

Etude de la fonction cardiaque 4D à partir de ciné cardiaque 3D via une synchronisation sur la respiration et le rythme cardiaque.

Travail de Bachelor

De Sa Lima Vitor

Matricule n°13850078

Fuchs Joël

Matricule n°13850623

Granger Jéssaline

Matricule n°09311200

Directeur: Schmid Jérôme – Professeur à la HEdS de Genève

Membres du jury: Vallée Jean-Paul – Professeur au sein du service de
radiologie des Hôpitaux Universitaires de Genève
Crowe Lindsey – Physicienne aux Hôpitaux Universitaires
de Genève

Genève, septembre 2016

AVERTISSEMENT

La rédaction et les conclusions de ce travail n'engagent que la responsabilité de ses auteur-e-s et en aucun cas celle de la Haute Ecole de Santé Genève, du Jury ou du Directeur ou Directrice de Travail de Bachelor.

Nous attestons avoir réalisé seuls le présent travail, sans avoir utilisé d'autres sources que celles indiquées dans la liste des références bibliographiques.

Genève, le 21 septembre 2016

DE SA LIMA Vitor

FUCHS Joël

GRANGER Jéssaline

Remerciements

Nous remercions très sincèrement et ouvertement notre enseignant et responsable de travail de Bachelor, Monsieur Jérôme Schmid. Son soutien et son implication nous ont motivés tout au long de notre travail. Sa disponibilité et ses conseils nous ont été primordiaux et très bénéfiques afin d'acheminer notre projet jusqu'à son terme.

Nous remercions également Monsieur Jonathan Marquis qui nous a apporté son soutien et qui a collaboré étroitement avec Monsieur Schmid.

Par ailleurs, nous adressons nos remerciements au Professeur Jean-Paul Vallée car ce travail n'aurait jamais vu le jour sans son engagement. Nous avons bénéficié de son expérience et de ses connaissances afin d'avancer dans les meilleures conditions. Ses réponses à nos questions ont été essentielles pour améliorer l'évolution de notre recherche.

Nous tenons également à présenter notre gratitude à toutes les personnes qui ont participé à la relecture et à la correction du présent document, ainsi qu'à nos amis et familles qui nous ont soutenus pendant l'élaboration de ce travail.

Enfin, nous ne pouvons clôturer les remerciements sans témoigner notre entière reconnaissance à la physicienne Lindsey Crowe qui a passé de nombreuses soirées avec nous. Grâce à elle, nous avons pu acquérir nos images aux HUG, développer nos aptitudes sur le déroulement d'une IRM cardiaque et également accroître nos connaissances théoriques avec la mise à disposition de plusieurs articles scientifiques capitaux pour notre travail de Bachelor. Sa bonne volonté, sa générosité et son éternelle bonne humeur ont permis de consolider notre collaboration.

Résumé

Objectifs : Dans le cadre de l'exploration cardiaque en IRM, nous expérimentons une séquence 4D à partir d'une séquence 4D Flow. L'objectif est de calculer la fraction d'éjection et de la comparer avec la séquence 2D ciné (gold standard actuel) utilisée cliniquement. Grâce à des outils statistiques, nous évaluons la reproductibilité intra- et inter-opérateurs de la séquence 4D. Nous regardons également la précision de cette séquence en comparant les résultats des segmentations 4D aux segmentations de la séquence 2D ciné.

Méthodologie : Dans un premier temps, nous avons optimisé la séquence 4D en modifiant certains paramètres comme la vitesse d'encodage retenue à 30cm/s et le tracking factor (tf) de $0.6 \times$ mouvement mesuré (au niveau du diaphragme). Les séquences ont été réalisées, à quatre temps différents, sur trois individus sains.

Dans un second temps, nous avons calculé la fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG) en le segmentant en diastole et en systole selon la méthode Simpson. Cela a été fait sur la séquence 4D et sur la 2D ciné, deux fois, afin d'obtenir des données plus conséquentes pour mesurer la corrélation entre les deux techniques et la variabilité entre chaque opérateur.

Enfin, chaque valeur obtenue est introduite dans un tableau Excel, puis convertie sous forme d'équation ICC et Bland-Altman. A partir de ça, nous calculons la variabilité intra- et inter-opérateur, ce qui nous permet de visualiser la concordance de nos résultats et de comparer les valeurs obtenues pour le 4D avec celles obtenues pour le 2D ciné.

Résultats : Les calculs ICC donnent des valeurs entre 0.71 et 0.96 pour les différents temps d'acquisitions. Ces données traduisent de bonnes corrélation et reproductibilité intra-opérateur, par rapport à ce que dit la littérature (> 0.75). Quant à la variabilité inter-opérateur, elle est, dans l'ensemble, en dessous de la valeur de référence (< 0.4) synonyme d'une faible corrélation entre opérateur. Suite à ces résultats peu encourageants, nous voulions trouver la source d'erreur. En étudiant les volumes systoliques et diastoliques séparément (et non la FEVG), nous constatons un résultat élevé en diastole (0.78), mais en dessous de nos moyennes en systole (0.4).

Conclusion : Suite à l'analyse de nos résultats, nous constatons que le travail de segmentation de chacun d'entre nous subit une amélioration avec le temps et nous permet de diminuer la variabilité entre 2D ciné et 4D. La reproductibilité est observée en intra- mais est à réévaluer de façon plus approfondie en inter-opérateur.

Mots-clef : IRM, Ventricule gauche, Fraction d'éjection, 2D ciné, 4D Flow, 3D ciné, Osirix, Segmentation, ICC, Bland Altman.

Liste des abréviations utilisées

2C	2 cavités
2D	2 dimensions
3D	3 dimensions (les trois dimensions dans l'espace)
4C	4 cavités
4D	4 dimensions (3D + temps)
BPM	Battements par minute
CT	Computed Tomography = scanner, tomodensitomètre (TDM)
ECG	Electrocardiogramme
FE	Fraction d'éjection
FEVG	Fraction d'éjection du Ventricule Gauche
TF	Tracking Factor
HUG	Hôpitaux Universitaires de Genève
ICC	Intraclass Correlation Coefficient = coefficient de corrélation intraclasses
IMG	Image
IRM	Imagerie par résonance magnétique
MPR	Multiplanar Reconstruction = reconstructions multiplanaires
OP	Opérateur
PC	Produit de Contraste
PET-CT	Positron Emission Tomography = tomographie par émission de positons (TEP)
ROI	Region Of Interest = région d'intérêt
SA	Short Axis
SD	Standard Deviation = écart-type
SPECT-CT	Single Photon Emission Computerized Tomography = tomographie par émission mono-photonique (TEMP)
TE	Temps d'Echo
TR	Temps de répétition
TRM	Technicien en radiologie médicale
VD	Ventricule Droit
VENC	Vitesse d'encodage
VG	Ventricule Gauche

Table des matières

Résumé	3
Liste des figures.....	8
Liste des tableaux	11
Liste des équations	11
Introduction	12
I. Anatomie et physiologie cardiaque	14
1.1 Anatomie.....	14
1.1.1 Situation	14
1.1.2 Anatomie du cœur	14
1.2 Physiologie	16
1.2.1 Vascularisation.....	16
1.2.2 Système de conduction et électrocardiogramme	17
1.2.3 Les fonctions cardiaques.....	19
1.2.4 La fraction d'éjection	19
II. Les Grandes Pathologies Cardiaques	21
2.1 Valvulopathies.....	21
2.2 Coronaropathies	22
2.2.1 Infarctus du myocarde	23
2.2.2 Ischémie.....	24
2.3 Insuffisance cardiaque (IC)	24
2.4 Pathologies observables en IRM	25
2.4.1 Quelques indications spécifiques menant à une IRM (Didier Locca et al., 2009) :	26
III. Techniques en imagerie cardiaque	27
3.1 Différentes techniques d'imageries cardiaques	27
3.1.1 L'échocardiographie en 3D (Figure 8).....	27
3.1.2 CT cardiaque (Figure 9)	27
3.1.3 PET cardiaque (Figure 10).....	28
3.1.4 SPECT (Figure 11).....	28
3.1.5 IRM cardiaque (Figure 12)	29
3.1.6 Tableau récapitulatif.....	29
3.2 Technique IRM cardiaque	30
3.2.1 Mise en place des coupes (Figure 13).....	30

3.2.2 Solutions d'acquisition en IRM cardiaque.....	31
3.2.3 Synchronisation	32
3.2.4 Séquences.....	33
IV. Séquence 4D en IRM	36
4.1 Définition 4D.....	36
4.1.1 Rappel 3D.....	36
4.1.2 De la 3D à la 4D	37
4.2 Avantages et limites de la 4D	38
V. Segmentation et mesures cardiaques	40
5.1 Segmentation	40
5.1.1 Introduction.....	40
5.1.2 Segmentation manuelle.....	41
5.1.3 Segmentation automatique	41
5.2 Segmentation en IRM cardiaque	42
5.3 Mesures en IRM cardiaque.....	44
5.3.1 Planimétrie 2D	44
5.3.2 Volumétrie 3D	44
5.4 Variabilité	47
5.4.1 Variabilité inter- et intra-opérateur	47
5.4.2 Outils de mesure.....	48
VI. Méthodologie.....	52
6.1 Pré-étude	52
6.1.1 Séquence développée sur la souris	52
6.1.2 Méthodes d'acquisitions adaptées à l'être humain	53
6.2 Étude principale	57
6.3 Protocole d'acquisition.....	58
6.3.1 Double trigger.....	58
6.3.2 Coefficient de correction.....	59
6.3.3 Fenêtre d'acquisition.....	64
6.3.4 Vitesse d'encodage.....	64
VII. Protocole de traitement des acquisitions.....	67
7.1 Reconstructions	67
7.2 Comparaison images 2D ciné – 4D.....	74
7.3 Résultats des segmentations	75

7.3.1 ICC.....	75
7.3.2 Résultats ICC pour les séquences 4D	76
7.3.3 Résultats ICC pour les séquences 2D ciné.....	79
7.3.4 Bland-Altman.....	82
VIII. Discussion	86
8.1 Sources d'erreur	87
8.2 Différence entre les deux séquences.....	90
8.2.1 Résultat Bland Altman	90
8.2.2 Les facteurs intrinsèques	93
8.2.3 Les graphiques	96
IX. Conclusion	99
9.1 Discussion	99
9.2 Réponses aux questions de recherche.....	100
9.3 Perspective.....	102
Bibliographie	104
Annexes	111
Annexe 1. Liste des contre-indications principales à l'IRM	111
Annexe 2. Formulaire pré-examen	112
Annexe 3. Méthodologie – Acquisition.....	113
Ann.3.1 Loc (localizer).....	113
Ann.3.2 Ciné Breathhold	114
Ann.3.3 Ciné realtime	115
Ann.3.4 Flow 4D – tf3 / tf6 / tf9.....	116
Annexe 4. Méthodologie - Marche à suivre pour la segmentation en 4D flow	118
Annexe 5. Tableau Excel des données de segmentations.....	126

Liste des figures

Figure 1 : Les différentes parois cardiaques (Dessin adapté de : Basler. [Support de cours], 2015)	15
Figure 2 : Anatomie du cœur (Dessin adapté de Malmivuo & Plonsey, 1995)	16
Figure 3 : Schéma du tissu nodal	18
Figure 4 : Schéma onde de l'ECG	18
Figure 5 : Etapes de la conduction cardiaque du cœur. a) dépolarisation auriculaire. b) dépolarisation du septum inter-ventriculaire. c) activation électrique des ventricules. d) dépolarisation des ventricules. e) repolarisation ventriculaire.	19
Figure 6 : Statistique des causes de décès en Suisse (tiré de: Office fédérale de la santé publique, 2016).....	21
Figure 7 : Zones de douleurs lors d'infarctus du myocarde (tirée de: Bouvier, 2016) ...	24
Figure 8 : Échocardiographie 3D (tirée de : Lynch, 2006).....	27
Figure 9 : CT cardiaque (tirée de Clinical Correlations, 2008)	27
Figure 10 : Pet Cardiaque (tirée de : Siemens, 2012).....	28
Figure 11 : SPECT (tirée de : Diagnostic and Interventional Cardiology, S.d.).....	28
Figure 12 : IRM cardiaque (tirée de: Groupe Médecine & Hygiène, S.d.)	29
Figure 13 : Le grand axe 4 cavités (tirée de: Recueil d'IRM cardiaque, 2009). a) repère axial. b) vertical grand axe. c) 4 cavités. d) petit axe.	31
Figure 14 : Augmentation Onde T (tiré de: Gathide, 2010)	32
Figure 15 : Signal ECG dégradé (tiré de: Gathide, 2010)	32
Figure 16 : Gating prospectif (tiré de: Gathide, 2010)	33
Figure 17 : Gating rétrospectif (tiré de: Gathide, 2010).....	33
Figure 18 : Echo de Spin (tirée de: Gathide, 2010).....	34
Figure 19 : IRM Ciné (tirée de: Gathide, 2010)	34
Figure 20 : Séquence perfusion (tirée de: Gathide, 2010)	34
Figure 21 : Rehaussement tardif (tirée de: Gathide, 2010)	35
Figure 22 : Segmentation (tirée de: Lenest, s.d.).....	40
Figure 23 : Vue Petit Axe d'une segmentation avec inclusion des trabéculations et des muscles papillaires (tirée de : Omouni, 2008).....	42
Figure 24 : Placement de la coupe basale cardiaque - la coupe (1) est à exclure, on commence par la (2). (tirée de : Omouni, 2008)	43
Figure 25 : Planimétrie de l'oreillette gauche (Tirée de: Caudron et al., 2008).....	44
Figure 26 : <i>Petit axe après reconstruction en grand axe sur une séquence dynamique (Tirée de : Grosgeorge, 2014)</i>	45
Figure 27 : Schéma représentant la méthode Simpson (tiré de: Grosgeorge, 2014)....	46

Figure 28 : Segmentation manuelle du VG en méthode Biplan sur une coupe 3 cavités (Tirée de Grosgeorge, 2014)	46
Figure 29 : Schéma représentant la méthode Biplan (surface –longueur) (tirée de : Grosgeorge).....	47
Figure 30 : Tableau Bland Altman	51
Figure 31 : Coupes long axe et petit axe du myocarde d'une souris obtenues avec une séquence 4D (tirée de: Feintuch et al., 2007). a) diastole, sans injection. b) systole, sans injection. c) diastole, injecté (Gd). d) systole, injecté (Gd).....	53
Figure 32 : 4D Flow (tiré de : Zoran Stankovic et al., 2014)	55
Figure 33 : Positionnement de l'ECG (tiré de : MRI master, s.d.).....	58
Figure 34 : Courbe de respiration du navigateur (capture d'écran, console Siemens) .	59
Figure 35 : 2D ciné "real time" (capture d'écran, console Siemens)	59
Figure 36 : Série temporelle extraite depuis la séquence 2D ciné "realtime" (capture d'écran, console Siemens)	60
Figure 37 : Série temporelle centrée au niveau du myocarde (capture d'écran, console Siemens).....	61
Figure 38 : Série temporelle filtrée dans Matlab	61
Figure 39 : Séries filtrée et non filtrée centrées sur le foie (capture d'écran, console Siemens).....	62
Figure 40: Séries filtrée et non filtrée centrées sur l'apex du cœur (capture d'écran, console Siemens).....	62
Figure 41 : Mesure de la hauteur du décalage dû au mouvement respiratoire (capture d'écran, console Siemens)	63
Figure 42 : Fenêtre d'acquisition du navigateur (capture d'écran, console Siemens)...	64
Figure 43 : Les images a) et b) ont été acquises avec une vitesse d'encodage de 30 cm/s trop basse faisant apparaître le phénomène d'aliasing. Les images c) et d) montrent une acquisition avec une Venc de 150 cm/s s'affranchissant de l'aliasing (captures d'écran, Osirix)	65
Figure 44 : Images de magnitude a) c) e) et de phase b) d) f) dans les trois directions (captures d'écran, Osirix)	67
Figure 46 : Image MAGSUM (capture d'écran, Osirix).....	68
Figure 45 : Image de référence (capture d'écran, Osirix).....	68
Figure 47 : Série soustraite obtenue à partir de l'image de référence (capture d'écran, Osirix).....	68
Figure 48 : Volume diastolique du ventricule gauche à partir de la séquence 4D soustraite (capture d'écran, Osirix).....	69

Figure 49 : Volume diastolique du ventricule gauche à partir de la séquence 2D ciné (capture d'écran, Osirix)	69
Figure 50 : Volume systolique du ventricule gauche à partir de la séquence 4D (capture d'écran, Osirix)	70
Figure 51 : Volume systolique du ventricule gauche à partir de la séquence 2D ciné (capture d'écran, Osirix)	70
Figure 52 : Comparaison 4D (en bas) et 2D ciné (en haut) dans les différents axes (capture d'écran, Osirix)	71
Figure 53 : Séquence 4DVenc 30 soustraite (capture d'écran, Osirix).....	71
Figure 54 : Séquence 4D Venc 30 MAGSUM (capture d'écran, Osirix)	72
Figure 55 : Séquence 4D reconstruite en MPR (capture d'écran, Osirix).....	72
Figure 56 : Petit axe cardiaque reconstruit à partir d'une séquence 4D (capture d'écran, Osirix).....	73
Figure 57 : Comparaison 4D et 2D ciné en 2C et PA. a) 2D en 2C. b) 2D en PA. c) 4D en 2C. d) 4D en PA.	74
Figure 58: Bland-Altman opérateur 1.....	83
Figure 59: Bland-Altman opérateur 2.....	84
Figure 60: Bland-Altman opérateur 3.....	85
Figure 61 : Influence des coupes basale et apicale sur le volume du VG	88
Figure 62 : Bland-Altman Opérateur 1	92
Figure 63 : Tableau récapitulatif des FEVG	93
Figure 64 : Différences de segmentation inter-opérateur de la phase systolique (capture d'écran, Osirix)	98
Figure 65 : Séquence localizer; capture d'écran examen IRM cardiaque	113
Figure 66 : Séquences ciné; capture d'écran examen IRM cardiaque	114
Figure 67 : Positionnement du SHIM sur une séquence 4D (capture d'écran, console Siemens).....	115
Figure 68 : Séquence ciné réalttime, examen IRM cardiaque.....	115
Figure 69 : Séquence 4D flow; IRM cardiaque	116
Figure 70 : positionnement de coupes d'une séquence 4D flow (capture d'écran, console Siemens).....	117
Figure 71 : Sélection de séries pour la soustraction (capture d'écran, Osirix).....	118
Figure 72 : Images native et MSUM (capture d'écran, Osirix).....	119
Figure 73 : Sélection de l'icône de soustraction (capture d'écran, Osirix)	119
Figure 74 : Sélection de la soustraction (capture d'écran, Osirix)	120
Figure 75 : Images soustraite et MSUM (capture d'écran, Osirix).....	120
Figure 76 : Sélection de la vision 2D (capture d'écran, Osirix).....	121

Figure 77 : Ouverture de toutes les séries 3D (capture d'écran, Osirix).....	121
Figure 78 : Exportation des images diastoliques (capture d'écran, Osirix).....	122
Figure 79 : Choix du 3D MPR (capture d'écran, Osirix).....	122
Figure 80 : Sélection de l'épaisseur (capture d'écran, Osirix).....	123
Figure 81 : Segmentation de la coupe (capture d'écran, Osirix).....	124
Figure 82 : Sélection du calcul de la ROI (capture d'écran, Osirix).....	124
Figure 83 : Enregistrement des ROIs (capture d'écran, Osirix).....	125

Liste des tableaux

Tableau 1 : Comparaison des différentes modalités en imagerie cardiaque	29
Tableau 2: 1ère analyse - FEVG 4D au T1.....	76
Tableau 3: 1ère analyse - ICC 4D au T1	76
Tableau 4: 2ème analyse- FEVG 4D au T2.....	76
Tableau 5: 2ème analyse - ICC 4D au T2	77
Tableau 6: 3ème analyse - FEVG 4D au T3.....	77
Tableau 7: 3ème analyse - ICC 4D au T3	77
Tableau 8: 4ème analyse - FEVG 4D au T0.....	78
Tableau 9: 4ème analyse - ICC 4D au T0	78
Tableau 10: 5ème analyse - systoles 4D au T0.....	78
Tableau 11: 5ème analyse - ICC des systoles 4D au T0	78
Tableau 12: 6ème analyse - Diastoles 4D au T0.....	79
Tableau 13: 6ème analyse - ICC des Diastoles 4D au T0	79
Tableau 14: 1ère analyse - FEVG 2D au T1.....	79
Tableau 15: 1ère analyse - ICC 2D au T1	80
Tableau 16: 2ème analyse - FEVG 2D au T3.....	80
Tableau 17: 2ème analyse - ICC 2D au T3	80
Tableau 18: 3ème analyse - FEVG 2D aux T1 et T3.....	81
Tableau 19: 3ème analyse - ICC 2D aux T1 et T3.....	81
Tableau 20: Mean FEVG opérateur 1.....	96
Tableau 21: Mean FEVG opérateur 2.....	97
Tableau 22: Mean FEVG opérateur 3.....	97

Liste des équations

Équation 1: Fraction d'éjection	20
Équation 2: Volume ventriculaire	45

Introduction

Etudiants dans la filière de formation Technique en Radiologie Médicale (TRM) au sein de la Haute Ecole de Santé de Genève (HEdS), nous avons eu l'opportunité d'orienter notre travail de bachelor sur « *la fonction cardiaque en 4D estimée à partir d'un ciné cardiaque 3D* » en collaboration avec le Professeur Jean-Paul Vallée des Hôpitaux Universitaires de Genève (HUG).

Ce travail a pour but d'apporter des mesures quantitatives du ventricule gauche en cherchant la précision et la reproductibilité d'une séquence 3D ciné comparé à la séquence 2D ciné de référence.

En raison des différentes contraintes de mouvements lors d'un examen cardiaque, il n'est pas possible, aujourd'hui, en clinique, d'effectuer des séquences 3D ciné. Cependant, au vu du développement technologique, le Pr. Vallée pense qu'il est possible de tester ces séquences sur les humains. En effet, de précédentes études ont montré la possibilité d'effectuer ce type de séquence sur des souris et cela avec des résultats probants.

La sensibilité et la résolution temporelle de l'IRM cardiaque font du protocole utilisé actuellement le gold standard pour étudier le cœur. Malheureusement, à cause des nombreuses contraintes liées (comme le temps d'acquisition des différentes séquences), cet examen reste très limité dans l'exploration des cavités cardiaques selon les plans utilisés. Une séquence 3D ciné permettrait d'acquérir un bloc 3D de la totalité du cœur sur tout le cycle cardiaque. Ainsi, elle permettrait une reconstruction de n'importe quel plan du cœur et à n'importe quel moment du cycle cardiaque ce qui amènerait de multiples informations supplémentaires.

Le but de notre travail est de tester cette séquence 3D ciné. Il nous faudrait d'abord l'optimiser pour obtenir la meilleure résolution de contraste possible. Nous pourrions alors effectuer certaines mesures comme la fonction cardiaque. Il serait ensuite possible de comparer ces mesures à celles validées cliniquement sur les séquences de référence 2D ciné. Cette comparaison –

ayant comme objectif de valider la séquence 3D ciné - prendrait en compte la variabilité inter- et intra-observateur lors de la segmentation du ventricule gauche.

Au fil de notre travail de bachelor, divers sujets de réflexion ont été soulevés comme : la reproductibilité de la segmentation du ventricule gauche dans une séquence 4D ; la fiabilité des résultats de la fraction d'éjection obtenus avec la séquence 4D face au gold standard, le 2D ciné ; ou encore, l'influence des différents paramètres intra- et extrinsèques de la séquence sur le temps et la qualité de l'acquisition de celle-ci. Ces réflexions ont jalonné notre travail et nous ont permis de réaliser que la recherche reste un milieu incertain sans aucune garantie. Cela nous pousse à nous adapter à chaque situation à laquelle nous sommes confrontés. En tant que futurs TRM, nous aurons cet aspect dans notre métier en nous adaptant à toutes les situations imprévues qui s'offriront à nous au quotidien. Ce travail nous a permis de consolider et d'améliorer ces aptitudes de réflexion. En d'autres termes, nous avons gagné en assurance face à notre position de praticien réflexif dont notre formation a encouragé le développement.

I. Anatomie et physiologie cardiaque

1.1 Anatomie

1.1.1 Situation

Le cœur est un organe musculaire creux (Wendling, Arrigo, Kalbfuss & Roch, 2010). D'après le cours de M. Basler (communication personnelle [Support de cours], 18 mars 2015), il se trouve dans le médiastin, c'est-à-dire la partie du thorax au-dessus du diaphragme, derrière le sternum et entre les deux poumons. Il est généralement situé aux deux tiers à gauche et à un tiers à droite. Il est enveloppé par le péricarde.

Sa taille correspond à peu près au poing du porteur : Environ 12cm de long et 9cm de large pour une épaisseur de 6cm. Il pèse entre 230-280g chez les femmes et entre 280-340g chez les hommes (J-P. Papazyan, communication personnelle [Notes de cours], 27 septembre 2014).

1.1.2 Anatomie du cœur

La paroi du cœur se compose de trois couches (Wendling et al., 2010) :

- une couche interne, la muqueuse du cœur qui est l'endocarde,
- une couche moyenne, le muscle cardiaque qui est le myocarde,
- une couche externe qui est le péricarde.

Les deux premières couches font partie de la paroi du cœur et constituent, avec la cavité du cœur, l'organe même. La troisième couche quant à elle, est un sac qui enveloppe et tapisse les cavités péricardiques (Figure 1). Ces creux contiennent un liquide qui empêche les frottements dus aux mouvements du myocarde (M. Basler, communication personnelle [Notes de cours], 18 mars 2015).

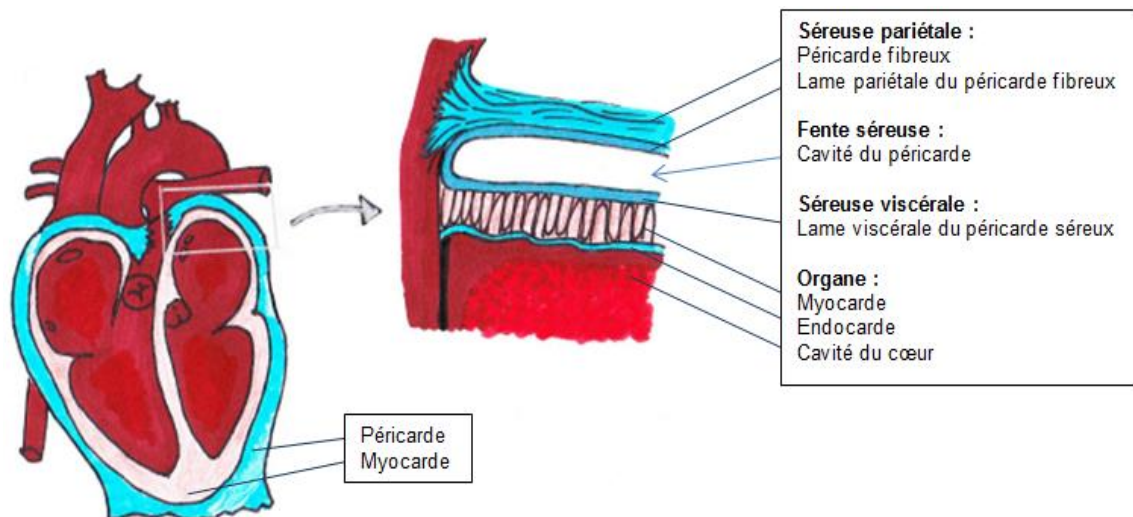


Figure 1 : Les différentes parois cardiaques (Dessin adapté de : Basler. [Support de cours], 2015)

Le cœur est séparé en quatre cavités (Figure 2) :

- les oreillettes droite et gauche
- les ventricules droit et gauche

Chaque moitié du cœur a donc une oreillette et un ventricule. L'oreillette peut communiquer avec son ventricule correspondant par l'orifice atrioventriculaire. Mais les oreillettes ne peuvent pas communiquer entre elles, car elles sont séparées par la cloison interauriculaire. De même, les ventricules ne communiquent pas entre eux, ils sont séparés par la cloison interventriculaire. Ainsi, les cavités cardiaques droite et gauche sont totalement séparées. La cloison hermétique entre les deux est le septum. (A part chez le fœtus où les deux oreillettes communiquent par un orifice : le foramen ovale qui se ferme normalement à la naissance).

Les cavités du cœur droit communiquent lors de l'ouverture de la valve tricuspide, tandis que les cavités gauches du cœur communiquent grâce à l'ouverture de la valve mitrale. Les valves empêchent le reflux, ce qui assure le sens correct de la circulation sanguine (Wendling et al., 2010).

Les parois du ventricule gauche et du septum sont plus épaisses que la paroi du ventricule droit, car le ventricule gauche doit envoyer le sang dans la circulation systémique (la grande circulation) où la pression doit être

considérablement plus élevée que dans la circulation pulmonaire (la petite circulation) dont s'occupe le ventricule droit (Grand Atlas illustré du corps Humain, 2010, p. 126).

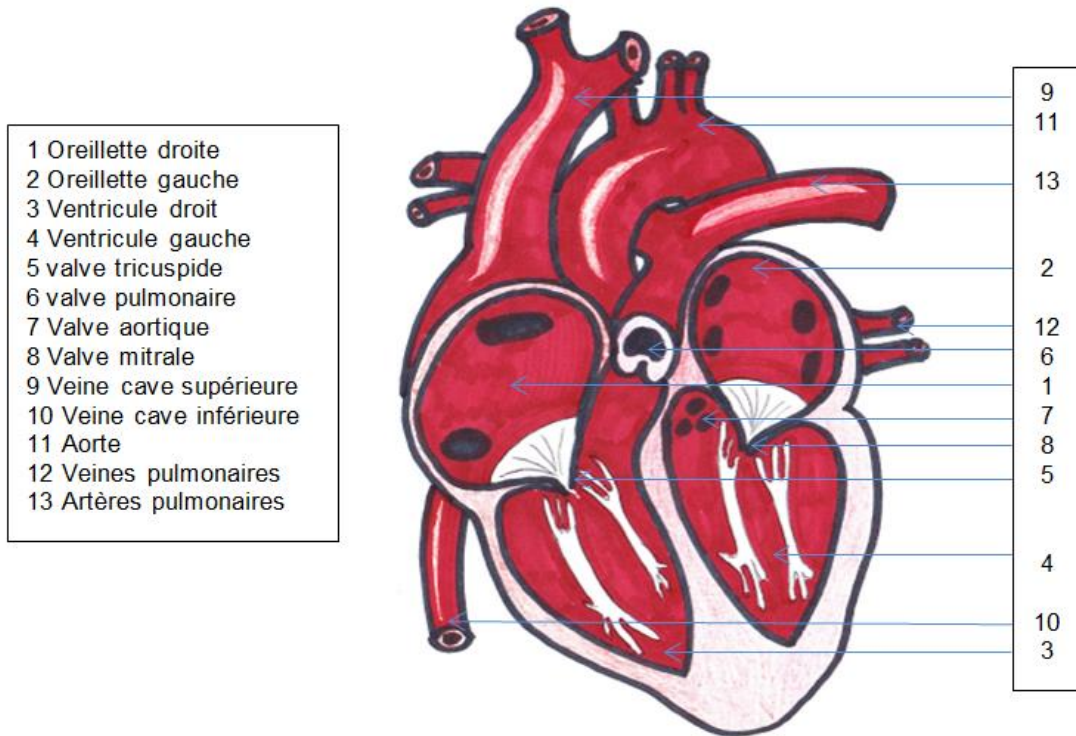


Figure 2 : Anatomie du cœur (Dessin adapté de Malmivuo & Plonsey, 1995)

1.2 Physiologie

1.2.1 Vascularisation

Le sang riche en gaz carbonique de l'organisme arrive dans l'oreillette droite par les deux veines caves. La veine cave supérieure ramène le sang riche en CO₂ issu de la partie supérieure du cœur, tandis que la veine cave inférieure ramène le sang riche en CO₂ issu de la partie du corps située sous le diaphragme. Ensuite, le sang passe à travers la valve tricuspide pour rejoindre le ventricule gauche qui l'éjectera dans l'artère pulmonaire. Le sang arrivera dans les poumons où il sera ré-oxygéné (c'est la « petite circulation ») et ré-expulsé dans les quatre veines pulmonaires qui le conduiront dans l'oreillette gauche. Là, il traverse la valve mitrale et se retrouve dans le ventricule gauche.

Il ira rejoindre la « grande circulation » en passant par l'aorte afin d'être redistribué dans tout le corps.

Le cœur est lui-même vascularisé par les artères coronaires (Wendling et al., 2010).

1.2.2 Système de conduction et électrocardiogramme

Le cœur tient son rôle de pompe grâce à la succession de phases de contraction et de relâchement de sa couche moyenne, le myocarde. On parle de systole lors de la contraction de la paroi cardiaque et on parle de diastole lors du relâchement de cette paroi.

Un battement cardiaque comprend trois étapes (Wendling et al., 2010) :

- 1) Les oreillettes se contractent tandis que les ventricules se relâchent
- 2) Les ventricules se contractent tandis que les oreillettes se relâchent
- 3) La phase de repos du cœur où les quatre cavités sont relâchées.

Ce mécanisme est produit par le tissu nodal (Figure 3), un ensemble de cellules qui excitent le cœur. Il est composé de quatre éléments (Wendling et al., 2010) :

- Le nœud sinusal, situé dans la paroi de l'oreillette droite, initialise l'influx nerveux qui contracte les oreillettes.
- La contraction se transmet au nœud atrio-ventriculaire, situé dans la cloison interauriculaire,
- puis continue jusqu'au faisceau de His.
- La contraction est ensuite disséminée par les fibres de Purkinje ce qui contracte les ventricules.

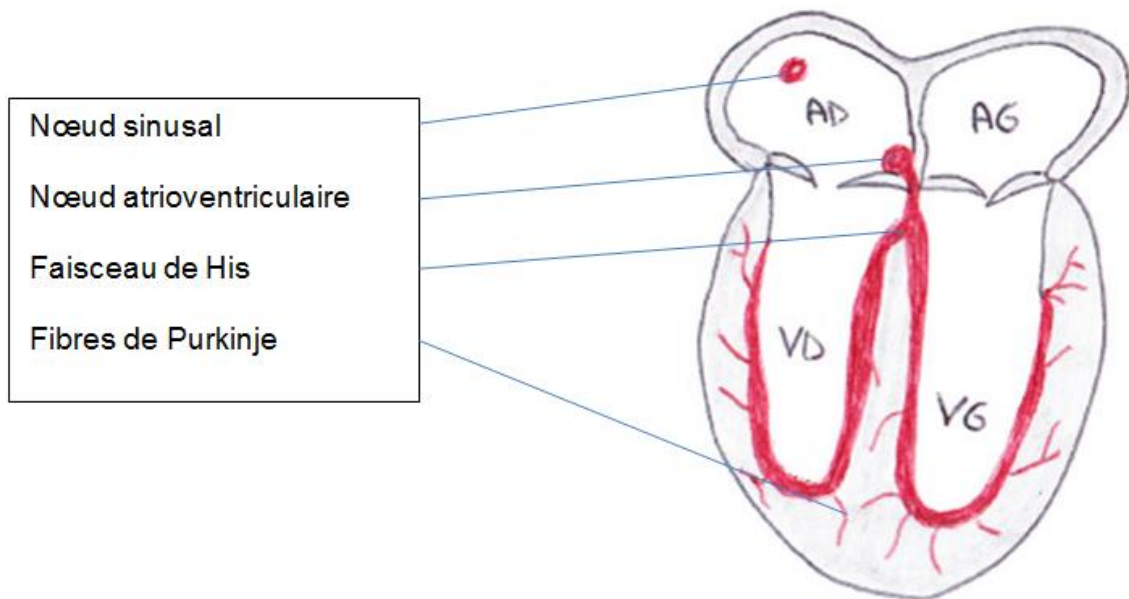


Figure 3 : Schéma du tissu nodal

Le mécanisme électrique peut être enregistré sur un électrocardiogramme (ECG). L'ECG est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur. Une courbe physiologique ressemble schématiquement à ceci (Figure 4)

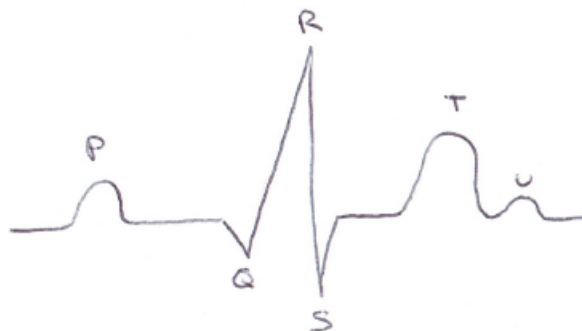


Figure 4 : Schéma onde de l'ECG

(Figure 5) L'onde P correspond à la dépolarisation auriculaire

L'onde Q correspond à la dépolarisation du septum inter-ventriculaire

L'onde R correspond à l'activation électrique des ventricules

L'onde S correspond à la dépolarisation des ventricules

Le complexe QRS est donc l'ensemble des déflexions électriques qui traduisent la dépolarisation ventriculaire.

L'onde T correspond à la repolarisation ventriculaire.

La signification de l'onde U n'est pas connue.

(Haberl, 2009)

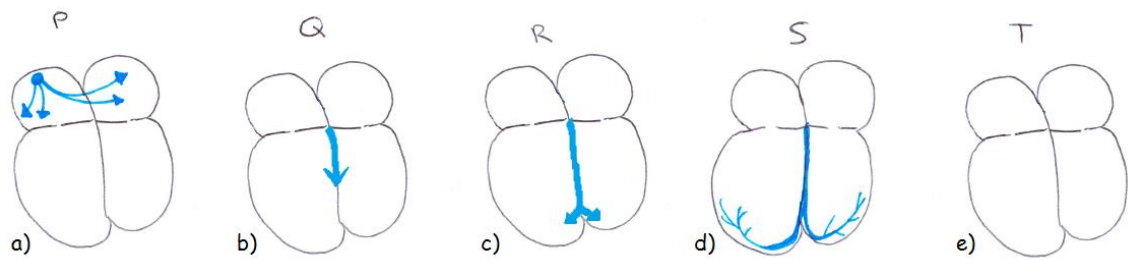


Figure 5 : Etapes de la conduction cardiaque du cœur. a) dépolarisation auriculaire. b) dépolarisation du septum inter-ventriculaire. c) activation électrique des ventricules. d) dépolarisation des ventricules. e) repolarisation ventriculaire.

1.2.3 Les fonctions cardiaques

Le myocarde – ou muscle cardiaque, se contracte et permet au sang d'être expulsé dans les vaisseaux (artères et veines).

De cette manière, il permet la distribution des métabolites et de l'oxygène. Il collecte les déchets et le gaz carbonique. Il s'occupe de la thermorégulation. Enfin, il achemine et répartit les hormones (Dudley, S.d.).

1.2.4 La fraction d'éjection

Selon Laurent (2008) :

La fraction d'éjection (FE) définit le rapport entre le volume de sang contenu dans le ventricule avant et après sa contraction. Par exemple, si un patient a une fraction d'éjection à 60%, cela signifie que 60% du sang contenu dans son cœur sera éjecté lors de la contraction.

Sans précision supplémentaire, FE désigne généralement la fraction d'éjection du ventricule gauche.

Pour un être humain sans pathologie cardiaque connue, la capacité volumique entre le ventricule gauche et le ventricule droit est sensiblement identique, bien que ces deux cavités ne se ressemblent pas morphologiquement.

Le volume télédiastolique représente la quantité maximale de sang à l'intérieur de la cavité ventriculaire en fin de diastole. Généralement, ce volume est de 120 ml.

Le volume télésystolique quant à lui, représente le parfait opposé, c'est-à-dire le volume juste après l'éjection ventriculaire. Ce volume avoisine les 50 ml.

