

Etude de la variabilité inter- et intra-opérateur du volume de l'oreillette droite par IRM

Travail de Bachelor

Ambrosetti Elodie

04345021

Filograna Alain

06275630

Montezuma Xavier

09672064

Directrice-teur: Schmid Jérôme – Professeur à la HEdS de Genève

Membre du jury: Vallée Jean-Paul – Professeur au sein du service de radiologie des HUG

Genève, juillet 2013

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 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.

Le 5 juillet 2013

AMBROSETTI ELODIE, FILOGRANA ALAIN, MONTEZUMA XAVIER

Remerciements

Dans un premier temps, nous tenons à remercier le Professeur Vallée de la Faculté de Médecine de Genève qui nous a offert l'opportunité de réaliser ce travail de Bachelor ainsi que pour ses précieuses réponses lors de nos questions.

Nous remercions également Monsieur Schmid, Professeur HES, pour avoir repris le rôle de directeur de mémoire ainsi que pour sa disponibilité et le temps qu'il a bien voulu nous consacrer.

Nous aimerions adresser un remerciement particulier à Monsieur Marquis, assistant HES, pour ses précieux conseils en tant que jeune diplômé.

Merci à Lindsey Crowe, physicienne aux HUG, pour nous avoir mis à disposition la clé du Lavim afin que nous puissions avancer dans la rédaction de notre marche à suivre.

Merci à Monsieur Basler, chargé de cours à la HEdS, pour nous avoir prêté la clé de la salle des Macs afin que nous puissions avancer dans nos segmentations.

Nous tenons également à remercier Monsieur Klumb, sans qui ce travail n'aurait jamais vu le jour.

Nos dernières pensées vont vers nos familles, et surtout nos parents, qui nous auront permis de poursuivre nos études jusqu'à aujourd'hui.

Résumé

Objectifs: Nous avons réalisé un protocole de segmentation pour l'analyse de l'oreillette droite grâce au logiciel OsiriX dans le but de mesurer la variabilité inter- et intra-opérateur. Nous voulions vérifier si le TRM avait des résultats comparables à ceux d'un expert, le Professeur Vallée. Nous avons chacun effectué un certain nombre de segmentations pour calculer le volume de l'atrium droit. D'un point de vue médical, la mesure du volume de l'oreillette droite permet d'effectuer certains liens avec des pathologies.

Méthodologie: Nous avons reçu une bande de données dont les images ont été acquises par IRM et qui contenait 34 patients. Parmi les différentes séries à disposition, nous avons exploité les 4 cavités. Nous avons dû reconstruire les phases systolique et diastolique de l'atrium droit, au besoin à l'aide du mode MPR, pour pouvoir contourner cette cavité. Pour ce faire nous avons utilisé les outils de segmentation proposés par OsiriX afin d'obtenir le volume de ladite cavité au moyen de ROIs (Region Of Interest). Grâce au coefficient de corrélation intraclass (ICC), il a été possible d'analyser la correspondance de nos propres résultats (intra et inter) et de les comparer avec l'expert. Le coefficient de corrélation de Spearman a permis d'étudier le degré de différence de mesures entre deux opérateurs.

Résultats: Concernant la variabilité inter-opérateur, l'ICC nous a permis de déterminer la corrélation entre les opérateurs et par rapport à l'expert. Avec un résultat de 0.88 pour la systole et de 0.83 pour la diastole, nous pouvons décrire que les trois manipulateurs ont une excellente correspondance (> 0.75). La variabilité intra-opérateur nous renseigne sur le fait que l'opérateur 1 a une excellente corrélation (0.99 pour la systole et de 0.98 pour la diastole), tout comme l'opérateur 2 (0.93 pour la systole et 0.93 pour la diastole), tandis que l'opérateur 3 obtient 0.74 pour la systole et 0.63 pour la diastole, ce qui témoigne néanmoins d'une bonne correspondance. La comparaison avec l'expert nous permet d'obtenir un ICC de 0.88 pour la systole et 0.85 pour la diastole, ce qui correspond donc à une excellente corrélation.

Conclusion: Après analyse de nos résultats, nous constatons que le travail de contourage du TRM est comparable à celui de l'expert. Malheureusement, le temps imparti nous a empêché d'effectuer plus de segmentations en vue d'affiner la justesse de nos résultats.

Mots-clés: IRM, oreillette droite, OsiriX, marche à suivre, segmentation, volume, variabilité intra- et inter-opérateur, expert, corrélation, ICC, Spearman.

Liste des abréviations utilisées

4C	4 cavités
CHUV	Centre Hospitalier Universitaire Vaudois
CV	Curriculum vitae
CT	Computed Tomography = scanner, tomodensitomètre (TDM)
ECG	Electrocardiogramme
EF	Ejection fraction = fraction d'éjection
FEVG	Fraction d'Ejection du Ventricule Gauche
HUG	Hôpitaux Universitaires de Genève
ICC	Intraclass Correlation Coefficient= coefficient de corrélation intraclasse
IMG	Image
IRM	Imagerie par résonance magnétique
MPR	Multiplanar Reconstruction = reconstructions multiplanaires
OP	Opérateur
PET-CT	Positron Emission Tomography = tomographie par émission de positons (TEP)
ROI	Region Of Interest = région d'intérêt
SD	Standard Deviation = déviation standard
SPECT-CT	Single Photon Emission Computerized Tomography = tomographie par émission mono-photonique (TEMP)
TE	Temps d'Echo
TRM	Technicien en radiologie médicale
VD	Ventricule Droit
VG	Ventricule Gauche

Table des matières

1	Introduction	7
2	Anatomie et physiologie du cœur	8
2.1	Situation et description anatomique.....	8
2.2	Physiologie.....	16
3	Pathologies et troubles cardiaques	18
3.1	Physiopathologies générales	18
3.2	Pathologies affectant les cavités cardiaques	21
4	Méthode d'imageries utilisées pour l'analyse morphologique et fonctionnelle du cœur.....	22
4.1	CT (scanner).....	23
4.2	PET-CT.....	24
4.3	SPECT-CT.....	25
4.4	IRM	27
4.5	Ultrasons	30
5	Segmentation	34
5.1	Introduction.....	34
5.2	Variabilité inter et intra-opérateur	34
5.3	Segmentation cardiaque	35
6	Méthodologie	38
6.1	Description des données	38
6.2	Logiciel OsiriX	39
6.3	Protocole	39
6.4	Outils statistiques.....	42
7	Résultats.....	44
7.1	Introduction.....	44
7.2	Préparation des données pour la segmentation.....	44
7.3	Variabilité inter-opérateur	46
7.4	Variabilité intra-opérateur	52
7.5	Comparaison avec l'expert.....	57
8	Discussion.....	64
8.1	Variabilité inter-opérateur	64
8.2	Variabilité intra-opérateur	70
8.3	Comparaison avec l'expert.....	73
9	Conclusion	75
10	Bibliographie	79
10.1	Liste de références bibliographiques	79
10.2	Liste bibliographique	84
11	Annexe I –marche à suivre complète	88

1 Introduction

Ce travail porte sur un projet de recherche, dirigé par Pr. Jean-Paul Vallée des Hôpitaux Universitaires de Genève. Le but de cette recherche était de comparer l'utilisation de l'IRM cardiaque par rapport à l'échographie 3D dans le cas de l'analyse quantitative de l'oreillette droite. En effet, une étude datant de 2008 et menée par le service de cardiologie des HUG a démontré l'efficacité de l'écho 3D en ce qui concerne l'analyse de cette cavité (Müller, Burri et al, 2008). Celle-ci n'est pas souvent explorée, on lui préfère nettement le ventricule gauche, ne serait-ce que pour l'analyse de la fonction cardiaque. Néanmoins, l'oreillette droite serait, elle aussi dans certaines indications, un bon indicateur de la fonction cardiaque et ce, d'autant plus si le ventricule gauche n'est pas interprétable. L'échographie a tendance à sous-estimer le volume de l'oreillette droite, notamment si la visibilité de la veine cave n'est pas optimale. Il en résulte des difficultés lors de la segmentation. L'IRM est le gold standard en ce qui concerne l'analyse des différentes cavités du cœur, notamment pour la mesure de la fonction cardiaque et pour la mise en évidence de certaines affections de l'oreillette droite. L'étude vise donc à évaluer la qualité des mesures échographiques par rapport à la modalité IRM de référence.

Le but de notre travail a été d'étudier la variabilité inter- et intra-observateur lors de segmentations de l'oreillette droite. Nous avons aussi pu comparer nos résultats avec ceux de l'expert, le Professeur Vallée. Trois questions ont naturellement surgies au cours de la rédaction de ce travail. Sommes-nous capables en tant que futurs TRMs de réaliser des mesures reproductibles (variabilité inter), cohérentes entre nous (variabilité intra) et précises (expert) ? Les TRMs peuvent-ils établir des protocoles de mesures clairs et réutilisables ? Un TRM peut-il être impliqué dans un projet de recherche ?

Par l'intermédiaire d'un projet de recherche, nous avons voulu mettre à jour un nouvel aspect du métier du technicien en radiologie médicale, nouvel aspect qui pourrait prendre une allure de spécialisation. La recherche pourrait ainsi venir s'ajouter aux nombreux débouchés auxquels mène déjà notre Bachelor.

2 Anatomie et physiologie du cœur

2.1 Situation et description anatomique

Le cœur est une pompe qui propulse le sang fraîchement oxygéné vers les différents organes du corps humain et qui récupère le sang riche en CO² et déchets via les veines caves supérieure et inférieure. Chaque jour, le cœur «bat environ 100 000 fois et pompe environ 7 200 litres de sang» (Fondation des maladies du cœur et de l'AVC, 2013).

Selon Marieb (2005 : p. 696), «le cœur n'est pas plus gros qu'un poing fermé, et son poids varie entre 250 et 350 g». Il mesure entre 12 et 14 cm. Le cœur se situe à l'intérieur du médiastin antérieur –la cavité centrale du thorax- entre les deux poumons. «Il s'étend obliquement de la deuxième côte au cinquième espace intercostal [...]. Il repose sur la face supérieure du diaphragme» (Marieb, 2005 : p. 697), en avant de la colonne vertébrale et en arrière du sternum. Les deux tiers de sa masse se trouvent à gauche du plan médian, le tiers restant est situé à droite dudit plan.

Le cœur peut être comparé à un triangle à l'envers: il possède en effet une base et une pointe (apex). La base est située supérieurement par rapport à l'apex qui pointe vers le bas.

La figure 1 représente l'emplacement du cœur dans le médiastin.

