alors que les basses fréquences correspondant au contraste de l'image seront disposées au centre.

Il existe de multiples méthodes de remplissage de l'espace k, mais le plus communément utilisé est un remplissage linéaire (ou cartésien), ligne par ligne dans jusqu'à remplir un plan. La qualité de l'image est déterminée par la taille de la matrice utilisée (nombre de lignes et de colonnes de l'espace k). La transformée de Fourier inverse permettra de générer une image numérique à partir du plan de Fourier.

La séquence ciné « classique » de référence bSSFP va permettre, en une apnée, d'obtenir les images de toutes les phases du cycle cardiaque en plusieurs battements, pour une coupe ciné.

Pour maintenir une qualité d'image suffisante, il est important de conserver une bonne résolution temporelle : un certain nombre de phases du cycle cardiaque est nécessaire pour retranscrire la cinétique cardiaque. Il est communément admis qu'il est nécessaire d'acquérir 20 phases du cycle cardiaque pour restituer convenablement la cinétique ventriculaire, bien que dans le domaine de la conversion digitale d'un signal analogique, une fréquence d'échantillonnage supérieure à au moins 16 fois la fréquence du signal mesuré est suffisante pour le restituer fidèlement (soit 16 phases du cycle) ; il a été rapporté que 11 phases seraient suffisantes pour la réalisation d'IRM cardiaques mais cela n'est pas retenu dans les recommandations (26)(27).

Le remplissage cartésien de l'espace k se fait de manière linéaire : pour chacune des coupes explorées, un certain nombre de phases est défini, par exemple 20, et pour chaque phase, un certain nombre de lignes de l'espace k va être rempli (segmentation de l'espace k). A chaque battement cardiaque, un lot de lignes appartenant à une phase du cycle va être acquis, et pour la même phase, lors du battement suivant, un nouveau lot de lignes sera acquis (21).

Le mode segmenté permet lors de l'exploration d'une coupe de récolter des informations de plusieurs phases du cycle sur plusieurs battements cardiaques, et donc de remplir les lignes de l'espace k correspondant.

Pour la séquence bSSFP, on va pouvoir enregistrer les informations d'une coupe pendant 8 à 12 battements cardiaques, et remplir les lignes de l'espace k pour l'ensemble des phases du cycle (28).

Pour une acquisition rétrospective, les données fréquentielles contenues dans les lignes sont issues de différents cycles cardiaques et le plan de Fourier ainsi rempli et utilisé pour reconstituer l'image représente en quelque sorte une moyenne de cette succession de cycles.

Pour augmenter les résolutions temporelle et spatiale, il faudra augmenter le nombre d'espaces k et le nombre de lignes par espace k à remplir, respectivement. Cela allonge le temps d'apnée pour réaliser l'acquisition d'une coupe et donc le temps d'examen (24).

3. Post-traitement

Pour une exploration cardiaque morphologique et dynamique complète, une acquisition de coupes dans les plans de référence cardiaques est nécessaire (8,29).

- Une coupe verticale du long axe du cœur passant par l'apex du ventricule gauche (VG) et le centre de la valve mitrale, une autre passant par l'apex du ventricule droit (VD) et le centre de la valve tricuspide.
- Une coupe 4 cavités correspondant à une coupe horizontale, perpendiculaire au long axe du VG et passant par les 2 ventricules et les 2 oreillettes.
- Une série de coupes contiguës en petit axe du ventricule gauche, permettant de le diviser en tranches (entre 8 et 13 coupes), la première coupe devant passer par l'anneau atrio-ventriculaire et la dernière par l'apex ventriculaire.

L'acquisition de coupes ciné dans ces plans va permettre de réaliser une segmentation manuelle ou semi-automatique de l'endocarde et de l'épicarde (**Figure 4**) de manière à mesurer :

- - les volumes des cavités cardiaques (par une méthode de Simpson modifiée permettant, par l'addition de cylindres de coupes petit-axe superposées, d'obtenir un volume global)
- - la masse myocardique (le volume myocardique est obtenu en soustrayant le volume endocardique du volume épicaudique ; il sera multiplié par la masse volumique myocardique (1,05 g/cc) pour obtenir la masse myocardique (30))

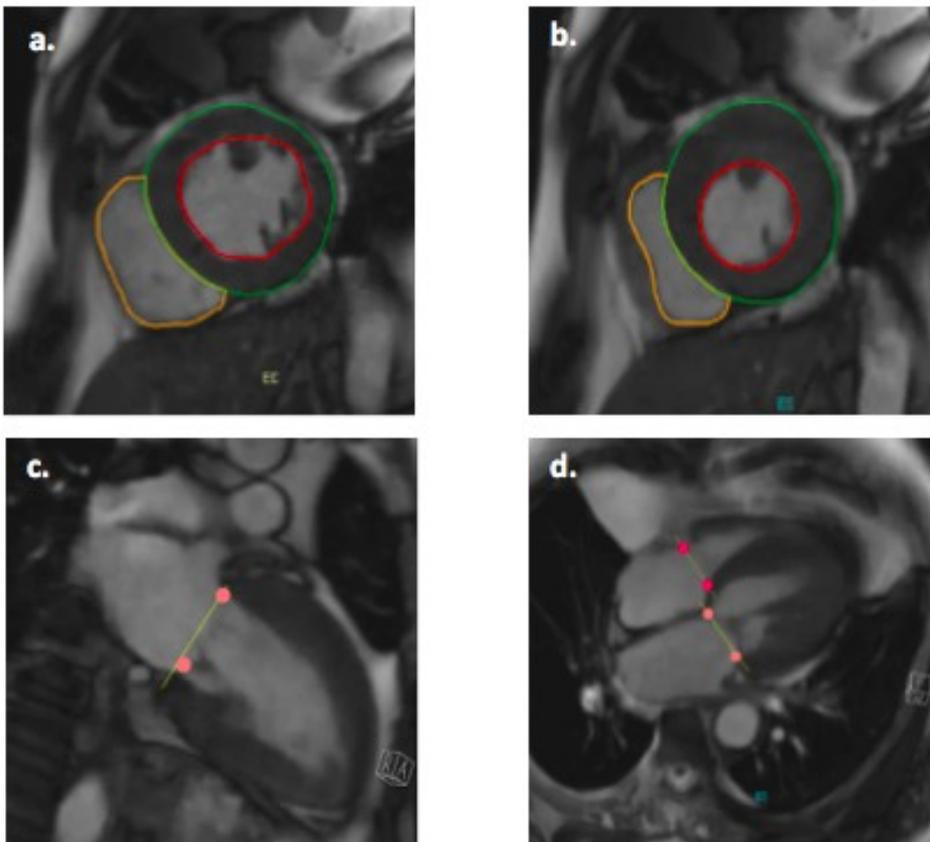


Figure 4 : Les contours rouges délimitent par convention l'endocarde du ventricule gauche, les contours verts ceux de l'épicarde du ventricule gauche et les contours jaunes ceux de l'endocarde du ventricule droit. Ces segmentations sont réalisées en télédiastole (a) et en télésystole (b) dans le plan petit axe. Les plans valvulaires sont définis pour exclure la part de volume éventuellement segmentée au sein des oreillettes (c,d).

Cela permettra de déterminer les volumes ventriculaires droits et gauches en télésystole (volume télésystolique ou VTS) et en télédiastole (volume télédiastolique ou VTD), de manière à obtenir un volume d'éjection systolique (VES) par soustraction : $VTD - VTS = VES$ (9). Celui-ci sera ensuite corrélé aux données fluximétriques obtenues par méthode semi-automatique sur des séquences en contraste de phase.

L'analyse de la cinétique dans les différents plans pourra permettre de visualiser la cinétique valvulaire, un amincissement ou épaissement des parois myocardiques, ainsi que des troubles de cinétique atriale ou ventriculaire, globale ou segmentaire (31).

C. METHODES D'ACCELERATION

Une IRM cardiaque est un examen relativement long et sa durée est rarement inférieure à 30 minutes, plus volontiers 45 minutes voire une heure.

L'étude cardiaque par IRM est confrontée à une contrainte principale limitant sa démocratisation à plus large échelle en pratique clinique : le *temps* nécessaire à la réalisation d'un examen avec une problématique économique mais aussi de une problématique de faisabilité et de tolérance chez les patients fragiles ou dyspnéiques.

1. Remplissage partiel du plan de Fourier: en spirale ou radiaire

Une fois le codage spatial réalisé lors de l'acquisition en écho de gradient, les données fréquentielles vont être ordonnées et distribuées au sein de l'espace k. Celui-ci va être échantillonné, et grâce à des combinaisons, ces échantillons de l'espace k vont être considérés comme des « coefficients de Fourier » (32).

Ces sous-échantillonnage va correspondre à fragmenter l'espace k, et à n'en remplir qu'une partie, de manière à accélérer le processus d'acquisition, limiter la quantité de données enregistrées, et donc réduire le volume de données stockées.

En clair, en prenant l'exemple d'un remplissage linéaire (cartésien), le sous-échantillonnage correspondra à ne pas remplir certaines lignes de l'espace k, et donc de ne pas en faire l'acquisition.

Ce sont des modes de remplissage non-cartésiens, ou non linéaires, qui sont donc exploités. Les plus communément utilisés sont les représentations radiale (33) et en spirale (34). L'avantage de ces deux schémas sera de remplir de manière préférentielle le centre de l'espace k, contenant les coefficients de basse fréquence responsables du contraste de l'image comme nous l'avons vu plus tôt.

4. Méthodes d'imagerie parallèle SENSE et GRAPPA

La principale innovation développée en imagerie cardiaque est la séquence SENSE (*SENSitivity Encoding*) (35,36).

L'imagerie parallèle repose sur l'utilisation de multiples éléments d'une antenne en réseau de manière à obtenir une information spatiale résultant de leur position. Cela va permettre de réaliser un codage de phase partiel, de manière à n'enregistrer le signal que d'une fraction de l'image (37,38).

L'acquisition partielle des images va nécessiter une calibration du système sur le volume exploré par chaque élément d'antenne et le signal qui en résulte. Cette calibration est effectuée avant ou pendant la séquence d'imagerie (auto-calibration).

Les algorithmes de reconstruction des images sous-échantillonnées en phase (les images partielles enregistrées), se répartissent en 2 familles :

- Ceux qui reconstruisent l'image globale avant la transformée de Fourier : ils travaillent dans le domaine fréquentiel (SMASH, GRAPPA).
 - Dans ce cas l'objectif est de recréer les lignes manquantes de l'espace k .
- Ceux qui reconstruisent l'image après la transformée de Fourier, dans le domaine image (SENSE, mSENSE).
 - Dans ce cas l'objectif est de « déplier » l'image dû à l'*aliasing* lié au sous échantillonnage de l'espace k .

Cette méthode permet diviser le temps d'acquisition par un facteur 2 à 3 à 1,5T.

L'inconvénient de cette méthode est la diminution du rapport signal sur bruit du fait du sous-échantillonnage de l'image.

- SENSE :

Des profils de sensibilité sont établis pour chaque élément d'antenne dont la zone spatiale couverte est systématiquement cartographiée. Un sous-échantillonnage du codage spatial dans la direction du gradient de codage de phase, ce qui va permettre de gagner du temps (cela induit une réduction du champ de vue de l'élément d'antenne). Cela aboutit à la genèse d'artéfacts de repliement pour les images intermédiaires de chaque élément d'antenne.