La différence entre le volume télédiastolique et le volume télésystolique est appelée « volume d'éjection systolique ». Il est approximativement de 70 ml (Nitenberg, 2011).

La fraction d'éjection peut être calculée par la formule (Équation 1) :

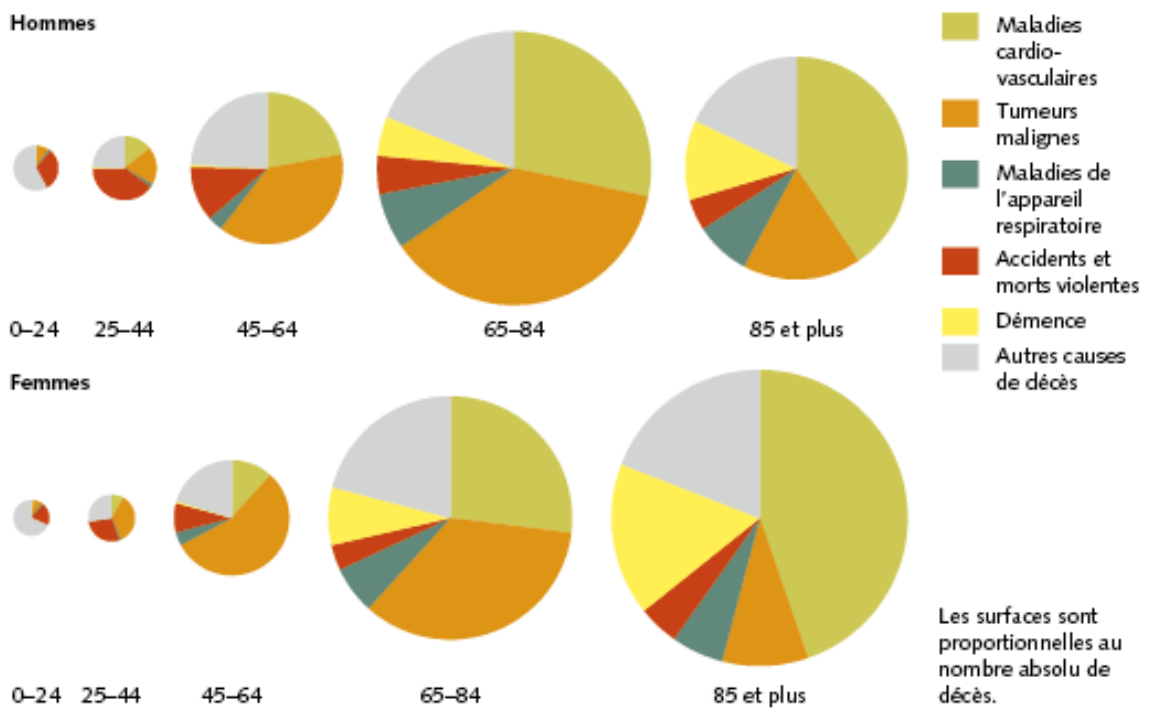
$$\text{fraction d'éjection} = \frac{(\text{volume télédiastolique} - \text{volume télésystolique})}{\text{volume télédiastolique}}$$

Équation 1: Fraction d'éjection

II. Les Grandes Pathologies Cardiaques

Les maladies cardio-vasculaires représentent une des principales causes de décès en Suisse, particulièrement chez les personnes dès 85 ans (Figure 6). Les pathologies cardiaques sont nombreuses et touchent différentes parties du cœur.

Principales causes de décès selon le groupe d'âge, en 2014



Source: OFS – Statistique des causes de décès

© OFS, Neuchâtel 2016

Figure 6 : Statistique des causes de décès en Suisse (tiré de: Office fédérale de la santé publique, 2016)

2.1 Valvulopathies

Une valvulopathie est un dysfonctionnement des valves cardiaques dû à un rétrécissement (la valve s'ouvre mal = sténose) ou à une insuffisance (la valve se ferme mal = régurgitation). Les valves mitrale et aortique sont les plus touchées (University of Ottawa Heart Institute, 2013 (1)).

Etiologie (Nkoulou, 2015) :

- Inflammation (endocardite) ou calcification (âge)
- Anomalie congénitale (bicuspidie aortique, prolapsus mitral, sténose pulmonaire)
- Remodelage ventriculaire (dilatation, ischémie)
- Tumeur (carcinoïde)
- Coronaropathie
- Crise cardiaque antérieure

Symptômes :

Souffle court, sentiment de faiblesse, étourdissement, enflure des membres inférieurs, peut être asymptomatique parfois (University of Ottawa Heart Institute, 2013(1)).

Sténose valvulaire

En cas de sténose, le cœur doit fournir un effort plus important pour maintenir un débit normal de sang dans l'organisme (University of Ottawa Heart Institute, 2013(1)).

Insuffisance valvulaire

Une insuffisance oblige le cœur à fournir plus d'efforts ou à fournir un effort plus important pour repousser le reflux sanguin (University of Ottawa Heart Institute, 2013(1)).

2.2 Coronaropathies

Les artères coronaires nourrissent le cœur. On peut en distinguer trois principales : l'artère coronaire Interventriculaire Antérieure ou IVA, l'artère coronaire Circonflexe ou Cx et l'artère coronaire Droite ou CD. Chacune alimente un territoire du myocarde spécifiquement. Par exemple, la Cx perfuse les trois-quarts de la paroi latérale du ventricule gauche. Les coronaropathies sont dues à une obstruction de la lumière d'une de ces artères. L'obstruction

est généralement causée par une plaque d'athérome pouvant venir de plusieurs origines. Le plus souvent, il s'agit d'accumulation de cholestérol à l'intérieur de la paroi de l'artère. C'est une maladie de la paroi et non pas de la lumière (University of Ottawa Heart Institute, 2013(2)).

Le résultat d'une obstruction peut mener à une ischémie ou à la nécrose de la zone non irriguée du myocarde.

Cela commence d'abord par une hypo-perfusion de la zone irriguée par l'artère, puis par une dysfonction diastolique. On verra ensuite des altérations au niveau de l'ECG, des angines de poitrine et, sans traitement, le patient risque la nécrose de son myocarde.

Lorsque l'occlusion de la lumière est complète, on parle de STEMI. (Nkoulou, 2015)

Facteurs de risques :

- hypertension artérielle
- tabac
- cholestérol élevé
- drogues
- alcool

Symptômes :

Asymptomatique longtemps, puis douleurs qui peuvent irradier dans le membre supérieur gauche, nausées, perte de conscience (University of Ottawa Heart Institute, 2013(2)).

2.2.1 Infarctus du myocarde

L'infarctus du myocarde est la nécrose d'une partie du cœur suite à un défaut de vascularisation. Dans 95% des cas, elle est due à un accident thrombotique aigu sur plaque d'athérome rompue. Quand les coronaires se bouchent, elles ne peuvent plus nourrir toutes les zones du cœur en oxygène et cela provoque une douleur pour la personne et la mort des cellules désoxygénées (Papazyan, 2013).

Symptômes :

- Douleur retro-sternale (Figure 7)
- Dyspnée, anxiété, sensation de mort imminente
- 20% des infarctus sont silencieux

Complications principales de l'infarctus :

- Troubles du rythme cardiaque
- Insuffisance cardiaque (2/3)
- Choc cardiogénique
- Hypoxémie
- 60% de mortalité pré-hospitalière

(University of Ottawa Heart Institute, 2013(2)).

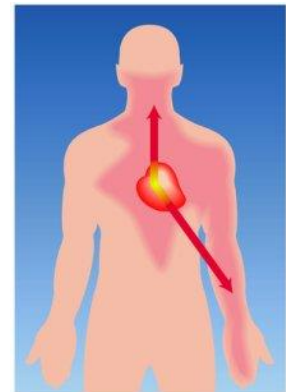


Figure 7 : Zones de douleurs lors d'infarctus du myocarde (tirée de: Bouvier, 2016)

2.2.2 Ischémie

Une ischémie représente une diminution significative de l'apport de sang riche en oxygène aux tissus (organes) en aval d'une obstruction d'un vaisseau artériel.

Lorsqu'un organe n'est plus irrigué convenablement et qu'il ne s'enrichit plus d'oxygène, il rentre dans un processus de souffrance cellulaire. Le métabolisme de cet organe rentre alors en anaérobiose (milieu sans présence d'O₂), réversible. Cette réversibilité n'est pas toujours définitive et peut devenir le déclencheur d'un processus de nécrose (mort cellulaire).

Les ischémies ont deux causes principales (Camelot, 2001) :

- Les thrombus représentent 60%.
- Les embolies représentent 40%.

2.3 Insuffisance cardiaque (IC)

« L'insuffisance cardiaque (IC) est un syndrome clinique complexe qui peut être défini comme une anomalie de la structure ou de la fonction cardiaque conduisant à une défaillance du cœur à livrer l'oxygène à un débit en rapport avec les exigences du métabolisme des tissus, malgré des pressions de

remplissage normales ou seulement au détriment d'une augmentation des pressions de remplissage».

(Keta, 2013)

Elle se manifeste presque toujours à la suite d'une maladie cardio-vasculaire telle qu'un infarctus, une hypertension artérielle, une valvulopathie ou une myocardite. Il y a deux types d'éléments déclencheurs :

- Dysfonction systolique : Fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG) diminuée <55%. Pour un individu normal, elle est >60%.
- Dysfonction diastolique : FEVG conservée – défaut de relaxation.

Lorsqu'un patient souffre d'insuffisance cardiaque, son corps va réagir afin de compenser cette faille. Au niveau du cœur, la fréquence cardiaque va augmenter et le ventricule gauche va se dilater pour maintenir un volume d'éjection systolique suffisant. Le muscle cardiaque va s'hypertrophier afin d'apaiser la tension pariétale.

Symptômes :

- Peut être asymptomatique dans les premiers stades de la maladie
- Difficulté à respirer
- Membres inférieurs enflés
- Manque d'énergie, fatigue
- Toux (surtout la nuit)
- Fréquence cardiaque augmentée.

(Fondation suisse de cardiologie, 2009)

2.4 Pathologies observables en IRM

Selon l'Institut de Radiologie de Sion (S.d.), l'IRM cardiaque permet d'analyser la composition des tissus (muscle, graisse, réaction inflammatoire, tissu cicatriciel dans le cas d'infarctus,...).

Les séquences utilisées cliniquement permettent de mettre en évidence des pathologies, par exemple (Nkoulou, 2015) :

- La séquence T1, en perfusion, permet, grâce à l'injection de produit de contraste, de visualiser les troubles de la perfusion : les ischémies et les nécroses.
- La séquence T2 nous permet d'étudier les myocardites ainsi que les sarcoïdoses.
- La séquence « Ciné » est la plus adaptée pour analyser les troubles de contractilité.
- La séquence Flux met en évidence la régurgitation valvulaire grâce à une modification de la vitesse d'encodage, ainsi que certaines pathologies des vaisseaux.

Nous reviendrons sur les spécificités de chaque séquence dans le chapitre «Technique IRM ».

Notre travail de recherche se focalise sur le développement d'une nouvelle séquence afin de permettre l'étude des anomalies cardiaques de manière plus optimale.

2.4.1 Quelques indications spécifiques menant à une IRM cardiaque (Didier Locca et al., 2009) :

- Recherche d'infarctus silencieux chez les patients diabétiques
- Etude des répercussions cardiaques de l'hypertension artérielle
- Recherche des causes de l'hypertension (sténose, tumeur...)
- Évaluation de la fonction cardiaque en cas d'échographie limitée
- Étude étendue du ventricule droit (morphologie, anatomie et fonctions) en cas de pathologie pulmonaire chronique
- Atteinte cardiaque liée à une maladie inflammatoire (amyloïdose, sarcoïdose, hémochromatose,...)
- Étude de la viabilité et de la perfusion du myocarde
- Évaluation d'une ischémie grâce à l'IRM de stress.

III. Techniques en imagerie cardiaque

3.1 Différentes techniques d'imageries cardiaques

Il existe plusieurs modalités d'imagerie afin d'explorer le cœur dans le but de déceler une éventuelle pathologie. Chacune a ses avantages et ses limites. (Tableau 1)

3.1.1 L'échocardiographie en 3D (Figure 8)

L'échographie est un examen accessible, non-irradiant et facile de réalisation. Elle permet d'obtenir des images morphologiques et fonctionnelles comme :

- l'évaluation du volume du ventricule gauche (VG) et droit (VD)
- la fraction d'éjection du VG
- l'évaluation des fonctions systoliques globales et cinétiques du VG.

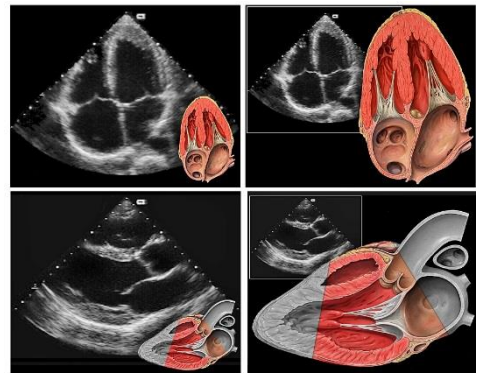


Figure 8 : Échocardiographie 3D (tirée de : Lynch, 2006)

Cependant la résolution spatiale n'est pas optimale. Cette méthode ne permet pas d'étude approfondie. L'examen est opérateur

dépendant et la qualité des images dépend de l'échogénicité du patient (*Evaluation morphologique, S.d.*).

3.1.2 CT cardiaque (Figure 9)

Grâce au contraste important entre le sang et les tissus, le scanner permet de visualiser de manière tridimensionnelle la morphologie des cavités cardiaques ainsi que les artères coronaires. Il s'agit d'une technique dont l'accessibilité est importante en Suisse. Toutefois, ce type d'examen implique l'injection de produit de contraste, nécessitant un

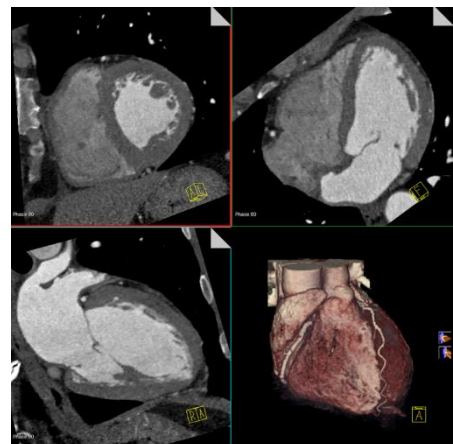


Figure 9 : CT cardiaque (tirée de Clinical Correlations, 2008)

contrôle de la fonction rénale et avec un risque important de réaction allergique. De plus, cela reste un examen très irradiant (1mSv, selon Nkoulou (2015)) et qui peut être faussé par la présence de calcifications (*Evaluation morphologique*, S.d.)

3.1.3 PET cardiaque (Figure 10)

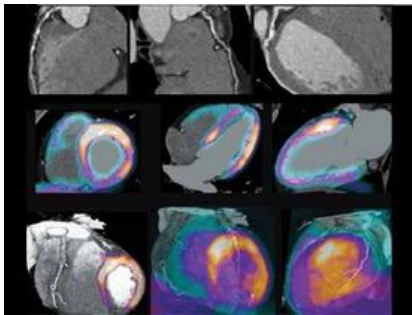


Figure 10 : Pet Cardiaque (tirée de : Siemens, 2012)

Le PET cardiaque permet d'acquérir des images dites quantitatives qui donnent des informations quant à la réserve coronaire, la perfusion cardiaque (PET NH₃ ou Ammonium) ou encore le métabolisme (PET FDG). Cet examen nécessite des isotopes radioactifs qui doivent être créés à l'aide d'un cyclotron dont le coût est important en plus du coût du PET. De plus, cela délivre une irradiation non négligeable au patient (PET NH₃ 1-2mSv et PET FDG (viabilité) 3-6mSv, selon Nkoulou (2015)). (*Evaluation morphologique*, S.d.). Cette méthode peut être combinée à d'autres pour permettre une meilleure étude morphologique (par exemple, PET-IRM ou PET-CT).

3.1.4 SPECT (Figure 11)

La scintigraphie cardiaque permet l'étude de la perfusion du myocarde (si on utilise le Thallium). Elle permet aussi d'étudier la cinétique des ventricules, de calculer les volumes de ceux-ci ainsi que leurs fonctions. À l'aide du « gating », il est, en outre, possible de créer une représentation 4D du cœur. Malgré ces possibilités, le SPECT comme le PET-CT offrent

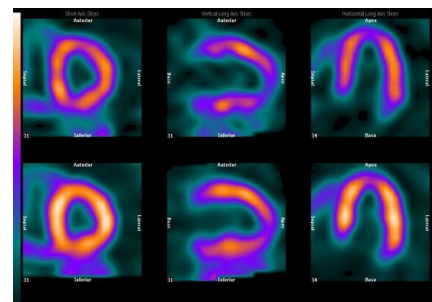


Figure 11 : SPECT (tirée de : Diagnostic and Interventional Cardiology, S.d.)

une résolution spatiale très faible (*Evaluation morphologique*, S.d.). De plus, l'utilisation de radio-isotopes implique une irradiation relative pour le patient : selon Nkoulou (2015), entre 1,4 mSv (pour l'examen de stress seul) et 5,6 mSv (pour le double examen stress + repos) en cardiologie moléculaire aux HUG et jusqu'à 8 mSv d'irradiation dans d'autres centres radiologiques.

3.1.5 IRM cardiaque (Figure 12)

Cet examen a l'avantage d'être non invasif et non irradiant tout en fournissant

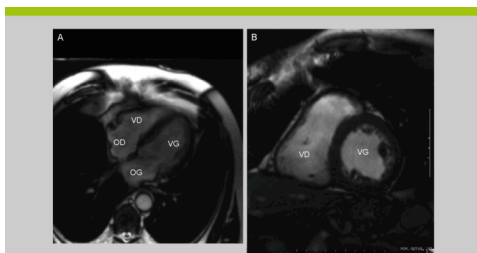


Figure 12 : IRM cardiaque (tirée de: Groupe Médecine & Hygiène, S.d.)

une excellente résolution spatiale et temporelle. L'IRM permet d'acquérir des images morphologiques et fonctionnelles. Il est possible d'obtenir un très bon contraste sans injection de produit. Malheureusement, le temps d'acquisition reste relativement

long avec un bruit ambiant élevé, sans compter les contre-indications standard (cf Annexe 1) (*Evaluation morphologique*, S.d.). L'IRM cardiaque est au centre de ce travail, c'est pourquoi nous allons détailler son principe dans la section suivante.

3.1.6 Tableau récapitulatif

	Résolution spatiale	Résolution temporelle	Résolution densité	Sensibilité	Irradiation
Echo 3D	Élevée, mais limitée en profondeur	++ Rapide et accessible/opérateur dépendant	Bonne	Moyenne	Aucune irradiation
CT-Cardiaque	Très élevée	Très rapide	Contraste naturel moyen	Moyenne	(Très) Irradiant
PET-Cardiaque	Très basse	Très lente	Moyenne	Excellente	(Très) Irradiant
SPECT	Très basse	Très lente	Moyenne	Excellente	(Très) Irradiant
IRM	Très élevée	Très lente	Excellent contraste naturel	Bonne	Aucune irradiation

Tableau 1 : Comparaison des différentes modalités en imagerie cardiaque

3.2 Technique IRM cardiaque

3.2.1 Mise en place des coupes (Figure 13)

En premier lieu, on réalise un repérage du massif cardiaque afin de dégrossir la morphologie du cœur du patient. Les trois axes traditionnels (sagittal, axial et coronal) ne sont pas utilisés directement comme plans de référence et ce, en raison de l'obliquité du cœur. Il est primordial d'adapter les orientations des coupes d'acquisition afin d'obtenir des images diagnostiques. On utilise cependant le plan axial traditionnel afin de placer les différents axes utilisés dans un examen cardiaque.

Dans l'exploration cardiaque, on utilise en général trois orientations de coupes spécifiques afin de visualiser au mieux le cœur. Les blocs de coupes sont mis en place en fonction des uns par rapport aux autres. On commence toujours par une coupe en axial au niveau du massif cardiaque afin de repérer l'orientation du septum interventriculaire. Une fois cette coupe réalisée, il est possible de placer le plan **long axe du ventricule gauche (VG)** qui est aussi nommé « **axe 2 cavités** » (**2C**) (Figure 13a). Ce plan long axe est sagittal oblique ; il faut donc placer les coupes parallèles au septum interventriculaire en passant par l'oreillette gauche, en traversant la valve mitrale par le milieu et les positionner sur le point le plus distal du ventricule (Dacher, 2004).

Une fois obtenu ce grand axe 2 cavités, on l'utilise pour positionner **le grand axe 4 cavités (4C)**. Sur la coupe sagittale, on placera une bissectrice qui relie la paroi postérieure de l'oreillette gauche (OG) jusqu'à l'apex (Figure 13b).

Ces coupes nous donneront le plan axial 4 cavités. Ce plan nous permet de visualiser les deux oreillettes, ainsi que les deux ventricules. On utilisera ce plan et le 2 cavités pour poser les coupes afin d'obtenir **le petit axe (PA)**(Figure 13d). Pour obtenir le petit axe, il est recommandé d'utiliser les deux derniers plans obtenus afin de réaliser des images de bonne qualité. Il faut donc placer les coupes perpendiculairement à la bissectrice OG-Apex mise en place sur la coupe long axe (utilisée pour obtenir l'axe 4 cavités) et vérifier que ces coupes sont bien perpendiculaires au septum interventriculaire sur l'axe 4 cavités (Figure 13c) (Dacher, 2004).

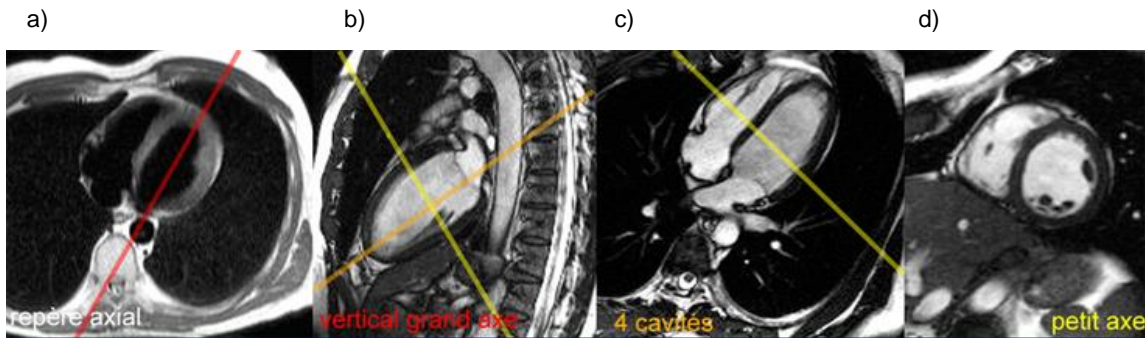


Figure 13 : Le grand axe 4 cavités (tirée de: Recueil d'IRM cardiaque, 2009). a) repère axial. b) vertical grand axe. c) 4 cavités. d) petit axe.

On remarque donc un ordre dans le positionnement des coupes étant donné l'utilité de chacune d'entre elles. C'est pourquoi on commence généralement l'examen avec un repère axial du massif cardiaque, suivi du grand axe 2 cavités, puis du plan axial 4 cavités et finalement le PA.

3.2.2 Solutions d'acquisition en IRM cardiaque

Lors de l'étude du cœur en IRM, il faut bien garder en tête qu'il s'agit d'une structure mobile à cause des battements cardiaques, des mouvements respiratoires et du flux sanguin. L'IRM étant très sensible aux mouvements, toute cette mobilité produit des artéfacts.

Afin de limiter ces mouvements tout en restant le plus rapide possible, voici les solutions existantes :

- L'utilisation de séquences d'acquisitions rapides
- La mise en place d'une synchronisation avec l'ECG
- Les exercices d'apnée (qui sont dépendants de la capacité du patient et qui peuvent changer les paramètres mesurés (flux) (s'il le fait en expirium ou en inspirium)
- La synchronisation respiratoire.

En plus de l'utilisation des séquences rapides en IRM telles que le spin écho rapide ou encore l'écho de gradient rapide, d'autres techniques ont été trouvées. Par exemple : l'utilisation de ces séquences en « single shot », l'utilisation des antennes multi-éléments afin de travailler en imagerie parallèle,

ou encore l'optimisation du remplissage de l'espace K afin d'accélérer l'acquisition des images. (Hoa, 2007)

3.2.3 Synchronisation

En IRM, la synchronisation se base sur les mouvements cardiaques mesurés par l'ECG. Cependant, il faut tenir compte du contexte dans lequel nous nous trouvons. En effet, la présence d'un champ magnétique peut modifier le tracé de l'ECG : (Dacher, 2004)

- (Figure 14) le mouvement du sang (qui est un conducteur électrique) va générer un courant électrique au sein du champ magnétique. Ce courant, mesuré par l'ECG, est traduit par une petite augmentation de l'onde T.
- (Figure 15) les impulsions radiofréquences ainsi que les différents gradients utilisés vont dégrader le signal de l'ECG.

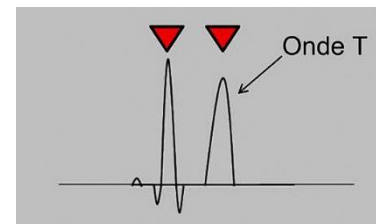


Figure 14 : Augmentation Onde T
(tiré de: Gathide, 2010)

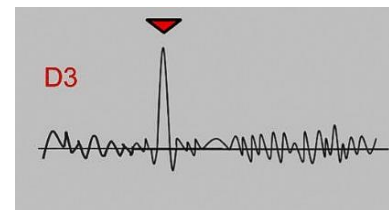


Figure 15 : Signal ECG dégradé
(tiré de: Gathide, 2010)

Il faut donc être attentif à ces dégradations lors de la mise en place de l'ECG ainsi que lors de son utilisation et garder en mémoire que le signal de l'ECG obtenu dans une salle d'IRM ne peut être utilisé à des fins diagnostiques en raison des artéfacts créés.

Pour un examen cardiaque, la priorité est d'obtenir un signal ECG où l'onde R est bien mise en évidence à chaque cycle cardiaque. Une fois que l'onde R est détectée par la machine de manière optimale, la synchronisation peut correctement commencer.

La synchronisation se fait de deux manières

- la 1^{re} consiste à repérer l'onde R, qui déclenchera l'acquisition, ce qui délivrera des images prises au même moment à chaque cycle cardiaque. Cependant, la séquence ne prendra que 90 % du cycle. On nomme cette technique le « gating » prospectif (Figure 16).

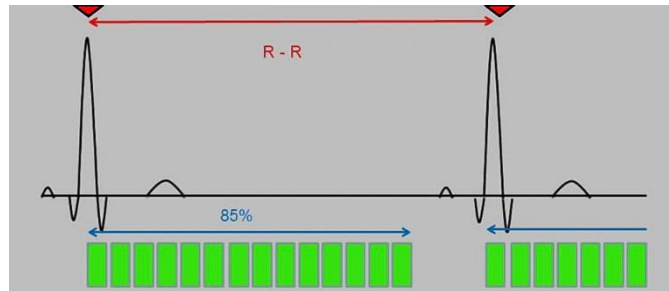


Figure 16 : Gating prospectif (tiré de: Gathide, 2010)

- Le « gating » rétrospectif, quant à lui, est utilisé d'une autre manière ; l'acquisition se fait en continu sur plusieurs cycles cardiaques coordonnés avec l'ECG. Une fois les mesures faites, les données sont réordonnées pour produire l'image finale. L'avantage de ce type de « gating » est l'acquisition de la totalité du cycle cardiaque. Malheureusement, cela implique un très gros volume de données à traiter et reste dépendant de la régularité des cycles cardiaques. (Hoa, 2007) (Figure 17)

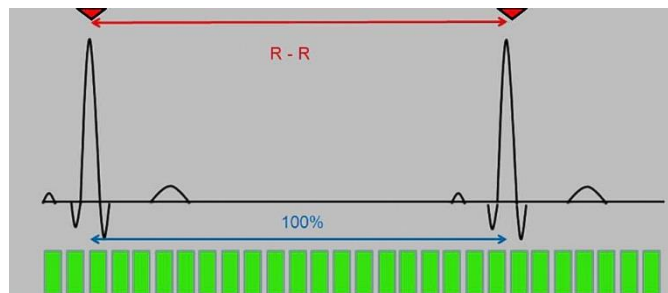


Figure 17 : Gating rétrospectif (tiré de: Gathide, 2010)

3.2.4 Séquences

Une fois que la synchronisation est mise en place et que le patient est installé confortablement, il est temps de programmer les différentes séquences décrites ci-dessous.

Le spin-écho

Elle est utilisée pour visualiser les différentes structures anatomiques. Elle permet de délimiter au mieux les cavités cardiaques ainsi que les différentes lumières vasculaires (Figure 18). En effet, grâce au contraste « darkblood », il est possible de bien différencier les structures. En général, on l'utilise à l'aide du gating prospectif en diastole. Il est aussi possible de travailler avec des spin-échos rapides qui permettent (dans la mesure du possible) de réaliser des apnées afin d'accélérer le temps d'acquisition. (Lalande, 2012 ; Hoa, 2007)

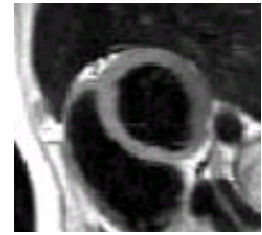


Figure 18 : Echo de Spin (tirée de: Gathide, 2010)

Les séquences cinématiques en écho de gradient

Elles donnent des images 2D dynamiques du cœur sur un certain nombre de coupes défini (Figure 19). Elles permettent d'étudier les mouvements et la fonction contractile du myocarde. Pour ce type de séquence, l'utilisation de l'écho de gradient à l'état d'équilibre permet d'être plus performant pour le Signal sur Bruit (S/B), d'être plus rapide et ainsi d'obtenir un contraste qui permettra d'étudier au mieux le cœur (le sang est en hyper signal). Grâce au gating rétrospectif, l'analyse dynamique du cœur est permise avec une plus grande résolution spatiale. De plus, la comparaison des images en télésystole et télédiastole vont permettre d'évaluer le volume ventriculaire et ainsi calculer la fraction d'éjection. (Lalande, 2012)

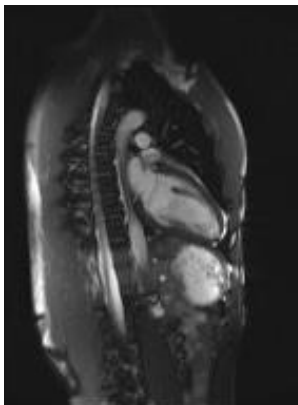


Figure 19 : IRM Ciné (tirée de: Gathide, 2010)

La perfusion avec produit de contraste

Elle permet de visualiser la perfusion du myocarde (« wash in ») en injectant du Gadolinium en bolus et permet de démarrer directement l'acquisition afin d'observer le 1^{er} passage du produit (Figure 20). L'arrivée du produit va modifier le temps de relaxation du T1 ce qui permettra de visualiser et de

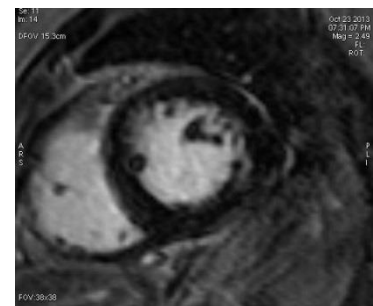


Figure 20 : Séquence perfusion (tirée de: Gathide, 2010)

différencier les zones perfusées des zones non perfusées. Elle permet alors d'étudier la viabilité tissulaire du cœur. (Lalande, 2012 ; Hoa, 2007)

Le rehaussement tardif



Figure 21 : Rehaussement tardif (tirée de: Gathide, 2010)

Il s'effectue généralement 10 minutes après l'injection. Cette séquence permet de visualiser les anomalies d'élimination du produit de contraste (PC) (Figure 21). On peut observer un excès de Gadolinium dans les tissus pathologiques en comparaison avec les tissus sains. Un excès de PC peut traduire un œdème ischémique, une pathologie inflammatoire ou encore un remaniement fibreux (à la suite d'un infarctus ou une lésion tumorale).

(Lalande, 2012 ; Hoa, 2007)

IV. Séquence 4D en IRM

4.1 Définition 4D

4.1.1 Rappel 3D

À ce jour, dans le cadre de l'étude du cœur en IRM, certains chercheurs ont développé des séquences 4D cardiaque dédiées à la souris. Avant de voir comment adapter ce genre de séquence à l'Homme, nous allons faire un bref rappel des particularités d'une séquence 3D.

Une séquence 3D comporte quelques particularités qui la différencient d'une séquence 2D :

- Une séquence standard 2D en IRM consiste en l'excitation des spins par coupes sélectives. Cela permet d'obtenir les images. La séquence tridimensionnelle (3D) quant à elle, consiste à l'excitation d'un volume complet lors de chaque répétition.
- Le codage spatial standard en 2D compte deux codages de phase. La 3D implique l'ajout d'un codage de phase dans la 3^{ème} dimension.
- Au vu du volume à acquérir en séquence 3D, un nombre important de répétitions doit être effectué pour que l'espace K 3D soit correctement rempli. Après cela, la reconstruction sera possible grâce à la transformée de Fourier, ce qui est similaire à l'acquisition 2D.

Ces particularités impliquent des changements qui différencient une séquence 3D d'une séquence 2D :

- Tout d'abord, la séquence 3D doit comporter un TR très court (écho de gradient) afin de remplir l'espace K par répétitions le plus rapidement possible. La rapidité de remplissage est importante à cause du grand nombre d'informations dans cet espace.
- Ceci a donc un impact sur le temps d'acquisition. En effet, les nombreuses répétitions effectuées et le signal acquis sur l'entier du volume impliquent un meilleur rapport Signal/Bruit - contrairement à une

acquisition en 2D où l'épaisseur de coupe influence directement sur le rapport S/B.

- La séquence 3D permet d'obtenir un volume sans intervalle de coupe. Cela implique une meilleure résolution spatiale permettant d'effectuer des reconstructions dans les 3 plans selon la matrice d'acquisition.

4.1.2 De la 3D à la 4D

Pour avoir notre séquence 4D cardiaque proprement dite (c'est-à-dire un 3D ciné), il faut adapter la séquence 3D à la morphologie du myocarde et mettre en place un gating cardiaque et respiratoire :

- Le gating cardiaque consiste à la mise en place d'un suivi du cycle du cœur à l'aide d'un ECG afin de permettre l'acquisition d'images aux différents cycles. Une fois le volume obtenu à ces différentes périodes, un assemblage des séquences permet d'étudier la cinétique du cœur.
- En plus de ce gating cardiaque et en raison de la sensibilité extrême d'une séquence 3D aux mouvements, il a été mis en place un gating respiratoire. En temps normal, une série d'apnées est demandée au patient afin de limiter le déplacement du cœur. Mais étant donné les risques d'artéfacts dus à la respiration, un gating respiratoire est obligatoire (voir chapitre VI).
- La combinaison de ces deux types de gatings (appelée aussi double trigger) permet l'acquisition du volume tridimensionnel de manière optimale. Grâce au gating cardiaque, on obtient une séquence ciné de qualité, et à l'aide du gating respiratoire, on offre une qualité d'image la plus optimale possible et la plus exploitable.

C'est donc en adaptant une séquence 3D aux particularités morphologiques et physiologiques du cœur et en combinant deux techniques de gating qu'il serait possible d'étudier cet organe d'un tout autre point de vue. Cette séquence 3D a des avantages et des inconvénients.

4.2 Avantages et limites de la 4D

La séquence 4D possède un avantage non négligeable en IRM : il est possible de repositionner les coupes en post-acquisition et ce, sans perte de résolution. Grâce à sa résolution spatiale et sa résolution temporelle, cette séquence donne des images plus détaillées.

Elle a été utilisée à des fins de recherches sur des souris. D'après les articles de Herrmann et al. (2011) et de Calkoen et al. (2014), la progression de leurs études respectives a permis d'affirmer qu'il y avait une amélioration de la visualisation et de la quantification des pathologies de flux sanguin cardiovasculaire grâce à l'utilisation d'antennes spécifiques dédiées. Cela permet également de pronostiquer certaines pathologies comme l'insuffisance cardiaque, la dissection aortique, les thrombus ou encore les anévrismes.

Selon Zhong et al. (2011) et Coolen et al. (2011), le développement d'une séquence Cartographie 3D T1 permet de visualiser une altération de l'accumulation du produit de contraste entre un myocarde de souris pathologique (de type Infarctus) et un myocarde de souris non pathologique. Cette étude a, par ailleurs, utilisé une séquence 3D ciné DENSE qui permet d'obtenir une imagerie globale d'un myocarde de souris sur un appareil 7 Tesla. La complémentarité de ces deux séquences est donc importante.

Pour Bucholz et al. (2008), le développement d'une séquence 3D additionnée à un facteur temps (4D) permet de « résoudre » les limites quant à la résolution spatiale, la résolution temporelle et surtout, le temps de l'examen. Les séquences en haute résolution obtiennent aussi un meilleur rapport S/B. Cet article met l'accent sur l'amélioration de l'étude des structures et des fonctions cardiaques chez la souris.

Pourtant, la reproductibilité pour l'Homme, en 2008, reste encore incertaine. Les voxels utilisés dans les protocoles pour la souris ne correspondent pas à ceux des protocoles pour l'être humain (Bucholz et al., 2008). De plus, la séquence requiert un temps d'examen relativement long, ce qui la rend moins reproductible chez l'Homme.

Toutes les études de la séquence 4D ont été développées sur une IRM d'un champ magnétique de minimum 3 Tesla afin d'avoir une qualité d'image raisonnable.

La séquence 3D ciné DENSE, par exemple, a été effectuée sur une IRM 7 Tesla ce qui nécessite de l'adapter à une IRM 1,5 ou 3 Tesla pour la rendre accessible à l'Homme. (Zhong et al., 2011) (Coolen et al., 2011)

Et bien sûr, la nécessité d'avoir des antennes spécifiques et appropriées est obligatoire pour avoir un bon contraste, un bon rapport signal sur bruit (S/B) et une bonne résolution spatiale. (Calkoen, 2014)

V. Segmentation et mesures cardiaques

5.1 Segmentation

5.1.1 Introduction

« La segmentation est l'action de partager quelque chose, de le diviser, de le couper en segments » (Larousse, 2015). En imagerie, il peut être utile de segmenter les images acquises lors du post-traitement. Ces segmentations permettent de délimiter des structures anatomiques afin d'effectuer diverses mesures ou actions. Il en existe plusieurs méthodes.



Figure 22 : Segmentation (tirée de: Lenest, s.d.)

Dans l'exemple présenté ci-dessus (Figure 22), l'auteur a séparé une fraction d'information de l'image initiale afin d'individualiser ce segment. Cette manœuvre permet de mieux apprécier les détails de l'information seule, en excluant l'arrière-plan de l'image primaire. Cette segmentation s'est basée uniquement sur les contours anatomiques présents sur l'image. Cependant, selon Roduit (2015), il n'y a pas de méthode universelle quant à l'objet que l'on segmente ni sur la manière de le faire. Cette application est difficilement évaluable et les critères d'une bonne segmentation peuvent paraître subjectifs. D'après Nikhil et Sankar (1993), il y aurait plus d'une centaine de techniques pour segmenter une image.

Il est possible de répartir ces méthodes en deux catégories générales ; les méthodes manuelles et les méthodes automatiques. D'autres techniques

permettent de fusionner ces deux méthodes, les techniques hybrides (semi-automatique ou semi-manuelle) (Ramdana, 2006).

