



UNIVERSITÉ DE LILLE
FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG
Année : 2022

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Évaluation d'une séquence ciné-IRM temps-réel prototype avec
compressed-sensing en respiration libre et correction du
mouvement**

Présentée et soutenue publiquement le 7 juin 2022 à 14h
au Pôle Formation
par **Neelem ABASSEBAY**

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO

Assesseurs :

Monsieur le Professeur David MONTAIGNE

Monsieur le Professeur François PONTANA

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur Benjamin LONGERE

**Travail du Service de Radiologie et Imagerie Cardiaque et Vasculaire
du CHU de Lille.**

AVERTISSEMENT

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

Table des matières

<i>Abréviations</i>	6
<i>Résumé de l'article</i>	7
<i>Première partie : Contexte de l'étude</i>	9
1) IRM CARDIAQUE : PRINCIPES ET INDICATIONS	10
a) Principes physiques de l'IRM	10
b) IRM cardiaque : pour quelles indications ?	11
c) Séquence ciné bSSFP segmentée : principes et avantages	14
d) Limites de la séquence de référence : dépendance à l'arythmie et à la dyspnée	16
2) LES OUTILS A NOTRE DISPOSITION POUR REDUIRE LES EFFETS DE L'ARYTHMIE ET DE LA DYSPNEE	19
a) Réduire les artéfacts liés à l'arythmie	19
b) Réduire les artéfacts liés aux mouvements respiratoires	21
c) Intérêts des séquences en temps réel	22
d) Principes du <i>Compressed Sensing</i>	24
3) LES LIMITES DU COMPRESSED SENSING TEMPS-REEL : DEVELOPPEMENT DE NOUVELLES TECHNOLOGIES	26
a) <i>Compressed sensing</i> temps-réel en pratique clinique	26
b) Séquence ciné en CS avec synchronisation rétrospective à l'ECG	29
c) Séquence ciné en CS temps-réel et respiration libre avec correction de mouvements ..	30
<i>Objectifs du travail de thèse</i>	33
<i>Deuxième partie : Manuscrit de l'article</i>	34
1) INTRODUCTION	35
2) METHODS	36
a) Study population	36
b) Imaging protocol	36
c) Cine images quality assessment	38
d) Functional evaluation	41
e) Conditions of image analysis	42
f) Statistical analyses	42

3) RESULTS	43
a) Population description	43
b) Scan time and image quality	46
c) Functional assessment.....	54
4) DISCUSSION	54
a) Image quality	54
b) Functional assessment.....	55
c) Motion correction	56
d) Limitation	57
5) CONCLUSIONS	58
<i>Discussion (Version française)</i>	59
a) Qualité des images	59
b) Évaluation fonctionnelle.....	60
c) Correction du mouvement	61
d) Limites	62
<i>Conclusion de la thèse</i>	64
<i>Bibliographie</i>	66
<i>Annexes</i>	73

Abréviations

AF : atrial fibrillation

CMR : cardiac magnetic resonance

BH-SEG: breath-held segmented cine

bSSFP: balanced steady-state free precession

CD : conduction disorder

CI : confidence interval

CS : compressed sensing

EDV : end-diastolic volume

EF : ejection fraction

ES : edge sharpness

ESV : end-systolic volume

EuroCMR : European cardiac magnetic resonance registry

FB-CS : free-breathing motion-corrected compressed sensing cine

GCS : global circumferential strain

GRAPPA : generalized autocalibrating partial parallel acquisition

HRD : heart rhythm disorder

ICC : intraclass correlation coefficient

IQ : image quality

IQR : interquartile range

LV : left ventricle / left ventricular

LVM : left ventricular mass

MoCo : motion correction

PCI : phase-contrast imaging

PVC : premature ventricular contraction

RV : right ventricle / right ventricular

SD : standard deviation

SR : sinus rhythm

SV : stroke volume

Résumé de l'article

Objectifs

Les séquences ciné-IRM bSSFP segmentées en apnée sont sensibles à l'arythmie et aux mouvements respiratoires. Cette étude visait à évaluer si une nouvelle séquence temps-réel prototype avec *Compressed Sensing* en respiration libre et correction du mouvement (CS-MOCO) permet de s'affranchir de ces limitations sans compromettre la fiabilité de l'étude fonctionnelle des ventricules cardiaques.

Matériel et méthodes

Chez les patients adressés pour une IRM cardiaque, hors cardiopathies congénitales, des séquences ciné-IRM ont été réalisées en technique standard bSSFP segmentées en plusieurs apnées (SEG-APNEE) avec accélération GRAPPA=2 et en technique *Compressed Sensing* prototype temps-réel en respiration libre (accélération : 9,0 à 24,0, selon la fréquence cardiaque) avec correction automatisée du mouvement (CS-MOCO). Des coupes petit-axe ont été acquises avec chaque séquence selon des paramètres appariés : résolution spatiale = $1,9 \times 1,9 \text{ mm}^2$, matrice = $192 \times 156 \text{ pixels}^2$, champs de vue = $360 \times 292 \text{ mm}^2$, 25 phases cardiaques. Les temps d'acquisition et de reconstruction, la qualité images subjective (échelle de Likert de 1 à 4), le score d'artefacts, la mesure de la netteté des bords, les volumes du ventricule gauche (VG) et du ventricule droit (VD), les fractions d'éjection (FE) du VG et du VD, la masse du VG et le *strain* circonférentiel global du VG ont été évalués pour chaque séquence. L'approbation du comité d'éthique a été obtenue (numéro IRB : CRM-2103-163).

Résultats

Au total, 52 patients consécutifs ont été inclus (29 hommes ; $57,7 \pm 18,9$ ans ; $74,6 \pm 17,9$ bpm). Le temps d'acquisition des cinés CS-MOCO était significativement plus court ($2,0 \pm 0,5$ min vs $4,5 \pm 0,7$ min, $p < 0,0001$), bien que les temps de reconstruction étaient plus longs ($4,5 \pm 1,1$ min vs $0,2 \pm 0,0$ min, $p < 0,0001$) en comparaison avec les cinés SEG-APNEE. La séquence CS-MOCO permettait d'obtenir une meilleure qualité image, un meilleur score d'artefacts et de netteté des bords ($p < 0,0001$), notamment pour les patients souffrant d'arythmie ($n=18$; 3 [IQR : 3-4] vs 4 [IQR : 4-4] ; $p=0,002$) ou de dyspnée ($n=7$; 3 [IQR : 3-4] vs 4 [IQR : 4-4], $p=0,02$). Indépendamment du rythme cardiaque, aucune différence significative n'était observée concernant les volumes et la fraction d'éjection du VG et du VD, la masse du VG ou le *strain* circonférentiel global du VG.

Conclusion

La séquence ciné-IRM en respiration libre CS-MOCO permet une analyse fiable des paramètres fonctionnels des ventricules cardiaques en routine clinique, avec une meilleure qualité image et un temps d'acquisition plus court que la séquence ciné-IRM classique en apnée, en particulier chez les patients souffrant d'arythmie ou de dyspnée.

Première partie : Contexte de l'étude

1) IRM CARDIAQUE : PRINCIPES ET INDICATIONS

a) Principes physiques de l'IRM

L'IRM est basée sur les propriétés magnétiques des protons des noyaux d'hydrogène ¹. En effet, chaque proton d'hydrogène (ou spin) présente un mouvement de rotation sur lui-même que l'on appelle mouvement de précession et qui résulte en un petit champ magnétique. L'application de B₀ (champ magnétique de 1,5 ou 3 Tesla, en pratique clinique) oriente l'ensemble des protons de l'objet étudié dans la même direction que B₀, permettant d'obtenir une aimantation tissulaire, que l'on appelle M₀. Après émission d'une onde de radiofréquence, l'ensemble des spins en précession entrent en résonance : c'est la phase d'excitation. Lorsque l'onde de radiofréquence est interrompue, les spins retournent à leur état initial correspondant alors à la phase de relaxation. C'est l'analyse de cette phase de relaxation qui apporte les informations nécessaires à la formation des images.

L'antenne réceptrice recueille la fréquence du signal obtenu ainsi que sa localisation. Ces données sont ensuite représentées dans un espace k ou plan de Fourier. La transformée de Fourier permet d'extraire les fréquences individuelles d'un signal, leur intensité et leur phase, et la transformée de Fourier inverse reconstitue l'image à partir de ces informations.

Le remplissage du plan de Fourier peut se faire de différentes façons. La méthode standard consiste en une acquisition cartésienne de ce plan, par lignes parallèles successives, impliquant une répétition de l'impulsion par onde de radiofréquence jusqu'au remplissage complet de l'espace.

Les basses fréquences spatiales, responsables du contraste de l'image, sont localisées au centre du plan de Fourier, tandis que la périphérie du plan contient les hautes fréquences spatiales. Celles-ci contribuent aux détails fins mais également au bruit de l'image.

En IRM cardiaque, l'organe étudié est en mouvement permanent. Ainsi, en raison des contractions cardiaques, le remplissage du plan de Fourier est habituellement réalisé sur plusieurs battements cardiaques, grâce à une synchronisation de l'acquisition à l'ECG du patient.

b) IRM cardiaque : pour quelles indications ?

Dans la prise en charge des patients atteints de pathologies cardio-vasculaires, l'IRM cardiaque occupe aujourd'hui une place centrale. En effet, cette technique d'imagerie, qui a pour avantages d'être non invasive et non irradiante, permet une étude précise et reproductible des volumes et fonctions ventriculaires, de l'anatomie du cœur, du degré de gravité et du retentissement de valvulopathies, et des modifications de l'architecture tissulaire du myocarde, notamment dans le cadre de pathologies inflammatoires ou infiltratives^{2,3,4}.

Selon la conférence de consensus publiée par la *Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR)*, l'IRM cardiaque est un examen de Classe I (imagerie de première intention avec un haut niveau de preuve scientifique) dans de nombreuses indications, dont :

- Diagnostic et suivi de cardiomyopathies dilatées, hypertrophiques, de myocardites, de cardiomyopathies arythmogènes, d'atteinte cardiaque d'amylose ou de sarcoïdose ou de non-compaction du ventricule gauche ;
- Bilan initial de cardiopathies congénitales ;

- Bilan de syndrome coronarien chronique ou de MINOCA (*Myocardial infarction with non-obstructive coronary arteries*)^{5,6,7}.

On retrouve les même indications dans les recommandations établies par l'*European Society of Cardiology* (ESC)⁸.

L'IRM cardiaque est ainsi considérée comme le *gold standard* dans l'évaluation des volumes et fonctions ventriculaires gauches et droites, ainsi que de la masse myocardique ventriculaire gauche^{9,10,11}. Cette évaluation repose sur une segmentation précise de l'endocarde et de l'épicarde du ventricule gauche, ainsi que de l'endocarde du ventricule droit. Celle-ci est réalisée sur les séquences ciné, en télé-systole et en télé-diastole. Ce processus, partiellement automatisé par les logiciels de post-traitement disponibles en pratique clinique (**Figure 1**), est basé sur des plans de coupe standardisés : une coupe quatre cavités, des coupes long axe sur les cavités cardiaques droites et gauches et des coupes petit axe recouvrant les ventricules de l'apex à la base¹².

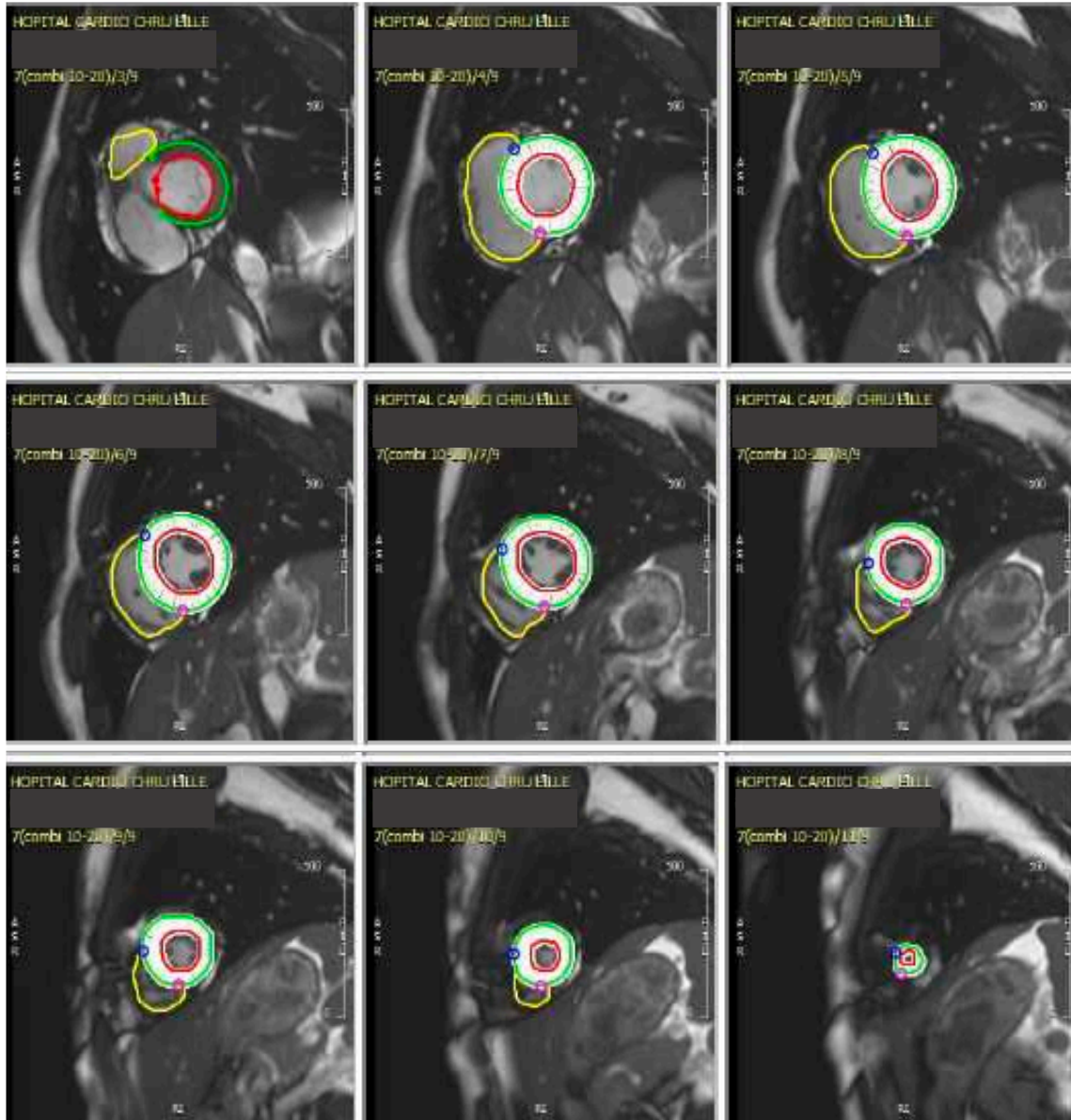


Figure 1 : Patient de 30 ans, adressé pour suspicion de myocardite aiguë.
 Segmentation automatisée par le logiciel de post-traitement cvi42 (Version 5.12.2., Circle Cardiovascular Imaging Inc.), avec corrections manuelles.
 Délimitation de l'endocarde du VG en rouge, de l'épicarde du VG en vert et de l'endocarde du VD en jaune.

Le protocole de base en IRM cardiaque comporte : des séquences ciné, des séquences en contraste de phase sur l'aorte pour mesure du flux aortique, puis après injection de gadolinium, des séquences de rehaussement tardif.

Selon les indications, on peut adjoindre à ce protocole des séquences de perfusion de premier passage, des séquences de rehaussement précoce et des séquences de *mapping* T1 et T2 ¹².

c) Séquence ciné bSSFP segmentée : principes et avantages

Les séquences ciné sont les premières réalisées lors d'un examen d'IRM cardiaque. En effet, ces séquences dynamiques apportent des informations clés sur la fonction et la cinétique cardiaques.

Historiquement, la séquence ciné en écho de gradient de type FLASH (*Fast Low Angle Shot*) constitue la première séquence ciné de référence ^{13,14}. Elle a ensuite été remplacée par une séquence en écho de gradient à l'état d'équilibre, la séquence bSSFP (*balanced steady-state free precession*) ^{15,16}. Celle-ci apporte en effet un meilleur contraste que les séquences FLASH avec un temps d'acquisition plus court ^{17,18}.

La séquence ciné bSSFP de référence consiste en une acquisition en écho de gradient ultra-rapide, impliquant un temps de répétition (TR) très court (assurant donc un nombre de mesures élevé), et un enregistrement des données sur différentes phases du cycle cardiaque. En effet, tout comme la séquence FLASH, elle est acquise de manière segmentée. Un tracé ECG est obtenu de façon concomitante à l'acquisition des images et un repère est placé sur chaque onde R. L'espace entre deux ondes R est ensuite découpé selon un nombre de phase prédéfini. Chaque phase correspond à un plan de Fourier qui est rempli grâce aux données obtenues sur de multiples contractions cardiaques, ligne après ligne.

Lorsque tous les plans de Fourier correspondant aux différentes phase du cycle cardiaque sont remplis, les images reconstruites sont alors visualisées de façon chronologique, comme dans un film, d'où l'appellation de séquence ciné ¹⁹.

Ainsi, ces séquences sont acquises sur plusieurs battements cardiaques, or, afin de ne pas être affectées par les mouvements respiratoires, elles nécessitent le maintien de multiples apnées par le patient. En effet, pour les séquences bSSFP de référence, l'obtention d'une coupe ciné requiert en général une apnée d'une durée de 10 à 20 secondes, variable selon les patients ^{20,21}. Celle-ci est alors multipliée par le nombre de coupes ciné nécessaire à la couverture de l'ensemble des ventricules, de l'apex à la base (ce qui correspond à une dizaine de coupes en moyenne, selon la morphologie du cœur du patient). Cependant, le maintien d'apnées répétées peut s'avérer être un facteur limitant pour certains patients atteints de cardiopathies.

De plus, pour être considérée comme diagnostique, une séquence ciné requiert une bonne résolution temporelle, pour une analyse fine de la cinétique cardiaque, et un excellent contraste, afin de pouvoir réaliser une segmentation précise des cavités cardiaques.

La séquence ciné bSSFP de référence a pour principales caractéristiques techniques un rapport signal sur bruit élevé et une pondération T1/T2 mixte prodiguant un excellent contraste entre le myocarde et le sang, sans la nécessité d'avoir recours à une injection de produit de contraste ¹⁶.

Quant à la résolution temporelle, elle correspond, en imagerie cardiaque, au nombre de phases acquises par cycle cardiaque, et dépend donc de l'intervalle entre deux ondes R (espace RR), propre à chaque patient. Pour les séquences ciné, il est recommandé de définir cette résolution à 20 phases/cycle au moins ^{12,22}.

Une étude a par ailleurs récemment montré l'intérêt d'augmenter cette résolution à 30 phases/cycle pour une évaluation plus précise et reproductible du *strain* (déformation) myocardique ²³. Au CHU de Lille, pour les séquences ciné bSSFP de référence, elle est comprise entre 20 et 25 phases/cycle, selon les patients.

d) Limites de la séquence de référence : dépendance à l'arythmie et à la dyspnée

Néanmoins, certains facteurs physio-pathologiques cardio-respiratoires peuvent complexifier l'acquisition des séquences ciné bSSFP de référence et compromettre la qualité des images obtenues.

En effet, habituellement, l'acquisition de ces séquences est réalisée avec une synchronisation cardiaque rétrospective. Cela signifie que les données fréquentielles sont collectées sur plusieurs battements cardiaques, puis, grâce à l'acquisition concomitante de l'ECG du patient, chaque phase du cycle cardiaque est reconstituée rétrospectivement ²⁴. Le traitement des données présuppose que chaque phase du cycle se situe à un délai identique après l'onde R sur les différents battements cardiaques enregistrés, et nécessite donc un espace RR le plus régulier possible, sur toute la durée d'acquisition. Cela est rendu particulièrement difficile chez les patients souffrant d'arythmie, pour lesquels l'espace RR est variable selon les cycles. Ainsi, le remplissage des plans de Fourier n'est pas homogène sur les différents battements cardiaques enregistrés, se traduisant par l'apparition d'artéfacts cinétiques : les limites entre le myocarde et la cavité sanguine apparaissent floues (**Figure 2**) et donc plus difficiles à segmenter ^{25,26}.



Figure 2 : Artéfacts cinétiques chez un patient de 21 ans, souffrant de tachycardie et d'arythmie.

La seconde difficulté que l'on peut rencontrer dans le cadre de l'acquisition des séquences ciné bSSFP de référence réside dans les mouvements cardiaques et respiratoires. En effet, le déplacement des structures étudiées au cours de l'acquisition, entraîne une dispersion du signal dans le sens du codage de la phase et de la fréquence. Cependant, ce déplacement sera principalement perçu dans le sens de la phase car la durée de l'échantillonnage en phase est relativement longue, équivalente à environ un TR. L'échantillonnage en fréquence est, quant à lui, très rapide, de quelques millisecondes, le mouvement des spins dans cette direction est donc trop faible pour être perceptible.

Ainsi, les objets en mouvement entraînent des incohérences dans l'échantillonnage des données fréquentielles. Si ces incohérences se répètent de façon périodique (respiration rapide, saccadée, ou battements cardiaques par exemple), elles résultent en l'apparition de lignes parallèles, ou d'images fantômes, de part et d'autre de l'objet étudié, dans la direction du codage de phase (**Figure 3**)²⁷.

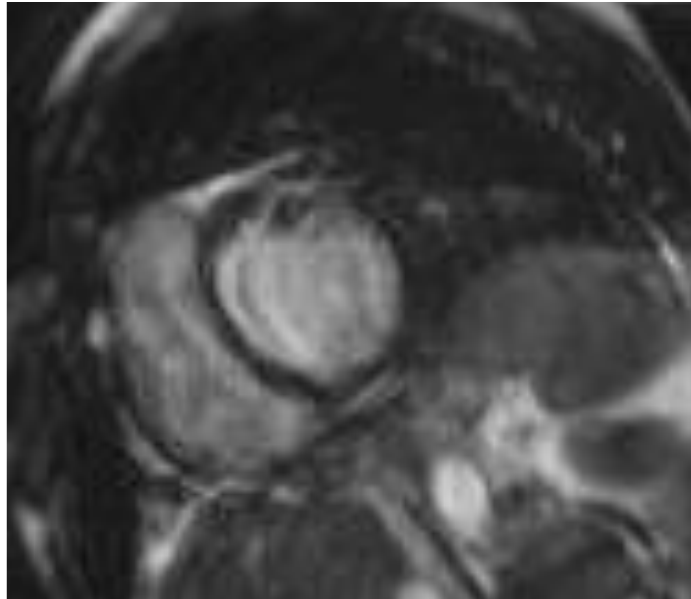


Figure 3 : *Images fantômes chez un patient de 70 ans, adressé pour bilan d'une cardiomyopathie dilatée. Présence de lignes parallèles dans le sens du codage de la phase.*

L'un des moyens les plus simples de lutter contre ces artéfacts liés aux mouvements respiratoires est l'apnée. Or, comme expliqué précédemment, suivant le protocole réalisé, de multiples apnées de chacune plusieurs secondes sont demandées au patient, cela pour une durée d'examen qui dépasse souvent les 30 minutes. Compte tenu du fait que certains patients adressés pour la réalisation d'une IRM cardiaque souffrent d'insuffisance respiratoire, cardiaque ou autres pathologies qui rendent le maintien de l'apnée difficile, l'examen peut être vécu comme inconfortable et source d'épuisement, ou n'est tout simplement pas réalisable.

2) LES OUTILS A NOTRE DISPOSITION POUR REDUIRE LES EFFETS DE L'ARYTHMIE ET DE LA DYSPNEE

a) Réduire les artéfacts liés à l'arythmie

En pratique clinique, lorsque le tracé ECG d'un patient réalisé en début d'examen montre une forme d'arythmie, il existe quelques outils simples pour limiter les artéfacts cinétiques.

Certains logiciels d'acquisition et de reconstruction des données, intégrés aux machines IRM, possèdent un programme de rejet de l'arythmie, qui permet de ne pas prendre en considération les mesures obtenues sur des intervalles RR irréguliers. Néanmoins, cette fonctionnalité ne peut s'appliquer que pour certaines formes d'irrégularités du rythme cardiaque, plutôt ponctuelles (extrasystoles par exemple), avec des variations modérées de l'espace RR. De plus, elle a pour conséquence une augmentation du temps d'acquisition, ce qui peut être problématique si le patient tient difficilement les apnées ²⁴.

Une autre solution à notre disposition est l'utilisation d'une synchronisation cardiaque prospective ²⁴. L'acquisition des images est, comme pour la synchronisation rétrospective, adaptée à l'ECG du patient. Cependant, c'est la détection de l'onde R qui déclenche l'enregistrement des données fréquentielles et le remplissage successif des plans de Fourier. Cela implique que la fenêtre d'acquisition, qui est déterminée en début d'acquisition, en fonction de l'ECG du patient, soit plus courte que l'espace RR, afin que le logiciel puisse se préparer en amont à l'arrivée d'une nouvelle onde R.

La durée de cette fenêtre d'acquisition est donc choisie de façon à acquérir un maximum de phases de l'espace RR, sans risquer d'enregistrer par erreur les données du cycle suivant, ce qui se traduirait par l'apparition d'artéfacts cinétiques. Par conséquent, avec cette méthode, le cycle cardiaque n'est pas enregistré de façon complète, car les données en télédiastole sont nécessairement omises, ce qui constitue la limite principale de cette forme de synchronisation (**Figure 4**)²⁸.

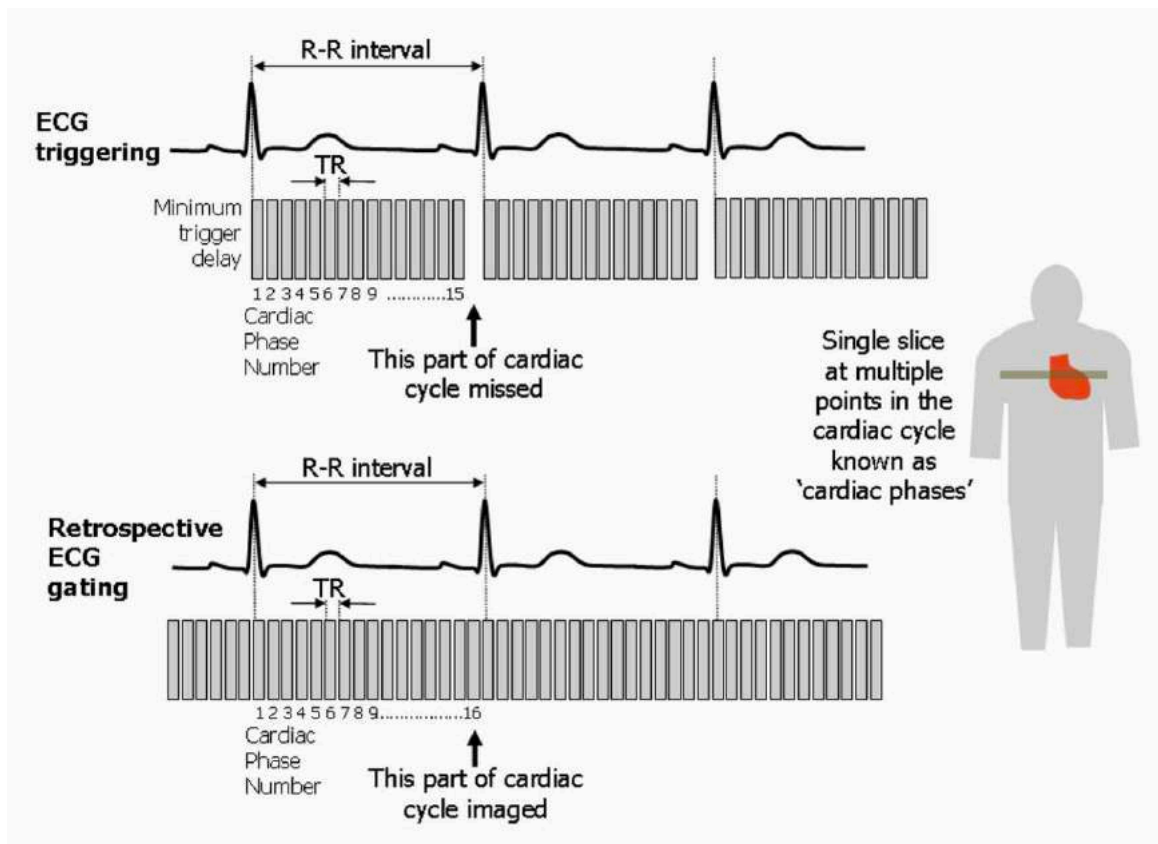


Figure 4 : Synchronisation cardiaque prospective (ECG triggering) versus synchronisation cardiaque rétrospective (Retrospective ECG gating). TR : temps de répétition (d'après¹⁹).

b) Réduire les artéfacts liés aux mouvements respiratoires

Différentes techniques permettent de lutter contre les images fantômes liées aux mouvements respiratoires.