Le sous-échantillonnage va nécessairement aboutir à du repliement. L'image « dépliée » va être calculée en déduisant la valeur des pixels à partir des différentes images intermédiaires déjà obtenues, via la mesure des profils de sensibilité des éléments de l'antenne :

- soit par une acquisition séparée avant la séquence d'imagerie (SENSE) sous la forme d'une acquisition 3D basse résolution de l'ensemble du champ de vue
- soit par auto-calibration en mesurant une partie des lignes manquantes au centre de l'espace k (mSENSE)

Cette calibration est essentielle car elle est à la base de la reconstruction de l'image finale, et toute information bruitée dans le profil d'un élément se répercutera dans l'image reconstruite.

- GRAPPA :

Les lignes intermédiaires manquantes de l'espace k sont calculées à partir des signaux enregistrés par les différents éléments de l'antenne. Pour cela, le signal de chaque antenne va être pondéré, puis ces signaux vont être combinés. Une partie des lignes intermédiaires manquantes au centre de l'espace k est acquise. Elle sert de « modèle » pour retrouver les coefficients à attribuer aux signaux de chaque élément pour reconstituer les autres lignes intermédiaires.

C'est l'acquisition de ces lignes supplémentaires qui correspond à l'auto-calibration.

5. *Compressed Sensing*

Le « *compressed sensing* » (CS) est une méthode d'acquisition et de traitement du signal qui va permettre une exploration partielle d'une l'image dite compressible, et enfin restituée grâce à des méthodes de reconstruction.

Le fait d'enregistrer une image, quel que soit son format, requerra un processus de compression. De ce fait on sait qu'une partie de l'information contenue dans une image sera perdue. On peut donc en conclure que ces informations perdues, si elles n'altèrent pas la qualité de l'image en question, ne sont probablement pas nécessaires à la restitution de cette image : une quantité d'information contenue dans chaque image serait donc à considérer comme non significative (le niveau de significativité de cette perte d'information dépendant de l'usage que l'on fait de signal résultant).

En partant de ce principe, on peut imaginer ne chercher à acquérir uniquement que les données de l'image qui seront conservées après compression, et donc de s'affranchir de l'enregistrement des coefficients jugés négociables de l'image. Ceci permettrait de diminuer le temps d'acquisition de l'image, ainsi que l'espace nécessaire au stockage de celle-ci.

- Qu'est-ce qu'une image *sparse* ?

Les images sont facilement compressibles sans avoir de perte d'informations perceptibles. En informatique et plus précisément en photographie, quotidiennement, en passant d'un format raw à JPEG, on réalise ce processus de compression, sans pour autant constater de dégradation de l'image.

Cette stratégie s'appuie sur le caractère « *sparse* » des images, littéralement « clairsemé » ou en d'autres termes, compressible. Cela signifie que chaque image est constituée de détails importants, et d'autres superflus.

Par exemple, une angiographie qui correspond à une image des vaisseaux sanguins opacifiés par du produit de contraste, isolés au sein d'un fond vide de signal, correspond à une image *sparse* du fait que la majorité de l'image (le fond) présente un signal négligeable.

Une fonction dite « transformée *sparsifiante* », va permettre de concentrer l'information dans un nombre limité de pixels de sorte que les autres soient superflus.

Un exemple, largement utilisé pour le format JPEG, est la transformée en ondelettes discrètes (39). La transformée en ondelettes discrètes est une représentation échelonnée de l'image *sparse* : elle est représentée par des coefficients de transformation grossiers de basse résolution, et fins de haute résolution (32). Chaque coefficient de transformation contient des données spatiales, et des données fréquentielles en même temps.

La compressibilité de l'image IRM sera déterminée par le pourcentage de coefficients de transformation fins, qui devront être suffisant pour que l'image reconstruite soit de qualité diagnostique, ce qui reste cependant dépendant de l'observateur. De ce fait, c'est en fonction de l'application clinique que sera déterminé ce pourcentage de coefficients à acquérir pour obtenir l'image. C'est grâce à des essais cliniques avec des évaluations qualitatives et quantitatives de reconstructions que ces seuils ont été déterminés.

- Transformée de Fourier et espace k

Dans la situation idéale pour le *compressed sensing*, le remplissage et l'échantillonnage de l'espace k s'effectueraient de manière complètement aléatoire. En effet, l'optimisation des données enregistrées avec les méthodes de reconstructions itératives serait à l'origine d'artéfacts. Ce phénomène sera réduit grâce à l'incohérence de l'échantillonnage.

Cependant, il est impossible pour des raisons mathématiques et physiologiques d'obtenir un échantillonnage complètement aléatoire.

Ce sont des modes de remplissage non-cartésiens qui sont donc exploités. Les plus communément utilisés sont les représentations radiale (33) et en spirale (34) comme nous l'avons vu plus tôt.

- Reconstructions

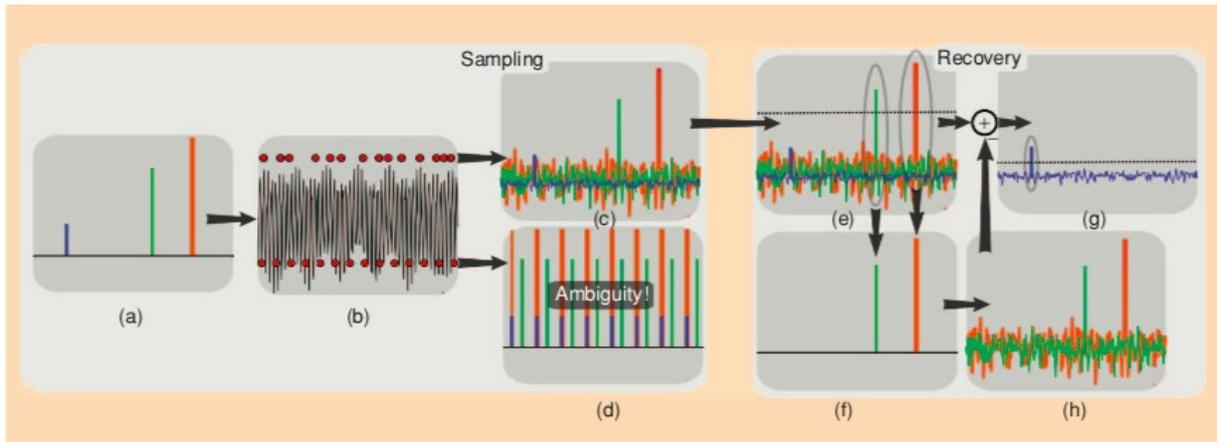


Figure 5 : Méthodes de reconstructions itératives pour restaurer le signal enregistré en renforçant la cohérence des données calculées avec le signal mesuré (d'après (40)).

Enfin, la troisième condition pour retrouver une image complète après cette acquisition est la nécessité d'utiliser des méthodes de reconstruction qui vont permettre de restaurer l'image en renforçant sa représentation compressible, de manière à améliorer le rapport signal sur bruit (32).

Une fois que les données fréquentielles rapportées à l'espace k échantillonné sont enregistrées, elles vont subir une transformée de Fourier inverse.

Ces résultats vont pouvoir bénéficier de méthodes de reconstructions itératives non linéaires, de manière à restituer une image numérique la plus proche possible de l'image acquise, en améliorant la résolution spatiale et temporelle de celle-ci, mais aussi en réduisant les artéfacts qui ressemblent à du bruit (40). C'est cette méthode de reconstruction qui est à l'origine du bon rapport signal sur bruit de ces séquences.

Elle va renforcer la cohérence des données calculées avec le signal acquis tout en maintenant la compressibilité des résultats intermédiaires pour permettre de nouvelles itérations.

Prenons pour exemple un signal *sparse* en 1 dimension (**Figure 5**).

Imaginons d'abord que ce signal va être sous-échantillonné de manière régulière par un facteur 8 : nous obtiendrons des répliques de signal qui seront amenées à se superposer, il ne sera donc plus possible de différencier les différentes composantes de ce signal, entre le signal original et les répliques. Cette confusion dans l'analyse du signal sera à l'origine d'importants artéfacts appelé *aliasing*.

Imaginons maintenant que ce sous-échantillonnage est aléatoire : le repliement sera aussi et apparaîtra sous la forme d'un bruit de fond, qui en réalité contient de l'information repliée.

Les composantes les plus amples du signal sont détectées grâce à une méthode de seuillage, et sont isolées du reste du signal enregistré qui est de plus faible amplitude. Ces composantes principales sont enregistrées, isolées et soustraites au signal initial échantillonné.

C'est la fonction de transfert de modulation du système, qui reflète la capacité d'un système imageur à restituer fidèlement une image, qui va être utilisée pour calculer une estimée de ce qu'aurait été le signal mesuré si ces composantes isolées avaient été acquises par la même chaîne d'imagerie. Cela permet d'obtenir virtuellement les « interférences » qui auraient été obtenues et de les soustraire au signal réellement mesuré afin de diminuer le pseudo-bruit de fond et d'en faire émerger de nouvelles composantes de signal.

Le reste du signal résiduel, épuré, va à son tour subir un seuillage d'amplitude moindre, permettant de sélectionner de nouvelles composantes de signal d'amplitude supérieure au seuil déterminé.

Le cycle recommence ainsi, afin d'extraire progressivement par amplification l'ensemble du signal initial, lui donnant ainsi de la consistance (41).

Ce qui était initialement considéré comme du bruit (le signal de faible amplitude), va finalement être trié afin d'en extraire l'ensemble du signal.

D. COMPRESSED SENSING EN IMAGERIE CARDIAQUE

L'analyse des images dynamiques d'objets en mouvement est un véritable challenge car elle exige un échantillonnage spatial et temporel, afin d'optimiser résolution spatiale comme temporelle.

Partant du principe que les mouvements cardiaques sont quasi périodiques et reproductibles, certains pixel seront considérés comme *sparses* dans le temps et d'emblées compressibles (certains pixels vont être plus souvent en hyposignal qu'en hypersignal au cours du cycle, définition de la compressibilité (42).

Jusqu'alors, les séquences ciné en *compressed sensing* étaient réalisées en acquisition en temps réel ou avec une synchronisation cardiaque prospective, permettant de réaliser des acquisition bien plus rapides que les séquences ciné 2D bSSFP de référence, en préservant une bonne qualité image ainsi qu'une bonne performance diagnostique (43–46).

La résolution temporelle de la séquence étant limitée à 49 ms, il est néanmoins impossible d'échantillonner les 20 phases optimales si le rythme cardiaque est supérieur à 61 battements par minute (bpm). La variabilité physiologique du rythme cardiaque est par ailleurs responsable d'une inégalité du nombre de phases acquises par cycle d'une coupe à l'autre. Afin de réaliser le post-traitement des images, qui requiert le même nombre de phases pour chaque coupe ciné, une interpolation est réalisée *a posteriori* pour en normaliser le nombre à une valeur donnée.

Cette séquence CS_{rt} a été évaluée à 1,5 et 3 Tesla sur de petits effectifs de volontaires ou de patients, pour l'études des paramètres fonctionnels du ventricule gauche (VG) ou droit (VD) (45–54). Toutes ces études étaient réalisées en utilisant un nombre de 80 itérations, rapporté comme permettant d'obtenir la meilleure qualité image (50). Le temps de calcul nécessaire à la reconstruction des images n'était néanmoins pas compatible avec une intégration en pratique clinique (55). Il a été

suggéré qu'un nombre de 40 à 50 itérations était suffisant (56). Vermersch et al. ont démontré sur un effectif de 100 patients en conditions de pratique clinique que 40 itérations permettaient une mesure fiable des paramètres fonctionnels à la fois du VG et du VD (57).