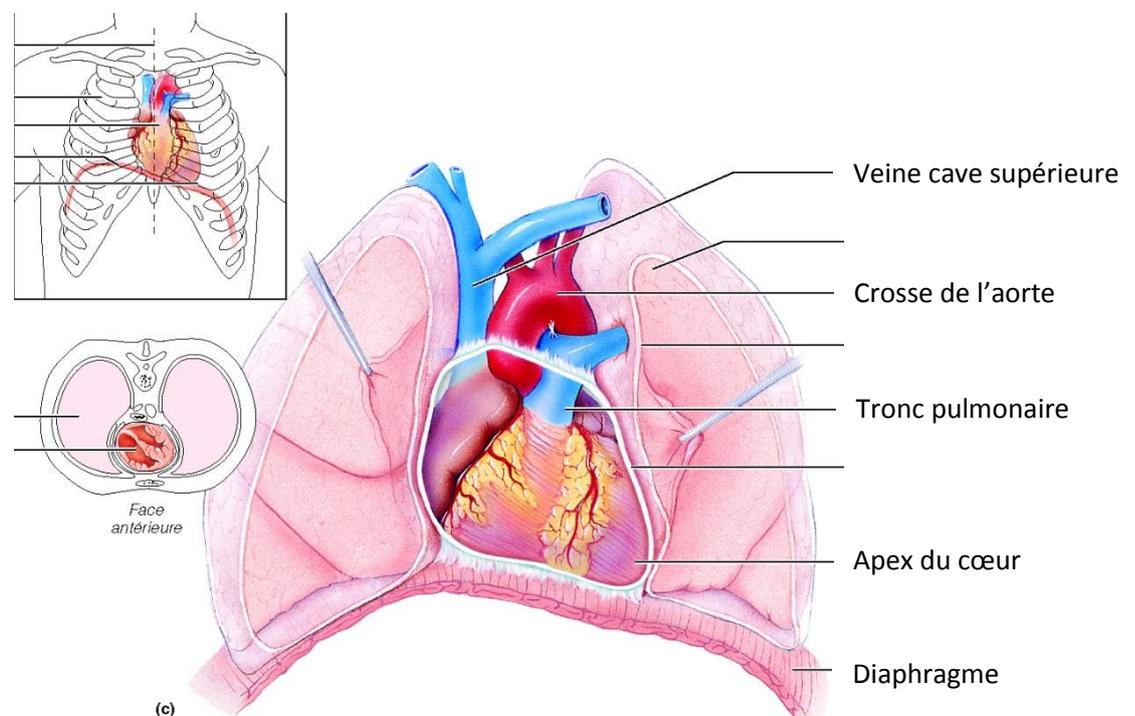


Figure 1. Situation du cœur dans le médiastin (adapté de Marieb, 2005 : p. 696)

2.1.1 Apex

Il «est formé par la partie inféro-latérale du ventricule gauche» et se situe «en arrière du 5^{ème} espace intercostal gauche, en général à plus ou moins 9 cm du plan médian chez l'adulte» (Moore, Dalley, et al. 2011 : p. 137). C'est l'endroit approprié pour ausculter les battements cardiaques puisque c'est à ce niveau que le bruit engendré par la fermeture de la valve mitrale est maximal.

2.1.2 Base

Elle correspond à la face postérieure du cœur. Elle est essentiellement occupée par l'oreillette gauche avec toutefois une petite contribution de l'oreillette droite. La base est orientée postérieurement vers les corps vertébraux de D6 à D9 dont elle est séparée par le péricarde, l'œsophage et l'aorte. Cette région s'étend crânialement jusqu'à la bifurcation du tronc pulmonaire et caudalement jusqu'au sillon coronaire (atrio-ventriculaire) qui sépare les oreillettes des ventricules. C'est elle qui reçoit les veines pulmonaires ainsi que les veines caves supérieure et inférieure (Moore, Dalley, et al. 2011 : p.137).

2.1.3 Faces du cœur

Le cœur comprend quatre faces: la face antérieure (sterno-costale), la face diaphragmatique (postéro-inférieure), la face pulmonaire droite (dorsale) –principalement occupée par l'oreillette droite- et la face pulmonaire gauche (Moore, Dalley, et al. 2011 : p. 138). La figure 2 illustre bien ces quatre faces.

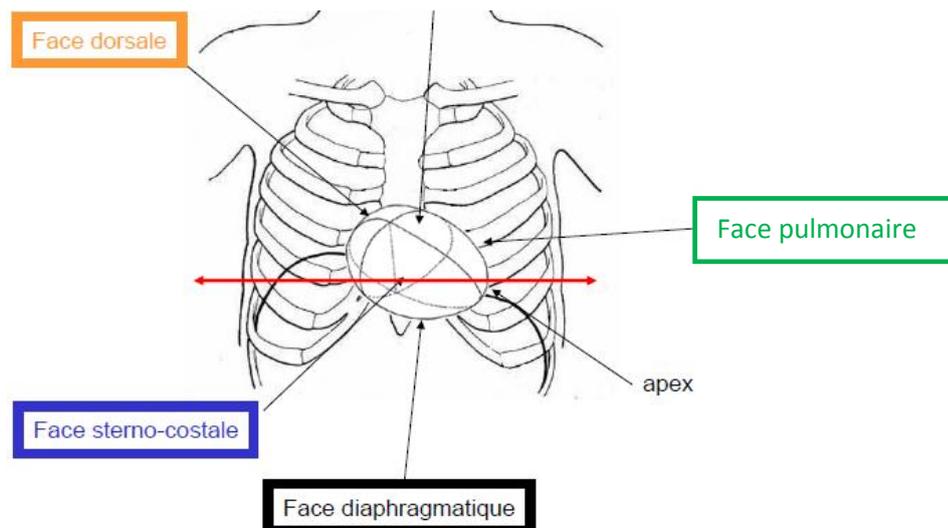


Figure 2. Schéma illustrant les différentes faces du cœur (adapté de Chaffanjon, 2007)

2.1.4 Bords du cœur

Il est possible de décrire quatre bords au cœur. Le bord droit qui correspond à l'oreillette droite. Il s'étend de la veine cave supérieure à la veine cave inférieure. Sur une vue antérieure, le bord supérieur est formé par les oreillettes droites et gauches. La veine cave supérieure s'y abouche du côté droit. Le bord inférieur et le bord gauche viennent compléter le tout (Moore, Dalley, et al. 2011 : p. 138).

2.1.5 Enveloppe et tuniques du cœur

Selon Marieb (2005 : p. 697), «Le cœur est enveloppé dans un sac à double paroi appelé péricarde» (2). Il s'agit d'une séreuse qui se compose de deux feuillets.

La paroi du cœur est constituée de trois tuniques. La tunique externe correspond à l'épicarde (lame viscérale du péricarde séreux). Le myocarde constitue la tunique intermédiaire. Il s'agit du muscle cardiaque, muscle qui est doté de la capacité de se contracter, notamment lors de la systole. L'endocarde est la tunique interne. Il tapisse les cavités cardiaques (Marieb, 2005 : pp. 697-698).

2.1.6 Configuration interne du cœur

Le cœur compte quatre cavités: deux oreillettes dans sa partie supérieure ainsi que deux ventricules dans sa partie inférieure. Une cloison vient diviser longitudinalement l'intérieur du cœur. Elle «est appelée septum interauriculaire là où elle sépare les oreillettes et septum interventriculaire là où elle sépare les ventricules» (Marieb, 2005 : p. 698). Le septum interauriculaire est creusé d'une légère dépression, la fosse ovale, vestige embryonnaire du foramen ovale.

2.1.6.1 Oreillettes

Chaque oreillette est pourvue d'une auricule, sorte d'appendice ridé qui fait saillie et augmente quelque peu son volume. D'un «point de vue fonctionnel, les oreillettes constituent le point d'arrivée du sang en provenance de la circulation. Comme elles n'ont pas à se contracter fortement pour faire passer le sang dans les ventricules [...], leurs parois sont relativement minces» (Marieb, 2005 : p. 698).

2.1.6.1.1 Oreillette droite (atrium droit)

Trois veines s'abouchent au niveau de l'oreillette droite. Les veines caves supérieure et inférieure y déversent le sang provenant des régions situées au-dessus et au-dessous du diaphragme respectivement. Le sinus coronaire, quant à lui, draine le sang en provenance du myocarde (Marieb, 2005 : p. 698).

Comme notre travail porte essentiellement sur cette cavité, nous allons nous attarder quelque peu sur cette dernière de manière plus approfondie.

L'oreillette droite est d'aspect arrondi mais pour la simplification de sa description, nous l'assimilerons à un cube possédant six parois (Guitard & Lefebvre, (S.d.)). Celles-ci peuvent être mises en évidence par la figure 3.

- **Paroi externe (droite)**
Elle est relativement mince et présente des épaissements musculaires, les muscles pectinés. C'est la voie d'abord privilégiée pour mettre en place une circulation extra-corporelle lors d'une intervention chirurgicale.
- **Paroi interne (septale)**
Elle est constituée par le septum inter-atrial et inter-atrioventriculaire. C'est à ce niveau que l'on retrouve la fosse ovale.
- **Paroi supérieure**
Elle présente une forme de dôme. C'est au niveau de cette portion que s'abouche la veine cave supérieure par l'intermédiaire de l'orifice avalvulé. En avant de l'abouchement de ce vaisseau, nous retrouvons l'orifice de l'auricule droit.
- **Paroi postérieure**
Elle est située entre les abouchements des deux veines caves.
- **Paroi inférieure**
Notons deux orifices, chacun étant doté de valvules. Le premier se situe en arrière de la paroi. Il s'agit de l'orifice de la veine cave inférieure, orifice entouré par la valvule d'Eustachi.
Le deuxième orifice se situe en avant et en dedans de la paroi inférieure. C'est l'orifice du sinus coronaire muni de la valvule de Thebesius.
- **Paroi antérieure**
La partie centrale répond à l'ostium de la valve atrio-ventriculaire droite aussi appelée valve tricuspide.

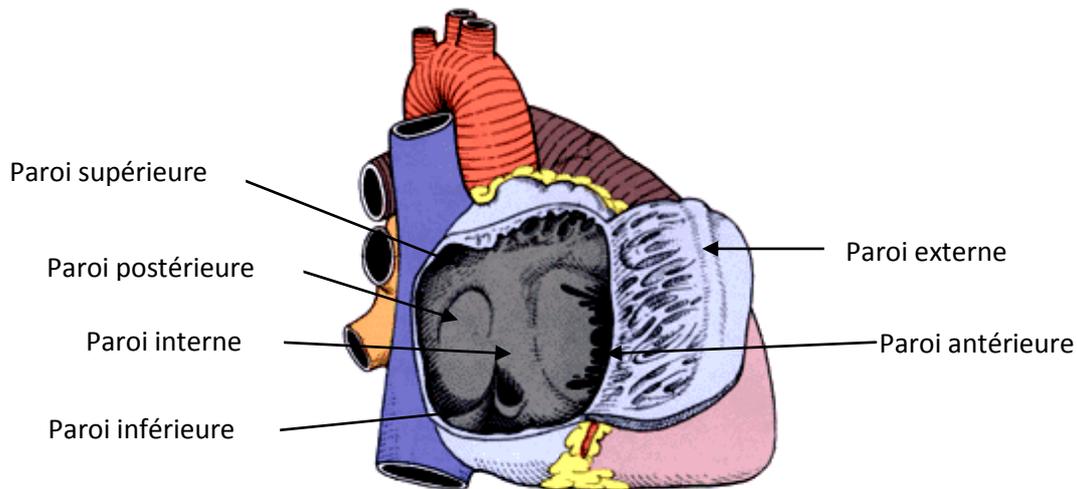


Figure 3. Vue droite du cœur présentant l'oreillette droite ouverte sur laquelle la paroi externe a été découpée puis réclinée en avant (adapté de la Faculté de Médecine Pierre & Marie Curie, 2013)

2.1.6.1.2 Oreillette gauche

Selon Marieb (2005 : p. 698), «Quatre veines pulmonaires pénètrent dans l'oreillette gauche». Ces veines, qui ramènent du sang oxygéné vers le cœur, s'observent nettement mieux sur la face postérieure du cœur.