La plus évidente est l'immobilisation du diaphragme par l'apnée consciente. Cependant, celle-ci ne peut être obtenue chez tous les patients adressés pour réalisation d'une IRM cardiaque.

On peut procéder à l'ajustement de certains paramètres d'acquisition. Il est possible par exemple d'augmenter le nombre d'excitations radiofréquence (Nex) ou nombre de vues selon les constructeurs, le plus souvent multiplié par deux. Grâce à la double acquisition des données fréquentielles, les erreurs de remplissage du plan de Fourier sont moyennées et leur intensité diminue. De plus, l'augmentation du Nex, tout comme l'augmentation du TR, permet d'espacer les images fantômes, afin qu'elles ne se projettent plus sur l'objet étudié ²⁷. Cette méthode a néanmoins pour corollaire une majoration proportionnelle du temps d'acquisition et donc de la durée d'examen.

Par ailleurs, l'artefact survenant dans le sens de la phase, on peut choisir d'inverser les directions de la phase et de la fréquence, afin que l'artefact se projette ailleurs sur l'image ²⁹.

On peut également s'aider de bandes de pré-saturation appliquées sur les parois thoracique et abdominale haute afin d'en supprimer le signal ²⁹.

Enfin, en plus de la synchronisation au rythme cardiaque, il est possible de synchroniser l'acquisition des images aux mouvements respiratoires : on parle de double synchronisation.

Le déclenchement de l'enregistrement des données sera basé sur la position du diaphragme dans l'espace en plus de la position temporelle du signal dans l'espace RR sur le tracé ECG. Les mouvements du diaphragme peuvent être étudiés grâce à différents dispositifs, parmi lesquels on trouve l'usage de ceintures abdominales, de caméras ou de système d'Echo Navigateur. Ce dernier consiste à ajouter, pendant l'acquisition, des échos avec un codage en fréquence, centrés sur le dôme diaphragmatique. Les données de la cinétique diaphragmatique ainsi obtenues permettent de synchroniser, a posteriori, les images à la respiration ³⁰.

Une méthode alternative aux Echo Navigateurs que l'on peut citer est l'*auto-gating* ^{31,32}. Elle repose sur un remplissage radial du plan de Fourier. Celui-ci correspond à un échantillonnage répété du centre du plan de Fourier, permettant d'extraire les informations liées aux déplacements de l'objet étudié et d'obtenir ainsi un profil des mouvements cardiaques et respiratoires, sans avoir recours à des méthodes de mesures extérieures, telles que l'ECG ou une ceinture abdominale par exemple. Cette technique présuppose cependant l'usage de méthodes de reconstruction des images spécifiques (rétroprojection filtrée par exemple) et augmente la durée d'acquisition des images ²⁹.

c) Intérêts des séquences en temps réel

Afin de réduire les temps d'acquisition des différentes séquences en IRM cardiaque, et notamment des séquences ciné, différentes méthodes d'accélération ont été développées. On peut citer, notamment, le remplissage non-cartésien du plan de Fourier, l'imagerie parallèle et le *Compressed Sensing*. Ces trois méthodes sont basées sur un sous-échantillonnage du plan de Fourier.

Pour rappel, le centre du plan de Fourier contient les basses fréquences spatiales, lesquelles sont responsables du contraste de l'image, alors que la périphérie du plan de Fourier contient les informations des hautes fréquences spatiales, qui contribuent aux détails fins et donc à la résolution spatiale, mais aussi au bruit de l'image. Or, dans le cadre des séquences ciné, c'est le contraste des images qui prime sur la résolution spatiale.

Certains modes de remplissage non-cartésien du plan de Fourier, radial ou en spirale par exemple, reposent sur un remplissage partiel du plan de Fourier. Celui-ci concerne l'ensemble du plan de Fourier mais est concentré sur son centre, afin de favoriser le contraste des images, permettant ainsi d'accélérer l'acquisition des données ^{33,34,35}. Toutefois, ces méthodes sont un peu plus sensibles aux artefacts de repliement que les séquences ciné de référence ³⁶.

Une autre de ces méthodes d'accélération est l'imagerie parallèle ^{37,38}. Celle-ci s'appuie sur l'enregistrement simultané, par un réseau d'antennes, du signal émis après excitation par une onde radiofréquence. Les antennes sont calibrées en début d'examen, dans les mêmes conditions que celles de l'acquisition des données images (apnée, position du patient).

Chacune de ces antennes enregistre des informations spatiales précises, indispensables au processus de reconstruction des images. Une ligne sur deux du plan de Fourier est acquise, et chaque antenne produit une image repliée. Différentes séquences d'imagerie parallèle existent, que l'on différencie selon que la reconstruction des images soit réalisée dans le domaine fréquentiel ou dans le domaine image.

Par exemple, pour la séquence SENSE (SENSitivity Encoding), la résolution des données repliées acquises par les différentes antennes est réalisée dans le domaine image ³⁹.

L'imagerie parallèle permet ainsi de diviser par le nombre d'antennes utilisées, la durée de l'acquisition et donc le nombre d'apnées. Néanmoins, elle accuse une diminution du rapport signal sur bruit si le facteur d'accélération est trop important, et l'apparition d'artéfact de repliement ²⁷.

En plus de l'imagerie parallèle, il est également possible d'utiliser la technologie du *Compressed Sensing* (CS) comme méthode d'accélération ¹².

d) Principes du *Compressed Sensing*

Le CS repose sur trois principes fondamentaux : la compressibilité des images, le sous-échantillonnage aléatoire du plan de Fourier, et l'utilisation de reconstructions itératives non-linéaires ⁴⁰.

D'une manière générale, compresser une image a pour objectif de réduire la taille du fichier correspondant, afin de faciliter son stockage et son transfert, sans que l'œil humain ne puisse percevoir la perte d'information qui en résulte.

Par exemple, en photographie, le format JPEG est une forme compressée de l'image native. Or, ce format est obtenu après acquisition de l'image, en ne conservant que les informations essentielles à la reconstruction de l'image ⁴¹.

Le principe du CS est d'utiliser les propriétés de compressibilité d'une image dès son acquisition, afin d'en réduire sa durée. Ainsi, seules les données qui auraient été conservées après le processus de compression sont enregistrées ⁴².

En IRM, une image est dite compressible, ou *sparse*, lorsque l'on peut la représenter par un nombre de coefficients non-nuls, inférieur au nombre de pixels total de cette image. En effet, le CS repose sur le fait que, selon les informations nécessaires au post-traitement de l'image que l'on cherche à acquérir, certaines données fréquentielles peuvent être considérées comme non essentielles, et peuvent donc être négligées lors de l'échantillonnage. L'application d'une transformée mathématique particulière, la transformée en ondelettes discrètes, permet de créer une représentation *sparse* de l'image, avec un petit nombre de coefficients élevés contenant un concentré de données fréquentielles et d'autres coefficients plus faibles, contenant moins de données. Ces coefficients plus faibles sont éliminés lors de l'échantillonnage ⁴¹.

Cet échantillonnage du plan de Fourier est la deuxième propriété importante du CS. En effet, il est réalisé aléatoirement, de telle sorte que les artéfacts de repliement liés au sous-échantillonnage du plan de Fourier ne se répliquent pas de façon périodique, ce qui serait le cas avec un remplissage cartésien de l'espace, ligne par ligne. Grâce à cet échantillonnage aléatoire, ces artéfacts apparaissent comme des coefficients de bas signal qui peuvent alors être éliminés de l'image finale ⁴⁰.

Une transformée de Fourier inverse est ensuite appliquée, suivie de multiples reconstructions itératives non-linéaires qui permettent de restituer une image reconstruite qui se rapproche le plus possible de l'image native.

L'accélération des images en CS est telle qu'il est possible d'acquérir l'ensemble du cycle en un battement cardiaque, et donc possiblement en une apnée, selon les possibilités du patient : on parle de séquences ciné en CS temps-réel (CS_{rt}).

De nombreuses études ont montré une bonne concordance dans l'évaluation cardiaque fonctionnelle, en comparaison à la séquence ciné de référence^{20,21,43,44,45,46}. De plus, l'acquisition en temps-réel que permet cette séquence, la rend robuste face aux mouvements respiratoires et permet donc une acquisition en respiration libre⁴⁵. Elle permet, notamment chez les patients souffrant d'arythmie, une réduction des artefacts cinétiques et une diminution significative de la durée de l'examen⁴⁷.

3) LES LIMITES DU COMPRESSED SENSING TEMPS-REEL :

DEVELOPPEMENT DE NOUVELLES TECHNOLOGIES

a) *Compressed sensing* temps-réel en pratique clinique

Bien que les séquences en CS_{rt} aient montré de bons résultats dans l'étude des paramètres fonctionnels ventriculaires, elles présentent également certaines limites.

Tout d'abord, en *Compressed Sensing*, le nombre d'itérations appliqué lors de la reconstruction des images en détermine la qualité et la durée. Il a été montré qu'un nombre de 80 itérations était considéré comme optimal en terme de qualité image⁴⁸. C'est d'ailleurs sur cette base qu'ont été réalisées les études sur les séquences CS_{rt} citées ci-dessus^{21,43,44,45,46}. Néanmoins, le temps de traitement des données correspondant à ces 80 reconstructions, estimé à environ une minute par image, n'est pas compatible avec la pratique clinique quotidienne⁴⁹.

A noter également que la séquence en CS_{rt} est basée sur une synchronisation cardiaque adaptative : l'acquisition des données est déclenchée par la détection d'une onde R et s'arrête à l'arrivée de la suivante, avec enregistrement d'autant de phases du cycle cardiaque que le TR le permet, sur un espace RR donné, pour une résolution temporelle limitée à 49 ms ⁴⁷. L'enregistrement des données étant réalisé sur un battement cardiaque, des variations même minimes du cycle cardiaque entraînent un nombre différents de phases entre les différentes coupes. C'est le processus d'interpolation qui permet de normaliser le nombre de phases pour chaque coupe et d'obtenir les 20 ou 25 phases requises pour une analyse fiable des volumes (**Figure 5**).

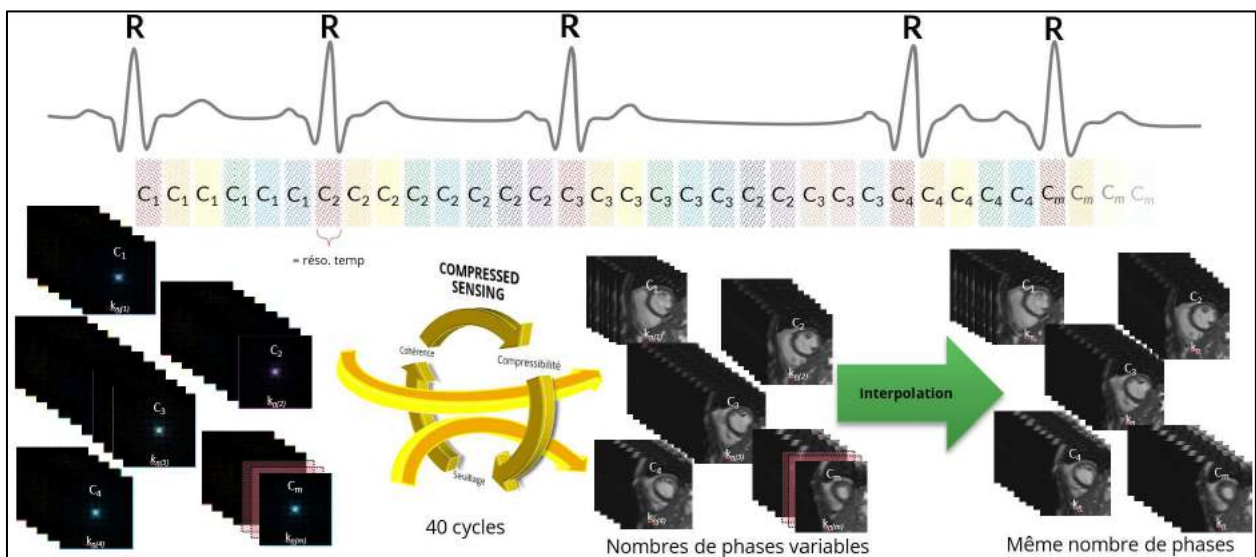


Figure 5 : Illustration de la synchronisation cardiaque adaptative (avec l'autorisation de Benjamin Longère). Enregistrement d'autant de phases (C_1, C_2, \dots) que l'espace entre deux ondes R le permet. L'interpolation permet ensuite d'obtenir un même nombre de phases par cycle.

C_1, C_2, C_3, \dots = phases du cycle cardiaque ; Réso. Temp. = résolution temporelle.

Or, ce processus, en créant des coupes composites, apporte également un flou dans l'image.

Il a été montré que diviser par deux le nombre d'itérations, (soit 40 reconstructions itératives), en plus de réduire significativement le temps de reconstruction, assure une mesure fiable des volumes et masses ventriculaires, mais a pour conséquence un aspect flouté de l'image et une diminution significative de la netteté des bords (*Edge Sharpness*) en comparaison à la séquence ciné de référence (**Figure 6**)^{50,20}.

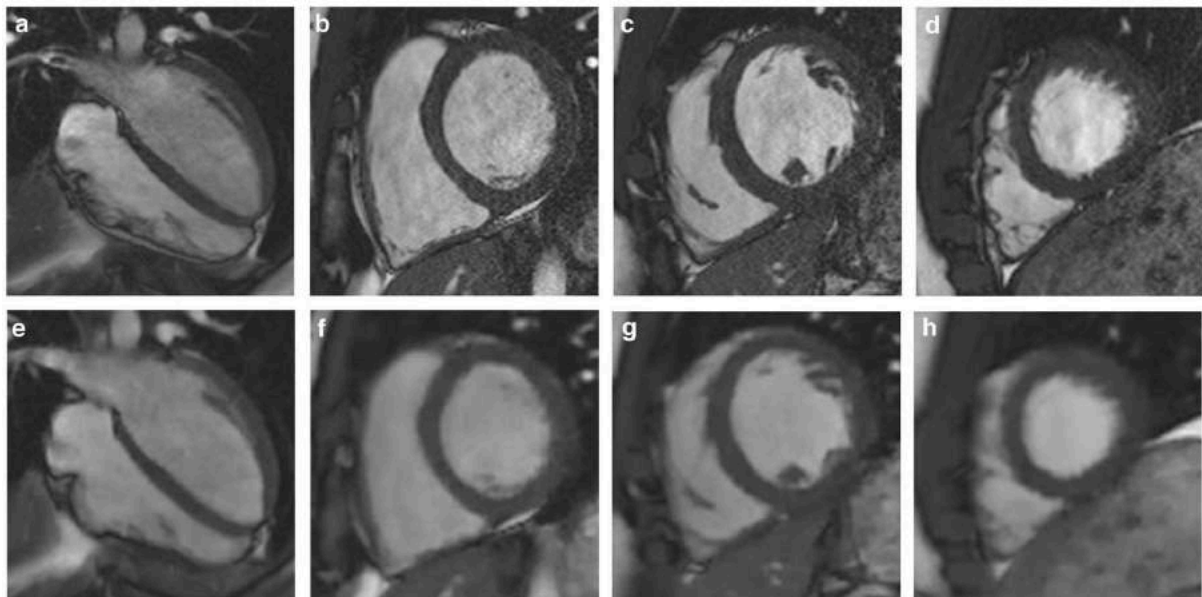


Figure 6 : Séquences ciné bSSFP segmenté (a-d) versus ciné CS_{rt} (e-h), d'après²⁰.

De plus, pour des rythmes cardiaques très rapides (> 100 bpm), pour une résolution temporelle de 49 ms, le nombre de phases échantillonné peut être insuffisant. La télésystole ne peut être enregistrée correctement, ce qui conduit à une sous-estimation de celle-ci et donc de la fraction d'éjection systolique²⁰.

b) Séquence ciné en CS avec synchronisation rétrospective à l'ECG

Pour remédier à ces problèmes de sous-estimation d'une portion du cycle cardiaque, observés pour les synchronisations cardiaques prospectives, une séquence CS *2-shot* avec synchronisation cardiaque rétrospective (CS_{rg}) a récemment été mise au point et commercialisée^{51,52}. Celle-ci est basée sur le principe du CS avec application de 40 reconstructions itératives, combiné à une acquisition rétrospective, segmentée, sur deux battements cardiaques. Ainsi, le plan de Fourier, bien qu'également rempli partiellement, l'est deux fois plus que pour la séquence CS_{rt} .

L'ensemble des phases du cycle cardiaque (25 phases dans notre centre) sont reconstruites rétrospectivement. Les coupes petit axe, les coupes long axe VG et VD ainsi que la coupe 4 cavités sont obtenues, dans l'étude réalisée dans notre centre, en trois apnées, avec une durée d'acquisition d'une minute en moyenne⁵².

Grâce à son caractère segmenté, cette séquence permet une analyse complète du cycle cardiaque et fournit une meilleure résolution spatiale. En comparaison à la séquence CS_{rt} , on note une franche amélioration de la netteté des bords, ce qui se traduit par une segmentation plus précise des ventricules (**Figure 7**).

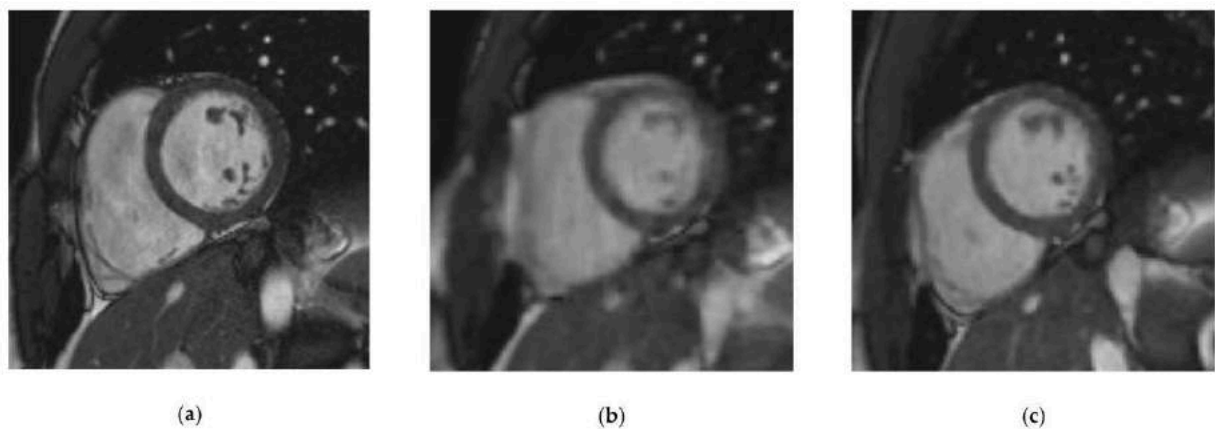


Figure 7 : Séquences ciné *bSSFP* (a), CS_{rt} (b) et CS_{rg} (c), d'après⁵².

Par conséquent, les mesures de volumes, masse et fonctions cardiaques présentent une meilleure concordance avec celles obtenues grâce à la séquence ciné bSSFP de référence.

Toutefois, l'acquisition est segmentée et non en temps-réel, ce qui la rend moins robuste face aux variations du rythme cardiaque et face aux mouvements respiratoires, notamment chez les patients arythmiques, chez lesquels cette séquence n'a pas été testée.

c) Séquence ciné en CS temps-réel et respiration libre avec correction de mouvements

L'enjeu des nouvelles séquences ciné repose donc sur une combinaison du caractère temps-réel du CS, plus résistant à l'arythmie, à la qualité des images obtenues grâce à la séquence segmentée avec synchronisation cardiaque rétrospective, le tout en une durée d'acquisition la plus courte possible, nécessitant peu d'apnées de la part du patient, voire aucune.

C'est dans cette optique qu'a été développé le nouveau prototype ciné présenté dans l'étude ci-après.

En effet, celui-ci est basé sur une technologie en CS temps-réel, avec acquisition des données en respiration libre et application d'une correction de mouvements (CS MOCO). Elle est constituée de plusieurs étapes dont voici un résumé.

La première étape d'échantillonnage, dans le domaine fréquentiel, repose sur un synchronisation cardiaque adaptative (voir plus haut). C'est dans ce domaine qu'est appliqué un filtre anti-arythmie, qui élimine toutes les acquisitions avec un nombre de phases variant de plus de deux écart-types du RR médian.

Un processus de normalisation additionnel permet ensuite de s'assurer que chaque coupe préservée après le rejet d'arythmie, contienne le même nombre de phases, qui est prédéfini ici à 25 phases/cycle.

Pour la reconstruction du domaine image à partir du domaine fréquentiel, en plus de la transformée en ondelettes discrètes, un nombre total de 60 itérations est appliqué. On obtient alors plusieurs fois la même coupe ciné avec le même nombre de phases/cycle.

Or, l'acquisition étant réalisée en respiration libre, ces coupes ont une position de diaphragme différente. Un algorithme réalise alors un tri au sein des différentes images obtenues, en retenant les images avec un score de mouvement le plus bas possible. Une correction de mouvement automatisée par recalage élastique est ensuite appliquée aux images ⁵³. Enfin, une dernière étape de moyennage des données combine l'ensemble des enregistrements réalisés sur les différents battements cardiaques afin d'obtenir, comme résultat final, une coupé ciné avec la meilleure qualité image possible (**Figure 8**).

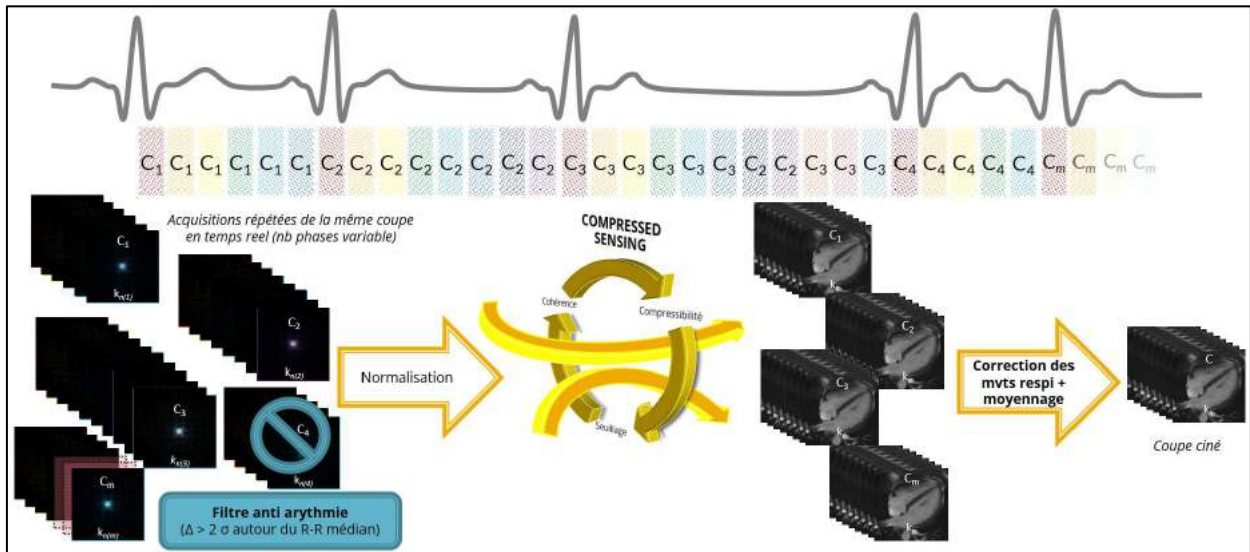


Figure 8 : Illustration du principe d'obtention du ciné CS MOCO (avec l'autorisation de Benjamin Longère).

$C_1, C_2, C_3 \dots$ = phases du cycle cardiaque ; $\Delta > 2 \sigma$ = nombre de phases variant de plus de deux écart-types du RR médian.

Objectifs du travail de thèse

L'objectif principal de cette étude est de mettre à l'épreuve ce nouveau prototype de séquence ciné en CS temps-réel, avec acquisition en respiration libre et application d'une correction des mouvements respiratoires, dans un contexte de pratique clinique quotidienne, y compris chez des patients arythmiques et/ou dyspnéiques.

Afin d'être le plus exhaustif possible, nous allons comparer cette nouvelle séquence à la séquence bSSFP de référence en termes de :

- 1) Temps d'acquisition et de reconstruction ;
- 2) Qualité image subjective ;
- 3) Qualité d'acquisition, avec une métrique de qualité image intrinsèque par définition objective, à savoir la netteté des bords (*edge-sharpness*) ;
- 4) Mesures de volumes, masse et fonctions cardiaques gauches et droites ;
- 5) Déformation du myocarde à l'aide de la mesure du *strain* circonférentiel global.

Deuxième partie : Manuscrit de l'article

1) INTRODUCTION

Cardiac magnetic resonance (CMR) is a key-examination in the management of patients suffering from heart condition ^{54,5}. Segmented balanced steady-state free precession (bSSFP) cine is the gold-standard for functional and structural assessment of both left (LV) and right ventricles (RV), ideally during expiratory breath-holding ¹². However, cardiopathies may be responsible for dyspnea or arrhythmia that may impair image quality (IQ) ²⁶. Real-time cine imaging can address these technical pitfalls, featuring radial *k*-space sampling and/or parallel imaging in frequency or image domain ^{55,56,57}. Applied to bSSFP conventional cine sequences, compressed sensing (CS) provides further acceleration by recovering a full signal from undersampled *k*-space ^{58,59,42}. Real-time CS cine sequences have been evaluated for volumes and mass measurements of both ventricles, wall motion assessment, and image quality in case of free-breathing imaging or arrhythmia ^{43,44,47–49,60–64}. Intrinsic IQ measurement demonstrated an impaired edge sharpness (ES) as compared to the gold-standard cine, which was depictable on subjective overall IQ scores ²⁰. However, CS cine is now mentioned in the guidelines for standardized CMR protocols of the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance ¹². A prototype new generation CS cine featuring real-time imaging and retrospective fully automated respiratory motion correction (MoCo) has been developed ⁶⁵.

The aim of this study was to provide a comprehensive evaluation of this prototype MoCo CS cine acquired in free-breathing (FB-CS) as compared to the conventional segmented breath-hold bSSFP sequence (BH-SEG), regarding IQ and ventricular functional parameters, including feature tracking.