Comme vu précédemment l'analyse cardiaque prospective ne permet pas d'explorer la télédiastole et est donc responsable d'une perte d'information pouvant sous-estimer la fonction cardiaque. Cela conduit à un biais potentiel dans la quantification des volumes ventriculaires et nécessite une courbe d'apprentissage importante (58).

Au contraire la synchronisation rétrospective permet d'analyser l'intégralité du cycle cardiaque, d'enregistrer plus de phases du cycle, et donc d'augmenter la résolution temporelle de la séquence.

Cette séquence est désormais commercialisée et utilisable en pratique clinique (59). Néanmoins, deux freins s'opposent à la généralisation de l'utilisation du CS_{rt}. Premièrement, si la durée d'acquisition est raccourcie, la reconstruction des images requiert plus de temps du fait d'une quantité de calculs importante et l'acquisition d'un reconstruteur plus performant est nécessaire si l'on souhaite une amélioration du flux de travail. Deuxièmement, l'interpolation génère une part de flou dans les images, jugée nuisible à l'interprétation (57).

La principale limite que représente les séquences avec analyse rétrospective du cycle cardiaque, est l'importance du post-traitement pour réattribuer chaque image à la phase du cycle correspondant.

En rajoutant à cela le temps nécessaire à réaliser les reconstructions itératives, il n'était jusqu'alors pas possible de combiner *compressed sensing* et analyse rétrospective notamment en pratique clinique courante.

Un nouveau prototype dérivé de cette séquence a été conçu, permettant cette fois-ci une synchronisation rétrospective à l'ECG (CS_{rg}). Par ailleurs, l'espace de Fourier est davantage rempli dans le but d'améliorer la netteté des bords (60). Seule une communication rapportant une étude de faisabilité réalisée sur 8 volontaires sains a évalué ce nouveau prototype (61). Il est probable que l'utilisation d'un *gating* rétrospectif permette une amélioration de la netteté mais la qualité image n'a pas été évaluée. La fiabilité de la séquence CS_{rg} quant aux mesures des volumes nécessite également d'être évaluée.

Nous allons chercher à comparer la qualité des images ainsi que la capacité à évaluer la fraction d'éjection, les volumes télé-systolique et télé-diastolique, ainsi que la masse ventriculaire de cette nouvelle séquence ciné en CS avec synchronisation cardiaque rétrospective en comparaison avec la séquence ciné de référence (bSSFP), et une séquence ciné en CS temps réel.

DEUXIEME PARTIE : MANUSCRIT DE L'ARTICLE

60-seconds retrogated compressed sensing 2D cine of the heart : sharper borders and accurate quantification

I. INTRODUCTION

Cardiac magnetic resonance (CMR) is the reference standard method for quantification of volumes, ejection fraction (EF) and mass of left (LV) and right ventricles (RV) (9,11,62). Reliable volumes assessment is required since EF has a strong prognostic value regarding clinical outcomes and survival (63–65). However, added to the cine images essential for quantification, phase contrast angiography, gadolinium enhanced imaging and additional sequences may be recommended depending on heart conditions, leading to extended scan time which may be hard to bear for patients suffering from cardiac-related shortness of breath, since multiple breath-holdings are required during acquisition (14).

In order to speed up acquisitions, compressed sensing (CS) has recently been applied to magnetic resonance imaging, especially CMR (44). Based on Candès et al. works on signal recovery from incomplete sampling, Donoho proposed the CS acquisition (66,67). Basically, since signal compression implies the loss of most part of acquired data, the principle of CS is to acquire only the pieces of information which would be preserved after compression, allowing to spare the time necessary for the acquisition of the data that would be purged during this process. Three prerequisites are mandatory for CS (68). First, contrary to most of medical images, the signal has to be compressible. This means a sparsifying transform is required for most of transform coefficients to be insignificant, making the transformed image compressible. Second, the undersampling has to be incoherent so as to the overfolding to be noise-like and avoid ambiguity. Finally, non-linear iterative reconstructions enforcing image consistency with measured signal and transformed image sparsity are needed. In the case of cine imaging, the redundancy in cardiac cycle provides a strong spatiotemporal correlation which can be exploited for additional acceleration (42,43,69). Not only undersampling is performed in plane but

also in temporal domain by using variable sampling density maps for successive frames.

The first-generation real-time CS sequence (CS_{rt}) has already been widely evaluated regarding volumes, EF and mass for both ventricles, at 1.5 and 3-Tesla (29,45,48–54,57,70). These studies used 80 iterations to reconstruct CS_{rt} data, this setting being supposed to provide the best compromise between image quality and reconstruction time (50). Nevertheless, computing times over one minute per slice were reported, making such a setting not compatible with clinical use (46,55). Vermerch et al. evaluated the same sequence halving the number of iterations and demonstrated a similar agreement for the quantification of volumes, EF and mass quantification than previously reported in the literature, extending the use of CS_{rt} in clinical practice (57). However, overall image quality and edge sharpness were significantly impaired. To provide an acceleration factor compatible with single-breath-hold real-time imaging, additional sensitivity encoding imaging (SENSE) and partial Fourier are mandatory, the latter being a potential cause of edge sharpness impairment (71). Another major limitation for this sequence is the limited temporal resolution of 49 ms which may provide variable numbers of frames per slice in case of heart rate variability. To allow post-processing, a 25 frames per slice interpolation is performed. Besides the boarder blurring induced by this normalization, end-systolic volumes may be overestimated in case of fast heart rate (24,26).

A new generation of retrograded CS sequence (CS_{rg}) has been released. It features segmented acquisition to improve temporal resolution to avoid interpolation and partial Fourier switch-off to improve edge sharpness. However, the image quality improvement remains to be evaluated so as quantification accuracy.

II. MATERIAL AND METHODS

1. Study population

From March to April 2019, 30 consecutive adult patients referred for rest CMR were included. Exclusion criteria were grown-up congenital heart disease work-up or follow-up, underaged patients, patients suffering from arrhythmia or for which the use

of prospective ECG gating was necessary, MRI contraindications and patient refusal. Patients gave informed consent and the protocol was approved by our Institutional Ethics Committee.

6. Imaging protocol

CMR studies were performed on a 1.5-T scanner (MAGNETOM Aera, Siemens Healthineers). Every patient underwent three series of cine images: first the reference retrogated segmented multi-breath-hold SSFP sequence ($SSFP_{ref}$); then a CS-accelerated SSFP real-time sequence (CS_{rt}) acquired in two breath-holds, and finally the retrogated segmented SSFP prototype with CS-fashioned acceleration requiring three breath-holds (CS_{rg}). One LV 2-chamber, one RV 2-chamber, one 4-chamber slice and a LV short-axis stack covering the entire ventricles were acquired with the three above-cited sequences, providing identical slice position, thickness and number. Imaging parameters for the three sequences are summarized in **table 1**.

Table 1. Imaging parameters of the reference SSFP cine sequence, real-time CS and prototype retrogated CS sequences.

	SSFP _{ref}	CS _{rt}	CS _{rg}
<i>TR (ms)</i>	3.16	2.70	2.70
<i>TE (ms)</i>	1.23	1.14	1.14
<i>Flip angle (°)</i>	57	60	60
<i>FOV (mm²)</i>	375 x 280	360 x 270	360 x 270
<i>Matrix (pixels²)</i>	288 x 216	224 x 168	224 x 168
<i>Spatial resolution (mm²)</i>	1.3 x 1.3	1.6 x 1.6	1.6 x 1.6
<i>Temporal resolution (ms)</i>	37	49	37
<i>Slice thickness/gap (mm)</i>	8/2	8/2	8/2
<i>Bandwidth (Hz/pixel)</i>	915	900	900
<i>Cardiac phases</i>			
<i>Reconstructed (n)</i>	-	25*	-
<i>Acquired (mean ± SD)</i>	25*	16.8 ± 3.9	25*
<i>Breath-holds (mean ± SD)</i>	15.0 ± 1.2	1*	3*
<i>Cycle per slice (n)</i>	8	1	2
<i>Iterations (n)</i>	-	40	40

FOV: field of view, CS_{rg}: retrogated compressed-sensing, CS_{rt}: real-time compressed sensing, SD: standard deviation, SSFP_{ref}: reference steady-state free precession, TE: echo time, TR: repetition time, *: fixed value.

7. Cine images quality assessment

A 3-step evaluation was performed on images provided by the three sequences.

First, a subjective over-all image quality was assessed using a by a 4-point Likert scale considering (1: non diagnostic, 2: fair, 3: good, 4: excellent).

Then acquisition quality was evaluated using a standardized score based on the “LV-function cine SSFP” section of the criteria established from the European CMR registry, evaluating the artifact detection (29). The score was modified, deleting its four last items since their score was systematically null, accordingly to our center practice (**table 2**). This score increased with acquisition impairments.

Finally, the edge sharpness (ζ) between myocardium and LV blood pool was measured on end-diastole 4-chamber view (**figure 6**). This assessment was performed using a MATLAB (version R2015a, The MathWorks) homemade script. An intensity profile line as drawn perpendicularly to the mid-ventricular interventricular septum border with the LV blood pool at end-diastole (15,72,73). The ζ value was calculated as the inverse of the distance separating the two points corresponding to 20% and 80% of the difference between the minimum and maximum intensities along this line and was a spatial frequency (pixel^{-1}).

Table 2. “LV-Function cine SSFP” section of the standardized objective quality criteria score based on the European CMR registry (adapted from (29)).

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	-	
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	1	-	None	3
Score					21
Modified score (items 1 to 8)					10

LV: left ventricle, SSFP: steady-state free precession.

The 4 last items were rated null since acquisitions were repeated when orientation was not appropriated (item 9 = 0); all acquisitions were performed using a 8 mm thickness (item 10 score = 0) and a 2 mm gap (item 11 score = 0), horizontal and vertical long axis views were systematically acquired (item 12 score = 0). Shaded criteria were not applied, and only bold criteria were used for objective quality assessment in our study, providing a maximum score of 10.

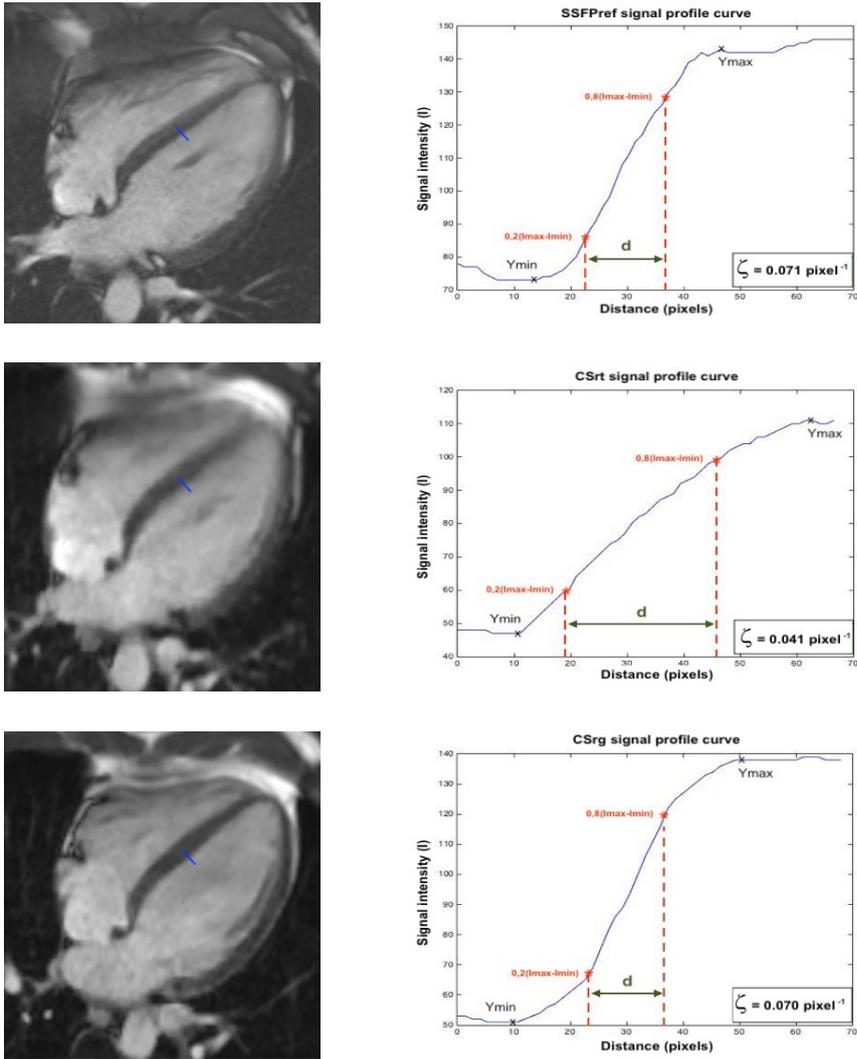


Figure 6 : Edge sharpness measurement.