2.1.6.2 Ventricules

D'un point de vue territorial, «le ventricule droit occupe la plus grande partie de la face antérieure du cœur, tandis que le ventricule gauche domine sur la face postéro-inférieure» (Marieb, 2005 : p.698). Les ventricules constituent le point de départ de la circulation sanguine. Leurs parois sont bien plus épaisses que celles des oreillettes. «En se contractant, les ventricules projettent le sang hors du cœur», plus précisément dans le tronc pulmonaire ainsi que dans l'aorte ascendante. Le ventricule droit éjecte du sang dans le tronc pulmonaire qui achemine ensuite le sang dans les poumons afin de permettre les échanges gazeux. Au terme de cette opération, le sang revient au cœur complètement oxygéné par l'intermédiaire des veines pulmonaires. Le ventricule gauche projette le sang dans l'aorte, dont les ramifications successives alimentent tous les organes du corps (Marieb, 2005 : p. 701).

2.1.6.3 Valves du cœur

Pour Marieb (2005 : p. 704), le sang possède une circulation à sens unique à travers le cœur: il passe des oreillettes aux ventricules, puis des ventricules aux artères (tronc pulmonaire, aorte ascendante) qui émergent de ces derniers. Quatre valves, qui s'ouvrent et

se ferment en réponse aux variations de la pression sanguine, assurent la constance de ce trajet.

2.1.6.3.1 Valves auriculo-ventriculaires (atrio-ventriculaires)

Elles sont au nombre de deux, chacune étant située au niveau de la jonction entre les oreillettes et les ventricules. Lorsque les ventricules se contractent, ces valves se ferment, empêchant ainsi le reflux du sang dans les oreillettes.

La valve auriculo-ventriculaire droite (valve tricuspide) est située entre l'oreillette et le ventricule droits. Elle est composée de trois cuspidés.

La valve auriculo-ventriculaire gauche (valve bicuspide ou encore valve mitrale) se trouve au niveau de la jonction entre l'oreillette et le ventricule gauches. Elle est composée de deux cuspidés.

Lorsque les ventricules se remplissent de sang (diastole), les valves sont ouvertes et pendent, inertes. Puis, les ventricules se contractent (systole), ce qui entraîne une augmentation de la pression intraventriculaire. Cette pression pousse le sang vers le haut contre les cuspidés des valves. En conséquence, celles-ci se ferment (Marieb, 2005 : pp.704-705).

2.1.6.3.2 Valves sigmoïdes

Il s'agit des valves de l'aorte et du tronc pulmonaire, situées respectivement à la base de l'aorte ascendante et du tronc pulmonaire. Ces valves empêchent le sang de refluer dans les ventricules. Chacune de ces valves est composée de trois valvules semi-lunaires.

Toujours selon Marieb (2005 : p. 705), «Leur fonctionnement diffère de celui des valves auriculo-ventriculaires. Lorsque les ventricules se contractent, la pression intraventriculaire *dépasse* la pression régnant dans l'aorte et dans le tronc pulmonaire. En conséquence, les valves du tronc pulmonaire et de l'aorte s'ouvrent». Lors du relâchement des ventricules, la pression intraventriculaire diminue et le sang commence à refluer en direction des ventricules. Il remplit alors les valvules semi-lunaires ce qui entraîne la fermeture des valves sigmoïdes.

La figure 4 illustre bien l'organisation interne des cavités cardiaques dont nous venons de parler jusqu'à présent.

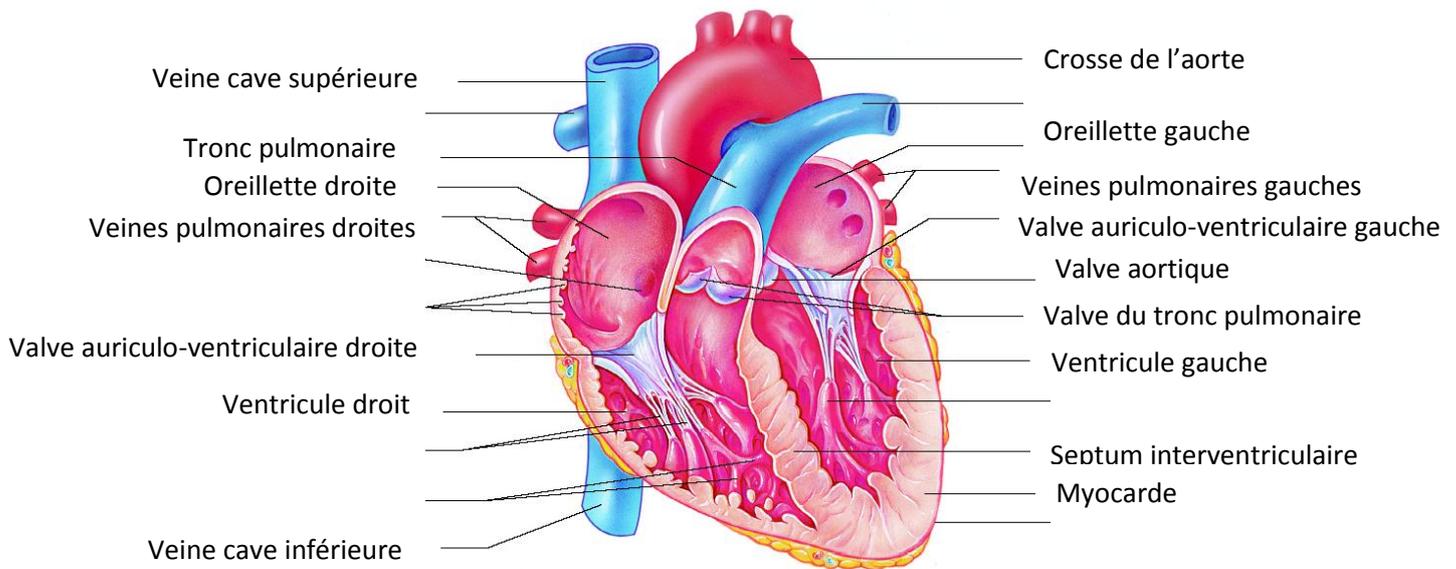


Figure 4. Coupe coronale illustrant la configuration interne du cœur (adapté de Marieb, 2005 : p. 701)

2.1.7 Axes du cœur

Selon le recueil d'IRM CARDIAQUE (2013), trois incidences fondamentales sont utilisées en imagerie cardiaque, quelque soit la modalité utilisée (échographie, IRM, scanner,...):

- L'incidence sagittale oblique (2 cavités ou verticale grand axe ou *vertical long axis*)
L'incidence verticale grand axe est sélectionnée à partir de coupes axiales initiales. Il peut s'agir des coupes de repérage de base (topogramme) en axial ou de coupes transverses issues d'une série participant au diagnostic. On sélectionne alors un plan de coupe sagittal oblique, passant par l'oreillette gauche, le milieu de la valve mitrale et la région la plus distale de la paroi antérieure représentée par la ligne rouge (figure 5). Si l'on prend comme exemple le ventricule gauche, la série ainsi obtenue va du septum interventriculaire jusqu'à la face latérale de la paroi du ventricule gauche.
- L'incidence 4 cavités (horizontale oblique ou *horizontal long axis*)
Elle est obtenue à partir de l'incidence verticale grand axe au moyen de coupes parallèles au grand axe du ventricule gauche. La série qui en résulte permet d'obtenir une image axiale des quatre cavités du cœur.
- L'incidence petit axe (court axe ou *short axis*)
Elle est réalisée à partir du 4 cavités ou du vertical grand axe. Si l'on prend le vertical grand axe comme point de départ, les coupes seront perpendiculaires au grand axe

du ventricule. Si l'on choisit le 4 cavités, les coupes seront aussi perpendiculaires au ventricule gauche. Cette série englobe une région qui s'étend de l'apex à la base du cœur.

Il existe également une série d'incidences spécifiques pour une analyse optimale des valves du cœur mais nous n'allons pas les détailler dans le cadre de ce travail.

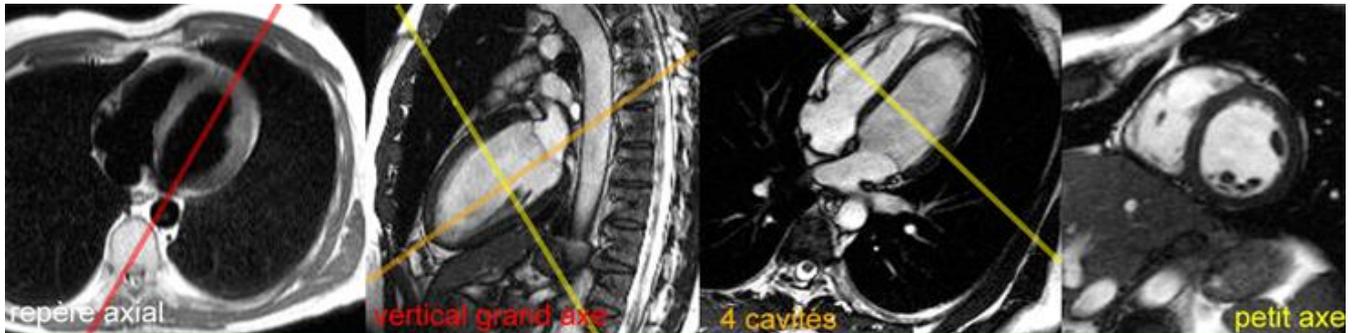


Figure 5. Illustrations des principaux axes du cœur en radiologie (tiré du recueil d'IRM CARDIAQUE, 2013)

2.1.8 Trajet du sang dans le cœur

Le cœur est composé de deux pompes, les ventricules, qui commandent chacune un circuit bien distinct. Les vaisseaux qui apportent le sang dans les poumons et l'en retirent -à savoir le tronc pulmonaire ainsi que les veines pulmonaires- forment la circulation pulmonaire (petite circulation) qui sert aux échanges gazeux. Les vaisseaux qui assurent l'irrigation fonctionnelle aux différents organes (aorte et ses ramifications) ainsi que ceux qui participent au retour du sang vers le cœur (veines caves et leurs affluents) constituent la circulation systémique (grande circulation) (Marieb, 2005 : p. 701).

2.1.8.1 Petite circulation

Le côté droit du cœur correspond à la circulation pulmonaire. Le sang qui revient au cœur est pauvre en oxygène mais riche en gaz carbonique. Il entre dans le cœur par l'oreillette droite puis descend dans le ventricule droit. De là, il est éjecté dans le tronc pulmonaire et ses deux branches, les artères pulmonaires droite et gauche. Ces artères amènent le sang dans les poumons où il se débarrasse de son gaz carbonique et absorbe de l'oxygène. Ce sang fraîchement oxygéné emprunte ensuite les veines pulmonaires pour retourner au cœur par l'oreillette gauche (Marieb, 2005 : p. 701).