2) METHODS

a) Study population

A retrospective longitudinal single-center enrollment of 52 patients referred for CMR was performed from January 2021 to March 2021. Exclusion criteria were congenital heart disease anatomy, stress CMR, magnetic resonance imaging contraindications, underaged patients and patient refusal.

Every patient gave informed consent, and the protocol was approved by the Institutional Review Board of the French Medical Imaging Research Ethics Committee under the IRB number CRM-2103-163.

b) Imaging protocol

All CMR examinations were performed on a 1.5-T scanner (MAGNETOM Aera, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany). All patients underwent an examination including at least, and prior to any contrast media injection:

- a short-axis cine stack covering the entire ventricles acquired with the conventional breath-held BH-SEG cine,
- the same short-axis stack repeated during free-breathing using the prototype FB-CS,
- a phase-contrast imaging (PCI) sequence on the aortic sino-tubular junction to assess LV stroke volume (SV).

Imaging parameters of the cine sequences are summarized in **Table 1**.

Table 1: Imaging parameters of the two sequences

	BH-SEG cine	FB-CS cine
Repetition time, ms	2.64	2.99
Echo time, ms	1.12	1.3
Flip angle, degrees	70	70
Sequence type	bSSFP	bSSFP
Acceleration technique / acceleration factor, n	GRAPPA / 2	CS / 9.0 to 24.0 ^a
Field of view, mm ²	360 × 292	360 × 292
Matrix, pixel ²	192 × 156	192 × 156
Spatial resolution, mm ²	1.9 × 1.9	1.9 × 1.9
Temporal resolution, ms	39.6	Variable ^b
Slice thickness / gap, mm	8 / 2	8 / 2
Bandwidth, Hz/pixel	930	930
ECG mode	Retrospective gating ^c	Prospective gating with retrospective beat-by-beat normalization
Acquisition mode	Segmented multi-shot	Single-shot
k lines per phase, n	15	Variable ^b
Cardiac frames, n	25	25
Breath-holds per slice, n	1	0
Heartbeats per slice, n	8	12
Cycles of iterative reconstructions, n	NA	60

^a Variable acceleration factor, depending on heart rate; ^b Depends on the patient's heart rate;

^c Prospective triggering was used in case of variation of the heart rate greater than 10%.

BH-SEG=conventional breath-hold segmented cine sequence; bSSFP=balanced steady-state free precession; CS=compressed sensing; ECG=electrocardiogram; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; GRAPPA=generalized autocalibrating partial parallel acquisition; NA=not applicable.

The FB-CS sequence captured multiple heartbeats per slice through real-time cine acquisitions. An arrhythmia rejection filter was applied (threshold: ± 2 standard deviation [SD] around the median R–R interval). Then the number of cardiac frames was normalized to compensate residual heart rate variation. Finally, a frame-per-frame non-rigid registration algorithm was applied for respiratory MoCo.

c) Cine images quality assessment

First, subjective IQ was assessed referring to a 4-point Likert scale (1=non-diagnostic, 2=fair, 3=good, 4=excellent). Secondly, standardized criteria derived from the European CMR registry (EuroCMR score) were applied to assess the acquisition quality ⁶⁶. Depending on the number of slices involved, 1 to 3 points were allocated when technical impairments occurred. Detailed criteria are listed in **Table 2**.

Table 2: Image quality assessed following the standardized criteria from the European CMR registry ⁶⁶

n=52	BH-SEG				FB-MOCO-CS			
	0	1	2	3	0	1	2	3
1. LV coverage	52	NA	0	0	52	NA	0	0
2. Wrap around	52	0	0	0	52	0	0	0
3. Respiratory ghost	45	0	2	5	52	0	0	0
4. Cardiac ghost	43	0	2	7	52	0	0	0
5. Mis-triggering	52	0	0	0	52	0	0	0
6. Metallic artifacts	51	0	0	1	51	0	0	1
7. Shimming artifacts	51	1	0	0	49	2	1	0
8. Signal loss	52	NA	0	NA	52	NA	0	NA
Total score	33	1	5	13	48	2	1	1

Item 1 maximal score was 5 points. The sum of items from 2 to 7 could not exceed 3 points and point were allocated only when artifacts involved cardiac structures. The total score could range from 0 (no artifact) to 10. BH-SEG=conventional breath-held segmented cine sequence; CMR=cardiac magnetic resonance; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; NA=not applicable.

Finally, we used a homemade script (MATLAB R2015a, The MathWorks, Natick, MA, USA) to assess the ES of the boundary between LV blood pool and the myocardium^{20,31,67}. On paired mid-ventricular short-axis slices, an intensity profile line was drawn for both sequences on end-diastolic frame orthogonally to the endocardium, from the interventricular septum to the LV blood pool. The ES (a spatial frequency, in pixel⁻¹) was calculated as the reciprocal of the distance (in pixels) between the points corresponding to 20% and 80% of the difference between the maximum and minimum signal intensity along the profile line (**Figure 9**). The same measurements were performed at end-systole.

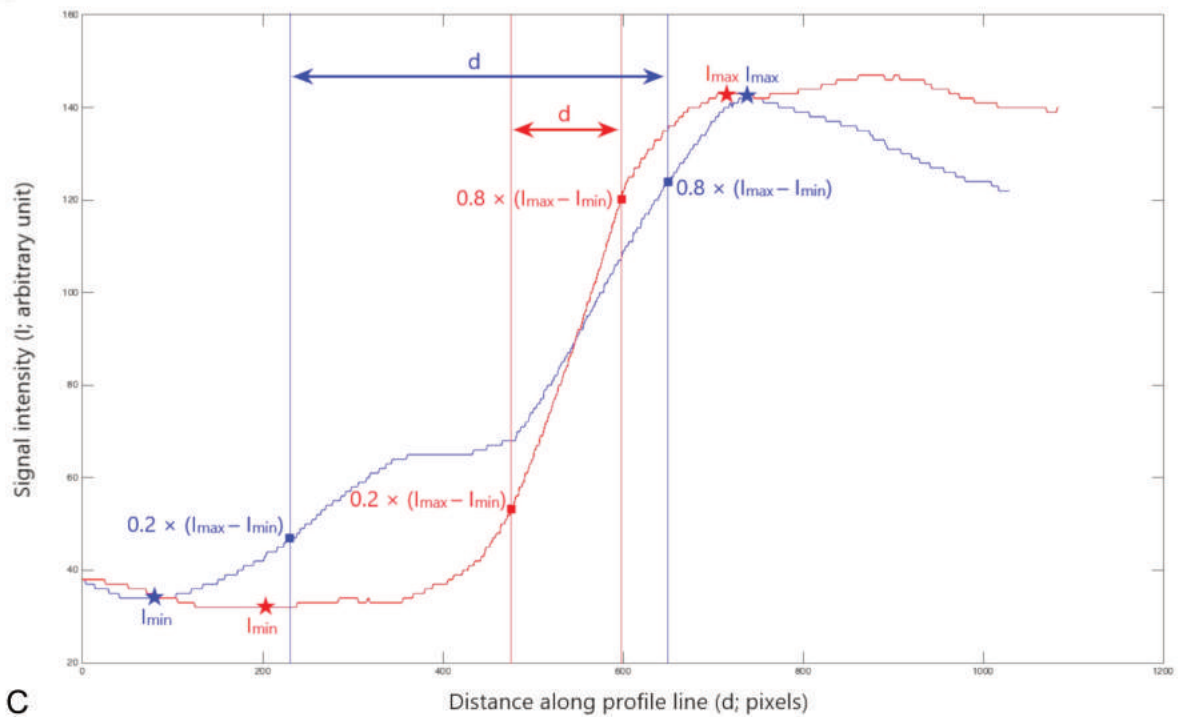
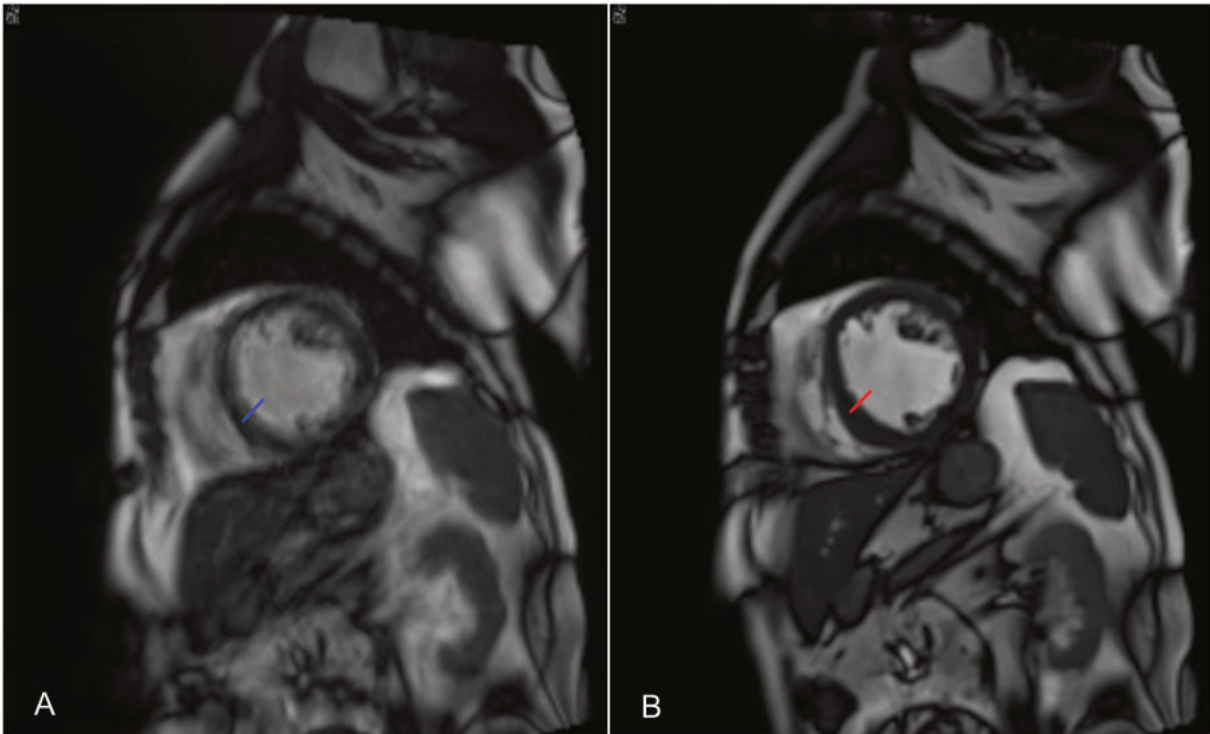


Figure 9: Edge sharpness measurement on paired cine views

Paired (A), BH-SEG and (B), FB-CS sequence mid-ventricular short-axis views at end-systole in a 63 years-old man with atrial fibrillation. Profile lines are drawn from the septal myocardium to the left ventricular blood pool and yield (C), signal profile curves (blue: BH-SEG; red: FB-CS).

The ES is calculated as the reciprocal of the distance between the positions corresponding to 80% and 20% of the difference between I_{max} and I_{min} along the curve.

BH-CS=conventional breath-hold segmented cine sequence; d =distance in pixels; ES=edge sharpness; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; I_{max} =maximal signal intensity; I_{min} =minimal signal intensity.

d) Functional evaluation

LV and RV volumes were measured on a dedicated off-line cardiovascular post-processing software (cvi42, version 5.12.2, Circle Cardiovascular imaging Inc., Calgary, Canada), following the standardized guidelines for post-processing in CMR⁶⁸.

Endocardium and epicardium were automatically segmented with manual correction when required, including trabeculae and papillary muscles in the blood pool. Valvular planes delineation was visually assessed on short-axis view for both sequences. The evaluated parameters were LV and RV ejection fraction (EF), end-systolic (ESV), end-diastolic (EDV), and stroke volumes (SV), and LV mass (LVM). On both sequences, the peak value of the LV global circumferential strain (GCS) was measured as an estimation of the global myocardial deformation using the feature tracking module of the same post-processing software⁶⁹.

e) Conditions of image analysis

The full evaluation was performed by the same 4-year experience CMR radiologist (NA) on both BH-SEG and FB-CS sequences. To assay intra-observer and interobserver agreements, 20 random FB-CS datasets were assessed by the same reader one month later, and by a second radiologist with 11 years of experience in CMR (BL).

f) Statistical analyses

Categorical data were expressed as numbers (percentages), continuous variables as mean \pm SD (95% confidence interval [CI]) in case of normal distribution or as median (interquartile range [IQR]: Q1–Q3) in other cases. Normality was assessed by D'Agostino-Person test. Quantitative data were compared by paired Student *t* test in case of normal or log-normal distribution, otherwise by Wilcoxon signed rank test. The latter was also used to compare categorial data. Since LVSV was additionally assessed by PCI, an analysis of variance was also performed.

Two-way random effects model intraclass correlation coefficients (ICC) were used for interobserver agreement (ICC for consistency), and for intra-observer agreement (ICC for absolute difference)⁷⁰. Significance was defined by values of $p < 0.05$. Statistical analyses were processed with MedCalc software (version 14.8.1.0, MedCalc Software, Ostend, Belgium).

3) RESULTS

a) Population description

Demographic data are summarized in **Table 3**. Patients with non-sinus rhythm ($n=18$; 34.6%) all demonstrated a relative SD of R–R interval greater than 10% (median: 16.5% [IQR: 10.6 to 20.8%]) with a mean heart rate of 75.2 ± 19 beats/min (95% CI: 65.7 to 84.6 beats/min). Seven patients (13.5%) demonstrated shortness of breath without arrhythmia.

Table 3: Demographic data (n=52)

Age, years	57.7 \pm 18.9 (52.4 to 62.9)
Male	29 (55.8)
Body mass index, kg/m ²	27.7 \pm 6.0 (26.0 to 29.3)
Body surface area, m ²	1.88 (1.8–2.1)
Rhythm (SR/AF/PVC/CD)	34 (65.4) / 7 (13.5) / 3 (5.8) / 8 (15.4)
Heart rate (beats/min)	74.6 \pm 17.9 (69.6 to 79.6)
Cardiovascular risk factors:	36 (69.2)
- Family History of CAD	6 (11.5)
- Hypertension	21 (40.4)
- Smoking	12 (23.1)
- Diabetes	16 (30.7)
- Dyslipidemia	23 (44.2)
Diagnosis:	
- Dilated cardiomyopathy	14 (26.9)
- CAD	13 (25.0)
- Infiltrative disease	6 (11.5)
- Heart rhythm disorder	6 (11.5)
- Heart valve disorder	5 (9.6)

- Hypertrophic cardiomyopathy	4 (7.7)
- Myocarditis	3 (5.8)
- Tumor	1 (1.9)
Function:	
- LVEF (%)	49.2 ± 14.9 (45.0 to 43.3)
- REVEF (%)	54.3 (47.2–58.9)

Values are mean ± SD (95% CI) in case of normal distribution, median (IQR) or n (%) in other cases. ^a Follow-up CMR examination for a retro-atrial lipoma; ^b Measured on conventional breath-held segmented cine sequence, detailed left and right ventricular volumes data are summarized in **Table 4 and Supplemental Figure 1**.

AF=atrial fibrillation; CAD=coronary artery disease; CD=conduction disorder; CI=confidence interval; IQR=interquartile range; LVEF=left ventricular ejection fraction; PVC=premature ventricular contraction; RVEF=right ventricular ejection fraction; SD=standard deviation; SR=sinus rhythm.

Table 4: Comparison of left and right ventricular functional parameters

	BH-SEG cine	FB-CS cine	Mean difference	p-value ^a	Intra ^b ICC (95% CI)	Inter ^c ICC (95% CI)
LVEF, %	49.2 ± 14.9 (45.0 to 53.3)	49.1 ± 14.8 (44.9 to 53.2)	-0.1 ± 1.6 (-0.5 to 0.3)	0.66	0.99 (0.98 to 0.997)	0.95 (0.88 to 0.98)
LVEDV, mL	158.5 (127.5–192.5)	159.5 (128.0–197.0)	1.0 ^d	0.35	0.99 (0.97 to 0.998)	0.99 (0.96 to 0.99)
LVESV, mL	79.0 (52.0–113.5)	79.5 (52.5–115.5)	1.0 ^d	0.47	0.998 (0.98 to 0.999)	0.96 (0.91 to 0.99)
LVSV, mL	77.1 ± 24.4 (70.3 to 83.9)	77.4 ± 24.4 (70.1 to 84.2)	0.3 ± 3.7 (-0.8 to 1.3)	0.39	0.98 (0.95 to 0.99)	0.97 (0.93 to 0.99)
LVM, g	112.9 ± 32.5 (103.8 to 121.9)	114.5 ± 32.4 (105.4 to 123.5)	1.6 ± 6.9 (-0.4 to 3.5)	0.11	0.95 (0.89 to 0.98)	0.95 (0.88 to 0.98)
GCS, %	-14.2 ± 5.3 (-15.7 to -12.7)	-13.9 ± 5.2 (-15.3 to -12.4)	0.33 ± 1.3 (-0.02 to 0.7)	0.07	0.98 (0.96 to 0.99)	0.93 (0.84 to 0.97)
RVEF, %	54.3 (47.2–58.9)	53.6 (47.6–58.0)	NA	0.06	0.95 (0.89 to 0.98)	0.90 (0.76 to 0.96)
RVEDV, mL	148.2 ± 47.4 (135.0 to 161.4)	148.6 ± 48.8 (135.9 to 161.4)	0.4 ± 6.0 (-1.3 to 2.1)	0.63	0.97 (0.93 to 0.99)	0.99 (0.98 to 0.997)
RVESV, mL	66.5 (48.5–95.5)	69.0 (51.5–93.5)	1.0 ^d	0.053	0.98 (0.94 to 0.99)	0.97 (0.93 to 0.98)
RVSV, mL	74.5 ± 26.5 (67.1 to 81.9)	74.0 ± 25.3 (66.9 to 81.0)	-0.6 ± 4.0 (-1.7 to 0.5)	0.32	0.94 (0.85 to 0.97)	0.99 (0.98 to 0.996)

Unless otherwise indicated, values are mean ± SD (95% CI) in case of normal distribution or median (IQR) in other cases.

^a Paired Student *t* test in case of normal or lognormal distribution, otherwise Wilcoxon signed rank test; ^b ICC for absolute agreement; ^c ICC for consistency; ^d Back-transformed value.

BH-SEG=conventional breath-hold segmented cine sequence; CI=confidence interval; EDV=end-diastolic volume; ESV=end-systolic volume; EF=ejection fraction; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; GCS=global circumferential strain; ICC=intraclass correlation coefficient; Inter=interobservers agreement; Intra=intra-observer agreement; LV=left ventricle; LVM=left ventricular mass; NA=not applicable; RV=right ventricle; SV=stroke volume.

b) Scan time and image quality

An average number of 11.6 ± 1.2 short-axis slices per patient (95% CI: 11.2 to 11.9 slices) was acquired, twice. Including breath-holding commands, 267.2 ± 39.3 s (95% CI: 256.3 to 278.2 s) were necessary for the BH-SEG acquisition versus 122.8 ± 28.4 s (95% CI: 115.9 to 131.7 s) for FB-CS ($p < 0.0001$) (**Figure 10**).

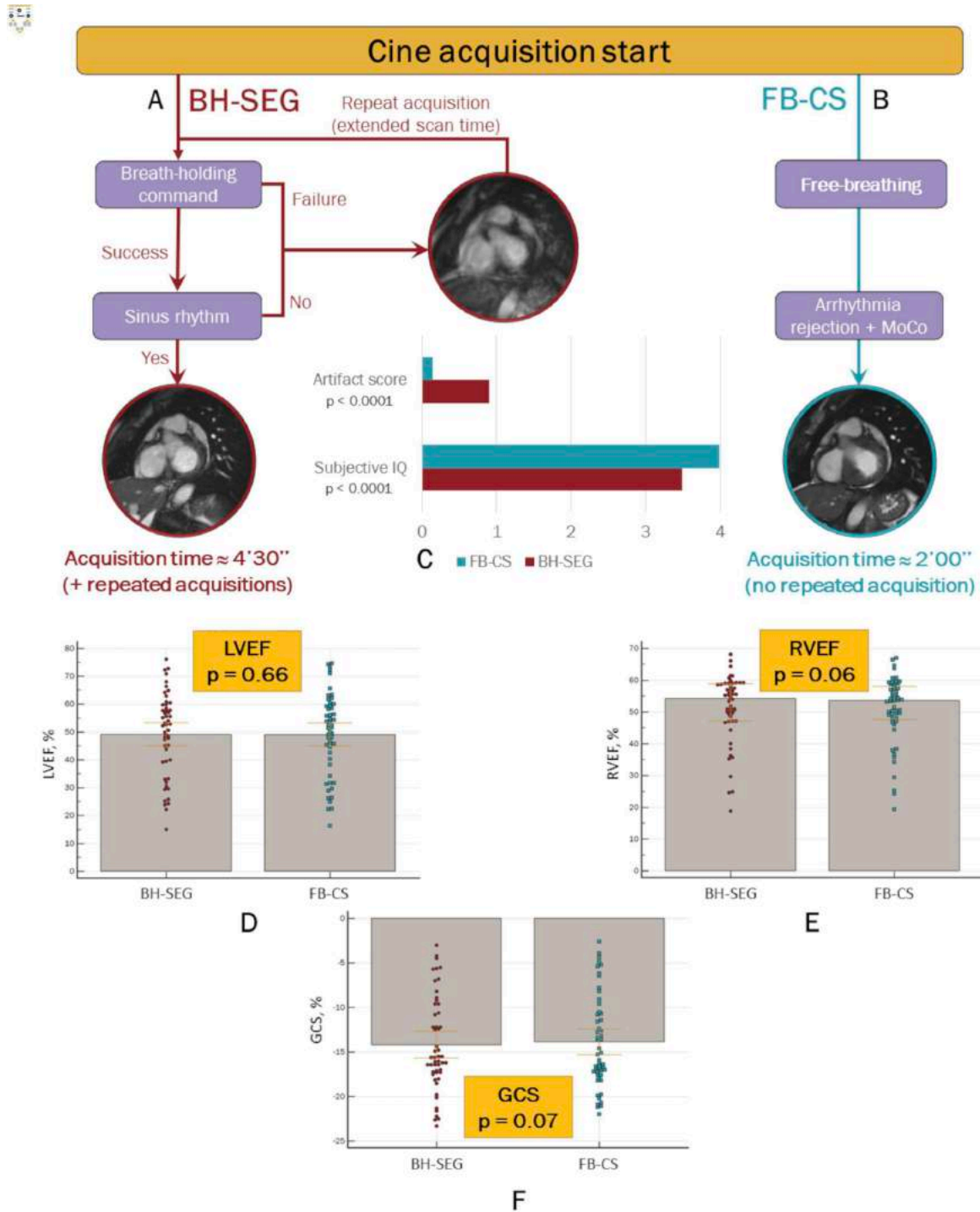


Figure 10: Comparative flowchart of free-breathing cine versus conventional breath-held cine

(A) Conventional segmented cine requires breath-holding and regular heart rate. If both conditions are not fulfilled, cardiac or respiratory ghost occur and lead to repeated time-consuming acquisitions.

(B) The motion-corrected real-time compressed sensing cine voids these prerequisites because the acquisition is performed in free-breathing and the real-time feature is combined to an arrhythmia rejection filter, thus sparing breath-holding command and scans repetition.

(C) The motion-corrected compressed sensing cine (blue) demonstrates a lower artifact score and a higher subjective image quality score than the conventional cine (red). The measurements performed on free breathing cine are not different from the one provided by the conventional sequence regarding **(D)** left and **(E)** right ventricular ejection fractions or **(F)** peak values of global circumferential strain.

BH-SEG=conventional breath-hold segmented cine sequence; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; GCS=global circumferential strain; IQ=image quality; LVEF=left ventricular ejection fraction; MoCo=motion correction; RVEF=right ventricular ejection fraction.

On the other hand, the BH-SEG data reconstruction lasted 9.9 ± 2.1 s (95% CI: 9.4 to 10.5 s) while 271.4 ± 67.7 s (95% CI: 252.3 to 290.5 s) were by FB-CS for the whole image reconstruction to be complete ($p < 0.0001$). Finally, the total duration of BH-SEG cine (277.2 ± 39.5 s [95% CI: 266.2 to 288.2 s]) was faster than FB-CS (295.2 ± 78.2 s (95% CI: 373.4 to 417.0 s); $p < 0.0001$).

Subjective IQ score using FB-CS was higher than that obtained with BH-SEG in 21 patients (40.4%), and the scores were equal in the remaining 31 patients (59.6%).

Eventually, FB-CS improved the subjective IQ in the overall study population ($p < 0.0001$), as well as in patients demonstrating arrhythmia ($n=10/18$; 55.6%; $p=0.002$) or dyspnea ($n=7/7$; 100%; $p=0.02$). EuroCMR artifact score (**Table 2**) was also improved by FB-CS (overall population: $p < 0.0001$; arrhythmia: $p=0.008$; shortness of breath: $p=0.002$) since all arrhythmia-related artifacts (**Figure 11**, **Figure 12**) and respiratory ghost artifacts (**Figure 13**) were addressed with this sequence.

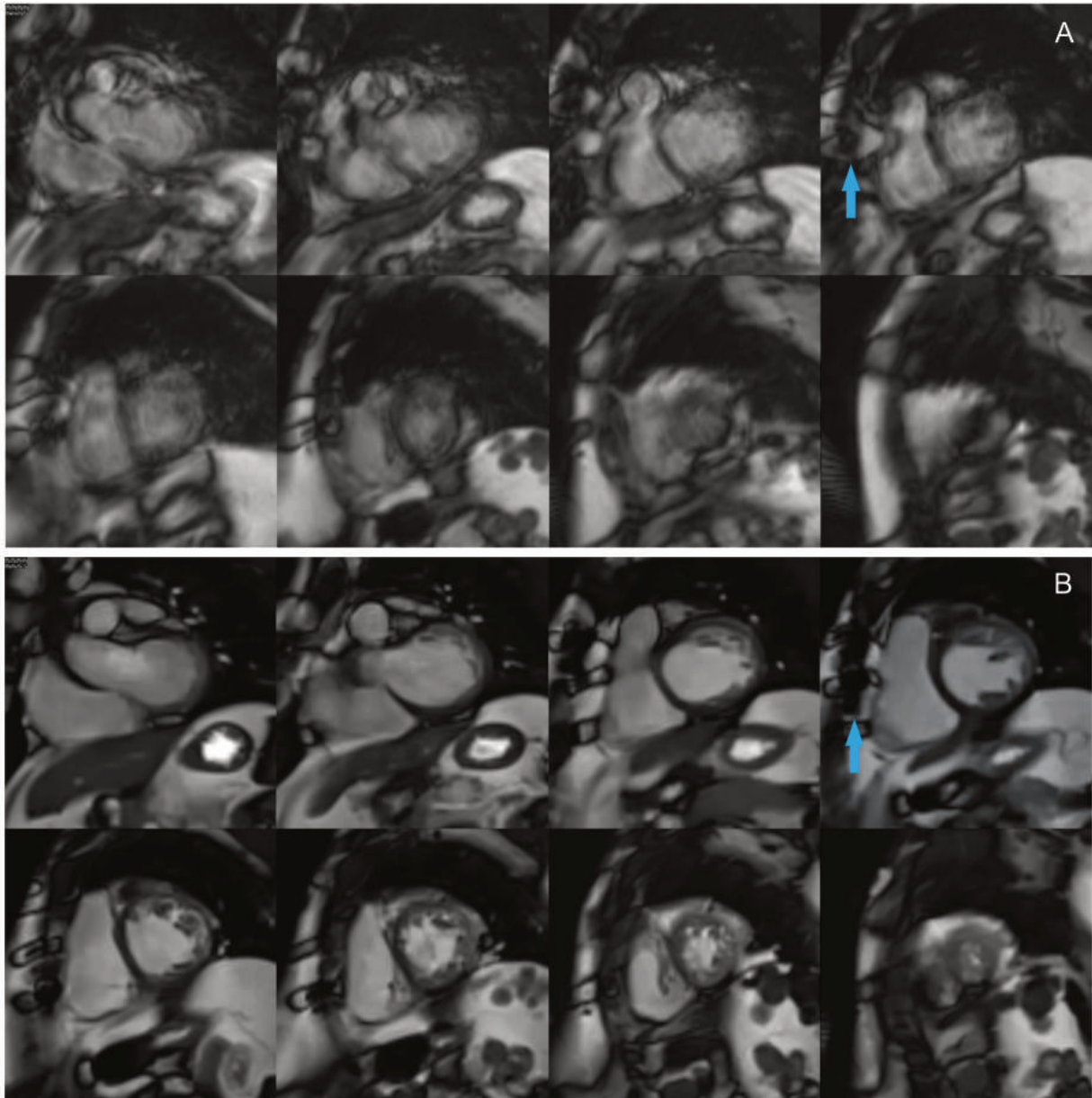


Figure 11: Functional assessment in a 21-year-old man suffering from arrhythmia

Paired short-axis cine stack at end-diastole acquired with (A), BH-SEG and (B), FB-CS. Young patient with history of atrial septal defect repair (arrow: thoracotomy-related metallic artifact) and neonatal myocardial infarction referred for work-up before atrial fibrillation ablation. FB-CS did not worsen metallic artifacts and addressed cardiac ghost artifacts. RR interval duration= 750 ± 351 ms (relative standard deviation=46.8%).