5.1.2 Segmentation manuelle

La segmentation manuelle permet à l'opérateur d'avoir une prise en charge complète de la segmentation de l'image. Il est responsable de tous les paramètres qu'il prédéfinit. Cette technique est donc complètement dépendante de son utilisateur. En radiologie, le médecin radiologue et les techniciens en radiologie médicale sont amenés à faire de la segmentation dans bien des domaines : en radiothérapie, lors de la balistique ; en radiologie conventionnelle, en présence de micro-calcifications sur des mammographies ; au CT, lors d'un examen cardiaque, nous pouvons segmenter les artères coronaires en post-traitement ; en IRM, afin de pouvoir calculer une fraction d'éjection ou faire une volumétrie ; pour ne citer que ceux-là.

Pour ces différents exemples, l'objectif consiste à délimiter une (ou plusieurs) région(s) d'intérêt(s), plus ou moins bien marquée(s), en traçant rigoureusement les pourtours de cette (ces) structure(s) sur chaque coupe. Selon les compétences et le savoir de l'utilisateur, cette technique peut s'avérer relativement pointilleuse et entraîne une variabilité de résultats.

Selon Ramdana (2006), certains domaines d'applications peuvent demander de longues heures de travail de segmentation. Cette activité pourrait en effet exiger entre 3 et 15 heures de segmentation, selon le nombre de pathologies et le nombre d'images à traiter.

Nous comprenons donc que cette technique est chronophage, ce qui engendre de la fatigue et affecte l'objectivité de l'opérateur ainsi que la reproductibilité de son travail.

5.1.3 Segmentation automatique

Face à ces inconvénients, il fallait trouver un moyen de gagner du temps et de permettre aux utilisateurs d'avoir des résultats exempts de variabilité. La segmentation dite « automatique » s'approche de cette situation. Malheureusement, il est prévisible que la robustesse de la technique ne soit

pas aussi pointilleuse que la technique manuelle. La fiabilité de la méthode automatique diminue proportionnellement à la qualité de l'image ainsi qu'en présence d'artéfacts ou de pathologies.

5.2 Segmentation en IRM cardiaque

Les méthodes manuelles demandent beaucoup de précision. En clinique, la quantité d'images acquises pendant les examens rend ce travail long et fastidieux. L'utilisation de méthodes de traitement d'images plus précises, plus fiables et plus rapides est donc justifiée. Un modèle mathématique est mis en place selon les connaissances anatomiques (forme, taille, position, orientation). Le modèle est ensuite paramétré pour qu'il s'adapte aux données. Plusieurs modèles sont ainsi recensés:

Les modèles déformables (Snake) qui permettent une extraction des caractéristiques visuelles de l'image telle que les contours ou éléments de frontières. Ces modèles sont robustes au bruit.

D'après El Berbari (2010), « Snake » est un terme introduit pour la première fois par D.Terzopoulos (1986, 1987). « Ces modèles paramétriques tiennent leur nom de leur aptitude à se déformer comme des serpents ». Concrètement, le principe d'utilisation est de placer une courbe proche du contour à détecter. Ensuite, il faut déformer cette courbe pour qu'elle corresponde à la frontière de l'objet.

Les modèles statistiques qui incluent :

- Les modèles de forme active (Active Shape Models) → Ils utilisent la forme de la partie à segmenter.
- Les modèles d'apparence (AppearanceModels) → Ils utilisent la forme et l'intensité de la partie à segmenter.

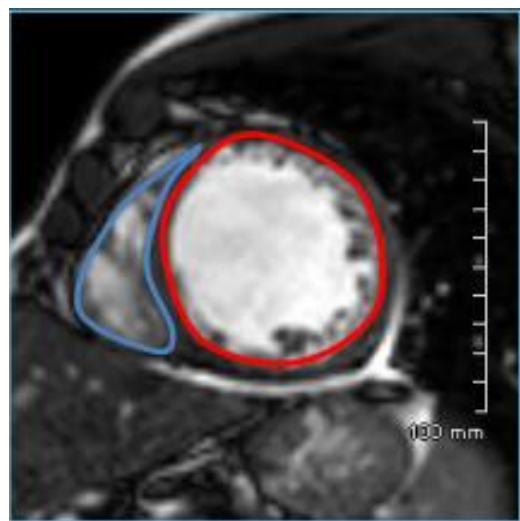


Figure 23 : Vue Petit Axe d'une segmentation avec inclusion des trabéculations et des muscles papillaires (tirée de : Omouni, 2008)

Lors de la segmentation d'un myocarde, nous allons nous retrouver face à de probables situations qui peuvent compromettre l'exactitude d'un éventuel résultat (fraction d'éjection ou volume cardiaque, par exemple).

Selon Omoumi et al. (2008), ces situations problématiques sont, entre autres, la manière de contourer la cavité cardiaque et la délimitation de la base du cœur. L'auteur estime que, d'après la littérature, il y aurait plusieurs attitudes possibles pour déterminer la coupe basale adéquate et le contourage : l'inclusion ou l'exclusion des trabéculations cardiaques et/ou des muscles papillaires en font partie (Figure 23).

Les paramètres les plus utilisés sont l'inclusion des trabéculations et des muscles papillaires et, d'après la littérature, il faudrait « prendre toutes les coupes jusqu'à ce que l'on visualise l'abouchement de l'auricule gauche » (Omouni, 2008) concernant le choix de la base (Figure 24). Cette dernière application n'est pas très précise, d'autant plus que l'auteur ajoute que c'est la principale cause de variabilité inter-opérateur.

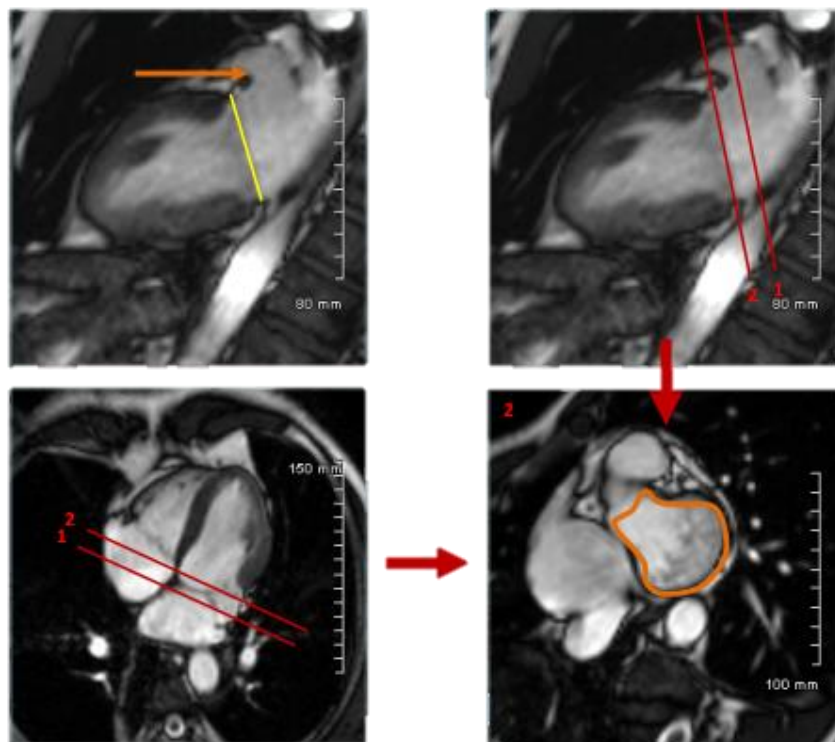


Figure 24 : Placement de la coupe basale cardiaque - la coupe (1) est à exclure, on commence par la (2).
(tirée de : Omouni, 2008)

Ces contraintes sont également soutenues par Hadhoud, et al. (2012). Dans son article, l'auteur explique que l'opérateur, lors de ses segmentations de l'endocarde, peut rencontrer des difficultés avec les muscles papillaires et les trabéculations cardiaques car ceux-ci ont la même intensité de signal que le myocarde. L'auteur ajoute aussi que le cœur possède des nuances de gris inhomogènes ce qui complique les distinctions des différents compartiments.

5.3 Mesures en IRM cardiaque

A partir du moment où le cœur est segmenté, on peut effectuer des mesures selon les surfaces ou les volumes. Celles-ci produisent des résultats utiles entre autres en clinique, comme la fonction du cœur (fraction d'éjection (Équation 1), volume et masse du ventricule gauche,...) (El Berbari, 2010). Il existe plusieurs méthodes pour pouvoir faire ces mesures.

5.3.1 Planimétrie 2D

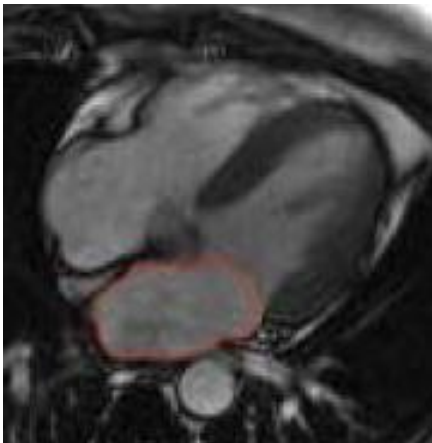


Figure 25 : Planimétrie de l'oreillette gauche (Tirée de: Caudron et al., 2008)

En IRM, la planimétrie (Figure 25) est une méthode utilisée afin de quantifier des surfaces sur une image en deux dimensions (Caudron, Belhiba, et al., 2008). Cette méthode est aussi utilisée au CT ou en échographie. La planimétrie pour l'imagerie cardiaque s'effectue sur une image 4 cavités et sa valeur sera exprimée en cm^2 .

5.3.2 Volumétrie 3D

La mise en pratique d'une volumétrie du ventricule droit et du ventricule gauche peut s'avérer utile dans la recherche de pathologies cardiaques, ou pour calculer la fraction d'éjection (Équation 1). L'acquisition « petit axe » est celle

qui est privilégiée pour l'étude du ventricule gauche et sa segmentation (Grosgeorge, 2014).

Selon Omoumi et al. (2010), le contourage du ventricule gauche se fait de manière manuelle, afin d'être le plus précis possible. En effet, même si les segmentations automatiques sont nettement plus rapides, elles demandent une correction manuelle de l'opérateur pratiquement à chaque utilisation.

Il existe deux méthodes pour segmenter les cavités cardiaques qui sont basées sur la règle de Simpson et la technique Biplan (ou surface-longueur) (Caudron, Belhiba, et al., 2008).

1) Méthode Simpson

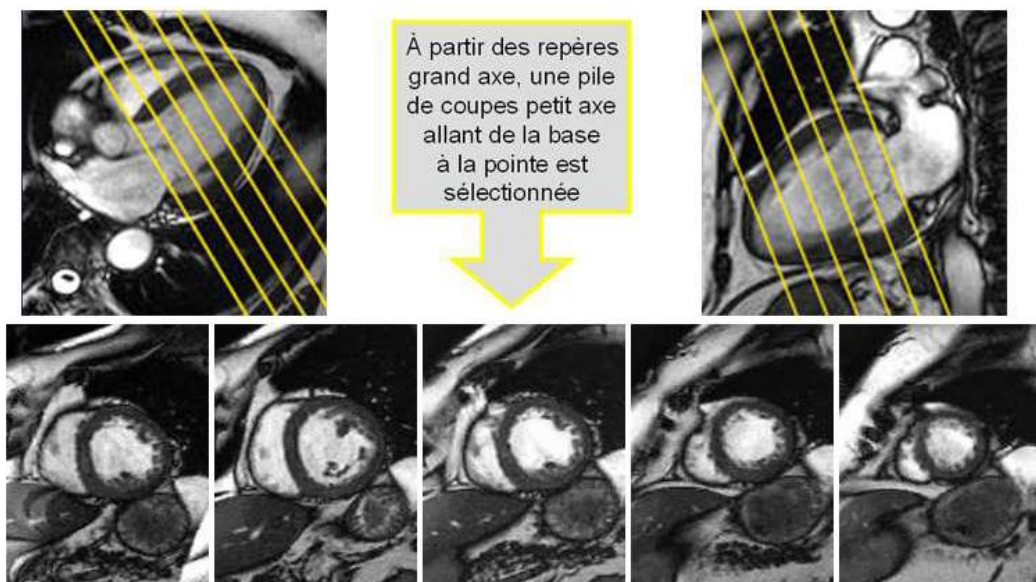


Figure 26 : Petit axe après reconstruction en grand axe sur une séquence dynamique (Tirée de : Grosgeorge, 2014)

La méthode de Simpson suppose que le volume de la cavité cardiaque peut être découpé en tranches d'épaisseur égale. De ce fait, il est calculé par intégration des volumes élémentaires (El Berbari, 2009). Le volume est calculé sur un certain nombre de coupes jointives (Figure 26 et Figure 27) comme le reflète cette formule :

$$\begin{aligned}
 & \text{Volume ventriculaire} \\
 &= \sum_{n=1}^{\infty} \text{surface (entre l'épicarde et l'endocardie)} \\
 & \quad * \text{épaisseur de coupe}
 \end{aligned}$$

Équation 2: Volume ventriculaire

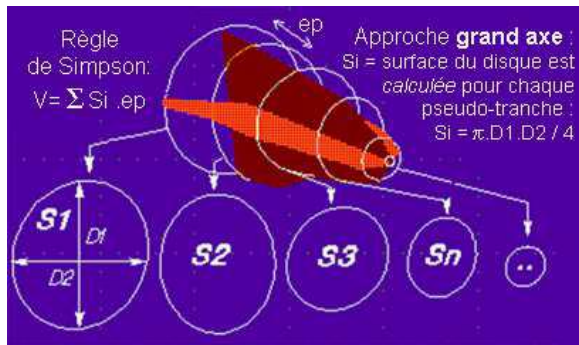


Figure 27 : Schéma représentant la méthode Simpson (tiré de: Grosgeorge, 2014)

Selon Caudron, Belhiba, et al. (2008), cette technique serait la plus fiable et la plus reproductible. Elle sera donc adéquate lors des examens qui requièrent une finesse importante. En revanche, cette option comporte un inconvénient d'envergure : le temps.

2) Méthode Biplan (surface-longueur) (Figure 28 et Figure 29)

Il s'agit de la méthode qu'il est conseillé d'utiliser en clinique grâce à sa rapidité d'exécution (Burkhard, 2004).

Grosgeorge (2014) dit que pour la méthode Biplan, en long axe : « le VG est modélisé par une ellipsoïde de révolution et son volume est calculé par la formule suivante :

$$V_{VG} = \frac{8.SA.SB}{3.\pi.L}$$

Vvg : volume du ventricule gauche

SA : surface de la cavité du VG sur la coupe « 4 cavités »

SB : surface de la cavité du VG sur la coupe « 2 cavités »

L : la longueur du long axe

Si un seul plan de coupe est acquis, alors SB est égale à SA. On aura dans cette situation une technique dite « monoplan ».

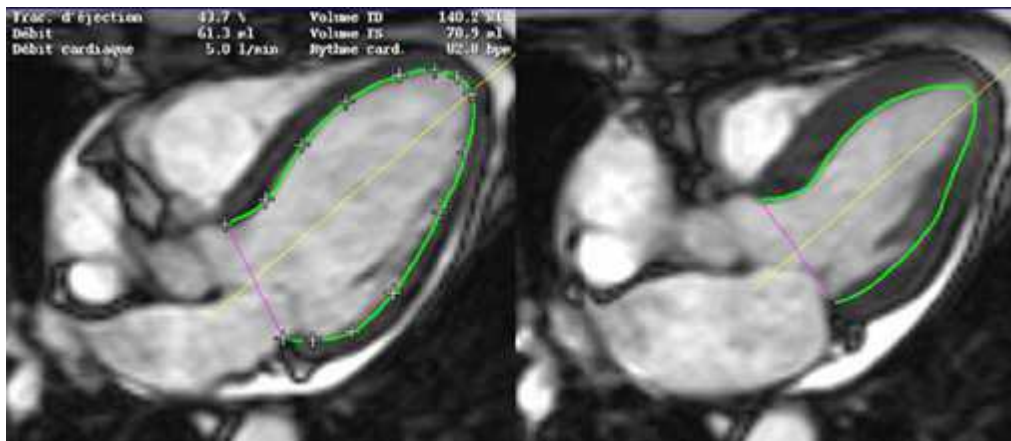


Figure 28 : Segmentation manuelle du VG en méthode Biplan sur une coupe 3 cavités (Tirée de Grosgeorge, 2014)

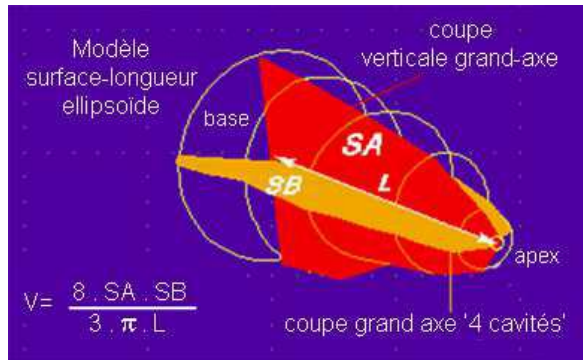


Figure 29 : Schéma représentant la méthode Biplan (surface –longueur) (tirée de : Grosgeorge)

5.4 Variabilité

5.4.1 Variabilité inter- et intra-opérateur

La variabilité fait partie intégrante de la recherche. En effet, plusieurs aspects de ce travail entraînent des variations de données.

Au niveau de l'acquisition tout d'abord, la préparation de la séquence engendre des différences. Le shim et/ou les coupes sont placés différemment selon l'opérateur. La Field of View (FOV) a des conséquences sur l'image acquise. Il faut aussi tenir compte des artéfacts dus à la séquence, comme les artéfacts métalliques ou l'aliasing.

Dès l'analyse, les ROIs effectués par l'opérateur peuvent différer et les segmentations sont faites de multiples ROIs. Les segmentations sont donc elles aussi dépendantes de l'utilisateur. La manière de segmenter des êtres humains n'est pas reproductible à 100%. Chaque segmentation aura un résultat différent. Cette différence s'appelle la variabilité.

- La variabilité inter-opérateur désigne la différence entre deux segmentations provenant de deux manipulateurs différents.
- La variabilité intra-opérateur est l'écart entre deux segmentations faites par le même utilisateur.

(Ambrosetti, Filograna & Montezuma, 2013)

Finalement, il reste un aspect variable, c'est l'humain. En effet, la physiologie cardiaque entraîne des artéfacts de mouvements tandis que la morphologie du

patient, elle, peut entraîner un mauvais signal et donc une image de mauvaise qualité.

5.4.2 Outils de mesure

Après avoir récolté toutes les données de segmentation, il faut les analyser. Pour cela, nous avons choisi de les confronter entre-elles pour en obtenir la variabilité de deux types : soit intra-opérateur et inter-opérateur.

Plusieurs méthodes existent pour l'analyse de la reproductibilité de données. Pour la comparaison, nous avons utilisé Excel, un logiciel accessible qui possède un large champ d'utilisation.

1) ANOVA : analyse de la variance (Analyse Of Variance)

D'après Ramousse, Le Berre & Le Guelte (1996), l'ANOVA est une technique qui permet de savoir si une ou plusieurs variables dépendantes (ou endogènes) sont en relation avec une ou plusieurs variables qui seraient, elles, indépendantes (ou exogènes). A savoir qu'une variable dépendante correspond à des valeurs numériques et continues, (*par exemple, des grandeurs, des tailles, poids, etc..*) disposées dans différentes lignes d'un tableau. Tandis que les variables indépendantes sont disposées dans différentes colonnes d'un même tableau. Pour rappel, la variance est le carré d'écart type.

Ramousse & al. (1996) disent aussi que « Les calculs d'analyse de la variance ne sont strictement valables que si les populations échantillonnées sont distribuées selon la loi de Laplace-Gauss »

La définition de l'écart-type, selon Insee, est qu'il sert à mesurer la dispersion, ou l'étalement, d'un ensemble de valeurs autour de leur moyenne. Plus l'écart-type est faible, plus la population est homogène. (Insee 2016)

Claude Goulet (s.d.) nous dit que l'ANOVA peut être utilisée si notre travail comporte deux groupes au minimum et que notre variable dépendante (page 48) est quantitative. L'auteur nous révèle également qu'une analyse de la variance se montre efficace lorsque l'on veut confronter les moyennes de ces deux groupes et argumenter une relation entre la valeur du groupe 1 (X) et la valeur du groupe 2 (Y).

L'ANOVA ne peut pas être appliquée partout. Selon Ramousse (1996), l'ANOVA n'est valable que si les valeurs suivent une distribution gaussienne (loi de Laplace Gauss). Vignoles (2010) rajoute également à cela que les variances propres à chaque population (ou valeurs) doivent être égales (c'est l'homoscédasticité) et que les échantillons doivent être prélevés aléatoirement et indépendamment dans l'ensemble d'une population.

2) ICC : intraclass correlation coefficient

C'est un outil de statistique descriptive (Koch, 1982) se basant sur les principes de l'ANOVA (cf. ANOVA : analyse de la variance (Analyse Of Variance)).

Pour Hayen (2007), l'ICC permet l'évaluation simultanée de la reproductibilité inter- et intra-opérateur, qui n'est pas directement possible en utilisant d'autres méthodes. Plus la valeur de l'ICC se rapproche de 1, meilleure est la reproductibilité et témoigne d'une méthodologie sans erreur pour chaque intervenant. En revanche, si l'ICC se rapproche de 0, cela signifie que les différences de données entre les opérateurs sont causées par une erreur de mesure.

Selon Koch et Gary (1982), l'ICC est utilisé pour évaluer la reproductibilité de mesures faites par différents observateurs. Il peut être appliqué lorsque des mesures quantitatives sont effectuées au sein d'un groupe de manière individuelle. L'ICC permet aussi de décrire à quel point les opérateurs d'un même groupe reproduisent des données semblables entre eux. Cet outil est utilisé également pour évaluer la cohérence ou la conformité des mesures effectuées par plusieurs observateurs mesurant la même donnée quantitative. Dans notre cas de figure, l'outil ICC nous démontrera la cohésion entre toutes nos valeurs de segmentation cardiaque. Nous analyserons nos valeurs de différentes manières (par date, méthode d'acquisition, etc.) Nous reviendrons dessus plus tardivement.

3) Bland Altman

Concrètement, il s'agit d'un outil statistique qui permet de comparer deux méthodes en évaluant la concordance entre les techniques employées. On peut l'utiliser pour comparer une nouvelle méthode de mesure à une mesure dite de

référence (ici la 4D versus la 2D ciné). D'après Journois (2004), « Le principe de la méthode Bland Altman consiste à réaliser un graphe comportant en ordonnée (Y) la différence entre les valeurs obtenues par les deux techniques A et B (soit $A-B$) et en abscisse (X) la moyenne des valeurs obtenues par ces deux techniques, soit $(A+B)/2$. Cette moyenne représente une estimation acceptable au plan technique en l'absence de connaissance préalable du biais existant entre les deux séries de données. »

La moyenne des différences permet d'indiquer si une des deux méthodes de mesure tend à créer des données systématiquement plus basses ou plus élevées que l'autre méthode. C'est grâce à cette moyenne des différences qu'il est possible de soulever l'existence d'un biais entre ces deux méthodes. En effet, si une des deux méthodes de mesure est définie comme la référence (ici le 2D ciné), la moyenne des différences permet de mesurer comment les valeurs des deux méthodes diffèrent généralement.

Des limites de concordance (ou limites d'agrément) sont mises en place sur le graphique Bland Altman afin de visualiser la répartition des valeurs obtenues. La limite d'agrément standard mise en place correspond au biais ± 1.96 fois l'écart type des valeurs. Ce seuil permet de définir que 95% des différences sont comprises dans ces limites si toutefois la distribution suit la loi normale. Par conséquent, ce type de limite permet d'extrapoler les résultats à partir d'un échantillon raisonnable.

D'autres limites peuvent être mises en place telles que les limites d'acceptabilité. L'interprétation de ces limites est intimement liée au contexte dans lequel elles sont définies. Par exemple, elles peuvent être spécifiées selon des limites cliniques pour mieux réaliser la précision des différentes méthodes utilisées. L'intérêt de ces limites permet de mieux visualiser quels sont les différences de valeurs qui semblent acceptables. Il ne faut donc point interpréter ces limites comme étant catégoriques mais plutôt indicatives. On peut les définir selon des coefficients de variabilité c'est-à-dire des marges de valeurs maximum et minimum observées dans le cadre de la méthode de mesure choisie.

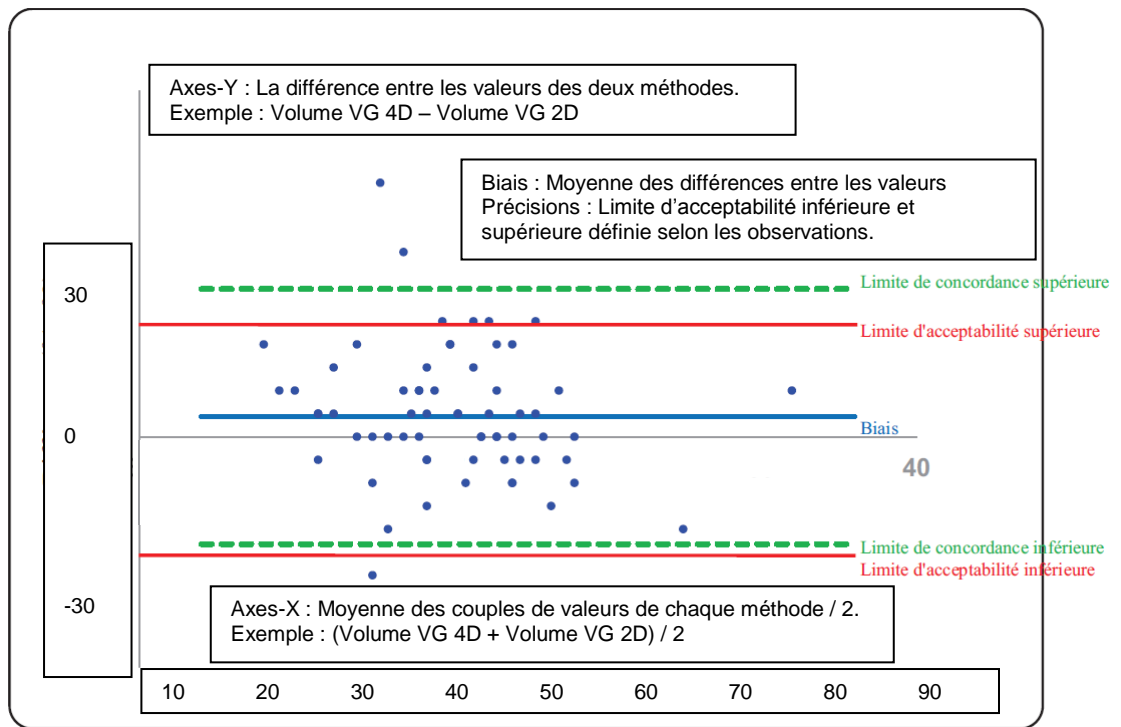


Figure 30 : Tableau Bland Altman

VI. Méthodologie

6.1 Pré-étude

6.1.1 Séquence développée sur la souris

Comme vu dans le chapitre IV, des séquences d'IRM cardiaque 4D ont été développées sur la souris. En effet, l'utilisation des rongeurs pour différentes expérimentations pratiques a souvent été primordiale avant de développer des pratiques pour les sujets humains.

Les avantages d'avoir de petits rongeurs comme patients sont multiples :

- L'anatomie du cœur des souris est semblable à celle du cœur de l'Homme (Figure 31).
- Dans le cadre de la recherche, l'acquisition des images se fait avec des champs magnétiques très élevés (7 Tesla) améliorant la qualité de l'image.
- Les souris ont de petits cœurs, ce qui implique un petit champ de vue (petite FOV) et donc une meilleure résolution spatiale.
- Tout en respectant les règles éthiques liées à l'utilisation des animaux de laboratoire, les examens sont effectués sous anesthésie générale ce qui implique que le patient (souris) reste immobile.
- De plus, le système de gating ECG est sous-cutané ce qui diminue les artéfacts et donne un ECG de haute qualité.
- Il n'y a pas de contre-indication à l'injection de gadolinium.
- Il est possible de faire un suivi, induire des pathologies et avoir une population plus homogène que pour des humains.
- Et finalement, il y a la possibilité de faire des études post-mortem pour confirmer le diagnostic grâce à l'histologie.

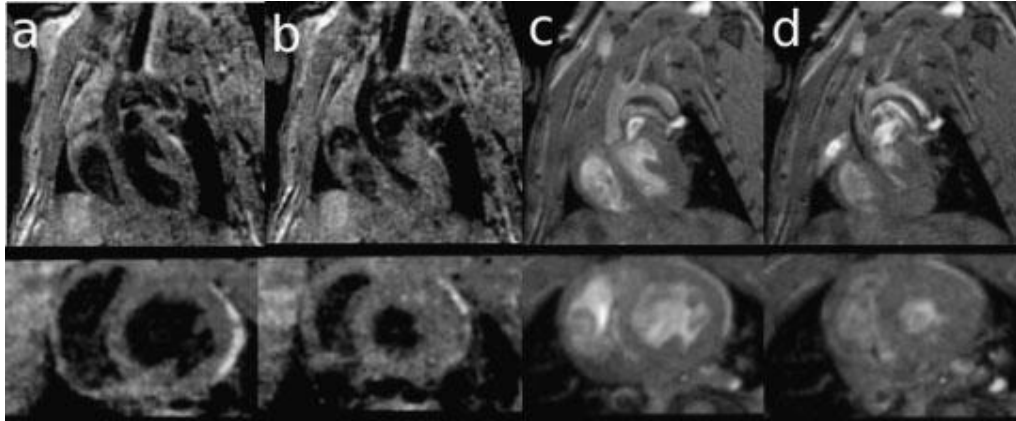


Figure 31 : Coupes long axe et petit axe du myocarde d'une souris obtenues avec une séquence 4D (tirée de: Feintuch et al., 2007). a) diastole, sans injection. b) systole, sans injection. c) diastole, injecté (Gd). d) systole, injecté (Gd).

Cependant, quelques inconvénients sont à déplorer :

- Il n'est pas possible de demander aux souris d'effectuer des apnées. Le coaching respiratoire étant impossible, les chercheurs ont dû développer une autre méthode pour palier à ce problème (gating respiratoire).
- L'utilisation des souris à des fins de recherche peut poser des problèmes d'ordre éthique.
- Les organes des souris sont petits (1cm pour des battements de 400-600 par minute (bpm)), il est donc nécessaire de s'adapter si on veut transposer cette séquence à l'être humain (10cm pour 60-100 bpm).

L'utilisation des rongeurs a donc été très bénéfique pour le développement de la recherche. Mais cette séquence est particulière et doit maintenant être adaptée à l'Homme.

6.1.2 Méthodes d'acquisitions adaptées à l'être humain

Afin de pouvoir acquérir des images cinétiques du myocarde humain, plusieurs méthodes d'acquisitions sont déjà à disposition en clinique. Les méthodes connues pour pallier aux problèmes respiratoires sont :

- Les Multi apnées : pour la séquence cardiaque en 2D ciné, l'acquisition se fait en plusieurs coupes d'environ 15-20 secondes, chacune en apnée (expirium).

- La respiration libre : certains patients n'arrivent pas à tenir les apnées lors d'examen IRM cardiaque. Il existe donc un protocole d'acquisition gériatrique et pédiatrique qui permet d'acquérir les images malgré une respiration continue.

Il est très difficile de transposer une de ces méthodes à l'acquisition d'un bloc 3D. Cependant, il existe une séquence clinique utilisée pour la physiologie et non pour la morphologie qui acquiert en 3D. Cette séquence est la séquence 4D Flow.

La séquence 4D Flow a pour but d'évaluer la cinétique des flux cardiaques et aortiques. Contrairement au 2D ciné – qui ne peut évaluer la circulation sanguine que dans quelques coupes définies à l'acquisition - le 4D Flow permet d'obtenir des informations sur l'évolution temporelle et spatiale des flux avec une couverture volumétrique complète. Cela est possible en raison de l'acquisition 3D utilisée.

La sélection rétrospective des territoires/localisations afin d'effectuer les mesures, telles que la quantification du débit sanguin, le débit total, ou encore la vitesse de pointe ou de régurgitation est un autre avantage de la séquence. Ces valeurs mesurées permettent de mieux comprendre l'impact de certaines pathologies sur l'hémodynamique globale et locale du cœur.

Le 4D Flow se base sur la différence de contraste due à la direction du flux sanguin. La vitesse est codée sur trois dimensions de l'espace pendant le cycle cardiaque.

- L'acquisition est divisée en quatre parties, une partie non encodée et trois séries chacune dans une direction différente d'encodage (celles-ci sont reconstruites après coup).
- Trois séries reconstruites en phase (P) donneront des informations sur la direction et la vitesse du flux.
- Trois autres séries acquises en magnitude (MAG) permettront de visualiser l'anatomie des flux.

En utilisant ces six séries, il sera possible d'établir un champ de vitesse en trois dimensions. Une série de soustraction entre ces différentes dimensions permet d'obtenir des vitesses de flux unidirectionnelles. Ces vitesses unidirectionnelles génèrent trois plans de flux (V_x , V_y , V_z) qui nous permettront d'étudier l'hémodynamique du cœur d'une manière la plus précise.

Afin d'obtenir un 4D Flow de qualité (Figure 32), il est nécessaire de remplir certains paramètres :

- La synchronisation doit s'effectuer en double trigger, c'est à dire à l'aide d'un échonavigateur afin de se synchroniser à la respiration du sujet et d'un ECG pour acquérir les images sur des cycles cardiaques complets.
- Le remplissage de l'espace K s'effectue par fractions en se calquant sur l'intervalle R-R.
- En raison du volume de données important (3D spatial, 3D vitesse), il est nécessaire d'augmenter la vitesse de transfert afin de pouvoir l'utiliser cliniquement.
- Le temps d'acquisition étant relativement long, il est nécessaire d'utiliser des gradients de haute performance afin de réduire les temps d'écho et de relaxation. L'utilisation d'antennes en réseau phasé, de canaux multi récepteur, d'imagerie parallèle ou encore d'acquisition de type Grappa permet une réduction du temps d'acquisition.

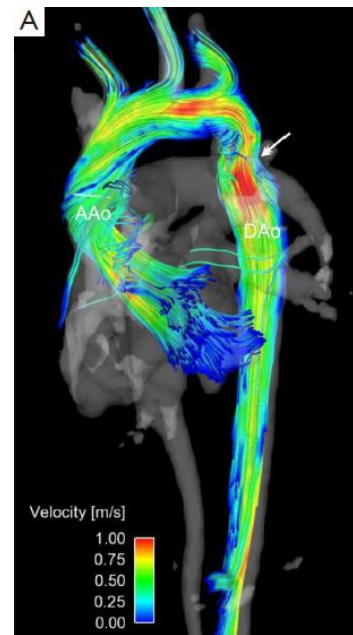


Figure 32 : 4D Flow (tiré de : Zoran Stankovic et al., 2014)

Pour offrir un résultat optimal malgré certaines contraintes présentes, des limitations sont à noter lors de l'utilisation de ce 4D Flow :

- Le temps de scan peut durer entre 5 et 20 minutes et dépend principalement de la respiration et du rythme cardiaque du patient. Il est donc recommandé de demander au patient de respirer de manière naturelle sans forcer sur son inspiration ou son expiration.

- En raison de la faible résolution spatiale de cette 3D, l'étude des petits vaisseaux cardiaques reste difficile et peu envisageable pour le moment.
- Etant donné que l'acquisition se fait sur plusieurs cycles cardiaques, il faut utiliser une moyenne pour établir la cartographie des flux. Cette moyenne peut potentiellement diminuer la vitesse et les débits de pointe des flux au fil du temps ce qui engendre une non prise en compte des variations des flux entre les différents battements cardiaques.
- Le manque de contraste de cette 3D empêche une lecture précise et une différenciation nette entre les différents tissus se trouvant dans le cœur.
- Un artéfact d'aliasing est souvent présent lors de ce type de séquences. Pour contrer cela, il suffit d'utiliser une vitesse d'encodage ni trop lente ni trop rapide demandant un certain ajustement selon les patients.

Après traitement sur une console spécialisée, cette séquence 4D Flow permet une visualisation des flux de manière optimale. On peut ainsi effectuer des mesures de vitesse, débit et autre afin de faciliter la détection de pathologies au médecin radiologue.

Les séquences utilisées actuellement en IRM sont des séquences en 2D ciné pour la morphologie ou en 4D mais uniquement pour la physiologie (en développement clinique). Les études sur le petit animal (souris) ont permis de développer des séquences 4D morphologiques, mais ne sont pas cliniques.

Chez l'Homme, on fait très peu d'acquisition en 4D morphologique. Nous allons essayer, en collaboration avec l'équipe du Professeur J-P. Vallée, de voir si une séquence IRM cardiaque 4D morphologique pourrait être utilisée cliniquement. Notamment, nous allons vérifier si la fonction cardiaque étudiée en 4D peut-être corrélée à la fonction cardiaque étudiée en 2D ciné. Nous allons donc comparer cette séquence aux examens utilisés cliniquement (tels que les séquences 2D ciné ou encore les calculs de flux) et ainsi débiter une esquisse de validation de cette séquence 4D. De plus, nous évaluerons la résolution en contraste et temporelle de cette séquence.

6.2 Étude principale

Dans le cadre des recherches effectuées par le Pr. J-P Vallée, le développement d'une séquence 4D cardiaque était en cours afin d'améliorer les images cardiaques qu'il est possible d'acquérir avec l'IRM.

Une imagerie 4D permet plusieurs aspects très intéressants : la possibilité d'étudier le cœur dans différents plans de coupe à posteriori - donnant ainsi une plus grande liberté dans les reconstructions - et la visualisation des cavités cardiaques post-acquisitions. Cette séquence suscite aussi un intérêt face aux morphologies atypiques, où les plans cardiaques sont plus difficiles à repérer.

Une première séquence développée par l'équipe de recherche des HUG avait été envisagée. Cependant, des problèmes techniques liés aux autorisations non fournies par le constructeur ont avorté ce projet. Il a fallu partir d'une séquence utilisée ou préprogrammée dans la machine afin de tenter d'atteindre le but souhaité.

Comme présenté lors du chapitre 6.1.2 Méthodes d'acquisitions adaptées à l'être humain, plusieurs possibilités ont été étudiées.

- Le protocole cardiaque utilisé en gériatrie à l'hôpital qui permet d'effectuer l'examen en respiration libre apporte un avantage certain pour les patients qui ont de la peine à tenir les apnées. Afin de faire une synchronisation respiratoire, le technicien peut ajouter une ceinture respiratoire sur le patient ou un échonavigateur sur la séquence par exemple. Cependant, il affecte la résolution temporelle et spatiale.
- Le multi apnées était disponible lui-aussi. La grande difficulté pour pouvoir l'utiliser réside dans la transformation de ces séquences 2D en volume 3D. La transposition est faisable, mais cela implique beaucoup de paramètres et est très contraignant (Par exemple, apnée trop longue en 3D).
- La dernière possibilité qui a été retenue est l'utilisation de la séquence 4D Flow mise au point par Siemens® afin de calculer les flux sanguins

dans l'aorte principalement. L'avantage de cette séquence est la présence d'un bloc d'acquisition en 3D ce qui simplifie les changements de paramètres. L'un des inconvénients est que cette séquence est principalement utilisée en raison des images de phases qui sont utiles pour calculer les vecteurs de vitesses des flux. Ce ne sont donc pas des images dites « morphologiques ».

Une fois la séquence choisie, il nous a fallu nous renseigner sur celle-ci et comprendre comment elle fonctionnait. Nous avons donc testé cette séquence sur plusieurs volontaires pour en tirer les premières informations.