2.1.8.2 Grande circulation

Le côté gauche du cœur correspond à la circulation systémique. Dès sa sortie des poumons, le sang nouvellement oxygéné revient au cœur par l'intermédiaire de l'oreillette

gauche. Il passe ensuite dans le ventricule gauche qui l'expédie à tous les organes via l'aorte (Marieb, 2005 : p. 702).

2.1.8.3 Différences entre les deux circulations

Par comparaison avec la circulation systémique, la circulation pulmonaire est peu étendue et la pression qui y règne est faible. En revanche, la circulation systémique couvre l'ensemble de l'organisme; la résistance opposée à l'écoulement du sang y est donc bien plus élevée. Ce qui explique pourquoi les parois du ventricule gauche sont plus épaisses que celle du ventricule droit: le ventricule gauche doit en effet déployer nettement plus de puissance lors de sa contraction (Marieb, 2005 : p.702).

2.1.9 Irrigation artérielle du cœur

L'irrigation fonctionnelle du cœur et donc du myocarde relève de la circulation coronarienne. «La contribution artérielle à la circulation coronarienne est assurée par les *artères coronaires droite et gauche*» (Marieb, 2005 : p.703). Ces artères prennent naissance au niveau des sinus de Valsalva qui correspondent à des dilatations de la paroi aortique au niveau des valvules semi-lunaires qui sont situées à la base de l'aorte ascendante (Moore, Dalley, et al.2011 : pp. 144-145).

2.2 Physiologie

2.2.1 Phénomène mécanique – la révolution cardiaque

«La systole et la diastole auriculaires suivies de la systole et de la diastole ventriculaires correspondent à la révolution cardiaque». Cette dernière «est marquée par des variations successives de la pression et du volume sanguins à l'intérieur du cœur» (Marieb, 2005 : p.716).

Comme le sang circule continuellement sans interruption, Marieb a choisi arbitrairement un point de départ afin d'expliquer le principe de la révolution cardiaque. Elle le situe entre la mésodiastole (milieu de la diastole) et la télédiastole (fin de la diastole). A ce moment, le cœur est complètement décontracté, les oreillettes et les ventricules sont au repos.

2.2.1.1 Remplissage ventriculaire: de la mésodiastole à la télédiastole

La pression à l'intérieur des cavités cardiaques est basse, le sang s'écoule passivement au travers des oreillettes et des ventricules. Les valves de l'aorte et du tronc pulmonaire sont fermées. Les ventricules se remplissent à 70% de leur capacité et les cuspidés des valves auriculo-ventriculaires commencent à se fermer. Puis, les oreillettes se

contractent et le sang résiduel (30%) est éjecté dans les ventricules. A ce stade, ces derniers ont atteint la fin de leur diastole et le sang qu'ils contiennent constitue leur volume maximal. Ce volume est appelé le volume télédiastolique. Enfin, les oreillettes se relâchent et les ventricules se dépolarisent (Marieb, 2005 : p.716).

2.2.1.2 Systole ventriculaire

Au moment où les oreillettes se relâchent, les ventricules commencent à se contracter. La pression ventriculaire s'élève abruptement, ce qui ferme les valves auriculo-ventriculaires. Elle continue de monter jusqu'à ce qu'elle dépasse la pression régnant dans l'aorte ascendante ainsi que dans le tronc pulmonaire. Les valves sigmoïdes s'ouvrent alors et le sang est éjecté dans l'aorte ascendante ainsi que dans le tronc pulmonaire. Lors de la systole, tout le volume télédiastolique n'est pas expulsé des ventricules. La partie restante est appelée le volume télésystolique (Marieb, 2005 : p.716).

2.2.1.3 Protodiastole (début de la diastole)

Durant cette courte phase, les ventricules se relâchent. La pression intraventriculaire chute et le sang contenu dans l'aorte ascendante ainsi que dans le tronc pulmonaire reflue vers les ventricules. Ce mécanisme entraîne la fermeture des valves sigmoïdes. Pendant toute la systole ventriculaire, les oreillettes sont en diastole. Elles se remplissent de sang et la pression s'y élève. Lorsque la pression exercée sur la face auriculaires des valves auriculo-ventriculaires dépasse celle qui y règne dans les ventricules, ces valves s'ouvrent et le remplissage des ventricules recommence en même temps qu'une deuxième révolution (Marieb, 2005 : p.716).

2.2.2 Quelques définitions

1) Débit cardiaque: quantité de sang éjectée par chaque ventricule en une minute. On le calcule en multipliant la fréquence cardiaque au repos (en moyenne 75 battements/minute) par le volume systolique.

Classiquement, le débit cardiaque est de 5,25 l/minute. Il est très variable et peut s'élever considérablement au cours de circonstances particulières (effort)

2) Volume systolique: volume de sang éjecté par un ventricule à chaque battement. Il correspond à la différence entre le volume télédiastolique (environ 120 ml) et le volume télésystolique (environ 50 ml). Le volume systolique est donc de 70 ml/battement.

Par conséquent, chaque ventricule éjecte environ 70 ml de sang à chaque battement, ce qui correspond à 60% du sang qu'il contient (Marieb, 2005 : pp. 716-718).

3) La fraction d'éjection de l'oreillette droite se calcule ainsi:

$$\frac{\text{volume télédiastolique} - \text{volume télésystolique}}{\text{volume télédiastolique}}$$

Cette formule peut être appliquée aux quatre cavités cardiaques. Lorsque le contexte ne précise pas de quelle cavité il s'agit, la littérature parle par défaut de la fraction d'éjection du ventricule gauche.

3 Pathologies et troubles cardiaques

Il existe de nombreuses pathologies cardio-vasculaires. Elles touchent aussi bien le cœur que la circulation sanguine et sont la première cause de décès dans le monde. Ceci justifie la nécessité d'entreprendre des recherches permettant l'élaboration d'un diagnostic rapide et sûr. Comme notre travail porte essentiellement sur l'oreillette droite, il nous a paru judicieux d'explorer plus particulièrement les pathologies liées à cette cavité. Une étude réalisée aux HUG et portant sur l'évaluation de la taille de l'atrium droit en échographie 2D vs 3D indique que sa mesure est particulièrement utile lors du diagnostic d'arythmies, d'hypertension pulmonaire et de maladies congénitales du cœur et des valves (Müller, Burri et al, 2008).

3.1 Physiopathologies générales

3.1.1 L'insuffisance cardiaque

Elle affecte environ 100'000 personnes en Suisse (HUG, 2011) et de nombreuses maladies du cœur peuvent mener à ce trouble si elles ne sont pas traitées. Elle se caractérise par l'incapacité du cœur à maintenir un débit sanguin répondant aux demandes métaboliques et énergétiques du corps humain en raison d'une rigidité ou d'une dilatation de celui-ci (PasseportSanté.net, 2011). On en distingue trois types en fonction de l'endroit où se situe l'atteinte. L'insuffisance cardiaque peut toucher les cavités gauches. Si tel est le cas, ce trouble peut provoquer une insuffisance cardiaque controlatérale, c'est-à-dire que les cavités droites sont concernées par la maladie. Les conséquences d'une telle insuffisance sont une hypertrophie de l'oreillette et du ventricule droits. Le dernier type est l'insuffisance

cardiaque globale. Si cette pathologie n'est pas traitée, de graves complications telles que des risques d'arythmie, d'arrêt cardiaque, d'embolie pulmonaire et de dysfonctions hépatique et rénale peuvent survenir (DECAS, 2004) ; (PasseportSanté.net, 2011).

Il existe un grand nombre d'examen pour le diagnostic de l'insuffisance cardiaque tels l'ECG, la prise de sang et la radiographie du thorax. L'échocardiographie est le gold-standard actuel car elle donne des informations morphologiques sur le cœur et ses valves mais également sur ses capacités de travail et ses pressions de remplissage (BWGHF, 2010).

3.1.2 Valvulopathies

Les valvulopathies sont des maladies fréquentes qui atteignent 2% de la population adulte et 10 à 15% de la population de plus de 75 ans (CHUV, 2009). Elles se présentent soit sous la forme d'une sténose de la valve, celle-ci ne pouvant plus s'ouvrir complètement, soit sous forme de fuite ou d'insuffisance, la valve perdant ainsi sa capacité à se fermer complètement, ce qui engendre un flux à contre-courant. Ce type de trouble peut être congénital, provoqué par une malformation, apparaître durant la vie suite à des dépôts minéraux ou entraîné par certaines maladies, pathologies infectieuses d'origines virales ou bactériennes.

Elles sont dépistées par une auscultation clinique démontrant la présence d'un souffle, puis confirmées par une échocardiographie qui permet de quantifier le rétrécissement ou la fuite, de mesurer la surface de la valve et son retentissement sur la contraction du muscle cardiaque ainsi que le degré de dilatation des cavités et d'estimer son degré d'insuffisance (Centre cardio-thoracique de Monaco, 2012).

3.1.3 Troubles du rythme cardiaque

Ils se définissent par l'irrégularité des battements du cœur qui ne sont pas provoqués par des causes physiologiques telles que des efforts physiques mais par un dérèglement du système électrique. Ils sont classés en fonction du lieu de leur formation, soit dans les oreillettes ou dans le nœud auriculo-ventriculaire (on parle alors d'arythmie supraventriculaire), soit dans les ventricules (on les nomme arythmies ventriculaires). En fonction de leur effet sur le rythme cardiaque, différentes appellations sont utilisées. Dans le cas d'une accélération, il s'agit d'une tachycardie (le nombre de battements par minute excèdent 100) alors qu'un ralentissement correspond à une bradycardie (nombre de battements par minute inférieur à 50).

Parmi les arythmies cardiaques les plus fréquentes, on retrouve les extrasystoles qui sont des contractions cardiaques prématurées ou en surplus qui ne sont pas provoquées par une impulsion du nœud sinusal mais ailleurs au niveau de l'oreillette ou du ventricule. Elles sont souvent bénignes et passent, dans la plupart des cas, inaperçues. Dans de plus rares cas, elles peuvent être causées par une insuffisance coronarienne, une maladie du myocarde ou une insuffisance cardiaque. La fibrillation auriculaire correspond à des contractions anarchiques, rapides et irrégulières. Il s'agit d'une maladie progressive pouvant devenir dangereuse car elle peut augmenter le risque d'attaque cérébrale ou d'insuffisance cardiaque. Lors d'une fibrillation ventriculaire, le cœur se contracte plus de 320 fois par minute, il est donc incapable d'assurer le bon fonctionnement de la circulation sanguine, ce qui conduit à un arrêt cardio-vasculaire. En absence de réanimation immédiate, s'en suit la mort de la personne. Les troubles de la conduction cardiaque surviennent lorsque les impulsions électriques de ce système ne sont pas transmises normalement. Il en existe différentes formes en fonction de leur localisation. En fonction de leur sévérité, il peut se produire des syncopes, ce qui met la vie du patient en danger (e-santé.fr, 2002) ; (Fondation suisse de cardiologie, (S.d.)).

