



UNIVERSITE DE LILLE
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG
2019

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

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

Présentée et soutenue publiquement
le 4 avril 2019 à 16h
au Pôle Formation
Par Paul-Edouard ALLARD

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Olivier ERNST

Asseseurs :

Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO

Monsieur le Professeur David MONTAIGNE

Monsieur le Docteur François PONTANA

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur Benjamin LONGERE

AVERTISSEMENT

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

Table des matières

Résumé	1
Liste des abréviations	3
I. Introduction	4
1. L'imagerie par résonance magnétique cardiaque	4
A. Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)	4
B. Application à l'étude cardiaque	11
C. Particularité de la séquence de cinétique cardiaque	15
2. Arythmie	22
A. Rythme cardiaque normal	22
B. Trouble du rythme	23
3. Technique de réduction des artefacts de <i>mistriggering</i>	24
A. Synchronisation cardiaque prospective	24
B. Techniques d'acquisition rapide	25
C. Compressed sensing	28
4. Étude du CS chez les patients arythmiques	33
II. Matériel et méthode	34
1. Patients	34
2. Protocole	34
3. Critères de jugement	37
A. Score objectif de l'European CMR registry	37
B. Score subjectif	39
C. Taux de <i>mistriggering</i>	39
D. Netteté des bords (ξ)	39
4. Analyses statistiques	41
III. Résultats	42
1. Population	42
2. IRM cardiaque	43
3. Critères de jugement	44
A. Score objectif de l'European CMR registry	44
B. Score subjectif	45
C. Taux de <i>mistriggering</i>	46
D. Netteté des bords (ξ)	46
4. Exemples	47
IV. Discussion	48
V. Conclusion	53

Résumé

Objectifs : Évaluer la présence d'artefact de mal synchronisation cardiaque et la qualité image d'une séquence ciné cardiaque prototype en « Compressed Sensing » (CS) (Sparse 2D, Siemens Healthineers) chez des patients arythmiques, en comparaison avec la séquence ciné de référence.

Matériel et méthode : 71 patients adultes consécutifs adressés pour une imagerie par résonance magnétique (IRM) cardiaque (41 hommes, âge moyen = $59 \pm 20,6$ ans) présentant un rythme cardiaque irrégulier lors de l'acquisition (défini par une variation du rythme cardiaque $> 10\%$ lors de l'acquisition) ont été inclus de manière rétrospective. Pour chaque patient, 2 séquences ciné cardiaques ont été systématiquement acquises : une acquisition ciné standard « bSSFP » avec apnées multiples et une séquence en temps réel en CS permettant d'obtenir les mêmes plans de coupe que la séquence standard en une apnée. Deux radiologues ont évalué indépendamment les artefacts de mal synchronisation cardiaque, la qualité image objective et subjective, ainsi que la netteté de bord pour les 2 acquisitions.

Résultats : La variabilité du rythme cardiaque était en moyenne de $38 \pm 22,6\%$. 599 coupes ciné petit axe du cœur ont été évaluées pour chaque séquence (nombre moyenne de coupe cardiaque par patient = 8.4 ± 1.9). $85,9\% \pm 22\%$ des coupes petit axe du cœur de la séquence bSSFP présentaient des artefacts de mal synchronisation cardiaque. Aucune des coupes de la séquence en CS ne présentait de mal synchronisation cardiaque, résultat expliqué par la technique en temps réel de cette séquence. Le score objectif basé sur la présence d'artefacts de l'European CMR

registry adapté à notre étude, était meilleur pour la séquence en CS que pour la séquence bSSFP (1.6 ± 1.5 vs 2.9 ± 0.5 respectivement, $p < 0,0001$). Le score subjectif était amélioré par la séquence en CS comparativement à la séquence bSSFP (2.6 ± 0.7 vs 1.9 ± 0.8 respectivement, $p < 0.0001$). Enfin, la séquence en CS présentait une meilleure netteté des bords (ξ) que la séquence bSSFP, aussi bien en télédiastole ($\xi_{CS} = 0.051 \text{ mm}^{-1}$ vs $\xi_{bSSFP} = 0.040 \text{ mm}^{-1}$, respectivement) ($p = 0.0001$) qu'en télésystole ($\xi_{CS} = 0.054 \text{ mm}^{-1}$ vs $\xi_{bSSFP} = 0.042 \text{ mm}^{-1}$, respectivement) ($p = 0.0001$).

Conclusion : La séquence de ciné-IRM « Sparse 2D » réduit considérablement les artefacts de mal synchronisation cardiaque et améliore la qualité image et l'interprétabilité de la cinétique cardiaque chez les patients arythmiques.

Liste des abréviations

Bo : Puissance du champ magnétique de l'IRM

bSSFP : balanced Steady-State Free Precession

CS : Compressed Sensing

CMR: Cardiac Magnetic Resonance

ECG : ElectroCardioGramme

ξ : Edge Sharpness = netteté des bords

FID : Free Induction Decay

IMC : Indice de Masse Corporel

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

Onde RF : Onde RadioFréquence

PROPELLER : Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction

RF: RadioFréquence

SENSE : SENSitivity Encoding

TE : Temps d'Écho

TR : Temps de Répétition

VG : Ventricule Gauche

I. Introduction

1. L'imagerie par résonance magnétique cardiaque

A. Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

L'IRM est une modalité d'imagerie reposant sur la propriété de certains noyaux atomiques, dont celui de l'hydrogène, à posséder un moment magnétique, c'est-à-dire une aimantation microscopique. Il est donc possible d'interagir sur celui-ci en le soumettant à de forts champs magnétiques. L'hydrogène étant présent dans les molécules d'eau, qui constituent la majorité de l'organisme, il est possible d'utiliser ce phénomène dit de résonance magnétique nucléaire afin d'obtenir des renseignements à la fois morphologiques et biologiques des tissus vivants.

Magnétisation

Ce moment magnétique peut être défini comme un vecteur en rotation sur lui-même appelé spin. Au repos, l'orientation des différents vecteurs est aléatoire et leur résultante est donc nulle (**Figure 1a**).

L'IRM est un électroaimant constitué d'une bobine supraconductrice immergée dans de l'hélium liquide au sein de laquelle passe un courant. Un champ magnétique parallèle à cette bobine est créé par induction.

Soumis à ce champ magnétique puissant appelé B_0 , les protons s'orientent dans la direction du champ (**Figure 1b**), dans le sens parallèle (protons dits « *up* ») ou dans le sens antiparallèle (protons dits « *down* »), ce dernier correspondant à un état de plus haute énergie et donc moins stable. Il existe donc une part plus importante de protons dans le sens parallèle, que dans le sens antiparallèle et c'est la résultante de

cette proportion faible de protons excédents dans le sens parallèle que l'on étudie en IRM.

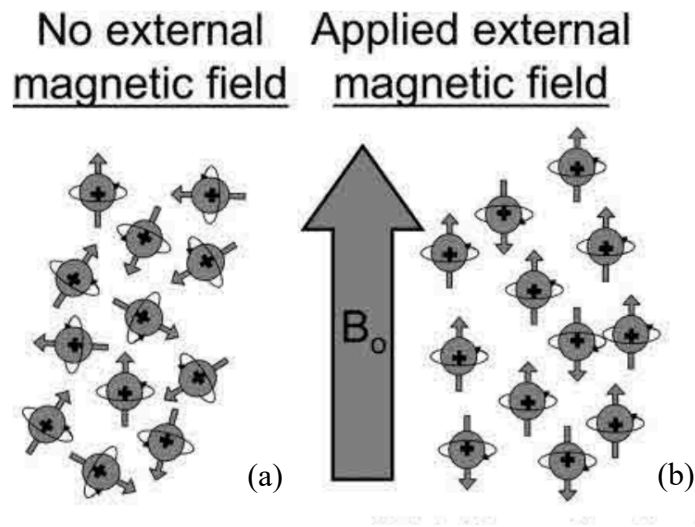


Figure 1 : Orientation aléatoire naturelle des protons (a) et soumis un champ magnétique B_0 (b) (d'après (1)).

Phase de Résonance

Comme expliqué précédemment, un proton, dans le champ magnétique de l'IRM, tourne sur lui-même, comme une toupie, dans la direction du champ magnétique, à une fréquence donnée dépendant de l'intensité du champ magnétique : c'est le phénomène de **précession**.

Afin d'étudier le signal des protons lors de la relaxation, ils doivent être mis dans un état d'excitation. Pour cela l'IRM utilise le phénomène de résonance : le transfert d'énergie d'un système (ici, une onde radiofréquence (RF)) à un autre système (ici, la population de spin) est maximal lorsque la fréquence des deux systèmes est identique. Trivialement, il est plus efficace de pousser un enfant sur une balançoire quand on est synchronisé avec le balancier de la nacelle.

Ainsi, la fréquence de résonance de l'onde RF doit être identique à celle de précession

du spin, qui peut être calculée par l'équation de Larmor : $f = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$, dans laquelle f

est la fréquence de précession, γ le rapport gyromagnétique propre à chaque atome (42.6 MHz/T pour l'hydrogène) et B_0 la puissance du champ magnétique. Par exemple, soumis à un champ B_0 de 1,5 Tesla (situation clinique habituelle), la fréquence de précession des protons est de 64 MHz (64 millions de rotation par seconde).

La première conséquence de cette résonance est une mise en phase des spins en rotation.

La seconde conséquence est une bascule de l'aimantation (résultante de l'excès de spins *up* parallèles au champ, de faible énergie et stables) qui va s'éloigner de son état d'équilibre longitudinal en basculant, atteignant un état de plus haute énergie et donc moins stable (**Figure 2**).

Il est possible de calculer l'énergie nécessaire à transférer pour basculer la résultante des spins de 90° , dans le plan transversal (**Figure 2c**). On obtient donc une aimantation transversale, en précession, donc tournante. La rotation d'un aimant générant par induction une force électromotrice dans une bobine conductrice (antenne), un courant alternatif va être engendré et constituera un signal électrique mesurable.

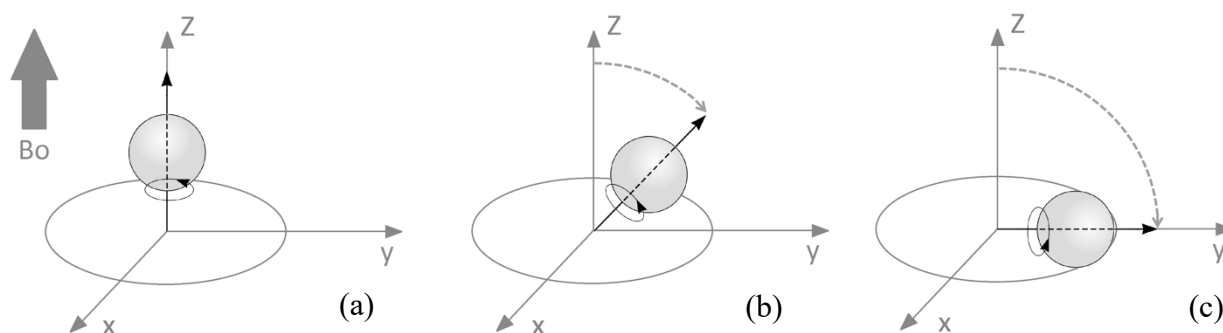


Figure 2 : Phase de résonance. Le spin en précession aligné sur l'axe du champ B_0 (a), va être basculée grâce à l'onde RF (b), jusqu'à 90° , dans le plan xy (c).

Relaxation

Il existe donc une population de spins basculés dans le plan transversal (xOy). La composante vectorielle de l'aimantation longitudinale (dans l'axe z) est donc devenue nulle et la composante vectorielle de l'aimantation transversale (dans le plan xOy) est maximale (2).

A l'arrêt de l'impulsion RF, l'ensemble des spins dissipe de l'énergie afin de retrouver son état d'équilibre (état up), plus stable.

L'aimantation tend donc à revenir à son état de base : c'est la phase de relaxation. On observe une bascule de l'aimantation du plan transversal (plan xOy) vers l'axe z , longitudinal (**Figure 3**). La composante vectorielle longitudinale croît alors (repousse longitudinale) (**Figure 4**) et un déphasage des spins vient accélérer la décroissance de la composante vectorielle transversale (décroissance transversale) (**Figure 5**).

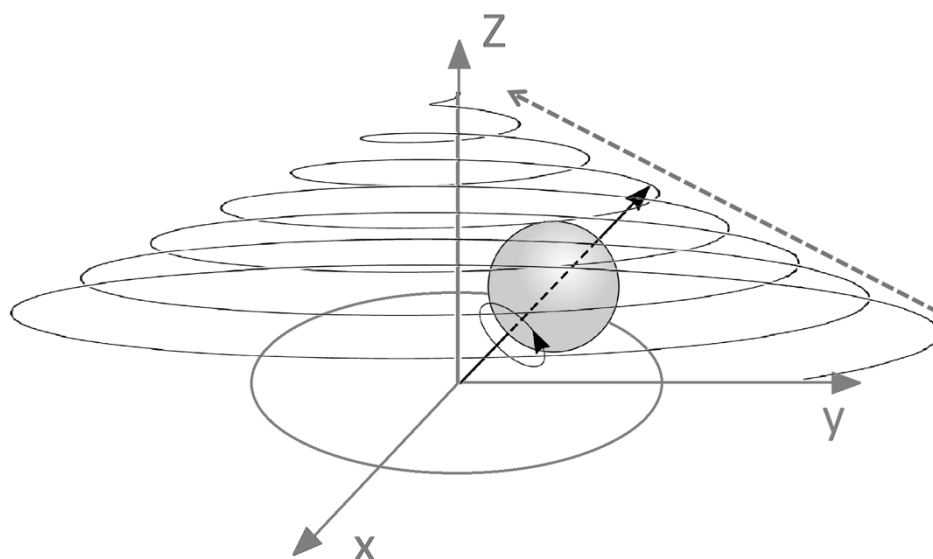


Figure 3 : Phase de relaxation du spin.

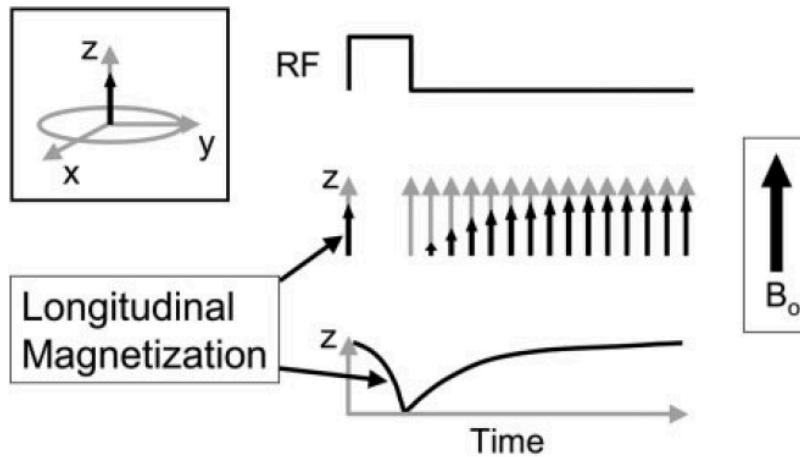


Figure 4 : Courbe de repousse longitudinale (T1) (d'après (1)).

Chaque tissu, de par sa composition biologique, aura un temps de repousse longitudinale différent. Par convention, la durée de repousse permettant d'atteindre 63% de l'aimantation longitudinale d'équilibre définit le « T1 » du tissu ; elle est propre à chaque tissu. Chaque tissu aura aussi un temps de décroissance transversale différent, définie par le « T2 » qui est la durée permettant une décroissance de 63% de la composante vectorielle transversale maximale.