(A), LVEDV=98 mL; LVESV=52 mL; LVM=67 g; RVEDV=92 mL; RVESV=38 mL; GCS= 12.1%

(B), LVEDV=96 mL; LVESV=48 mL; LVM=69 g; RVEDV=89 mL; RVESV=41 mL; GCS= – 12.6%

BH-SEG=conventional breath-hold segmented cine sequence; EDV=end-diastolic volume; ESV=end-systolic volume; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; GCS=global circumferential strain; LV=left ventricle; LVM=left ventricular mass; RV=right ventricle.

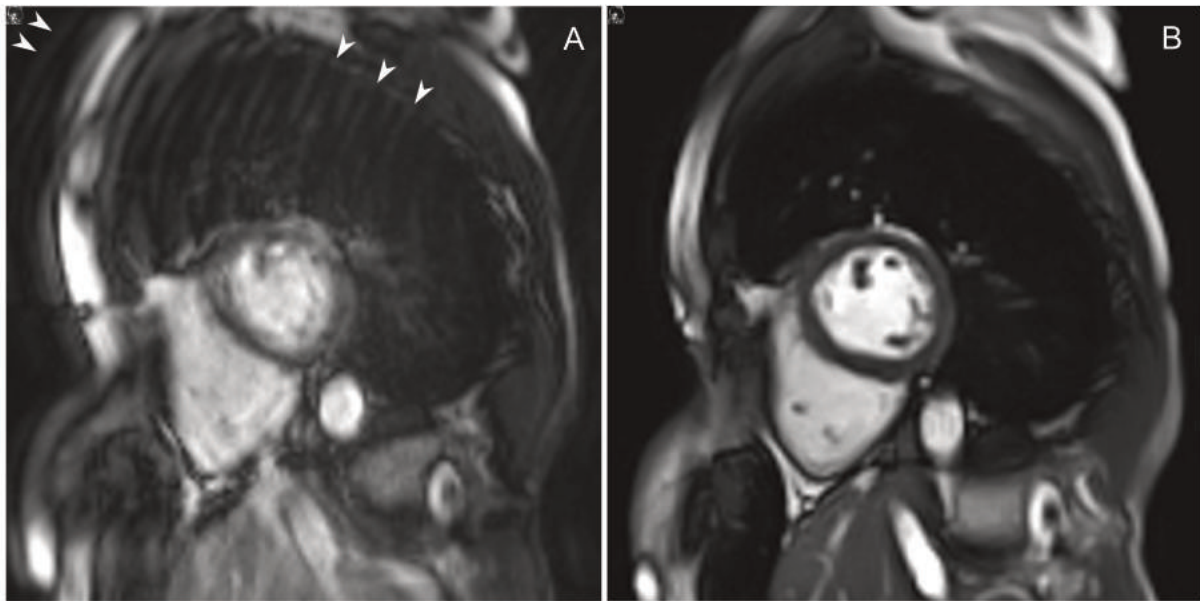


Figure 12: Image quality recovering in a 38-year-old woman with arrhythmia

Paired short-axis cine stack at end-diastole acquired with (A), BH-SEG and (B), FB-CS.

Initial work-up of a myopericarditis suspicion that was responsible for premature ventricular contractions. RR interval duration=690 ± 85 ms (relative standard deviation=12.3%). FB-CS did not impair the conspicuity of the pericardial effusion (arrowhead).

BH-SEG=conventional breath-hold segmented cine sequence; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence.

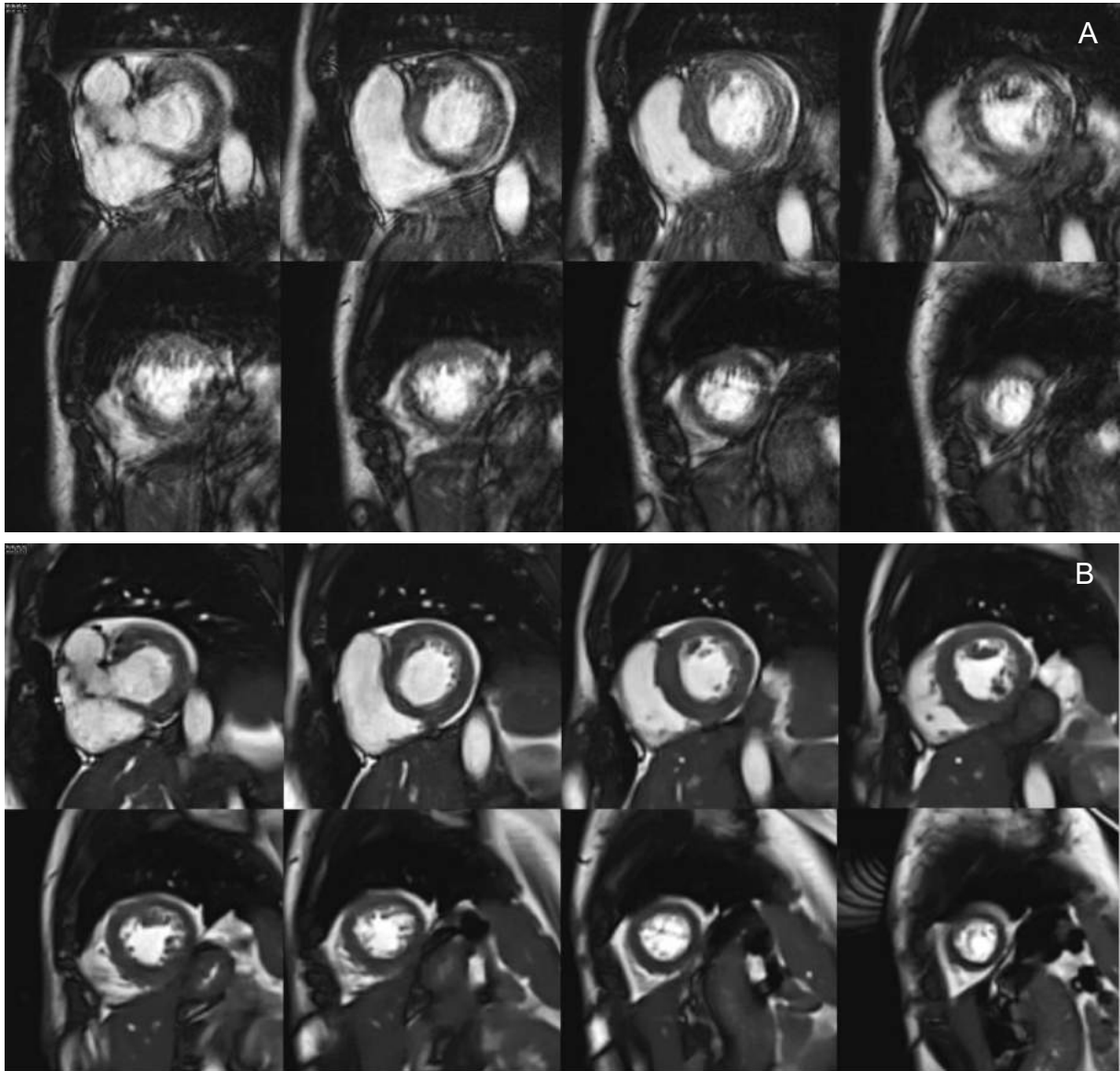


Figure 13: Free-breathing acquisition in a 56-year-old woman

Paired mid-ventricular short-axis cine views acquired with **(A)**, BH-SEG and **(B)**, FB-CS at end-diastole. Follow-up of a New York Heart Association class IV heart failure.

The patient could not achieve breath-holding which was responsible for respiratory ghost artifacts (arrow heads) on BH-SEG cine that disappeared with FB-CS. The entire cine loop is displayed in Video 2.

(A), Subjective IQ=2; EuroCMR=3; ES=0.0045 pixel⁻¹

(B), Subjective IQ=4; EuroCMR=0; ES=0.0089 pixel⁻¹

BH-SEG=conventional breath-hold segmented cine sequence; ES=edge sharpness; EuroCMR= European cardiac magnetic resonance registry standardized quality score; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; IQ=image quality.)

Finally, there was a trend toward ES improvement with FB-CS as compared to BH-SEG (**Figure 9**). The ES increase was significant at end-diastole in the overall study population ($p=0.0001$), in patients without arrhythmia or dyspnea ($n=27$; $p=0.0013$) and in patients with shortness of breath ($p=0.03$), and at end-systole in the overall population ($p=0.0001$) and in patients with arrhythmia ($p=0.0001$). At end-diastole in patients with arrhythmia ($p=0.10$), and at end-systole in patients free from arrhythmia or dyspnea ($p=0.31$) and those with shortness of breath ($p=0.16$), the ES improvement was not statistically significant. Details regarding image quality are provided in **Table 5**.

Table 5: Image quality comparison between the two sequences

	BH-SEG cine	FB-CS cine	p-value ^a
Likert scale			
SR + eupneic (n=27)	4 (4–4)	4 (4–4)	0.13
HRD (n=18)	3 (3–4)	4 (4–4)	0.002
Dyspnea (n=7)	3 (3–4)	4 (4–4)	0.02
Total (n=52)	4 (3–4)	4 (4–4)	<0.0001
EuroCMR			
SR + eupneic (n=27)	0 (0–0)	0 (0–0)	0.875
HRD (n=18)	1 (0–3)	0 (0–0)	0.008
Dyspnea (n=7)	3 (2.25–3)	0 (0–0)	0.02
Total (n=52)	0 (0–2.5)	0 (0–0)	<0.0001
ES at end-diastole			
SR + eupneic (n=27)	0.0062 ± 0.0018 (0.0055 to 0.0070)	0.0075 ± 0.0019 (0.0068 to 0.0083)	0.0013
HRD (n=18)	0.0063 ± 0.0030 (0.0048 to 0.0078)	0.0076 ± 0.0015 (0.0068 to 0.0083)	0.10
Dyspnea (n=7)	0.0063 (0.0034–0.0072)	0.0079 (0.0079–0.0089)	0.03
Total (n=52)	0.0062 ± 0.0023 (0.0055 to 0.0068)	0.0076 ± 0.0017 (0.0071 to 0.0081)	0.0001
ES at end-systole			
SR + eupneic (n=27)	0.0069 ± 0.0017 (0.0063 to 0.0076)	0.0073 ± 0.0016 (0.0066 to 0.0079)	0.31
HRD (n=18)	0.0059 ± 0.0022 (0.0048 to 0.0070)	0.0086 ± 0.0017 (0.0078 to 0.0095)	0.0001
Dyspnea (n=7)	0.0056 (0.0035–0.0078)	0.0075 (0.0058–0.0084)	0.16
Total (n=52)	0.0064 ± 0.0020 (0.0058 to 0.0070)	0.0077 ± 0.0018 (0.0073 to 0.0082)	0.0001

Values are mean ± SD (95% CI) in case of normal distribution, or median (IQR) in other cases.

ES is expressed as pixel⁻¹.

BH-SEG=conventional breath-hold segmented cine sequence; CI=confidence interval; ES=edge sharpness; EuroCMR=European cardiac magnetic resonance registry standardized quality score; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; HRD=heart rhythm disorder; IQR=interquartile range; SR=sinus rhythm.

^a Wilcoxon signed rank test in case of non-normal distribution and categorical data, paired Student t test in case of normal distribution.

c) Functional assessment

Considering BH-SEG as the gold standard, LV, and RV volumes, LVM, and peak values of GCS were not significantly different from the one assessed with FB-CS (**Table 4, Supplemental Figure 1, Supplemental Figure 2, and Supplemental Figure 3**).

The mean LVSV measured by PCI (71.1 ± 26.9 mL [95% CI: 63.6 to 78.6 mL]) was not different from cine segmentations ($p=0.36$). Intra-observer and interobservers agreements were excellent (≥ 0.9) for all functional parameters.

4) DISCUSSION

a) Image quality

The prototype FB-CS cine improved the subjective IQ and the acquisition quality as compared to the reference BH-SEG sequence, especially in patients with arrhythmia or shortness of breath. Therefore, the segmentation of LV and RV endocardium was facilitated in those patients, contributing to reliable functional assessments and excellent agreements in measurements. In eupneic patients in sinus rhythm, the IQ was not different from the gold standard sequence. Moreover, FB-CS provided an ES that was globally greater than the one yielded by BH-SEG cine. To address the usual ES impairment observed in real-time CS acquisitions, a segmented retrograded 2-shot CS cine have been proposed to recover the image quality, thus losing the real-time feature that suits well arrhythmia or respiratory motion ^{20,52,71}.

We demonstrated that similar results were achievable with FB-CS that merges multiple real-time single-shot acquisitions to be more robust against arrhythmia and respiratory motion.

Previous studies enlightened an ES improvement with real-time CS cine in patients with arrhythmia^{47,49}. FB-CS confirmed this trend at end-systole but not at end-diastole ($n=18$). On the contrary, the improvement of ES for patients suffering from shortness of breath was only found at end-diastole ($n=7$). These comparisons may suffer from a lack of statistical power due to the small subgroups' sizes.

b) Functional assessment

No significant difference was assessed between the functional parameters measured on both sequences. For this study, we delineated the basal limits of the ventricles on short-axis views only for both sequences for the segmentation method to be consistent.

Depending on patient condition and on center habits, BH-SEG acquisition can be performed during expiratory or inspiratory breath-hold, the latter being more easily achievable for patients¹². Hence, in addition to sparing the patients the breath-holding effort, FB-CS should provide more physiological data since breath-holding may change transmural pressures, heart chambers filling and output which might be clinically relevant especially in right-sided heart conditions⁷².

Even if the temporal resolution of FB-CS depended on the patient heart rate, both datasets provided the same frame rate, and the reliability of FB-CS-based functional assessment was not compromised¹².

Regarding myocardial deformation, we performed a GCS assessment instead of a visual analysis of wall shortening as previously proposed^{43,73}.

First-generation single-shot CS cine has been demonstrated to be reliable for GCS assessment ⁶⁹. Our study validated this observation with the new generation FB-CS. GCS has shown an independent prognostic value for LV remodeling and clinical outcomes after myocardial infarction, in case of which patients are often suffering from dyspnea and may benefit from free-breathing imaging ⁷⁴.

c) Motion correction

The novelty of FB-CS is the non-rigid registration-based respiratory MoCo algorithm that did not require respiratory gating or self-gating as previously proposed ^{31,75}. Consequently, such acquisitions under free-breathing did not guarantee the slice-to-slice consistency in respiratory phase, and the mitral or tricuspid landmarks set on long-axis views would not have matched with short-axis views during FB-CS. For this reason, volumes were segmented only on short-axis views. We believe FB-CS is a reliable time-efficient alternative for free-breathing CMR, providing a shorter acquisition time than the conventional BH-SEG sequence, cardio-respiratory gated or self-gated cines, and with shorter reconstruction time than CS reconstruction with motion estimate ^{76,77}. Moreover, contrarily to deep-learning based reconstruction, FB-CS is not dependent from the training dataset anatomy, making it probably more suitable for congenital heart disease work-up, although our study excluded this heart condition ⁷⁸.

d) Limitation

The main limitation of the FB-CS sequence was the reconstruction time, although it remained shorter than other MoCo methods ^{77,78,79}. However, subsequent scans can be performed during this reconstruction duration not to delay the course of the whole CMR examination. In patients suffering from arrhythmia or dyspnea, iterative acquisitions are common and lead to additional scan time with conventional cine. FB-CS provided diagnostic quality cine in a single acquisition, with reliable functional assessment, thus sparing scan repetition. This computing limitation should be put in balanced with hardware upgrade that led to a rapid drop in CS cine reconstruction time ^{48,61}. Further upgrade should spread the time-efficiency gain to sinus eupneic patients.

The LV endocardium segmentation should ideally exclude LV trabeculae and papillary muscles from the blood pool ⁶⁸. However, to be consistent with our center daily practice, these structures were included in the blood pool. This choice may include a bias in functional parameters comparison. Indeed, CS signal processing nulls coefficients that contain low signal to induce sparsity, thus deleting small low-intensity structures such as trabeculae. It is possible that their delineation would be more challenging on CS images, leading to discrepancies in volumes segmentation as reported in previous CS studies ^{20,60}. However, such a practice is common and accepted by current guidelines ⁶⁸. Our evaluation did not compare long-axis views. Since we included actual patients, we chose to limit the number of additional sequences not to compromise the image quality of the remaining sequences of their CMR examinations.

Finally, regional GCS, longitudinal, and radial strain were not assessed since they have been demonstrated to be more inhomogeneous and less reproducible than peak-values GCS ^{80,81}.

However, a high variability has been demonstrated in strain values depending on imaging modality, method, and post-processing, thus leading to recommend consistency in the type of sequence used for strain follow-up.

5) CONCLUSIONS

This comprehensive evaluation of the prototype free-breathing motion-corrected compressed sensing cine provides a validation for functional assessment of both ventricles. Besides correcting respiratory motion, this sequence is robust against arrhythmia, consistently providing an image quality at least equivalent to the one obtained with conventional cine acquired in sinus eupneic patients.

Although CMR has become a key-examination for patients suffering from heart condition, arrhythmia and shortness of breath remain common challenges for diagnostic image quality. Besides allowing effortless examination for the patient, our study validates a prototype free-breathing cine sequence providing reliable ventricular volumes, ejection fraction, mass, and global circumferential strain without compromising image quality, even in those challenging situations during which this sequence remain more time-efficient than conventional cine.

Free-breathing CMR with preserved image quality will allow a cardiac assessment in more physiological condition than breath-holding, especially in the field of right-sided cardiopathies. The improvement of edge sharpness in patients with arrhythmia or shortness of breath should be further evaluated in dedicated studies. Computational prerequisites are necessary for a wide-spread use of this new sequence and additional evaluation regarding feature tracking CMR should be conducted.

Discussion (Version française)

a) Qualité des images

Le prototype ciné FB-CS améliore la qualité image subjective et la qualité de l'acquisition par rapport à la séquence ciné de référence, en particulier chez les patients souffrant d'arythmie ou de dyspnée. Par conséquent, la segmentation de l'endocarde du ventricule gauche et du ventricule droit est facilitée chez ces patients, ce qui contribue à des évaluations fonctionnelles fiables et des mesures reproductibles.

Chez les patients eupnéiques en rythme sinusal, la qualité image n'est pas différente de la séquence de référence. De plus, avec la séquence FB-CS, on obtient une netteté des bords globalement supérieure à celle obtenue avec la séquence ciné de référence. Pour remédier à la dégradation habituelle de la netteté des bords observée dans les acquisitions CS en temps réel, un ciné CS 2-shot rétrograde segmenté a été proposé pour récupérer la qualité de l'image, perdant ainsi le caractère temps réel qui convient bien à l'arythmie ou aux mouvements respiratoires ^{20,52,71}. Nous avons démontré que des résultats similaires pouvaient être obtenus avec le ciné FB-CS qui associe de multiples acquisitions en temps réel en une seule prise, afin d'être plus robuste contre l'arythmie et les mouvements respiratoires.

Des études précédentes ont mis en évidence une amélioration de la netteté des bords avec le ciné CS en temps réel chez les patients souffrant d'arythmie ^{47,49}.

La séquence FB-CS a confirmé cette tendance en fin de systole mais pas en fin de diastole (n=18). Au contraire, l'amélioration de la netteté des bords chez les patients souffrant de dyspnée n'a été trouvée qu'en fin de diastole (n=7). Ces comparaisons peuvent souffrir d'un manque de puissance statistique en raison de la petite taille des sous-groupes.

b) Évaluation fonctionnelle

Aucune différence significative n'a été retrouvée entre les paramètres fonctionnels mesurés sur les deux séquences. Pour cette étude, nous avons délimité les limites basales des ventricules sur les coupes petit axe uniquement pour les deux séquences, sans s'aider des coupes long axe, comme il est fait habituellement, afin que la méthode de segmentation soit reproductible. En effet, les coupes long axe n'étaient réalisées que pour la séquence ciné BH-SEG.

En fonction de l'état du patient et des habitudes du centre, l'acquisition du BH-SEG peut être réalisée en apnée expiratoire ou inspiratoire, cette dernière étant plus facilement réalisable pour les patients ¹². Ainsi, en plus d'épargner aux patients l'effort d'inspiration, la séquence FB-CS devrait fournir plus de données physiologiques puisque l'inspiration peut modifier les pressions transmuraux, le remplissage et le débit des cavités cardiaques, ce qui peut être cliniquement pertinent, notamment dans les pathologies cardiaques droites ⁷².

Même si la résolution temporelle de la séquence FB-CS dépendait de la fréquence cardiaque du patient, les données des deux groupes ont fourni le même nombre de phases par cycle, et la fiabilité de l'évaluation fonctionnelle basée sur la séquence FB-CS n'a pas été compromise ¹².

En ce qui concerne la déformation du myocarde, nous avons effectué une évaluation du *strain* circonférentiel global au lieu d'une analyse visuelle du raccourcissement de la paroi comme cela a été proposé précédemment ^{43,73}.

Il a été démontré que la première génération de ciné CS en temps réel était fiable pour l'évaluation du *strain* circonférentiel global ⁶⁹. Notre étude a validé cette observation avec la nouvelle génération de séquence FB-CS. Le *strain* circonférentiel global a montré une valeur pronostique indépendante pour le remodelage du VG et les évènements cliniques après un infarctus du myocarde, situation dans laquelle les patients souffrent souvent de dyspnée et peuvent donc tirer un réel bénéfice d'une imagerie en respiration libre ⁷⁴.

c) Correction du mouvement

La nouveauté de la séquence FB-CS est l'algorithme respiratoire MoCo (correction de mouvements) basé sur un recalage élastique, qui ne nécessite pas de synchronisation respiratoire ou d'*auto-gating* comme proposé précédemment ^{31,75}. Par conséquent, de telles acquisitions en respiration libre ne garantissent pas une cohérence entre les différentes phases respiratoires, et les repères mitraux ou tricuspides définis sur les vues en long-axe ne correspondent pas nécessairement aux coupes petit axe de la séquence FB-CS. C'est pour cette raison que les ventricules ont été segmentés uniquement grâce aux coupes petit axe. Nous pensons que la séquence FB-CS est une alternative fiable et efficace dans le domaine de l'IRM cardiaque en respiration libre. En effet, elle offre un temps d'acquisition plus court que la séquence conventionnelle BH-SEG, que les séquences ciné avec synchronisation cardio-respiratoire ou *auto-gating*, et avec un temps de reconstruction plus court que celui des séquences en CS avec estimation du mouvement ^{76,77}.

En outre, contrairement à la reconstruction basée sur l'apprentissage profond, la séquence FB-CS ne dépend pas du réseau de neurones utiles à l'entraînement des algorithmes d'intelligence artificielle, ce qui la rend probablement plus adaptée au bilan des cardiopathies congénitales, bien que notre étude ait exclu cette pathologie cardiaque ⁷⁸.

d) Limites

La principale limite de la séquence FB-CS est la durée de reconstruction, même si elle reste plus courte que celle des autres méthodes de MoCo ^{77,78,79}. Cependant, d'autres séquences peuvent être réalisées pendant ce temps afin de ne pas retarder le déroulement de l'examen. De plus, chez les patients souffrant d'arythmie ou de dyspnée, avec le ciné conventionnel, il est fréquent de répéter les acquisitions, ce qui rallonge également la durée de l'examen. Le ciné FB-CS a permis d'obtenir une qualité diagnostique en une seule acquisition, avec une évaluation fonctionnelle fiable, évitant ainsi la répétition des acquisitions. Ainsi, cette limite informatique doit être mise en balance avec la mise à jour des ressources informatiques matérielles, qui a conduit à une baisse rapide du temps de reconstruction des cinés CS ^{48,61}. De nouvelles améliorations devraient permettre d'étendre ce gain de temps aux patients eupnéiques et sinusaux.

La segmentation de l'endocarde du ventricule gauche devrait idéalement exclure les trabécules et les muscles papillaires de la cavité sanguine ⁶⁸. Cependant, pour être cohérent avec la pratique quotidienne de notre centre, ces structures ont été incluses dans la cavité. Ce choix peut apporter un biais dans la comparaison des paramètres fonctionnels.

En effet, en CS, le traitement du signal annule les coefficients qui contiennent un faible signal, afin de garantir la sparsité, supprimant ainsi les petites structures de faible intensité comme les trabécules. Il est possible que leur délimitation soit plus difficile sur les images CS, entraînant des divergences dans la segmentation des volumes, comme cela a été rapporté dans des études sur les séquences en CS antérieures^{20,60}. Cependant, une telle pratique est courante et acceptée par les recommandations actuelles⁶⁸. Notre évaluation n'a pas comparé les coupes long axe. Comme nous avons inclus de vrais patients, nous avons choisi de limiter le nombre de séquences supplémentaires afin de ne pas compromettre la qualité d'image des séquences restantes de leurs examens d'IRM cardiaque.

Enfin, le *strain* circonférentiel régional, les déformations longitudinale et radiale n'ont pas été évalués car il a été démontré qu'ils sont plus hétérogènes et moins reproductibles que les valeurs pics du *strain* circonférentiel global^{80,81}. Cependant, une grande variabilité a été démontrée dans les valeurs de déformation selon la modalité d'imagerie, la méthode et le post-traitement, ce qui conduit à recommander l'usage du même type de séquence pour le suivi de cette déformation.

Conclusion de la thèse

Cette étude démontre, en conditions cliniques quotidiennes, la fiabilité du nouveau prototype ciné *Compressed Sensing* en respiration libre avec correction de mouvements, dans la mesure des paramètres fonctionnels ventriculaires. Probablement plus confortable pour les patients car réalisée en respiration libre, elle apporte une qualité image au moins égale à celle des séquences ciné de référence, et ce même chez les patients arythmiques ou dyspnéiques. Cette nouvelle séquence permet également une réduction significative de la durée d'acquisition des examens quelles que soient les conditions de réalisation de l'IRM.