An orthogonal profile line is drawn across the border between the interventricular myocardium and the left ventricular blood pool (blue line) on a 4-chamber view at end-diastole acquired using the reference SSFP sequence (a), the real-time compressed sensing sequence (c) and the retrogated compressed sensing prototype (e), providing intensity profiles (blue curves) along the line on reference (b), real-time (d) and prototype (f) sequences slices. The edge sharpness ξ (in pixel^{-1}) was calculated as the inverse of the distance d (in pixels) from the positions corresponding to 20 % and 80 % (red stars) of the difference between the maximum and minimum signal intensities (black crosses) along the profile line.

8. Functional evaluation

Assessment of end-diastolic volumes (EDV), end-systolic volumes (ESV), stroke volumes (SV) and EF were performed for both ventricles as well as LV mass (LVM). These parameters were measured performing on short-axis stacks a semi-automated segmentation with manual correction of the LV endocardium and epicardium while manual segmentation of the RV endocardium was necessary, using a dedicated 4D analysis software (Cardiac MR analysis workflow, Syngo.via VB30A, Siemens Healthineers). Four-chamber and long-axis slices were used to define mitral and tricuspid valve planes to ensure optimal assessment of ventricular base.

9. Statistic analysis

Categorical data are represented as number (percentage) and continuous variables as mean \pm standard deviation (SD) (95 % CI) in case of normal distribution, geometric mean (back-transformed 95 % CI) when logarithmic transformation is required to reach normality or median (range: minimum to maximum) in other cases. Variables normality was assessed using D'Agostino-Pearson test.

Paired Wilcoxon signed-rank test was used to compare subjective image qualities and acquisition qualities between CS_{rg} and $SSFP_{ref}$ or CS_{rt} . Student's t test confronted CS_{rg} edge sharpness to $SSFP_{ref}$, then CS_{rt} and was also used to compare CS acquisition times. CS_{rg} and $SSFP_{ref}$ mean functional parameters were compared by a Student's t test, with linear regression and Bland-Altman analysis to assess the agreements between both methods. Inter and intra-observer variabilities were assessed using intra-class coefficient correlation. Significance of test was defined by $p < 0.05$.

As for valvular regurgitations and WMD visualization, a receiver operating characteristic (ROC) curve was used. Statistical analysis was performed using dedicated commercially available software (MedCalc 14.8.1.0, MedCalc Software).

III. RÉSULTS

1. Population description

Demographics data are listed in **Error: Reference source not found**. The 30 patients (22 males) were referred for: heart valve disease (n=9), ischemic cardiopathy (n=8), myocarditis (n=5), left ventricular hypertrophy (n=5) and infiltrative cardiomyopathy (n=3). Mean age was 48.0 ± 21.0 years-old. All patients could fully complete CS_{rt} and CS_{rg} breath-holdings.

Table 3. Study population characteristics.

	Mean \pm SD	Min	Max
Age (years old)	48.0 ± 21.0	18	87
Weight (kg)	73.9 ± 12.1	53	105
Height (cm)	172.5 ± 8.3	157	189
Body surface area (m ²)	1.9 ± 0.2	1.55	2.22
Body mass index (kg/m ²)	24.8 ± 3.6	19.8	33.7
Heart rate (bpm)	73.8 ± 13.5	54	101

SD: standard deviation

2. Scan time and image quality (Figure 7)

Mean scan time was 485.4 ± 83.3 s (95 % CI: 454.3 to 516.5) using SSFP_{ref}. Regarding CS accelerated sequences, mean scan time was 23.9 ± 5.2 s (95 % CI: 21.9 to 25.8) with CS_{rt} and 58.3 ± 15.1 s (95 % CI: 53.7 to 64.2) with CS_{rg} ($p < 0.0001$). Compared to SSFP_{ref}, the mean acceleration factor reached by CS_{rg} was 8.4 (95 % CI: 7.5 to 9.3). A mean number of 15.0 ± 1.2 slices (95 % CI: 14.6 to 15.4) was acquired with each technique. For CS_{rg} reconstruction of the full dataset, a mean time of 82.9 ± 23.4 s (95 % CI: 77.4 to 110.1).

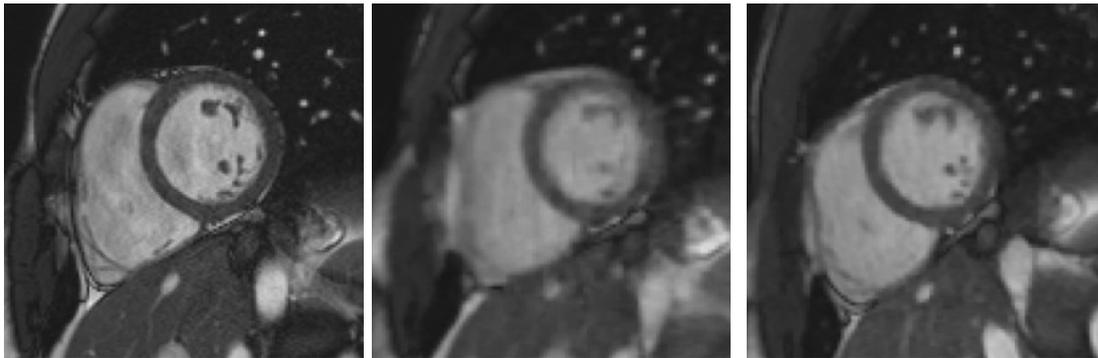


Figure 7 : 37-years-old patient referred for myocarditis suspicion.

CS_{rg}: retrogated compressed sensing, CS_{rt}: real-time compressed sensing, SSFP_{ref}: reference steady-state free precession, ξ : edge sharpness.

(a) Likert scale = 4/4; EuroCMR score = 0/10; $\xi = 0.082 \text{ pixel}^{-1}$; SSFP_{ref}: LVEF = 59 %, LVEDV = 135 ml, LVM = 83 g, RVEF = 63 %, RVEDV = 159 ml

(b) Likert scale = 3/4; EuroCMR score = 0/10; $\xi = 0.056 \text{ pixel}^{-1}$; CS_{rt}: LVEF = 60 %, LVEDV = 133 ml, LVM = 81 g, RVEF = 61 %, RVEDV = 153 ml

(c) Likert scale = 4/4; EuroCMR score = 0/10; $\xi = 0.081 \text{ pixel}^{-1}$; CS_{rg}: LVEF = 58 %, LVEDV = 133 ml, LVM = 86 g, RVEF = 62 %, RVEDV = 164 ml

All images were rated as diagnostic. CS_{rg} median subjective quality score was 4 (range: 2 to 4) and was higher than the score of 3 (range: 2 to 4) provided by CS_{rt} ($p = 0.0008$). $SSFP_{ref}$ mean overall quality score was 4 (range: 2 to 4) and was not different from CS_{rg} score ($p = 0.31$) (**Table 4**).

Table 4. Subjective quality scores: correlation table of the prototype sequence versus the reference sequence and the real-time sequence.

Subjective quality score	$SSFP_{ref}$						CS_{rt}							
	1	2	3	4	Tota	Mean	\pm	1	2	3	4	Tota	Mean	\pm
						I	SD						I	SD
1	0	0	0	0	0			0	0	0	0	0		
2	0	1	0	2	3			0	2	1	0	3		
3	0	1	4	3	8			0	1	7	0	8		
4	0	0	2	1	19	3,67	\pm	0	0	1	5	19	3,07	\pm
CS_{rg}						7	0,61						4	0,52
Total	0	2	6	2	30			0	3	2	5	30		
						2							2	
Mean	\pm	$3,53 \pm 0,68$					$p = 0.31$	$3,53 \pm 0,68$					$p = 0.0008$	
SD														

CS_{rg} : retrogated compressed sensing, CS_{rt} : real-time compressed sensing, SD: standard deviation, $SSFP_{ref}$: reference steady-state free precession.

Confrontation between CS_{rg} images and first the $SSFP_{ref}$ sequence (left-hand columns), then the CS_{rt} sequence (right-hand columns). Image quality using CS_{rg} (3.53 ± 0.68) was better than with CS_{rt} (3.07 ± 0.52) (Wilcoxon test: $p = 0.0008$) but not different from the one provided by $SSFP_{ref}$ (3.67 ± 0.61) (Wilcoxon test: $p = 0.31$).

Regarding the acquisition quality based on the EuroCMR registry, the CS_{rg} sequence (0/10; range: 0 to 3) was different from neither the SSFP_{ref} acquisition (0/10; range: 0 to 3; $p = 0.38$) nor the CS_{rt} cine (0.5/10; range: 0 to 3; $p = 0.83$) (**Table 5**).

Table 5. Acquisition quality scores: correlation table of the prototype sequence versus the reference sequence and the real-time sequence.

Acquisition quality score (EuroCMR)	SSFP _{ref}							CS _{rt}								
	0	1	2	3	Total	Mean	±	0	1	2	3	Total	Mean	±		
							I	SD							I	SD
CS _{rg} 0	15	1	1	1	18	0.87	±	13	2	3	0	18	1.13	±		
1	0	1	0	0	1	1.25		1	0	0	0	1	1.31			
2	1	0	1	0	2			0	0	0	2	2				
3	3	0	1	5	9			1	2	0	6	9				
Total	19	2	3	6	30			15	4	3	8	30				

Mean	$\pm 1.07 \pm 1.39$	$p = 0.38$	1.07 ± 1.39	$p = 0.83$
SD				

CS_{rg} : retrogated compressed sensing, CS_{rt} : real-time compressed sensing, SD: standard deviation, $SSFP_{ref}$: reference steady-state free precession. No sequence was rated higher or equal to 4/10. As a consequence, scores from 4 to 10 are removed from the table. Confrontation between CS_{rg} images and first the $SSFP_{ref}$ sequence (left-hand columns), then the CS_{rt} sequence (right-hand columns). Acquisition quality using CS_{rg} (1.07 ± 1.39) was not different from the one provided by $SSFP_{ref}$ (0.87 ± 1.25) (Wilcoxon test: $p = 0.38$) or CS_{rt} (1.13 ± 1.31) (Wilcoxon test: $p = 0.83$).