6.3 Protocole d'acquisition

(Pour la marche à suivre détaillée, se référer à l'Annexe 3. Méthodologie – Acquisition)

6.3.1 Double trigger

La séquence 4D Flow est prévue initialement pour mesurer la vitesse des flux évoluant dans les vaisseaux cardiaques. Comme indiqué dans le protocole de cet examen, il est nécessaire de mettre en place un gating respiratoire et un gating cardiaque. Dans notre situation, nous nous sommes servis du système de gating cardiaque sans fil de Siemens (Figure 33).

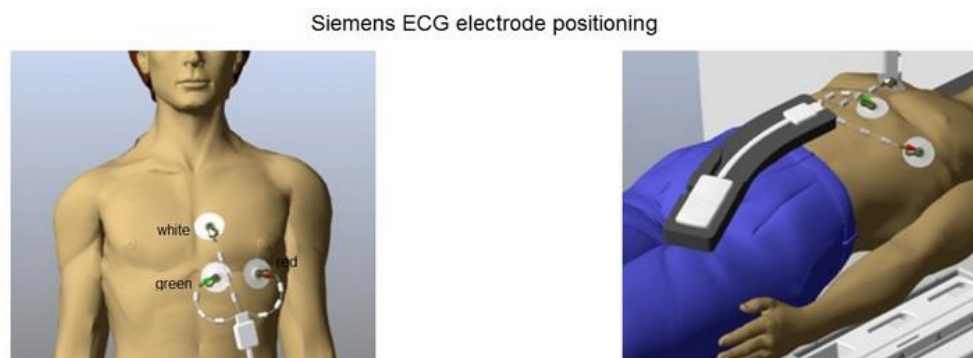


Figure 33 : Positionnement de l'ECG (tiré de : MRI master, s.d.)

Pour le gating respiratoire, nous avons utilisé la technique de l'écho navigateur à disposition sur cette machine. Le principe de l'écho navigateur est de mettre

une boîte d'acquisition au niveau du dôme du foie qui permettra de visualiser le déplacement du diaphragme. Cela permet de mesurer la respiration grâce à un graphique (Figure 34) et ainsi de définir une fenêtre cible qui déterminera la plage d'acquisition selon la respiration du patient.

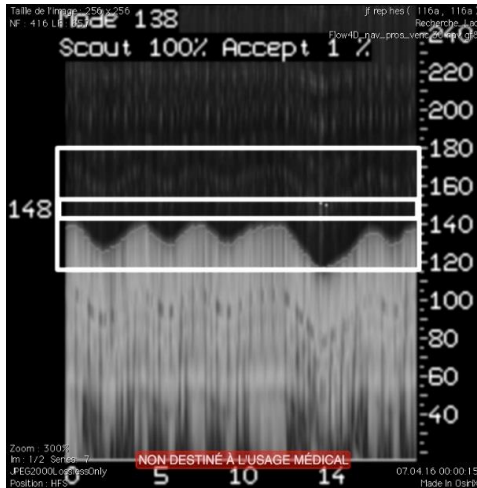


Figure 34 : Courbe de respiration du navigateur (capture d'écran, console Siemens)

Une fois ces outils de gating mis en place, nous avons sélectionné la séquence 4D Flow de Siemens. En temps normal, le bloc d'acquisition de cette séquence se met au niveau de la crosse de l'aorte ou des artères pulmonaires pour en mesurer le flux. Dans notre cas, nous avons déplacé ce bloc au niveau du myocarde pour pouvoir investiguer cette zone et adapter l'acquisition selon la morphologie et les spécificités de cet organe.

Il a donc fallu adapter le bloc d'acquisition selon la morphologie du cœur et ensuite définir les différents paramètres qui régissent cette séquence.

6.3.2 Coefficient de correction

Un autre paramètre que nous avons décidé de modifier est le coefficient de correction du mouvement. Ce coefficient définit la valeur de la fenêtre obtenue

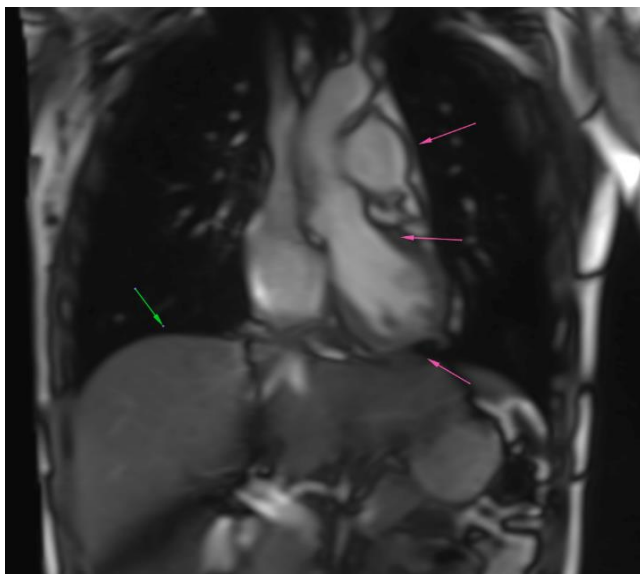


Figure 35 : 2D ciné "real time" (capture d'écran, console Siemens)

dans l'écho navigateur et donnant le graphique du mouvement respiratoire. En raison de la contraction du cœur, ce mouvement nous a semblé important à prendre en compte.

En effet, l'écho navigateur mesure le mouvement au niveau du dôme du foie. Dans notre

cas, c'est plus précisément le mouvement du cœur lié à la respiration qui nous intéresse. Nous savons que le déplacement du cœur est moins important que celui du diaphragme. Il nous faut donc mettre en place une échelle de mesure pour comparer les mouvements et établir une échelle des décalages. En raison de la position du cœur qui se trouve être en décalage avec le dôme du foie, nous avons décidé de mesurer précisément le déplacement du cœur selon la respiration à trois endroits différents. (Figure 35) Nous mesurons le déplacement du cœur à son apex, au milieu du myocarde, ainsi qu'au niveau des artères pulmonaires.

Pour mesurer les décalages dus aux mouvements, nous acquérons une séquence 2D ciné « realtime » en coronal strict. Ensuite, nous ouvrons cette séquence en MPR (multi planar reconstruction) afin de visualiser les déplacements des organes dans la 3^e dimension. Nous obtenons alors une série temporelle où il suffit de déplacer la coupe sagittale pour visualiser les ondulations dues aux mouvements des différents organes.

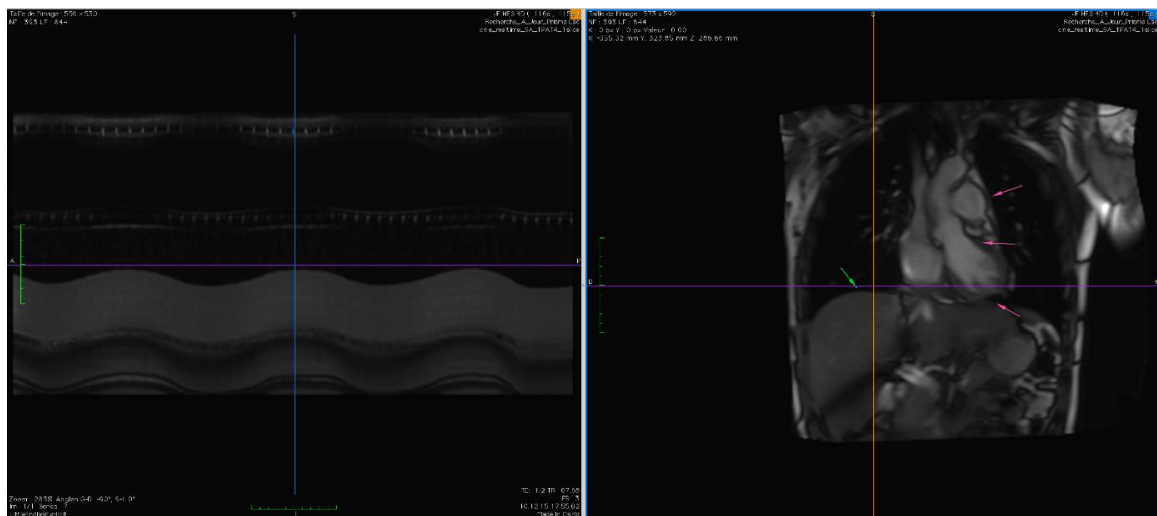


Figure 36 : Série temporelle extraite depuis la séquence 2D ciné "realtime" (capture d'écran, console Siemens)

Dans le cas du foie, la visualisation est très bonne, ce qui permet de mesurer de manière optimale le déplacement de cet organe lors de la respiration (Figure 36). Dans notre cas, nous nous concentrons sur le déplacement du cœur. Pour cela, nous mettons notre coupe temporelle au niveau du myocarde. En raison des battements cardiaques présents dans cette zone, il est plus difficile de bien discerner l'ondulation due à la respiration. En effet, les contractions du cœur viennent perturber cette ondulation (Figure 37).

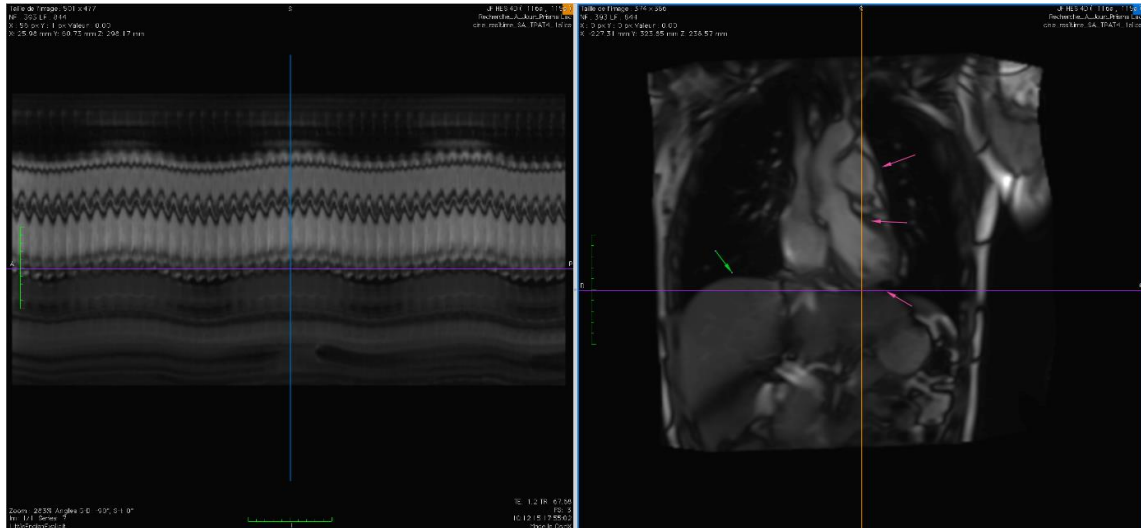


Figure 37 : Série temporelle centrée au niveau du myocarde (capture d'écran, console Siemens)

Afin de nous concentrer uniquement sur le mouvement respiratoire, nous avons tenté d'écarter les battements cardiaques. Pour atteindre ce but, nous devons supprimer les oscillations de hautes fréquences (battements cardiaques) pour ne garder que les oscillations de basses fréquences (mouvements respiratoires).

À cet égard, nous récupérons la série temporelle obtenue à partir du 2D ciné « realtime » pour la travailler dans un logiciel de traitement du signal (Matlab ©). À travers ce logiciel, nous effectuons plusieurs opérations, dont un lissage de Golay qui nous permettra d'extraire les dérivées successives du signal pour pouvoir supprimer les oscillations de hautes fréquences (Figure 38).

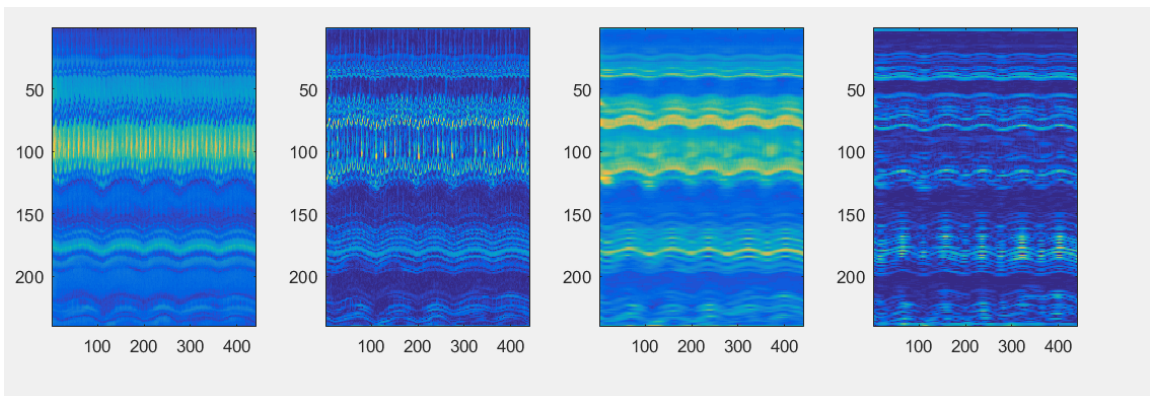


Figure 38 : Série temporelle filtrée dans Matlab

Nous réenregistrons ensuite ces dérivées en fichier Dicom afin qu'elles soient visibles et mesurables dans Osirix.

Une fois la série temporelle filtrée dans le logiciel, nous l'ouvrons. Nous la mettons en comparaison avec la série non filtrée et la série 2D ciné « real time ». Pour la visualisation du déplacement du foie (Figure 39), nous

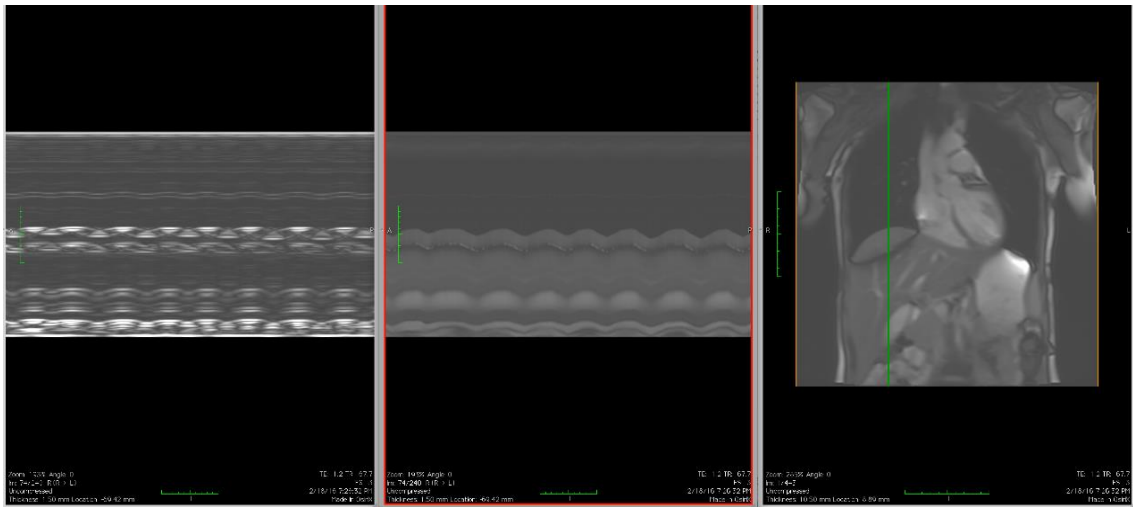


Figure 39 : Séries filtrée et non filtrée centrées sur le foie (capture d'écran, console Siemens)

remarquons que la série filtrée n'apporte aucune information utile. En effet, la série temporelle suffit pour mesurer le déplacement du dôme du foie.

Par contre, les séries filtrées au niveau du cœur (Figure 40) permettent de s'affranchir des déplacements dus aux battements du cœur, ce qui aide à mieux visualiser les mouvements respiratoires aux différentes zones définies précédemment.

Grâce à la visualisation des oscillations à basses fréquences, il nous est possible de mesurer la hauteur du mouvement aux différents points définis sur le cœur.

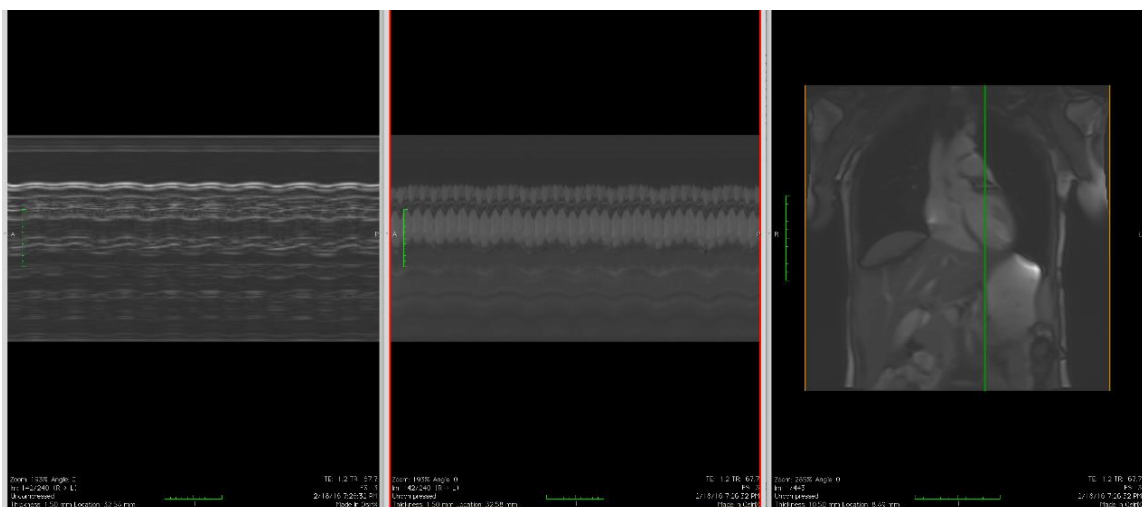


Figure 40: Séries filtrée et non filtrée centrées sur l'apex du cœur (capture d'écran, console Siemens)

C'est sur ces images qu'il faut repérer les niveaux de coupes où se situent respectivement l'apex, le milieu du myocarde et les artères pulmonaires. Ensuite, il suffit de trouver l'oscillation correspondant aux mouvements de ces zones pour finalement effectuer une mesure de l'amplitude du mouvement en prenant la valeur maximale et minimale de l'ondulation (Figure 41).

Il en est ressorti que c'est à l'apex que nous mesurons la plus grande amplitude de mouvement (0.9 cm) en comparaison avec le milieu du myocarde (0.6 cm) et les artères pulmonaires (0.3 cm). Nous avons donc retranscrit ces différences de hauteurs, représentatives de l'amplitude du mouvement en coefficient de correction.

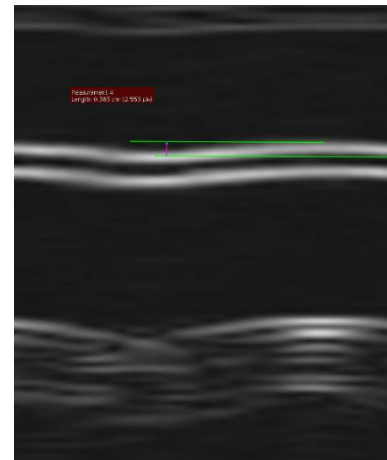


Figure 41 : Mesure de la hauteur du décalage dû au mouvement respiratoire (capture d'écran, console Siemens)

Après différents tests effectués avec ces trois coefficients, nous avons remarqué que la différence, au niveau des images obtenues, entre un coefficient de 0.3 et 0.9 n'était pas très significative, alors que le temps d'acquisition augmentait de manière très importante. Nous avons donc décidé de prendre la moyenne de ces deux coefficients en appliquant un multiplicateur de correction du mouvement de 0.6 appelé également tf 0.6 (le centre du cœur bouge avec une amplitude de $0.6 \times$ l'amplitude de mouvement des poumons). Grâce à ce nouveau paramètre, nous pouvons définir la fenêtre d'acquisition respiratoire qui permet d'accepter uniquement les mouvements qui ne dépassent pas ce coefficient. Cela nous donne la possibilité d'acquérir une image plus précise évitant des décalages dans le volume du myocarde. L'utilisation de l'écho navigateur - avec une efficacité d'environ 60% d'acceptation - permet d'acquérir les différentes vitesses dans les trois directions de base en respiration libre.

6.3.3 Fenêtre d'acquisition

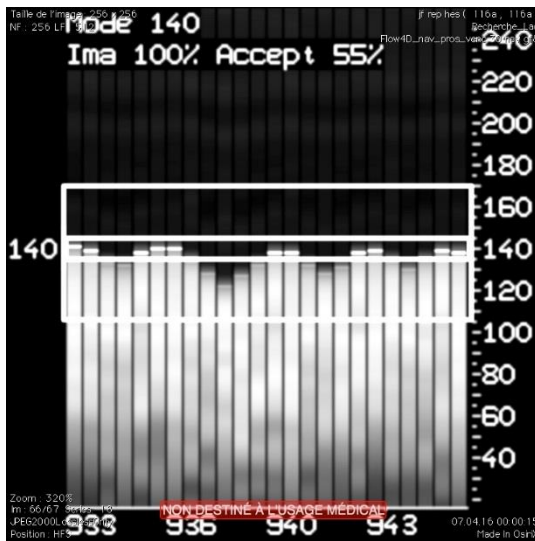


Figure 42 : Fenêtre d'acquisition du navigateur (capture d'écran, console Siemens)

Dans les autres paramètres plus conventionnels, nous devons définir la fenêtre d'acquisition des cycles respiratoires. Cette fenêtre détermine la durée d'acquisition des images durant le cycle respiratoire. Ce paramètre est généralement autour des 85-90% afin de couvrir au mieux tout le cycle (Figure 42).

Une manière de faire est de définir un délai de déclenchement entre la détection de l'onde R et le début de l'acquisition des images. Cela permet de déterminer le moment précis du cycle où l'on souhaite réaliser les images (600-800).

Une fois tous ces paramètres définis, nous pouvons démarrer l'acquisition. Il faut savoir que cette séquence a une durée très variable, car elle dépend du rythme cardiaque et de la respiration du patient (durée extrêmement patient-dépendante).

6.3.4 Vitesse d'encodage

L'un des paramètres fondamentaux de cette acquisition est la vitesse dite d'encodage (Venc) qui permet de définir la limite supérieure des différentes vitesses de flux acquises lors de la séquence. En règle générale, le choix de cette vitesse se base sur les flux les plus rapides présents dans la zone à investiguer. Il faut définir la vitesse d'encodage la plus proche de la vitesse maximale présente (environ 20-25% plus élevée que cette vitesse maximale). En effet si la vitesse n'est pas assez grande un phénomène d'aliasing apparaît. Ce phénomène va inverser la polarité du signal si celui-ci est plus grand que la valeur maximale définie, provoquant ainsi des valeurs erronées (Recueil d'IRM Cardiaque, 2008).

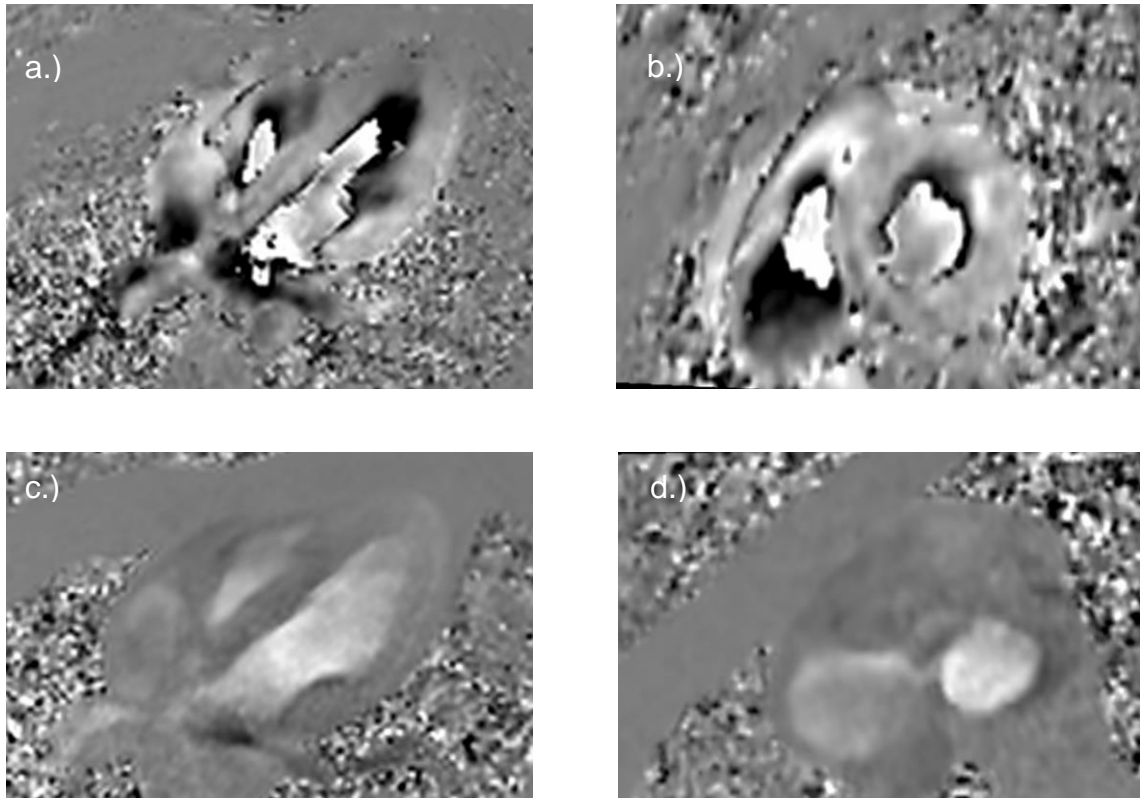


Figure 43 : Les images a) et b) ont été acquises avec une vitesse d'encodage de 30 cm/s trop basse faisant apparaître le phénomène d'aliasing. Les images c) et d) montrent une acquisition avec une Venc de 150 cm/s s'affranchissant de l'aliasing (captures d'écran, Osirix)

Si, au contraire, la valeur de la Venc est trop grande, il en résultera d'une part un niveau de bruit plus important pouvant avoir un impact sur la mesure de la vitesse maximale et d'autre part, un défaut de contraste engendrant une plus grande difficulté à détecter les différences de vitesse dans les flux plus lents, provoquant, dans certains cas, une surestimation de la vitesse du flux. (Lotz, 2002)

Pour les mesures de l'aorte, une Venc de 150-175cm/s est généralement définie. Pour les premières acquisitions, nous avons donc essayé des valeurs de Venc de 30cm/s, 150cm/s et 180cm/s. Au vu du fort aliasing sur les séquences en Venc 30, nous avons décidé de nous concentrer sur les images en Venc 150 qui donnaient la meilleure qualité (aucun aliasing n'était visible par rapport aux séquences en Venc 180). Nous avons donc effectué plusieurs acquisitions avec cette vitesse d'encodage. Par la suite, dans le traitement de nos données, nous avons remarqué qu'une vitesse plus lente permettait d'obtenir de meilleurs résultats et nous sommes finalement retournés à la Venc 30.

Le choix de la Venc 30 n'est pas anodin. En effet, cette vitesse, malgré la présence importante d'aliasing, offre un contraste bien supérieur à une séquence encodée à 150cm/s. A proximité des parois, le flux sanguin est ralenti. Ces flux ne sont donc pas encodés lors de l'utilisation d'une Venc trop importante. De ce fait, le volume sanguin est moins important en Venc 150 qu'en Venc 30, provoquant un écart important dans les données de segmentation récoltées. Effectivement, le ventricule gauche étant le sujet principal de notre travail, il était important de pouvoir segmenter correctement ses parois. Par conséquent, la vitesse d'encodage importait peu étant donné que les valeurs obtenues n'étaient pas utiles pour notre travail. L'aliasing n'a donc aucun impact direct sur les valeurs obtenues, même s'il a, certes, un impact d'un point de vue visuel. Cet impact n'altère pas la bonne différenciation entre la paroi de la cavité et le sang. Nous avons donc décidé d'utiliser une Venc de 30cm/s pour obtenir des images optimales.

VII. Protocole de traitement des acquisitions

7.1 Reconstructions

La séquence nouvellement paramétrée, nous obtenons deux types d'images. Une série d'images en magnitude et une série d'images en phase, dans les trois directions différentes (Figure 44).

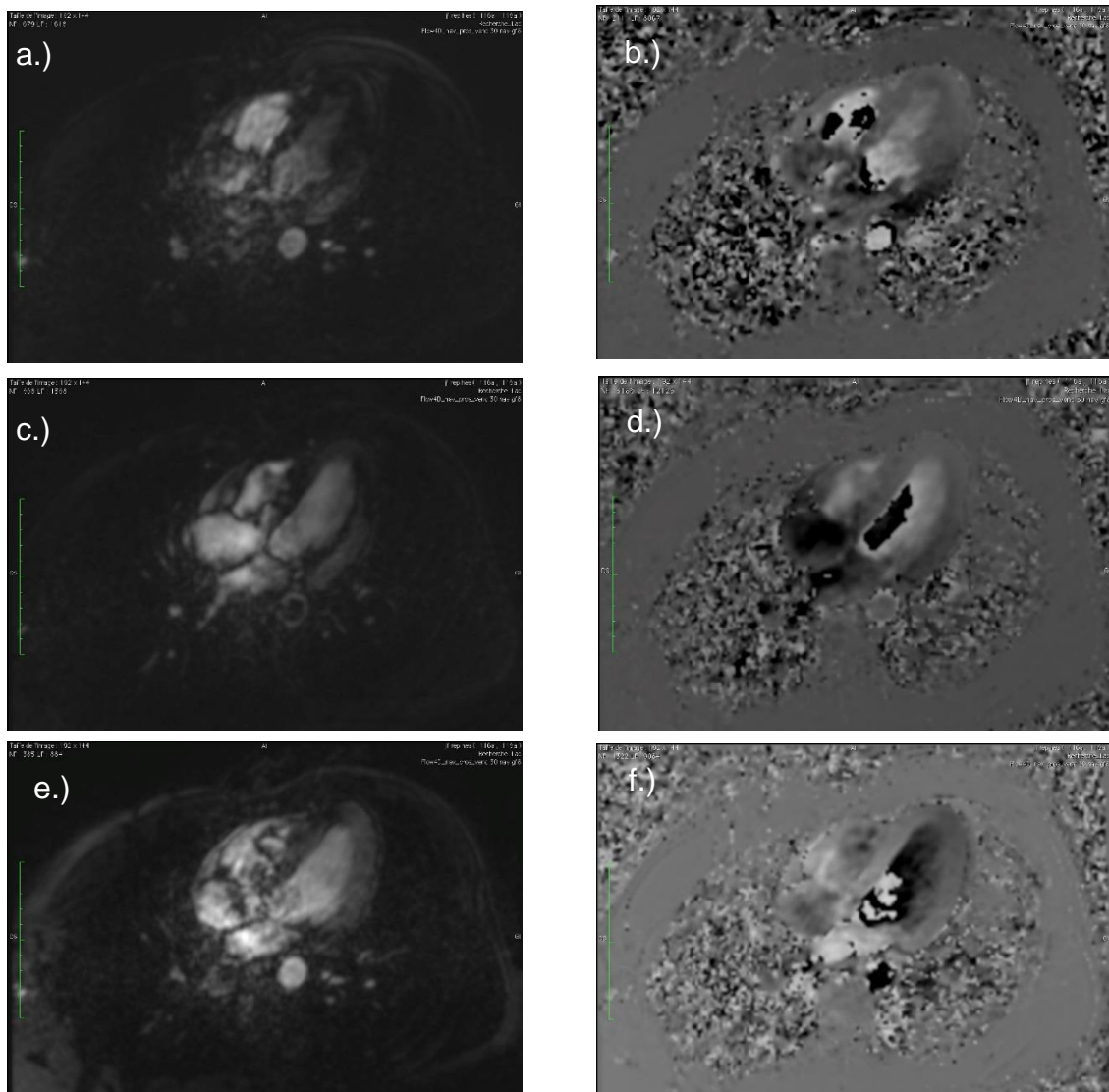


Figure 44 : Images de magnitude a) c) e) et de phase b) d) f) dans les trois directions (captures d'écran, Osirix)

Ces différentes séries d'images sont toutes acquises en bloc 3D avec, pour chacune, l'intégralité du cycle cardiaque avec un coefficient de correction de mouvement de 0.6.

En plus de ces différentes acquisitions, une addition des trois séquences en magnitude est effectuée, nous donnant une série d'images nommée MAGSUM (Figure 45).

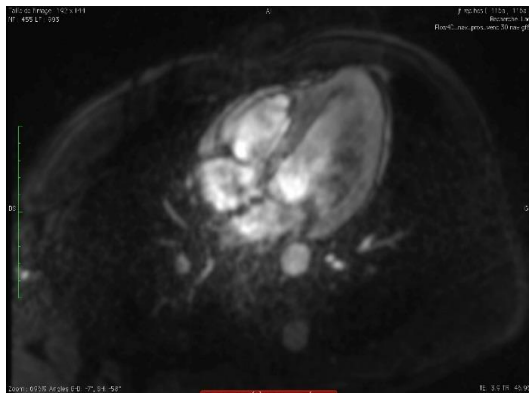


Figure 45 : Image MAGSUM (capture d'écran, Osirix)

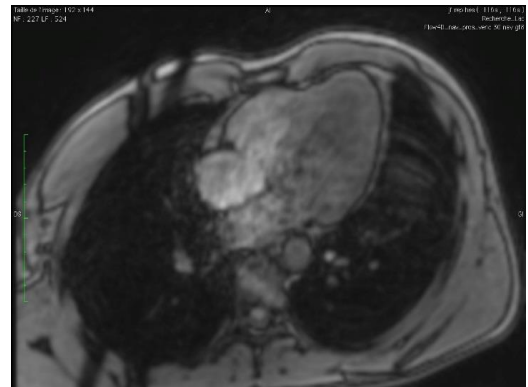


Figure 46 : Image de référence (capture d'écran, Osirix)

Une séquence dite de « référence » est aussi acquise. (Figure 46)

Dans un premier temps, les images de référence de la séquence encodée en Venc 150 semblaient être les plus exploitables au vu du manque de contraste du MAGSUM. Nous avons donc utilisé cette série comme support pour tenter d'obtenir des images où l'on peut mieux différencier le sang du myocarde (voir Annexe 4).

En soustrayant une série native de la somme des séries acquises en magnitude (MAGSUM), on enlève l'anatomie du flux, ce qui augmente le contraste de cette 3D ciné. Le raisonnement est simple : si on soustrait tous les flux, on ne verra que les cavités cardiaques (Figure 47).

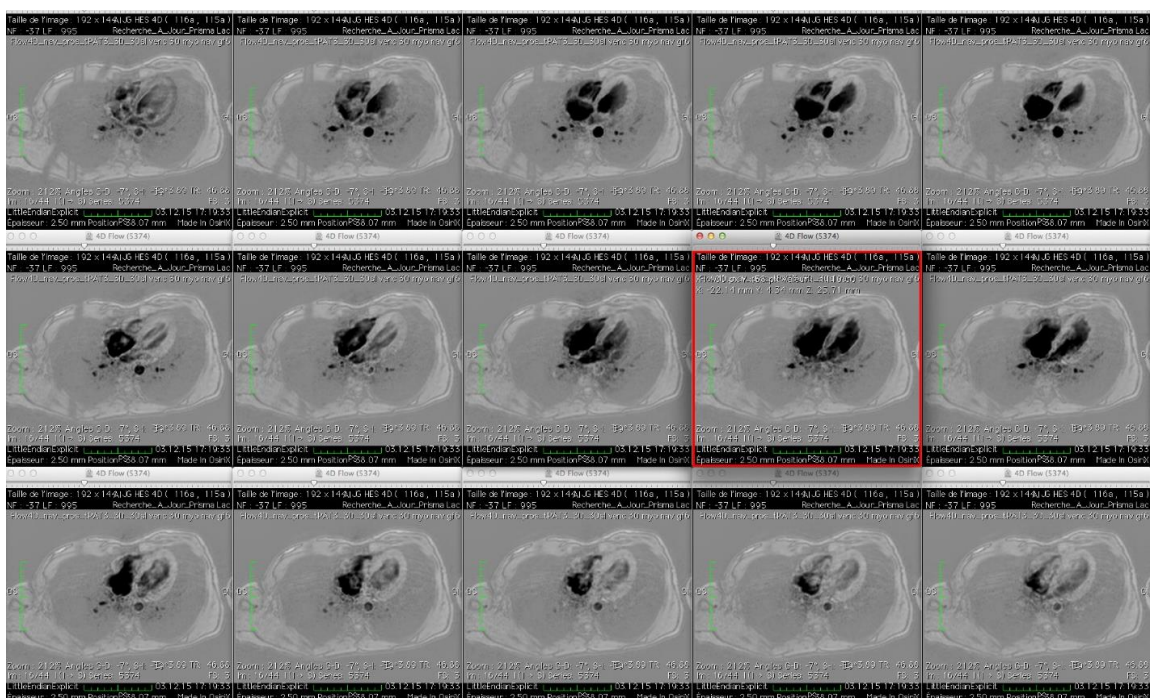


Figure 47 : Série soustraite obtenue à partir de l'image de référence (capture d'écran, Osirix)

Grâce à cette technique, la différenciation de la cavité du muscle est facilitée, ce qui améliore la segmentation du ventricule gauche.

Suite à cette soustraction, nous obtenons un bloc 3D qui nous permet de travailler de manière rétrospective sur les différents temps du cycle cardiaque.

Nous pouvons, par exemple, replacer les plans de coupes post examen.

Avec ces images, nous avons effectué différentes segmentations du ventricule gauche. Puis nous avons comparé les valeurs obtenues sur la séquence 4D avec les segmentations de ce même ventricule sur le même patient en 2D ciné.

Nous avons remarqué d'importantes différences de valeurs volumiques du ventricule entre la diastole et la systole.

Par exemple, la diastole en 4D, nous donne un volume de 66,7 cm³ (Figure 48).

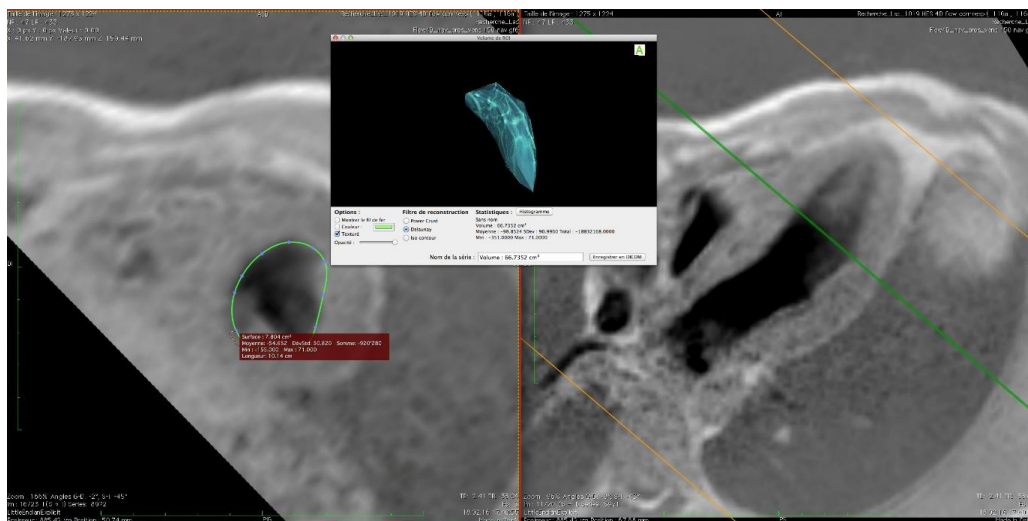


Figure 48 : Volume diastolique du ventricule gauche à partir de la séquence 4D soustraite (capture d'écran, Osirix)

Alors qu'en 2D ciné, elle est de 131,7cm³ (Figure 49).