Le développement des acquisitions en temps-réel avec correction de mouvement, pourrait permettre, à terme, de réaliser des examens complets d'IRM cardiaque sans aucune apnée pour le patient et d'une durée significativement réduite, le tout dans des conditions plus physiologiques. Il serait pour cela intéressant de comparer les paramètres fonctionnels obtenus avec la séquence CS MOCO en apnée versus en respiration libre, afin de pouvoir évaluer l'impact de l'apnée sur les volumes ventriculaires.

Il serait également particulièrement intéressant d'évaluer cette séquence en population pédiatrique, laquelle bénéficierait grandement d'une séquence en respiration libre. Cependant, le protocole serait plus difficile à mettre en place, notamment si la comparaison était réalisée avec les séquences ciné de référence obtenues sous anesthésie générale.

De plus, malgré le fait que la résolution temporelle de cette nouvelle séquence soit inférieure à celle obtenue en échographie cardiaque, une comparaison des mesures de déformation myocardique (*strain*) entre les deux modalités, serait informative, l'échocardiographie constituant, à ce jour, la méthode de référence dans la mesure du *strain*. Dans cette étude, seul le *strain* circonférentiel global a été évalué, car plus reproductible, néanmoins, une évaluation plus précise de la cinétique myocardique serait intéressante, segment par segment, chez des patients admis pour cardiomyopathie ischémique notamment.

Bibliographie

1. Cours d'IRM (Imagerie par résonance magnétique) en ligne. IMAIOS. Accessed April 12, 2022. <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI>
2. Shehata ML, Turkbey EB, Vogel-Claussen J, Bluemke DA. Role of Cardiac Magnetic Resonance Imaging in Assessment of Nonischemic Cardiomyopathies. *Top Magn Reson Imaging*. 2008;19(1):43-57. doi:10.1097/RMR.0b013e31816fcb22
3. West AM, Kramer CM. Comprehensive Cardiac Magnetic Resonance Imaging. *J Invasive Cardiol*. 2009;21(7):339-345.
4. Schiau C, Schiau Ş, Dudea SM, Manole S. Cardiovascular magnetic resonance: contribution to the exploration of cardiomyopathies. *Med Pharm Rep*. 2019;92(4):326-336. doi:10.15386/mpr-1343
5. Leiner T, Bogaert J, Friedrich MG, et al. SCMR Position Paper (2020) on clinical indications for cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2020;22:76. doi:10.1186/s12968-020-00682-4
6. Lahoti N, Jabbour RJ, Ariff B, Wang BX. Cardiac MRI in cardiomyopathies. *Future Cardiol*. 2022;18(1):51-65. doi:10.2217/fca-2020-0233
7. Baumgartner H, De Backer J, Babu-Narayan SV, et al. 2020 ESC Guidelines for the management of adult congenital heart disease. *Eur Heart J*. 2021;42(6):563-645. doi:10.1093/eurheartj/ehaa554
8. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Schulz-Menger J. Role of cardiovascular magnetic resonance in the guidelines of the European Society of Cardiology. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2015;18(1):6. doi:10.1186/s12968-016-0225-6
9. Epstein FH. Assessment of Left Ventricular Systolic Function by MRI. In: Kwong RY, ed. *Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging*. Humana Press; 2008:269-286. doi:10.1007/978-1-59745-306-6_12
10. Mavrogeni SI. CMR of the right ventricle. Toward a better understanding of the dark side of the moon. *Hellenic J Cardiol*. 2020;61(2):118-119. doi:10.1016/j.hjc.2020.06.010
11. Armstrong AC, Gidding S, Gjesdal O, Wu C, Bluemke DA, Lima JAC. LV Mass Assessed by Echocardiography and CMR, Cardiovascular Outcomes, and Medical Practice. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2012;5(8):837-848. doi:10.1016/j.jcmg.2012.06.003
12. Kramer CM, Barkhausen J, Bucciarelli-Ducci C, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols: 2020 update. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2020;22(1):17. doi:10.1186/s12968-020-00607-1

13. Frahm J, Haase A, Matthaei D. Rapid NMR imaging of dynamic processes using the FLASH technique. *Magn Reson Med*. 1986;3(2):321-327. doi:10.1002/mrm.1910030217
14. Atkinson DJ, Edelman RR. Cineangiography of the heart in a single breath hold with a segmented turboFLASH sequence. *Radiology*. 1991;178(2):357-360. doi:10.1148/radiology.178.2.1987592
15. Kramer CM, Barkhausen J, Flamm SD, et al. Standardized cardiovascular magnetic resonance (CMR) protocols 2013 update. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15(1):91. doi:10.1186/1532-429X-15-91
16. Scheffler K, Lehnhardt S. Principles and applications of balanced SSFP techniques. *Eur Radiol*. 2003;13(11):2409-2418. doi:10.1007/s00330-003-1957-x
17. 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*. 2001;219(1):264-269. doi:10.1148/radiology.219.1.r01ap12264
18. Plein S, Bloomer TN, Ridgway JP, Jones TR, Bainbridge GJ, Sivananthan MU. Steady-state free precession magnetic resonance imaging of the heart: Comparison with segmented k-space gradient-echo imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2001;14(3):230-236. doi:10.1002/jmri.1178
19. Ridgway JP. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12(1):71. doi:10.1186/1532-429X-12-71
20. Vermersch M, Longère B, Coisne A, et al. Compressed sensing real-time cine imaging for assessment of ventricular function, volumes and mass in clinical practice. *Eur Radiol*. 2020;30:609-619. doi:10.1007/s00330-019-06341-2
21. Vincenti G, Monney P, Chaptinel J, et al. Compressed Sensing Single-Breath-Hold CMR for Fast Quantification of LV Function, Volumes, and Mass. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2014;7(9):882-892. doi:10.1016/j.jcmg.2014.04.016
22. Roussakis A, Baras P, Seimenis I, Andreou J, Danias PG. Relationship of number of phases per cardiac cycle and accuracy of measurement of left ventricular volumes, ejection fraction, and mass. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson*. 2004;6(4):837-844. doi:10.1081/jcmr-200036152
23. Backhaus SJ, Metschies G, Billing M, et al. Defining the optimal temporal and spatial resolution for cardiovascular magnetic resonance imaging feature tracking. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2021;23(1):60. doi:10.1186/s12968-021-00740-5
24. Nacif MS, Zavodni A, Kawel N, Choi EY, Lima JAC, Bluemke DA. Cardiac magnetic resonance imaging and its electrocardiographs (ECG): tips and tricks. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2012;28:1465-1475. doi:10.1007/s10554-011-9957-4

25. van der Graaf AWM, Bhagirath P, Ghoerbien S, Götte MJW. Cardiac magnetic resonance imaging: artefacts for clinicians. *Neth Heart J*. 2014;22(12):542-549. doi:10.1007/s12471-014-0623-z
26. Ferreira PF, Gatehouse PD, Mohiaddin RH, Firmin DN. Cardiovascular magnetic resonance artefacts. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15:41-79. doi:10.1186/1532-429X-15-41
27. Kastler B, Vetter D. *Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage.*; 2011. Accessed April 13, 2022. <http://www.sciencedirect.com/science/book/9782294710445>
28. Tseng WYI, Su MYM, Tseng YHE. Introduction to Cardiovascular Magnetic Resonance: Technical Principles and Clinical Applications. *Acta Cardiol Sin*. 2016;32(2):129-144. doi:10.6515/acs20150616a
29. Artéfacts de mouvement et images fantômes en IRM - Solutions. IMAIOS. Accessed March 29, 2022. <https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/qualite-image-artefacts/artefacts-mouvement-solutions>
30. Ismail TF, Strugnell W, Coletti C, et al. Cardiac MR: From Theory to Practice. *Front Cardiovasc Med*. 2022;9. Accessed March 29, 2022. <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fcvm.2022.826283>
31. Larson AC, Kellman P, Arai A, et al. Preliminary investigation of respiratory self-gating for free-breathing segmented cine MRI. *Magn Reson Med*. 2005;53(1):159-168. doi:10.1002/mrm.20331
32. Hiba B, Richard N, Janier M, Croisille P. Cardiac and respiratory double self-gated cine MRI in the mouse at 7 T. *Magn Reson Med*. 2006;55(3):506-513. doi:10.1002/mrm.20815
33. Block KT, Uecker M, Frahm J. Undersampled radial MRI with multiple coils. Iterative image reconstruction using a total variation constraint. *Magn Reson Med*. 2007;57(6):1086-1098. doi:10.1002/mrm.21236
34. Chang T chiun, He L, Fang T. MR Image Reconstruction from Sparse Radial Samples Using Bregman Iteration. :1.
35. Santos JM, Cunningham CH, Lustig M, et al. Single breath-hold whole-heart MRA using variable-density spirals at 3T. *Magn Reson Med*. 2006;55(2):371-379. doi:10.1002/mrm.20765
36. Spiral/radial artifacts. Questions and Answers in MRI. Accessed April 18, 2022. <http://mriquestions.com/spiralradial-artifacts.html>
37. Bammer R, Schoenberg SO. Current Concepts and Advances in Clinical Parallel Magnetic Resonance Imaging. *Top Magn Reson Imaging*. 2004;15(3):129-158. doi:10.1097/01.rmr.0000139666.23921.27
38. Glockner JF, Hu HH, Stanley DW, Angelos L, King K. Parallel MR Imaging: A User's Guide. *RadioGraphics*. 2005;25(5):1279-1297. doi:10.1148/rg.255045202

39. Biglands JD, Radjenovic A, Ridgway JP. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part II. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2012;14(1):66. doi:10.1186/1532-429X-14-66
40. Matcuk GR, Gross JS, Fritz J. Compressed Sensing MRI. *Adv Clin Radiol*. 2020;2:257-271. doi:10.1016/j.yacr.2020.06.008
41. Feng L, Benkert T, Block KT, Sodickson DK, Otazo R, Chandarana H. Compressed sensing for body MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2017;45(4):966-987. doi:10.1002/jmri.25547
42. Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med*. 2007;58(6):1182-1195. doi:10.1002/mrm.21391
43. Longère B, Chavent MH, Coisne A, et al. Single breath-hold compressed sensing real-time cine imaging to assess left ventricular motion in myocardial infarction. *Diagn Interv Imaging*. 2021;102:297-303. doi:10.1016/j.diii.2020.11.012
44. Longère B, Pagniez J, Coisne A, et al. Right ventricular volume and function assessment in congenital heart disease using CMR compressed-sensing real-time cine imaging. *J Clin Med*. 2021;10:1930-1942. doi:10.3390/jcm10091930
45. Kido T, Kido T, Nakamura M, et al. Compressed sensing real-time cine cardiovascular magnetic resonance: accurate assessment of left ventricular function in a single-breath-hold. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2016;18:50. doi:10.1186/s12968-016-0271-0
46. Altmann S, Halfmann MC, Abidoye I, et al. Compressed sensing acceleration of cardiac cine imaging allows reliable and reproducible assessment of volumetric and functional parameters of the left and right atrium. *Eur Radiol*. 2021;31(10):7219-7230. doi:10.1007/s00330-021-07830-z
47. Longère B, Allard PE, Gkizas CV, et al. Compressed sensing real-time cine reduces CMR arrhythmia-related artifacts. *J Clin Med*. 2021;10:3274. doi:10.3390/jcm10153274
48. Goebel J, Nensa F, Bomas B, et al. Real-time SPARSE-SENSE cardiac cine MR imaging: optimization of image reconstruction and sequence validation. *Eur Radiol*. 2016;26:4482-4489. doi:10.1007/s00330-016-4301-y
49. Goebel J, Nensa F, Schemuth HP, et al. Real-time SPARSE-SENSE cine MR imaging in atrial fibrillation: a feasibility study. *Acta Radiol*. 2017;58:922-928. doi:10.1177/0284185116681037
50. Delattre BMA, Boudabbous S, Hansen C, Neroladaki A, Hachulla AL, Vargas MI. Compressed sensing MRI of different organs: ready for clinical daily practice? *Eur Radiol*. 2020;30:308-319. doi:10.1007/s00330-019-06319-0

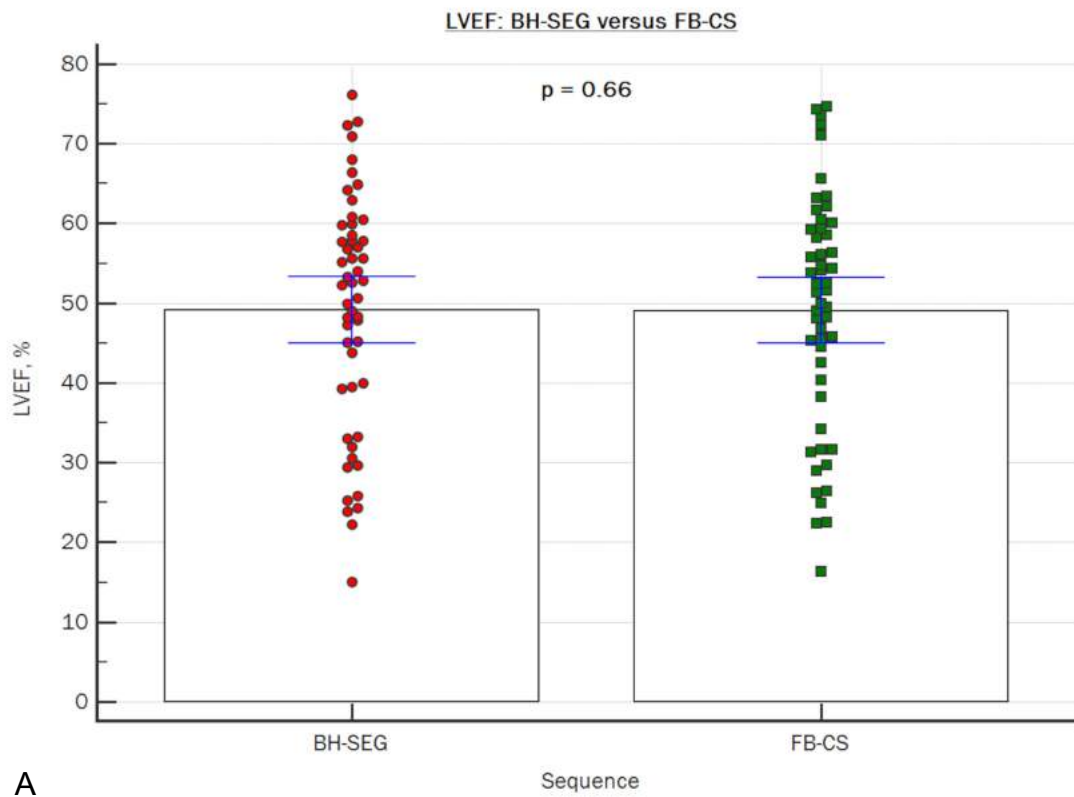
51. (ISMRM 2017) Accelerated 2D Cine MRI Featuring Compressed Sensing and ECG-triggered Retro-gating. Accessed April 2, 2022. <https://archive.ismrm.org/2017/3162.html>
52. Longère B, Gkizas CV, Coisne A, et al. 60-s retrogated compressed sensing 2D cine of the heart: sharper borders and accurate quantification. *J Clin Med*. 2021;10:2417. doi:10.3390/jcm10112417
53. Rahsepar AA, Saybasili H, Ghasemiesfe A, et al. Motion-Corrected Real-Time Cine Magnetic Resonance Imaging of the Heart: Initial Clinical Experience. *Invest Radiol*. 2018;53(1):35-44. doi:10.1097/RLI.0000000000000406
54. Global Cardiovascular Magnetic Resonance Registry (GCMR) Investigators, Kwong RY, Petersen SE, et al. The global cardiovascular magnetic resonance registry (GCMR) of the society for cardiovascular magnetic resonance (SCMR): its goals, rationale, data infrastructure, and current developments. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson*. 2017;19:23. doi:10.1186/s12968-016-0321-7
55. Zhang S, Uecker M, Voit D, Merboldt KD, Frahm J. Real-time cardiovascular magnetic resonance at high temporal resolution: radial FLASH with nonlinear inverse reconstruction. *J Cardiovasc Magn Reson Off J Soc Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12:39-45. doi:10.1186/1532-429X-12-39
56. Aandal G, Nadig V, Yeh V, et al. Evaluation of left ventricular ejection fraction using through-time radial GRAPPA. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2014;16. doi:10.1186/s12968-014-0079-8
57. Weiger M, Pruessmann KP, Boesiger P. Cardiac real-time imaging using SENSE. SENSitivity Encoding scheme. *Magn Reson Med*. 2000;43:177-184. doi:10.1002/(sici)1522-2594(200002)43:2<177::aid-mrm3>3.0.co;2-1
58. Donoho DL. Compressed sensing. *IEEE Trans Inf Theory*. 2006;52:1289-1306. doi:10.1109/TIT.2006.871582
59. Candès EJ, Romberg JK, Tao T. Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements. *Commun Pure Appl Math*. 2006;59:1207-1223. doi:10.1002/cpa.20124
60. Vincenti G, Monney P, Chaptinel J, et al. Compressed sensing single-breath-hold CMR for fast quantification of LV function, volumes, and mass. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2014;7:882-892. doi:10.1016/j.jcmg.2014.04.016
61. Zou Q, Xu HY, Fu C, et al. Utility of single-shot compressed sensing cardiac magnetic resonance cine imaging for assessment of biventricular function in free-breathing and arrhythmic pediatric patients. *Int J Cardiol*. 2021;338:258-264. doi:10.1016/j.ijcard.2021.06.043

62. Steeden JA, Kowalik GT, Tann O, Hughes M, Mortensen KH, Muthurangu V. Real-time assessment of right and left ventricular volumes and function in children using high spatiotemporal resolution spiral bSSFP with compressed sensing. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2018;20:79. doi:10.1186/s12968-018-0500-9
63. Haubenreisser H, Henzler T, Budjan J, et al. Right ventricular imaging in 25 Seconds: evaluating the use of sparse sampling CINE with iterative reconstruction for volumetric analysis of the right ventricle. *Invest Radiol*. 2016;51:379-386. doi:10.1097/RLI.0000000000000250
64. Kido T, Kido T, Nakamura M, et al. Assessment of left ventricular function and mass on free-breathing compressed sensing real-time cine imaging. *Circ J*. 2017;81:1463-1468. doi:10.1253/circj.CJ-17-0123
65. Pang J, Itrago-Leon P, Bi X, et al. Free-breathing cardiac cine MRI with compressed sensing real-time imaging and retrospective motion correction. Proceedings of the 28th International Society for Magnetic Resonance in Medicine annual meeting. In: ; Virtual meeting - online. <https://archive.ismrm.org/2020/2190.html>
66. Klinke V, Muzzarelli S, Lauriers N, et al. Quality assessment of cardiovascular magnetic resonance in the setting of the European CMR registry: description and validation of standardized criteria. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15:55. doi:10.1186/1532-429X-15-55
67. Wetzl J, Schmidt M, Pontana F, et al. Single-breath-hold 3-D CINE imaging of the left ventricle using Cartesian sampling. *Magn Reson Mater Phys Biol Med*. 2018;31:19-31. doi:10.1007/s10334-017-0624-1
68. Schulz-Menger J, Bluemke DA, Bremerich J, et al. Standardized image interpretation and post-processing in cardiovascular magnetic resonance - 2020 update. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2020;22:19. doi:10.1186/s12968-020-00610-6
69. Kido T, Hirai K, Ogawa R, et al. Comparison between conventional and compressed sensing cine cardiovascular magnetic resonance for feature tracking global circumferential strain assessment. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2021;23:10. doi:10.1186/s12968-021-00708-5
70. Benchoufi M, Matzner-Lober E, Molinari N, Jannot AS, Soyer P. Interobserver agreement issues in radiology. *Diagn Interv Imaging*. 2020;101:639-641. doi:10.1016/j.diii.2020.09.001
71. Wang J, Li X, Lin L, et al. Diagnostic efficacy of 2-shot compressed sensing cine sequence cardiovascular magnetic resonance imaging for left ventricular function. *Cardiovasc Diagn Ther*. 2020;10:431-441. doi:10.21037/cdt-20-135
72. Colling D, Bortolotti P, Saulnier F, Preau S. Analyse de la variabilité respiratoire de la pression artérielle pulsée en ventilation spontanée. *Réanimation*. 2016;25:202-211. doi:10.1007/s13546-016-1175-6

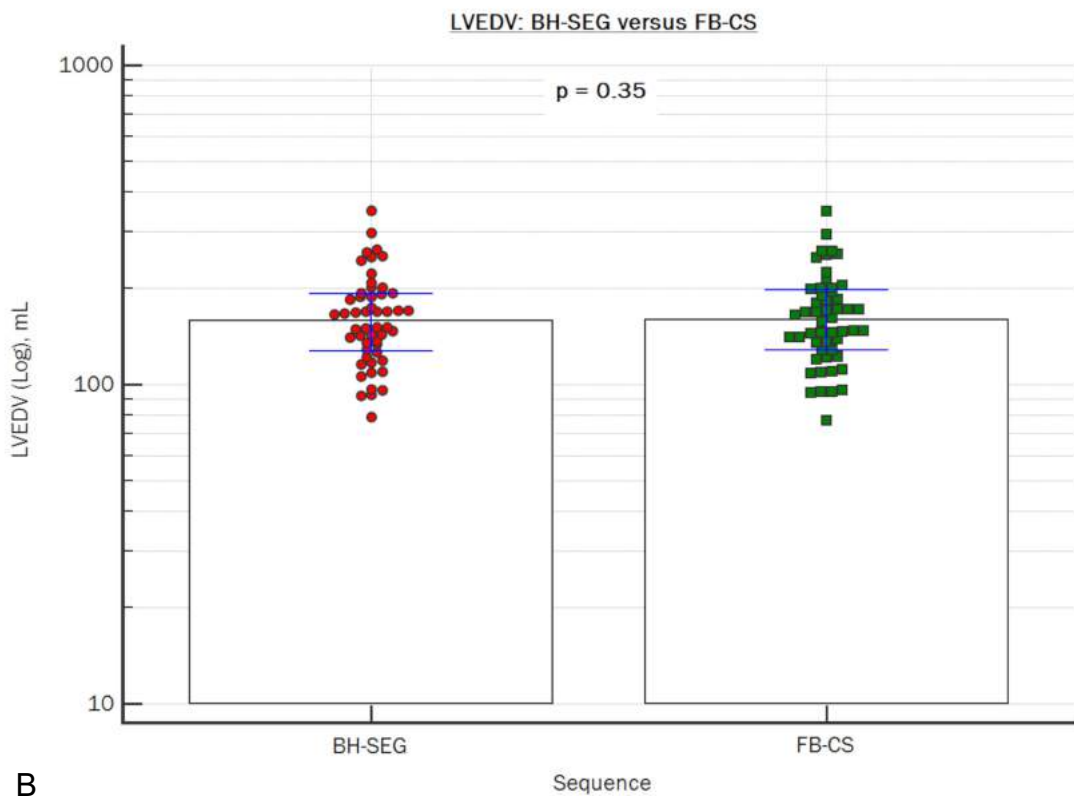
73. Budjan J, Haubenreisser H, Henzler T, et al. Rapid functional cardiac imaging after gadolinium injection: Evaluation of a highly accelerated sequence with sparse data sampling and iterative reconstruction. *Sci Rep.* 2016;6:38236. doi:10.1038/srep38236
74. Hung CL, Verma A, Uno H, et al. Longitudinal and circumferential strain rate, left ventricular remodeling, and prognosis after myocardial infarction. *JACC.* 2010;56:1812-1822. doi:10.1016/j.jacc.2010.06.044
75. Seo H, Kim D, Oh C, Park H. Self-gated cardiac cine imaging using phase information. *Magn Reson Med.* 2017;77:1216-1222. doi:10.1002/mrm.26204
76. Aviles-Rivero AI, Debroux N, Williams G, Graves MJ, Schönlieb CB. Compressed sensing plus motion (CS + M): A new perspective for improving undersampled MR image reconstruction. *Med Image Anal.* 2021;68:101933. doi:10.1016/j.media.2020.101933
77. Tolouee A, Alirezaie J, Babyn P. Nonrigid motion compensation in compressed sensing reconstruction of cardiac cine MRI. *Magn Reson Imaging.* 2018;46:114-120. doi:10.1016/j.mri.2017.11.004
78. Zucker EJ, Sandino CM, Kino A, Lai P, Vasanawala SS. Free-breathing Accelerated Cardiac MRI Using Deep Learning: Validation in Children and Young Adults. *Radiology.* 2021;300:539-548. doi:10.1148/radiol.2021202624
79. Kellman P, Chafd'hotel C, Lorenz CH, Mancini C, Arai AE, McVeigh ER. High spatial and temporal resolution cardiac cine MRI from retrospective reconstruction of data acquired in real time using motion correction and resorting. *Magn Reson Med.* 2009;62:1557-1564. doi:10.1002/mrm.22153
80. Langton JEN, Lam HI, Cowan BR, et al. Estimation of myocardial strain from non-rigid registration and highly accelerated cine CMR. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2017;33(1):101-107. doi:10.1007/s10554-016-0978-x
81. Amzulescu MS, De Craene M, Langet H, et al. Myocardial strain imaging: review of general principles, validation, and sources of discrepancies. *Eur Heart J - Cardiovasc Imaging.* 2019;20:605-619. doi:10.1093/ehjci/jez041