The CS_{rg} prototype demonstrated a significantly better edge sharpness than CS_{rt} ($\xi_{CS_{rg}} = 0.083 \pm 0.013 \text{ pixel}^{-1}$ [95 % CI: 0.078 to 0.087] versus $\xi_{CS_{rt}} = 0.070 \pm 0.011 \text{ pixel}^{-1}$ [95% CI: 0.066 to 0.074]; $p = 0.0004$). Moreover, no significant difference was demonstrated between CS_{rg} and $SSFP_{ref}$ ($\xi_{CS_{rg}} = 0.083 \pm 0.013 \text{ pixel}^{-1}$ [95 % CI: 0.078 to 0.087] versus $\xi_{SSFP_{ref}} = 0.075 \pm 0.016 \text{ pixel}^{-1}$ [95% CI: 0.069 to 0.081]; $p = 0.0516$) (Figure 8).

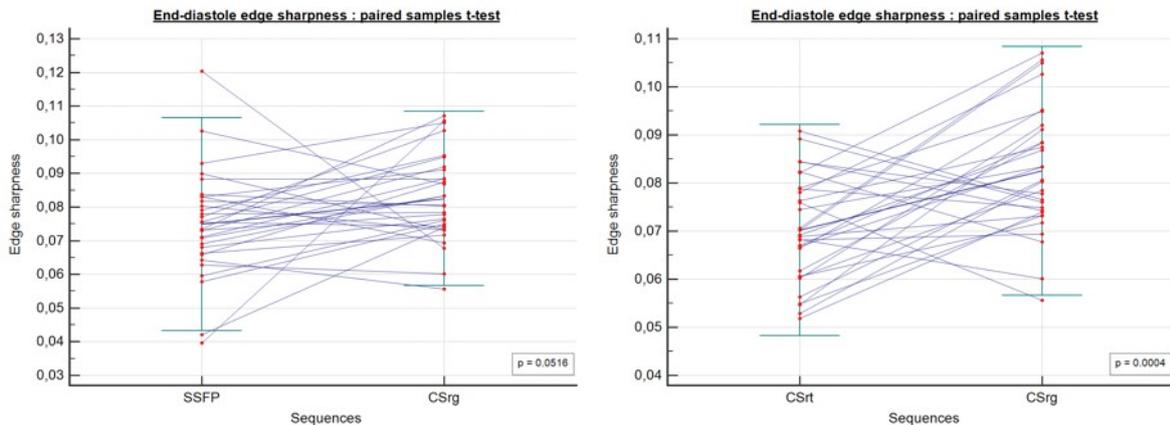


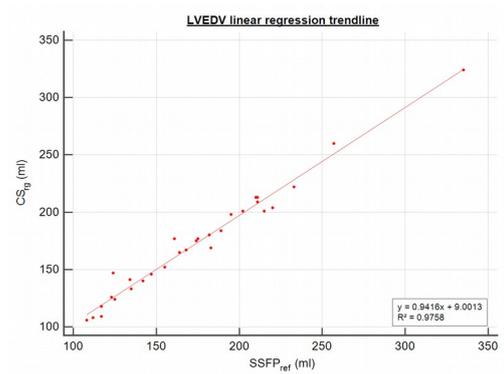
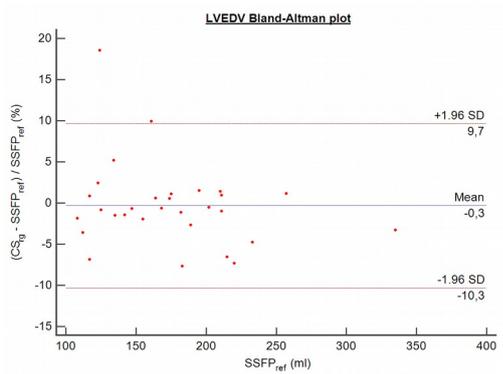
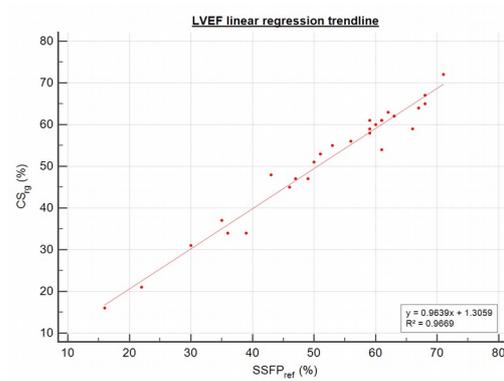
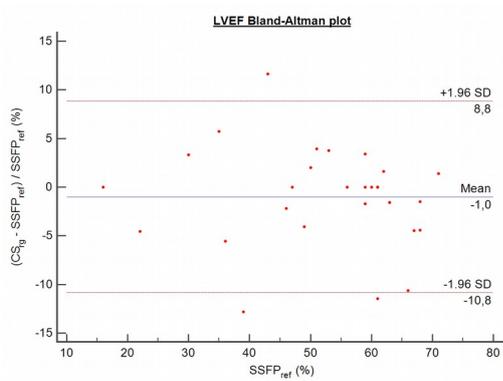
Figure 8. Edge sharpness comparison.

CS_{rg} : retrogated compressed sensing, CS_{rt} : real-time compressed sensing, $SSFP_{ref}$: reference steady-state free precession, ξ : edge sharpness.

There was no significant difference regarding ξ between CS_{rg} and $SSFP_{ref}$ ($p = 0.0516$) (a) but CS_{rg} significantly improved ξ while compared with CS_{rt} ($p = 0.0004$) (b).

3. Volumes, functions and mass quantification

Good agreements were yielded by Bland-Altman and linear regression analyses for both LV (**Figure 9**) and RV (). No significant difference was demonstrated regarding LVM or LV and RV volumes (EDV, ESV, SV) and EF ($p > 0.05$) (**Table 6**). Intrarater variability was excellent, demonstrating intraclass correlation coefficient (ICC) greater than 0.99 for both ventricles. So were interrater variabilities for LV (ICC ≥ 0.97) and RV (ICC ≥ 0.96).



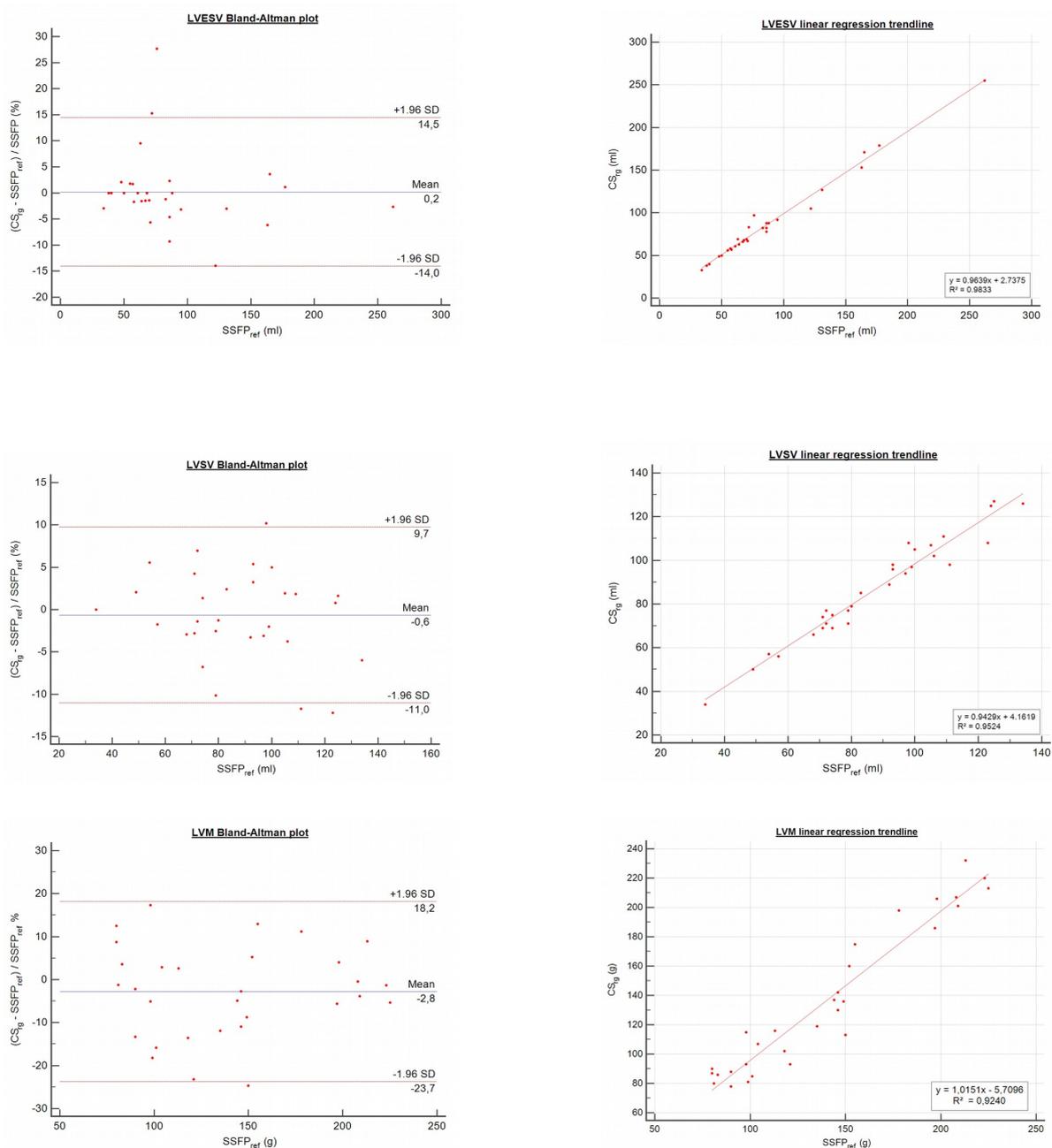
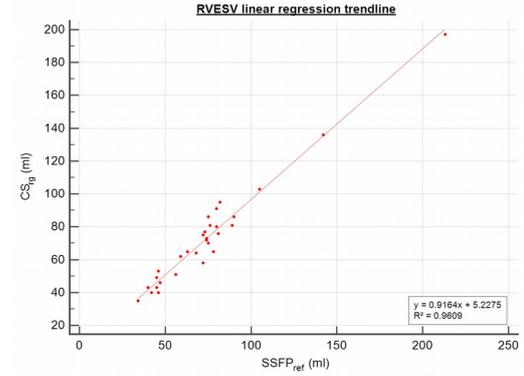
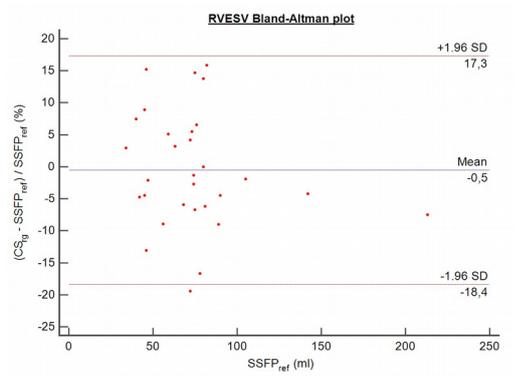
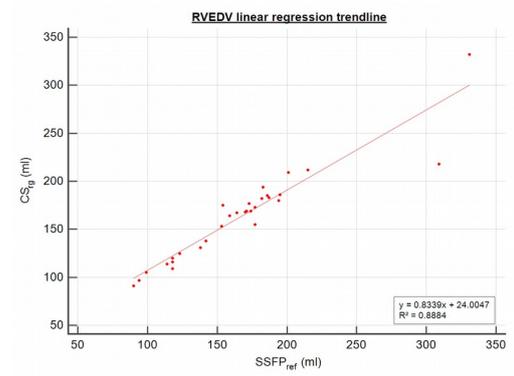
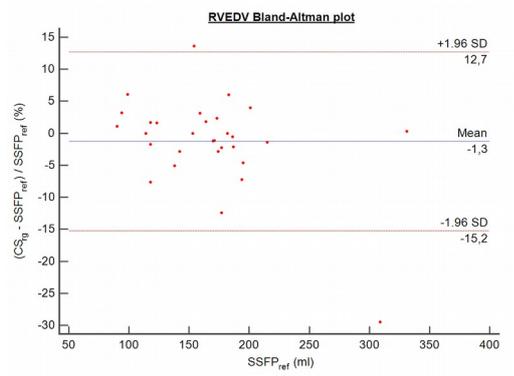
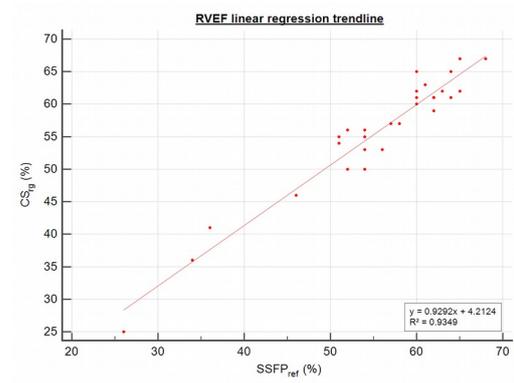
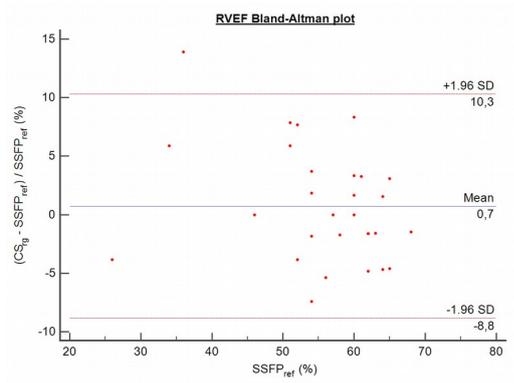