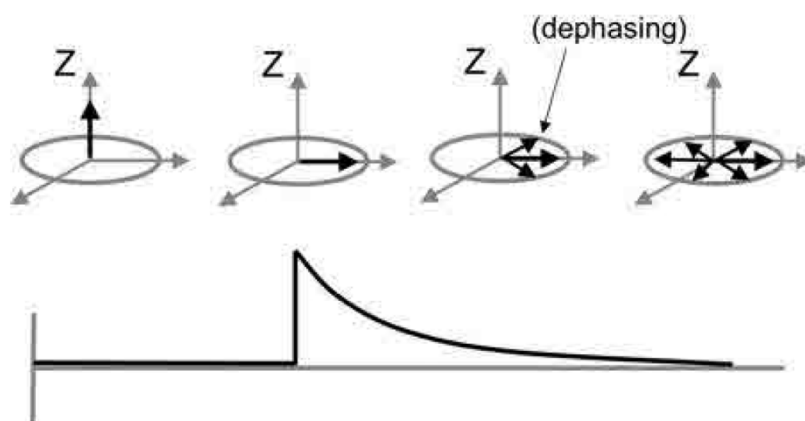


Figure 5 : Courbe de décroissance transversale (T2) avec déphasage des spins (d'après (1))

Le signal, généré par induction et perçu par l'antenne, est donc une sinusoïde décroissante nommée *Free Induction Decay* (FID) (**Figure 6b**) et qui constitue le signal utile à la reconstruction de l'image. Une FID est définie par son amplitude, sa fréquence et sa phase. Ces informations fréquentielles sont agencées dans le plan de Fourier (**Figure 6c**) qui est une représentation fréquentielle (domaine des fréquences spatiales), d'une image donnée appartenant au domaine spatial.

Afin de remplir le plan de Fourier, on utilise des gradients de champ magnétique (gradients de sélection de coupe) afin de n'exciter qu'une seule coupe dans un plan donné. Ensuite, grâce à des gradients appliqués dans des plans orthogonaux au précédent (gradients de phase et de lecture) et des ondes radiofréquence choisies, le signal de l'image est recueilli point par point pour remplir le plan de Fourier (**Figure 6a**).

La façon la plus intuitive de remplir le plan de Fourier est d'utiliser des gradients de phase et de lecture permettant un remplissage ligne par ligne du plan de Fourier : c'est le remplissage cartésien.

La transformée de Fourier inverse ($2DFT^{-1}$) est une opération mathématique permettant de calculer l'image dans le domaine spatial (**Figure 6d**).

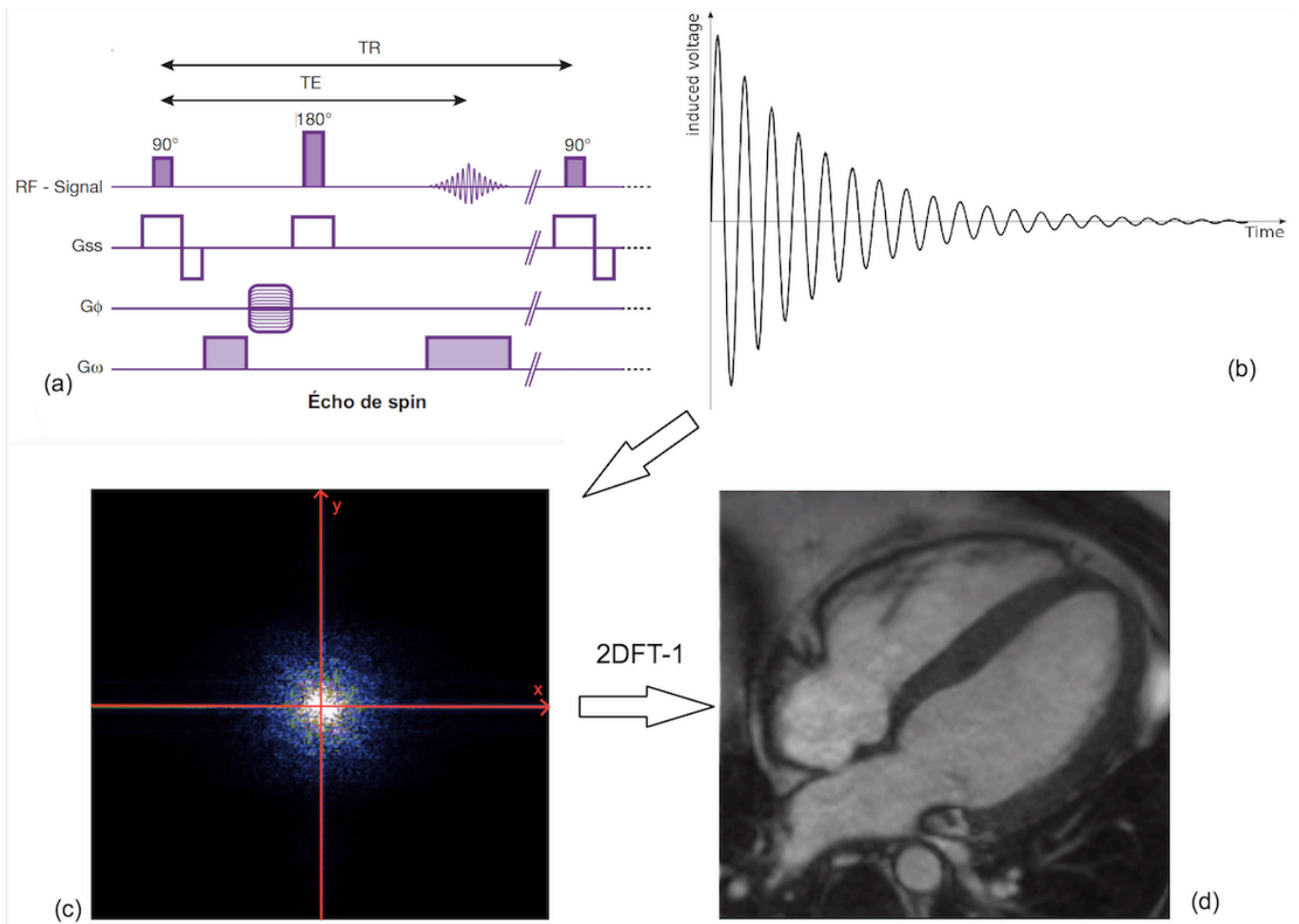


Figure 6 : Chronogramme avec gradients et onde RF appliqués (a) permettant le recueil d'une FID (b) et le remplissage du plan de Fourier (c) afin d'obtenir par transformée de Fourier inverse une image finale (d) (d'après (3,4)).

B. Application à l'étude cardiaque

- Généralités

L'IRM cardiaque est devenue l'un des examens les plus pertinents dans la prise en charge, le dépistage ou le suivi des pathologies cardiaques. Cet examen, réalisé dans la pratique courante, est le *gold-standard* pour l'évaluation des volumes et de la masse des ventricules droit et gauche (5–9). Elle permet également d'évaluer la cinétique, l'épaisseur et la viabilité myocardique, mais aussi les fuites valvulaires, la morphologie et l'anatomie (processus évolutif cardiaque, cardiopathies congénitales). L'évaluation des fonctions cardiaques droite et gauche sont des facteurs pronostic importants pour le patient (10).

L'IRM cardiaque permet la couverture de tout le cœur et peut reproduire les plans de référence échographiques. Elle est bien adaptée à l'étude du ventricule droit qui est plus difficile à évaluer en échographie cardiaque trans-thoracique de par sa position rétro-sternale (11).

La séquence de référence pour l'imagerie de la cinétique cardiaque est une séquence appelée "balanced Steady-State Free Precession" (bSSFP) (**Figure 7**). Cette séquence est préférée aux séquences en écho de gradient pour sa meilleure délimitation de l'endocarde et une meilleure reproductibilité pour un temps d'acquisition plus court (12). Cette séquence, dite « ciné » va permettre de visualiser le cœur en mouvement, selon les plans de référence et tout autre plan pertinent.

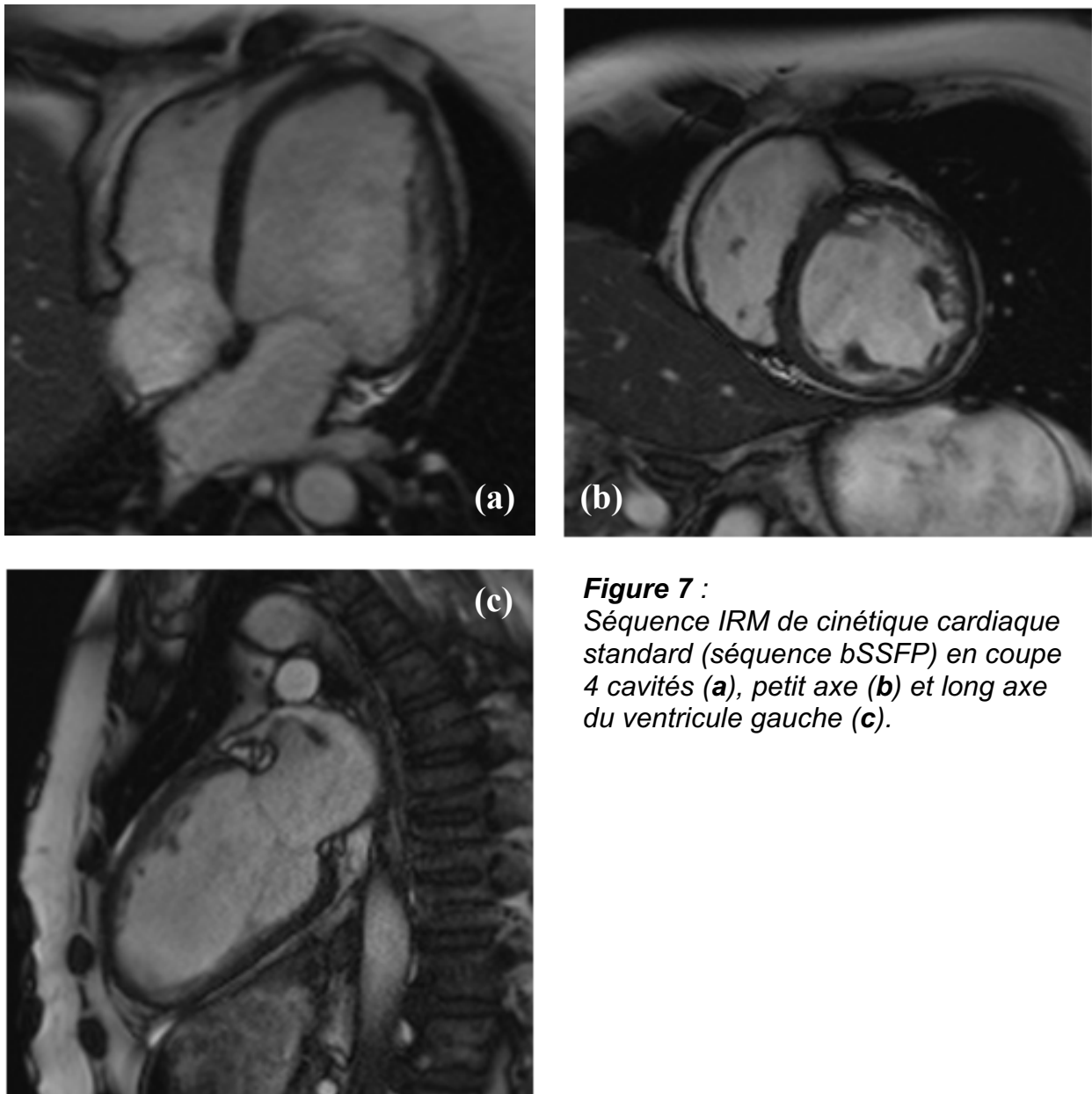


Figure 7 :
Séquence IRM de cinétique cardiaque standard (séquence bSSFP) en coupe 4 cavités (a), petit axe (b) et long axe du ventricule gauche (c).

- La séquence bSSFP

Les principes techniques de la séquence bSSFP ont été décrits pour la première fois en 1958 par Carr (13). De manière très schématique, il faut considérer que la séquence d'écho de spin requiert un délai d'attente minimal entre deux impulsions RF (temps de répétition TR) afin que l'aimantation ne retrouve son état initial d'équilibre. Il est donc possible de diminuer ce délai d'attente en basculant l'aimantation d'un angle

inférieur à 90° (c'est-à-dire de "moins déséquilibrer l'aimantation"), de sorte que le retour à l'équilibre soit plus rapide et que la répétition du motif de la séquence (donc le TR) soit accéléré. L'écho est alors déclenché par le gradient de lecture et non par une impulsion RF supplémentaire comme dans la séquence classique d'écho de spin. Ces séquences rapides sont donc dites "en écho de gradient".

Si la répétition des impulsions s'effectue plus rapidement qu'il ne faut de temps à l'aimantation transversale pour décroître complètement (si $TR < T2^*$), l'aimantation transversale résiduelle sera alors également basculée par l'impulsion RF. Sous l'effet des impulsions successives, cette aimantation transversale résiduelle, constamment régénérée par ces mêmes impulsions, sera en mesure de générer des échos supplémentaires (dits échos de Hahn, échos secondaires et échos stimulés) qui vont s'additionner. Au-delà d'un certain nombre d'impulsions successives, le signal produit par sommation de ces échos atteint un plateau ou état stationnaire.

Ces séquences de précession libre en état stationnaire (SSFP) peuvent être modifiées en adaptant les gradients afin de renforcer ou au contraire supprimer l'aimantation transversale résiduelle. Lorsque les gradients sont disposés de manière symétrique de façon à se compenser dans le temps, la séquence est dite "équilibrée" (balanced-SSFP ou bSSFP) (14).

Les séquences de type SSFP produisent des images présentant de bonnes résolutions spatiale et en contraste en peu de temps et le caractère équilibré renforce le signal des fluides en mouvement tout en rendant la séquence moins sensible aux artefacts de mouvements. Les séquences bSSFP sont par conséquent tout-à-fait adaptées à l'imagerie cardiaque (exemples selon les constructeurs : True-FISP, BFFE, FIESTA).

- Post-traitement et analyse

L'étude visuelle des différentes coupes ciné permet de détecter des fuites valvulaires, un épaissement ou un amincissement de la paroi myocardique, une anomalie segmentaire ou globale de la cinétique cardiaque.

Il est nécessaire d'effectuer un post-traitement, par segmentation manuelle ou semi-automatique du myocarde (**Figure 8**), afin d'évaluer :

- les volumes des cavités cardiaques (par une méthode de Simpson modifiée permettant, par l'addition de cylindres de coupes petit-axe superposées, d'obtenir un volume global)
- la masse myocardique (le volume myocardique est obtenu en soustrayant le volume endocardique du volume épicardique ; il sera multiplié par la masse volumique myocardique (1,05 g/cc) pour obtenir la masse myocardique) (15,16).

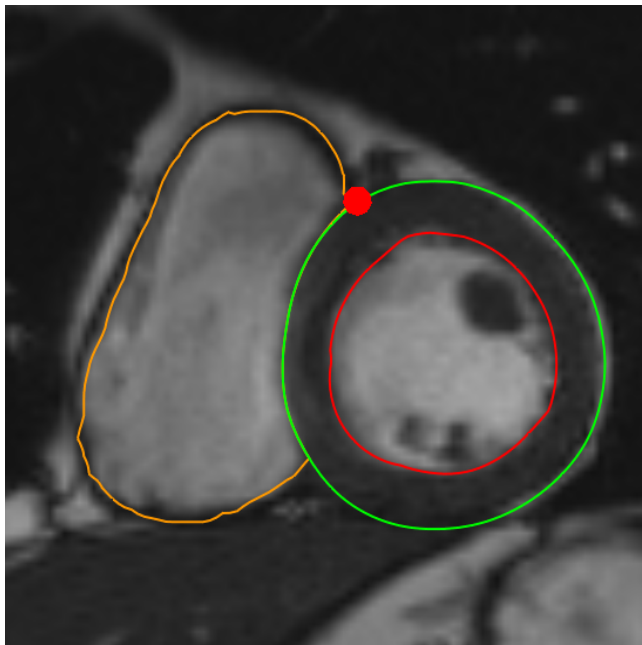


Figure 8 :
Séquence bSSFP en coupe petit axe avec segmentation des cavités cardiaques et du myocarde ventriculaire gauche, permettant le calcul des masses et volumes cardiaques.