Ces troubles sont diagnostiqués par un électrocardiogramme de repos où seront vérifiés la fréquence cardiaque, sa régularité et la synchronisation des oreillettes et des ventricules. Le Holter permettra de surveiller l'activité cardiaque pendant 24 à 48 heures en cas d'irrégularités intermittentes. Un ECG d'effort peut être prescrit pour déclencher l'arythmie ainsi qu'une échocardiographie pour identifier l'origine du problème (Léna, 2012).

3.1.4 Cardiopathies congénitales

Il s'agit de malformations cardiaques acquises durant le développement fœtal; elles sont donc présentes dès la naissance. Elles concernent environ 7 bébés sur 1000. Il y a 50 ans, 80% de ces enfants mouraient contre 10 % actuellement grâce aux progrès thérapeutiques. En Suisse, environ 10'000 adultes vivent avec une cardiopathie congénitale moyennement grave à grave et 50'000 avec une anomalie légère (Arbenz, 2008 : pp. 8-21). Elles sont classées en deux catégories: les cardiopathies cyanogènes et les cardiopathies non cyanogènes.

Dans la première catégorie, on observe la Tétralogie de Fallot caractérisée par une sténose pulmonaire –rétrécissement du tronc pulmonaire- qui empêche le ventricule droit d'éjecter le sang dans les poumons. Il en résulte, entre autre, une hypertrophie du ventricule droit

ainsi qu'une dilatation du tronc pulmonaire. Cette malformation n'est pas viable. Dans l'atrésie tricuspide, la valve se développe anormalement et ne s'ouvre pas, ce qui aboutit à une circulation anarchique entre l'oreillette et le ventricule droits. La maladie d'Epstein, rare, concerne également la valve tricuspide. Celle-ci est située plus bas que la normale, ce qui engendre une oreillette droite de plus grand volume et un ventricule droit plus petit.

Dans la seconde catégorie, on trouve la communication interventriculaire. Il s'agit de la cardiopathie congénitale la plus fréquente qui entraîne un passage du sang oxygéné du ventricule gauche vers le sang désoxygéné du ventricule droit. La communication interauriculaire est due à la non fermeture de la paroi qui sépare les deux atriums, le foramen ovale perméable. La persistance du canal artériel, qui relie l'aorte à la bifurcation des deux artères pulmonaires, entraîne un mélange du sang oxygéné et désoxygéné au niveau de ces vaisseaux. La coarctation de l'aorte correspond à un resserrement de celle-ci, resserrement engendré par la fermeture du canal artériel, ce qui empêche le flux sanguin de circuler correctement (Fondation des maladies du cœur et de l'AVC, 2010).

Le diagnostic de ces malformations se fait avec une radiographie pulmonaire, un ECG et l'échographie-Doppler (Favretto, 2007).

3.2 Pathologies affectant les cavités cardiaques

L'imagerie cardiaque permet aujourd'hui de segmenter et de reconstruire les cavités cardiaques en 3D pour mettre en avant un problème lié au volume de ceux-ci. Il s'agit d'un indice pouvant orienter le diagnostic, ce qui permet ainsi de prescrire le traitement adéquat au patient. Il est donc primordial de connaître les causes d'une dilatation de ces cavités cardiaques.

3.2.1 Le ventricule gauche

Le ventricule gauche permet d'envoyer le sang riche en oxygène à tous les organes du corps humain. Une altération de la fonction de cette cavité «est un facteur pronostique et thérapeutique essentiel de l'insuffisance cardiaque» (Esculape, 1997). De ce fait, il existe de nombreuses recherches sur le calcul des volumes systolique et diastolique du ventricule gauche afin d'obtenir sa fraction d'éjection. De plus, il est reconnu qu'une atteinte de cette cavité est beaucoup plus létale qu'une atteinte du ventricule droit. Par ailleurs, une pathologie de l'atrium droit est un bon indicateur d'un problème lié au ventricule droit. Par

exemple, la fonction de l'oreillette droite est un bon indicateur de la fonction du ventricule droit.

3.2.2 L'oreillette droite

Une dilatation de cette cavité peut être provoquée par de multiples troubles, notamment en cas d'hypertension pulmonaire. Les maladies pulmonaires, comme une bronchite ou une broncho-pneumopathie chronique obstructive, augmentent la pression sanguine au niveau des artères pulmonaires. Le sang circule donc difficilement jusqu'au poumon, ce qui entraîne une dilatation. Des arythmies ou une maladie congénitale peuvent également affecter l'oreillette droite.

Une sténose de la valve tricuspide qui bloque partiellement l'ouverture de celle-ci ainsi qu'une insuffisance valvulaire avec régurgitation sont des facteurs qui diminuent le flux sanguin entre l'oreillette et le ventricule droits ou qui vont créer un contre-courant. Le sang va stagner dans l'atrium dont le volume va augmenter. L'embolie pulmonaire, quant à elle, empêche la circulation sanguine entre les poumons et le cœur, obligeant celui-ci à se contracter davantage pour compenser. Il en résulte une augmentation de la taille du ventricule droit puis de l'oreillette. Une insuffisance de la valve mitrale entre l'atrium gauche et le ventricule gauche provoque une circulation à contre-sens et peut former une dilatation des cavités. Une personne atteinte d'une hypertrophie du ventricule droit a tendance à développer également une augmentation du volume de l'oreillette droite, de la même façon qu'une cardiopathie congénitale (Buzzle, 2000).

4 Méthode d'imageries utilisées pour l'analyse morphologique et fonctionnelle du cœur

Pour notre étude, nous avons établi un comparatif de diverses modalités utilisées pour analyser la morphologie des diverses cavités du cœur et faire une analyse semi – quantitative de celles-ci. Ces dernières années avec l'évolution du CT, de l'IRM et de l'échocardiographie 3D, nous pouvons nous demander quelle modalité doit-être utilisée selon les pathologies recherchées et laquelle est la plus précise pour apprécier une région d'intérêt.

Nous allons présenter les modalités utilisées, de la moins courante à celle qui est la plus indiquée pour l'étude du cœur. Les avantages et inconvénients des différentes modalités

que nous allons aborder seront indiquées sous le tableau 1 pages 35-37. En revanche, la section IRM sera volontairement plus détaillée puisque cette modalité est au cœur de notre travail.

4.1 CT (scanner)

4.1.1 Introduction

Un article publié dans la Revue médicale suisse indique que le CT est «une imagerie de réserve pour les patients présentant de mauvaises fenêtres échographiques ainsi que des contre-indications à un examen IRM» (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008).

Par ailleurs, le CT permet une excellente appréciation de la morphologie et de la fonction des ventricules (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008). L'acquisition sera systématiquement faite à l'aide d'un ECG afin de synchroniser la fréquence cardiaque du patient avec l'acquisition des images. Grâce aux rayons X recueillis par un détecteur, il y aura formation d'une image et ce, après traitement informatique.

Le CT est principalement utilisé pour la détection des calcifications coronariennes et l'analyse des artères coronaires (figure 6). Pour cette dernière indication, le patient va subir une injection de produit de contraste iodé afin de mieux visualiser les vaisseaux et les cavités explorés. Actuellement, l'IRM et l'échographie ne sont pas encore assez performantes pour visualiser ces vaisseaux (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008).

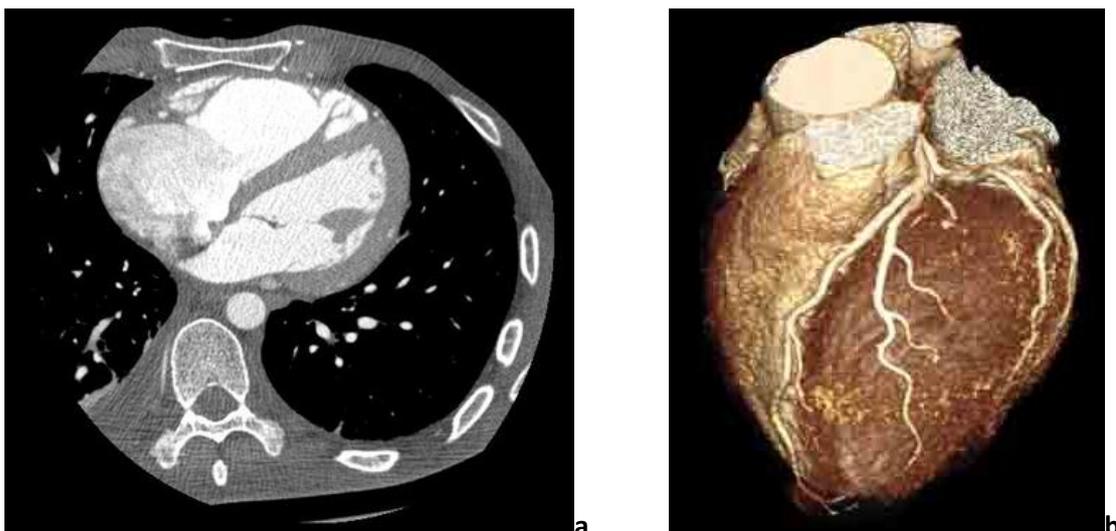


Figure 6 a). Coupe axiale d'un coroscanner (tiré d'IMAIOS, 2012). b). Exemple de reconstruction 3D obtenue par coroscanner (tiré du Centre d'imagerie médicale de la clinique Sainte-Marie, 2011)

4.1.2 Indication

Les indications à un CT cardiaque sont l'analyse des artères coronaires, la recherche de calcifications coronariennes (score calcique), l'exclusion de sténose coronaire chez des patients qui présentent des symptômes de maladie coronarienne. Un scanner peut être rapidement effectué aux urgences dans le cadre de douleurs thoraciques aiguës par exemple.

4.2 PET-CT

4.2.1 Introduction

L'examen PET est surtout utilisé pour analyser le métabolisme du cœur. Il peut être couplé au CT afin de faire une fusion d'image dans le but d'obtenir une meilleure précision anatomique (figure 7).

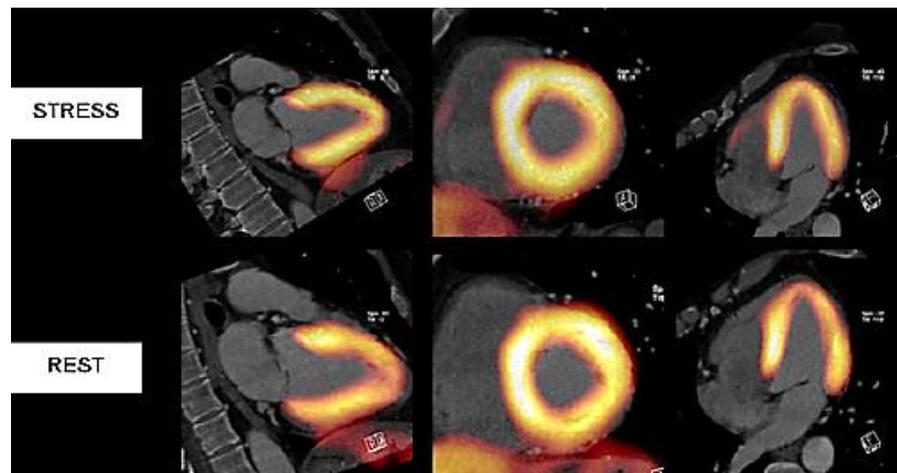


Figure 7. PET-CT cardiaque incluant les phases de stress et de repos (tiré des HUG, 2003)

Un examen cardiaque au PET nécessite un radiotracteur émetteur de positons B^+ . Ce dernier va s'annihiler lors de sa rencontre avec un électron de la matière (patient), réaction qui va émettre deux photons de 511 keV. Ces derniers vont ensuite atteindre une couronne de détection. Cet examen se réalise avec un ECG et les radiotraceurs les plus couramment utilisés sont le Rubidium-82 en ce qui concerne l'analyse de la perfusion myocardique et le 18-FDG pour la mesure du métabolisme du myocarde (Christian & Waterstram-Rich, 2012).