Figure 10 : Bland-Altman plots and linear regression trendlines applied to evaluated left ventricular volumes, function and mass quantification.

CS_{rg} : retrogated compressed sensing, CS_{rt} : real-time compressed sensing, SD : standard deviation, $SSFP_{ref}$: reference steady-state free precession.

Mean differences between $SSFP_{ref}$ and CS_{rg} cine regarding LVEF (a), LVEDV (c), LVESV (e), LVSV(g) and LVM (i). Solid line is the mean difference between the two sequences and dashed lines are the 95% limits of agreement. Correlation between $SSFP_{ref}$ and CS_{rg} cine regarding LVEF (b), LVEDV (d), LVESV (f), LVSV (h) and LVM (j). The actual linear regression trend line is solid.



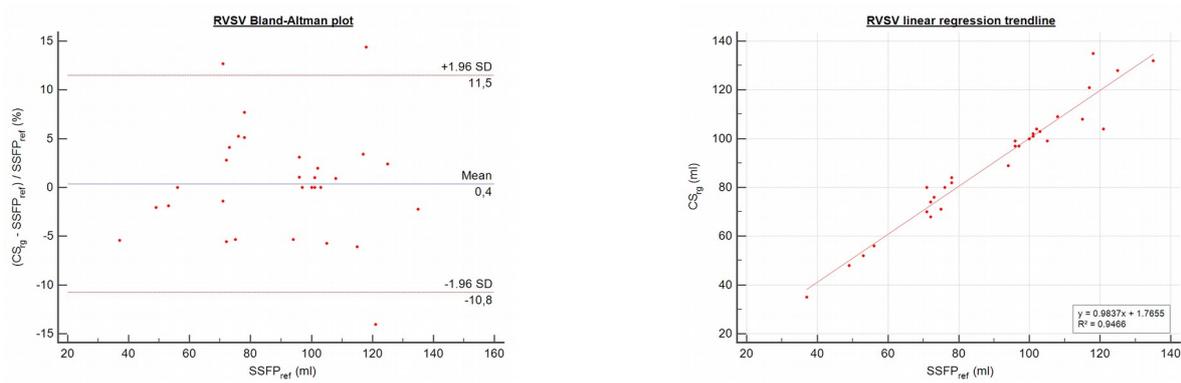


Figure 11. Bland-Altman plots and linear regression trendlines applied to evaluated right ventricular volumes and function quantification.

CS_{rg} : retrogated compressed sensing, CS_{rt} : real-time compressed sensing, SD: standard deviation, $SSFP_{ref}$: reference steady-state free precession.

Mean differences between $SSFP_{ref}$ and CS_{rg} cine regarding RVEF (a), RVEDV (c), RVESV (e), and RVSV(g). Solid line is the mean difference between the two sequences and dashed lines are the 95% limits of agreement. Correlation between $SSFP_{ref}$ and CS_{rg} cine regarding RVEF (b), RVEDV (d), RVESV (f) and LVSV (h). The actual linear regression trend line is solid.

Table 6. Quantification of volumes, functions and mass using the prototype and the reference sequences.

Parameter s	SSFP	CS _{rg}	Différence (%)	p *	ICC	
	(mean ±σ; [IC95 %])	(mean ±σ; [IC95 %])			Interrater	Intrarater
FEVG %	52,73 ± 14,05 [47,49 – 57,98]	52,13 ± 13,77 [46,99 – 57,27]	-0,60 ± 2,55 [-1,55 – 0,35]	0,21	0,99	0,9995
VTD-VG mL	174,13 ± 50,33 [155,34 – 192,92]	172,97 ± 47,98 [155,05 – 190,88]	-1,17 ± 8,03 [-4,16 – -1,83]	0,43	0,99	0,9995
VTS-VG mL	86,80 ± 49,37 [68,36 – 105,24]	86,40 ± 47,99 [68,48 – 104,32]	-0,40 ± 6,45 [-2,81 – 2,01]	0,74	0,98	0,9906
VES-VG mL	87,53 ± 24,06 [78,55 – 96,52]	86,70 ± 23,24 [78,02 – 95,38]	-0,83 ± 5,25 [-2,79 – 1,13]	0,39	0,98	0,9932
MVG g	139,47 ± 47,73 [121,64 – 157,29]	135,87 ± 50,41 [117,04 – 154,69]	-3,60 ± 13,91 [-8,80 – 1,60]	0,17	0,97	0,9994
FEVD %	55,77 ± 9,65 [52,16 – 59,37]	56,03 ± 9,28 [52,57 – 59,50]	0,27 ± 2,46 [-0,65 – 1,19]	0,56	0,96	0,9975
VTD-VD mL	166,97 ± 53,60 [146,95 – 186,98]	163,23 ± 47,42 [145,53 – 180,94]	-3,79 ± 18,18 [-10,52 – 3,05]	0,27	0,98	0,9988
VTS-VD mL	74,07 ± 34,27 [61,27 – 86,87]	73,10 ± 32,04 [61,14 – 85,06]	-0,97 ± 6,86 [-3,56 – 1,63]	0,45	0,96	0,9934
VES-VD mL	89,83 ± 24,26 [80,77 – 98,89]	90,13 ± 24,53 [80,97 – 99,29]	-0,30 ± 5,68 [-1,82 – 2,42]	0,77	0,97	0,9961

95% CI: 95 % confidence interval, CS_{rg}: retrogated compressed sensing, CS_{rt}: real-time compressed sensing, EDV: end-diastolic volume, ESV: end-systolic volume, ICC: intraclass correlation coefficient, LV: left ventricular, LVM: left ventricular mass, RV: right ventricular, SD: standard deviation, SSFP_{ref}: reference steady-state free precession, SV: stroke volume.

*: paired *t* test

Differences are expressed as relative considering SSFP based assessment as the reference:

$$\frac{(CS_{rg} - SSFP_{ref})}{SSFP_{ref}} \times 100 (\%).$$

IV. DISCUSSION

Preliminary results on initial CS_{rg} tests on 8 healthy volunteers have been reported by Forman et al, regarding LVEF, LVEDV and LVESV which were similar to $SSFP_{ref}$ quantification (61). However, the study population was small and LVM as well as RV volumes and EF were not assessed. We present what we believe to be the first clinical study evaluating this retrograded CS sequence in actual patients. Moreover, not only LV parameters, including LVM, were evaluated but also RV volumes and EF as well as image quality.

Predictably, CS_{rg} scan time was approximatively twice larger than with the first-generation CS sequence since 2 heart beats per slice were required contrarily to real-time imaging. However, compared to $SSFP_{ref}$, the mean CS_{rg} scan time of about 60 s still provides an 8.4-fold acceleration factor. The study protocol segmented CS_{rg} in 3 steps to shorten breath-holding. Nevertheless, this setting is adjustable such as the number of heart-beats required for one slice in order to reduce apneas or increase spatiotemporal resolution. We chose to use CS to improve scan time, workflow fluency being a major point for concern. However, it is possible to take advantage of this acceleration to improve spatial resolution, or maybe more interestingly temporal resolution. Indeed, in the field of feature tracking in CMR, a resolution over 30 frames per cycle at least is recommended for accurate strain assessment which is more time-consuming when using $SSFP_{ref}$ (74). Such settings may facilitate further feature tracking studies, though the impact of CS based reconstructions has to be evaluated regarding strain analysis reliability.

The overall image quality impairment using CS_{rt} has already been assessed in previous publication (57). The higher score provided by CS_{rg} confirmed the image quality improvement. Moreover, since CS_{rg} overall quality was not different from the reference technique, image rendering should not be any longer a hindrance for the use CS_{rg} in actual practice. Indeed, CS_{rt} interpolation was responsible for smoothed images which required radiologists to get used to this rendering and may have limited

its clinical use. The absence of difference between acquisitions qualities was expected. Indeed, no difference had been demonstrated regarding the first-generation CS sequence. Now, the evaluated prototype features partial Fourier switch-off and segmented acquisition which were not supposed to be more artifact-providing. As for edge sharpness, the absence of interpolation and acquisition of more data seemed to improve boarder delineation. Not only ζ_{CSrg} was better than ζ_{CSrg} but not inferior to ζ_{SSFPref} . Considering the significance p value, it is possible that edge sharpness assessment on a larger population may highlight sharper boarders on CS_{rg} than with SSFP_{ref} . Edge sharpness was chosen as metrics for intrinsic image quality assessment due to its simple and reproducible implementation. Moreover, edge sharpness is an estimate of the edge spread function whose derivative is line-spread function (73). Fast Fourier transform of this last metrics being the task-based modulation transfer function (MTF_{Task}), edge sharpness can be considered as reasonable approximation of MTF_{Task} which is widely use to evaluate the spatial frequency response of an imaging system (75).

First-generation 49-ms temporal resolution sequence provided LVEDV underestimation and LVM overestimation which were clinically insignificant or smaller than intra or interrater variabilities (46,50,57,70,76). Moreover, LVEDV underestimation was also reported with other acceleration techniques such as radial gradient-echo or k -space parallel imaging (77,78). These differences were not depictable any longer with CS_{rg} which might be explained by the improved edge sharpness that improved segmentation, the retrospective ECG gating which allowed the acquisition of the last phases of the cardiac cycle and the better temporal resolution (37 ms) (17). This observation is in line with previous studies suggesting an optimal temporal resolution for accurate SSFP quantification below 45 ms (24). Since quantification is a major CMR point of interest, the absence of significant difference regarding each LV and RV measured parameter seems promising for clinical implementation (62). Moreover, the high intra and interrater reproducibility allows the use of CS_{rg} for chronic status follow-up such as heart failure, anthracycline induced cardiotoxicity or other cardiomyopathies (79–81).