C. Particularité de la séquence de cinétique cardiaque

L'acquisition de la séquence bSSFP, bien que suffisamment rapide pour l'étude d'un organe en mouvement, demeure longue.

La difficulté supplémentaire de l'IRM cardiaque est qu'elle étudie un organe en mouvement, chez un patient mobile de par sa respiration. Chaque point du cœur se retrouve donc dans des positions différentes à chaque instant. Les délais d'acquisition en IRM entraîne alors des artefacts si ces mouvements ne sont pas pris en compte.

Les deux principaux artefacts spécifiques de l'IRM cardiaque sont :

- Le flou respiratoire :

Les mouvements respiratoires du patient modifient la position du cœur selon son degré d'inspiration, entraînant des artefacts de mouvements respiratoires (**Figure 9**).

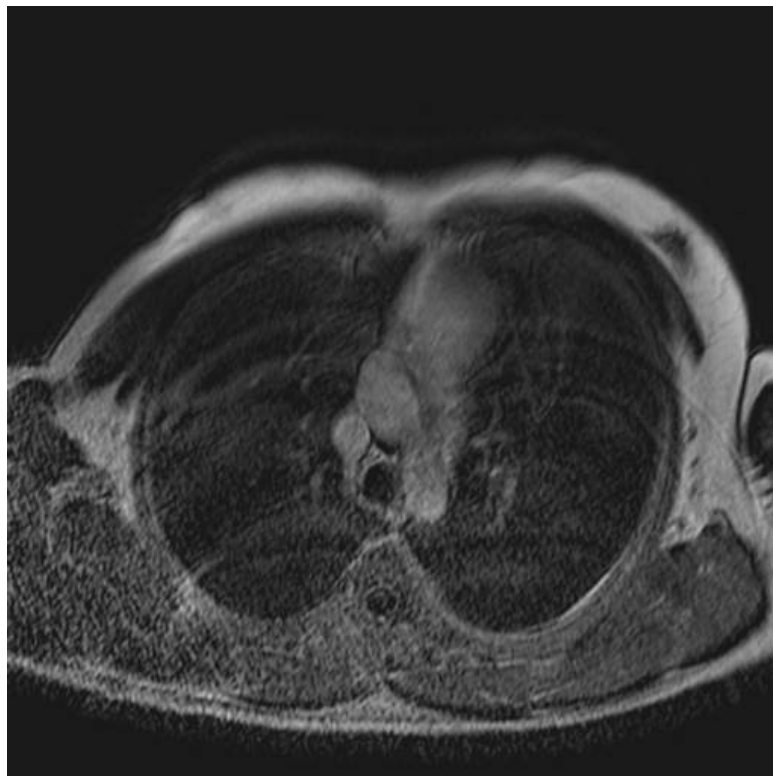


Figure 9 : Séquence T1 spin echo, en coupe axiale, avec artefact de mouvements respiratoires.

Plusieurs techniques ont été étudiées pour synchroniser l'acquisition aux mouvements respiratoires, comme la température de l'air expirée analysée par un masque, ou l'utilisation d'une ceinture sanglée autour du thorax, dont l'élasticité permet de suivre le cycle respiratoire (17).

D'autres techniques de synchronisation respiratoire sont apparues, notamment l'écho de navigation (echo-navigator) pour suivre la position du diaphragme, permettant d'accepter ou de rejeter les images acquises selon la phase du cycle respiratoire (18–21).

Enfin, l'apnée demeure un moyen simple de s'affranchir des artefacts respiratoires. La séquence bSSFP s'effectue donc lors de nombreuses apnées pouvant durer jusqu'à 20 secondes.

- Synchronisation cardiaque :

Le cœur étant un organe mobile, il est nécessaire de synchroniser l'IRM avec l'électrocardiogramme (ECG) afin de suivre les différentes phases du cycle cardiaque, pour obtenir une image cinétique de l'ensemble du cœur, sur l'ensemble du cycle.

La synchronisation cardiaque la plus utilisée est la synchronisation cardiaque rétrospective : l'acquisition IRM est continue avec un enregistrement simultané de l'ECG, qui sert à réordonner a posteriori les données lors de la reconstruction des images. Un avantage majeur d'une acquisition rétrospective est la possibilité de collecter l'intégralité des phases du cycle cardiaque. Ce mode de synchronisation part néanmoins du postulat que le cycle cardiaque est un phénomène périodique, régulier, et donc qu'un cycle donné est identique à celui qui le précède.

L'enregistrement de l'ECG au cours d'un examen IRM peut être perturbé par :

- L'effet hydro-magnéto-dynamique : le mouvement du sang (conducteur électrique) dans le champ magnétique produit un courant électrique qui s'ajoute au signal de la conduction cardiaque. Cet effet se manifeste sur le tracé par une pseudo-augmentation de l'onde T qui peuvent être confondues avec des ondes R (la reconnaissance des ondes R est basée sur un seuillage).
- Les courants induits lors des variations de gradients, les impulsions RF et la respiration qui altèrent le tracé ECG (22).
- Le décollement des électrodes de recueil ECG (principalement à cause de la transpiration du patient, notamment induit par l'élévation de température du patient soumis aux ondes radiofréquences, lors de séquences longues comme la séquence bSSFP).

Malgré un enregistrement de l'ECG optimal, un rythme cardiaque irrégulier sera responsable d'une image ciné reconstruite mal synchronisée au cycle cardiaque. Il apparaît alors des artefacts de défaut de synchronisation cardiaque classiquement désigné dans la littérature par le terme anglophone de *mistriggering* et qui sera utilisé dans la suite de ce travail. Il est défini comme un aspect flou des parois myocardique ou la présence de bandes anormales au sein du myocarde ou adjacentes à celui-ci (**Figure 10**) (23,24).

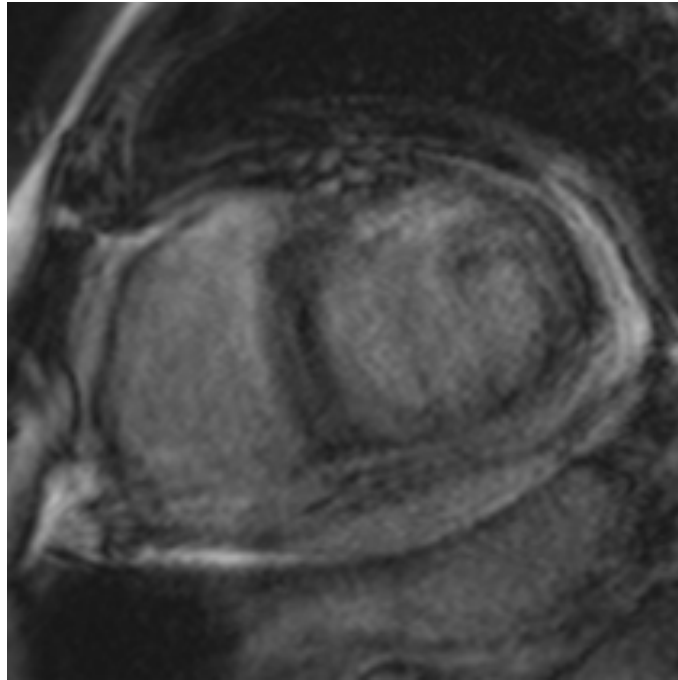


Figure 10 : Séquence ciné bSSFP en petit axe avec artefact de mistrigging. On observe les bords flous du myocarde et des bandes en hypo- ou hyper-signal artefactuelles en son sein.

L'acquisition de la séquence bSSFP est dite segmentée : le signal nécessaire à la restitution d'une seule et même image est acquis sur plusieurs espaces R-R (**Figure 11**). Cela exige que le rythme cardiaque soit régulier et les méthodes rétrospectives peuvent alors être prises à défaut en cas d'arythmie. En cas de variation de la fréquence cardiaque, la position relative de la télésystole dans l'intervalle R-R sera variable.

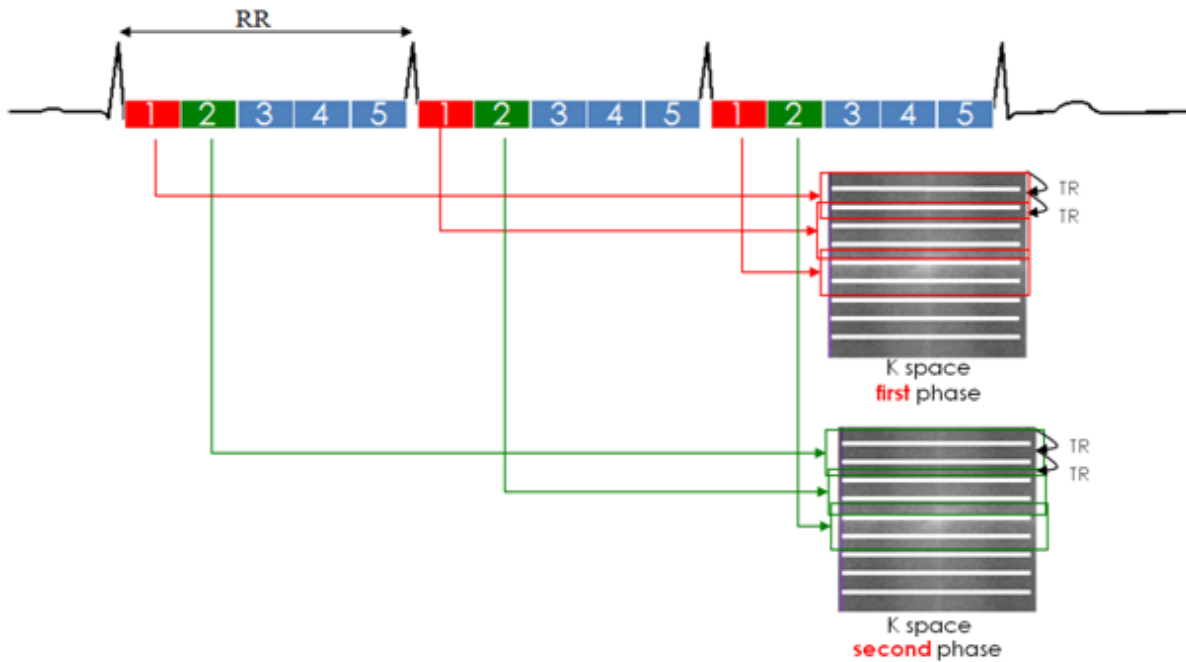


Figure 11 : Principes techniques de l'acquisition de la séquence bSSFP : remplissage segmenté du plan de Fourier (k space) correspondant à chaque phase du cycle cardiaque sur plusieurs espaces R-R. Exemple : Pour le premier espace k , correspondant au début de la systole, les premières lignes de l'espace k sont acquises lors du premier espace R-R. Le deuxième lot de lignes est acquis lors du deuxième espace R-R, etc... Le second espace k , correspondant à télésystole, est acquis de la même manière lors des mêmes espaces R-R, mais ce sont les informations venant d'un autre point temporel qui seront utilisées.

En cas d'arythmie, l'espace R-R varie et les différentes phases du cycle cardiaque ne se situent pas à intervalle régulier. Lors de la fusion des signaux, acquis sur plusieurs espaces R-R, pour obtenir une image, les différents signaux ne correspondent pas à la même phase du cycle cardiaque. L'image, obtenue par la moyenne de plusieurs phases du cycle cardiaque, est donc floue.

Les méthodes rétrospectives peuvent alors être prises à défaut en cas d'arythmie ou d'ondes R de faible amplitude. En cas de variation de la fréquence cardiaque, la position relative de la télésystole dans l'intervalle R-R sera variable : elle surviendra

par exemple tantôt à 30% du cycle, tantôt à 40%. L'adressage temporelle des données mélangera alors les informations provenant de différentes phases du cycle.

Il est possible d'utiliser un filtre qui impose un intervalle libre lorsque l'IRM ignore les ondes ECG de forte amplitude, évitant les erreurs de déclenchement par des signaux autres que l'onde R. Cette capacité robuste à ignorer certains signaux ECG est problématique chez les patients souffrant d'arythmie. Chez le patient arythmique présentant un battement prématuré, le début de l'onde R est manquée car l'acquisition déclenchée par la précédente onde R est toujours en cours ; ce processus prolonge encore l'acquisition qui allonge l'apnée nécessaire (25).

- Autres artefacts à prévenir

Les autres artefacts pouvant survenir lors de l'acquisition ne sont pas spécifiques à l'IRM cardiaque. Par exemple, l'artefact de repliement qui survient lorsque le champ de vue est trop petit par rapport à la région étudiée (**Figure 12**). Il survient en général dans le sens du codage de phase et peut être corrigé par un élargissement du champ de vue ou un suréchantillonnage. L'artefact d'inhomogénéité de champ B_0 , est également fréquent, en particulier sur les séquences bSSFP, et peut se projeter sur le massif cardiaque.

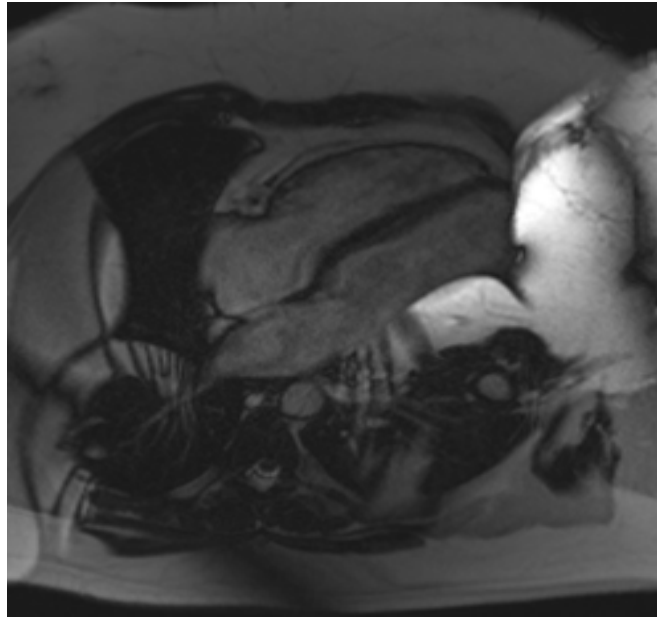


Figure 12 : Séquence *bSSFP*, coupe 4 cavités avec repliement sur le cœur des membres supérieurs et de la paroi thoracique.

Des critères qualitatifs spécifiques à l'IRM cardiaque, notamment pour la séquence ciné (**Figure 13**), ont été proposés (26). Ils évaluent les paramètres de l'acquisition et les différents artefacts pouvant survenir. Ces critères seront utilisés dans cette étude, et précisés dans la méthode.