Annexes

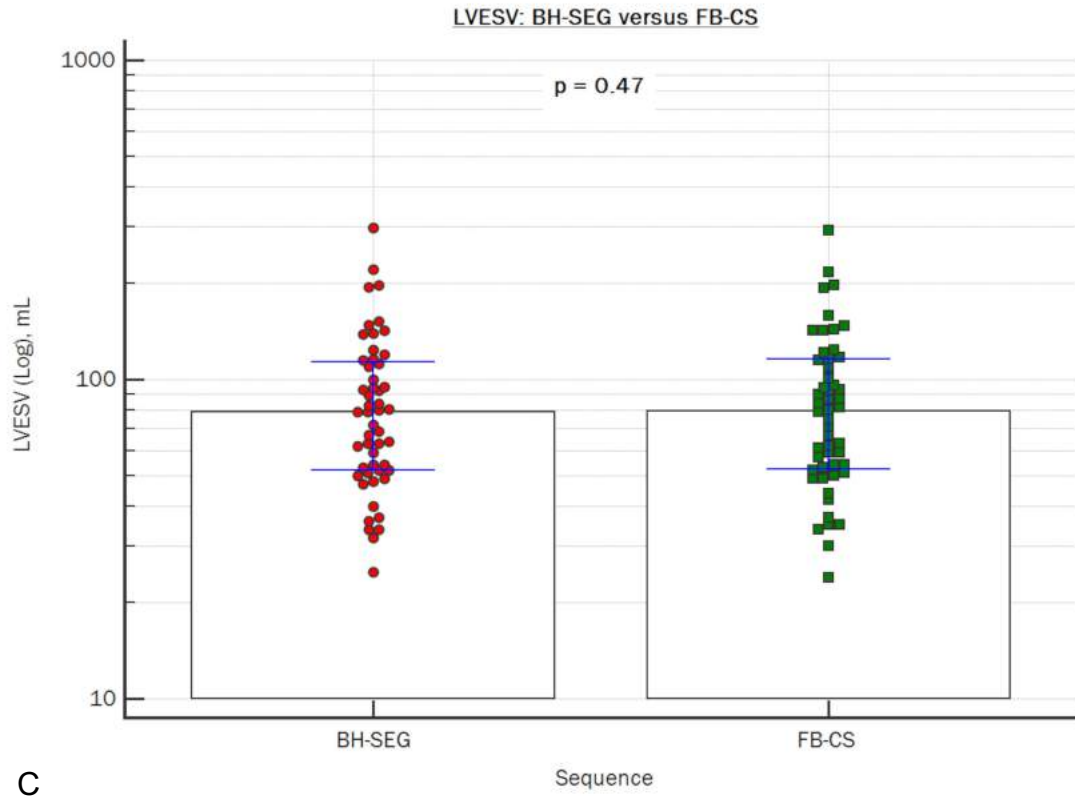
Annexe 1 : Supplemental Figure 1



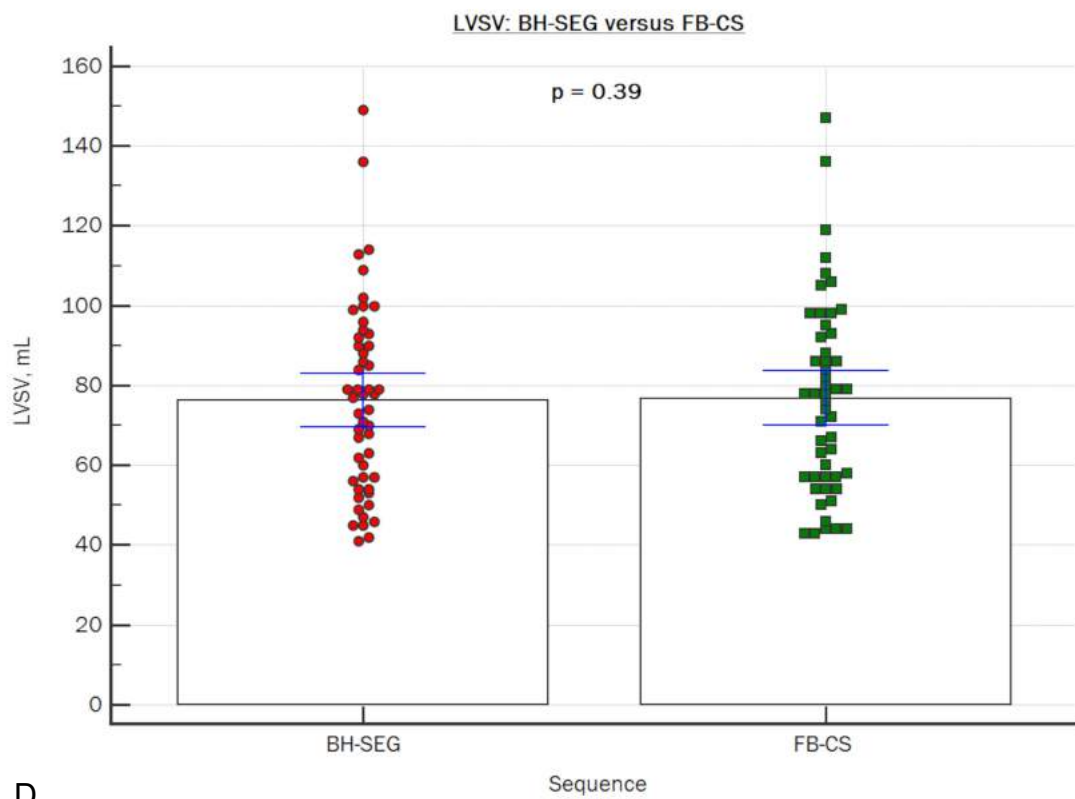
A



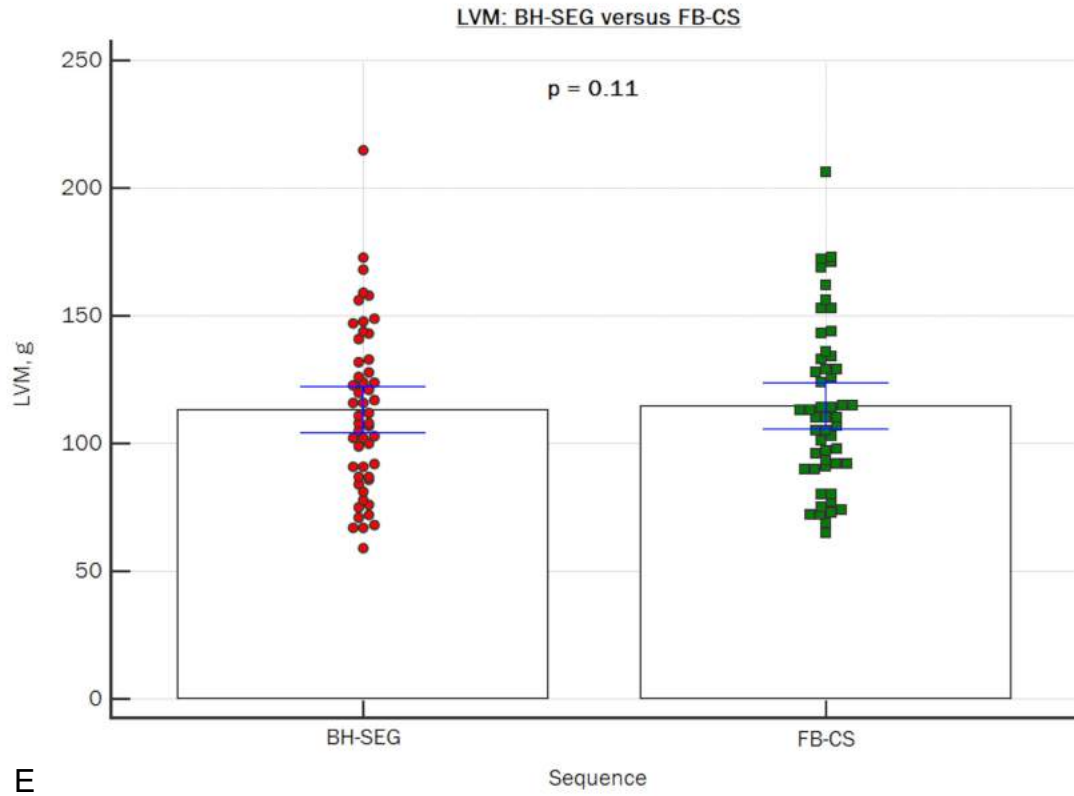
B



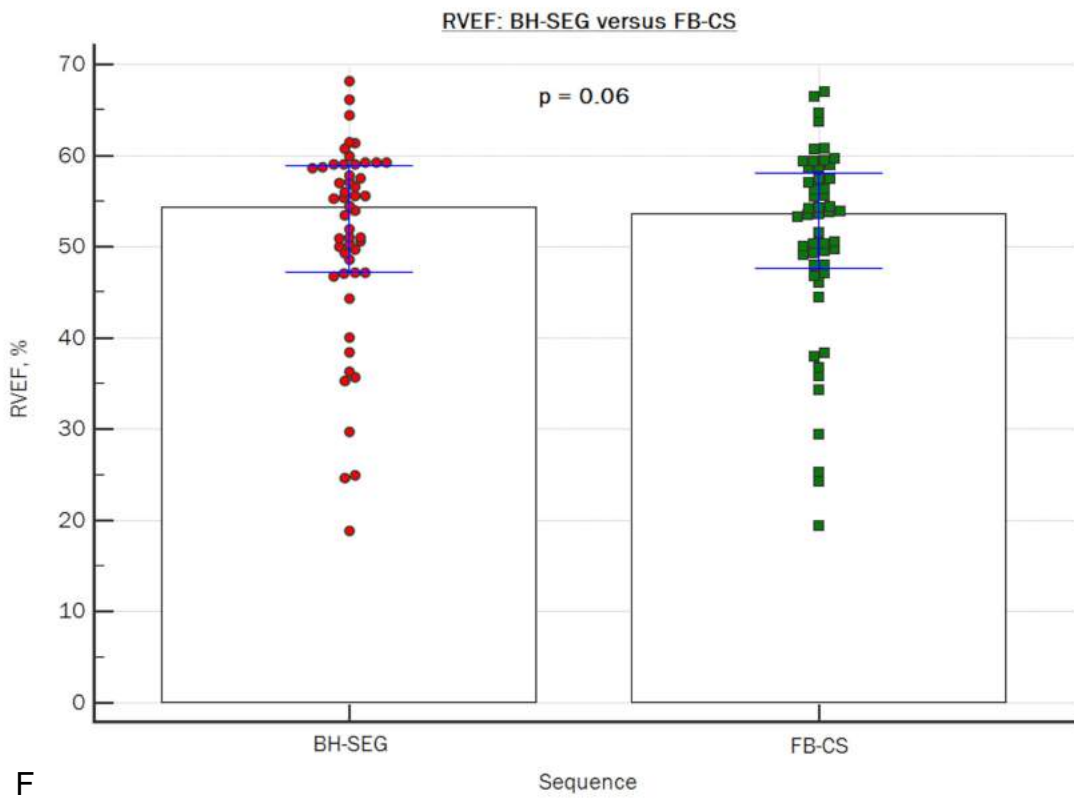
C



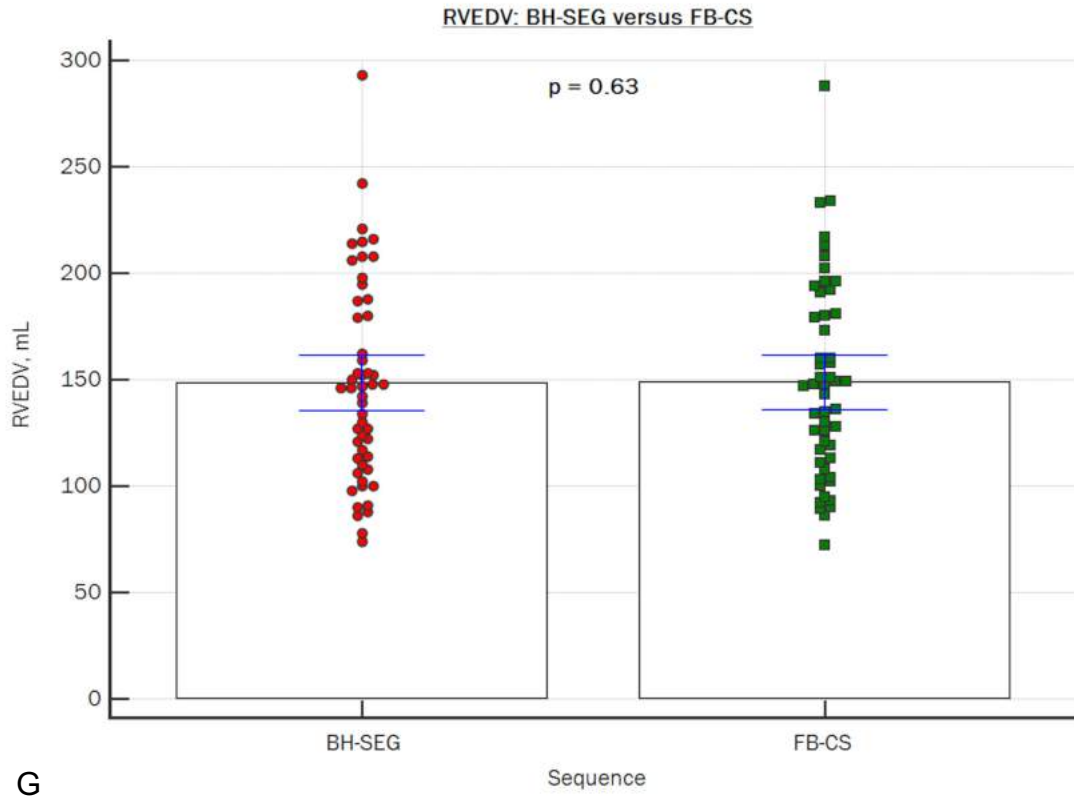
D



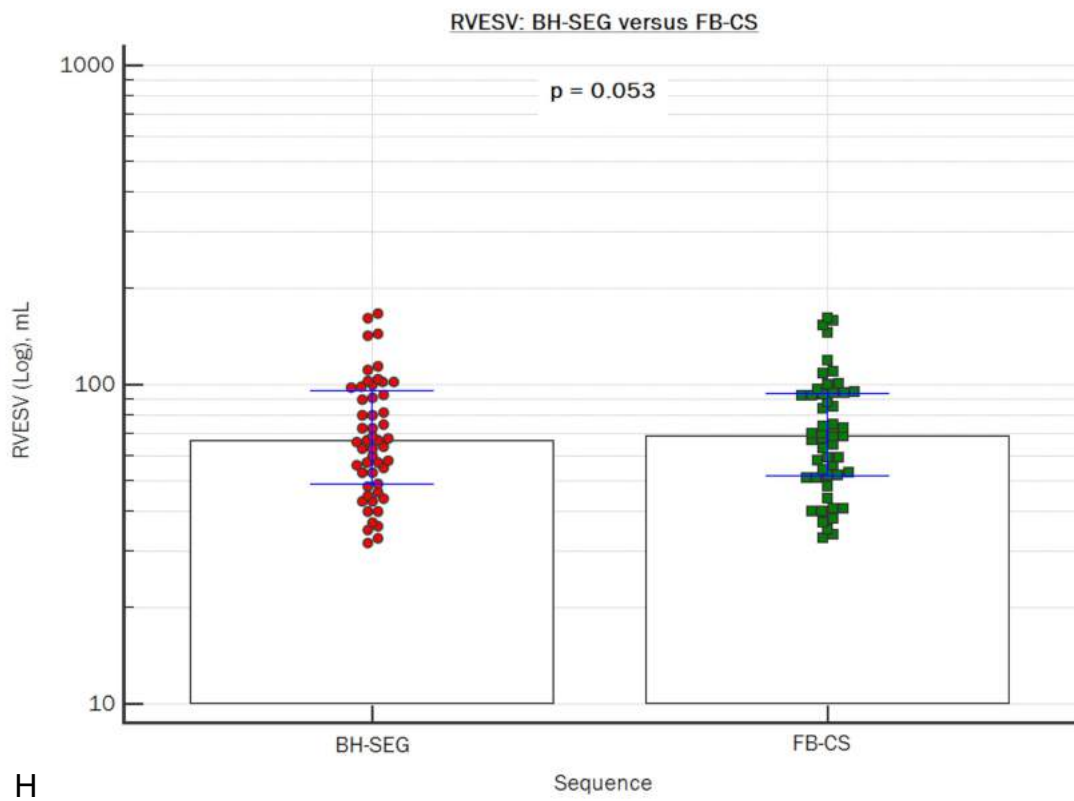
E



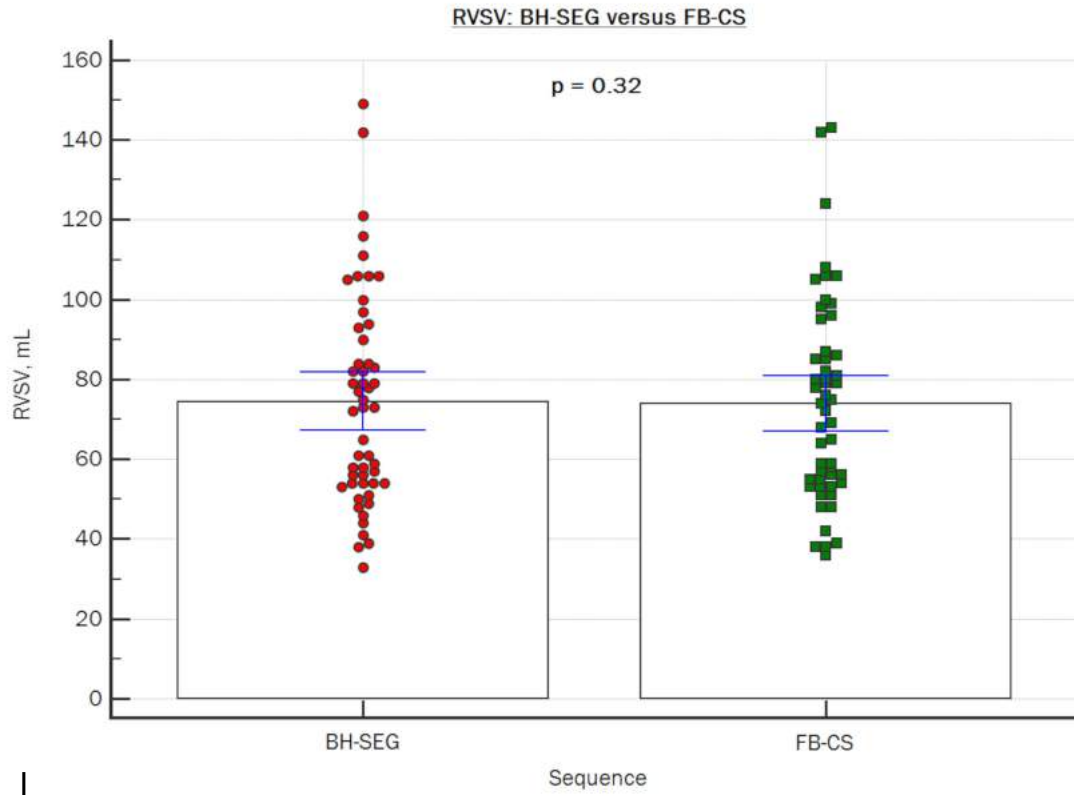
F



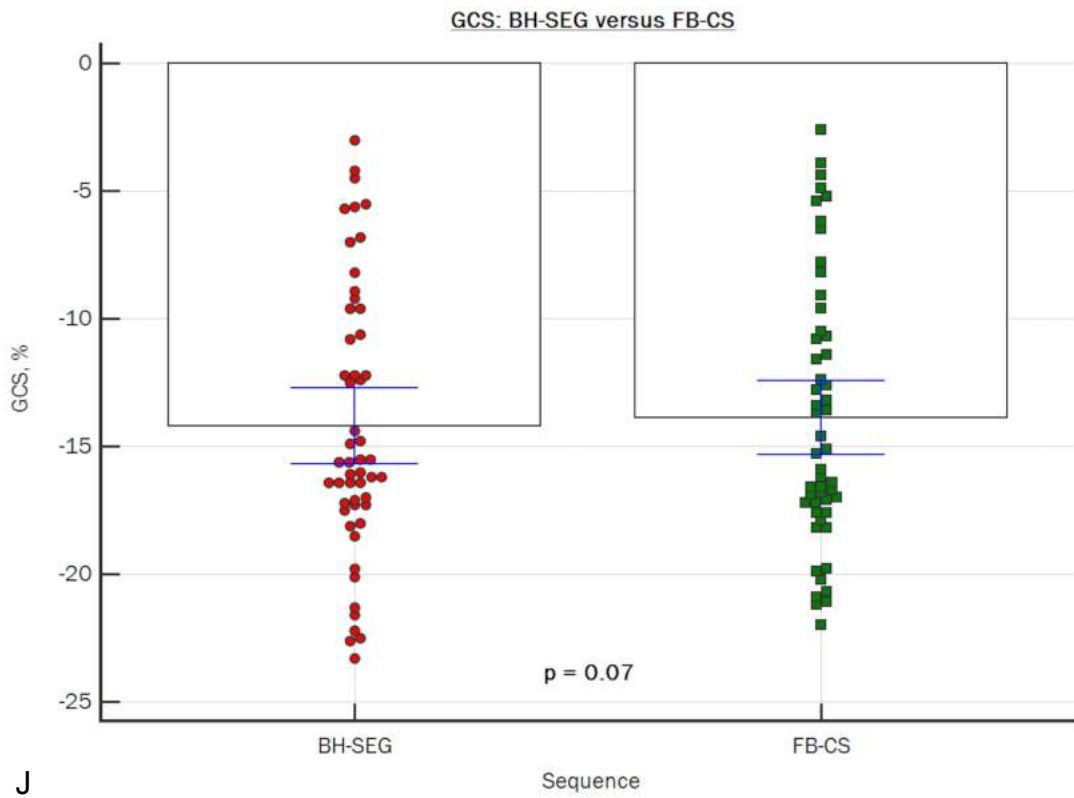
G



H



I



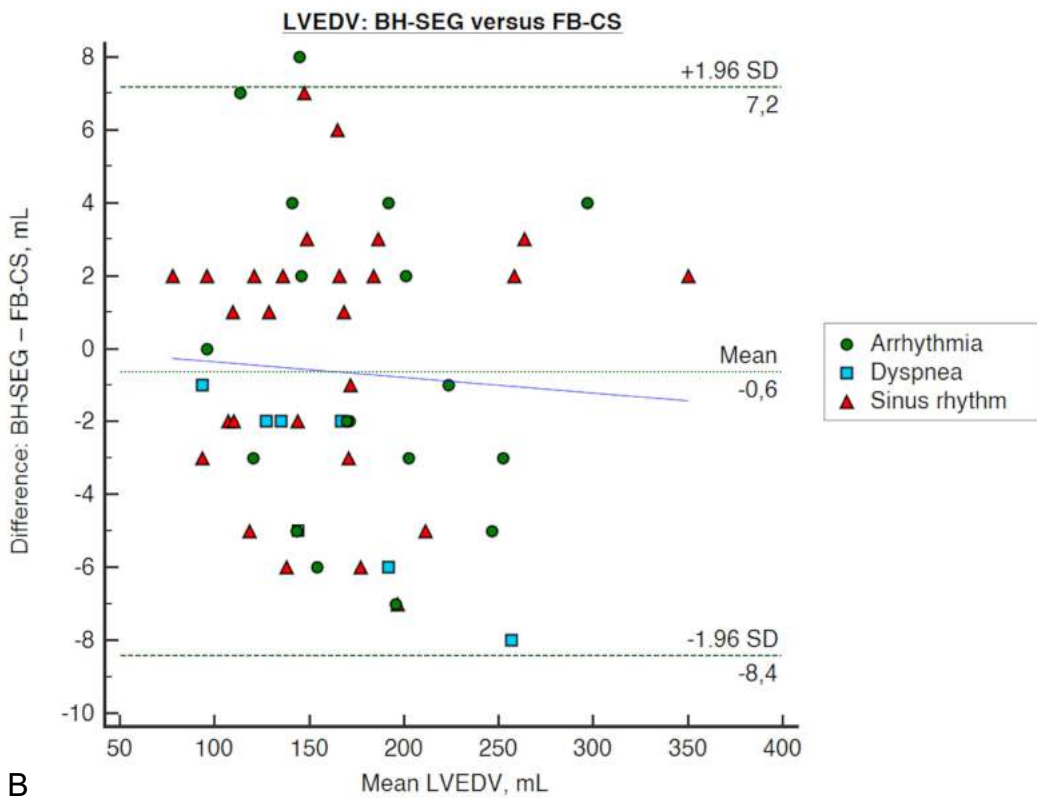
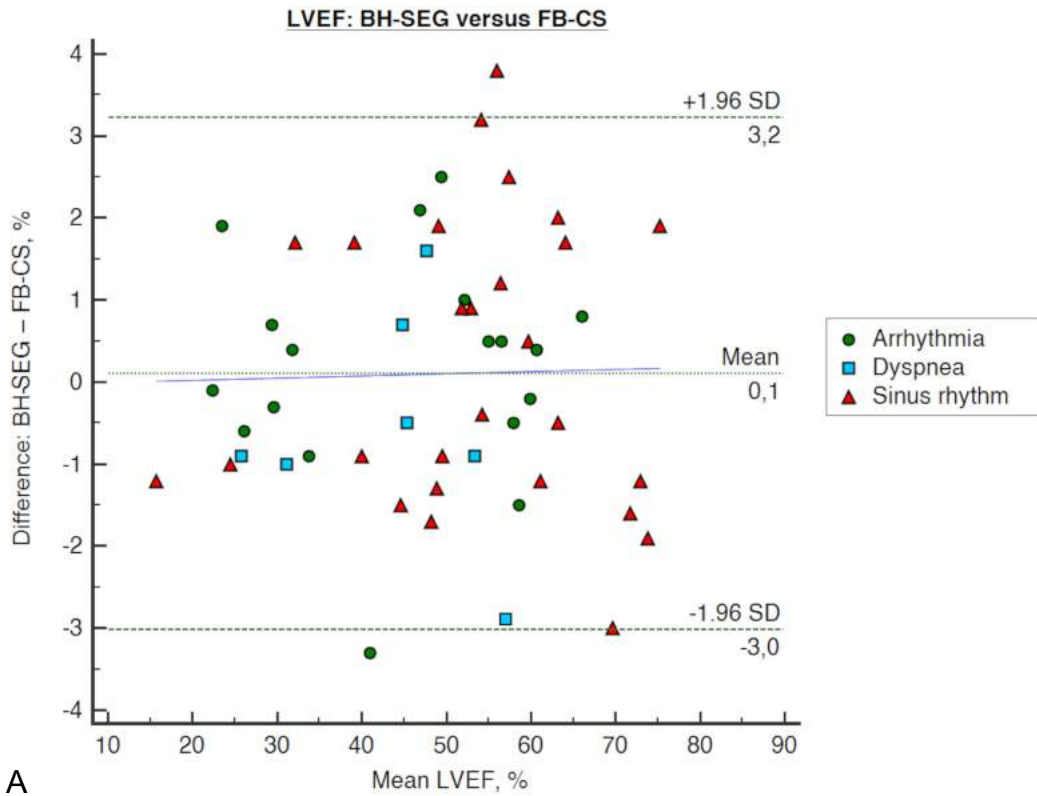
J

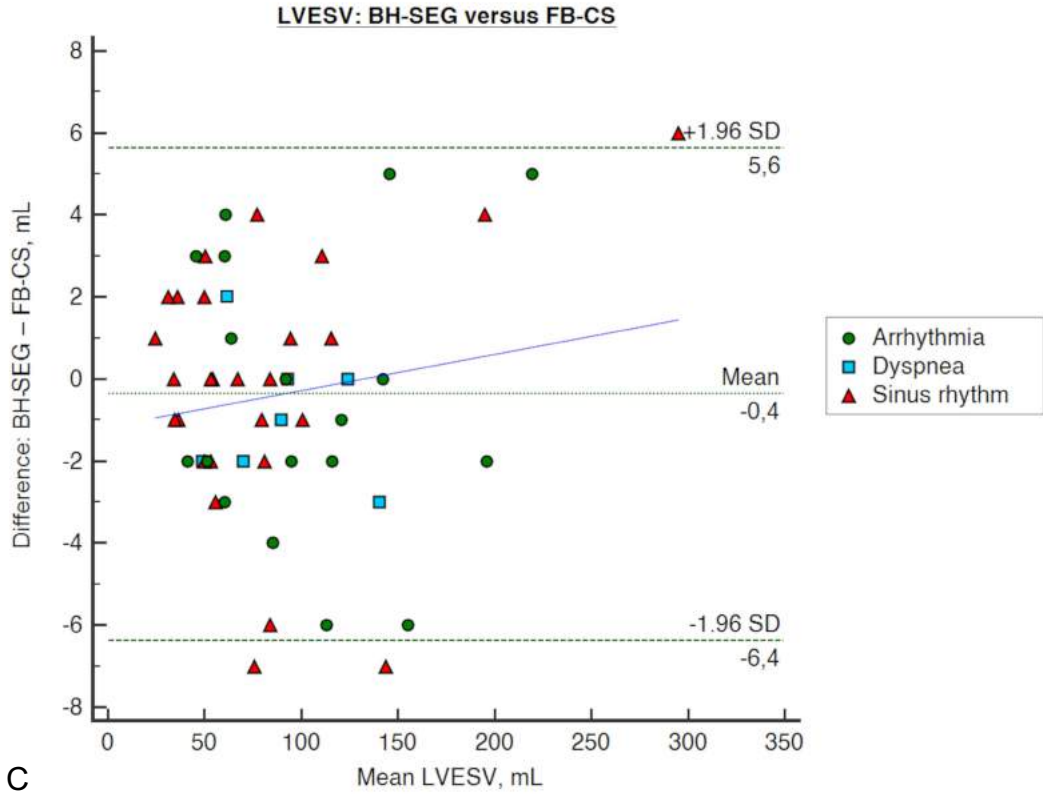
Supplemental Figure 1: Functional parameters comparison and distribution

(A to E) LV EF, volumes, and mass, **(F to I)** RV EF and volumes, and **(J)** LV GCS.