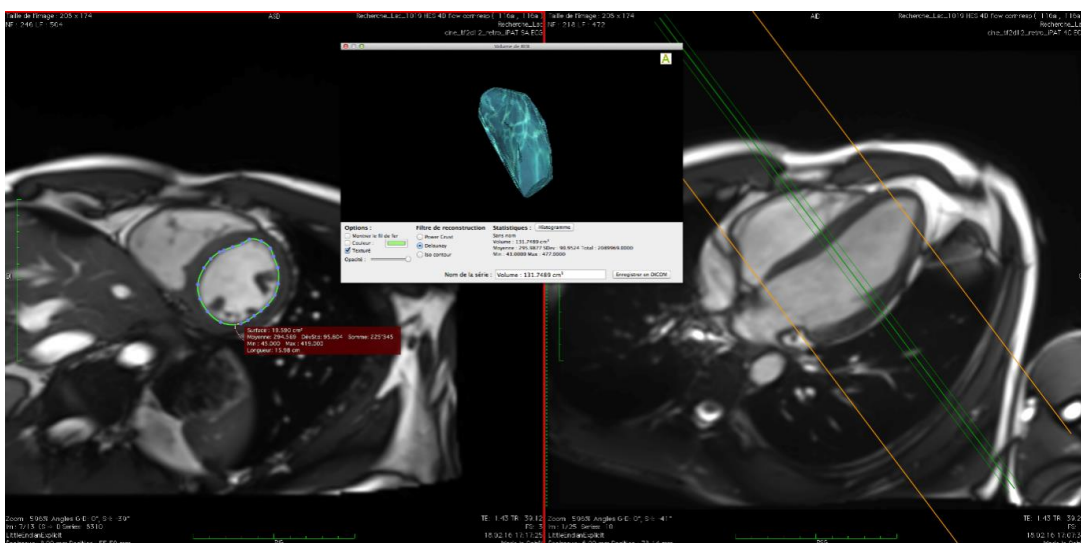


Figure 49 : Volume diastolique du ventricule gauche à partir de la séquence 2D ciné (capture d'écran, Osirix)

Si nous nous penchons sur la systole, le même constat ressort. En 3D ciné, nous obtenons un volume de 20,7 cm³ (Figure 50).



Figure 50 : Volume systolique du ventricule gauche à partir de la séquence 4D (capture d'écran, Osirix)

Alors qu'en 2D ciné, nous avons un volume de 59,1 cm³ (Figure 51).

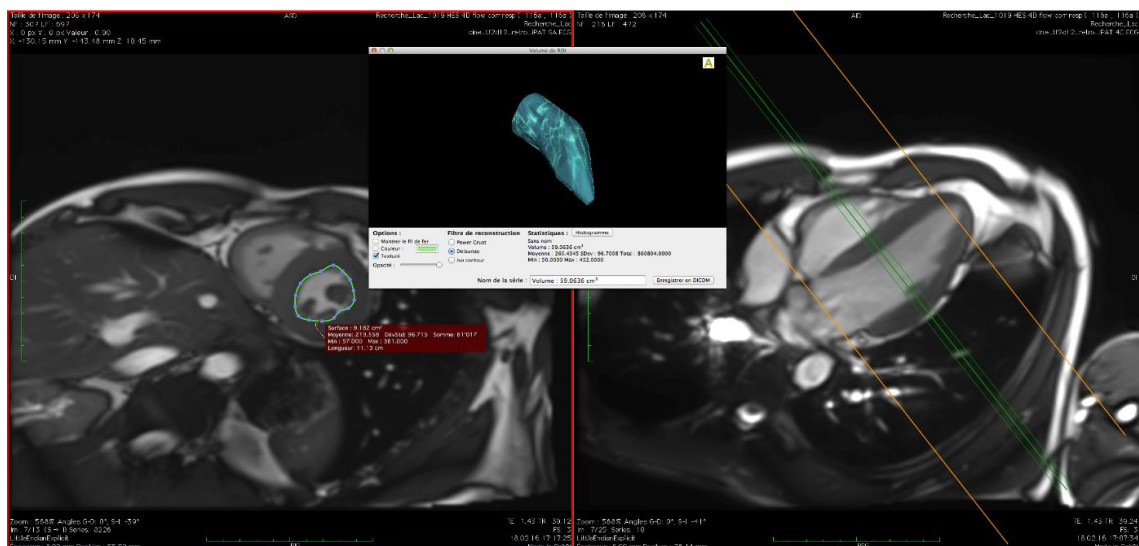


Figure 51 : Volume systolique du ventricule gauche à partir de la séquence 2D ciné (capture d'écran, Osirix)

Cette très grande différence de valeur nous semblait trop importante pour qu'elle puisse résulter d'une variabilité de segmentation. Nous nous sommes donc penchés sur les images pour mieux comprendre ces différences.

En comparant la séquence soustraite avec la séquence 2D ciné dans les trois plans de coupe cardiaque, nous avons réalisé que l'épaisseur du myocarde sur la séquence soustraite était bien plus importante que la séquence 2D ciné (Figure 52).

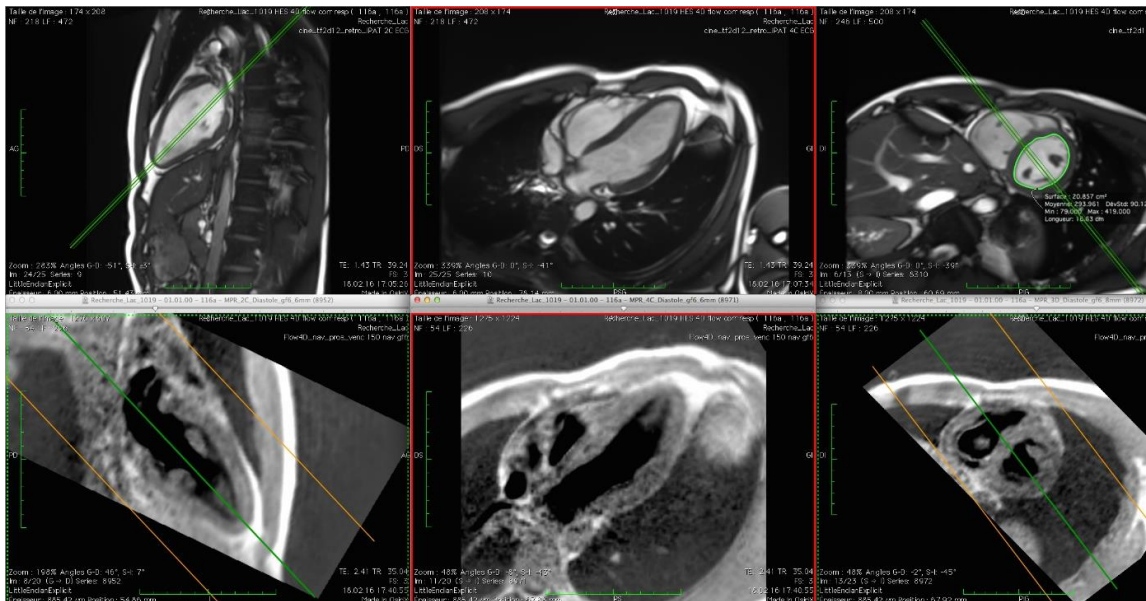


Figure 52 : Comparaison 4D (en bas) et 2D ciné (en haut) dans les différents axes (capture d'écran, Osirix)

Sur ces différents plans, le myocarde est très épais sur les séquences soustraites. Nous avons réfléchi à la cause de cette différence. Notre première hypothèse a été de penser que la soustraction n'avait pas bien fonctionné. Cependant, après vérification, la soustraction fonctionnait tout à fait correctement. Ensuite, nous avons relevé que la vitesse du flux proche des parois était, de manière générale, plus lente que le flux central. De ce fait, avec une vitesse d'encodage plus importante, ces flux lents ne seraient pas bien encodés et donc pas acquis dans les séquences de flux. Pour résoudre ce problème, nous avons acquis ces flux avec une vitesse d'encodage plus lente afin de prendre en compte le flux sanguin proche des parois pour se rapprocher du volume réel des cavités. Nous avons défini la vitesse d'encodage à 30 mm/s contre 150 mm/s avant.

Une fois ces acquisitions effectuées, nous avons à nouveau utilisé la soustraction comme outil pour visualiser la cavité (Figure 53).

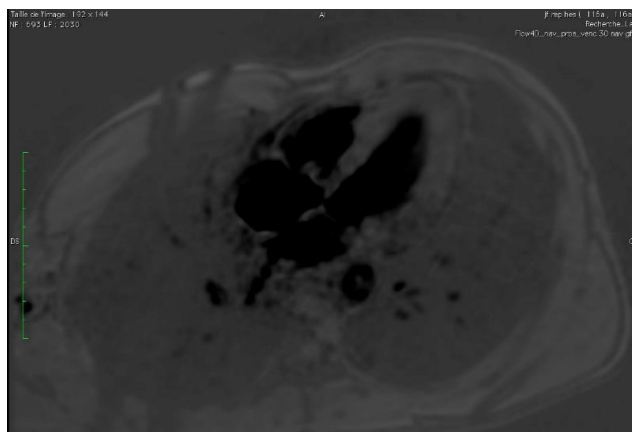


Figure 53 : Séquence 4DVenc 30 soustraite (capture d'écran, Osirix)

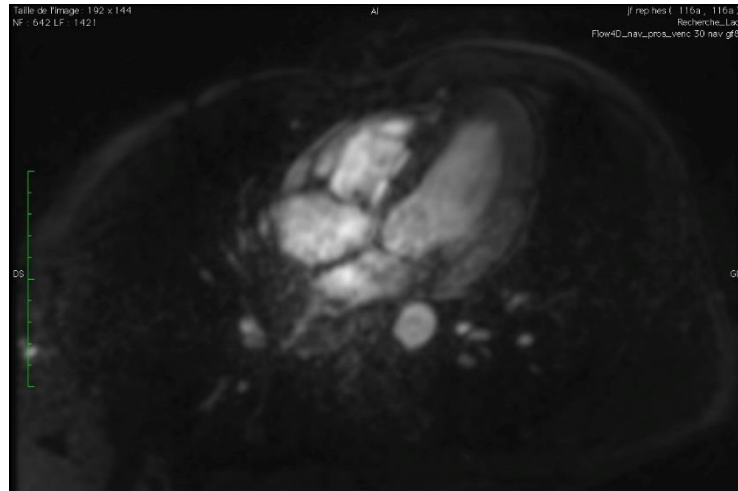


Figure 54 : Séquence 4D Venc 30 MAGSUM (capture d'écran, Osirix)

Mais cette fois, nous nous sommes aussi intéressés à la séquence MAGSUM obtenue qui correspond à la somme des trois directions d'encodage de flux. Nous avons alors remarqué un contraste nettement supérieur à la soustraction, même sans enlever l'information du flux (Figure 54).

Nous avons donc choisi cette séquence comme image de base. Mais pour obtenir des images exploitables, il a fallu continuer le post-traitement de cette acquisition : nous avons dû reconstruire le 3D ciné à partir du 4D Flow. (Pour la marche à suivre détaillée : Annexe 4. Méthodologie - Marche à suivre pour la segmentation en 4D flow).

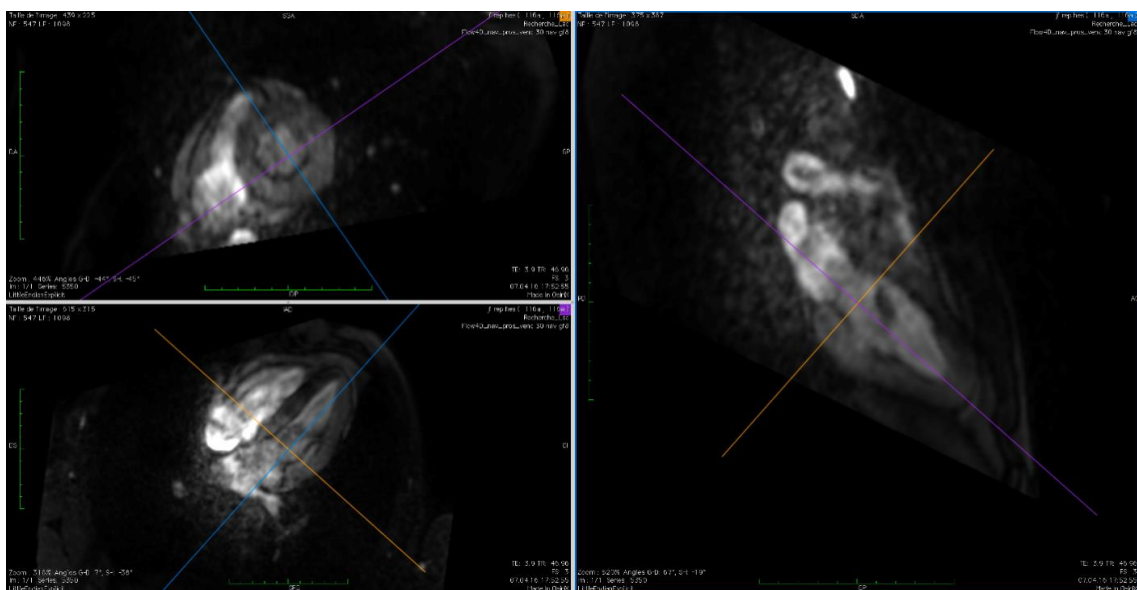


Figure 55 : Séquence 4D reconstruite en MPR (capture d'écran, Osirix)

Le 4D Flow est construit de manière à intégrer toutes les acquisitions 3D dans les différents temps du cycle cardiaque. Nous sélectionnons le temps cardiaque souhaité (systole ou diastole) pour l'exporter en un bloc 3D. Une fois qu'il est exporté, nous ouvrons la série en MPR pour placer les plans de coupes cardiaque de manière à obtenir les différents plans cardiaques standards comme le 4 cavités ou le 2 cavités (Figure 55).

Par ce procédé, nous obtenons, dans le plan du petit axe, une image ayant un contraste suffisant pour permettre la segmentation (Figure 56).

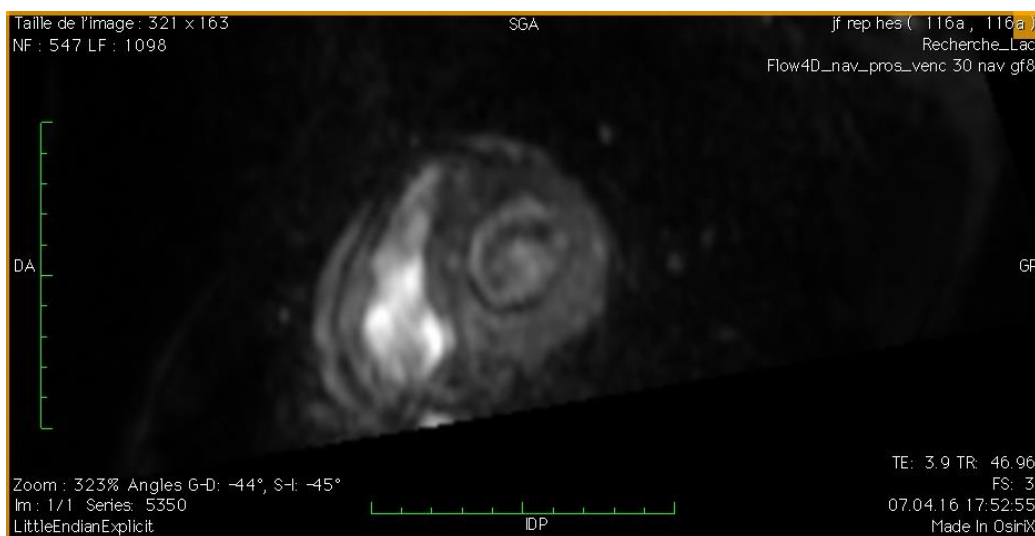


Figure 56 : Petit axe cardiaque reconstruit à partir d'une séquence 4D (capture d'écran, Osirix)

7.2 Comparaison images 2D ciné – 4D

Une fois les paramètres définis pour acquérir une séquence 4D la plus précise possible, nous avons testé cette séquence sur trois volontaires (Annexe 2. Formulaire pré-examen) à plusieurs reprises afin de pouvoir mesurer plusieurs acquisitions différentes sur les mêmes sujets dans des temps différents. Les images obtenues ont été traitées. Nous avons alors remarqué que le calcul de la fraction d'éjection est plutôt similaire entre des segmentations effectuées sur une séquence 2D ciné et 4D.

En comparant visuellement ces deux types d'acquisitions (Figure 57), on s'aperçoit qu'il y a une bonne distinction entre le sang et le myocarde. Les muscles papillaires sont, eux-aussi, visibles dans les ventricules.

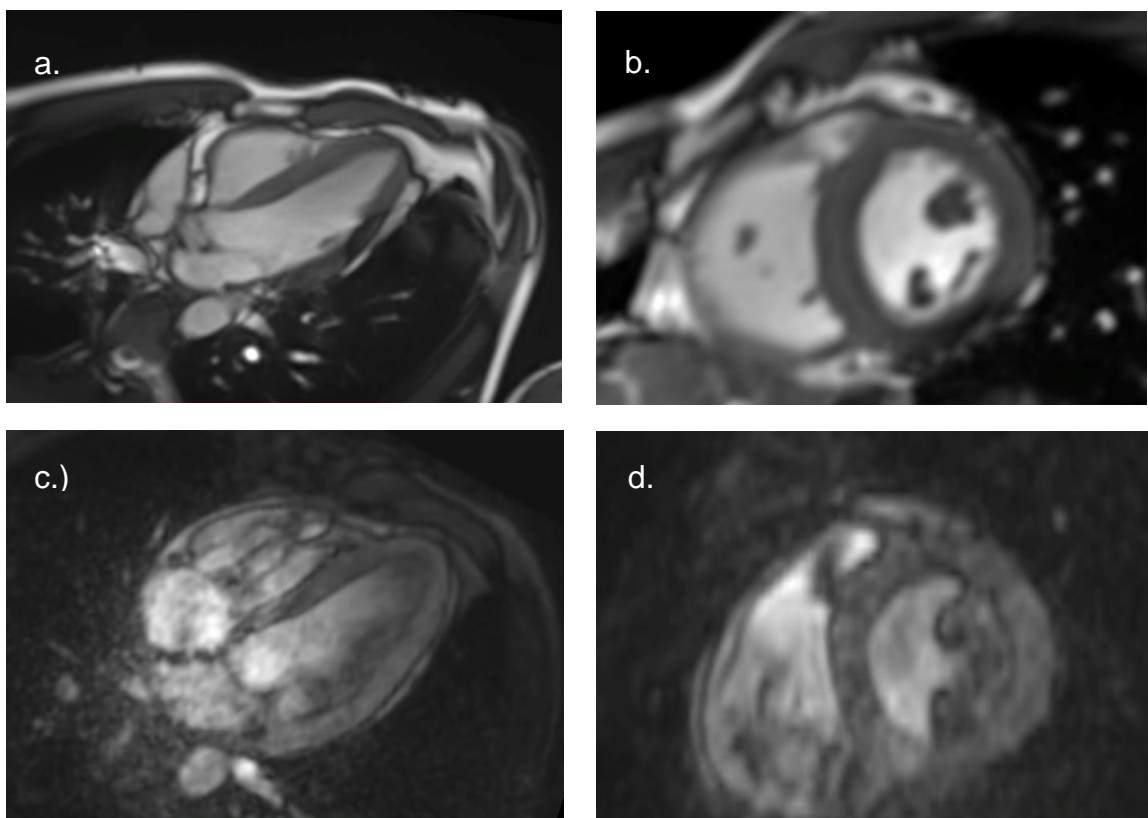


Figure 57 : Comparaison 4D et 2D ciné en 2C et PA. a) 2D en 2C. b) 2D en PA. c) 4D en 2C. d) 4D en PA.

7.3 Résultats des segmentations

(Toutes les données récoltées lors des segmentations sont dans l'Annexe 5)

7.3.1 ICC

Dans ces prochains tableaux sont insérées les valeurs correspondant aux fractions d'éjections de nos différentes segmentations cardiaques sur les séquences 4D et 2D ciné correspondantes. Les tableaux ont été réalisés grâce au logiciel Excel. Les objets de mesures sont indiqués sur les lignes de gauche et se lisent horizontalement. Verticalement, nous retrouvons les trois opérateurs. Les valeurs, lues de haut en bas, appartiennent à l'opérateur indiqué au-dessus de ces dernières. Tous les tableaux contiennent les mêmes opérateurs, au nombre de trois à chaque fois. Chaque cœur est segmenté deux fois par chaque opérateur. La segmentation répétée se trouve directement en dessous de la première segmentation. Les tableaux sont présentés dans l'ordre de segmentation. Le premier tableau présenté (4D au temps 1) est celui qui aura été étudié en premier par les opérateurs. La deuxième ligne de chaque tableau désigne ; le moment de l'acquisition (T1, T2, T3, T0) et le type de séquence réalisée (4D ou 2D ciné). La disposition des tableaux n'est pas faite dans un ordre chronologique car nous avons segmenté les données 4D du tableau T0 (acquisition réalisée le 3 décembre 2015) en dernier lieu.

Dans un premier temps, nous verrons les résultats obtenus grâce au tableau ICC avec les acquisitions 4D, puis 2D ciné, dans un ordre bien précis (T1, T2, T3, T0), ce qui nous permettra d'évaluer la variabilité inter- et intra-opérateur.

Dans un deuxième temps, nous allons comparer la méthode 4D et la 2D ciné grâce à la méthode Bland-Altman.

Ci-dessous, vous retrouverez les différentes dates d'acquisitions des images, avec le numéro du temps correspondant :

- **Temps 0** : 3 décembre 2015
- **Temps 1** : 18 février 2016
- **Temps 2** : 12 mars 2016
- **Temps 3** : 29 mars / 7 avril 2016

7.3.2 Résultats ICC pour les séquences 4D

1^{ère} analyse (Tableau 2 et Tableau 3) :

Acquisition :	4D au temps 1		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur
cœur A	59.4	61.1	80.5
<i>Répétition</i>	55.2	59.8	75.7
cœur B	58.1	45.9	75.7
<i>Répétition</i>	55.3	48.9	76.7
cœur C	58.4	51.9	57.8
<i>Répétition</i>	54.5	54.8	56.04

Tableau 2: 1ère analyse - FEVG 4D au T1

ICC inter		0.045
ICC intra		0.96

Tableau 3: 1ère analyse - ICC 4D au T1

Commentaires : Nous avons sur la première colonne, les valeurs en rouge, correspondant aux fractions d'éjections obtenues par l'opérateur 1. En bleu, les données de l'opérateur 2 et en vert, les valeurs de l'opérateur 3. Les valeurs ICC inter et intra ont été calculées par un outil Excel qui nous a permis d'obtenir l'ANOVA. Ensuite, dans les résultats obtenus par l'analyse de la variance, nous avons, entre autres, *les moyennes des carrés*. Nous allons introduire ces valeurs dans un calculateur ICC, toujours disponible avec Excel. Ce calculateur nous donne donc les valeurs mentionnées dans le deuxième tableau.

Nous avons alors une valeur de **0,04 (4%)** pour l'ICC inter et une valeur de **0,96 (96%)** pour l'ICC intra. Nous étudierons plus tard, la pertinence de ces résultats.

2^{ème} analyse (Tableau 4 et Tableau 5) :

Acquisition :	4D au temps 2		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 3
cœur A	64.5	59.2	61.9
<i>Répétition.</i>	59.9	46.5	68.5
cœur B	72.97	46.8	74.1
<i>Répétition</i>	75.8	46.78	67.1
cœur C	59.2	57.7	62.2
<i>Répétition</i>	58.4	59.8	57.0

Tableau 4: 2ème analyse- FEVG 4D au T2

ICC inter		0
ICC intra		0,82

Tableau 5: 2ème analyse - ICC 4D au T2

Commentaires : Nous retrouvons les mêmes opérateurs avec le même nombre d'échantillons à étudier que dans la précédente analyse. Nous avons une valeur d'ICC inter-opérateur égale à 0 et un ICC intra-opérateur de 0,82 (82%). Nous pouvons constater que certains cœurs obtiennent une fraction d'éjection (FE) assez similaire entre chaque opérateur, à quelques exceptions près, comme le « cœur A » pour l'opérateur 2, ainsi que le « cœur B » pour l'opérateur 3, dont les différences entre la première et la deuxième valeur sont plus importantes. La variabilité des autres FE est très faible.

3^{ème} analyse (Tableau 6 et Tableau 7) :

Acquisition :	4D au temps 3		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 3
cœur A	59.4	61.8	75.0
Répétition	66.0	61.0	75.4
cœur B	67.2	47.6	74.8
Répétition	66.8	41.9	69.95
cœur C	63.4	57.7	58.2
Répétition	58.5	60.4	58.23

Tableau 6: 3ème analyse - FEVG 4D au T3

ICC inter		0
ICC intra		0,92

Tableau 7: 3ème analyse - ICC 4D au T3

Commentaires : Ce tableau relève les fractions d'éjections réalisées sur les images cardiaques acquises le 29 mars et le 7 avril, les résultats obtenus sont similaires en termes de variabilité inter-opérateur, puisque cette valeur ne change pas, elle reste à 0. En ce qui concerne la valeur intra-opérateurs, celle-ci est plus élevée que celle du deuxième tableau puisqu'elle s'élève à 0,92 (92%). Cette valeur peut se justifier par la différence de variation moins importante pour deux valeurs d'un échantillon, étudié par un même opérateur.

4^{ème} analyse (Tableau 8 et Tableau 9) :

Acquisition :	4D au temps 0		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 3
cœur A	69.8	73.99	75.1
<i>Répétition</i>	71.3	73.5	73.3
cœur B	62.8	61.9	65.3
<i>Répétition</i>	59.3	59.9	62.8
cœur C	56.24	56.9	60.2
<i>Répétition</i>	58.5	55.8	60.3

Tableau 8: 4^{ème} analyse - FEVG 4D au T0

ICC inter		0,92
ICC intra		0,96

Tableau 9: 4^{ème} analyse - ICC 4D au T0

Commentaires : Ce tableau reflète les dernières segmentations dans le temps, sur les premières acquisitions réalisées. Le faible écart entre les différentes valeurs de l'ensemble du tableau fait que le résultat de l'ICC inter-opérateurs et le résultat de l'ICC intra-opérateurs sont élevés, à savoir 0,93 (93%) pour la variabilité inter-opérateurs et 0,97 (97%) pour la variabilité intra-opérateurs.

Les tableaux 10, 11, 12 et 13 ainsi que les 5^{ème} et 6^{ème} analyses ont été modifiés après reddition du travail (voir Erratum).

5^{ème} analyse (Tableau 10 et Tableau 11) :

Acquisition :	Systole 4D au temps 0		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 3
cœur A	37.0	30.3	33.8
<i>Répétition</i>	37.6	22.7	27.2
cœur B	39.6	37.3	56.4
<i>Répétition</i>	39.9	32.4	52.3
cœur C	49.6	40.6	61.6
<i>Répétition</i>	47.9	35.9	57.1

Tableau 10: 5^{ème} analyse - systoles 4D au T0

ICC inter		0.39

Tableau 11: 5^{ème} analyse - ICC des systoles 4D au T0

Commentaires : Ce tableau, fait dans un deuxième temps, nous montre un résultat inter-opérateur d'une valeur de <0.4 (<40%), pour la segmentation des cœurs en systole sur des séquences 4D au temps 0. Ce résultat, visiblement

faible, peut s'expliquer par les écarts importants, entre chaque opérateur pour des mêmes échantillons. Prenons un exemple saillant : la répétition du troisième échantillon, la différence entre les deux valeurs extrêmes est de 21,2 (57,1 – 35,9).

6^{ème} analyse (Tableau 12 et Tableau 13) :

Acquisition :	Diastole 4D au temps 0		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 3
cœur A	81.4	71.7	76.2
<i>Répétition</i>	81.2	78.0	81.2
cœur B	131.6	110.8	137.2
<i>Répétition</i>	113.9	113.4	115.8
cœur C	102.5	89.5	112.0
<i>Répétition</i>	97.5	80.0	112.4

Tableau 12: 6ème analyse - Diastoles 4D au T0

ICC inter		0.78
-----------	--	-------------

Tableau 13: 6ème analyse - ICC des Diastoles 4D au T0

Commentaires : Pour ce tableau représentant les valeurs des volumes cardiaques en diastole sur les séquences 4D de nos trois échantillons, avec répétitions, nous obtenons un résultat ICC inter-opérateur plutôt convainquant. Le résultat de 0,78 (0,78 %) nous montre une bonne concordance entre les résultats des différents opérateurs.

7.3.3 Résultats ICC pour les séquences 2D ciné

1^{ère} analyse (Tableau 14 et Tableau 15) :

Acquisition :	2D ciné au temps 1		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 3
cœur A	63,2	61,1	56,6
<i>Répétition</i>	62,0	62,0	51,4
cœur B	61,3	64,5	69,7
<i>Répétition</i>	62,94	69,5	64,1
cœur C	57,5	71,6	66,9
<i>Répétition</i>	60,1	64,0	68,3

Tableau 14: 1ère analyse - FEVG 2D au T1

ICC inter		0,13
ICC intra		0,71

Tableau 15: 1ère analyse - ICC 2D au T1

Commentaires : Les 2D cinés offrent des valeurs inter-opérateur - aussi faibles soient-elles - supérieures aux résultats obtenus pour les 4D précédemment (sauf pour le T0). Pour la valeur ICC inter-opérateur, nous obtenons 0,13 (13%). Pour la valeur ICC intra-opérateurs, nous n'avons obtenu que 0,71 (71%), ce qui est la valeur la plus faible que nous ayons obtenu jusqu'à présent pour cette mesure.

2^{ème} analyse (Tableau 16 et Tableau 17):

	2D ciné au temps 3		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 3
cœur A	58,12	58,3	57,6
Répétition	58,2	54,8	54,1
cœur B	62,2	58,6	70,8
Répétition	59,3	51,5	70,9
cœur C	58,3	64,1	64,5
Répétition	64,8	64,6	69,1

Tableau 16: 2ème analyse - FEVG 2D au T3

ICC inter		0,21
ICC intra		0,75

Tableau 17: 2ème analyse - ICC 2D au T3

Commentaires : Pour ce deuxième tableau, nous obtenons une légère amélioration des valeurs inter et intra-opérateurs. Pour la valeur ICC inter-opérateur, la valeur 0,21 (21%) a été enregistrée. En ce qui concerne l'ICC intra-opérateurs, il est, lui-aussi, supérieur au tableau numéro 1 étant donné qu'il est de 0,76 (76%).

3^{ème} analyse (Tableau 18 et Tableau 19) :

	2D ciné au temps 1 + 3		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 3
cœur A	58,1	58,3	57,6
<i>Répétition</i>	58,2	54,8	54,1
cœur B	62,2	58,6	70,8
<i>Répétition</i>	59,3	51,5	70,9
cœur C	58,3	64,1	64,5
<i>Répétition</i>	64,8	64,6	69,1
cœur A	63,3	61,1	56,6
<i>Répétition</i>	62,1	62,0	51,4
cœur B	61,3	64,5	69,7
<i>Répétition</i>	62,9	69,5	64,1
cœur C	57,5	71,6	66,9
<i>Répétition</i>	60,1	64,1	68,3

Tableau 18: 3^{ème} analyse - FEVG 2D aux T1 et T3

ICC inter		0,12
ICC intra		0,73

Tableau 19: 3^{ème} analyse - ICC 2D aux T1 et T3

Commentaires: Pour ce tableau, nous avons combiné les deux anciens tableaux et les avons fusionnés pour n'en faire qu'un. Ceci afin d'obtenir une valeur plus proche de la réalité. Nous avons une valeur d'ICC inter plus faible que celle du Tableau 14 et une valeur intra entre celles des Tableau 14 et Tableau 16.

7.3.4 Bland-Altman

Comme nous l'avons déjà mentionné, le Bland-Altman nous permet de comparer les deux séquences sur un graphique (ou figure). Nous avons effectué ces figures pour chacun des opérateurs de manière individuelle avec l'ensemble des fractions d'éjections des trois sujets. Les points correspondent aux valeurs des FEVG obtenues grâce aux 4D, alors que la moyenne du tableau est faite sur la moyenne des valeurs FEVG de l'ensemble des 2D cinés, segmentés par chacun des opérateurs. Sur les tableaux, nous allons retrouver nos valeurs représentées par des points bleus. En rouge, ce sera la moyenne des différences entre les valeurs des 2D cinés et des 4D.

Les limites d'agrément à 95% sont représentées par les lignes violette et verte (respectivement supérieure et inférieure). Ces limites nous permettent d'extrapoler nos résultats (comme nous l'avons vu au chapitre 5.4.2 Outils de mesure) seulement si nos valeurs suivent la loi normale.

Les limites d'acceptation (en gris (supérieure) et jaune (inférieure)) ont été définies selon les erreurs types connues en 2D ciné qui est le goldstandard. Ces limites sont considérées comme des seuils cliniques permettant d'obtenir des valeurs fiables. Ce sont sur ces limites d'acceptations que les interprétations se feront, étant donné qu'elles représentent directement le rapport avec la séquence de référence 2D ciné. Selon la littérature, les coefficients de variabilité du calcul de la fraction d'éjection du ventricule gauche peuvent aller de 2.4% jusqu'à 7.3%. (Grothues 2002). Afin de rendre plus visible ces limites sur les différents graphiques, nous avons décidé d'arrondir les limites supérieure et inférieure à 7.5%.

Nous commençons avec le tableau de l'opérateur 1, puis celui de l'opérateur 2 et enfin, celui de l'opérateur 3.

Opérateur 1 :

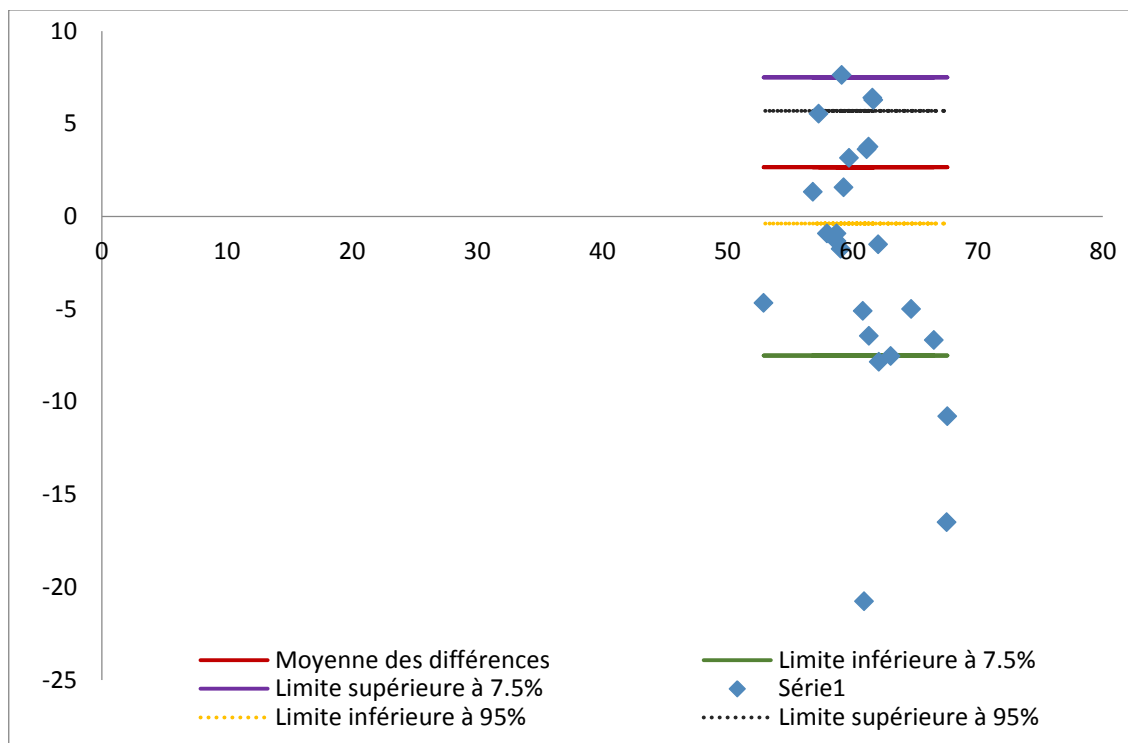


Figure 58: Bland-Altman opérateur 1

Commentaires : Pour l'opérateur 1, nous avons des valeurs moyennes de fractions d'éjections, qui varient entre 52 et 67%. Cette fourchette est assez restreinte et semblable entre les opérateurs. Là où les différences sont plus nettement observables, c'est au niveau des écarts entre les valeurs des 2D cinés et des 4D. Nous constatons cette différence en ordonnée (ou dans l'axe Y, ou de manière verticale). Nous nous apercevons que la majorité des valeurs sont comprises dans les limites cliniques, à l'exception d'une minorité de points pour lesquels l'opérateur a sous-estimé les valeurs. Ces dernières se retrouvent à l'extérieur des limites de 10%, plus précisément en dessous de celles-ci, à -11%; -17% et -21%. Ces différences tiennent compte de la valeur « 0 » correspondant à la moyenne des 2D cinés.

Opérateur 2 :

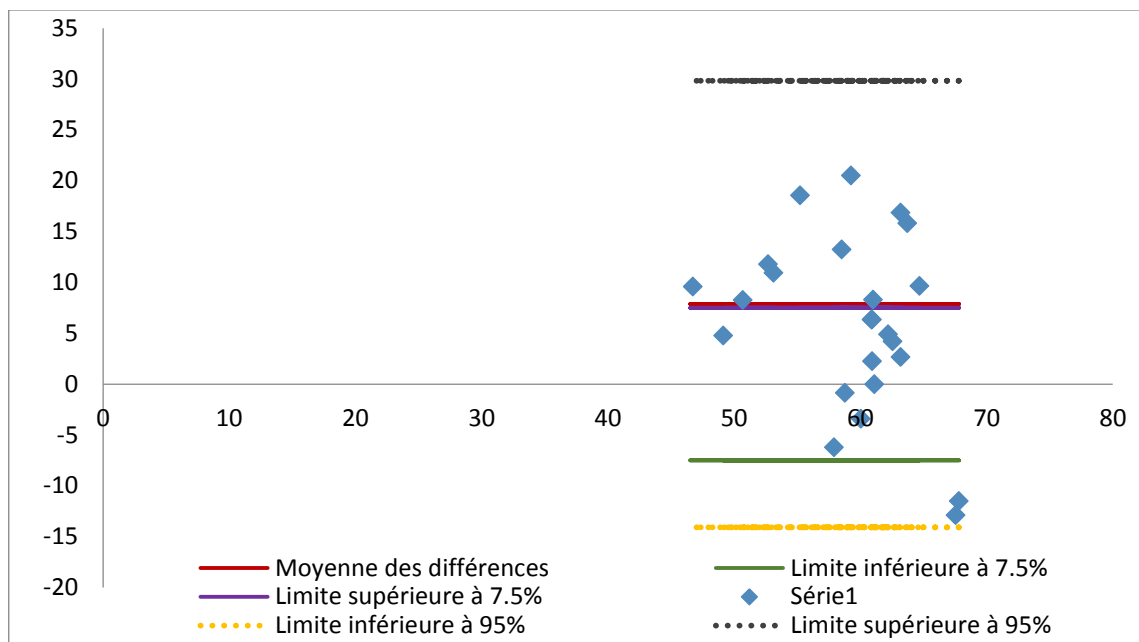


Figure 59: Bland-Altman opérateur 2

Commentaires : Pour l'opérateur 2, les valeurs des moyennes des FE sont comprises entre 47% et 68%. L'écart des données est légèrement plus large que pour l'opérateur 1. Quant aux valeurs extrêmes, nous retrouvons deux points aux alentours de 68%. Des explications viendront dans un chapitre ultérieur. L'opérateur a sous-estimé ses valeurs à quatre occasions ; -3%, -6% et -68% deux fois.