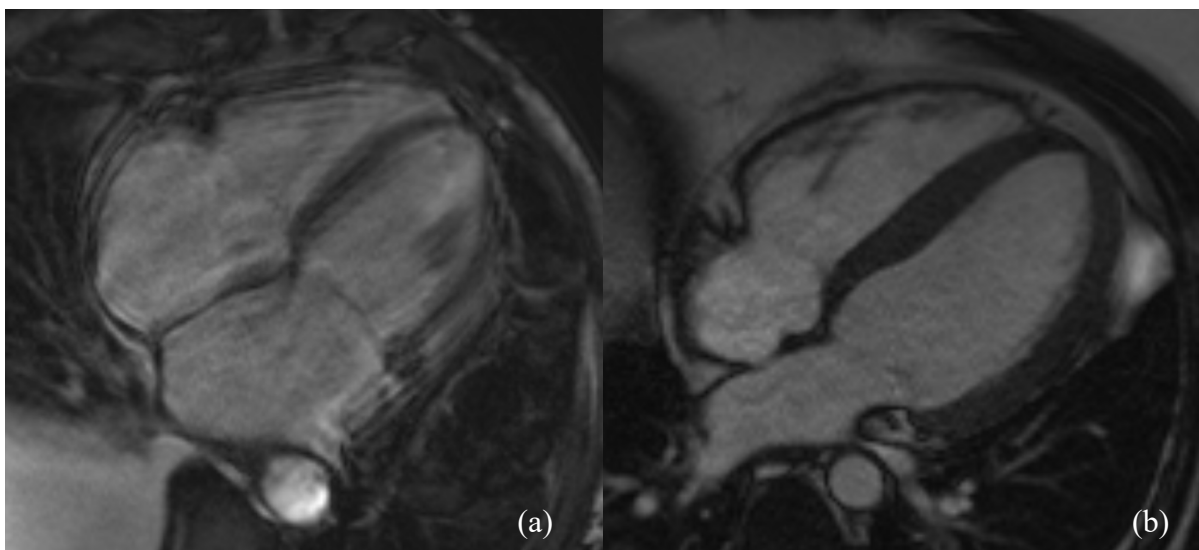


Figure 13 : Séquence *bSSFP* coupe 4 cavités artefactée (a) et de bonne qualité (b).

2. Arythmie

A. Rythme cardiaque normal

Le myocarde possède des cellules, appelées cardiomyocytes, capables de produire une activité électrique spontanée et périodique, regroupées en tissu nodal. Le premier tissu nodal est le nœud sinusal, situé à l'abouchement de la veine cave supérieure dans l'oreillette droite. Chaque potentiel d'action issu des cardiomyocytes se transmet de proche en proche aux cellules des parois atriales, permettant via des canaux ioniques une dépolarisation des cellules et leur contraction.

L'onde de dépolarisation va finalement atteindre le deuxième tissu nodal, formé par le nœud atrio-ventriculaire qui permet la contraction des ventricules via le faisceau de His puis les fibres de Purkinje (**Figure 14a**).

La périodicité du déclenchement des potentiels d'action du nœud sinusal réalise un rythme cardiaque normal, dit sinusal. L'activité électrique cardiaque peut être enregistré par l'ECG (**Figure 14b**) (27).

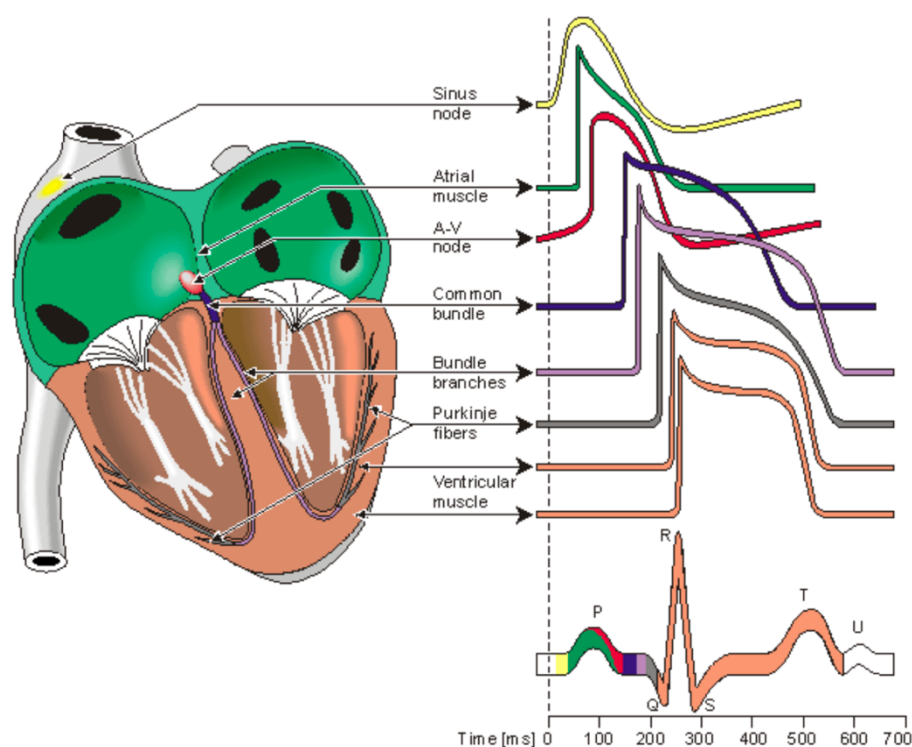


Figure 14 : Anatomie des voies de dépolarisation myocardique (a), avec correspondance ECG (b)(d'après (27)).

B. Trouble du rythme

L'arythmie est définie comme une variation du rythme ou de la fréquence cardiaque, qui n'est physiologiquement pas justifiée (28). Les troubles du rythme résultent d'anomalies dans la genèse et/ou dans la conduction de l'impulsion électrique.

En effet, les arythmies peuvent être divisées en 2 groupes principaux :

- Formation anormale de l'impulsion électrique : La pathologie la plus fréquente est représentée par la fibrillation atriale, dans laquelle un groupe de cardiomyocytes ectopiques est responsable de l'initiation et de l'entretien d'un rythme rapide et irrégulier.
- Troubles de conduction : On peut citer les blocs atrio-ventriculaires qui entraînent une interruption partielle ou complète de l'impulsion électrique vers les ventricules, pouvant révéler une cardiomyopathie dilatée à explorer par IRM, par exemple.

Ces patients arythmiques doivent dans certains cas réaliser une imagerie cardiaque par résonance magnétique. Leur trouble du rythme peut d'ailleurs être l'indication première de l'IRM comme pour l'étude des veines pulmonaires et de l'oreillette gauche dans la fibrillation atriale, ou la discussion d'implantation d'un défibrillateur ou d'un stimulateur triple chambre, en cas de discordance de mesures de fonction du ventricule gauche (29–31).

Dans la majorité des cas, le trouble du rythme cardiaque n'est pas l'indication principale, mais peut venir perturber la bonne acquisition de l'IRM comme expliqué précédemment. On peut citer pour exemple les troubles du rythme d'origine

ischémique, pour lesquels il peut être nécessaire de faire un bilan de viabilité cardiaque.

3. Technique de réduction des artefacts de *mistriggering*

A. Synchronisation cardiaque prospective

Les artefacts de *mistriggering* peuvent être atténués par l'utilisation de séquences synchronisées à l'ECG de manière prospective.

Cette fois-ci, l'onde R sert à déclencher les acquisitions IRM acquérant une succession de phases du cycle cardiaque faisant suite à l'onde R de l'ECG. Ensuite la séquence s'interrompt en attendant l'onde R suivante (acquisition discontinue). La synchronisation prospective permet de diminuer le phénomène de *mistriggering*. On paramètre la fenêtre d'acquisition, pendant laquelle le signal est recueilli, de sorte que sa durée soit celle du plus court intervalle R-R observé à l'ECG. Une durée identique est ainsi enregistrée à chaque cycle et puisque la variabilité du rythme cardiaque se fait principalement au détriment de la diastole, la systole surviendra toujours au même moment de la fenêtre d'acquisition. En revanche, ce mode de synchronisation n'acquiert pas la fin de diastole qui ne se trouve pas systématiquement dans la fenêtre d'acquisition (25). De plus, le raccourcissement de la fenêtre d'acquisition nécessite de réduire le nombre de lignes de l'espace k (plan de Fourier) acquises par phase du cycle cardiaque afin de préserver la résolution temporelle communément admise de minimum 20 phases par cycle cardiaque (32,33). En effet, cela permet d'assurer une fréquence d'échantillonnage suffisante pour permettre une reproduction suffisamment fidèle du signal .

Ces ajustements de paramètres sont responsables d'un allongement des apnées et d'un temps d'acquisition plus important tandis que les dernières phases du cycle cardiaque ne sont pas échantillonnées.

B. Techniques d'acquisition rapide

Quel que soit l'organe étudié en IRM, l'accélération de l'acquisition est un point essentiel dans la recherche et dans la pratique clinique. Cela permet une amélioration du flux de travail et la diminution de la pénibilité des examens chez les patients claustrophobes, asthéniques ou ne supportant pas le décubitus.

Particulièrement dans le domaine cardiaque, des techniques d'accélération d'acquisition ont été proposées afin d'accélérer l'examen mais aussi de réduire les artefacts de cinétique cardiaque ou respiratoire.

- Accentuation du centre du plan de Fourier : le sous échantillonnage avec remplissage radial ou spiralé du plan de Fourier

Le centre de l'espace k correspond aux basses fréquences spatiales qui contiennent le contraste de l'image tandis que les hautes fréquences se situent dans sa périphérie et contiennent les détails de l'image mais également une grande partie de son bruit.

L'acquisition avec remplissage combiné cartésien et radial du plan de Fourier (PROPELLER) permet d'acquérir une succession de paquets de lignes passant par le centre du plan de Fourier. Ce type de séquence est rapide et présente une faible sensibilité aux mouvements physiologiques.

L'acquisition spiralée quant à elle acquiert en premier le centre du plan de Fourier, donc le contraste de l'image, puis s'en éloigne en décrivant une courbe. Mais cette

acquisition est victime d'artefacts spécifiques si le centre de la spirale ne correspond pas tout à fait au centre du plan de Fourier (34) (**Figure 15**).

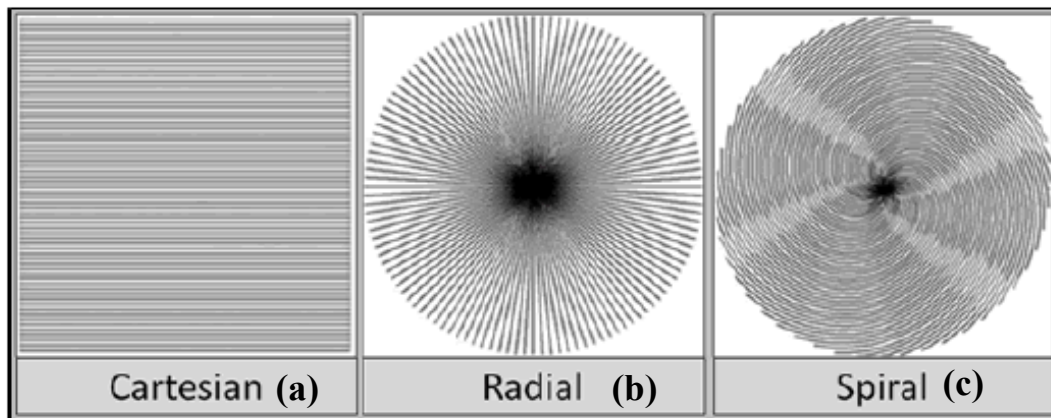


Figure 15 : Acquisition cartésienne (a) et non cartésienne avec sous échantillonnage de l'espace k selon le mode spiralé (b) et radial (c) (d'après (35)).

- Dégradation de la résolution temporelle

Cette technique consiste simplement à la diminution du nombre de phases du cycle cardiaque acquises. Comme expliqué précédemment, le suréchantillonnage est insuffisant pour restituer fidèlement le cycle cardiaque et l'interprétation peut être faussée.

- L'Imagerie parallèle (SENSE)

La principale séquence utilisée en imagerie cardiaque est la séquence SENSE (SENSitivity Encoding) (36).

Au lieu d'utiliser une unique et grande antenne de réception, l'imagerie parallèle utilise plusieurs antennes de plus petites tailles agencées en réseau et qui enregistrent le signal de façon indépendante et simultanée. Chaque élément d'antenne permet l'exploration d'un fragment de volume limité. Ce sont l'intensité du signal recueilli, le

volume exploré et la position de l'antenne par rapport au volume qui vont permettre de reconstruire une image.

Il est alors possible de diminuer le pas du codage de phase afin limiter le nombre de lignes acquises. Ce sous échantillonnage du pas de codage de phase entraîne des artefacts de repliement. Grâce aux profils de sensibilité des différents éléments d'antenne (intensité de signal, position par rapport aux autres éléments d'antenne, volume exploré) établis par une acquisition 3D basse résolution avant l'acquisition de l'image, on peut localiser la position théorique des structures repliées et les « déplier » pour obtenir le signal « en dehors du champ de vue » (37–39). Cette méthode permet de diviser le temps d'acquisition par 3.

Néanmoins, l'image étant sous-échantillonnée il existe une diminution du rapport signal/bruit et certains artefacts spécifiques d'images fantômes peuvent apparaître si le patient n'est plus dans la même position que lors de la calibration 3D nécessaire au processus de dépliement ; cela se produit notamment lorsque les apnées ne se font pas avec la même amplitude inspiratoire. Enfin, certains artefacts de repliement peuvent persister dans les plans obliques tels que dans le petit axe du cœur (40).

C. Compressed sensing

L'augmentation constante du nombre de données numériques fait apparaître la problématique de leur stockage. Le plus souvent, ce stockage nécessite un processus de compression entraînant une perte de données qui doit être imperceptible, en particulier dans le domaine médical sur le plan diagnostique. Puisque des données seront éliminées pendant le processus de compression, une approche consiste à n'acquérir que le signal utile à la restitution de l'image et ainsi réduire le temps d'acquisition (41). Puisque seule l'information supposément conservée après compression est acquise, cette technique est désignée par le terme anglophone de « *compressed sensing (CS)* » (que nous utiliserons dans ce travail car plus répandu), pouvant être traduit par « acquisition comprimée ».

Le CS réalise un sous-échantillonnage de l'espace k de manière aléatoire (**Figure 16**), permettant de limiter la quantité d'information mesurée et ainsi réduire le temps d'acquisition. Le caractère aléatoire du sous-échantillonnage est essentiel afin que les artefacts de repliement soient incohérents, c'est-à-dire qu'ils ressemblent à un bruit. Le signal contenu dans cette information « mal restituée » sera progressivement extrait par seuillages itératifs dans les étapes suivantes.

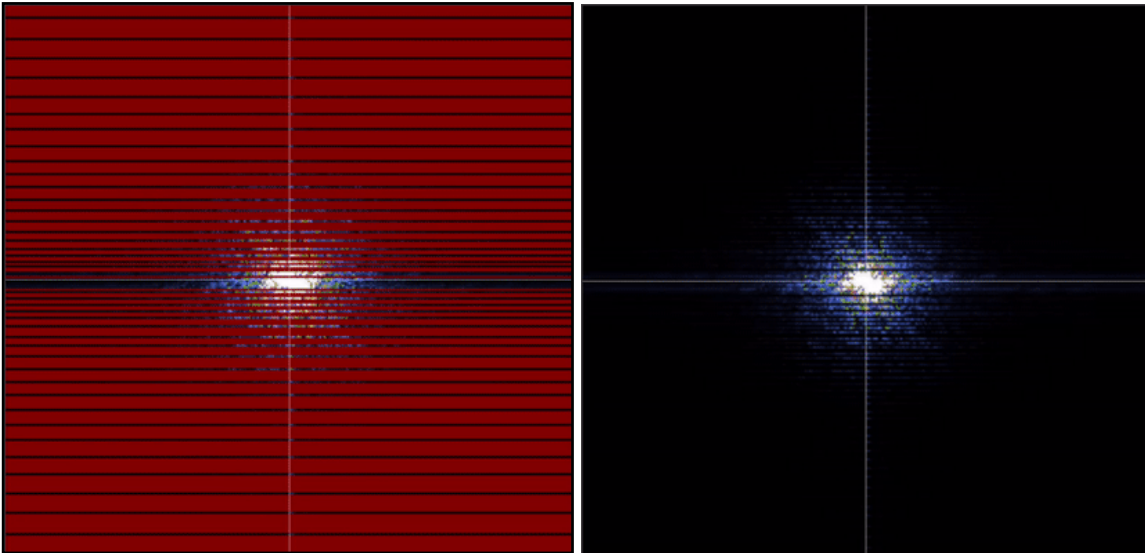


Figure 16 : Espace k sous échantillonné de manière aléatoire grâce au *compressed sensing*

Le sous échantillonnage de l'espace k (**Figure 17b**) entraîne des artefacts de repliement (*aliasing*) aléatoires ressemblant à du bruit (**Figure 17d**). Les composantes les plus amples du signal sont alors détectées au-dessus des artefacts d'*aliasing* aléatoire (**Figure 17e**) et individualisées par seuillage (**Figure 17f**).