Limitations

Although a high acceleration factor was demonstrated using CS_{rg} , the improvement of CMR tolerance can only be assumed since this parameter was not evaluated. However, we suppose that the lower number of breath-holdings required by CS_{rg} should help dyspneic or claustrophobic patients to undergo CMR examinations. The same assumption could be made for pediatric patients but underaged patients were excluded from this study and CS_{rg} reliability regarding volumes quantification has not been assessed in children. This acceleration might be overestimated and must be interpreted cautiously since the two $1.6 \times 1.6 \text{ mm}^2$ in-plane resolution CS sequences were compared with a $1.3 \times 1.3 \text{ mm}^2$ in-plane resolution reference sequence. However, Miller et al. demonstrated that the maximal accuracy for functional parameters quantification using SSFP sequence was reached between 1 and 2-mm in-plane spatial resolution (24). To maintain a reconstruction time compatible with daily practice, a graphic processing unit upgrade was mandatory. Even though further acquisitions could be performed during CS_{rg} reconstruction during this study ($SSFP_{ref}$ images were acquired first and available), a 2-minute pause might be necessary for images to be reconstructed and displayed so as to set the next sequences orientation in case of exclusive use of CS_{rg} .

Albeit this study was not designed to evaluate this finding, it seemed that acceleration and heart valve regurgitation-related flow voids were not as conspicuous with CS_{rg} than with $SSFP_{ref}$. Similar observations had already been reported with CS_{rt} but we did not compare their depiction between the two CS sequence either (57). This possible erasure could be explained by the sparsity-exploiting image reconstruction process (82). Indeed, iterative reconstructions are designed to enforce data sparsity which may lead to thin anatomical structures deletion if they are considered as inconsistent with data sparsity. Still, it remains uncertain whether the potential information loss would be clinically relevant. Wall motion abnormalities were not evaluated either, but the increased temporal resolution provided by segmented acquisition and the absence of interpolation should make their visualization on CS_{rg} easier than with CS_{rt} .

Finally, only sinus rhythm patients were enrolled in this study. Even though a real-time acquisition is more robust than a segmented acquisition against arrhythmia, the need of only 2 heart-beats per slice should be more arrhythmia-proof than the conventional 8-heart-beat-SSFP_{ref}. Further comparison with other acceleration techniques such as generalized autocalibrating partial parallel acquisition would be interesting since the later requires more heart-beats for identical temporal and spatial resolutions (83).

V. CONCLUSION

The prototype CS_{rg} allows a reliable quantification of LV and RV volumes, EF and mass featuring a high acceleration factor and restores image quality which was impaired with the real-time CS variant of the sequence. Performed in clinical conditions, this evaluation provides promising outcomes in terms of workflow improvement.

TROISIEME PARTIE : CONCLUSION

Notre travail a démontré que la séquence prototype CS_{rg} permet en moins d'une minute de réaliser une mesure fiable des paramètres fonctionnels ventriculaires gauches (FEVG, VTD-VG, VTS-VG, VES-VG et MVG) et droits (FEVD, VTD-VD, VTS-VD et VES-VD), sans mettre en évidence de différence statistiquement et *a fortiori* cliniquement significative avec la technique de référence bSSFP. Une excellente reproductibilité des mesures a été mise en évidence, aussi bien en intra qu'en inter-observateur.

La qualité des acquisitions obtenues avec cette séquence n'était pas différente de celle obtenue avec son précurseur CS_{rt} ($p = 0,83$) ou avec la séquence bSSFP ($p = 0,38$). La qualité subjective et la netteté des bords étaient améliorées par rapport à la séquence CS_{rt} ($p = 0,0008$ et $p = 0,0004$, respectivement) et étaient comparables aux performances de la séquence de référence ($p = 0,31$ et $p = 0,052$, respectivement).

Le *compressed sensing* appliqué à l'IRM est prometteur, notamment dans le domaine de l'IRM cardiaque. De nouvelles séquences prototypes bénéficiant des mêmes techniques d'accélération voient le jour progressivement comme les ciné volumiques, les séquences de flux 4D, les séquences de rehaussement tardif volumiques.

L'objectif est de poursuivre ces travaux dans le cadre de cette thématique avec pour enjeu la diminution drastique des durées d'examen qui permettra à terme de faciliter leur diffusion dans des structures d'imagerie.

Par ailleurs, les maladies cardiovasculaires représentant la deuxième cause de mortalité en France, le recours aux explorations cardiaques non invasives demeure toujours croissant et une amélioration du flux de travail permettrait de satisfaire davantage de demandes dans des délais raccourcis. Bien entendu, le post-traitement des images ciné demeure consommateur de temps et l'essor du *deep-*

learning et autres aides au diagnostic jouera également un rôle crucial dans cette amélioration.

BIBLIOGRAPHIE

1. Dillenseger J-P. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie.
2. Pennell D. Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): Consensus Panel report? *Eur Heart J.* nov 2004;25(21):1940-65.
3. Didier D, Ratib O, Beghetti M, Oberhaensli I, Friedli B. Morphologic and functional evaluation of congenital heart disease by magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging.* nov 1999;10(5):639-55.
4. McCrohon JA, Moon JCC, Prasad SK, McKenna WJ, Lorenz CH, Coats AJS, et al. Differentiation of Heart Failure Related to Dilated Cardiomyopathy and Coronary Artery Disease Using Gadolinium-Enhanced Cardiovascular Magnetic Resonance. *Circulation.* 8 juill 2003;108(1):54-9.
5. Bluemke DA, Krupinski EA, Ovitt T, Gear K, Unger E, Axel L, et al. MR Imaging of Arrhythmogenic Right Ventricular Cardiomyopathy: Morphologic Findings and Interobserver Reliability. *Cardiology.* 2003;99(3):153-62.
6. Moon JCC. Detection of apical hypertrophic cardiomyopathy by cardiovascular magnetic resonance in patients with non-diagnostic echocardiography. *Heart.* 1 juin 2004;90(6):645-9.
7. Kim RJ, Fieno DS, Parrish TB, Harris K, Chen E-L, Simonetti O, et al. Relationship of MRI Delayed Contrast Enhancement to Irreversible Injury, Infarct Age, and Contractile Function. *Circulation.* 9 nov 1999;100(19):1992-2002.
8. 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.* févr 2004;147(2):218-23.
9. Maceira AM, Prasad SK, Khan M, Pennell DJ. Reference right ventricular systolic and diastolic function normalized to age, gender and body surface area from steady-state free precession cardiovascular magnetic resonance. *Eur Heart J.* 13 nov 2006;27(23):2879-88.
10. Kawel-Boehm N, Maceira A, Valsangiacomo-Buechel ER, Vogel-Claussen J, Turkbey EB, Williams R, et al. Normal values for cardiovascular magnetic resonance in adults and children. *J Cardiovasc Magn Reson* [Internet]. déc 2015 [cité 17 mai 2019];17(1). Disponible sur: <http://jcmr-online.com/content/17/1/29>
11. Maceira A, Prasad S, Khan M, Pennell D. Normalized Left Ventricular Systolic and

Diastolic Function by Steady State Free Precession Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 1 juill 2006;8(3):417-26.

12. Kondo C, Caputo GR, Semelka R, Foster E, Shimakawa A, Higgins CB. Right and left ventricular stroke volume measurements with velocity-encoded cine MR imaging: in vitro and in vivo validation. *Am J Roentgenol*. juill 1991;157(1):9-16.

13. Sado DM, White SK, Piechnik SK, Banypersad SM, Treibel T, Captur G, et al. Identification and Assessment of Anderson-Fabry Disease by Cardiovascular Magnetic Resonance Noncontrast Myocardial T1 Mapping. *Circ Cardiovasc Imaging*. mai 2013;6(3):392-8.

14. Kramer CM, Barkhausen J, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols, society for cardiovascular magnetic resonance: board of trustees task force on standardized protocols. *J Cardiovasc Magn Reson* [Internet]. déc 2008 [cité 17 mai 2019];10(1). Disponible sur: <https://jcmr-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1532-429X-10-35>

15. Larson AC, Kellman P, Arai A, Hirsch GA, McVeigh E, Li D, et al. Preliminary investigation of respiratory self-gating for free-breathing segmented cine MRI. *Magn Reson Med*. janv 2005;53(1):159-68.

16. Poustchi-Amin M, Gutierrez FR, Brown JJ, Mirowitz SA, Narra VR, Takahashi N, et al. How to plan and perform a cardiac MR imaging examination. *Radiol Clin North Am*. mai 2004;42(3):497-514.

17. 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*. août 2012;28(6):1465-75.

18. Barkhausen J, Ruehm SG, Goyen M, Buck T, Laub G, Debatin JF. MR Evaluation of Ventricular Function: True Fast Imaging with Steady-State Precession versus Fast Low-Angle Shot Cine MR Imaging: Feasibility Study. *Radiology*. avr 2001;219(1):264-9.

19. Scheffler K, Lehnhardt S. Principles and applications of balanced SSFP techniques. *Eur Radiol*. 1 nov 2003;13(11):2409-18.

20. 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*. sept 2001;14(3):230-6.

21. Carr JC, Simonetti O, Bundy J, Li D, Pereles S, Finn JP. Cine MR Angiography of the Heart with Segmented True Fast Imaging with Steady-State Precession. *Radiology*. juin 2001;219(3):828-34.

22. Finn JP, Nael K, Deshpande V, Ratib O, Laub G. Cardiac MR Imaging: State of the

Technology. Radiology. nov 2006;241(2):338-54.

23. Lalande A. IRM cardio-vasculaire, des séquences d'acquisition aux paramètres physiologiques. 2012;183.
24. 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. avr 2002;223(1):263-9.
25. wright1997.pdf.
26. Roussakis A, Baras P, Seimenis I, Andreou J, Danias P. 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(4):837-44.
27. FRADEN Jacob. Handbook of modern sensors - Physics, designs and applications, 3rd ed., New York, NY, USA: Springer-Verlag, 2004, 596 p. In.
28. Saremi F, Grizzard JD, Kim RJ. Optimizing Cardiac MR Imaging: Practical Remedies for Artifacts. RadioGraphics. juill 2008;28(4):1161-87.
29. 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(1):55.
30. GEISER EA, BOVE KE. Calculation of left ventricular mass and relative wall thickness. Arch Pathol, January 1974, vol.97, n°1, p. 13-21.
31. American Heart Association Writing Group on Myocardial Segmentation and Registration for Cardiac Imaging; Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, 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. 29 janv 2002;105(4):539-42.
32. Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. Magn Reson Med. déc 2007;58(6):1182-95.
33. Block KT, Uecker M, Frahm J. Undersampled radial MRI with multiple coils. Iterative image reconstruction using a total variation constraint. Magn Reson Med. juin 2007;57(6):1086-98.
34. Santos JM, Cunningham CH, Lustig M, Hargreaves BA, Hu BS, Nishimura DG, et al. Single breath-hold whole-heart MRA using variable-density spirals at 3t. Magn Reson Med. févr 2006;55(2):371-9.