4.2.2 Indications

- Perfusion myocardique
- Métabolisme du myocarde
- Viabilité myocardique

- Evaluation de la fonction ventriculaire gauche
- *Calcium scoring* des coronaires.

(Fleury, 2011)

4.3 SPECT-CT

4.3.1 Introduction

La scintigraphie cardiaque est utilisée pour l'étude de la perfusion du myocarde (scintigraphie myocardique) et de la fonction des ventricules (ventriculographie isotopique).

En ce qui concerne la ventriculographie isotopique, elle «reste pour beaucoup de services de cardiologie, la méthode de référence pour la mesure de la fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG) et à un degré moindre, du ventricule droit» (Amir, 2011). La scintigraphie myocardique tout comme la ventriculographie s'effectuent grâce au SPECT-CT.

Pour la réalisation d'une scintigraphie myocardique, le patient va subir un examen divisé en trois parties. Tout d'abord, il va effectuer un test d'effort durant lequel un radiotracteur va lui être injecté. Les radiotraceurs utilisés sont le Technétium-99^m couplé à du Sestamibi ou le Thallium 201. L'acquisition des images, avec ECG, commence après le test d'effort. En général, une nouvelle série d'images sera réalisée au repos 2 à 4 heures après le test d'effort.

L'examen terminé, une comparaison entre le test d'effort et le test au repos est effectuée. Celle-ci se base sur les différents axes du cœur (short axis, vertical axis, horizontal axis), comme le démontre la figure 8.

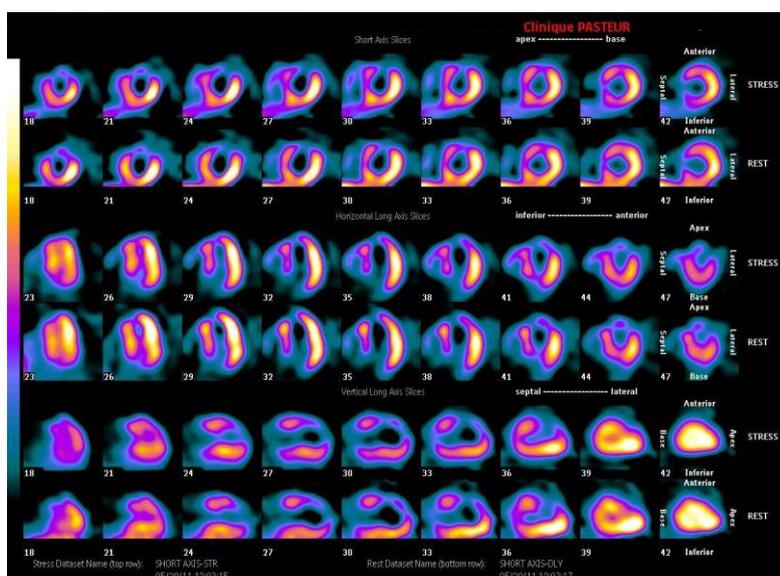


Figure 8. Présentation des résultats obtenus par scintigraphie myocardique (tiré du CIMOF, 2013)

De plus, il est possible de faire des analyses semi-quantitatives à partir du *short axis* en comparant le *bullseye* (figure 9) avec une bande de donnée de patients en bonne santé, ceci afin d'évaluer la déviation standard (Fleury, 2011).

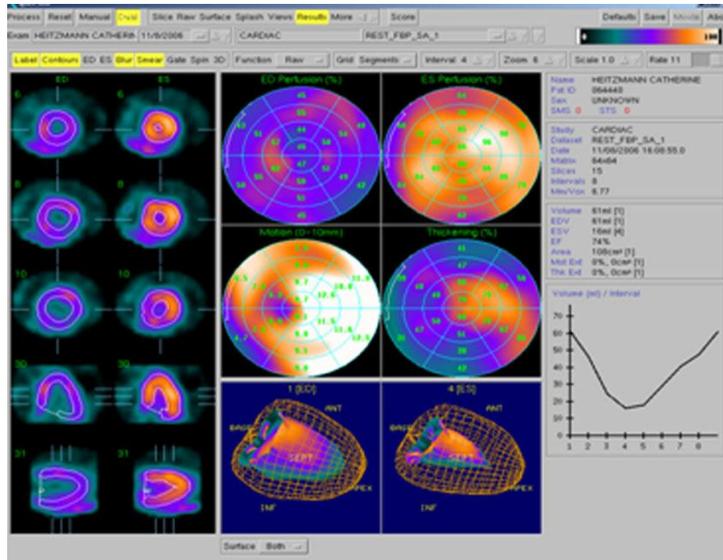


Figure 9. Analyse semi-quantitative grâce au bullseye (tiré d'Almange, André-Fouët, et al. 2010)

Pour la ventriculographie isotopique, il va falloir prélever du sang du patient afin de marquer ses globules rouges avec du Technétium-99^m et ensuite lui réinjecter son sang marqué. L'acquisition est faite avec un ECG afin de surveiller le rythme cardiaque du patient (Institut de cardiologie de l'Université d'Ottawa, 2013). La figure 10 présente les résultats obtenus grâce à cette technique.

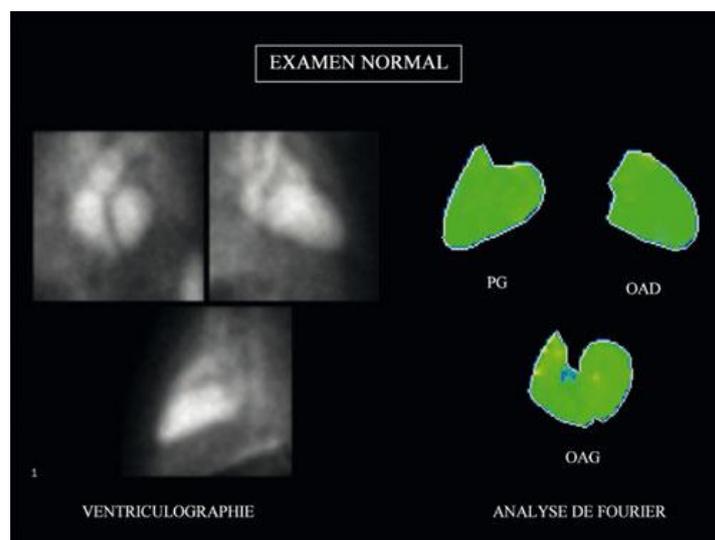


Figure 10. Exemple d'image obtenue par ventriculographie isotopique (tiré d'Edimark SAS, 2011)

4.3.2 Indications

4.3.2.1 Indications de la scintigraphie myocardique (perfusion)

- recherche d'ischémie myocardique
- évaluation des sténoses coronaires
- indication des gestes de revascularisation
- évaluation de la viabilité myocardique.

(Clinique de Genolier, 2011)

4.3.2.2 Indications de la ventriculographie isotopique

- Evaluation des volumes ventriculaires
- Evaluations des shunts
- Analyse des phases systolique et diastolique.

(Fleury, 2011)

- Anomalies dans la paroi des ventricules
- Action de pompage des ventricules inférieurs.

(Société canadienne du cancer, 2013)

4.4 IRM

4.4.1 Introduction

L'IRM est une modalité qui s'est imposée comme examen de référence ces dernières années pour l'analyse du cœur en raison de sa précision, de sa reproductibilité (absence de dépendance de l'opérateur) et de son innocuité (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008).

«L'IRM cardiaque s'impose comme méthode de référence dans l'évaluation des volumes, de la masse et de la morphologie des cavités cardiaques, en particulier chez les patients peu échogènes ou nécessitant une visualisation précise des cavités droites» (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008). Par ailleurs, elle reste indispensable dans l'imagerie des cardiopathies congénitales, des tumeurs cardiaques, des gros vaisseaux et du péricarde.

La détermination par ciné-IRM des volumes ventriculaires, de la fraction d'éjection et de la masse myocardique, de la cinétique segmentaire est standardisée, précise et reproductible (Garot, Clément, et al. 2007). La figure 11 présente un exemple d'image produite par IRM.

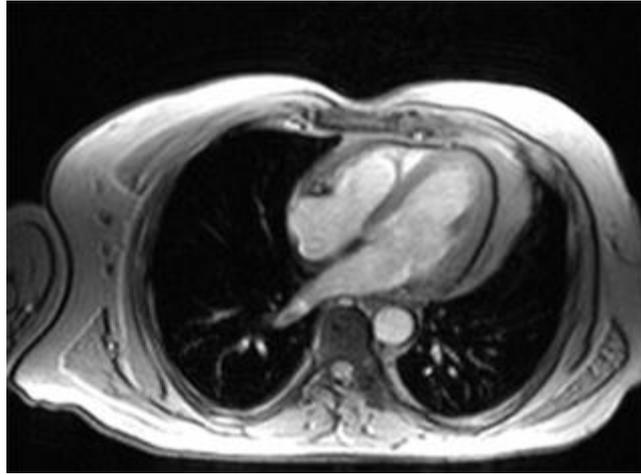


Figure 11. Coupe axiale 4 cavités T1 (tiré du recueil d'IRM CARDIAQUE, 2008)

4.4.2 Principe

Le principe de l'IRM est d'utiliser un haut champ magnétique (1,5-3 Tesla) produit par un aimant supraconducteur. Pour réaliser cet examen, le patient est positionné en décubitus sur la table avec une antenne cardiaque puis est centré au milieu du champ magnétique. Sous l'effet de ce dernier, les protons des atomes d'hydrogènes du patient vont s'aligner dans la direction du champ magnétique. Ils vont également effectuer un mouvement de précession, c'est-à-dire qu'ils tournent sur eux-mêmes. Grâce à une onde de radiofréquence, les protons vont entrer en résonance; ils sont en quelque sorte excités. Lors de l'arrêt de la radiofréquence, les protons reviennent à l'équilibre en émettant un signal qui va être recueilli par l'antenne. C'est ce signal qui est à la base de l'image (Frank, (S.d.)).

4.4.3 Avantages

En plus d'être non irradiante, «L'avantage majeur de l'IRM réside dans sa capacité à produire des images bi- ou tridimensionnelles de haute qualité chez tout patient collaborant» (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008) présentant de mauvaises fenêtres échographiques tels les patients obèses. De par son avantage à bien différencier les tissus mous entre eux, l'utilisation de produit de contraste (gadolinium) n'est pas systématique.