Un système imageur ne réalisant pas la transformée « identité », on prend en compte la fonction d'étalement ponctuel (PSF ou *point spread function*) du système, c'est-à-dire sa capacité à restituer une image ponctuelle (l'image d'un point n'est pas un point mais une « tâche » dont l'étalement est défini par sa PSF).

Après avoir isolé les composantes de signal les plus franches, leur PSF est simulée (**Figure 17g**) puis soustraite au signal brut mesuré (**Figure 17h**) de sorte que ne persiste que le « pseudo bruit de fond » qui contient en réalité le reste de l'information de l'image qui sera progressivement isolé par la répétition de ce même processus de seuillage (**Figures 17 e à h**) (42). Ce processus de reconstruction itérative est non linéaire, et est répété jusqu'à ce que l'image obtenue soit de qualité suffisante.

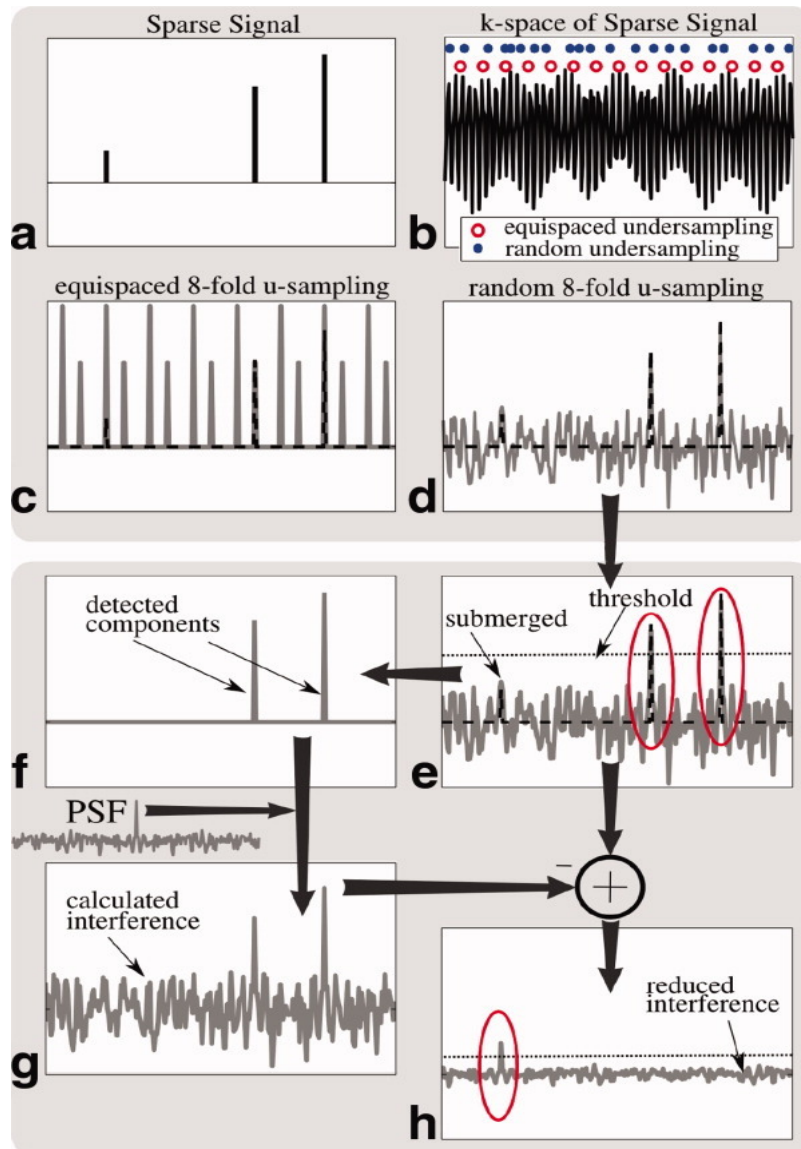


Figure 17 : Technique de compressed sensing : récupération du signal après un sous échantillonnage aléatoire et des reconstructions itératives. (d'après (43)).

Le CS exige donc que :

- l'image souhaitée soit compressible, c'est-à-dire que la majorité des pixels de l'image ait une valeur nulle. Cette caractéristique ne s'applique pas à la majorité des images médicales, mais l'application d'une transformée discrétisante (transformée en ondelettes par exemple) permet de rendre l'image compressible dans un domaine donné.
- les artefacts d'aliasing en raison du sous-échantillonnage soient incohérents et ressemblent à du bruit, il faut donc pour cela que le sous-échantillonnage se fasse de manière aléatoire et non périodique.
- un processus de reconstructions itératives non linéaires soit utilisé pour renforcer la cohérence avec les données calculées et améliorer l'image obtenue (42–44).

Associée à l'imagerie parallèle (SENSE), le CS permet d'accélérer l'acquisition des séquences ciné et de produire une imagerie en temps réel avec des résolutions spatiales et temporelles satisfaisantes (45).

L'acquisition en CS se faisant en temps réel, elle ne permet pas toujours d'échantillonner un nombre suffisant de phases du cycle cardiaque pour satisfaire les recommandations (les 20 phases ne peuvent être acquises que si le rythme cardiaque est inférieur à 60/min) (46). Il est donc nécessaire de réaliser une interpolation pour que toutes les coupes ciné présentent le même nombre de phases du cycle cardiaque, ce qui est nécessaire pour le post-traitement (**Figure 18**).

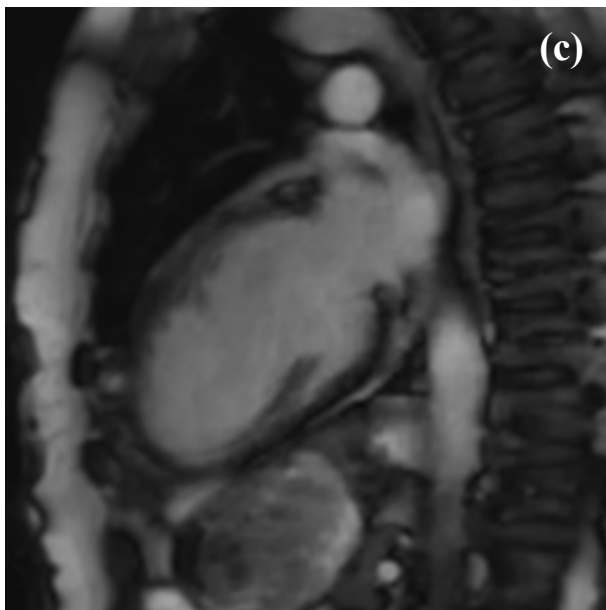
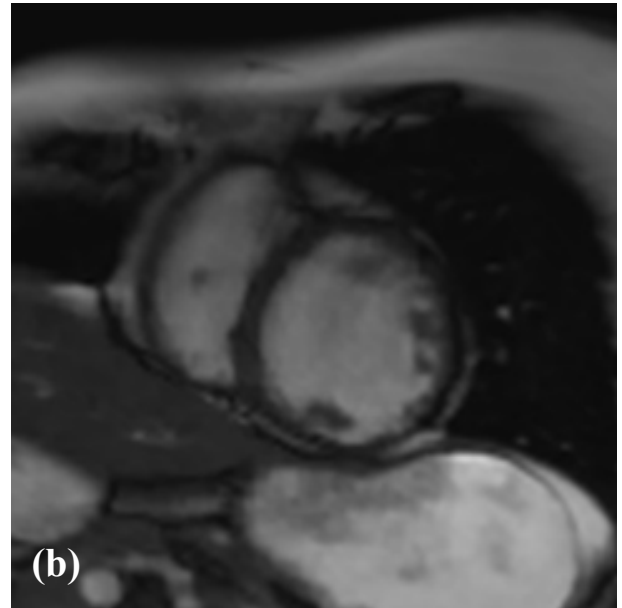
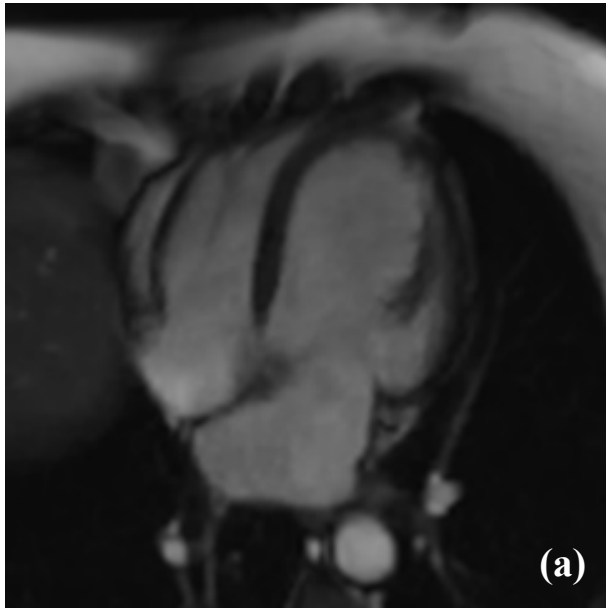


Figure 18 : Séquence ciné IRM en compressed sensing en coupe 4 cavités (a), petit axe (b) et long axe du ventricule gauche (c)

4. Étude du CS chez les patients arythmiques

Ces séquences de compressed sensing ont déjà été évaluées en IRM 1,5 et 3 T pour l'évaluation des fonctions ventriculaires gauche et droite et des volumes chez les volontaires et les patients en routine clinique (8,47–50), validant leur utilisation en pratique clinique.

La séquence de ciné reposant sur le CS étant conçue en mode temps réel, il paraît intéressant de l'évaluer chez les patients arythmiques. En effet, un tel mode d'acquisition rend intrinsèquement impossible le phénomène de *mistriggering* qui altère habituellement les séquences ciné.

Une étude de faisabilité évaluant la séquence ciné par CS en temps réel chez des patients souffrant de fibrillation atriale a montré des résultats prometteurs en ce qui concerne les volumétries ventriculaires et suggérait une diminution du nombre d'artefacts. Quatre-vingts itérations étaient calculées pour la reconstruction des images, ce qui de l'aveu des auteurs nécessitait un temps de calcul incompatible à une intégration en routine clinique. Cette étude préconisait des études supplémentaires sur une population plus nombreuse pour obtenir des résultats significatifs (51).

Le but de notre étude était donc de comparer la qualité des images « ciné », en particulier en ce qui concerne les artefacts de *mistriggering*, entre la séquence ciné de référence (bSSFP) et l'acquisition par compressed sensing en temps réel en une apnée, chez des patients souffrant d'arythmie.

II. Matériel et méthode

1. Patients

Cette étude prospective a inclus 71 patients adressés au service de Radiologie Cardiovasculaire de l'Institut Cœur-Poumon du Centre Hospitalier Universitaire de Lille, du 1^{er} janvier 2016 au 31 décembre 2016, pour une IRM cardiaque et présentant une fréquence cardiaque irrégulière. Étaient inclus les patients présentant un coefficient de variation de l'intervalle R-R supérieur à 10%. Ce coefficient de variation était calculé à partir des champs DICOM de l'examen et était défini comme le rapport de l'écart-type à la moyenne de l'intervalle R-R.

Les critères d'exclusion étaient les suivants : patient mineur, cardiopathie congénitale, IRM cardiaque de stress, synchronisation cardiaque rétrospective (ne respectant pas les préconisations d'une synchronisation prospective en cas d'arythmie) et les patients présentant des contre-indications à l'IRM.

Le protocole de l'étude a été approuvé par le comité d'éthique institutionnel et le consentement éclairé écrit des patients était systématiquement recueilli.

2. Protocole

L'ensemble des séquences d'IRM cardiaque ont été réalisées sur une IRM 1,5 Tesla (Magnetom Aera, Siemens Healthineers GmbH, Erlangen, Allemagne).

Pour chaque patient, 2 séries ciné ont été systématiquement acquises :

- Le *gold-standard* : la séquence segmentée en bSSFP avec synchronisation cardiaque prospective, acquise lors de multiples apnées. Cette séquence incluait une coupe 4 cavités (**Figure 7a**), une coupe long axe du ventricule

gauche (VG) (**Figure 7c**), et un nombre suffisant de coupes en petit axe (**Figure 7b**) pour couvrir l'ensemble du VG. Au moins 20 phases du cycle cardiaque étaient échantillonnées. L'épaisseur de coupe était de 8 mm et l'espace inter-coupes de 2 mm.

- La séquence prototype CS en temps réel, ne nécessitant qu'une seule apnée pour acquérir les mêmes nombre, positions, épaisseur et espace inter-coupes que la séquence de référence (**Figures 18 a, b et c**).

Pour l'ensemble des images, la même antenne IRM "*body*" émettrice-réceptrice, 18 canaux, est utilisée.

Les paramètres des deux séquences sont présentés dans le **Tableau 1**. La séquence CS bénéficiait d'un facteur d'accélération de 10,8 et 40 itérations étaient utilisées pour la reconstruction des images.

Tableau 1 : Paramètres des séquences ciné bSSFP et CS

	bSSFP	CS
TR (ms)	3.16	2.70
TE (ms)	1.23	1.14
Angle de bascule (°)	57	60
Champ de vue (mm²)	375 x 280	360 x 270
Matrice (pixels²)	288 x 216	224 x 168
Résolution spatiale (mm²)	1.3 x 1.3	1.6 x 1.6
Résolution temporelle (ms)	41.2*	49
Épaisseur de coupe/gap (mm)	8/2	8/2
Bande passante (Hz/pixel)	915	900
Lignes par phase (n)	Variable [§]	18
Phase cardiaque (n)		
- reconstruites (n)	-	25
- acquises (moyenne ± DS)	20.2 ± 0.3	16.8 ± 3.9
Apnée (moyenne ± DS)	28.8 ± 10.01	2

bSSFP: *steady-state free precession*, CS: *compressed sensing*, TR: temps de répétition, TE: temps d'écho, *: résolution temporelle fixe, § : nombre de lignes du plan de Fourier acquises par phase en un intervalle R-R défini afin d'échantillonner au moins 20 phases du cycle cardiaque.

3. Critères de jugement

Les images ont été anonymisées avant d'être envoyées sur une console de post-traitement (Syngo.via VB20, Siemens Healthineers GmbH). Pour chaque patient, un radiologue de 3 ans d'expérience a analysé les 2 séquences (bSSFP et CS) en aveugle l'une de l'autre, à au moins une semaine d'intervalle. Pour chaque patient, le coefficient de variation des intervalle R-R était calculé à partir des champs DICOM de l'acquisition bSSFP.

Pour juger de la qualité image et de l'importance des artefacts de *mistriggering*, 4 indicateurs ont été évalués : un score d'artefacts objectif, un score d'impression subjective, le taux de *mistriggering* et la netteté des bords.

La même analyse selon les trois premiers indicateurs a été réalisée par un radiologue de 7 années d'expérience sur 30 patients choisis au hasard afin d'évaluer les variabilités inter-observateurs. La variabilité inter-observateur de la mesure de la netteté des bords n'a pas été évaluée, car cette mesure était automatisée et objective. En cas de doute sur la présence ou la nature des artefacts, l'avis d'un expert en radiologie cardiaque de 15 ans d'expérience ou d'un ingénieur en physique spécialisé en IRM cardiaque était consulté et retenu comme résultat.