35. Pruessmann KP, Weiger M, Börnert P, Boesiger P. Advances in sensitivity encoding with arbitrary k -space trajectories: SENSE With Arbitrary k -Space Trajectories. *Magn Reson Med.* oct 2001;46(4):638-51.
36. Weiger M, Pruessmann KP, Boesiger P. Cardiac real-time imaging using SENSE. *Magn Reson Med.* 2000;43:177-84.
37. Bammer R, Schoenberg S. Current Concepts and Advances in Clinical Parallel Magnetic Resonance Imaging. *Top Magn Reson Imaging.* 2004;15:129-58.
38. Glockner JF, Hu HH, Stanley DW, Angelos L, King K. Parallel MR Imaging: A User's Guide. *RadioGraphics.* 2005;25:1279-97.
39. D.S. Taubman and M.W. Marcellin, *JPEG 2000: Image Compression Fundamentals, Standards and Practice (International Series in Engineering and Computer Science)*, Norwell, MA: Kluwer, 2002. In.
40. Lustig M, Donoho DL, Santos JM, Pauly JM. Compressed Sensing MRI. *IEEE Signal Process Mag.* mars 2008;25(2):72-82.
41. Forman C, Wetzl J, Hayes C, Schmidt M. Compressed Sensing: a Paradigm Shift in MRI. :6.
42. Lustig M, Santos JM, Donoho DL, Pauly JM. k-T SPARSE: High Frame Rate Dynamic MRI Exploiting Spatio-Temporal Sparsity. :1.
43. Feng L, Srichai MB, Lim RP, Harrison A, King W, Adluru G, et al. Highly accelerated real-time cardiac cine MRI using $k-t$ SPARSE-SENSE. *Magn Reson Med.* juill 2013;70(1):64-74.
44. 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. *JACC Cardiovasc Imaging.* sept 2014;7(9):882-92.
45. 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 JMRI.* août 2016;44(2):366-74.
46. Vincenti G, Piccini D, Monney P, Chaptinel J, Rutz T, Coppo S, et al. Preliminary experiences with compressed sensing MultiSlice cine acquisitions for the assessment of left ventricular function: CV_sparse WIP. *MAGNETOM Flash.* mai 2013;55:26-34.
47. 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.* juin 2016;32(6):955-63.
48. 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. *Int J Cardiovasc Imaging*. juill 2016;32(7):1081-91.

49. 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*. mai 2017;38:138-44.
50. 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*. déc 2016;26(12):4482-9.
51. 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*. juin 2016;51(6):379-86.
52. 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 JMRI*. juin 2017;45(6):1693-9.
53. 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 Off J Soc Cardiovasc Magn Reson*. août 2016;18(1):50-60.
54. 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 Off J Jpn Circ Soc*. sept 2017;81(10):1463-8.
55. 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*. août 2017;58(8):922-8.
56. Baker C. Investigation of Sparsifying Transforms in Compressed Sensing for Magnetic Resonance Imaging with Fasttestcs. [Milwaukee]: University of Wisconsin Milwaukee; 2016.
57. 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*. 2019;Ahead of print.
58. Yoon JH, Kim P, Yang YJ, Park J, Choi BW, Ahn CB. Biases in the assessment of the left ventricular function by compressed sensing cardiovascular Cine MRI. *iMRI* 2019;23:114-24.
59. Compressed Sensing Cardiac Cine [Internet]. [cité 16 juin 2019]. Disponible sur: <https://www.siemens-healthineers.com/magnetic-resonance-imaging/options-and->

60. Schmidt M. WIP1090 - Lille. 2019.
61. Forman C, kroeker R, Schmidt M. Accelerated 2D Cine MRI Featuring Compressed Sensing and ECG-triggered Retro-gating. In 2017 Apr 22-27; Honolulu, HI, USA. Disponible sur: <http://indexsmart.mirasmart.com/ISMRM2017/PDFfiles/3162.html>
62. 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*. nov 2004;25(1):1940-65.
63. Curtis JP, Sokol SI, Wang Y, Rathore SS, Ko DT, Jadbabaie F, et al. The association of left ventricular ejection fraction, mortality, and cause of death in stable outpatients with heart failure. *J Am Coll Cardiol*. 20 août 2003;42(4):736-42.
64. Karamitsos TD, Francis JM, Myerson S, Selvanayagam JB, Neubauer S. The role of cardiovascular magnetic resonance imaging in heart failure. *J Am Coll Cardiol*. 6 oct 2009;54(15):1407-24.
65. Knauth AL, Gauvreau K, Powell AJ, Landzberg MJ, Walsh EP, Lock JE, et al. Ventricular size and function assessed by cardiac MRI predict major adverse clinical outcomes late after tetralogy of Fallot repair. *Heart Br Card Soc*. févr 2008;94(2):211-6.
66. Candès EJ, Romberg JK, Tao T. Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements. *Commun Pure Appl Math*. 2006;59:1207-23.
67. Donoho DL. Compressed sensing. *IEEE Trans Inf Theory*. avr 2006;52(4):1289-306.
68. Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med*. déc 2007;58(6):1182-95.
69. Jahnke C, Nagel E, Gebker R, Bornstedt A, Schnackenburg B, Kozerke S, et al. Four-dimensional single breathhold magnetic resonance imaging using kt-BLAST enables reliable assessment of left- and right-ventricular volumes and mass. *J Magn Reson Imaging JMRI*. 2007;25:737-42.
70. 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 3.0 T. *Radiology*. 2017;282:74-83.
71. Weiger M, Pruessmann KP, Boesiger P. Cardiac real-time imaging using SENSE. SENSitivity Encoding scheme. *Magn Reson Med*. 2000;43:177-84.
72. Wetzl J, Schmidt M, Pontana F, Longère B, Lugauer F, Maier A, et al. Single-breathhold 3-D CINE imaging of the left ventricle using Cartesian sampling. *MAGMA*. févr 2017;31(1):19-31.

73. 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.* juin 2012;39(7):4115-22.
74. Rösner A, Barbosa D, Aarsæther E, Kjørnås D, Schirmer H, D'hooge J. The influence of frame rate on two-dimensional speckle-tracking strain measurements: a study on silico-simulated models and images recorded in patients. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2015;16:1137-47.
75. 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.
76. Semelka RC, Tomei E, Wagner S, Mayo J, Kondo C, Suzuki J, et al. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology.* mars 1990;174(3 Pt 1):763-8.
77. 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 Off J Soc Cardiovasc Magn Reson.* 2013;15:79-86.
78. Eberle HC, Nassenstein K, Jensen CJ, Schlosser T, Sabin GV, Naber CK, et al. Rapid MR assessment of left ventricular systolic function after acute myocardial infarction using single breath-hold cine imaging with the temporal parallel acquisition technique (TPAT) and 4D guide-point modelling analysis of left ventricular function. *Eur Radiol.* 2010;20:73-80.
79. Kotwinski P, Smith G, Sanders J, Cooper J, Kotwinski D, Teis A, et al. CMR shows that anthracycline cardiotoxicity is common in women treated for early breast cancer and associated with undiagnosed hypertension; but cannot be reliably detected using late-gadolinium enhancement imaging. *J Cardiovasc Magn Reson.* 30 janv 2013;15(Suppl 1):P276.
80. Patel A, Shetty D, Hollings N, Dodds N. Contraceptive implant embolism into the pulmonary artery. *Ann Thorac Surg.* 2014;97:1452.
81. Ponikowski P, Voors AA, Anker SD, Bueno H, Cleland JGF, Coats AJS, et al. 2016 ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure: The Task Force for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure of the European Society of Cardiology (ESC). Developed with the special contribution of the Heart Failure Association (HFA) of the ESC. *Eur J Heart Fail.* 2016;18(8):891-975.
82. Graff CG, Sidky EY. Compressive sensing in medical imaging. *Appl Opt.* 2015;54:C23-44.
83. Wintersperger BJ, Nikolaou K, Dietrich O, Rieber J, Nittka M, Reiser MF, et al. Single breath-hold real-time cine MR imaging: improved temporal resolution using generalized autocalibrating partially parallel acquisition (GRAPPA) algorithm. *Eur Radiol.* août

2003;13(8):1931-6.

AUTEUR : Nom : GRENIER

Prénom : Lucas

Date de Soutenance : septembre 2019

Titre de la Thèse : Séquence ciné en *compressed sensing* avec gating cardiaque rétrospectif pour l'évaluation des volumétries en IRM cardiaque

Thèse - Médecine - Lille 2019

Cadre de classement : Radiologie cardiovasculaire

DES + spécialité : Radiodiagnostic et Imagerie Médicale

Mots-clés : imagerie par résonance magnétique, cardiaque, cœur, compressed sensing, temps-réel, imagerie rapide

Résumé :

Introduction : L'IRM cardiaque est la méthode de référence pour l'évaluation des volumes et des fractions d'éjections ventriculaires droite et gauche. Les techniques d'accélération ont été développées pour réduire les temps d'acquisition avec des séquences ciné en *compressed sensing* (CS). Cette méthode est basée sur un sous-échantillonnage aléatoire de la représentation compressible d'une image, qui est restituée par reconstructions itératives. Une séquence en CS temps réel (CS_{rt}) a déjà été évaluée notamment pour la quantification des paramètres fonctionnels ventriculaires, mais dégrade cependant la qualité image. Nous évaluons un variant du CS_{rt}, avec synchronisation rétrospective (CS_{rg}) supposé améliorer la netteté des images.

Matériels & Méthodes : 30 patients ont été inclus. Les mêmes coupes étaient acquises avec la séquence de référence (bSSFP) et les séquences CS_{rt} et CS_{rg}. L'évaluation de la qualité image a été réalisée en utilisant la netteté des bords (ζ) qui est une estimation de la fonction d'étalement des bords, marqueur objectif de la qualité image intrinsèque. La mesure des paramètres fonctionnels pour chaque ventricule a été faite sur les séquences bSSFP et CS_{rg}. Le même observateur a renouvelé l'analyse de la séquence CS_{rg} un mois plus tard pour étudier la variabilité intra-observateur. Un second observateur a réalisé les mêmes mesures pour le CS_{rg}, afin d'évaluer la variabilité inter-observateur.

Résultats : Un nombre moyen de $14,1 \pm 2,3$ [11-15] coupes a été acquis pour chaque technique. Le temps d'acquisition était de 512 ± 15 s en bSSFP, 24 ± 5 s en CS_{rt} et de 58 ± 15 s en CS_{rg}. La netteté des bords du CS_{rg} était meilleure qu'en CS_{rt} ($\zeta_{CSrg} = 0,083 \pm 0,013 \text{ pixel}^{-1}$ versus $\zeta_{CSrt} = 0,070 \pm 0,011 \text{ pixel}^{-1}$; $p = 0,0004$) et n'était pas différente du bSSFP ($\zeta_{bSSFP} = 0,075 \pm 0,016 \text{ pixel}^{-1}$ versus $\zeta_{CSrg} = 0,083 \pm 0,013 \text{ pixel}^{-1}$; $p = 0,0516$). Les volumes ventriculaires gauches et droits en CS_{rg} n'étaient pas différents de ceux obtenus en bSSFP ($p > 0,05$). Les reproductibilités intra et inter-observateur étaient excellentes avec un coefficient de corrélation intra-classe à 0,99 et 0,96, respectivement.

Conclusion : Contrairement au CS_{rt}, les images acquises en CS_{rg} en moins d'une minute permettent une mesure fiable des paramètres ventriculaires sans dégrader la qualité image.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO

Assesseurs : Monsieur le Pr David MONTAIGNE

Monsieur le Dr François PONTANA

Directeur de Thèse : Monsieur le Dr Benjamin LONGERE