La qualité de définition des contours du myocarde ainsi que la possibilité d'acquérir des plans obliques et dans les trois dimensions en font la méthode de référence pour la mesure des volumes, de la fraction d'éjection et de la masse du ventricule gauche.

Un autre atout de l'IRM est de pouvoir associer l'étude de la viabilité myocardique à l'analyse de la perfusion myocardique et à une approche fonctionnelle du muscle cardiaque

par l'étude des fonctions ventriculaires droite et gauche, au repos et lors d'épreuves de provocation d'ischémie myocardique.

4.4.4 Inconvénients

Les artéfacts de mouvement dus au battement du cœur et à la respiration du patient sont fréquents. L'utilisation d'un ECG est donc nécessaire afin de pouvoir synchroniser les battements cardiaques avec l'acquisition. Cette dernière débute en général au début du cycle cardiaque. De plus, il faudra bien coacher le patient pour qu'il puisse retenir sa respiration lors des séquences afin d'éviter de tels artéfacts.

La durée d'un examen d'IRM cardiaque reste longue, il faut compter entre quarante-cinq et soixante minutes pour le réaliser. De plus, les patients claustrophobes ainsi que ceux possédant une contre-indication à l'IRM telle que pacemaker, métal dans le corps, implants cochléaires ne pourront passer l'examen.

4.4.5 Conclusion

A l'heure actuelle, les IRM 3T ont permis une avancée des examens cardiaques sur le plan de la précision anatomique et des calculs semi-quantitatifs. «Par sommation de coupes contiguës, il est possible de déterminer de manière précise les volumes ventriculaires gauche et droit, et de calculer leurs fractions d'éjection respectives» (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008). Relevons que l'échocardiographie ne peut pas offrir ces analyses.

L'IRM est un examen complet, non opérateur dépendant à l'acquisition et particulièrement intéressant dans la surveillance au long cours des patients car il peut être répété sans risque étant donné son absence d'irradiation.

4.4.6 Les indications de l'IRM

- Etude de la fonction ventriculaire droite et gauche
- Mesure de la masse myocardique
- Recherche de cardiopathies du ventricule droit, notamment dans le bilan d'une hyperexcitabilité ventriculaire
- Evaluation de la perfusion myocardique (ischémie et viabilité)
- Recherche de pathologies inflammatoires (myocardite)
- Recherche d'atteinte extracardiaque dans le cadre de maladies systémiques (amylose, sarcoïdose)
- Quantification des fuites surtout tricuspides.

4.5 Ultrasons

4.5.1 Echocardiographie 2D

4.5.1.1 Introduction

L'échocardiographie est plus souvent pratiquée que l'IRM-cardiaque en raison de sa disponibilité, de son coût et de sa simplicité de réalisation. L'échocardiographie est donc l'examen initial de choix pour évaluer la morphologie et la fonction ventriculaire gauche (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008). Cependant, elle reste limitée dans le cas de patients obèses, chez ceux souffrant d'insuffisance respiratoire et chez ceux qui sont faiblement échogènes. La figure 12 représente une image 4 cavités obtenue par échographie 2D.

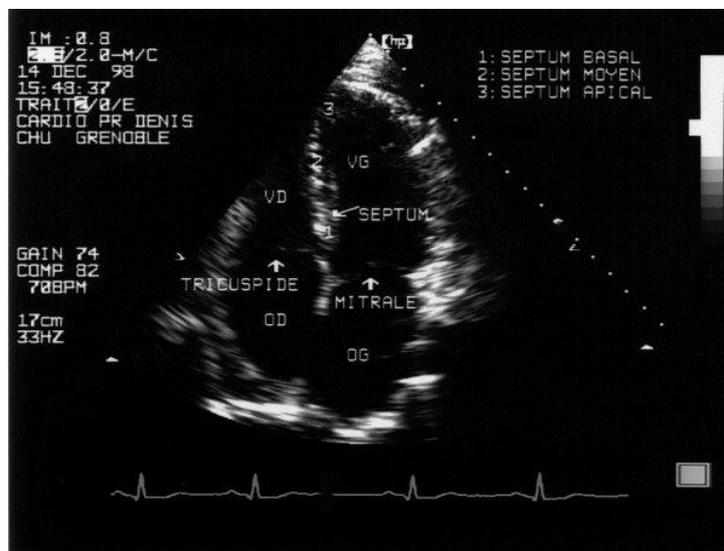


Figure 12. Image 4 cavités obtenue par échographie 2D (tiré de Denis, Machecourt, et al. (S.d.))

L'échographie utilise une sonde pour produire des ondes sonores de haute fréquence.

L'appareil peut à la fois émettre et recevoir les ultrasons réfléchis.

L'onde ultrasonore réfléchi est détectée par la sonde; elle nécessite alors une amplification dans l'appareillage. Il est ainsi possible de reconstruire une image bidimensionnelle. Les informations seront ensuite stockées dans une mémoire et visualisées sur un écran.

Il existe différents types de sondes, telle la sonde sectorielle qui réalise des coupes en éventails pour la cardiologie (Palmer, 1996).

4.5.1.2 Indications

- Suspicion d'épanchement péricardique
- Rupture septale

- Insuffisance mitrale par rupture ou dysfonction des piliers
- Recherche de thrombus intraventriculaire
- Anévrisme ventriculaire
- Angor stable.

4.5.2 Echocardiographie 3D

4.5.2.1 Introduction

L'échocardiographie 3D permet aujourd'hui d'obtenir des images 3D du cœur en temps réel d'où «une meilleure appréciation de la taille des cavités et de la fonction des ventricules» (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008). Cette modalité permet une mesure plus précise de la masse et des volumes du ventricule gauche. D'autres champs d'application trouvent également leur place tels l'analyse des valves ainsi que des cardiopathies congénitales.

Des études ont montré que l'écho 3D-RT (*Real Time* pour temps réel) est utile pour mesurer les volumes auriculaires avec des résultats comparables à ceux de l'IRM cardiaque (Pasquet, Vancraeynest, et al. 2008). De plus, les mesures de l'écho 3D sont plus précises et reproductibles que celles obtenues par écho 2D. La figure 13 illustre les possibilités de l'écho 3D.

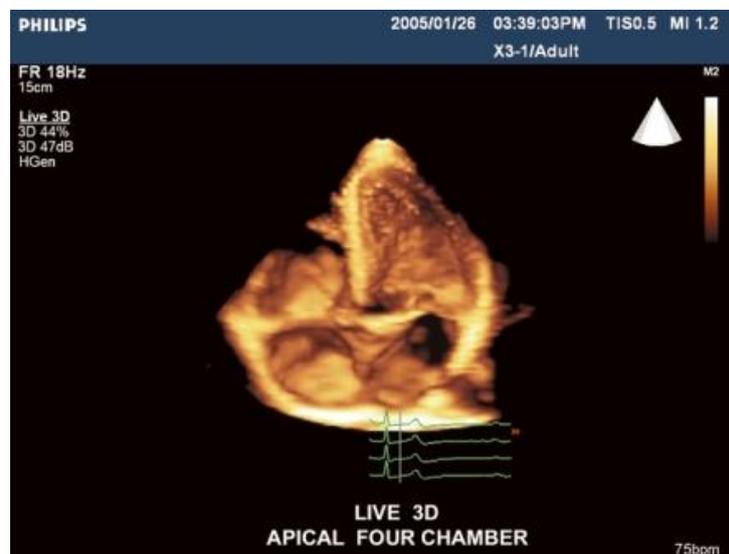


Figure 13. Exemple de reconstruction d'image par écho 3D (tiré de Philips, (S.d.))

Le principe de cette modalité est de réaliser une série d'image 2D en les enregistrant selon des intervalles prédéfinis. La sonde est progressivement inclinée pour acquérir des images avec un angle différent et ainsi couvrir tout un volume. En écho 3D temps réel, on utilise des

sondes de type matriciel, ce qui permet la visualisation des volumes en temps réel. Il est possible de réaliser l'examen par voie transthoracique ou transoesophagienne. Retenons que «l'échographie 3D reste limitée par une moindre résolution spatiale et sa dépendance à l'échogénicité du patient lors d'approche d'une échographie transthoracique» (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008).

Plus les images acquises sont nombreuses, meilleure sera la qualité du volume reconstruit. Mais attention: plus l'acquisition sera longue, plus les risques d'artéfact se trouvent augmentés. Le temps pour reconstruire les images sera également péjoré. Il est donc essentiel de trouver un compromis entre le nombre d'images acquises et le temps d'examen, dans le souci de limiter au maximum les artéfacts (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008). Les images acquises sont envoyées dans un ordinateur afin de reconstruire le volume 3D.

4.5.2.2 Indications

- Mesure des dimensions des cavités cardiaques, en particulier le ventricule gauche
- Calcul des volumes ventriculaires
- Fraction d'éjection des ventricules
- Analyse des valves
- Cardiopathies congénitales.

Le tableau 1 ci-dessous présente une synthèse des caractéristiques des différentes modalités qui ont été abordées tout au long de ce chapitre.

Tableau 1 : tableau récapitulatif des différentes modalités d'exploration du cœur.

	Spécificités	Avantages	Inconvénients
CT	-artères coronaires -calcium scoring	-non dépendant de l'échogénicité du patient et des contre-indications à l'IRM -examen rapide -résolution spatiale	-surestimation du volume télésystolique par rapport à l'IRM (Garot, Clément, et al. 2007) -radiations -contraste iodé
PET-CT	-métabolisme et perfusion du myocarde -fonction ventriculaire gauche (fraction d'éjection)	-résolution spatiale supérieure au SPECT-CT -imagerie hybride (anatomie et métabolisme) permet une meilleure localisation d'une lésion	-durée d'examen -radiations ionisantes

SPECT-CT	<ul style="list-style-type: none"> -perfusion myocardique -fonction ventriculaire gauche 	<ul style="list-style-type: none"> -imagerie hybride -analyse semi-quantitative (<i>bullseye</i>) 	<ul style="list-style-type: none"> -mesure de la FEVG plus difficile comparé à l'IRM (Amir, 2011) -durée d'examen -radiations -superposition de structures
IRM	<ul style="list-style-type: none"> -évaluation de toutes les cavités du cœur chez des patients présentant de mauvaises fenêtres échographiques -quantification de la fonction ventriculaire gauche -viabilité myocardique 	<ul style="list-style-type: none"> -pas de radiations (suivi dans le temps) -résolution en contraste (tissus mous) -acquisition des plans de coupes dans les 3 dimensions -semi-quantitatif -reproductible 	<ul style="list-style-type: none"> -patients claustrophobes -contre-indications à l'examen (implants cochléaires, pacemaker,...) -artéfacts dus aux mouvements du patient -durée d'examen -coût
Echo 2D	<ul style="list-style-type: none"> -morphologie et fonction ventriculaire gauche -analyse du ventricule droit 	<ul style="list-style-type: none"> -pas de radiations -non invasif -disponibilité -durée d'examen -coût -analyse anatomique et fonctionnelle fine du VD (Kurtz & Bauer, 2011) 	<ul style="list-style-type: none"> -champs d'exploration parfois restreint (patients obèses) -reproductibilité (opérateur dépendant) -fonction ventriculaire droite -sous-estimation du volume du VG (Garot, Clément, et al. 2007) -quantification limitée
Echo 3D	<ul style="list-style-type: none"> -taille et volume des cavités -fonction des ventricules -analyse des valves 	<ul style="list-style-type: none"> -images 3D du cœur en temps réel -reconstruction d'images -mesure précise de la masse, du volume et de la FEVG comparé à l'écho 2D (Monney, Jeanrenaud, et al. 2008) -bonne analyse du ventricule droit (Pasquet, Vancraeynest, et al. 2008) 	<ul style="list-style-type: none"> -complexité des acquisitions, lenteur et difficulté de reconstruction des images (Pasquet, Vancraeynest, et al. 2008) -variation des mesures selon les vues acquises -résolution spatio-temporelle -augmentation des artéfacts avec la durée d'acquisition -nécessite des échographes spécialisés pour un résultat fiable et précis (Pasquet, Vancraeynest, et al. 2008)

5 Segmentation

La segmentation se situe au cœur de ce mémoire, il convient donc d'en préciser le sens et les problèmes qui peuvent en découler.