A. Score objectif de l'European CMR registry

Une évaluation objective des 2 séquences ciné a été réalisée grâce au score élaboré à partir du *European CMR registry*, principalement basé sur la détection d'artefacts (26). Ce score a été simplifié car certains critères étaient systématiquement respectés dans le cadre de la pratique locale. En effet, l'acquisition était systématiquement

répétée lorsque les coupes n'étaient pas correctement orientées ou ne couvraient pas la totalité du ventricule gauche, une coupe 4 cavités et une coupe long axe du VG ont été systématiquement acquises pour chaque patient et l'épaisseur et l'espace inter-coupes étaient toujours inférieurs à 10 mm et 3 mm, respectivement. Ainsi, selon le score publié, les 4 derniers items de la section « fonction ventriculaire gauche » n'ont pas été pris en compte car leur valeur était systématiquement nulle. La valeur maximale du score modifié était donc de 10 (**Tableau 2**), comme précédemment décrit dans la littérature (8).

Tableau 2 : Section « fonction ventriculaire gauche » du score objectif de qualité image, adapté des critères élaborés à partir de l'« *European CMR registry* » (26)

Items	0	1	2	3	Score maximal
1. Couverture ventricule gauche	Totale	-	Apex manquant	Base ou ≥ 1 coupe manquante(s)	5
2. Repliement	Aucun	1 coupe	2 coupes	≥ 3 coupes	3
3. Artefact respiratoire	Aucun	1 coupe	2 coupes	≥ 3 coupes	
4. Mouvement cardiaque	Aucun	1 coupe	2 coupes	≥ 3 coupes	
5. Non synchronisation cardiaque	Aucun	1 coupe	2 coupes	≥ 3 coupes	
6. Artefact métallique	Aucun	1 coupe	2 coupes	≥ 3 coupes	
7. Inhomogénéité de champ	Aucun	1 coupe	2 coupes	≥ 3 coupes	
8. Signal perdu (antenne inactivée)	Activée	-	Inactivée	-	2
9. Orientation des coupes	Correcte	-	Incorrecte	-	2
10. Épaisseur de coupe	≤ 10 mm	11-15 mm	-	> 15 mm	3
11. Espace inter-coupes	< 3 mm	3-4 mm	-	> 4 mm	3
12. Coupes 4 cavités et long axe	≥ 2	1	-	Aucune	3
Score total					/21
Score modifié (ne comptant que les items 1 à 8)					/10

B. Score subjectif

La qualité image subjective globale de séquence ciné était évaluée selon une échelle de Likert cotée de 1 à 4. (**1** : image non diagnostique, contenant trop d'artefacts; **2** : image de faible qualité, contenant des artefacts gênant l'interprétation; **3** : image de bonne qualité, permettant une analyse facile; **4** : image d'excellente qualité, sans artefact)

C. Taux de *mistriggering*

La proportion de coupes ciné en petit axe d'un même examen contenant un artefact de *mistriggering* était calculée pour tous les patients.

D. Netteté des bords (ξ)

La netteté des bords (ξ ou *edge sharpness*) est une fréquence spatiale (en mm^{-1}), reflétant la résolution spatiale locale d'une image. Cette valeur ξ a été mesurée entre le myocarde et la cavité du VG sur la coupe 4 cavités de chaque patient pour les 2 séquences. Cette évaluation a été réalisée en fin de diastole, comme décrit dans la littérature (18,52). Une mesure complémentaire, dans les mêmes conditions, a également été effectuée en fin de systole.

Premièrement, la fonction d'étalement des bords (*edge spread sharpness*), qui est la capacité d'un système imageur à restituer de manière nette un bord franc à fort contraste, était mesurée grâce au logiciel MATLAB (version R2015a, The MathWorks, Natick, MA, États-Unis) en traçant une ligne de profil de signal perpendiculairement à la paroi myocardique, sur la séquence en coupe 4 cavités, en médioventriculaire, entre le septum interventriculaire et la cavité ventriculaire gauche (**Figures 19a et c**) (53). Ensuite la netteté des bords ξ était calculée comme étant l'inverse de la distance entre

les points correspondants à 20% et 80% de la différence entre les points d'intensités minimale (au sein de la paroi myocardique) et maximale (au sein de la cavités ventriculaire) le long de cette ligne de profil (**Figures 19b et d**).

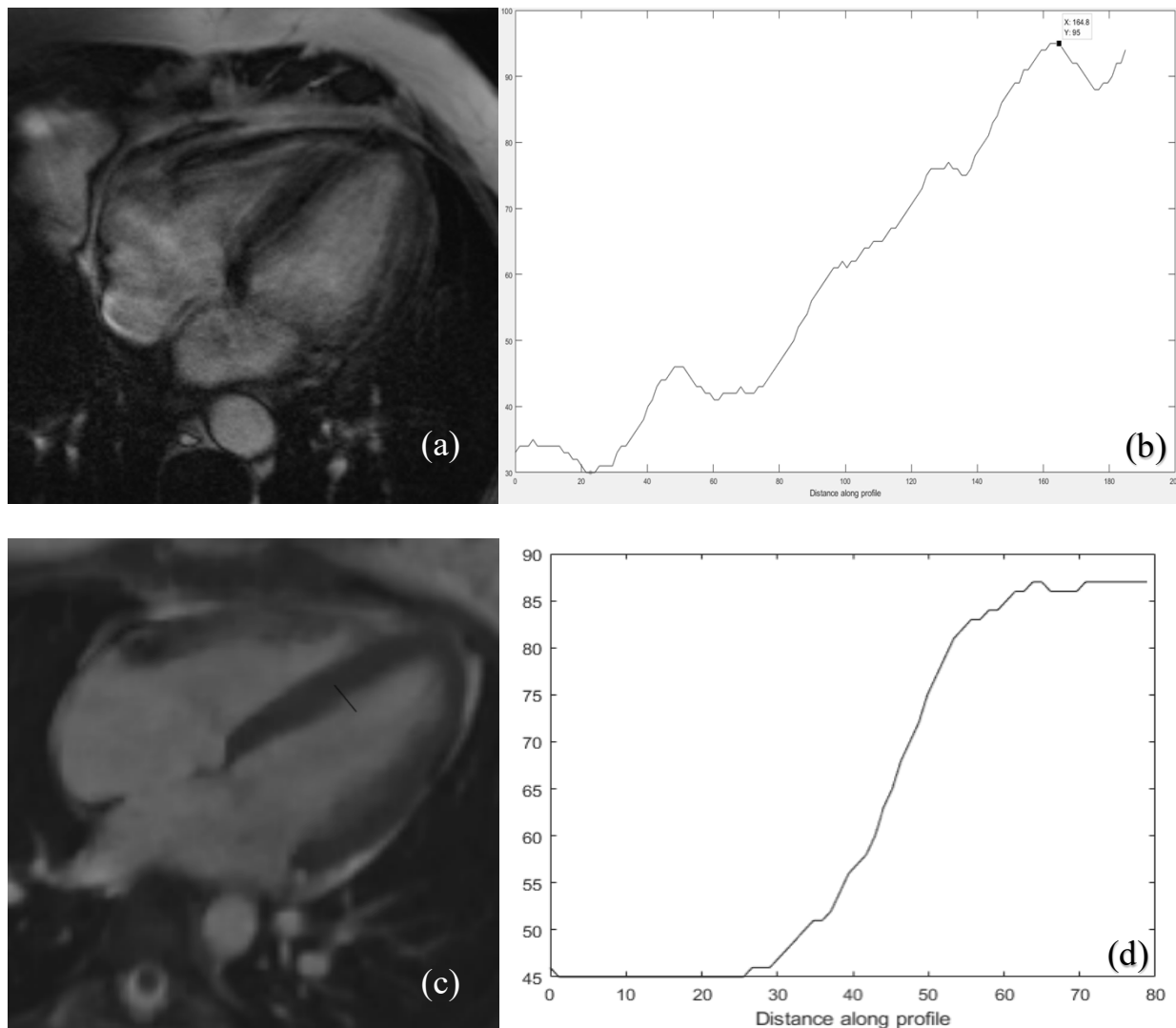


Figure 19 : Calcul de la netteté des bords en coupe 4 cavités sur la séquence bSSFP (a) et sur la séquence en CS (c) en traçant une ligne de profil partant du myocarde du septum inter-ventriculaire jusque dans la cavité ventriculaire gauche permettant d'obtenir l'évolution de signal le long de cette ligne pour la séquence bSSFP (b) et en CS (d). On remarque visuellement sur cet exemple une pente plus importante pour la séquence en CS (d) que pour la séquence bSSFP (b), témoignant d'une meilleure netteté de bord.

4. Analyses statistiques

Les données descriptives ont été exprimées en pourcentages, les variables continues par leur moyenne \pm leur écart-type (σ) en cas de distribution normale et par leur médiane [minimum - maximum] pour les autres cas. Le test de Wilcoxon apparié a été utilisé pour comparer les scores objectifs standardisés modifiés et les scores subjectifs des deux séquences. Le t-test apparié de Student a été utilisé pour comparer les proportions de séquences artefactées et la netteté des bords.

L'étude de variabilité inter-observateur a été réalisée en calculant le coefficient de corrélation intra-classe.

Une valeur de $p < 0,05$ était considérée comme statistiquement significative. Les analyses statistiques ont été réalisées grâce au logiciel MEDCALC (version 14.8.1.0, MedCalc software bvba, Ostend, Belgique).

III. Résultats

1. Population

Les deux séquences ont été acquises avec succès chez les 71 patients. Les caractéristiques de la population étudiée sont répertoriées dans le **Tableau 3**.

Il y avait 41 hommes pour 30 femmes et la moyenne d'âge était de $59 \pm 20,6$ ans (allant de 18 à 87 ans). Le poids moyen était de $79,3 \pm 19,5$ kg et la taille moyenne était de $171,6 \pm 9,1$ cm, donnant un indice de masse corporel (IMC) moyen de $26,8 \pm 6,1$ kg/m².

Le coefficient de variation moyen de la fréquence cardiaque moyenne était de $38,3\% \pm 22,7\%$ (allant de 11,5% jusqu'à 121,5%).

Tableau 3 : Caractéristiques de la population (n=71)

	Moyenne $\pm \sigma$	Minimum	Maximum
Age (années)	$59,2 \pm 20,6$	18,41	86,6
Taille (cm)	$171,6 \pm 9,1$	140	188
Poids (kg)	$79,3 \pm 19,5$	26	131
IMC (kg/m²)	$26,8 \pm 6,1$	13,3	47,0
Fréquence cardiaque maximale (bpm)	$85,9 \pm 21,6$	50	139
Fréquence cardiaque minimale (bpm)	$59,8 \pm 19,2$	19	107
Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	$71,9 \pm 19,0$	42	116
Arythmie (coefficient de variation - %)	$38,32 \pm 22,7$	11,5	121,5

2. IRM cardiaque

Les IRM cardiaques étaient principalement réalisées dans le cadre de l'exploration d'une cardiopathie ischémique (n=17) suivie par l'exploration d'un trouble du rythme cardiaque (n=14). L'ensemble des indications d'IRM cardiaque est répertorié dans le **Tableau 4**.

Tableau 4 : Indications des IRM cardiaques (n=71)

Indication	Nombre de patients
Cardiopathie Ischémique	17
Arythmie	14
Cardiomyopathie infiltrante	8
Cardiopathie dilatée	8
Pathologie de valve cardiaque	7
Maladie inflammatoire et infectieuse	6
Cardiopathie hypertrophique	5
Insuffisance cardiaque	3
Autre	3
Total	71

En moyenne $8,4 \pm 1,9$ coupes ciné en petit axe étaient acquises par séquence, dépendant de l'anatomie du patient (minimum : 6 et maximum : 14). De par le protocole établi, le même nombre de coupes était réalisé pour les 2 séquences.

3. Critères de jugement

A. Score objectif de l'European CMR registry

Le score objectif basé sur la présence d'artefacts était significativement moins bon pour la séquence standard bSSFP (score moyen : $2,87 \pm 0,53$ [IC95% 2,75 - 3,00]) que pour la séquence en compressed sensing (score moyen : $1,55 \pm 1,5$ [IC95% 1,21-1,89]) ($p < 0,0001$) (**Tableau 5**). La reproductibilité inter-observateur était de 0,94 et 0,89 pour les séquences bSSFP et CS respectivement.

Tableau 5 : Comparaison du score objectif entre les 2 séquences étudiées.

Score objectif adapté de l'European CMR registry		CS					Moyenne $\pm \sigma$
		0	1-3	4-6	7-10	Total	
bSSFP	0	<u>1</u>	1	0	0	2	$2,87 \pm 0,53$
	1-3	<u>25</u>	<u>42</u>	2	0	69	
	4-6	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	0	0	
	7-10	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	0	
	Total	26	43	2	0	71	
	Moyenne $\pm \sigma$	$1,48 \pm 1,37$					$p < 0,0001$ (Wilcoxon)

Score objectif : 0 = pas de dégradation de la qualité image, 1-3 = artefacts modérés, 4-6 = artefacts importants, 7-10 = artefacts majeurs.

Les chiffres soulignés représentent les patients pour lesquels le score objectif de la séquence CS est identique ou supérieur à celui de la séquence bSSFP ($n=63/71$).

Les principaux artefacts répertoriés étaient les artefacts de mouvement respiratoire (2 coupes petit axe artefactées pour chacune des deux séquences étudiées), la perte de signal des artères (aucune dans la séquence standard bSSFP contre 10 coupes petit axe artefactées dans la séquence en CS) et des artefacts d'inhomogénéité de champs magnétique (2 coupes dans la séquence standard bSSFP contre 23 dans la séquence en CS) (**Figure 20a et b**).

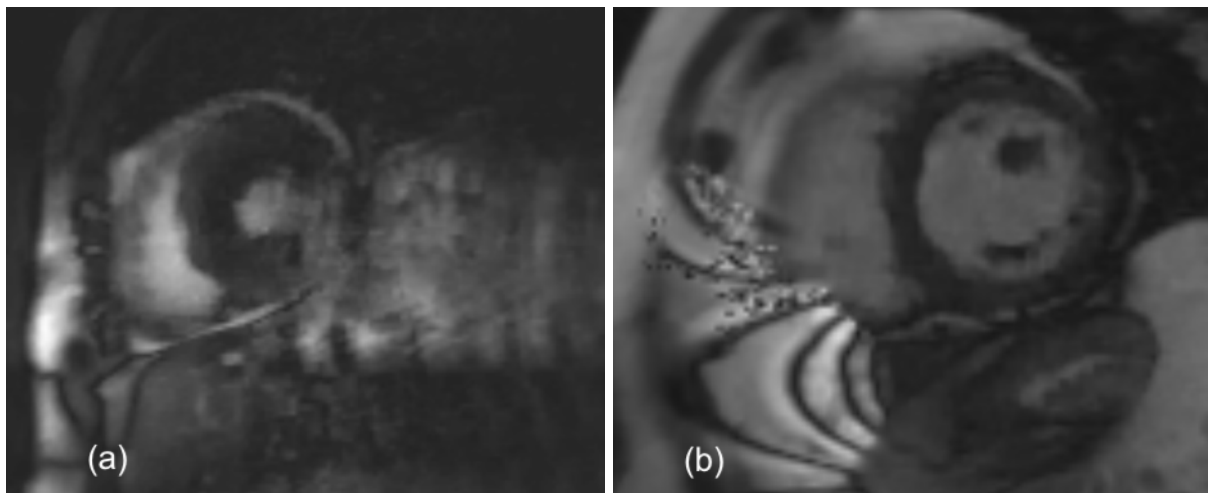


Figure 20 : 2 types d'artefact pouvant apparaitre lors de la séquence en CS :
(a) Défaut de signal et fantômes cardiaques et respiratoire
(b) Artefact d'inhomogénéité de champs magnétique

B. Score subjectif

Le score subjectif était significativement meilleur pour la séquence en CS ($2,56 \pm 0,73$ [IC95% 2,39 - 2,74]) que pour la séquence bSSFP ($1,92 \pm 0,77$ [IC95% 1,73 - 2,10]) ($p < 0,0001$). Pour 23 patients, la séquence bSSFP était non diagnostique et ne permettait pas l'interprétation ou le calcul du volume du ventricule gauche, contre seulement 10 patients pour la séquence en CS (**Tableau 6**). Le coefficient de corrélation intra-classe pour la variabilité inter-observateur était de 0,82 et 0,85 pour les séquences bSSFP et CS respectivement.