Opérateur 3 :

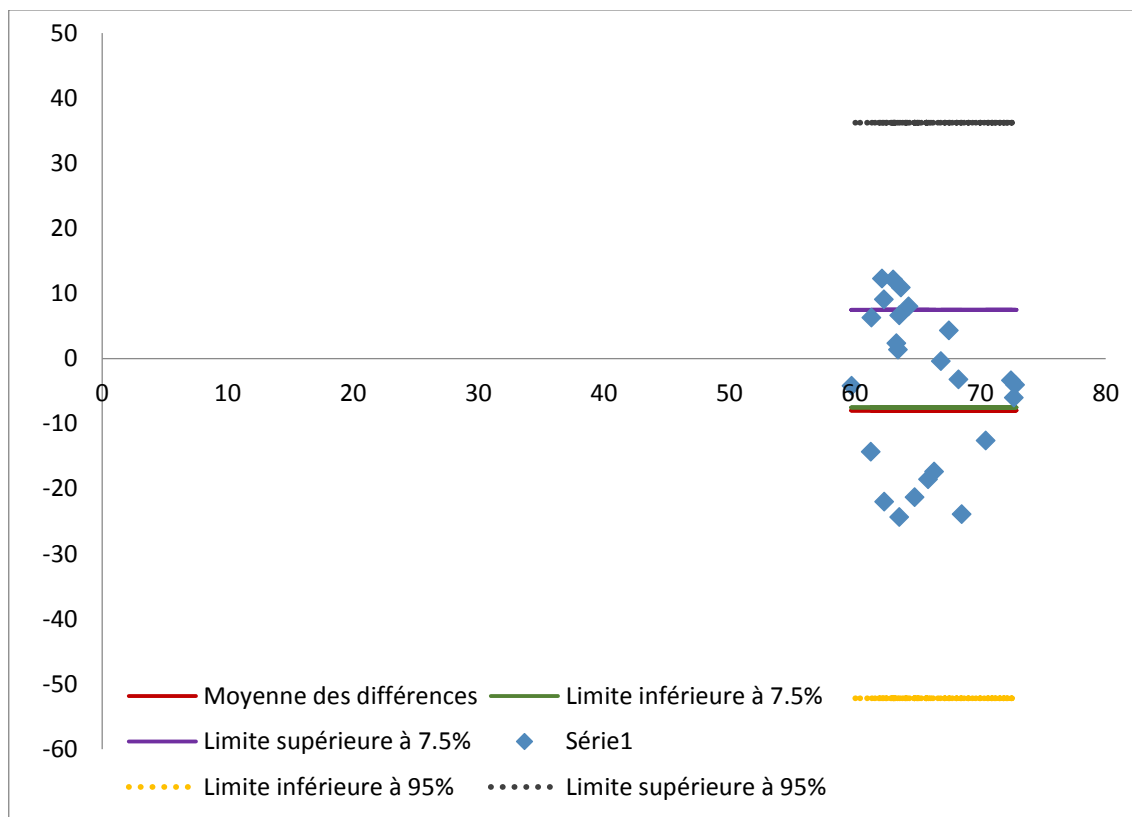


Figure 60: Bland-Altman opérateur 3

Commentaires : Quant au tableau de l'opérateur 3, nous avons des valeurs comprises entre 60% et 73%. La moyenne des différences se trouve en dessous de la valeur « 0 » des 2D cinés. Il y a donc un biais de - 8%. Néanmoins, nous pouvons constater que l'opérateur a surestimé une partie des valeurs 4D de manière générale par rapport à ses propres valeurs 2D. Cette ambiguïté sera expliquée au prochain chapitre. La variation des différences s'engage entre ; +12% et -24%.

VIII. Discussion

Pour obtenir les résultats les plus significatifs possible, nous avons effectué plusieurs mesures et calculs afin de définir les variabilités inter- et intra-opérateurs. Ces variabilités nous fournissent des outils pour ensuite évaluer de manière plus précise la concordance entre la séquence 2D ciné et la séquence 4D.

Pour ce travail, nous étions trois opérateurs à effectuer les différentes segmentations.

La variabilité inter- et intra-opérateur a été calculée pour les segmentations effectuées sur les séquences 2D ciné et les séquences 4D séparément à des temps différents.

Dans le tableau concernant les segmentations des séquences en 2D ciné, nous observons une valeur de l'ICC inter-opérateur de 0.12 au temps T1 et 0.21 au temps T2. Ces valeurs montrent une pauvre concordance (<0.4) selon Gstoettner, Sekyra, et al (2007) ainsi que Haritoglou, Neubauer, et al. (2002). En ce qui concerne l'ICC inter-opérateur des séquences 4D, nous soulevons le même constat : les valeurs aux T1 (0.044) et T2 (0) démontrent clairement une corrélation faible entre les opérateurs.

Nous en concluons que les opérateurs ont une très grande différence de segmentations des séquences 2D ciné et 4D.

Concernant la variabilité intra-opérateur, nous obtenons, pour le 2D ciné, des valeurs au T1 de 0.71 et de 0.75 au T2. Celle-ci sont synonymes de bonnes corrélations ($0.60 < ICC < 0.75$) intra-opérateur. Pour la séquence 4D, nous obtenons des résultats plus élevés : 0.96 au T1 et 0.82 au T2.

Nous réalisons que la variabilité intra-opérateur offre une précision bien meilleure et plus robuste face à la variabilité inter-opérateur. En raison de ces résultats, nous privilégions l'analyse intra-opérateur pour effectuer une comparaison de l'évaluation de la fraction d'éjection entre le 2D ciné et la 4D. Il semble que nous obtenons des données plus reproductibles dans les différentes valeurs collectées au sein d'un seul et même opérateur.

8.1 Sources d'erreur

Les ICC très pauvres obtenues pour la variabilité inter-opérateur peuvent être expliquée par différentes hypothèses. La faible corrélation inter-opérateur montre que la principale source d'erreur s'effectue lorsque les opérateurs travaillent sur les images, c'est-à-dire au post processing. En effet, étant donné que la corrélation intra-opérateur est bonne, nous remarquons que les données ont été acquises traitées de manière similaire et précise.

Voici plusieurs sources d'erreur engendrée par le post-processing :

- **Expérience**

L'expérience est un élément extrêmement important dans le cadre de la segmentation cardiaque. En raison de notre statut d'étudiant TRM, nous n'avons pas eu l'occasion, lors de notre pratique, d'acquérir beaucoup d'expérience concernant la segmentation du ventricule gauche. Ce manque d'expérience a eu un impact d'autant plus important que nous avons chacun évolué de manière très personnelle et individuelle en nous appuyant sur nos acquis sans aucune formation ou instruction sur la segmentation et sans référence d'un expert par exemple. Nous avons donc estimé chacun selon notre propre expertise la segmentation de cette cavité.

- **Choix systole-diastole**

Le choix des temps cardiaques systole ou diastole se base aussi sur une certaine expérience et reste une appréciation très personnelle. En outre, le choix de la coupe en diastole ou systole sur la séquence 4D reste laborieux. En effet, les différents temps cardiaques sont présentés en coupes axiales strictes, avec une résolution en contraste peu optimale, ce qui engendre une plus grande variabilité inter-opérateur sur le choix de la phase systolique et diastolique. En 2D ciné, le choix de ces différentes phases reste aussi très imprécis, car plusieurs coupes sont acquises très proches lors de ces phases cardiaques.

- **Choix de la coupe basale et apicale**

Un autre biais qui rentre en compte est l'appréciation de la délimitation de la cavité cardiaque par l'opérateur. Il doit définir la coupe basale et apicale en s'aidant du plan en 4 cavités correspondant au temps cardiaque. Cette

coupe basale a une très grande influence en raison de son volume qui est généralement le plus élevé face aux autres coupes. Dans la séquence 2D ciné, en raison de l'épaisseur de coupe élevée (8 mm), le choix de segmenter une coupe en plus peut augmenter ou réduire le volume de manière

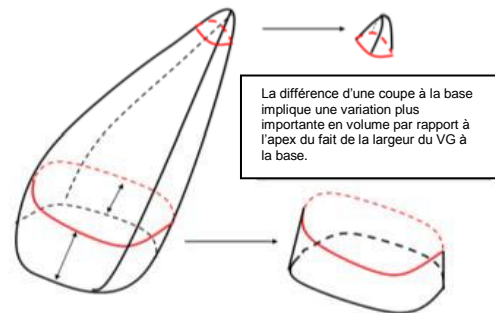


Figure 61 : Influence des coupes basale et apicale sur le volume du VG

importante. En 4D, l'épaisseur de coupe est de 2,5 mm, ce qui permet à l'opérateur de choisir avec plus de finesse la coupe basale et apicale. A contrario, cette finesse augmente la probabilité que les opérateurs ne prennent pas la même coupe.

- **Choix du contraste**

Le choix du contraste a lui aussi une influence importante sur la segmentation des cavités cardiaques. Pour les séquences 2D ciné, c'est un paramètre très robuste vu l'encodage optimal du sang. Par contre, pour les séquences 4D, le contraste est une véritable source de divergence. En effet le choix du contraste va grandement influencer sur la différenciation du myocarde et du sang impliquant ainsi une très grande variabilité entre les différents opérateurs. Une nouvelle fois, l'expérience a un impact important sur cette donnée.

- **Précision de la segmentation**

L'outil de segmentation « en polygone » utilisé dans le logiciel Osirix engendre lui aussi des variabilités. En fonction du nombre de points clés définis pour le contourage de la cavité, la précision sera plus ou moins

accrue. À nouveaux, ce paramètre dépend de l'opérateur et du nombre de points qu'il définit pour contourner le VG.

- **Choix des plans de coupes**

La séquence 4D est reconstruite post acquisition dans les différents plans cardiaques standardisés. La qualité de ces reconstructions dépend elle aussi de l'opérateur. La mise en place des plans dépend de l'expérience, du contraste et de la bonne connaissance de l'anatomie des cavités. Chaque reconstruction dépend de l'opérateur avec une influence directe sur le calcul de la fraction d'éjection.

Dans le cadre du 2D ciné, cette source de variabilité ne rentre pas en compte grâce à la mise en place des différents plans cardiaques dès l'acquisition, ce qui permet de limiter les biais et donc la variabilité inter-opérateur (vu que seule la segmentation pourrait être une source d'erreur).

- **Fatigue**

Pour finir, la fatigue lors de longues heures de segmentations rentre en compte dans la variabilité inter-opérateur. Avec la fatigue, l'opérateur peut devenir de moins en moins attentif et commettre des erreurs de reconstruction et de segmentation.

Ces différentes hypothèses énoncent très clairement les nombreuses sources d'erreurs que l'on a pu rencontrer et qui pourraient expliquer la faible corrélation inter-opérateur.

Suite à la correction des tableaux 10 à 13 après la reddition de ce travail, le paragraphe suivant a été modifié pour une meilleure compréhension (voir Erratum).

Afin de tenter de mieux cibler les sources d'erreurs provoquant cette faiblesse dans les données inter-opérateur, nous avons tenté d'acquérir des valeurs avec quelques rectificatifs. Pour limiter au maximum les paramètres pouvant entraîner des écarts trop importants lors du calcul de la FE, nous avons décidé de redéfinir certains paramètres. Tout d'abord, nous avons segmenté séparément le temps systolique et diastolique de la séquence 4D. Ensuite, une

reconstruction commune a été effectuée et chaque opérateur a segmenté une seule et même reconstruction. Enfin, la coupe la plus basale a été définie pour tout le monde. Une fois les valeurs de segmentations récoltées, nous remarquons que la variabilité inter-opérateur du temps systolique reste toujours très faible (0.39). Toutefois, nous constatons que la variabilité inter du temps diastolique est, quant à elle, excellente (0.77). Cette différence met en lumière une source d'erreur inconnue jusque-là : l'impact du temps systolique sur le calcul de variabilité inter en FE. Par conséquent, nous pouvons dire que la segmentation au temps systolique est très différente selon l'opérateur ayant une répercussion directe sur la précision du calcul de la FE.

8.2 Différence entre les deux séquences

8.2.1 Résultat Bland Altman

Nous comparons la différence entre les deux séquences en utilisant la méthode Bland Altman. Avec les diverses mesures effectuées, nous obtenons différentes informations :

- La moyenne des différences
- L'écart type des différences
- La limite d'agrément supérieure et inférieure à 95%
- La limite d'acceptabilité supérieure et inférieure à 7.5%

Ces données distinctes permettent d'émettre plusieurs hypothèses. La moyenne des différences nous indique si la séquence 4D tend à donner une fraction d'éjection plus basse ou plus élevée que la 2D ciné. Si nous regardons les opérateurs 1 et 2, nous trouvons respectivement une valeur de 2.65 et 7.87). Nous pouvons en conclure que chez ces opérateurs la séquence 4D a tendance à donner une fraction d'éjection plus élevée que la séquence 2D ciné. A l'inverse de ce constat, l'opérateur 3 donne à la séquence 4D une fraction d'éjection qui tend à être plus basse que pour la 2D ciné. Considérant la 2D comme étant la séquence de référence en termes de mesure de la fraction

d'éjection, nous pouvons alors énoncer que la séquence 4D concède un biais positif ou négatif selon l'opérateur.

Toutefois, afin de mieux visualiser et quantifier ce biais et savoir si celui-ci est significatif ou non, nous utilisons les limites d'acceptabilités supérieures et inférieures définies précédemment.

Nous pouvons ainsi nous rendre compte de l'importance, face à la séquence 2D ciné, de la répartition des différentes mesures autour du biais de la séquence 4D. Nous remarquons que pour chaque opérateur le biais concédé se situe entre les limites supérieures et inférieures du coefficient de variabilité de la séquence de référence (7.5%). Cependant, pour l'opérateur 2 et 3 nous remarquons que le biais est très proche de la limite supérieure pour l'un et inférieure pour l'autre. On constate alors qu'une partie des valeurs se situe en dehors des limites d'acceptabilité. Ce qui pourrait être traduit par le fait que la séquence 4D offrirait une moins bonne précision que la séquence de référence. Il faut toutefois rester prudent sur les conclusions que l'on peut tirer étant donné que les limites d'acceptation sont présentes à valeur indicative.

Les limites d'agrément sont définies comme énoncé avant. Elles ont, comme rôle, l'extrapolation des résultats. En effet, si les valeurs suivent la loi normale, on peut énoncer que 95% des valeurs se retrouveront à l'intérieur des limites définies. Malheureusement dans notre cas, les valeurs ne suivent pas la loi gaussienne. De ce fait, les limites d'agrément sont à considérer avec précaution. Le fait que nos valeurs ne suivent pas la loi normale s'explique principalement par le manque de données récoltées lors de cette étude. La conséquence qui en découle est la faible extrapolation que nous pouvons faire de nos résultats de comparaison entre la séquence 4D et la séquence de référence 2D ciné.

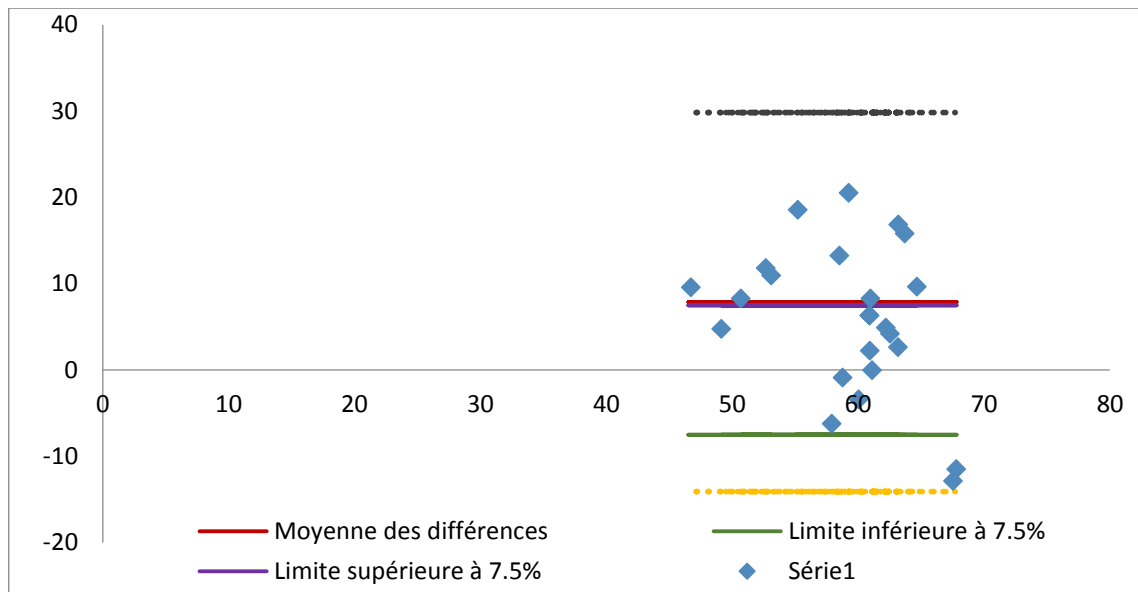


Figure 62 : Bland-Altman Opérateur 1

En ce qui concerne les biais, nous pouvons remarquer qu'ils diffèrent selon les opérateurs. La dispersion des valeurs, elle non plus, n'est pas similaire d'un opérateur à l'autre. Certaines fois, des nuages de points sont clairement visibles bien en dessus du biais.

Plusieurs conclusions peuvent être tirées :

Premièrement : obtenir un faible biais permet de valider la méthode comme étant précise. Cependant avoir des limites d'agrément (limite de 95%) très larges a comme conséquence la présence de beaucoup de dispersion et donc une fiabilité de la méthode douteuse.

Deuxièmement : si le biais est important (comme chez l'opérateur 1, 2 et 3) alors la méthode peut être rejetée au vu de son manque de précision. Toutefois, si les limites d'agrément sont serrées, il en résulte une fiabilité de la méthode plus importante.

La dispersion des données reste un sujet délicat pouvant être interprété de différentes manières. De manière générale, sur les trois opérateurs, une certaine dispersion est bien présente, pouvant indiquer une fiabilité moyenne de la séquence 4D.

8.2.2 Les facteurs intrinsèques

Néanmoins, ces variations, dans les moyennes de différences, traduisent une certaine tendance au sein de chaque opérateur. Si nous nous penchons sur les graphiques mettant en lien les différences de FE en fonction des acquisitions entre les 4D et les 2D (Figure 63), nous pouvons remarquer que les opérateurs tendent à produire des valeurs supérieures puis inférieures à la valeur du gold standard et certaines fois similaires.

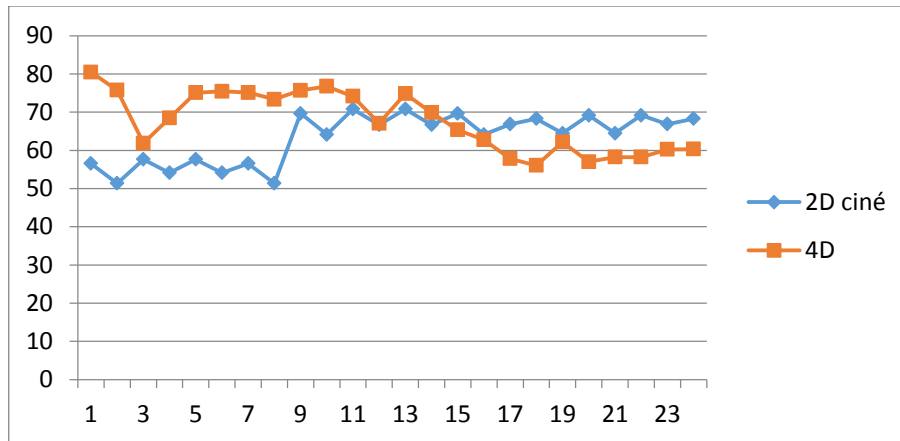


Figure 63 : Tableau récapitulatif des FEVG

Cette tendance peut s'expliquer en analysant les groupes d'acquisition. En effet, le fractionnement des valeurs supérieures (points 1-8), similaires (points 9-16) et inférieures (points 17-24) correspond à chaque fois à un cœur différent. La variation des FEVG dépend beaucoup du cœur segmenté.

Cette conclusion pousse la réflexion sur l'impact des facteurs intrinsèques du patient par rapport aux résultats obtenus. Nous émettons plusieurs hypothèses pour trouver les différents facteurs qui auraient un impact sur la mesure de la FEVG :

- **Rythme cardiaque**

Dans un premier lieu, la qualité de l'examen cardiaque est très dépendante du cycle cardiaque du patient. Nous avons réalisé que les différents volontaires effectuant l'examen avaient tous des rythmes cardiaques différents. La condition physiologique des individus fait effectivement varier le rythme. Cette variation a un impact sur la qualité des images, notamment sur

la résolution en contraste. Cela entraîne des différences de segmentation au vu du contraste de moyenne qualité. En effet, il est plus difficile de segmenter un VG dans lequel la différenciation des multiples tissus est très peu perceptible.

- **Stress**

Dans le cadre des acquisitions, nous avons constaté aussi que certains sujets étaient plus stressés que d'autres. A cause de la durée de l'examen, nous avons vu que le rythme pouvait s'en trouver modifié au cours des acquisitions. Selon notre manière de procéder, nous avons toujours commencé par les acquisitions en 2D ciné et nous avons fini avec les 4D, ce qui augmente le stress du volontaire, car la 4D a une durée variable. Ceci pourrait expliquer une différence de rythme et avoir un impact sur la mesure de la FEVG.

Un autre facteur serait le stress induit par l'examen chez certains volontaires. En effet, à mesures des différentes séances d'acquisition, nous remarquons un certain stress grandissant chez certains volontaires provoquant des rythmes cardiaques différents entre chaque séance. On comprend dès lors que le stress a un impact direct sur la qualité des images et donc sur la mesure de la FE.

- **Épaisseur de coupes**

Dans le cadre de la reconstruction, il nous est possible de définir l'épaisseur de coupe pour reconstruire le petit axe. Alors que dans le 2D ciné le compromis entre l'épaisseur de coupe et le temps d'apnée est présent, en 4D cette limite n'existe pas, ce qui permet de travailler en coupes fines (2,5 mm) améliorant ainsi la qualité de la segmentation. En effet, avec un bloc 3D, les MPR permettent des reconstructions de très bonne qualité offrant un niveau de précision quant à la segmentation supérieure et donc différente de la 2D (8 mm).

- **Plan de coupes**

Les plans de coupes engendrent eux aussi une différence entre les deux techniques. Les plans en 2D sont définis à l'acquisition avec les différentes séquences acquises auparavant, ce qui peut amener certaines différences et donc des imprécisions dans les plans cardiaques. La séquence 4D permet de reconstruire en post traitement les différents plans. Mais ils seront forcément différents que ceux définis à l'acquisition en raison d'une plus grande aisance dans la mise en place des plans de coupes en s'aidant des différents axes que le MPR offre.

- **Résolution en contraste**

Nous remarquons une différence très notable de la résolution en contraste entre la séquence 2D et 4D. Effectivement, la séquence 2D permet d'obtenir un contraste « bright blood » qui permet de voir extrêmement bien le sang en hyper signal alors que le myocarde est en hypo signal. C'est cette résolution de contraste qui lui confère la dénomination de gold standard dans la segmentation du VG. La séquence 4D, quant à elle, délivre un contraste moins performant pouvant amener à certaines appréciations douteuses face à la 2D. Malgré plusieurs techniques utilisées telles que la soustraction et l'utilisation de vitesse d'encodage lente, le contraste en 4D reste en dessous de celui obtenu par la 2D. Cela a un impact certain sur les différences de FE.

- **Gating respiratoire**

Dans les différences de technique d'acquisition, nous pouvons évoquer les différentes techniques de gating respiratoire utilisées. En effet, on utilise l'apnée en 2D ciné, alors que c'est l'écho navigateur qui est utilisé pour la 4D. On peut très clairement émettre l'hypothèse que les différences d'apnées induisent une plus grande source d'erreur contrairement à l'écho navigateur qui reste une technique très robuste. Cette différence a peu d'impact direct sur la FE, mais reste une source de différence dont on tient compte.

- **Sensibilité au mouvement**

Le mouvement, malgré les différentes techniques mises en place pour le contrer, reste très présent. La séquence 4D reste très sensible aux mouvements ce qui peut très rapidement engendrer des images fantômes ou des dédoublements de structures qui rendent la segmentation du VG difficile.

8.2.3 Les graphiques

Après avoir énoncé ces potentielles sources de biais, nous allons nous attarder sur certaines particularités des graphiques. Dans l'ensemble, nous retrouvons une majorité des moyennes dans les limites de 7.5% que nous avons fixées. Toutefois, certaines valeurs extrêmes sont visibles chez chaque opérateur (**en rouge**) nous expliquons ces valeurs par une comparaison éronnée entre une séquence 4D acquise à un temps très différent du temps de la 2D correspondante. En effet pour compléter nos données, nous avons comparé une séquence 4D acquise au mois de décembre 2015 avec une séquence 2D datant de février 2016. Cette différence chronologique peut expliquer des écarts à cause des multiples facteurs énoncés plus haut et qui ont un impact sur la mesure de la FE.

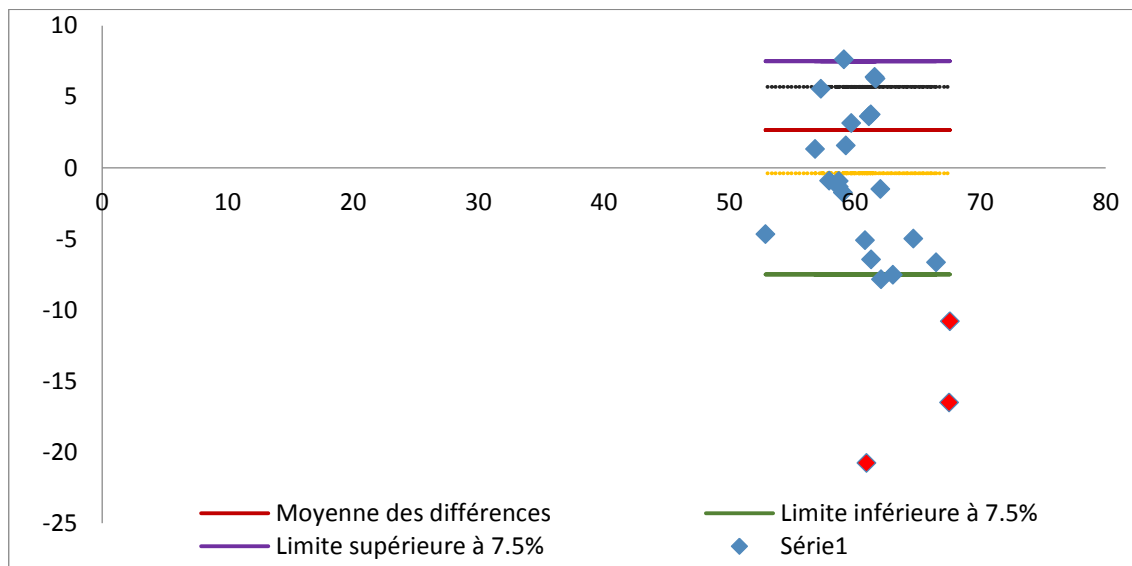


Tableau 20: Mean FEVG opérateur 1

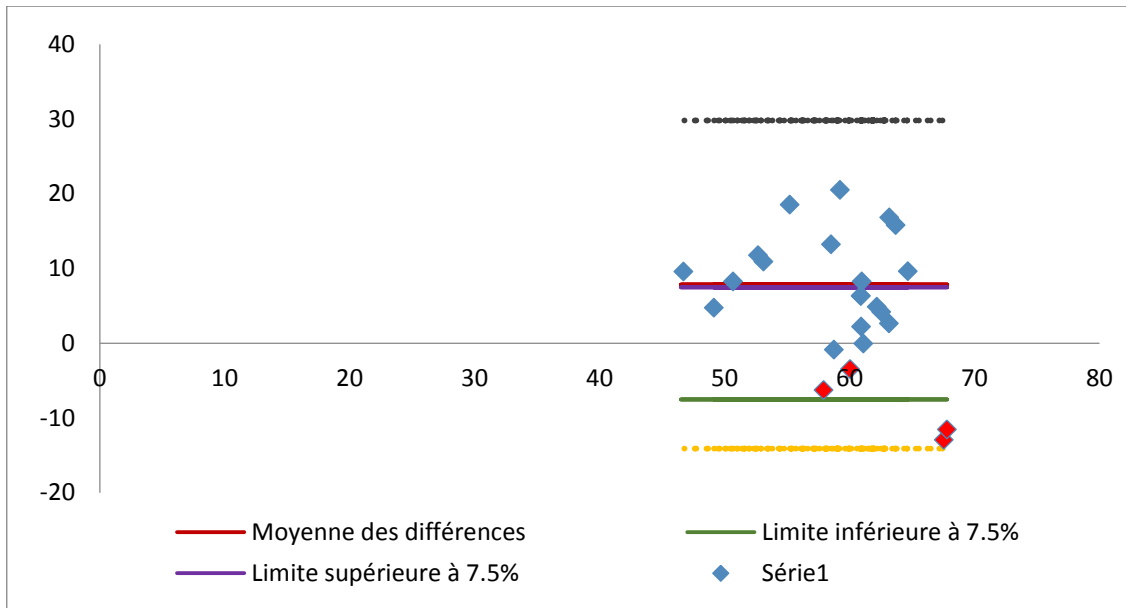


Tableau 21: Mean FEVG opérateur 2

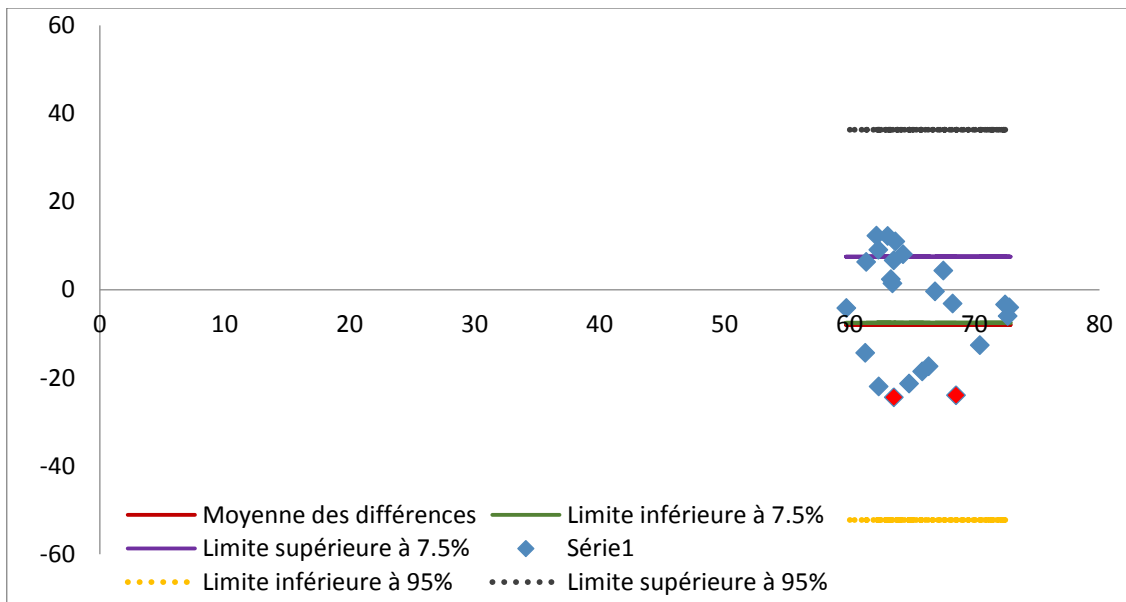


Tableau 22: Mean FEVG opérateur 3

Nous remarquons un nuage de points bien au-dessus de la limite supérieure sur le tableau de l'opérateur 3 (Tableau 22). Ce nuage peut se quantifier avec les pourcentages de différences des moyennes effectuées dans ce tableau (pourcentage en rouge = + de 7.5%). Après recherche, nous remarquons que ce sont les segmentations des phases systoliques en 4D qui sont très faibles entraînant une importante différence de FE. En comparant les différentes segmentations sur une coupe en systole de ce cœur par chaque opérateur (Figure 64), nous remarquons une différence très nette entre l'opérateur 3 (Vert) et les opérateurs 1(Rose) et 2 (Bleu).

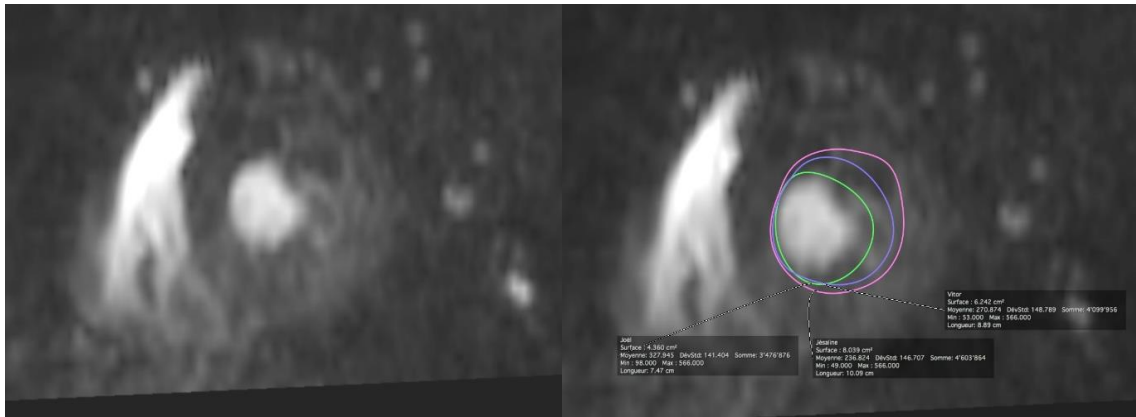


Figure 64 : Différences de segmentation inter-opérateur de la phase systolique (capture d'écran, Osirix)

Cette différence est retrouvée sur chaque segmentation des phases systoliques des séquences 4D de ce volontaire. Nous pouvons donc très clairement expliquer ce biais par une différence de segmentation entre autres due à une appréciation différente du contraste de l'image.

À travers ces analyses, nous pouvons conclure qu'il existe une concordance notable entre la séquence 2D et 4D. Et cela même si cette dernière a tendance à obtenir des valeurs plus basses ou plus hautes face à la 2D ciné, tout en restant dans les limites définies. De plus, il est important de rester attentif aux nombreuses sources de biais et idéalement tenter de les contrer au maximum.

IX. Conclusion

9.1 Discussion

Suite à la modification des tableaux 10 à 13 après la reddition de ce travail, le premier paragraphe de ce chapitre a été modifié (voir Erratum).

L'importante variabilité inter-opérateur que nous avons soulevée au point 7.3 Résultats des segmentations pose une réelle question sur la reproductibilité et donc la fiabilité de la séquence 4D.

Cela s'explique facilement : d'une part, nous avons l'expérience et l'aptitude des opérateurs à segmenter le ventricule gauche avec rigueur et précision. On peut définir ce groupe comme étant les facteurs extrinsèques à la séquence.

D'autre part, nous avons les contraintes directement liées à la séquence, telles que les résolutions en contraste et temporelle. Nous définissons ce groupe comme étant des facteurs intrinsèques à la séquence.

Dans le cadre des facteurs extrinsèques à la séquence, nous pensons à plusieurs techniques qui auraient pu avoir un impact sur les résultats obtenus : Tout d'abord, faire segmenter la séquence 4D par un ou des experts nous permettrait d'acquérir une expertise plus importante dans la segmentation et donc une plus grande robustesse dans la précision des calculs de FE.

L'utilisation d'outils dédiés aux mesures des FE tels que la méthode bi-plan ou alors l'emploi d'un outil de segmentation automatique pourrait aussi diminuer la variabilité entre les différents opérateurs.

Dans tous les cas, nous distinguons une reproductibilité faible. En raison d'un nombre de volontaires et de segmentations insuffisantes, nous ne pouvons en déduire une conclusion fiable.

On remarque aussi que la concordance entre la séquence 2D et 4D est très variable, nous nous demandons si le biais de cette séquence 4D face à la 2D est, au vu de la clinique, acceptable. En effet il serait intéressant, dans le but de rendre optimale la lecture des résultats, de discuter avec des médecins cardiologues pour un avis extérieur.

Selon les conclusions des médecins, il serait tout à fait possible d'émettre une hypothèse plus robuste. Cependant, nous remarquons que ces variations dépendent énormément du rythme cardiaque des trois volontaires. Certes, nous avons une certaine quantité de données, mais celles-ci ont été générées suite à des répétitions entre les sujets, faisant persister l'impact du rythme cardiaque sur la résolution temporelle de la séquence.

Plusieurs possibilités pour améliorer ces biais sont envisageables. Tout d'abord : augmenter le nombre de volontaires de départ. Cela permettrait une meilleure distribution du biais induit par les différents rythmes cardiaques. Ensuite, il faudrait travailler davantage sur les paramètres de la séquence afin d'optimiser la qualité des images et amener un meilleur traitement de ces données.

9.2 Réponses aux questions de recherche

Lors de notre travail, certains questionnements ont été soulevés. Il nous semble important de revenir dessus, de manière ponctuelle, afin d'amener une synthèse à notre cheminement.

Est-ce que les images acquises avec une séquence 4D permettent une reproductibilité dans la segmentation du VG et une mesure de la FE fiable ?

Au vu de notre travail, nous avons réussi à obtenir - en développant plusieurs stratégies - une séquences 4D qui nous permet d'obtenir une résolution en contraste et une résolution temporelle satisfaisantes. Nous visualisons suffisamment l'anatomie cardiaque (plus spécialement au temps diastolique) pour effectuer une segmentation satisfaisante du ventricule gauche. Le temps systolique reste plus délicat à segmenter. Malgré cela, il est possible d'obtenir une reproductibilité correcte permettant d'avoir des valeurs de FE cohérentes et stables dans le temps.

Est-ce que la séquence 4D permet d'obtenir des FE équivalentes face à une séquence Gold-standard telle que la 2D ciné ?

Nous avons remarqué que nos données de segmentations 4D diastole-systole présentaient parfois des écarts surprenants face à la séquence de référence. Le temps systolique est particulièrement peu robuste. Cela induit une sensibilité plus importante concernant les valeurs de FE obtenues (qui restent cependant acceptables). De plus, les calculs de FE ont été influencés par l'ordre des répétitions. On peut donc conclure que les FE ne présentent pas une adéquation parfaite entre la 2D et la 4D, mais un volume de données plus important permettrait de tirer une conclusion plus fiable et plus précise.

Quels sont les paramètres qui influencent sur le temps et la qualité de l'acquisition ?

Lors des acquisitions, nous avons remarqué que la durée différait grandement entre les volontaires. Nous expliquons ces écarts principalement par le rythme cardiaque des patients. En effet le rythme cardiaque reste un paramètre des plus influençant dans les acquisitions cardiaques 2D. Les images obtenues sur un volontaire stressé et donc avec un rythme cardiaque accéléré, ont très clairement rallongé le temps d'acquisition passant certaines fois à plus du triple du temps face à un sujet détendu (l'augmentation du temps est due à une moins bonne corrélation entre la fenêtre d'acquisition définie et le rythme cardiaque réel). La qualité des images est intimement liée aux mouvements du volontaire d'autant plus que la séquence 4D est très sensible aux mouvements.