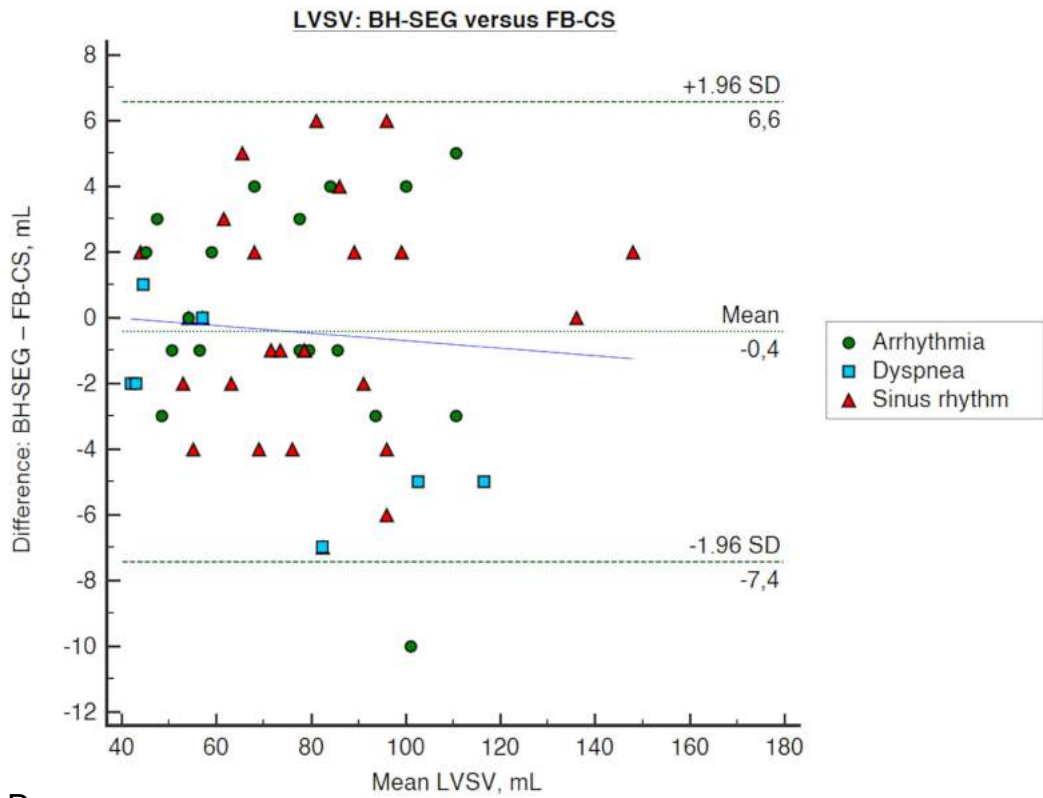
BH-SEG=conventional breath-hold segmented cine sequence; EDV=end-diastolic volume; ESV=end-systolic volume; EF=ejection fraction; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; GCS=global circumferential strain; LV=left ventricle; LVM=left ventricular mass; RV=right ventricle; SD=standard deviation; SR=sinus rhythm; SV=stroke volume.

Annexe 2 : Supplemental Figure 2

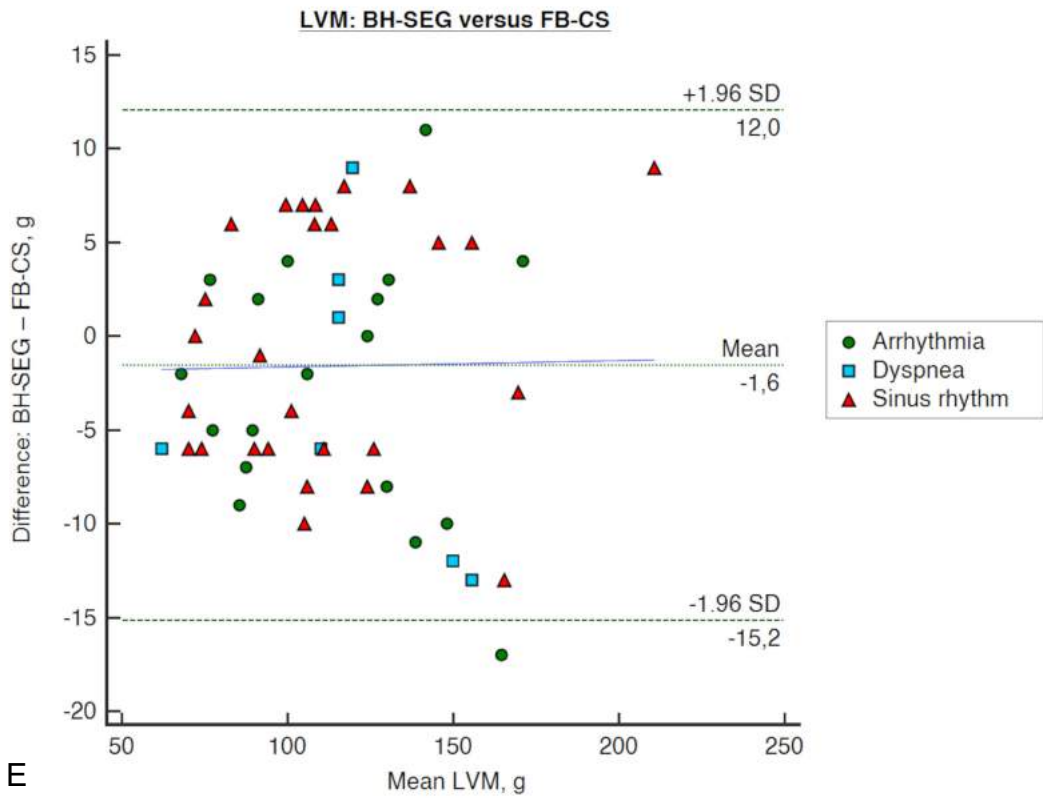




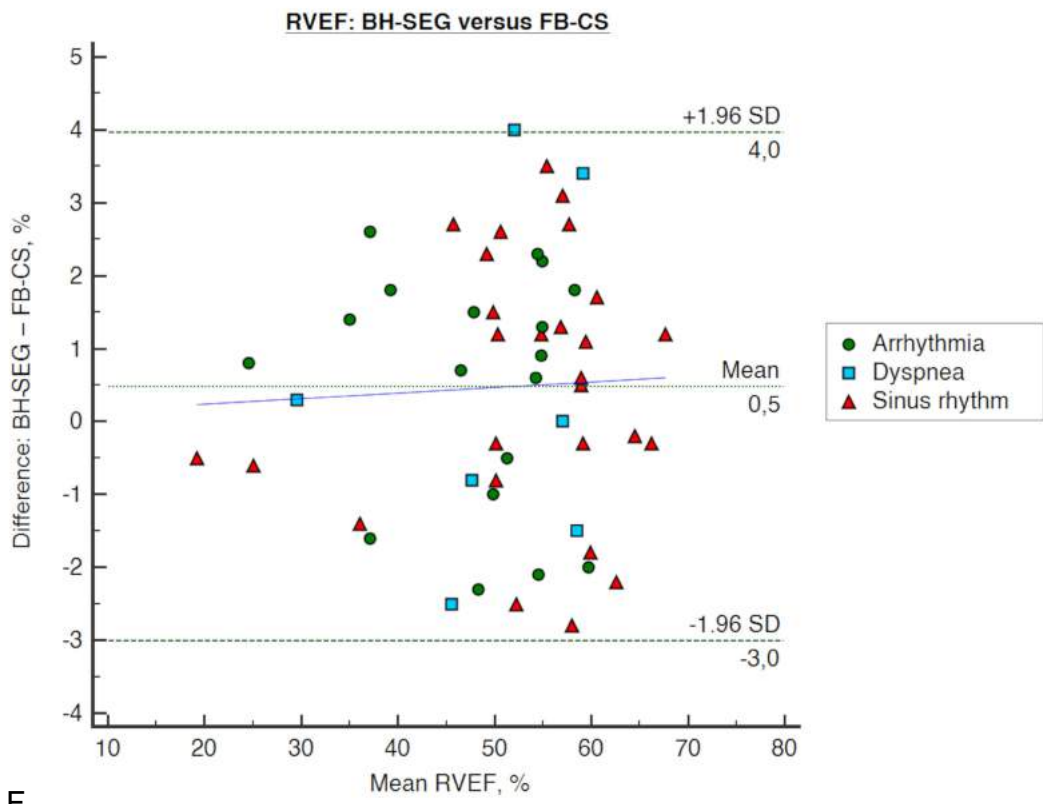
C



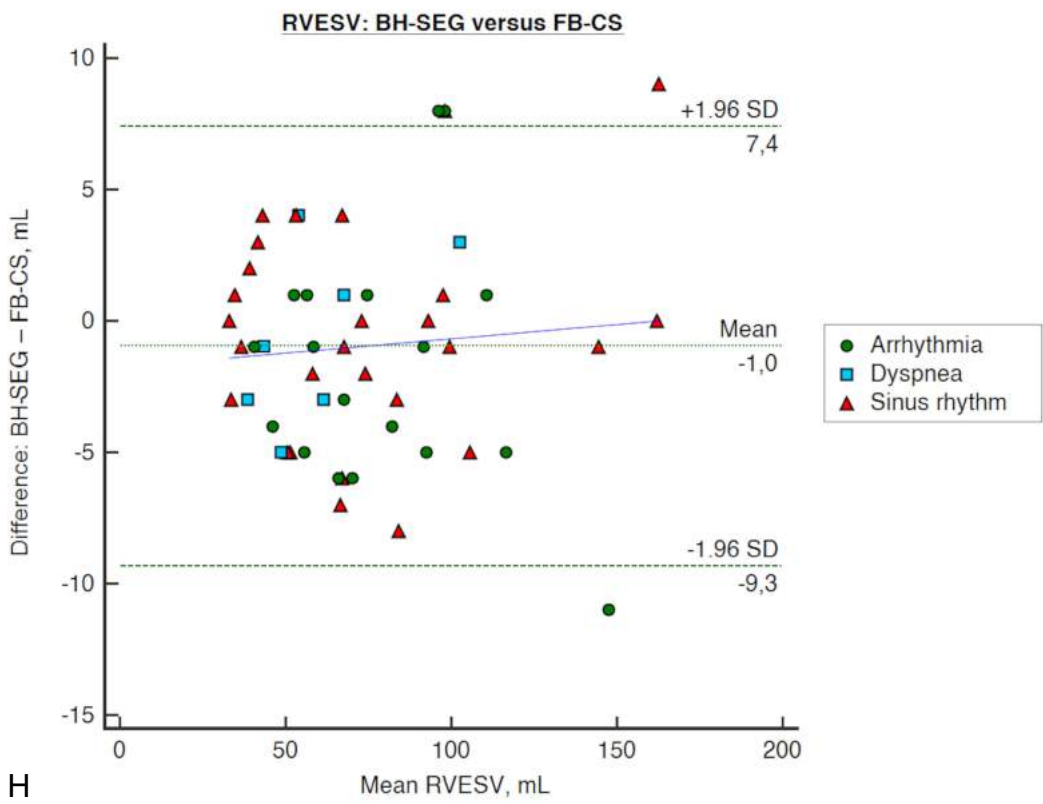
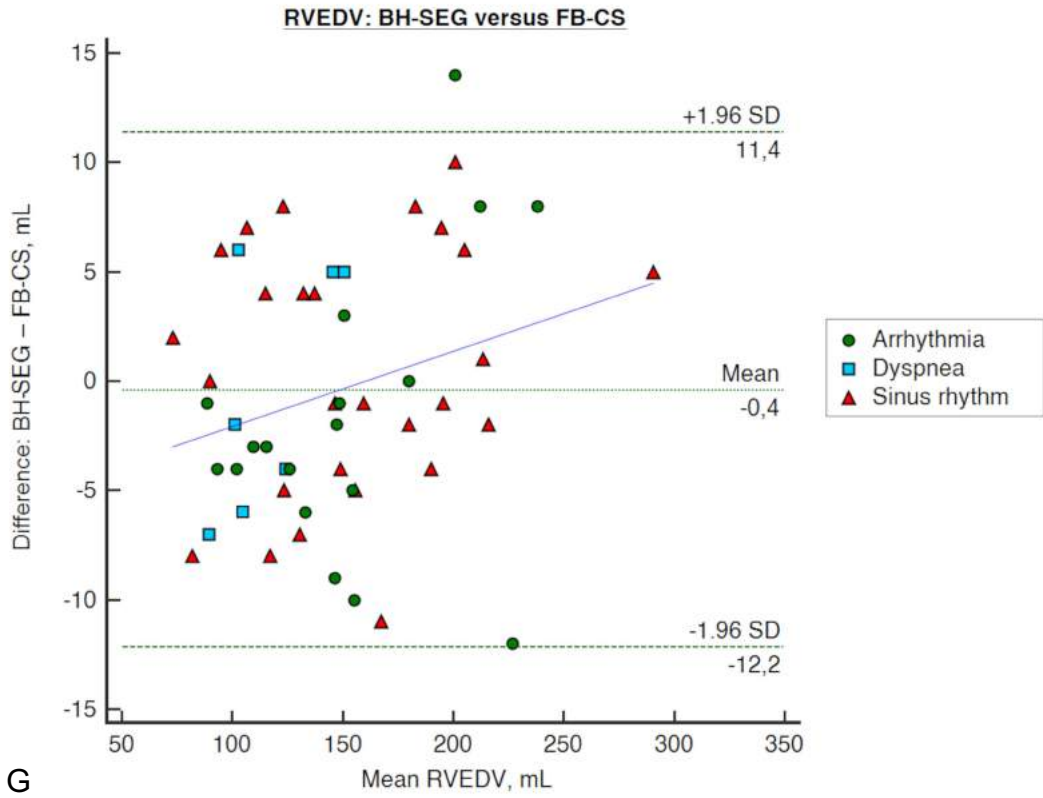
D

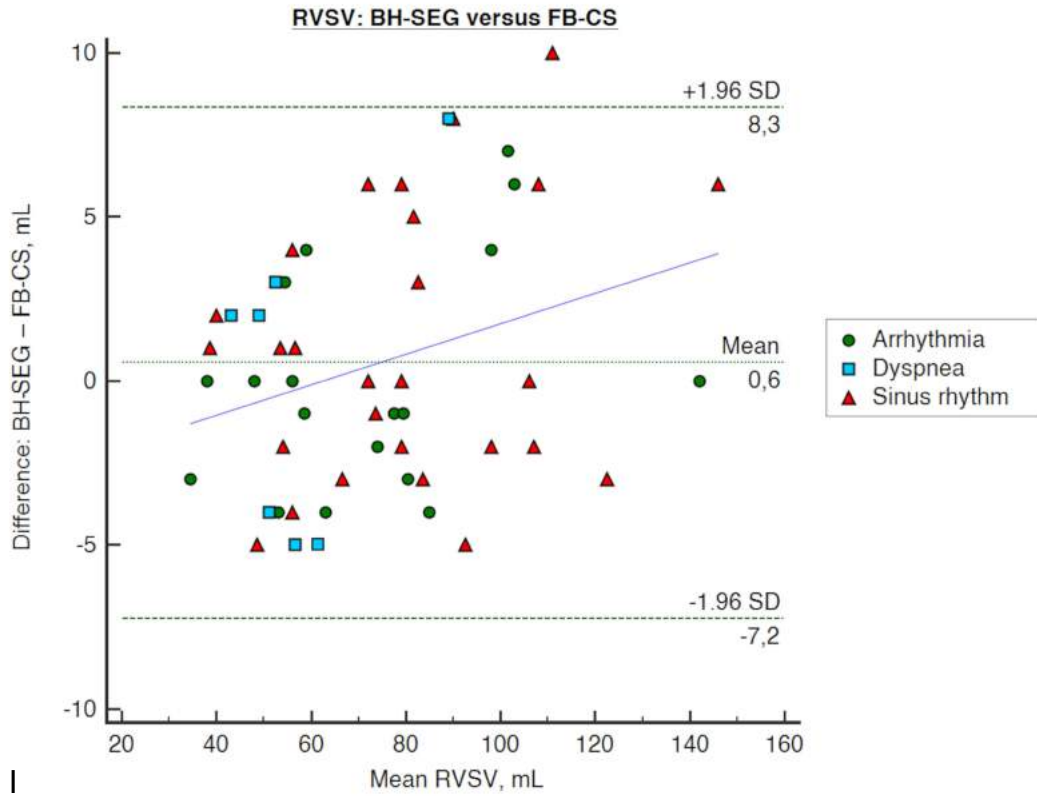


E

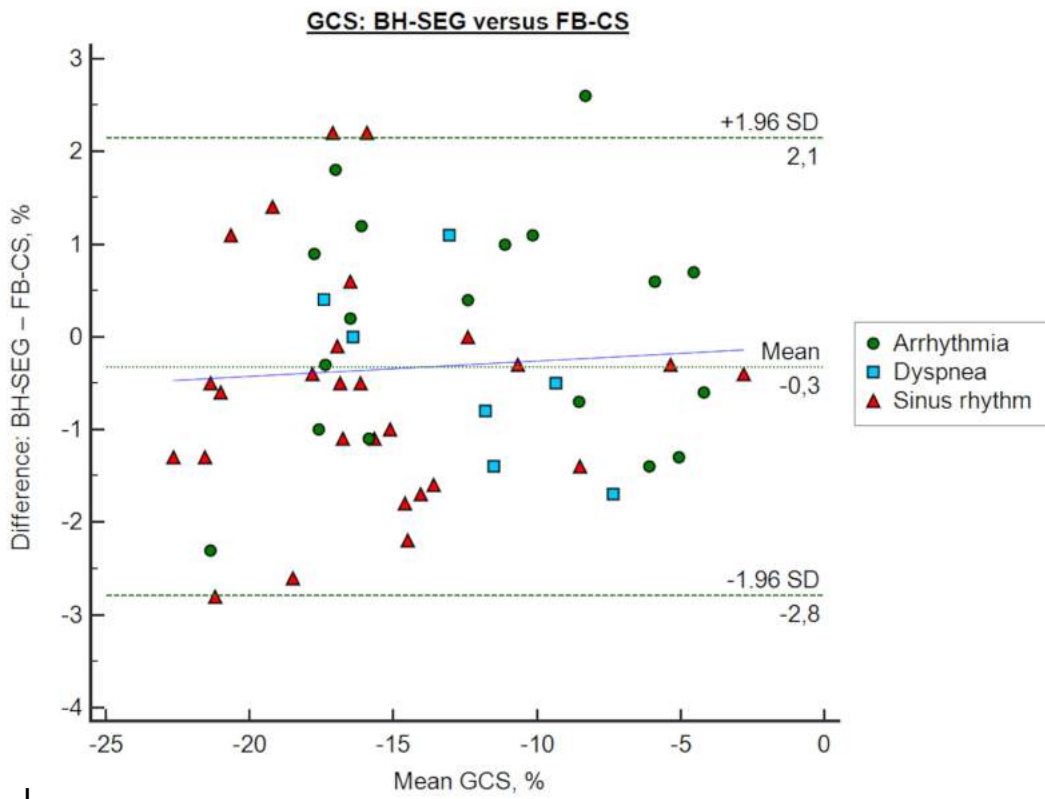


F





I



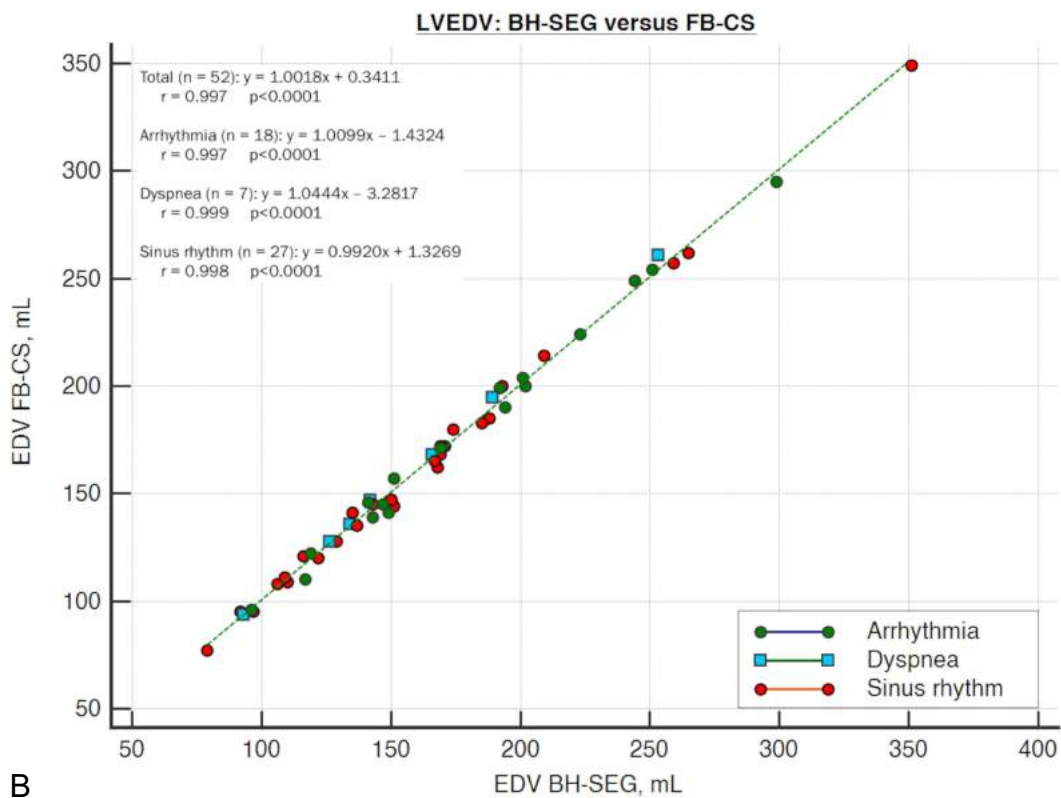
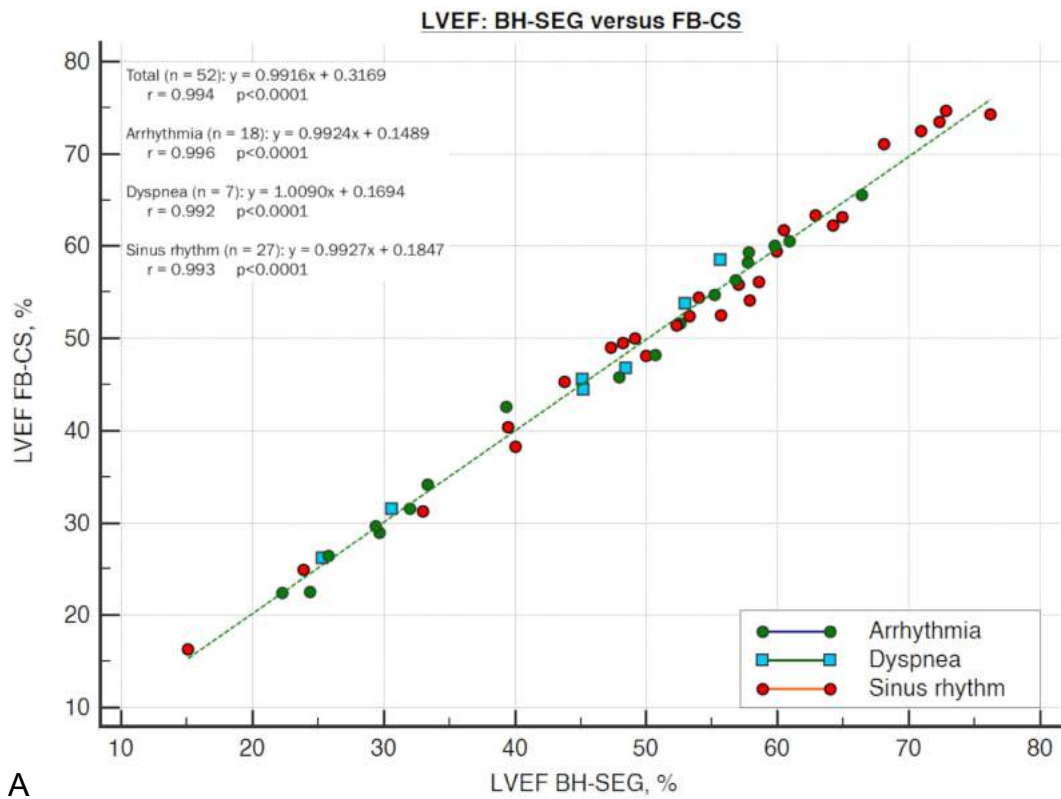
J