Tableau 6 : Comparaison du score subjectif entre les 2 séquences étudiées.

Score subjectif		CS					
		1	2	3	4	Total	Moyenne $\pm \sigma$
bSSFP	1	<u>5</u>	<u>3</u>	<u>15</u>	<u>0</u>	23	1,92 \pm 0,77
	2	5	<u>6</u>	<u>21</u>	<u>0</u>	32	
	3	0	2	<u>13</u>	<u>0</u>	15	
	4	0	0	1	<u>0</u>	1	
	Total	10	11	50	0	71	
	Moyenne $\pm \sigma$	2,61 \pm 0,73					$p < 0,0001$ (Wilcoxon)

Score subjectif : 1 = non diagnostique, 2 = faible, 3 = bonne qualité, 4 = excellent
 Les chiffres soulignés représentent les patients pour lesquels le score subjectif de la séquence CS est identique ou supérieur à celui de la séquence bSSFP (n=67/71).

C. Taux de *mistriggering*

Sur la séquence bSSFP, on visualisait des artefacts de *mistriggering* chez 70 des 71 patients étudiés. La proportion de coupes concernées était de 85,9% \pm 22% [IC95% 80,5 - 91,3] pour la séquence bSSFP, avec une reproductibilité inter-observateur de 0,90.

Comme attendu, aucune des coupes petit axe du cœur avec la séquence en CS ne présentait de *mistriggering*, en raison de son acquisition en temps réel.

D. Netteté des bords (ξ)

La séquence en CS en fin de diastole présentait de manière significative ($p=0,0001$), une meilleure netteté de bord ($\xi_{CS} = 0,051 \text{ mm}^{-1}$) que la séquence bSSFP ($\xi_{bSSFP} = 0,040 \text{ mm}^{-1}$) (**Figure 19**). Des résultats comparables étaient obtenus en fin de systole ($\xi_{CS} = 0,054 \text{ mm}^{-1}$ versus $\xi_{bSSFP} = 0,042 \text{ mm}^{-1}$) ($p=0,0001$).

4. Exemples

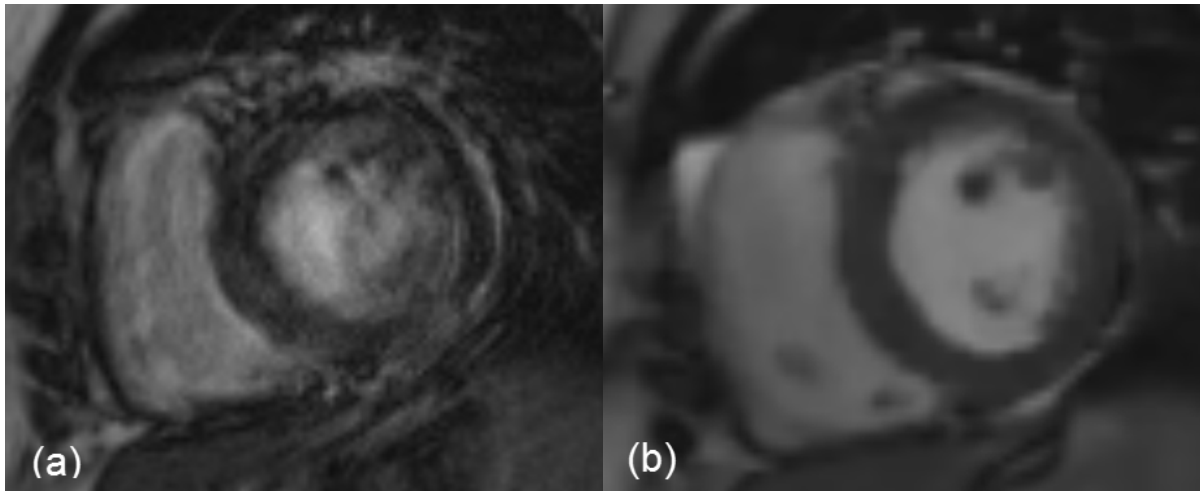


Figure 21 : Femme de 53 ans, présentant une cardiomyopathie fibrosante.
(a) : Séquence standard bSSFP avec artefact de *mistriggering*. Notez le flou des contours de l'endocarde et les bandes anormales au sein et autour du myocarde.
(b) : Séquence en CS sans artefact. Notez l'aspect spécifique des nombreuses itérations rendant l'image nette.

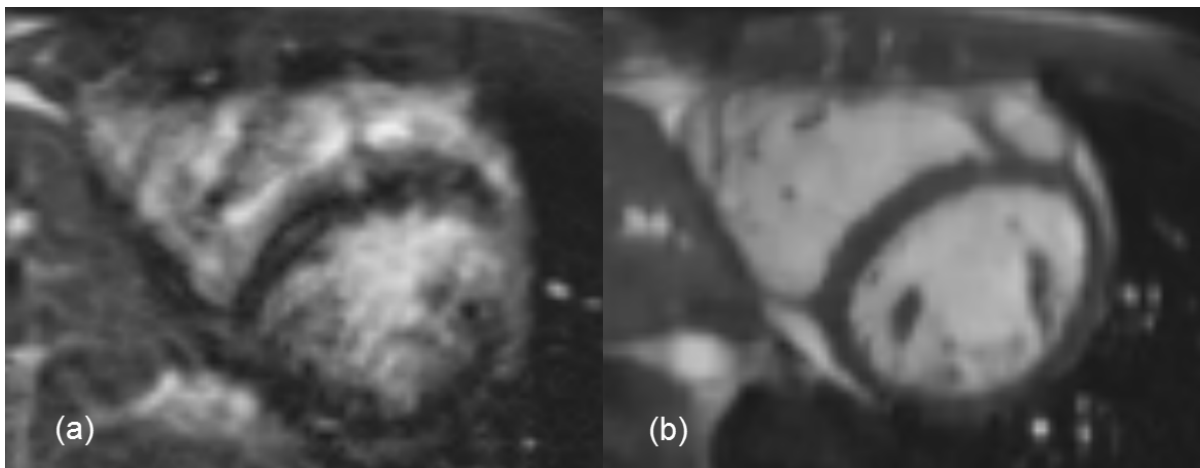


Figure 22 : Jeune patient en 18 ans, présentant des troubles du rythme cardiaque, avec suspicion de cardiomyopathie arythmogène du ventricule droit.
(a) : Séquence standard bSSFP non interprétable.
(b) : Séquence en CS sans artefact

IV. Discussion

Les mesures de la séquence en CS en temps réel pour l'évaluation des volumes ventriculaires et de la masse du ventricule gauche chez une population de 20 patients souffrant de fibrillation atriale ont été démontrées comme étant exactes dans une étude de faisabilité précédemment publiée (51). Néanmoins, l'évaluation de la qualité de l'image se concentrait sur une analyse subjective semi-quantitative de la présence d'artefact de *mistriggering* par un score côté de 1 à 4, et sur l'évaluation du coefficient de variation d'intensité du signal du myocarde des deux séquences, qui est en fait l'inverse du rapport signal sur bruit. Cependant, cette métrique (et son inverse, le coefficient de variation d'intensité du signal) est considérée comme inappropriée pour l'évaluation de la qualité image lorsque l'on recourt aux reconstructions itératives non linéaires. De plus, le CS est intrinsèquement conçu pour sous-échantillonner l'espace k alors que le calcul du rapport signal sur bruit est plutôt adapté à une acquisition complète des données (54).

Contrairement à cette étude de faisabilité, non seulement notre travail avait pour objectif principal d'évaluer spécifiquement la qualité image en utilisant des paramètres quantitatifs et objectifs supplémentaires, mais elle était réalisée dans le cadre son utilisation clinique, et sur une population plus large.

Concernant le score objectif de l'European CMR Registry, notre équipe avait précédemment suggérée, pour un petit sous-groupe souffrant d'arythmie, que les séquences en CS et bSSFP permettaient des qualités images similaires (8). Cependant, la présente étude montre des scores de qualité non seulement

équivalents mais nettement supérieurs pour la séquence en CS chez les patients arythmiques.

La séquence en CS n'a néanmoins pas supprimé tout artefact. En effet, le positionnement des coupes étant identiques à celui de la séquence bSSFP, conformément au protocole de l'étude, les artefacts de repliement ou les artefacts métalliques présents sur les séquences bSSFP persistaient en CS. Concernant les artefacts de mouvements respiratoires, de précédentes études ont démontré la bonne qualité image de la séquence en CS en respiration libre (55,56).

L'amélioration significative du score subjectif de qualité image sur la séquence en CS était attendue, car les séquences en temps réel, contrairement aux acquisitions segmentées comme le bSSFP, ne reconstruisent pas une image finale par intégration de cycles cardiaques irréguliers successifs, artefactant l'image de cinétique cardiaque obtenue.

Cependant, aucune des séquences en CS n'a atteint un score subjectif de 4 points (le maximum) en raison de l'aspect lissés voire un peu flou des contours, secondaire au processus d'interpolation qui est obligatoire pour permettre le post-traitement de cette séquence. En effet, la résolution temporelle de la séquence CS étant fixe, un nombre variable de phases sera acquis d'un cycle à l'autre en cas d'arythmie. Pour que la segmentation puisse être réalisée, toutes les coupes de cinétique cardiaque doivent afficher le même nombre de phases par cycle. Par conséquent, une interpolation est effectuée pour obtenir 25 images par cycle sur toutes les coupes ciné.

Comme nous l'espérons, l'acquisition en temps réel permis par la séquence CS a permis la suppression de tout phénomène de *mistriggering*. Cependant, des

problèmes liés à l'ECG en lui-même peuvent subsister lorsque certaines ondes R ne sont pas détectées. Le système peut alors considérer deux battements cardiaques consécutifs comme un seul cycle. La coupe correspondante affiche alors deux cycles cardiaques à la suite, qui ne peuvent être utilisés pour le post-traitement. Ce phénomène ne survenant par ailleurs pas sur toutes les coupes, les phases ne seront pas synchronisées d'une coupe à l'autre. A l'inverse, l'effet hydro-magnéto-dynamique peut faire prendre à tort une onde T pour une onde R et dans ce cas, l'acquisition commencera non pas en diastole mais en systole, accentuant ainsi la désynchronisation des différentes coupes ciné d'une même acquisition.

La meilleure netteté des bords des images en CS reflète la variation plus rapide du signal sur une distance donnée et une meilleure définition des contours. Nous avons non seulement évalué cette valeur ξ en fin de la diastole, lorsque le myocarde est supposé rester relativement immobile, mais également en fin de la systole alors que le cœur est en plein mouvement. Ce paramètre nous est apparu plus adapté pour l'étude de séquences utilisant des reconstructions itératives que le rapport signal sur bruit, ou son inverse, le coefficient de variation d'intensité du signal (54). En effet, la fonction d'étalement des bords et son inverse ξ (capacité à restituer un bord franc à fort contraste), sa dérivée (fonction d'étalement linéique) et la transformée de Fourier de celle-ci (fonction de transfert de modulation ou fonction de transfert de tâches) sont fréquemment utilisées dans la littérature pour l'évaluation de la qualité d'images obtenues par itérations non linéaires (52,53,57).

Outre l'amélioration de la qualité image, la séquence en CS permet une réduction considérable de la durée de l'examen. L'acquisition est non seulement plus rapide,

mais la suppression des artefacts de *mistriggering* évite de répéter l'acquisition des coupes de mauvaise qualité (8). L'amélioration du flux de travail étant un problème majeur en IRM, en particulier cardiaque, cette séquence en temps réel paraît très prometteuse et permettrait d'améliorer l'efficacité de cet examen (58).

Limites de l'étude :

Bien que la qualité globale des images ait été améliorée, 10 séquences en CS étaient toujours considérées comme non diagnostiques. En effet, les reconstructions itératives échouaient parfois ou n'étaient pas menées à leur terme. Néanmoins, notre étude a évalué une séquence prototype sur un reconstruteur à la puissance de calcul limitée. De tels échecs sont désormais rares depuis la sortie de la version finale de la séquence (qui requiert une mise à jour matérielle du reconstruteur). En effet, ces interruptions ne sont désormais quasiment plus rencontrées sur nos examens réalisés en routine clinique.

Le mauvais repérage des ondes R détaillé plus haut a été à l'origine de coupes considérées comme non diagnostiques avec la séquence en CS. Ainsi, une attention particulière doit être accordée à la préparation de la peau et au positionnement des électrodes ECG en début d'examen, en particulier avec les IRM 3 Tesla sur lesquelles l'effet hydro-magnéto-dynamique est plus important.

Concernant les artefacts persistant sur les images en CS, nous avons constaté une augmentation du nombre d'artefacts d'inhomogénéité de champ susceptibles de provoquer des distorsions notamment en regard du cœur et gênant l'interprétation. Un

champ de vue plus large pourrait éviter que les artefacts atteignent la région cardiaque, mais diminuerait alors la résolution spatiale.

D'autres séquences d'imagerie cardiaque en temps réel telles que l'acquisition radiale ont déjà été proposées et étudiées (38,58). Notre étude ne compare pas la séquence en CS à d'autres types de séquences en temps réel mais seulement au *gold standard* que représente la séquence bSSFP. À notre connaissance, aucune comparaison de ce type n'a été publiée.

Une limite méthodologique de notre étude est l'impossibilité d'effectuer une évaluation en aveugle car l'aspect visuel du CS permet de différencier facilement les 2 séquences. En effet le CS génère un aspect de l'image plus lisse que la séquence bSSFP. Nous avons néanmoins étudié les jeux d'images en CS et bSSFP séparément, après randomisation et au cours de différentes sessions espacées l'une de l'autre de plus de 7 jours.

Concernant l'échantillonnage des cycles cardiaques, la résolution temporelle de la séquence en CS étant fixe, les taux d'échantillonnage étaient variables selon la durée des espaces R-R. Par conséquent, en cas de fréquence cardiaque supérieure à 60 battements par minute, il n'était pas possible d'acquérir les 20 images par cycle recommandées (32,33). Cependant, dans le domaine de la conversion digitale d'un signal analogique, une fréquence d'échantillonnage supérieure à au moins 16 fois la fréquence du signal mesuré (théorème de Shannon-Nyquist) est suffisante pour le restituer fidèlement (soit 16 phases du cycle), ce qui correspond à une fréquence cardiaque de 75bpm (59). Malheureusement, une fréquence cardiaque plus élevée et

une variation trop importante de celle-ci peuvent être rencontrées en cas d'arythmie sévère, entraînant un échantillonnage insuffisant du cycle cardiaque. Un système de rejet d'arythmie en temps réel, ignorant les intervalles R-R trop courts, pourrait garantir des fréquences d'échantillonnage appropriées. Un tel processus pourrait être mis en œuvre en respiration libre pour éviter les apnées trop longues dues à l'allongement de la durée de la séquence par l'utilisation de cette technique.

V. Conclusion

Bien que considérée comme *gold-standard* pour l'étude morphologique et fonctionnelle des ventricules, l'IRM cardiaque est mise en difficulté lorsqu'il s'agit d'explorer un patient souffrant de troubles du rythme cardiaque.

La séquence en temps réel utilisant le principe du *compressed sensing* ouvre de nouvelles perspectives et semble permettre de s'affranchir de ces difficultés techniques. En effet, elle améliore la qualité image des séquences ciné chez les patients souffrant d'arythmie puisqu'aussi bien la qualité image subjective et que les critères de jugement objectifs apparaissent significativement améliorés. La suppression du phénomène de *mistriggering*, favorisé par un rythme cardiaque irrégulier, a pu être obtenue et démontrée par cette technique d'imagerie en temps réel. Les caractéristiques de l'image fournie par cette nouvelle séquence recourant à des reconstructions itératives non linéaires peuvent être évaluées par des métriques adaptées à cette spécificité. Nous avons choisi d'évaluer la netteté des bords, fréquemment altérée chez le patient arythmique sur les séquences bSSFP, et qui s'est révélée être améliorée par le *compressed sensing* aussi bien en diastole qu'en systole.