Outre la validation de la séquence 4D, ce travail nous a initié à un travail de recherche conséquent. Nous avons conscience que notre contribution n'a pas une pondération comparable à celles des travaux de recherches mentionnés dans notre bibliographie. Néanmoins, nous avons saisi l'opportunité de nous immerger dans ce domaine vaste qu'est le monde de la recherche médicale. La maîtrise d'un problème, l'élaboration d'une méthodologie réflexive ou encore l'interprétation de résultats sont des étapes auxquelles nous nous sommes confrontés. Il est vrai que nous aurions voulu avoir de meilleurs résultats pour

valider la séquence 4D et nous avons dû accepter le fait que nos données de segmentation comportaient trop de variabilité. En tant qu'étudiants, ce travail nous a apporté de la rigueur, tant dans le recueil de données que dans l'utilisation des outils statistiques. Nous avons eu l'opportunité de tester une séquence expérimentale en tant que techniciens. Cela a amélioré notre compréhension de l'IRM et particulièrement nos connaissances théoriques quant à l'IRM cardiaque et l'organe lui-même. En tant que futurs professionnels, nous avons eu l'opportunité de nous mettre à la place du patient lors d'un examen IRM. Cette expérience nous a permis de mieux comprendre le ressenti du patient. De plus, nous avons acquis de plus amples connaissances pratiques lors de la réalisation d'une IRM cardiaque (plans de coupes, gating, positionnement, préparation). De manière générale, ce travail nous a offert beaucoup d'opportunités de connaissances.

9.3 Perspective

Le but principal de ce travail a été de débiter un axe de recherche et de validation d'une séquence 4D cardiaque. Ce type de séquence reste très expérimental et demande à être approfondi de manière sérieuse pour pouvoir offrir un outil complet et optimal aux cliniciens voulant étudier le système cardiaque de la manière la plus fiable et la plus flexible possible.

Nous avons tenté par ce travail de définir si la séquence 4D pouvait éventuellement se substituer à la 2D ciné dans l'exploration du VG et du calcul de la FE de cette cavité.

Certes, les conclusions ne sont pas brillantes mais elles mettent en lumière une réelle possibilité de faire avancer la validation de la séquence 4D afin qu'elle soit reconnue comme étant un outil fiable. N'ayant pas toutes les lois réunies pour tirer des conclusions statistiques, il serait très intéressant d'effectuer ces séquences à plus grande échelle, afin d'obtenir un volume de données assez important pour tirer des conclusions robustes.

Il serait aussi intéressant de mettre en place une méthode de segmentation pour la phase systolique. Cela augmenterait la fiabilité de la détermination de la

cavité et permettrait d'améliorer la reproductibilité et la précision dans le cadre du calcul de la FEVG.

Cependant d'autres pistes de recherche et de réflexions sont possibles quant aux différentes valeurs qui peuvent être obtenues :

1) La segmentation automatique pourrait être utilisée afin de segmenter le VG sur tout le cycle cardiaque. Nous pourrions ainsi visualiser le mouvement cardiaque du VG dans son entier. Cette visualisation permettrait de mettre en évidence les phases de relaxation du VG telles que les phases isovolumétriques, le remplissage du plateau ou la contraction. Ces phases sont actuellement encore difficilement accessibles en échographie et dans d'autre modalité. Elles pourraient être la source de pathologies encore peu connues aujourd'hui.

2) Pour tester la précision et la fiabilité de la séquence 4D, il faudrait effectuer une comparaison entre le volume d'éjection :

- du ventricule gauche et du ventricule droit,
- ou entre les débits de l'aorte et des artères pulmonaires,
- ou entre les 4 veines pulmonaires,
- ou encore, entre la veine cave inférieure et la veine cave supérieure.

Un seul de ces tests serait utile étant donné que chez un sujet sain les débits de ces différentes structures doivent être similaires.

3) Le temps d'acquisition reste relativement long pour une application clinique et demande à être diminué au maximum. Il serait intéressant d'effectuer une étude sur les informations apportées par une séquence 4D ayant une durée de vingt minutes face à une séquence 2D ciné. Celle-ci étant relativement courte mais impliquant une répétition soit en raison d'un mauvais placement de coupes, soit en raison d'une région supplémentaire à explorer.

Dans tous les cas, les séquences 4D sont promises à un avenir prometteur grâce aux nombreux avantages qu'elles offrent au niveau de la technique d'acquisition et au niveau des possibilités de reconstruction impressionnante qu'elles offrent.

Bibliographie

Ambrosetti, E., Filograna, A. & Montezuma, X. (2013). *Etude de la variabilité inter- et intra-opérateur du volume de l'oreillette droite par IRM*. [Travail de Bachelor. Haute école de santé]. Accès :

[http://doc.rero.ch/record/209378/files/Travail de bachelor.pdf](http://doc.rero.ch/record/209378/files/Travail_de_bachelor.pdf)

Aziouza, F. (2013, mars). *Anatomie du cœur : topographie et dissection*. Thèse, Université Sidi Mohammed Ben Abdellah. Accès :

http://scolarite.fmp-usmba.ac.ma/cdim/mediatheque/e_theses/39-13.pdf

Basler (communication personnelle [Support de cours], 18 mars 2015)

Bouvier, G. (2016). *l'infarctus du myocarde et l'angine de poitrine* [Image]. Accès

<http://docteur-gerardbouvier.fr/page178.html>

Bucholz, E., Ghaghada, K., Qi, Y., Mukundan, S. & Johnson, G.-A.(2008). *Four-Dimensional MR Microscopy of the Mouse Heart Using Radial Acquisition and Liposomal Gadolinium Contrast Agent* - Magnetic Resonance in Medicine. Accès :

www.interscience.wiley.com

Burkhard, S. (2004). *Assessment of Left Atrial Volumes in Sinus Rhythm and Atrial Fibrillation Using the Biplane Area – Length Method and Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging with TrueFISP*. Accès:

[http://scmr.org/assets/files/members/documents/JCMR/006/LCMR i_006_04_tfja/LCMR 6 4/LCMR 6170.pdf](http://scmr.org/assets/files/members/documents/JCMR/006/LCMR_i_006_04_tfja/LCMR_6_4/LCMR_6170.pdf)

Calkoen, E.E., Roest, A.A.W., Van der Geest,R.J., ..., De Roos, A. & Westenberg, J.J.M. (2014). *Cardiovascular Function and Flow by 4-Dimensional Magnetic Resonance Imaging Techniques* - J Thorac Imaging. Accès :

www.thoracicimaging.com

Camelot, G. (2001). *Ischémie aiguë des membres inférieurs*. CHU Besançon. Service de cardiologie. Accès :

<http://www.besancon-cardio.org/cours/91-ischemie-aigue-des-mi.php>

Caudron, Belhina, et al. (2008). *Planimétrie : évaluation de la fonction diastolique ventriculaire gauche en IRM cardiaque*.

Chiquet, J. (2012). *Introduction au logiciel R et à la pratique des statistiques en vue de l'analyse de données issues de la biologie*. Université d'Evry. Accès :

http://julien.cremeriefamily.info/doc/teachings/GAO/slides_intro_r.pdf

Clinical Correlations. (2008). *CT cardiaque* [Image]. Accès :

<http://www.clinicalcorrelations.org/?p=679>

Coolen, B.F., Geelen, T., Paulis, L., Nicolay, K. & Strijkers, G.J. (2011). *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance : Regional contrast agent quantification in a mouse model of myocardial infarction using 3D cardiac T1 mapping*. Accès : <http://www.jcmr-online.com/content/13/1/56>

Cousty, J. (2006). Segmentation et analyse d'IRM cardiaque 4D à base de ligne de partage des eaux (séminaire IRMC). Accès : <http://www.laurentnajman.org/heart/slides/MyoSegment.pdf>

Dacher, JN. Gahide, G. Gerbaud, E. Varin, C. Manrique, A. & Laissy, JP. (2004). Plans de Coupe en IRM Cardiaque. *Journal de Radiologie*, (85), 11-16.

Diagnostic and Interventional Cardiology. (S.d.). SPECT [image]. Accès : http://www.dicardiology.com/sites/daic/files/styles/content_feed_large_new/public/field/image/X0000_Philips_Precedence_SPECT%3ACT_system_showing_ischemia.jpg?itok=VZBE9OCr

Dudley, S.c. (S.d.). *Introduction to cardiovascular Physiology* [Adobe PDF]. Accès : <http://medicine.emory.edu/cardio/labs/dudley/publications/lectures/CVphysio.pdf>

E-cardiologie. (2008). Accès : <http://www.e-cardiologie.com/maladies/ma-insuffcargauche4.shtml>

El Berbari, R. (2010). *Segmentation d'images de contraction et de rehaussement tardif en IRM cardiaque*. Application à l'étude de la fonction contractile et de la viabilité myocardique. Life Sciences [q-bio]. TélécomParisTech. English. Accès : <https://tel.archives-ouvertes.fr/file/index/docid/501463/filename/these.pdf>

Fares J., Caudron J., Lefebvre V., Vivier PH., Dacher JN. (2009). *Reproductibilité inter et intra observateur de l'analyse des paramètres fonctionnels du ventricule droit en IRM*. SFRNET. Accès : <http://pe.sfrnet.org/Data/ModuleConsultationPoster/pdf/2009/1/f6061ec1-83d5-4bd2-b5e7-79751f5ca19e.pdf>

Fondation suisse de cardiologie. (2009). *Insuffisance cardiaque*. Accès : <http://www.swissheart.ch/?id=85&L=1>

Frouin, F. (2011). Traitement d'images dédié pour l'imagerie cardiovasculaire : quelques exemples. [diapos]. Accès : <http://www.imed.jussieu.fr/fr/enseignement/documents/Diapos%20F%20Frouin%202011.pdf>

Gahide G., (2010). *IRM cardiaque : de la théorie à la pratique* [Images]. Accès : <http://www.sfrnet.org/data/FlashConfs/2010/886/swf/index.htm>

Germain, Ph., Koenig, M., Rochou, G., ChJahn, D., Coulbois, PM., Frenzel, B. & Jeng, MY, (s.d.). Recueil d'IRM cardiaque - *Principes, sémiologie & collection d'observations cliniques*. Cardiologie - Radiologie, équipe de Strasbourg : images BIPLAN.

Goulet C. (s.d). *Analyse de variance*. IPMSH. Accès :
http://pagesped.cahuntsic.ca/sc_sociales/psy/methosite/consignes/variance.htm

Grand Atlas Illustré du Corps Humain. (2008). Sydney : Owen Pty Ltd

Grosgeorge, D. (2014). Segmentation par coupes de graphe avec a priori de forme. Application à l'IRM cardiaque

Groupe Médecine & Hygiène © 2014 (S.d.). *Evaluation morphologique*. Accès :
<http://titan.medhyg.ch/mh/formation/art/33245.html>

Grothues, F., Smith, G., Moon, J.C., Bellenger, N.G., Collins, P., Klein, H. and Pennell, D.J. (2002). Comparison of Interstudy Reproducibility of Cardiovascular Magnetic Resonance With Two-Dimensional Echocardiography in Normal Subjects and in Patients With Heart Failure or Left Ventricular Hypertrophy. *The American Journal of Cardiology* Vol. 90

Groupe Médecine & Hygiène © 2014 (S.d.). *IRM cardiaque* [image] Accès :
<http://titan.medhyg.ch/mh/formation/art/33245.html>

Gstoettner, M., Sekyra, K., Walochnik, N. Winter, P., Wachter, R. & Bach, C.M. (2007). Inter- and intraobserver reliability assessment of the Cobb angle: manual versus digital measurement tools. *Eur Spine J*.
DOI:10.1007/s00586-007-0401-3

Haberl, R. (2009). *ECG de poche*. (Edition De boeck)

Hadhoud, M.A., Eladawy, M.I., Farag, A., Montecchi, F.M. & Morbiducci, U. (2012). *Left Ventricle Segmentation in Cardiac MRI Images*. *American Journal of Biomedical Engineering*. Accès:
<http://article.sapub.org/10.5923.j.ajbe.20120203.07.html>

Haritoglou C, Neubauer AS, Herzum H, Freeman WR, Mueller AJ. (2002). Interobserver and intraobserver variability of measurements of uveal melanomas using standardised echography. *Br J Ophthalmol* [En ligne]. [consulté le 14 juin 2013]; 86 (12): 1390-1394. Disponible :
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1771401/>

Hayen A., Dennis R., Finch C. (2007) - *Determining the intra- and inter-observer reliability of screening tools used in sports injury research* -University of New South Wales, NSW, Australia

Healthcare siemens (2012). *Pet Cardiaque* [Image]. Accès :
http://www.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@molecular/documents/image/mdaw/mjiw/~edisp/c3_09b_458-00265947/~renditions/c3_09b_458-00265947~8.jpg

Herrmann K.H., Schmidt, S., Kretz, A., Haenold, R., Krumbein, I., Metzler, M., ... Reichenbach, J.R. (2011) -*Possibilities and limitations for high resolution small animal MRI on a clinical whole-body 3T scanner* - MagnReson Mater Phy

Hoa, D. (lu le 10.08.2015) *IRM cardiaque*. Accès :
<https://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/IRM-cardiaque>

Hoa, D. Michau, A. Gahide, G. Le Bars, E. Taourel, P. (2007). *L'Irm Pas Pas*. (Édition N&B). Campus Medica.

Institut de radiologie de Sion (Sd). *Qu'est-ce que l'IRM cardiaque ?* Accès :
[http://www.groupe3r.ch/docs/default-source/examens/examens-sp%C3%A9cialit%C3%A9s/irm-cardiaque-\(pdf\).pdf?sfvrsn=2](http://www.groupe3r.ch/docs/default-source/examens/examens-sp%C3%A9cialit%C3%A9s/irm-cardiaque-(pdf).pdf?sfvrsn=2)

Insee. Institut national de la statistique et des études économiques (2016). Ecart-type. Accès :
<http://www.insee.fr/fr/methodes/default.asp?page=definitions/ecart-type.htm>

IRM cardiaque. (2008-2009). Accès :
<http://campus.cerimes.fr/semiologie-cardiologique/enseignement/irm/site/html/cours.pdf>

Jeuge-Maynard, I. (dir). (2011). *Le petit Larousse illustré 2012*. Paris : Larousse.

Journois D. (2004). *Concordance de deux variables : l'approche graphique*. *Revue des Maladies Respiratoires* Vol 21, N°1 pp. 127-130. Accès :
<http://www.em-consulte.com/en/article/144170>

Kass, M., Witking, A., Terzopoulos, D. (1987). *Snakes : Active Contour Models*. Accès :
https://webdocs.cs.ualberta.ca/~nray1/CMPUT615_2010/Segmentation/kass_snake.pdf

KDnuggets. (2016). *Switching from SAS to WPS, R*. KDnuggets. Accès :
<http://www.kdnuggets.com/polls/2010/switching-from-sas-to-wps.html>

Keta, A. (2003). *Insuffisance cardiaque chronique*. Service de médecine de premiers recours, HUG. Accès :
http://www.hug-ge.ch/sites/interhug/files/structures/medecine_de_premier_recours/documents/infos_soignants/insuffisance_cardiaque_chronique_arce.pdf

Koch, Gary G. (1982). *Intraclass correlation coefficient*. *Encyclopedia of Statistical Sciences* 4. New York: John Wiley & Sons. pp. 213–217

Lalande, A. (2012, Août). *IRM cardio-vasculaire : des séquences d'acquisitions aux paramètres physiologiques*. Imaging. Université de Bourgogne

Laurent, P. (2008). *e-cardiologie*. Accès :
<http://www.e-cardiologie.com/maladies/ma-insuffcargauche4.shtml>

Lenest, A., Marchand, N., Chaussee, N., Brochu, B., Cluzel, P., Grenier, P. (s.d.) *IRM cardiaque et pathologique myocardique ischémique*. [Présentation powerpoint] Accès : <http://congres.ifradio.cyim.com/data/moduleposterelectronique/PDF/2004/b6c6c60c-0648-4921-85b7-e69942dbe5ff.pdf>

Locca, D., Jeanrenaud, X., Girod, G., Monney, P., De Palma, R., Schwitter, J., ..., Beckmann, J. (2009). *Rôle de l'IRM cardiaque dans le dépistage des cardiomyopathies de l'adulte* - Rev Med Suisse. Accès : <http://www.revmed.ch/rms/2009/RMS-221/Role-de-l-IRM-cardiaque-dans-le-depistage-des-cardiomyopathies-de-l-adulte>

Lotz J., Meier C., Leppert A., Galanski M. (2002). *Cardiovascular flow measurement with phase-contrast MR imaging: basic facts and implementation*. Radiographics 22:651-671.

Lynch, P.J. (2006). *Échocardiographie 3D* [Image]. Accès : https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Heart_normal_tte_views.jpg

Malmivuo, J. et Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields* (Oxford University Press, New York). Accès : <http://www.bem.fi/book/06/06.htm#01>

Medtronic France (2010). Accès : <http://www.medtronic.fr/votre-sante/insuffisance-cardiaque/>

Montagna, J. et Deligette, H. (2004) 4D deformable models with temporal constraints : application to 4D cardiac image segmentation.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.media.2004.06.025>. Accès : <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841504000623>

MRI master (s.d.). Accès: <http://mrimaster.com/images/POSSITION%20BUTTON/PLANNING/cardiac%20planning%20images/Cardiac%20mri%20ECG%20electrode%20%20positioning.jpg>

Nikhil, R. et Sankar, K. (1993). A review on image segmentation techniques. (*Pattern Recognition* -Volume 26, Issue 9, Septembre 1993, Pages 1277-1294).

Nitenberg A. (2011). *Le cœur en tant que pompe couplage des cavités cardiaques, couplage cœur-système artériel*. (Université de Paris). Accès : http://b2pcr-esi.bcpp.master.univ-paris-diderot.fr/M2/CV/diapo_cvpw/BPC1PW/bibliopw/Nitenberg-CouplageCoeurVx.pdf

Nkoulou, R. (communications personnelles).

Office fédéral de la santé publique. (2015). Principales causes de décès [Graphique]. Accès : http://www.bfs.admin.ch/bfs/portal/fr/index/themen/14/02/04/key/01.html#parsys_90762

Omoumi, P., Bertrand P., Métails, JP, Genée O., Delhommais, Neveu E.,..., Alison D. (2008) *Volumétrie et fraction d'éjection ventriculaires en IRM* – Université F.Rabelais, Tours. Accès :

<http://pe.sfrnet.org/Data/ModuleConsultationPoster/pdf/2008/1/04abcdbc-7ce1-4df5-914b-4030f255701a.pdf>

Paradis E. (2005). *R pour les débutants*. Institut des Sciences de l'Evolution. Accès :

https://cran.r-project.org/doc/contrib/Paradis-rdebuts_fr.pdf

Patrick E., Fleiss S and J. (1978). *Intraclass Correlations : Uses in Assessing Rater Reliability*. Psychological Bulletin, Vol. 86, No. 2, 420-428

Prevost, R. (2014). Méthodes variationnelles pour la segmentation d'images à partir de modèles : applications en imagerie médicale. (Thèse du 21 octobre 2013).

<https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00932995/>

Rakotomalala R. (s.d). *Cours de programmation sous R* Université de Lyon. Accès :

http://eric.univ-lyon2.fr/~ricco/cours/cours_programmation_R.html

Ramnada, C. (2006). Segmentation tridimensionnelle des anévrismes de l'aorte abdominale. Accès :

http://espace.etsmtl.ca/544/1/CHAV_Ramnada.pdf

Ramousse R., Le Berre M. & Le Guelte L. (1996) – *Introduction aux statistiques*. Accès :

<http://www.cons-dev.org/elearning/stat/parametrique/5-3/5-3.html>

Recueil d'IRM Cardiaque. (2009). Le grand axe 4 cavités [image]. Accès :

http://irmcardiaque.com/index.php?title=Incidences_obliques

Recueil d'IRM Cardiaque. (2008). Phénomène d'aliasing en cartographie des flux. Accès :

<http://irmcardiaque.com/index.php?title=Aliasing>

Roduit, N. (Communication personnelle [Support de cours], 2015)

r4stats. (2012). *Will 2015 be the Beginning of the End for SAS and SPSS?* R-bloggers. Accès :

<http://www.r-bloggers.com/will-2015-be-the-beginning-of-the-end-for-sas-and-spss/>

Siemens. (s.d.). (Figure). Accès :

http://www.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@molecular/documents/image/mdaw/mjiw/~edisp/c3_09b_458-00265947/~renditions/c3_09b_458-00265947~8.jpg

Sylvestre M-P. (2011). *Faire et analyser un graphique de Bland-Altman pour évaluer la concordance entre deux instruments ou plus*. CRCHUM. Accès :

http://crchum.chumontreal.qc.ca/sites/crchum.qc.ca/files/documents/analyse_graphique_bland-altman_f.pdf

Tutoriel de Social Science Club. (2016). [Fichier vidéo] SPSS Tutorial: Inter and Intrarater reliability (Cohen's Kappa, ICC). Repéré à :
<https://www.youtube.com/watch?v=jTx5rfnN-w>

University of Ottawa Heart Institute (2013)
Accès 1 : http://www.ottawaheart.ca/french/maladie_du_coeur/la-valvulopathie.htm
Accès 2 : http://www.ottawaheart.ca/french/maladie_du_coeur/coronaropathie.htm

Wendling, S. Arrigo, C. Kalbfuss, E. & Roch, F. (2010). *Cours d'anatomie et de physiologie* (édition CREME). Neuchâtel : CREME

Vignoles, P. (2010). Cours de statistiques. ANOVA. Limoges. Accès :
http://unt-ori2.crihan.fr/unspf/2010_Limoges_Vignoles_StatsAnova/co/00-3%20Module_stat-anova-2009%20v1.html

Wikipédia (modifié le 4 Juillet 2015). *L'ischémie*. Accès :
<https://fr.wikipedia.org/wiki/Ischémie>

Zhong, X., Gibberman, L.B., Spottiswoode, B.S., Gilliam, A.D., Meyer, C.H., French, B.A. & Epstein, F.H (2011). *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance : Comprehensive Cardiovascular magnetic resonance of myocardial mechanics in mice using three-dimensional cine DENSE*. Accès :
<http://www.jcmr-online.com/content/13/1/83>

Annexes

Annexe 1.

Liste des contre-indications principales à l'IRM

L'IRM fonctionne grâce à un champ magnétique. Ce champ est toujours allumé, ce qui représente des risques :

- Tout objet ferromagnétique qui pénètre dans le champ va subir une violente attraction, qui peut être dangereuse si une personne est sur sa trajectoire.
- Certains objets ferromagnétiques peuvent être déplacés, peuvent se tordre (comme les éclats dans les yeux, les implants cochléaires) ou peuvent cesser de fonctionner (pacemaker, pompe à insuline).

Tout objet métallique ferromagnétique doit donc être enlevé, ce qui nous permet d'établir une liste des contre-indications à l'IRM.

1) Absolues (on ne pourra en aucun cas faire l'examen) :



- Les corps étrangers ferromagnétiques intracrâniens (et particulièrement les éclats métalliques intraoculaires)
- Les pacemakers de première génération.

2) Relatives :

- La présence de matériel chirurgical (stent, valve cardiaque, prothèse, pompe,...)
- La claustrophobie sévère
- Être dans un premier trimestre de grossesse.

Annexe 2.

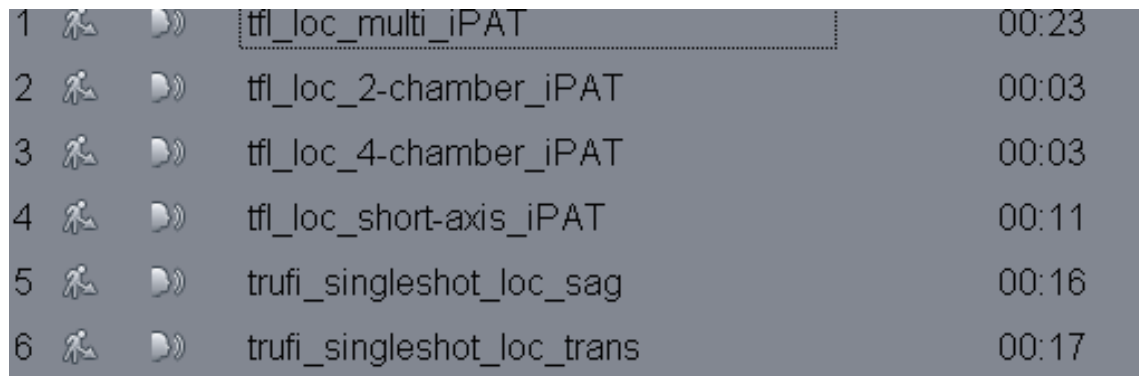
Formulaire pré-examen

 CIBM CENTRE D'IMAGERIE BIOMEDICALE	 HUG Hôpitaux Universitaires de Genève	
EXAMEN IRM		No d'étude : <input style="width: 150px; height: 20px;" type="text"/>
<p>Vous allez participer à un examen IRM (Imagerie par Résonance Magnétique). L'IRM est strictement <u>non invasive</u>. Elle emploie un champ magnétique intense ainsi que des ondes radio. L'examen IRM peut être relativement bruyant et des protections auriculaires vous seront fournies.</p> <p>La procédure IRM est simple et sûre, et ne nécessite aucune préparation particulière. Pour des examens cérébraux, il est préférable de vous présenter sans maquillage afin d'assurer une bonne qualité d'image. Vous devez aussi vous débarrasser de tout objet métallique: <i>appareil auditif, dentier, épingle à cheveux, bijoux, piercing, clés, téléphone, lunette, montre, porte-monnaie, etc.</i></p> <p>Pour éviter tout risque associé à l'examen IRM, veuillez remplir le questionnaire ci-dessous.</p>		
<i>QUESTIONNAIRE A REMPLIR AVANT L'EXAMEN IRM ET A REMETTRE A L'OPERATEUR.</i>		
Nom:	Prénom:	
Date de naissance:	Poids: kg	Taille: cm
1) Avez-vous déjà subi un examen IRM?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
Dans ce cas, avez-vous rencontré des problèmes lors de cet examen?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
2) Avez-vous subi une opération chirurgicale ces 6 dernières semaines?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
3) Avez-vous ou pourriez-vous avoir un objet ou éclat métallique dans votre corps	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
4) Avez-vous ou pourriez-vous avoir un corps étranger dans l'œil? Avez-vous été exposé à de possibles éclats métalliques dans votre travail (travail sur métaux, soudure, etc.)?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
5) Avez-vous un clip ou coil neurochirurgical pour anévrisme cérébral?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
6) Etes-vous porteur d'un pacemaker ou stimulateur cardiaque?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
7) Etes-vous porteur d'une pompe à insuline ou autre pompe pharmacologique?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
8) Avez-vous un implant cochléaire ou auditif? Un appareil de neurostimulation? Un implant / appareil électronique ou activable de manière magnétique?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
9) Avez-vous des électrodes ou fils internes, cathéter, etc.?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
10) Avez-vous une prothèse de valve cardiaque, stent, filtre ou coil?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
11) Etes-vous porteur de filtre dans la veine cave contre les embolies pulmonaires?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
12) Avez-vous un quelconque autre implant, prothèse, plaque ou broche orthopédique?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
13) Etes-vous claustrophobe?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
14) Pourriez-vous être enceinte? Portez-vous un stérilet, un diaphragme ou pessaire?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
15) Pouvez-vous rester allongé-e à plat sur le dos sans problème?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
16) Avez-vous des tatouages importants, du maquillage permanent ou un piercing?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
17) Etes-vous porteur d'un appareil auditif, d'un dentier ou d'un appareil dentaire? Portez-vous un patch (nicotine, nitroglycérine, ...)?	<input type="checkbox"/> OUI	<input type="checkbox"/> NON
Date et signature: _____		

Annexe 3.

Méthodologie – Acquisition

Ann.3.1 Loc (localizer)















1			tfl_loc_multi_iPAT	00:23
2			tfl_loc_2-chamber_iPAT	00:03
3			tfl_loc_4-chamber_iPAT	00:03
4			tfl_loc_short-axis_iPAT	00:11
5			trufi_singleshot_loc_sag	00:16
6			trufi_singleshot_loc_trans	00:17

Figure 65 : Séquence localizer; capture d'écran examen IRM cardiaque

Les « loc » (*abréviation de localizer*) sont des séquences essentielles à la réalisation de n'importe quel examen IRM. C'est grâce à ces séquences rapides (entre 3 et 23 secondes dans notre cas (Figure 65)) que l'on obtient les plans de référence qui servent à placer correctement les plans de coupe pour les séquences qui suivent. Vu leur rapidité, nous avons le temps de les répéter plusieurs fois si nécessaire. Par exemple, si notre premier placement de coupes n'était pas optimal, il est préférable de refaire les « loc » une deuxième, ou troisième fois, que de refaire une séquence clinique chronophage. Pour notre travail, les « loc » sont utilisés pour pouvoir placer les séquences « ciné » et les séquences « 4D ».

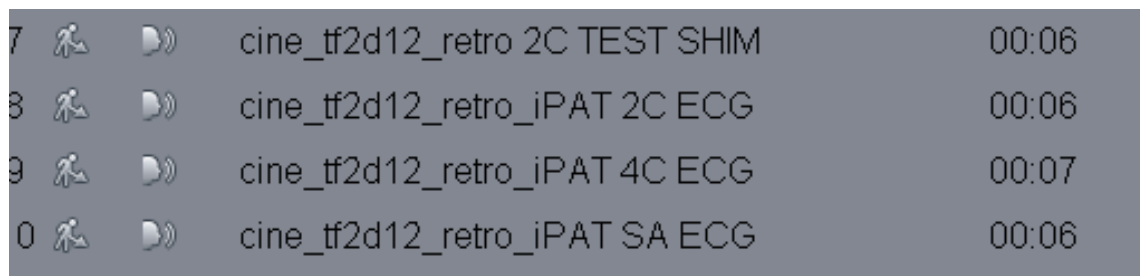
En pratique, nous nous appliquons pour placer les plans de coupe sur les « loc ». Ainsi, on peut reprendre les mêmes paramètres et les copier aux séquences suivantes qui s'acquièrent dans le même plan de coupe. Dans notre cas, il nous faut avoir de bons plans cardiaques (Long axe, 4 cavités et court axe) car on les retrouve dans les séquences « ciné ». Les séquences dans les plans stricts (axial et sagittal) nous seront utiles pour positionner les séquences « 4D ».

Autre particularité de ces séquences « loc » pour notre protocole, il y a des symboles avant le nom de la séquence qui représentent un visage de profil émettant des sons. Ce symbole signifie qu'une apnée est prévue pour la séquence. La durée de la séquence va, elle, dépendre du rythme cardiaque du

patient (cf page 54). D'ailleurs, nous ne devons pas oublier de réactualiser le paramètre « physio » qui se cale sur le rythme cardiaque. Bien qu'aléatoire, la durée d'une séquence en apnée peut être une véritable contrainte au bon déroulement d'un examen cardiaque.

En pratique, lorsqu'il y a une séquence en apnée longue, le technicien en radiologie prévient le patient de cette épreuve. Si l'apnée est trop importante, il est préférable que le patient relâche tranquillement l'apnée et respire le plus progressivement possible afin d'éviter au maximum les mouvements qui viendraient perturber l'image.

Ann.3.2 Ciné Breathold











7			cine_tf2d12_retro 2C TEST SHIM	00:06
8			cine_tf2d12_retro_iPAT 2C ECG	00:06
9			cine_tf2d12_retro_iPAT 4C ECG	00:07
0			cine_tf2d12_retro_iPAT SA ECG	00:06

Figure 66 : Séquences ciné; capture d'écran examen IRM cardiaque

Lorsque nos « loc » sont acquis, nous entamons les séries « ciné » (Figure 66). Les plans de coupes sont normalement placés grâce aux séquences précédentes, les « loc », qui correspondraient en toute logique au même positionnement de coupe. Pour notre « cine_tf2d12_retro 2C TEST SHIM » (Figure 67), nous n'aurons qu'à recopier les mêmes paramètres que la séquence « loc », positionnée en « 2 cavités » (ou long Axe). Cette séquence, d'ailleurs, ne servira qu'à vérifier que le SHIM¹ soit bien en place et surtout, qu'il soit efficace. Après cette séquence de contrôle, nous acquérons les séquences ciné positionnées sur les plans cardiaques principaux (2C, 4C, SA). Concrètement, le principe reste le même : nous allons copier les paramètres des séquences « loc » sur les séquences ciné correspondantes.

¹ SHIM : Sur la console, le SHIM apparaît comme une boîte verte en trois dimensions, modulable, qui sert à homogénéiser le champ magnétique Bo.

Une particularité s'ajoute à la séquence « *ciné_tf2d12_retro_iPAT SA ECG* », qui elle, devra être répétée un nombre de X fois (selon la taille du cœur, l'épaisseur de coupe, l'espace entre chaque coupe). En pratique, nous plaçons la première coupe au niveau de la valve mitrale, toujours en positionnement court axe. Puis nous allons répéter cette séquence, en gardant toujours les mêmes paramètres, sur toute la surface du ventricule gauche, jusqu'à couvrir l'apex du cœur. Entre chaque séquence, nous laisserons le temps au patient de reprendre son souffle. En effet, nous avons constaté par nous-même que des apnées répétées amènent très vite le patient dans un état de fatigue. Cela est d'autant plus vrai pour les patients qui se présentent avec des pathologies cardiaques ou autres.

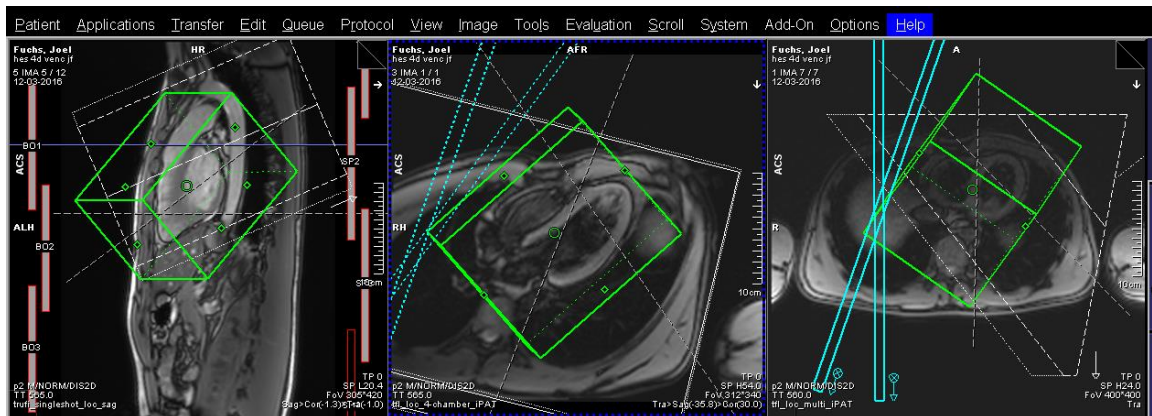


Figure 67 : Positionnement du SHIM sur une séquence 4D (capture d'écran, console Siemens)

Ann.3.3 Ciné realtime



11		cine_realtime_SA_TPAT4_1slice	00:01
12		cine_realtime_SA_TPAT4_1slice	00:01

Figure 68 : Séquence ciné realtime, examen IRM cardiaque

Pour les séquences « realtime » (Figure 68), nous constatons que le symbole d'apnée n'est plus présent. C'est normal car c'est la particularité de cette séquence : le patient respire normalement et les images sont acquises indépendamment des phénomènes physiologiques. Le patient aura comme indication de respirer de manière régulière, si possible en gardant la même amplitude. Les respirations fluctuantes vont être responsables d'un temps d'examen allongé et d'autant plus long si le patient fait de longues apnées ou qu'il rentre dans un processus de sommeil. Pour notre travail, le « realtime » ne

se fait que sur une unique coupe, ce qui rend l'acquisition très courte, de l'ordre de la seconde.

Ann.3.4 Flow 4D – tf3 / tf6 / tf9




13		Flow4D_nav_pros_venc 150 nav gf6	08:35
14		Flow4D_nav_pros_venc 150 nav gf3	08:35
15		Flow4D_nav_pros_venc 150 nav gf9	08:35

Figure 69 : Séquence 4D flow; IRM cardiaque

La nouveauté du protocole se trouve sur cette ultime séquence; le 4D Flow (Figure 69). Sur cette séquence, il y a plusieurs paramètres auxquels nous devons faire attention avant de commencer. D'abord nous devons tenir compte de la vitesse d'encodage choisie au préalable (cf page 64). Ensuite, nous devons déterminer un certain coefficient de correction (nommé TF3, 6 ou 9 sur l'image du dessus). Cette séquence requière les mêmes conditions que pour une séquence « réalttime », dans le sens où le patient devra maintenir, si possible une respiration régulière et de même amplitude durant l'acquisition. En ce qui concerne le positionnement des coupes (Figure 70), nous devons placer notre bloc de coupes de manière à ce qu'il couvre l'intégralité du cœur, sans oublier d'inclure les vaisseaux cardiovasculaires, tels que l'aorte ascendante et l'aorte descendante et veine cave supérieur et inférieur.

Dans cette séquence, nous pouvons constater qu'un élément nouveau apparait ; l'écho navigateur. Cet élément apparait sous forme de bandes bleues, croisées, qui doivent être positionnées sur le dôme du foie, sur les coupes axiales en respiration libre (image de droite ci-dessous). En plus du positionnement sur les coupes axiales, nous devons veiller également à positionner l'écho navigateur sur le plan sagittal. Sur ce plan de coupe, nous positionnons l'écho navigateur postérieur au cœur, entre le foie et le poumon. Les bandes bleues ne doivent pas toucher le cœur, elles doivent rester en contact du poumon et du foie.

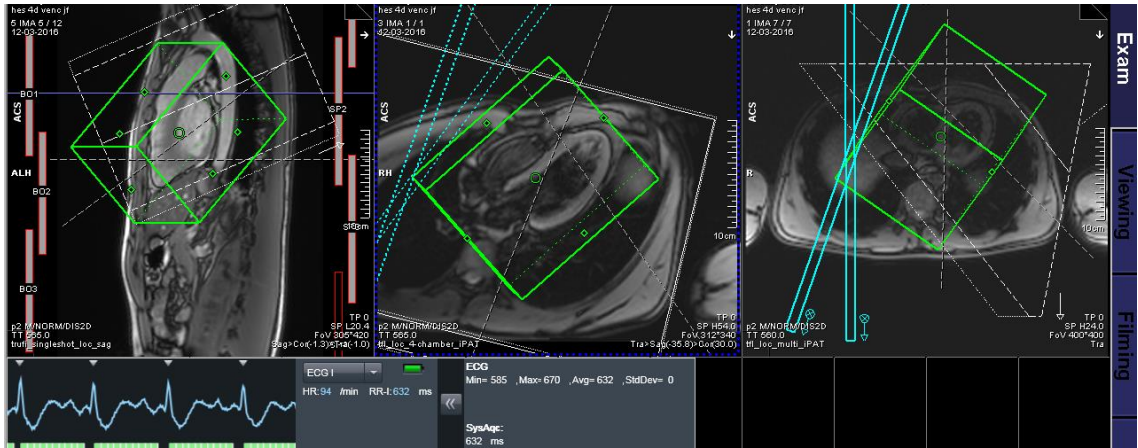


Figure 70 : positionnement de coupes d'une séquence 4D flow (capture d'écran, console Siemens)

Annexe 4.

Méthodologie - Marche à suivre pour la segmentation en 4D flow

Dans la première partie nous allons détailler les étapes effectuées pour obtenir la soustraction de la séquence de référence avec la séquence MAGSUM (technique abandonnée par la suite).

La deuxième partie explique, étape par étape, les manipulations de reconstruction en MPR de cette séquence 4D soustraite ainsi que de la séquence MAGSUM utilisée par la suite.

Avant toute chose, il faut avoir à disposition un examen 4D Flow complet ainsi qu'un logiciel de post-traitements tel qu'Osirix.