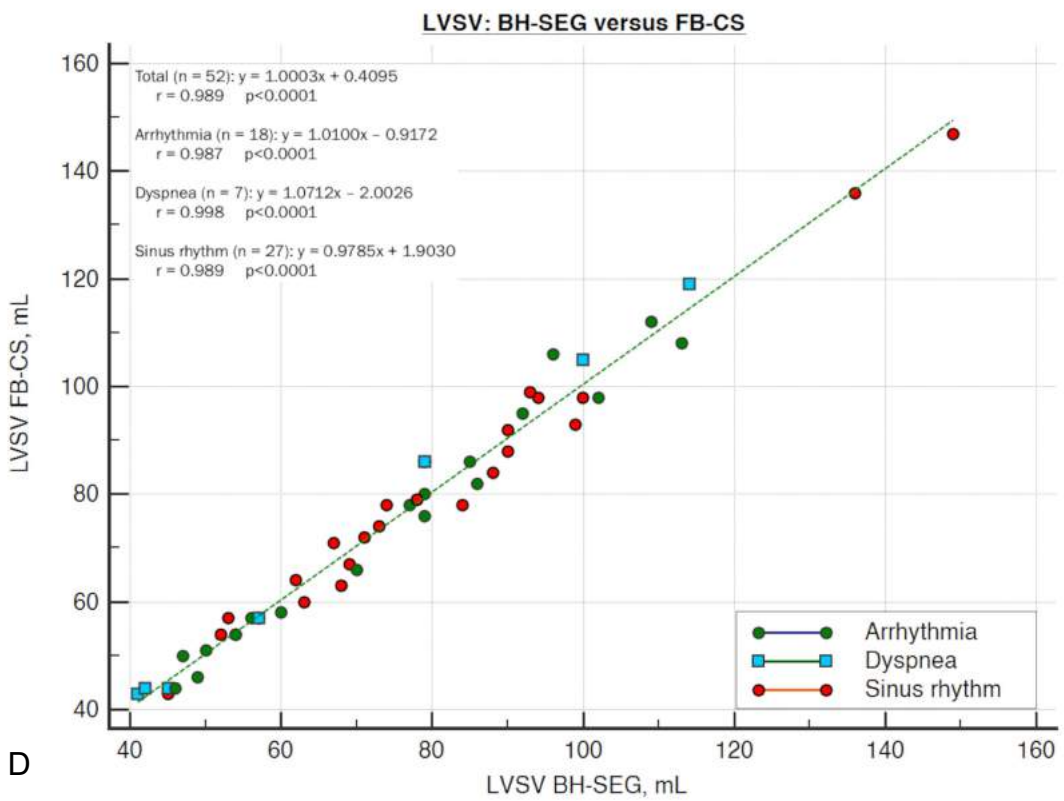
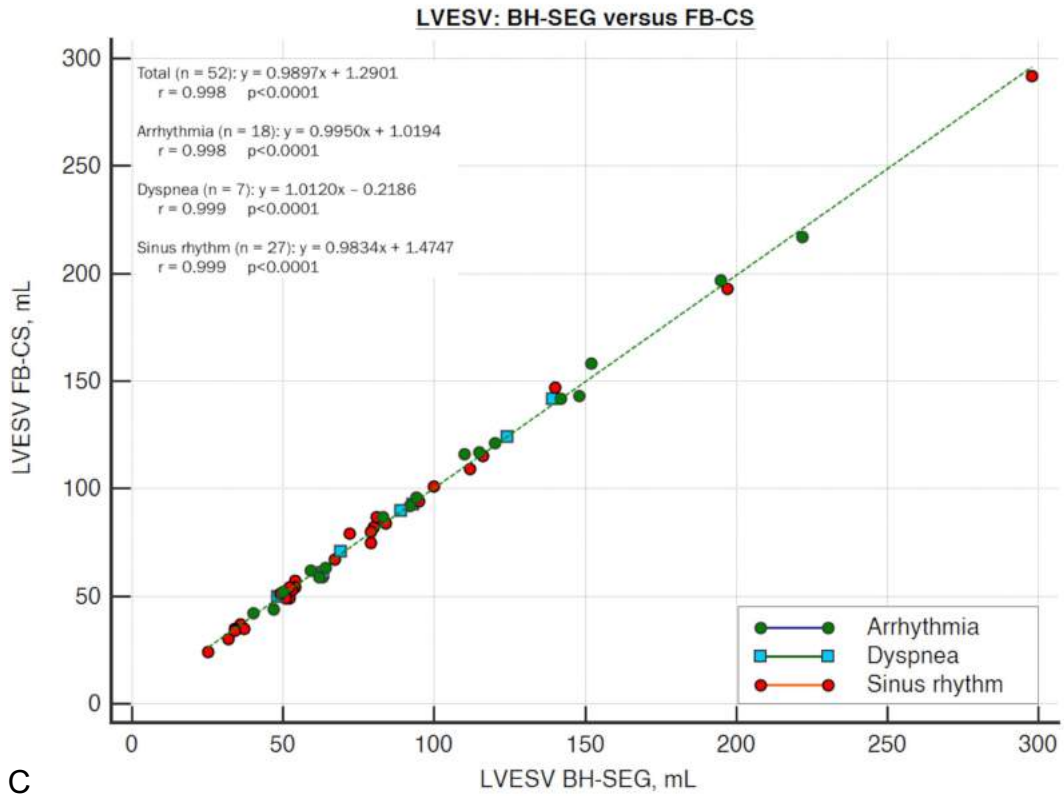
Supplemental Figure 2: Functional parameters assessment (Bland-Altman plot)

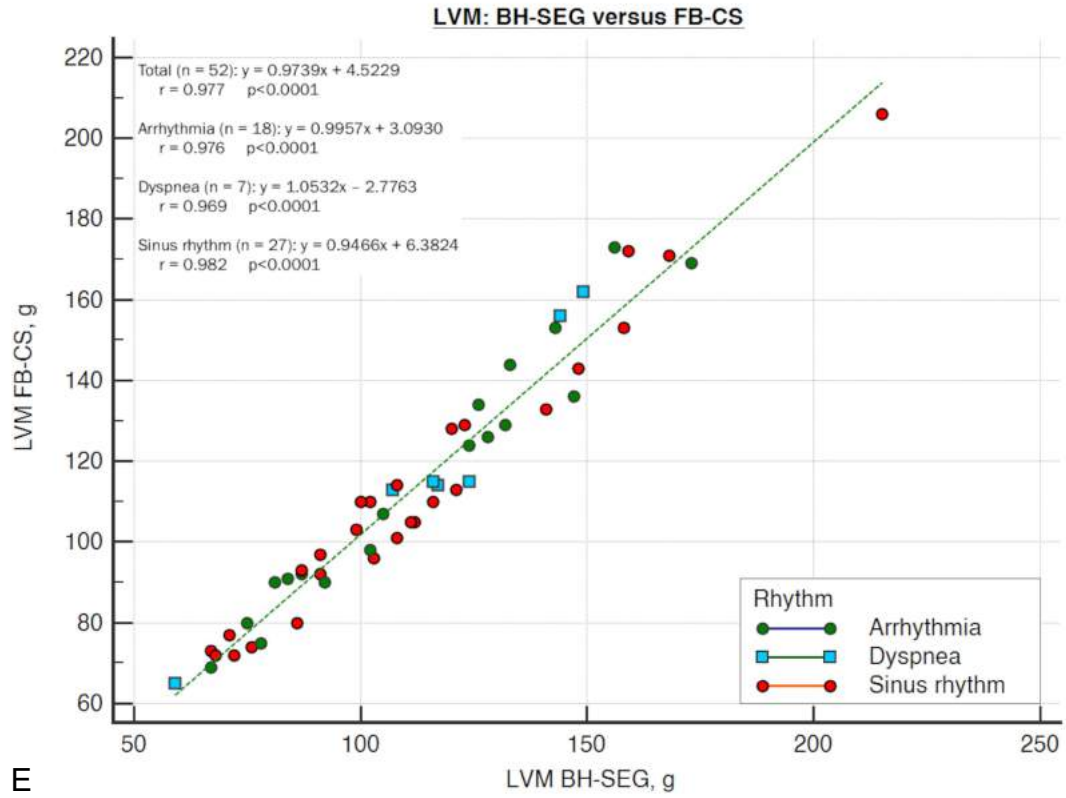
(A to E) LV EF, volumes, and mass, **(F to I)** RV EF and volumes, and **(J)** LV GCS. Solid blue line is the mean difference between parameters measured with BH-SEG and FB-CS. Dashed green lines are the 95% limits of agreement (green dotted line).

BH-SEG=conventional breath-hold segmented cine sequence; EDV=end-diastolic volume; ESV=end-systolic volume; EF=ejection fraction; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; GCS=global circumferential strain; LV=left ventricle; LVM=left ventricular mass; RV=right ventricle; SD=standard deviation; SR=sinus rhythm; SV=stroke volume.

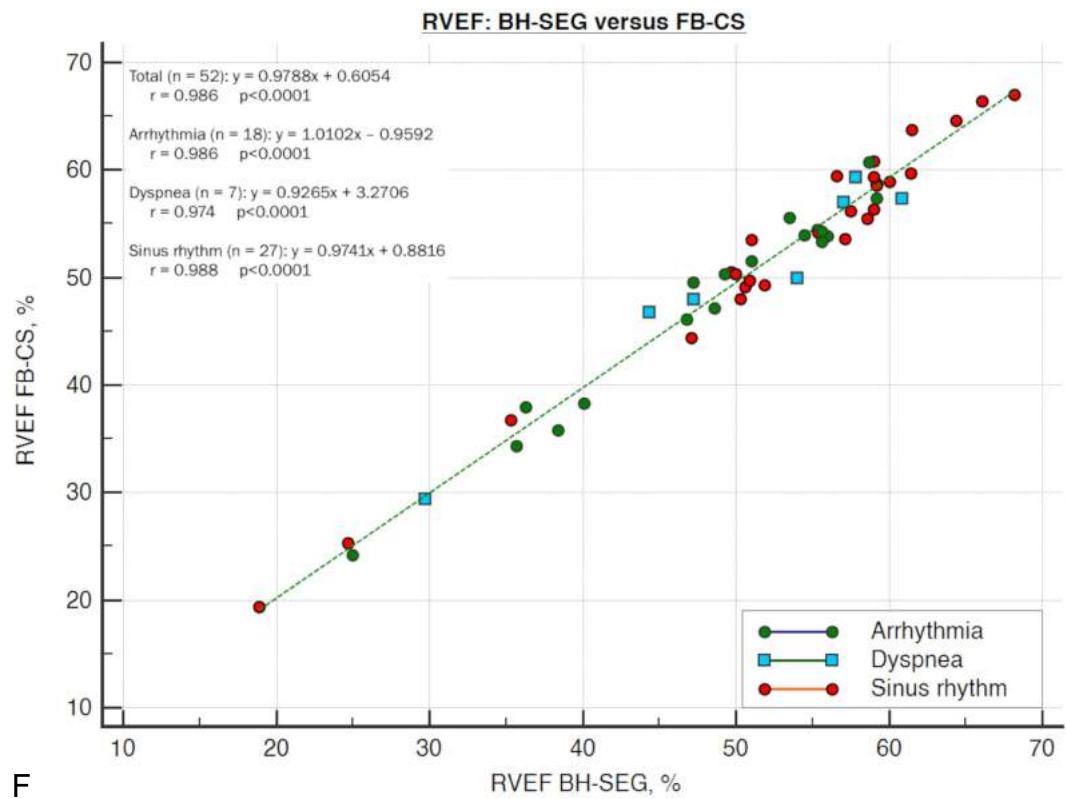
Annexe 3 : Supplemental Figure 3



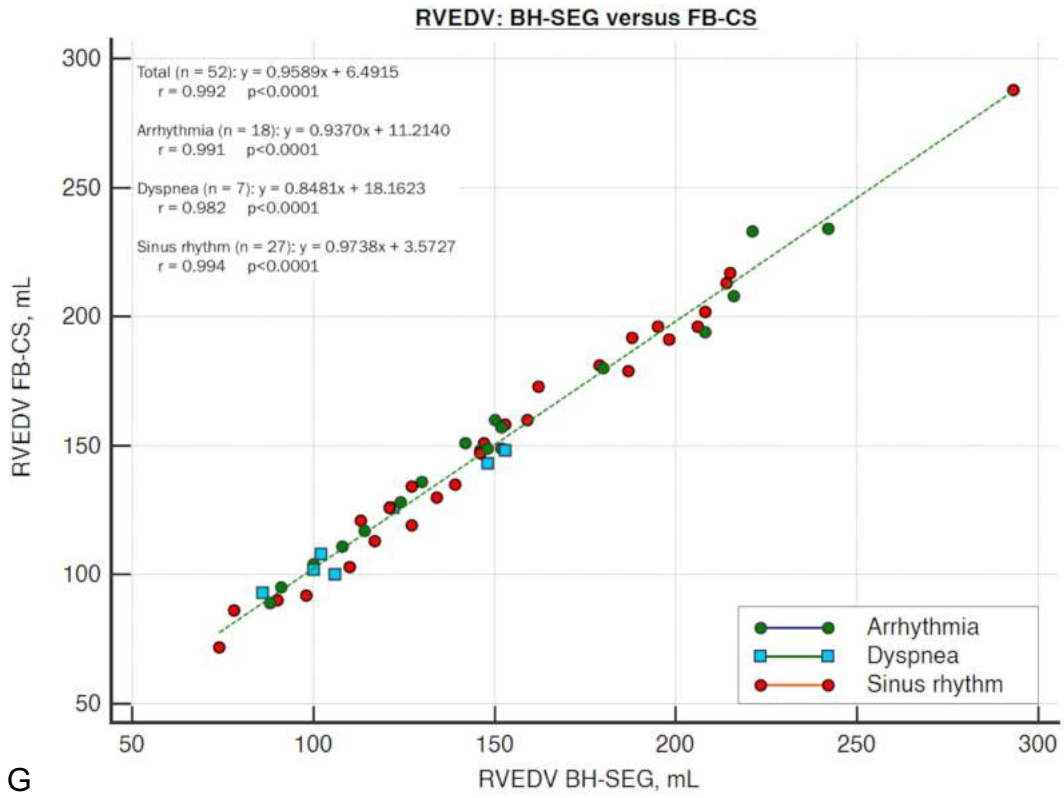




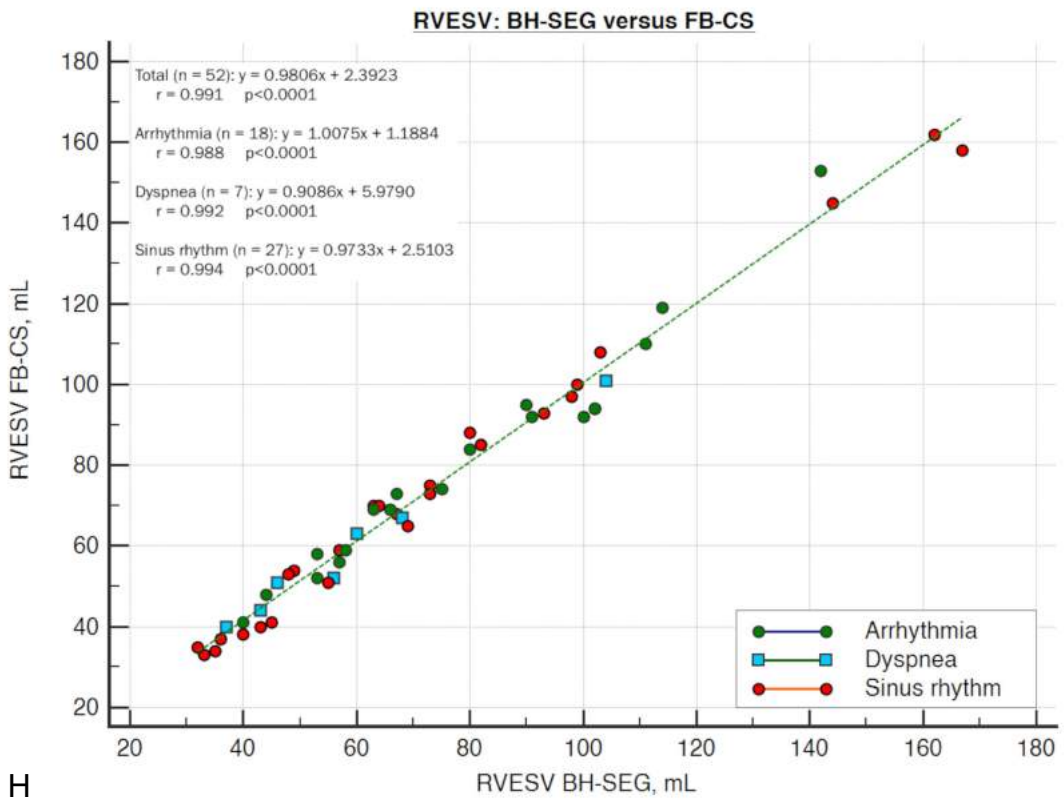
F



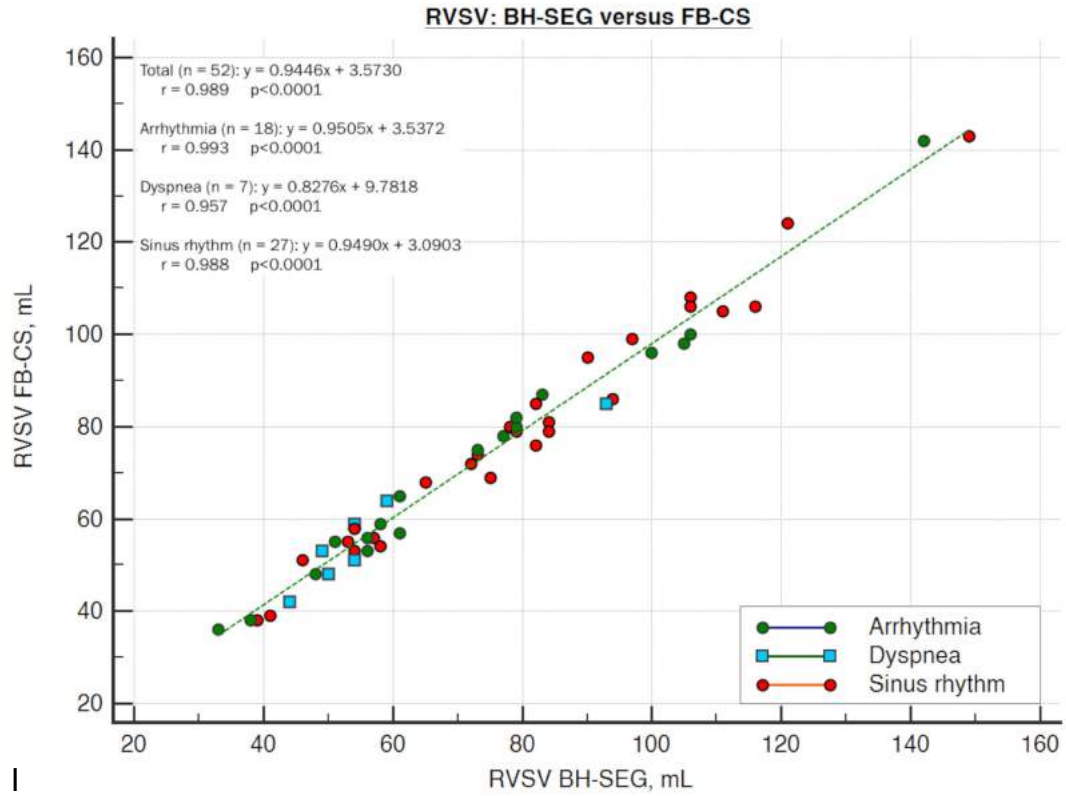
F



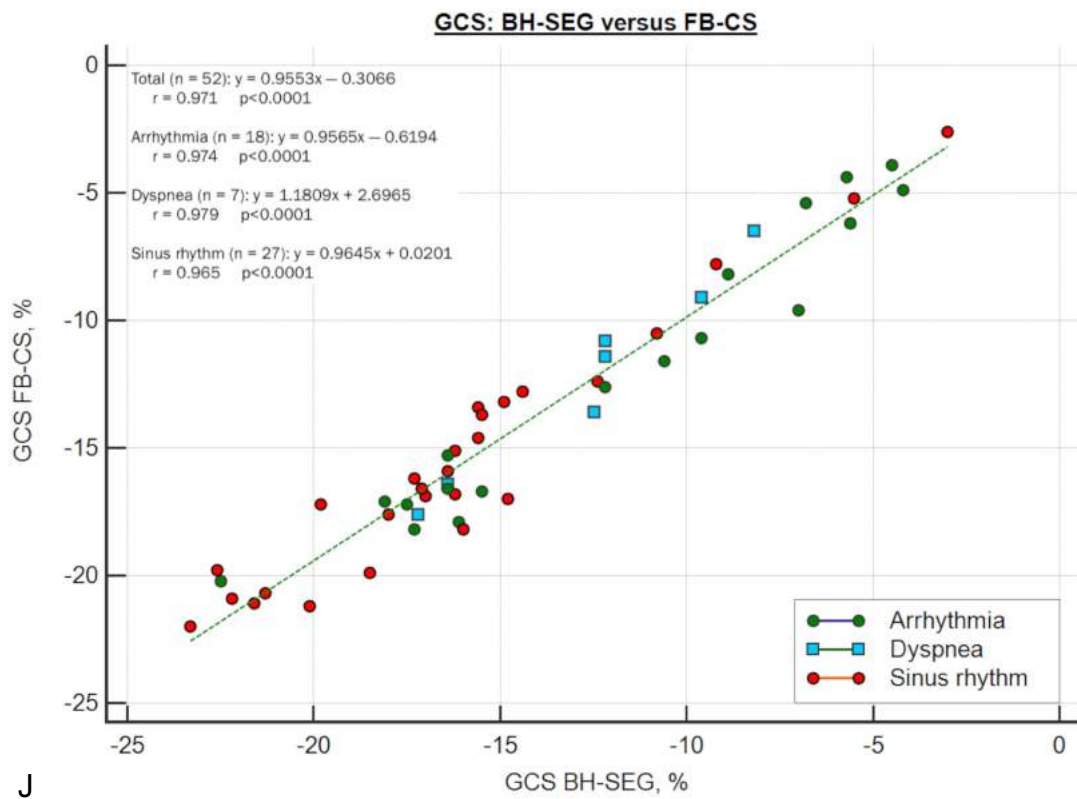
G



H



I



J


Supplemental Figure 3: *Functional parameters assessment (linear regression trendline)*

(A to E) LV EF, volumes, and mass, **(F to I)** RV EF and volumes, and **(J)** LV GCS.

BH-SEG=conventional breath-hold segmented cine sequence; EDV=end-diastolic volume; ESV=end-systolic volume; EF=ejection fraction; FB-CS=free-breathing motion corrected compressed sensing cine sequence; GCS=global circumferential strain; LV=left ventricle; LVM=left ventricular mass; RV=right ventricle; SD=standard deviation; SR=sinus rhythm; SV=stroke volume.

Annexe 4

JACC Journals



Home Author Instructions Reviewer Instructions Contact Us Disclosures JACC Journals Logout Journal Home

Reload Home Page
Please use this button to safely reload the folder counts on your home page

Manuscript #	JIMG022622-0289
Current Revision #	0
Submission Date	2022-02-26 09:15:34
Current Stage	Manuscript Under Review
Title	Motion-corrected free-breathing real-time compressed sensing cine improves functional assessment by reducing respiratory and arrhythmia-related artifacts
Running Title	MoCo CS cine in dyspnea and arrhythmia
Manuscript Type	Original Research Paper
Special Issue	N/A
Topic	Cardiac MR
Corresponding Author	Benjamin Longère (Univ. Lille, Inserm, CHU Lille, Institut Pasteur de Lille, U1011-EGID, F-59000 Lille, France)
Dual Corresponding Author	
Contributing Authors	Neelem Abassebay , Jianing Pang , Christos Gkizas , Justin Hennicaux , Arianna Simeone , Aimée Rodriguez Musso , Paul Carpentier , Augustin Coisne , Michaela Schmidt , Solenn Toupin , David Montaigne , Francois Pontana
Abstract	<p>OBJECTIVES: To provide a comprehensive evaluation a prototype motion corrected compressed sensing (CS) cine sequence (FB-CS) as compared to the conventional gold standard segmented breath-held cine sequence (BH-SEG).</p> <p>Background: Cardiac magnetic resonance (CMR) is the gold standard for ventricular function assessment. However, patients may suffer from shortness of breath or arrhythmia that impair image quality. The prototype FB-CS was designed to address respiratory motion artifacts.</p> <p>METHODS: Consecutive patients referred for CMR (IRB#CRM-2103-163) underwent both conventional BH-SEG (GRAPPA: 2) and prototype FB-CS cines (CS acceleration: 9.0-24.0, depending on heart rate) with fully automated motion correction. Short-axis stacks were acquired for each patient with matched parameters: 1.8x1.8x8.0 mm³ spatial resolution and 25 cardiac phases. Acquisition and reconstruction times, image quality (Likert scale from 1 to 4), left ventricular (LV) and right ventricular (RV) volumes, LV and RV ejection fractions (EF), LV mass, and global circumferential strain (GCS) were assessed for each sequence.</p> <p>RESULTS: A total of 52 patients were included from January to March 2021 (29 men; 57.7 ± 18.9 years; 74.6 ± 17.9 beats/min). CS-FB cine's acquisition time was significantly shorter (122.8 ± 28.4 s versus 267.2 ± 39.3 s for BH-SEG, p<0.0001), although reconstruction times were longer for FB-CS (271.4 ± 87.7 s versus 9.9 ± 2.1 s for BH-SEG, p<0.0001). FB-CS sequence achieved higher image quality as compared to BH-SEG in 40.4% of the patients (p<0.0001), especially for patients suffering from arrhythmia (n=10/18; 55.8%, p=0.002) or dyspnea (n=7/7; 100%; p=0.02). No difference was observed between the two techniques regarding ventricular volumes and EF, LV mass or GCS in patients in sinus rhythm or with cardiac arrhythmia.</p> <p>CONCLUSIONS: FB-CS cine addresses respiratory motion and arrhythmia-related artifacts without compromising the reliability of the ventricular functional assessment.</p>
Twitter	@BenjaminLongere @ChristosGkizas @AugustinCoisne @SolennToupin @FrancoisPontana @CHU_Lille @medecine_Ulille
Key Words	cine MRI, artifacts, compressed sensing, free-breathing, motion correction
Relationship with Industry	Yes, having read the above statement, there is at least one relationship with industry to disclose. This has been fully detailed in my cover letter.
Clinical Trial	No
Preprint Server	No
Copyright Release Date	Not Received

AUTEURE : Nom : ABASSEBAY

Prénom : Neelem

Date de soutenance : 7 juin 2022

Titre de la thèse : Évaluation d'une séquence ciné-IRM temps-réel prototype avec compressed-sensing en respiration libre et correction du mouvement.

Thèse - Médecine - Lille 2022

Cadre de classement : Imagerie cardiaque et vasculaire

DES + FST/option : Radiodiagnostic et Imagerie Médicale

Mots-clés : ciné, *Compressed Sensing*, respiration libre, arythmie, correction de mouvements.

Résumé :

Objectifs

Les séquences ciné-IRM bSSFP segmentées en apnée sont sensibles à l'arythmie et aux mouvements respiratoires. Cette étude visait à évaluer si une nouvelle séquence temps-réel prototype avec *Compressed Sensing* en respiration libre et correction du mouvement (CS-MOCO) permet de s'affranchir de ces limitations sans compromettre la fiabilité de l'étude fonctionnelle des ventricules cardiaques.

Matériel et méthodes

Chez les patients adressés pour une IRM cardiaque, hors cardiopathies congénitales, des séquences ciné-IRM ont été réalisées en technique standard bSSFP segmentées en plusieurs apnées (SEG-APNEE) avec accélération GRAPPA=2 et en technique *Compressed Sensing* prototype temps-réel en respiration libre avec correction automatisée du mouvement (CS-MOCO). Des coupes petit-axe ont été acquises avec chaque séquence selon des paramètres appariés : résolution spatiale = $1,9 \times 1,9$ mm², 25 phases cardiaques. Les temps d'acquisition et de reconstruction, la qualité images subjective (échelle de Likert de 1 à 4), le score d'artefacts, la mesure de la netteté des bords, les volumes ventriculaires gauches (VG) et droits (VD), les fractions d'éjection (FE) du VG et du VD, la masse du VG et le *strain* circonférentiel global (GCS) du VG ont été évalués pour chaque séquence. L'approbation du comité d'éthique a été obtenue (numéro IRB : CRM-2103-163).

Résultats

Au total, 52 patients consécutifs ont été inclus (29 hommes ; $57,7 \pm 18,9$ ans ; $74,6 \pm 17,9$ bpm). Le temps d'acquisition des cinés CS-MOCO était significativement plus court ($2,0 \pm 0,5$ min vs $4,5 \pm 0,7$ min, $p < 0,0001$), bien que les temps de reconstruction étaient plus longs ($4,5 \pm 1,1$ min vs $0,2 \pm 0,0$ min, $p < 0,0001$) en comparaison avec les cinés SEG-APNEE. La séquence CS-MOCO permettait d'obtenir une meilleure qualité image, un meilleur score d'artefacts et de netteté des bords ($p < 0,0001$), notamment pour les patients souffrant d'arythmie ($n=18$; 3 [IQR : 3-4] vs 4 [IQR : 4-4] ; $p=0,002$) ou de dyspnée ($n=7$; 3 [IQR : 3-4] vs 4 [IQR : 4-4], $p=0,02$). Indépendamment du rythme cardiaque, aucune différence significative n'était observée concernant les volumes et la FE du VG et du VD, la masse du VG ou le GCS du VG.

Conclusion

La séquence ciné-IRM en respiration libre CS-MOCO permet une analyse fiable des paramètres fonctionnels des ventricules cardiaques en routine clinique, avec une meilleure qualité image et un temps d'acquisition plus court que la séquence ciné-IRM classique en apnée, en particulier chez les patients souffrant d'arythmie ou de dyspnée.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO

Asseseurs : Monsieur le Professeur David MONTAIGNE ; Monsieur le Professeur François PONTANA

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Benjamin LONGERE