La quantité de données enregistrées étant limitée, l'acquisition en est considérablement accélérée, au prix d'un temps de reconstruction accru mais compatible avec son intégration en routine clinique. Une telle accélération, couplée à la production d'images de qualité diagnostique, permet une optimisation du flux de travail pour des examens initialement longs, tout en permettant d'améliorer l'accessibilité et la tolérance des examens IRM chez les patients claustrophobes ou présentant des difficultés respiratoires.

1. Pooley RA. Fundamental Physics of MR Imaging. *RadioGraphics*. 2005;25:1087-99.
2. Bushong SC, Clarke G. *Magnetic Resonance Imaging - E-Book: Physical and Biological Principles*. Elsevier Health Sciences; 2013. 529 p.
3. Kastler B, Vetter D. *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. Elsevier Health Sciences; 2018. 421 p.
4. Haselhoff E. *A k-Space Odyssey v1.9.1*. App Store. 2016-2018.
5. Maceira AM, Prasad SK, Khan M, Pennell DJ. Normalized Left Ventricular Systolic and Diastolic Function by Steady State Free Precession Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Cardiovasc Magn Reson Taylor Francis Ltd*. 2006;8:417-26.
6. Pennell DJ, Sechtem UP, Higgins CB, Manning WJ, Pohost GM, Rademakers FE, et al. Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): Consensus Panel report. *Eur Heart J*. 2004;25:1940-65.
7. Maceira AM, Prasad SK, Khan M, Pennell DJ. Reference right ventricular systolic and diastolic function normalized to age, gender and body surface area from steady-state free precession cardiovascular magnetic resonance. *Eur Heart J*. 2006;27:2879-88.
8. Vermersch M, Longère B, Coisne A, Schmidt M, Forman C, Monnet A et al. Compressed sensing real-time cine imaging: reliability evaluation in clinical practice (functions, volumes, mass, regurgitations and wall motion disorders). *Eur Radiol* 2018 Ahead Print.
9. 2016 ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure - Ponikowski - 2016 - *European Journal of Heart Failure* - Wiley Online Library.
10. Curtis JP, Sokol SI, Wang Y, Rathore SS, Ko DT, Jadbabaie F, et al. The association of left ventricular ejection fraction, mortality, and cause of death in stable outpatients with heart failure. *J Am Coll Cardiol*. 2003;42:736-42.
11. Grothues F, Moon JC, Bellenger NG, Smith GS, Klein HU, Pennell DJ. Interstudy reproducibility of right ventricular volumes, function, and mass with cardiovascular magnetic resonance. *Am Heart J*. 2004;147:218-23.
12. 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;14:230-6.
13. Carr HY. Steady-State Free Precession in Nuclear Magnetic Resonance. *Phys Rev*. 1958;112:1693-701.
14. Scheffler K, Lehnhardt S. Principles and applications of balanced SSFP techniques. *Eur Radiol*. 2003;13:2409-18.
15. Geiser EA, Bove KE. Calculation of left ventricular mass and relative wall thickness. *Arch Pathol. janv 1974*;97(1):13-21.
16. Schulz-Menger J, Bluemke DA, Bremerich J, Flamm SD, Fogel MA, Friedrich MG, et al. Standardized image interpretation and post processing in cardiovascular magnetic resonance: Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) Board of Trustees Task Force on Standardized Post Processing. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2013;15.
17. Ehman R, McNamara M, Pallack M, Hricak H, Higgins C. Magnetic resonance imaging with respiratory gating: techniques and advantages. *Am J Roentgenol*. 1984;143:1175-82.
18. Larson AC, Kellman P, Arai A, Hirsch GA, McVeigh E, Li D, et al. Preliminary investigation of respiratory self-gating for free-breathing segmented cine MRI. *Magn Reson Med*. 2005;53:159-68.

19. Korin HW, Ehman RL, Riederer SJ, Felmlee JP, Grimm RC. Respiratory kinematics of the upper abdominal organs: A quantitative study. *Magn Reson Med.* 1992;23:172-8.
20. Oshinski JN, Hofland L, Mukundan S, Dixon WT, Parks WJ, Pettigrew RI. Two-dimensional coronary MR angiography without breath holding. *Radiology.* 1996;201:737-43.
21. McConnell MV, Khasgiwala VC, Savord BJ, Chen MH, Chuang ML, Manning WJ, et al. Prospective adaptive navigator correction for breath-hold MR coronary angiography. *Magn Reson Med.* 1997;37:148-52.
22. Poustchi-Amin M, Gutierrez FR, Brown JJ, Mirowitz SA, Narra VR, Takahashi N, et al. How to plan and perform a cardiac MR imaging examination. *Radiol Clin.* 1 mai 2004;42(3):497-514.
23. Storey P, Chen Q, Li W, Edelman RR, Prasad PV. Band artifacts due to bulk motion. *Magn Reson Med.* 2002;48:1028-36.
24. Ferreira PF, Gatehouse PD, Mohiaddin RH, Firmin DN. Cardiovascular magnetic resonance artefacts. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2013;15:41.
25. Nacif MS, Zavodni A, Kawel N, Choi E-Y, Lima JAC, Bluemke DA. Cardiac magnetic resonance imaging and its electrocardiographs (ECG): tips and tricks. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2012;28:1465-75.
26. Klinke V, Muzzarelli S, Lauriers N, Locca D, Vincenti G, Monney P, et al. Quality assessment of cardiovascular magnetic resonance in the setting of the European CMR registry: description and validation of standardized criteria. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2013;15:55.
27. Fu D. Cardiac Arrhythmias: Diagnosis, Symptoms, and Treatments. *Cell Biochem Biophys.* 2015;73:291-6.
28. Antzelevitch C, Burashnikov A. Overview of Basic Mechanisms of Cardiac Arrhythmia. *Card Electrophysiol Clin.* 2011;3:23-45.
29. Tandri H, Bomma C, Calkins H, Bluemke DA. Magnetic resonance and computed tomography imaging of arrhythmogenic right ventricular dysplasia. *J Magn Reson Imaging.* 2004;19:848-58.
30. Kato R, Lickfett L, Meininger G, Dickfeld T, Wu R, Juang G, et al. Pulmonary Vein Anatomy in Patients Undergoing Catheter Ablation of Atrial Fibrillation. *Circulation.* 2003;107:2004-10.
31. White JA, Yee R, Yuan X, Krahn A, Skanes A, Parker M, et al. Delayed Enhancement Magnetic Resonance Imaging Predicts Response to Cardiac Resynchronization Therapy in Patients With Intraventricular Dyssynchrony. *J Am Coll Cardiol.* 2006;48:1953-60.
32. 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 Taylor Francis Ltd.* 2004;6:837-44.
33. Miller S, Simonetti OP, Carr J, Kramer U, Finn JP. MR Imaging of the Heart with Cine True Fast Imaging with Steady-State Precession: Influence of Spatial and Temporal Resolutions on Left Ventricular Functional Parameters. *Radiology.* 2002;223:263-9.
34. Miraux S, Brugière P, Franconi J-M, Thiaudière E. Principes physiques et techniques d'imagerie rapide en imagerie par résonance magnétique. *EMC.* 2014;
35. Qureshi M, Junaid M, Najam A, Bashir D, Ullah I, Kaleem M, et al. Image reconstruction using compressed sensing for individual and collective coil methods. *Biomed Res.* 2016;

36. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med.* 1999;42:952-62.
37. Weiger M, Pruessmann KP, Boesiger P. Cardiac real-time imaging using SENSE. *Magn Reson Med.* 2000;43:177-84.
38. Voit D, Zhang S, Unterberg-Buchwald C, Sohns JM, Lotz J, Frahm J. Real-time cardiovascular magnetic resonance at 1.5 T using balanced SSFP and 40 ms resolution. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2013;15:79.
39. Bammer R, Schoenberg S. Current Concepts and Advances in Clinical Parallel Magnetic Resonance Imaging. *Top Magn Reson Imaging.* 2004;15:129-58.
40. Glockner JF, Hu HH, Stanley DW, Angelos L, King K. Parallel MR Imaging: A User's Guide. *RadioGraphics.* 2005;25:1279-97.
41. Donoho DL. Compressed sensing. *IEEE Trans Inf Theory.* 2006;52:1289-306.
42. Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med.* 2007;58:1182-95.
43. Lustig M, Santos JM, Lee J-H, Donoho DL, Pauly JM. Application of "Compressed Sensing" for Rapid MR Imaging. In: SPARS 2005: Proceedings of the 1st Signal Processing with Adaptive Sparse Structured Representations workshop. 2005 Nov 16-18, Rennes, Fr, pp 1-3.
44. Candès EJ, Romberg JK, Tao T. Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements. *Commun Pure Appl Math.* 2006;59:1207-23.
45. Feng L, Srichai MB, Lim RP, Harrison A, King W, Adluru G, et al. Highly-Accelerated Real-Time Cardiac Cine MRI Using k-t SPARSE-SENSE. *Magn Reson Med.* juill 2013;70(1):64-74.
46. Kramer CM, Barkhausen J, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E, Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, et al. Standardized cardiovascular magnetic resonance (CMR) protocols 2013 update. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2013;15:91.
47. Vincenti G, Monney P, Chaptinel J, Rutz T, Coppo S, Zenge MO, et al. Compressed Sensing Single-Breath-Hold CMR for Fast Quantification of LV Function, Volumes, and Mass. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2014;7:882-92.
48. Goebel J, Nensa F, Schemuth HP, Maderwald S, Gratz M, Quick HH, et al. Compressed sensing cine imaging with high spatial or high temporal resolution for analysis of left ventricular function. *J Magn Reson Imaging.* 2016;44:366-74.
49. Haubenreisser H, Henzler T, Budjan J, Sudarski S, Zenge MO, Schmidt M, et al. Right Ventricular Imaging in 25 Seconds: Evaluating the Use of Sparse Sampling CINE With Iterative Reconstruction for Volumetric Analysis of the Right Ventricle. *Invest Radiol.* 2016;51:379-86.
50. Kido T, Kido T, Nakamura M, Watanabe K, Schmidt M, Forman C, et al. Compressed sensing real-time cine cardiovascular magnetic resonance: accurate assessment of left ventricular function in a single-breath-hold. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2016;18.
51. Goebel J, Nensa F, Schemuth HP, Maderwald S, Quick HH, Schlosser T, et al. Real-time SPARSE-SENSE cine MR imaging in atrial fibrillation: a feasibility study. *Acta Radiol.* 2017;58:922-8.
52. Wetzl J, Schmidt M, Pontana F, Longère B, Lugauer F, Maier A, 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.
53. Richard S, Husarik DB, Yadava G, Murphy SN, Samei E. Towards task-based assessment of CT performance: System and object MTF across different reconstruction algorithms. *Med Phys.* 2012;39:4115-22.
54. Graff CG, Sidky EY. Compressive sensing in medical imaging. *Appl Opt.* 10 mars

- 2015;54(8):C23-44.
55. Kido T, Kido T, Nakamura M, Watanabe K, Schmidt M, Forman C, et al. Assessment of Left Ventricular Function and Mass on Free-Breathing Compressed Sensing Real-Time Cine Imaging. *Circ J Off J Jpn Circ Soc.* 2017;81:1463-8.
 56. Sudarski S, Henzler T, Haubenreisser H, Dösch C, Zenge MO, Schmidt M, et al. Free-breathing Sparse Sampling Cine MR Imaging with Iterative Reconstruction for the Assessment of Left Ventricular Function and Mass at 3.0 T. *Radiology.* 2017;282:74-83.
 57. Li T, Feng H, Xu Z. A new analytical edge spread function fitting model for modulation transfer function measurement. *Chin Opt Lett.* 2011;9:031101.
 58. Zhang S, Uecker M, Voit D, Merboldt K-D, Frahm J. Real-time cardiovascular magnetic resonance at high temporal resolution: radial FLASH with nonlinear inverse reconstruction. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2010;12:39.
 59. Fraden J. *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications.* Springer Science & Business Media; 2004. 596 p.

AUTEUR : Nom : ALLARD

Prénom : Paul-Edouard

Date de Soutenance : 4 avril 2019

Titre de la Thèse : Intérêt d'une séquence ciné-IRM cardiaque prototype avec acquisition comprimée temps-réel chez les patients arythmiques

Thèse : Médecine - Lille 2019

Cadre de classement : Radiologie

DES + spécialité : Imagerie diagnostique et interventionnelle cardiologique

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

Résumé:

Objectifs : Évaluer la présence d'artefact de mistriggering et la qualité image d'une séquence ciné cardiaque prototype en « Compressed Sensing » (CS) (Sparse 2D, Siemens Healthineers) chez des patients arythmiques, en comparaison avec la séquence ciné de référence.

Matériel et méthode : 71 patients adultes consécutifs adressés pour une imagerie par résonance magnétique (IRM) cardiaque (41 hommes, âge moyen= $59 \pm 20,6$ ans) présentant un rythme cardiaque irrégulier lors de l'acquisition (défini par une variation du rythme cardiaque $> 10\%$ lors de l'acquisition) ont été inclus de manière rétrospective. Pour chaque patient, 2 séquences ciné cardiaques ont été systématiquement acquises : une acquisition ciné standard « bSSFP » avec apnées multiples et une séquence en temps réel en CS permettant d'obtenir les mêmes plans de coupe que la séquence standard, mais en une apnée. Deux radiologues ont évalué indépendamment les artefacts de mal synchronisation cardiaque, la qualité image objective et subjective, ainsi que la netteté de bord pour les 2 acquisitions.

Résultats : La variabilité du rythme cardiaque était en moyenne de $38 \pm 22,6\%$. 599 coupes ciné petit axe du cœur ont été évaluées pour chaque séquence (nombre moyenne de coupe cardiaque par patient = 8.4 ± 1.9). $85,9\% \pm 22\%$ des coupes petit axe du cœur de la séquence bSSFP présentaient des artefacts de mal synchronisation cardiaque. Aucune des coupes de la séquence en CS ne présentait de mal synchronisation cardiaque, expliqué par la technique en temps réel de cette séquence. Le score objectif basé sur la présence d'artefacts de l'European CMR registry, adapté à notre étude, était meilleur pour la séquence en CS que pour la séquence bSSFP (1.6 ± 1.5 vs 2.9 ± 0.5 respectivement, $p < 0,0001$). Le score subjectif était amélioré par la séquence en CS comparativement à la séquence bSSFP (2.6 ± 0.7 vs 1.9 ± 0.8 respectivement, $p < 0.0001$). Enfin, la séquence en CS présentait une meilleure netteté des bords que la séquence bSSFP, aussi bien en télédiastole ($\xi_{CS} = 0.051 \text{ mm}^{-1}$ vs $\xi_{bSSFP} = 0.040 \text{ mm}^{-1}$, respectivement) ($p = 0.0001$) qu'en télésystole ($\xi_{CS} = 0.054 \text{ mm}^{-1}$ vs $\xi_{bSSFP} = 0.042 \text{ mm}^{-1}$, respectivement) ($p = 0.0001$).

Conclusion : La séquence de ciné-IRM « Sparse 2D » réduit considérablement les artefacts de mal synchronisation cardiaque et améliore la qualité image et l'interprétabilité de la cinétique cardiaque chez les patients arythmiques.

Composition du Jury :

Président : Professeur Olivier Ernst

Asseseurs : Professeur Jean-Pierre Pruvo

Professeur David Montaigne

Docteur François Pontana

Docteur Benjamin Longère (Directeur de thèse)