1. Une fois le programme ouvert et les séries importées, sélectionner les séquences utilisées pour effectuer la soustraction. On utilise donc la séquence native ainsi que le MSUM (= MAGSUM, c'est la moyenne des acquisitions en magnitudes dans les 3 directions) (Figure 71)

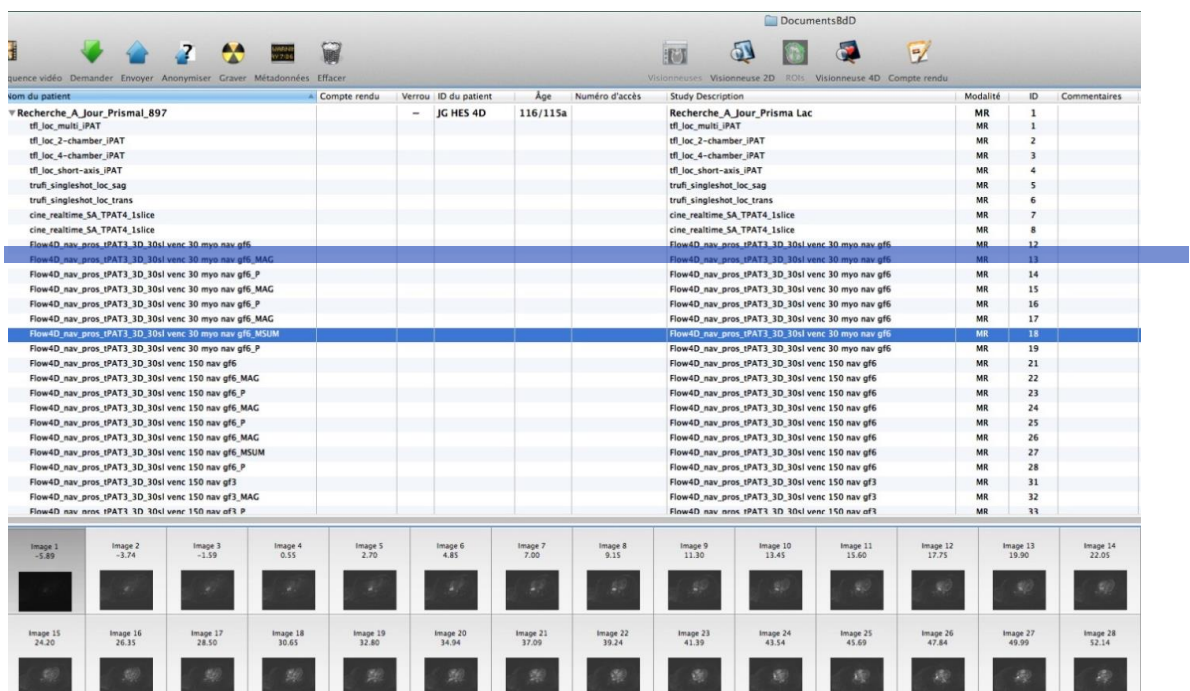


Figure 71 : Sélection de séries pour la soustraction (capture d'écran, Osirix)

Sélectionner la séquence native et double-cliquer dessus pour l'ouvrir. Ensuite, sélectionner la série MSUM en cliquant + CMD, cela permet d'afficher les deux séquences côte à côte (Figure 72).

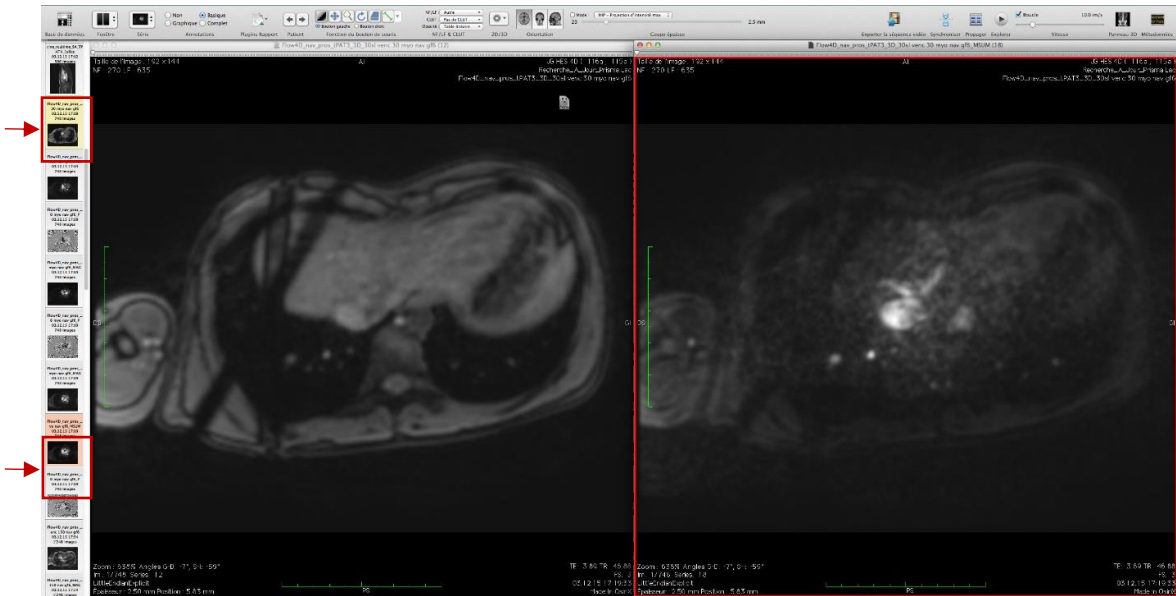


Figure 72 : Images native et MSUM (capture d'écran, Osirix)

Une fois les deux séquences côte à côte, il suffit de cliquer sur le petit icône situé à côté du nom de la série (dans ce cas de figure la séquence MSUM) et effectuer un cliquer-glisser jusqu'à la série d'images natives (Figure 73).

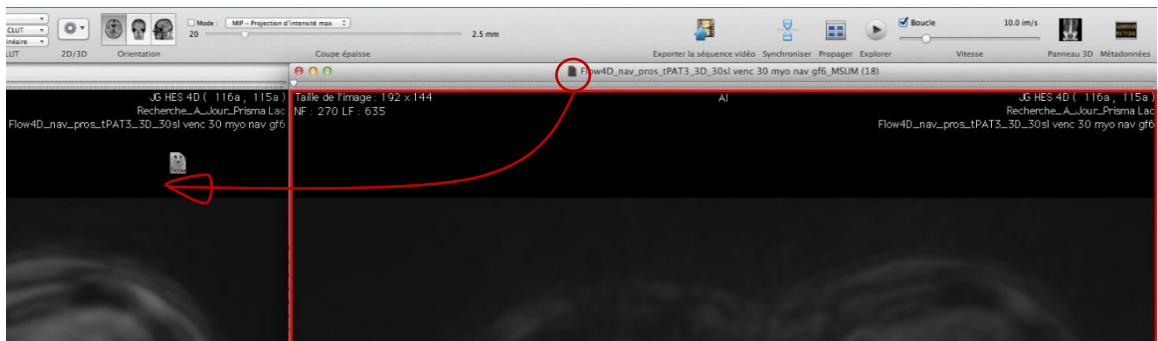


Figure 73 : Sélection de l'icône de soustraction (capture d'écran, Osirix)

Une fois le clic relâché, une fenêtre s'ouvre proposant plusieurs possibilités : sélectionner la soustraction qui fera défiler les deux séries de manière automatique afin d'opérer la soustraction (Figure 74).

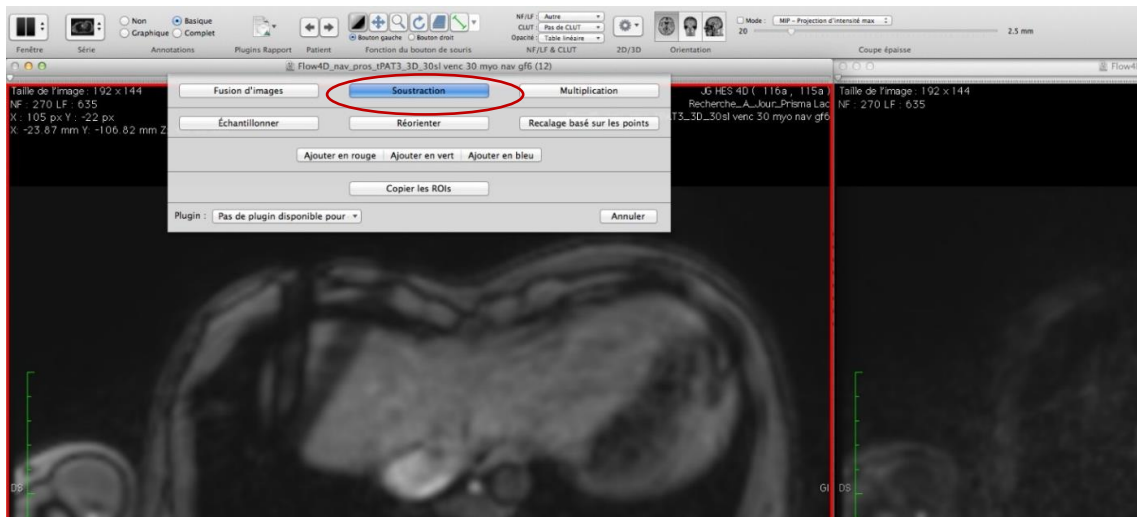


Figure 74 : Sélection de la soustraction (capture d'écran, Osirix)

Une fois la soustraction effectuée, elle sera affichée à la place de la série native (Figure 75).

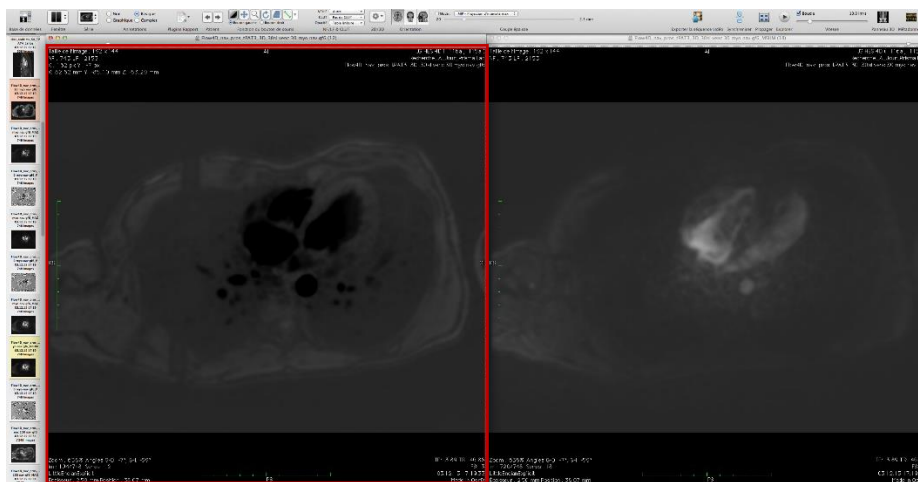


Figure 75 : Images soustraite et MSUM (capture d'écran, Osirix)

Effectuer un clic droit sur la série → exporter → exporter vers un/des fichiers(s) DICOM. Renommer la série « 4D Flow » et exporter toutes les coupes.

2. Ouvrir la base de données et sélectionner la série 4D Flow ou MAGSUM. Sélectionner visionneuse 2D tout en appuyant Cmd (Figure 76).

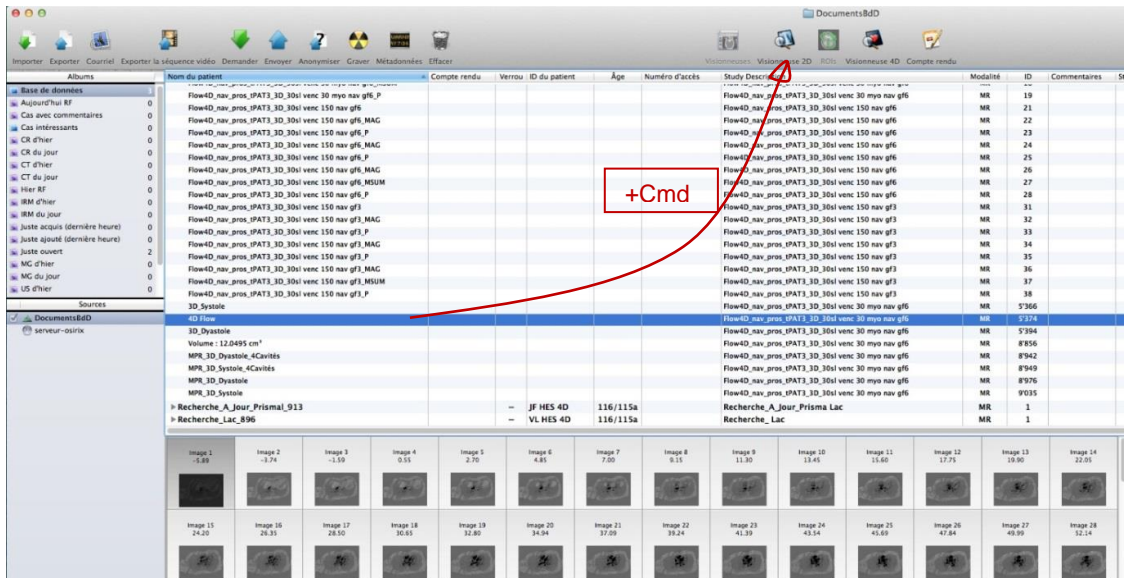


Figure 76 : Sélection de la vision 2D (capture d'écran, Osiris)

Ensuite, cliquer sur «Ouvrir toutes les séries 3D » (Figure 77).

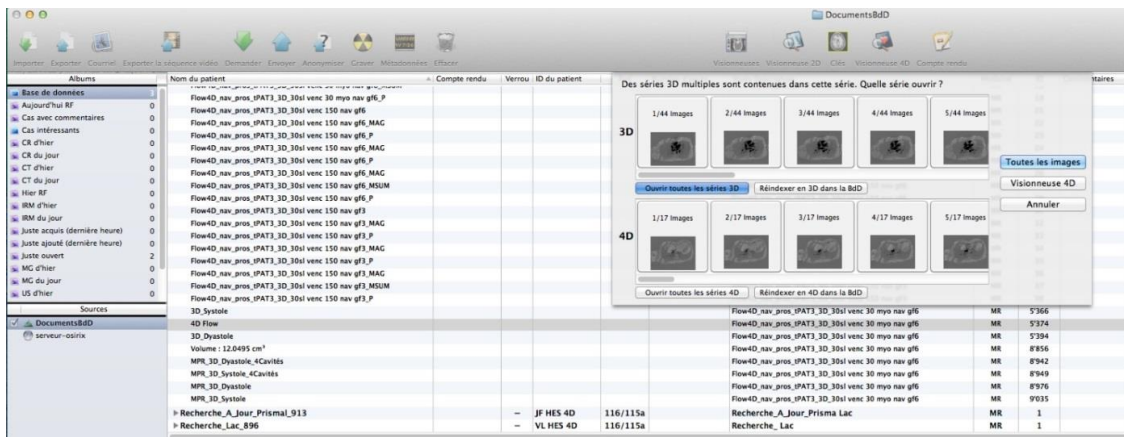


Figure 77 : Ouverture de toutes les séries 3D (capture d'écran, Osiris)

Le logiciel affiche alors toutes les séries séparément. Il faut donc choisir le temps du cycle cardiaque souhaité. Dans notre cas nous commençons par la diastole. Une fois la série choisie, effectuer un clic droit → exporter → exporter vers un/des fichiers(s) DICOM. Renommer la série « 3D_Diastole » et exporter toutes les coupes (Figure 78).

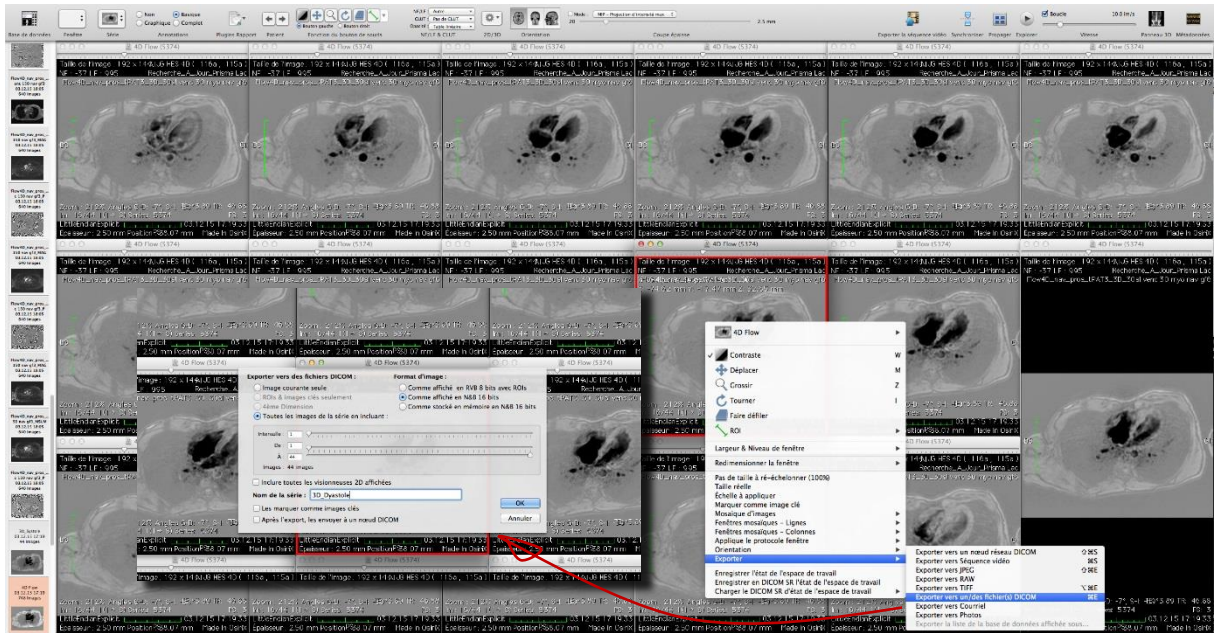


Figure 78 : Exportation des images diastoliques (capture d'écran, Osirix)

Une fois la séquence exportée, retourner dans la base de données et ouvrir cette série à l'aide de la visionneuse 2D. Une fois dans la visionneuse, passer en mode 3D MPR (Figure 79).

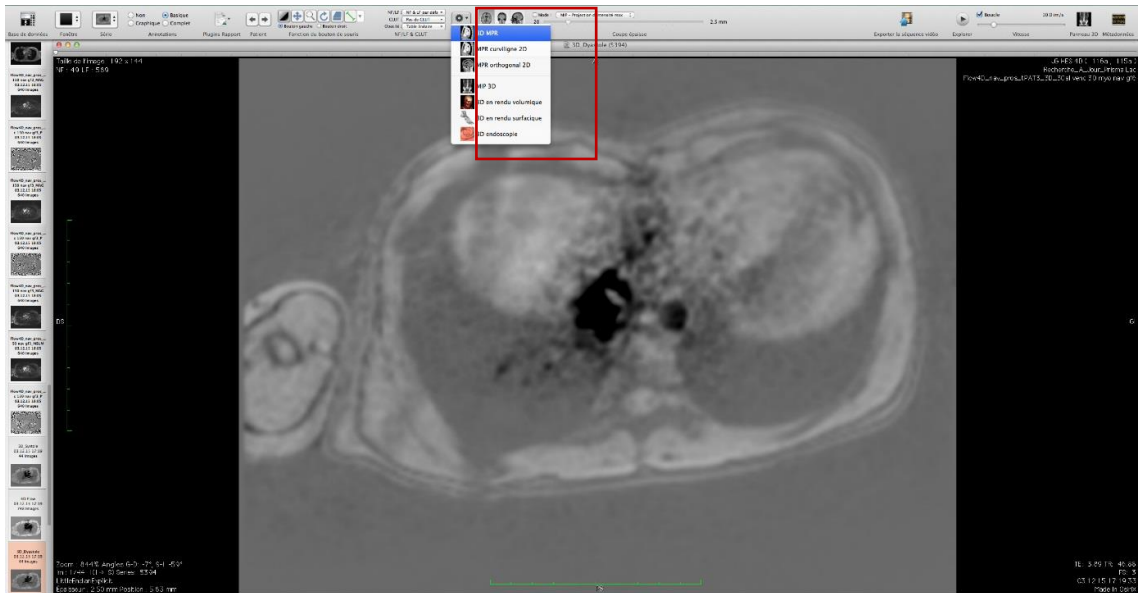


Figure 79 : Choix du 3D MPR (capture d'écran, Osirix)

Une fois en mode MPR, mettre en place les différents axes cardiaques (Petit axe, 4 Cavités et 2 Cavités) afin d'obtenir les plans correspondants dans les différentes fenêtres.

Une fois cela fait, sélectionner la fenêtre qui contient le plan désiré (dans notre cas le petit axe) et aller sous Fichier → exporter → exporter vers un/des fichiers(s) DICOM.

Renommer la série « MPR_3D_Diastole » (changer le nom en fonction du temps cardiaque choisi) puis sélectionner une épaisseur de coupes inférieure à 5 mm. Ensuite, régler la couverture des coupes (From et To) afin d'obtenir tout le cœur dans son entier (

Figure 80).

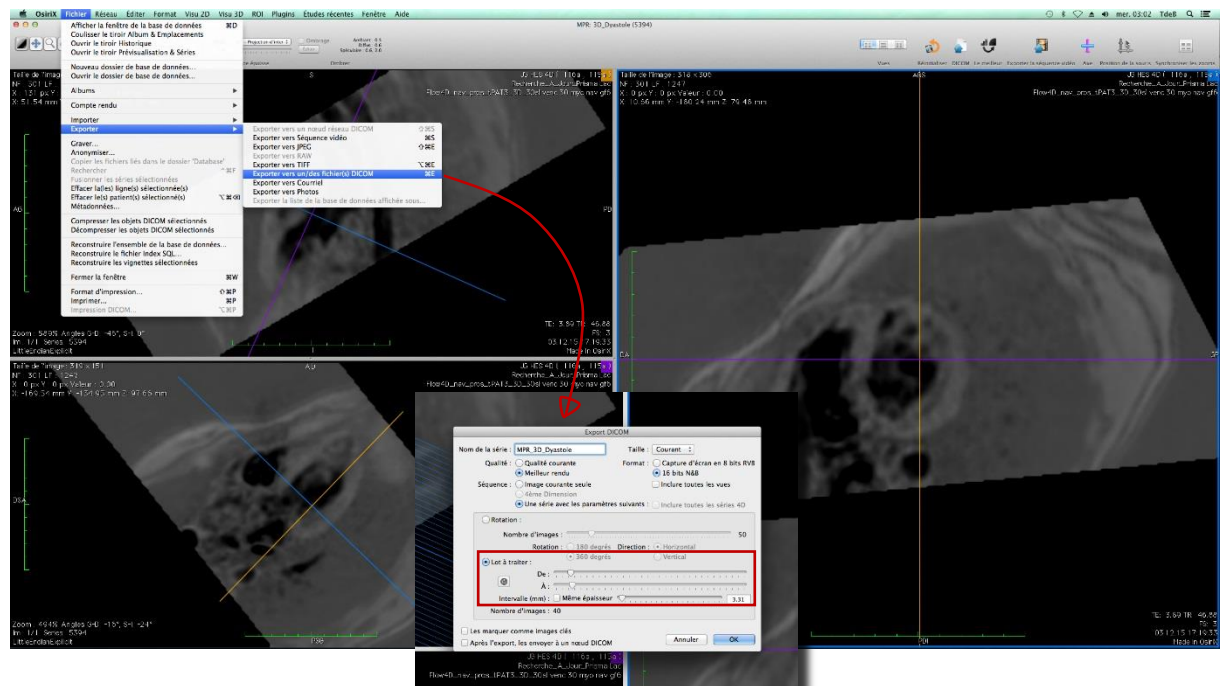


Figure 80 : Sélection de l'épaisseur (capture d'écran, Osirix)

Une fois l'exportation réalisée, retourner dans la base de données et ouvrir la série MPR_3D_Diastole à l'aide de la visionneuse 2D. Une fois ouverte, sélectionner l'outil de segmentation et utiliser le polygone fermé. Commencer à segmenter le ventricule gauche de manière à obtenir un polygone fermé et passer aux coupes suivantes jusqu'à couvrir la totalité du ventricule (Figure 81).

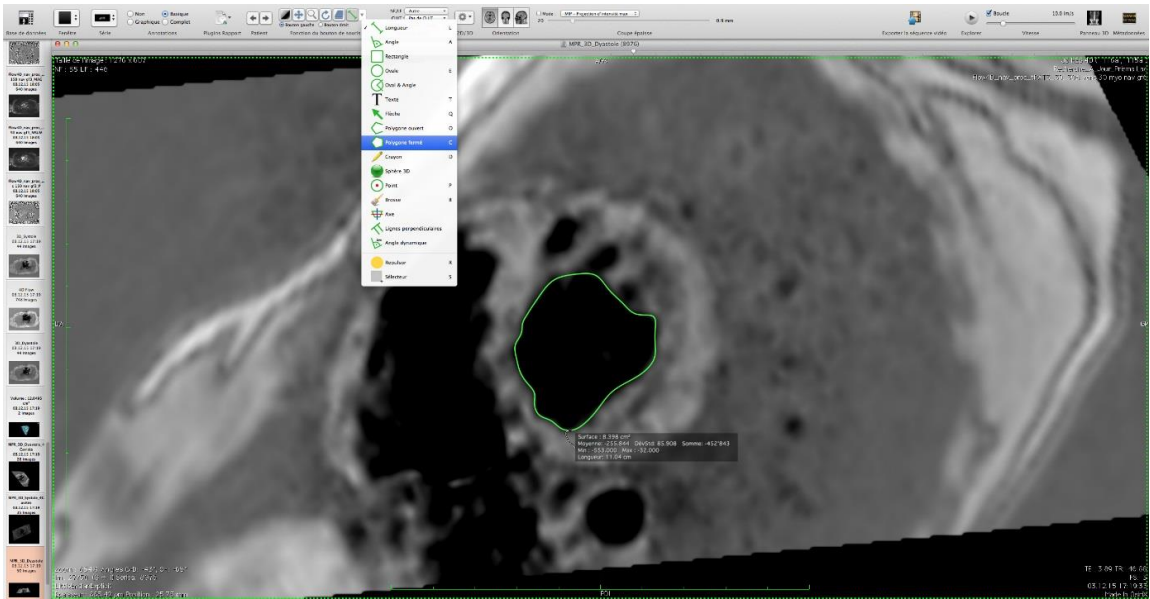


Figure 81 : Segmentation de la coupe (capture d'écran, Osirix)

Après cela, calculer le volume de la segmentation : aller dans ROI → Volume de la ROI → Calcul du volume. Reporter le volume dans le tableau Excel et enregistrer l'image représentant le volume. (Si nécessaire changer le filtre de reconstruction afin d'obtenir un volume plus esthétique) (Figure 82).

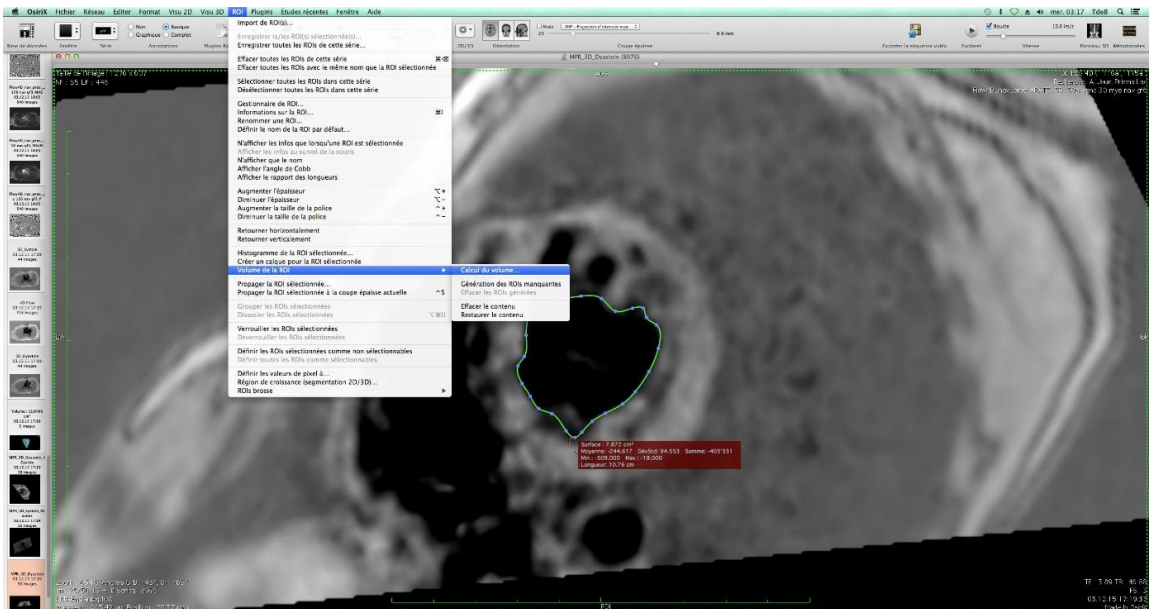


Figure 82 : Sélection du calcul de la ROI (capture d'écran, Osirix)

Finalement, enregistrer les ROIs pour la série afin de les garder en archive :
ROI → enregistrer tous les ROIs de cette série (Figure 83).

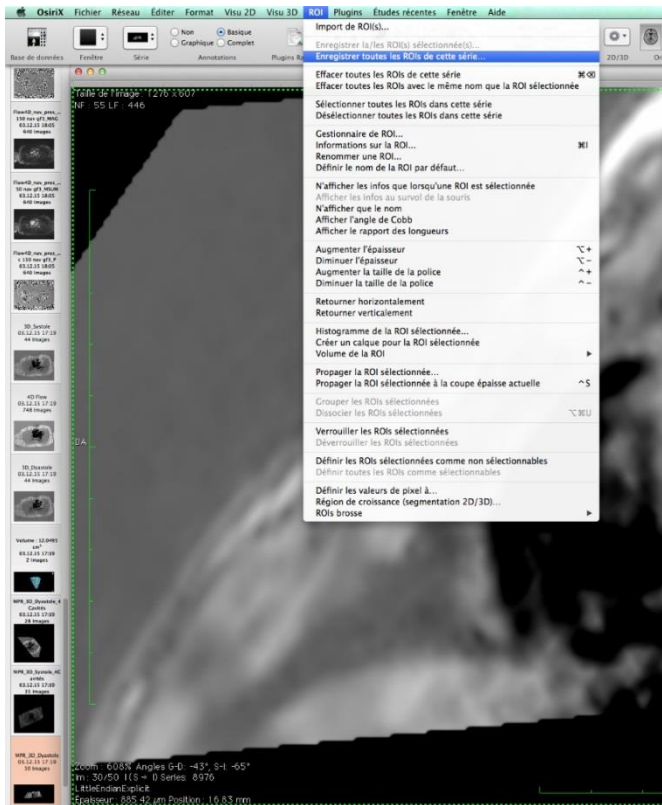


Figure 83 : Enregistrement des ROIs (capture d'écran, Osirix)

Annexe 5.

Tableau Excel des données de segmentations

EXAMEN IRM	Opérateur 1	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 2	Opérateur 3	Opérateur 3
	Systole	Diastole	Systole	Diastole	Systole	Diastole
A-18.02_2D	32,3433	87,8055	32,8352	84,3974	36,7396	84,5774
A-18.02_2Ds	33,0255	87,0049	29,752	78,3764	36,6334	75,3019
A-12.03_4D	34,1755	84,2024	32,144	82,7092	18,3124	93,8339
A-12.03_4Ds	37,8147	84,4546	34,565	86,0139	22,1034	91,1137
A-29.03_2D	36,5958	87,2707	35,4112	84,9712	33,8662	79,9521
A-29.03_2Ds	37,4982	89,6553	39,7783	88,021	44,6441	97,2694
A-29.03_4D	31,1446	87,7903	30,8591	75,6412	28,4308	74,5439
A-29.03_4Ds	33,8563	84,4896	43,3988	81,203	24,5993	77,9906
A-29.03_4D2	35,6004	87,6843	31,6367	82,7205	20,5049	82,1721
A-29.03_4D2s	29,5934	87,115	31,4217	80,6472	21,2648	86,5887
A-03.12_4D	25,4407	84,3285	21,1219	81,212	21,4172	86,0885
A-03.12_4Ds	25,1249	87,5629	22,1322	83,6588	22,9186	86,0038
B-18.02_2D	49,4694	127,7791	45,9206	129,343	38,763	127,8294
B-18.02_2Ds	51,4104	138,748	45,6914	149,7995	43,8438	122,2407
B-12.03_4D	45,3009	108,2308	66,3802	122,8047	31,033	127,6036
B-12.03_4Ds	49,679	111,1964	64,5164	126,5008	30,7826	132,3077
B-29.03_2D	49,6428	131,2661	57,3619	138,4744	36,7619	125,7947
B-29.03_2Ds	53,8518	132,1966	60,4024	124,5776	38,5089	132,5074
B-29.03_4D	36,387	134,6191	64,4168	121,0761	32,5927	126,0233
B-29.03_4Ds	33,3055	137,4374	65,8348	123,6796	39,7255	120,5888
B-29.03_4D2	43,5947	132,8031	66,8727	127,7368	30,3776	120,6777
B-29.03_4D2s	40,5735	122,237	74,0762	127,5716	39,842	132,2397
B-03.12_4D	44,4464	119,4513	44,6446	117,0591	43,2897	124,9639
B-03.12_4Ds	47,8988	117,7633	45,87	114,2482	44,5739	119,6721
C-18.02_2D	49,7291	117,0036	40,9824	117,5436	40,6311	122,6008
C-18.02_2Ds	48,0999	120,4499	33,02	116,3137	37,7359	119,0385
C-12.03_4D	45,7808	110,108	44,383	92,2778	42,3166	100,285
C-12.03_4Ds	50,6953	111,4875	43,912	97,1182	44,3455	100,8852
C-07.04_2D	47,5624	113,9756	40,3365	112,2291	42,7436	120,3322
C-07.04_2Ds	41,3965	117,5796	39,556	111,8739	38,3591	124,3123
C-07.04_4D	40,9768	100,4227	38,5841	91,3042	41,4136	109,4418
C-07.04_4Ds	42,2958	101,6788	33,1812	82,4639	43,1166	100,2878
C-07.04_4D2	38,4846	105,0654	40,1137	94,9305	43,3334	103,684
C-07.04_4D2s	41,8277	100,8198	34,0003	85,9684	41,821	100,1395
C-10.12_4D	48,0054	109,549	41,7861	96,8695	44,6161	112,1696
C-10.12_4Ds	44,1586	106,4221	42,4878	96,1516	45,4767	114,5604

Suite à la modification des tableaux 10 à 13, une 6^{ème} annexe a été rajoutée (voir Erratum).

ERRATUM

Suite à une erreur de retranscription de certaines données de segmentation, nous effectuons, ci-après, une correction de notre travail. Vous trouverez donc les tableaux des ICC diastoliques et systoliques effectués à partir des segmentations des séquences 4D. Pour une question de clarté dans le travail, nous avons uniquement mis les tableaux au temps 0. Cependant, à la suite de cette correction, nos conclusions ne sont plus vraies pour ce temps d'acquisition. Nous rajoutons donc, dans les annexes, les résultats ICC des autres temps (déjà à disposition sur la version informatique) afin de corréler nos observations.

7.3 Résultats des segmentations

[...]

5^{ème} analyse (tableau 10b et 11b) :

Acquisition :	Systole 4D au temps 0		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 3
cœur A	25.4	21.1	21.4
<i>Répétition</i>	21.8	22.1	22.9
cœur B	44.4	44.6	43.3
<i>Répétition</i>	47.9	45.9	44.6
cœur C	48.0	41.8	44.6
<i>Répétition</i>	44.2	42.5	45.5

Tableau 10b: 5ème analyse - systoles 4D au T0

ICC inter		0.99
-----------	--	-------------

Tableau 11b: 5ème analyse - ICC des systoles 4D au T0

Commentaires : Ce tableau, fait dans un deuxième temps, nous montre un résultat inter-opérateur d'une valeur de 0.99, pour la segmentation des cœurs en systole sur des séquences 4D au temps 0. Cet excellent résultat peut s'expliquer par l'amélioration des segmentations de chacun des opérateurs (cet examen ayant été segmenté bien après les autres).

6^{ème} analyse (tableau 12b et 13b) :

Acquisition :	Diastole 4D au temps 0		
	Opérateur 1	Opérateur 2	Opérateur 3
cœur A	84.3	81.2	86.1
<i>Répétition</i>	87.6	83.7	86.0
cœur B	119.5	117.1	124.9
<i>Répétition</i>	117.8	114.2	119.7
cœur C	109.5	96.9	112.2
<i>Répétition</i>	106.4	96.2	114.6

Tableau 12b: 6ème analyse - Diastoles 4D au T0

ICC inter		0.96
-----------	--	-------------

Tableau 13b: 6ème analyse - ICC des Diastoles 4D au T0

Commentaires : Pour ce tableau représentant les valeurs des volumes cardiaques en diastole sur les séquences 4D de nos trois échantillons, avec répétitions, nous obtenons un résultat ICC inter-opérateur plutôt convainquant

lui aussi. Le résultat de 0.96 (96 %) nous montre une bonne concordance entre les résultats des différents opérateurs.

8.1 Sources d'erreur

[...]

Afin de tenter de mieux cibler les sources d'erreurs provoquant cette faiblesse dans les données inter-opérateur, nous avons tenté d'acquérir des valeurs avec quelques rectificatifs. Pour limiter au maximum les paramètres pouvant entraîner des écarts trop importants lors du calcul de la FE, nous avons décidé de redéfinir certains paramètres. Tout d'abord, nous avons utilisé séparément les données de segmentation des temps systolique et diastolique de la séquence 4D, afin de calculer les ICC. Nous découvrons alors que les ICC systoliques restent très faibles (T2 à 52%, T3 à 27% et Ttotal à 45%) alors que les ICC diastoliques sont plutôt bons (T2 à 77%, T3 à 86% et Ttotal à 80%) (cf Annexe 6).

Cette différence met en lumière une source d'erreur inconnue jusque-là : l'impact du temps systolique sur le calcul de variabilité inter en FE. Par conséquent, nous pouvons dire que la segmentation au temps systolique est très différente selon l'opérateur ayant une répercussion directe sur la précision du calcul de la FE.

Ensuite, une reconstruction commune a été effectuée et chaque opérateur a segmenté une seule et même reconstruction. Enfin, la coupe la plus basale a été définie pour tout le monde. Une fois les valeurs de segmentations récoltées, nous remarquons que la variabilité inter-opérateur de la dernière segmentation est plutôt acceptable (T0 FEVG à 92%, T0 systole à 99% et T0 diastole à 96%) Ces résultats montrent que l'expérience acquise pour la segmentation diminue la variabilité inter-opérateur et tend à démontrer l'importance d'un apprentissage de la segmentation dès le début ou l'utilité de la présence d'un expert pour mieux valider les segmentations effectuées.

9.1 Discussion

L'importante variabilité inter-opérateur que nous avons soulevée au point 7.3 (Résultats des segmentations) pose une réelle question sur la reproductibilité et donc la fiabilité de la séquence 4D.

Cela s'explique facilement : d'une part, nous avons l'expérience et l'aptitude des opérateurs à segmenter le ventricule gauche avec rigueur et précision. On peut définir ce groupe comme étant les facteurs extrinsèques à la séquence. Nous l'avons prouvé avec la segmentation du Temps 0 qui a été effectuée en dernier et qui démontre une variabilité inter-opérateur très faible (ICC inter systole à 99% et ICC inter diastole à 96%).

D'autre part, nous avons les contraintes directement liées à la séquence, telles que les résolutions en contraste et temporelle. Nous définissons ce groupe comme étant des facteurs intrinsèques à la séquence.

Annexe 6.

Tableau Excel des résultats ICC diastoliques et systoliques des séquences 4D

4D au temps 2		
ICC inter systole		0.52
ICC inter diastole		0.77

4D au temps 3		
ICC inter systole		0.27
ICC inter diastole		0.86

4D au temps 0		
ICC inter systole		0.99
ICC inter diastole		0.96

4D tous les temps réunis		
ICC inter systole		0.45
ICC inter diastole		0.80