5.1 Introduction

Il s'agit d'entourer une zone d'intérêt à l'aide d'outils spécifiques sur chaque coupe désirée. Ce travail de contourage peut se réaliser de différentes façons, soit manuellement, soit automatiquement, soit de manière semi-automatique (Withey & Koles, 2007). Chaque méthode comporte son lot d'avantages et de désavantages. Le contour manuel peut être très précis s'il est exécuté par un opérateur possédant un minimum de connaissances anatomiques et pathologiques, néanmoins, au vu des nombreuses images fournies par l'IRM, cette opération nécessite un temps considérable. De plus, elle est soumise aux variabilités inter et intra-observateur (cf. section 5.2). Le contour automatique permet de réduire l'incidence de ces deux inconvénients. En revanche, il rend la segmentation moins précise car il est dépendant de la qualité des images. En effet, «les images étant généralement bruitées, de faux points de contour peuvent exister. La présence dans l'image d'objets autres que celui qui est étudié génère des contours parasites. Inversement, des portions de la frontière de l'objet peuvent être invisibles en raison de l'imperfection du système d'imagerie» (Rouchdy, 2005 : p.19). De ce fait, les programmes de segmentation vraiment autonomes sont rares car ils sont complexes à créer, expliquant le grand nombre d'études portant sur ce sujet. La dernière méthode est un mélange des deux autres. Elle permet de réduire le temps nécessaire au contourage sur les différentes coupes mais est aussi exposée aux différentes variations, puisqu'elle nécessite également l'intervention de l'opérateur.

5.2 Variabilité inter et intra-opérateur

Comme mentionné précédemment, les méthodes de segmentation manuelle et semi-automatique sont responsables de variabilité intra et inter-opérateur. La première concerne l'écart entre deux segmentations faite par le même utilisateur. La seconde désigne la différence entre deux segmentations provenant de deux manipulateurs différents. «la fatigue, l'expertise et la patience sont tous des critères pouvant influencer le résultat final»

(Chav, 2006 : p.44). En effet, la segmentation manuelle est une opération longue et fastidieuse. Elle nécessite de rester des heures devant un écran d'ordinateur, ayant comme conséquence une diminution de la concentration et de la vision. De plus, il faut une bonne connaissance de l'objet à contourer. Dans l'imagerie médicale, la forme des organes varie d'une personne à l'autre, se rajoutant à cela les pathologies qui peuvent la déformer. Il convient dès lors de vérifier si ces nuances sont significatives et si elles entraînent de faux diagnostic.

5.3 Segmentation cardiaque

Dans le cadre de l'imagerie cardiaque, la segmentation permettra d'acquérir un volume systolique et diastolique et le rapport des deux fournira des renseignements sur la fraction d'éjection de la cavité cardiaque segmentée. Cet indice permet de détecter une éventuelle insuffisance cardiaque mais aussi d'autres pathologies comme des troubles de la contraction cardiaque.

La segmentation peut s'effectuer soit sur une surface plane, soit sur un volume. Dans le premier cas, on parlera de planimétrie tandis que la volumétrie s'appliquera sur un volume. La planimétrie a pour but de mesurer des surfaces planes tandis que la volumétrie s'applique à la mesure de volumes 3D. Ces deux techniques permettent d'analyser l'oreillette d'un point de vue quantitatif. En effet, elles peuvent offrir diverses informations comme la taille de l'oreillette. Elles sont applicables aussi bien à l'échographie, au scanner ainsi qu'à l'IRM (Caudron, Belhiba, et al. 2008). Afin de situer notre travail dans la segmentation, précisons que nos ROIs ont été réalisés par volumétrie.

5.3.1 Planimétrie

La planimétrie cardiaque s'effectue généralement sur une incidence 4 cavités. La figure 14 représente un contourage type par méthode planimétrique.

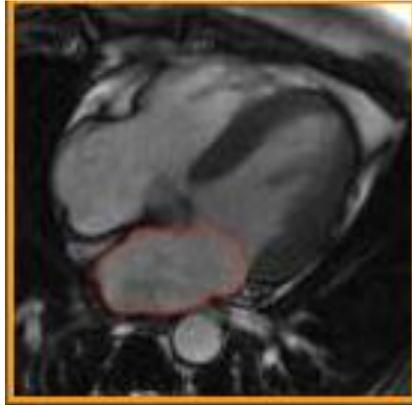


Figure 14. Contourage endocardique de l'oreillette gauche par planimétrie (tiré de Caudron, Belhiba, et al. 2008)

5.3.2 Volumétrie

En ce qui concerne la volumétrie, deux méthodes de référence existent actuellement: la volumétrie par la méthode de Simpson et la volumétrie par la méthode Biplan (aire-longueur). Les recommandations actuelles recommandent l'utilisation de la volumétrie, la méthode de Simpson étant la plus fiable et reproductible. En revanche, dans le cas d'une utilisation en routine clinique, la méthode Biplan représente le meilleur compromis entre rapidité (3 minutes contre 10 pour la méthode de Simpson) et fiabilité (excellente corrélation avec la méthode de Simpson, tant chez les patients en rythme sinusal qu'en fibrillation auriculaire) (Caudron, Belhiba, et al. 2008). Enfin, il est bon de savoir qu'il existe une troisième méthode de segmentation (cf. section 5.3.2.3) qui reprend le principe de la méthode de Simpson. Le résultat est une pseudo-3D.

5.3.2.1 Méthode de Simpson

En ce qui concerne la méthode de Simpson, des coupes petit axe sont utilisées. Le court axe couvre l'ensemble de l'oreillette, depuis sa base jusqu'à l'anneau atrio-ventriculaire droit ou l'anneau mitral s'il s'agit de l'oreillette gauche. Un contourage de l'endocarde est effectué, et ce pour chaque coupe. Le logiciel calcule ensuite les volumes télédiastolique et télésystolique afin d'obtenir la fraction d'éjection de l'oreillette droite. La figure 15 illustre le choix des coupes petit axe pour le calcul de la fraction d'éjection (Caudron, Belhiba, et al. 2008).

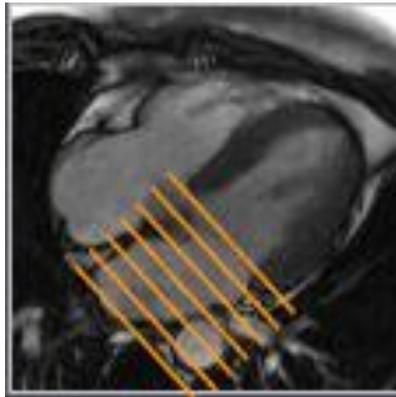


Figure 15. Acquisition de coupes petit axe sur l'oreillette gauche sur une incidence 4 cavités (tiré de Caudron, Belhiba, et al. 2008)

5.3.2.2 Méthode Biplan

En ce qui concerne cette méthode, une formule est utilisée afin de calculer le volume de l'oreillette:

$$\text{Volume de l'oreillette} = \frac{0.85 \times A1 \times A2}{L}$$

A1 représente la surface de l'oreillette sur le 4 cavités, A2 la surface sur le 2 cavités. L1 et L2 indiquent la profondeur de l'oreillette, en 4 et 2 cavités respectivement. La profondeur est mesurée depuis le milieu du plan valvulaire jusqu'au fond de l'oreillette. L est choisi en fonction de la plus petite valeur obtenue en L1 et L2. Les figures 16a et 16b illustrent bien à quoi correspondent ces différentes valeurs (Caudron, Belhiba, et al. 2008).

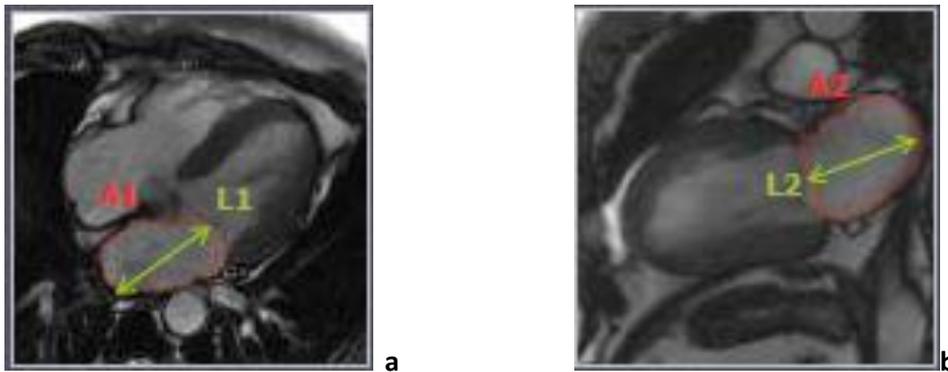


Figure 16 a). Emplacement de A1 et L1 sur une 4 cavités. b). Emplacement de A2 et L2 sur une 2 cavités (tiré de Caudron, Belhiba, et al. 2008)

C'est cette méthode que nous avons utilisée pour nos segmentations. Il faut toutefois apporter une légère nuance. Nous avons uniquement contouré sur du 4 cavités; nous avons donc travaillé en Monoplan et n'avons donc pas utilisé la formule ci-dessus pour calculer le volume de l'oreillette droite. En effet, nous ne disposons pas des valeurs A2 et L2 puisque nous ne nous sommes pas basés sur du 2 cavités.

5.3.2.3 Méthode 2D utilisant une pile de disques selon Simpson

Une alternative à la méthode Biplan consiste à recourir à la méthode des disques de Simpson à partir de coupes grand axe. Ce modèle peut être appliqué en monoplan ou en biplan. Cette approche reste toutefois moins précise que la méthode 3D (Simpson) qui est basée sur une pile de coupes petit axe réellement acquises et non pas «calculées» comme c'est le cas ici. La figure 17 illustre la méthode des disques à partir d'images échocardiographiques. Les disques sont calculés par le logiciel perpendiculairement au grand axe du ventricule gauche (Recueil d'IRM CARDIAQUE, 2010).

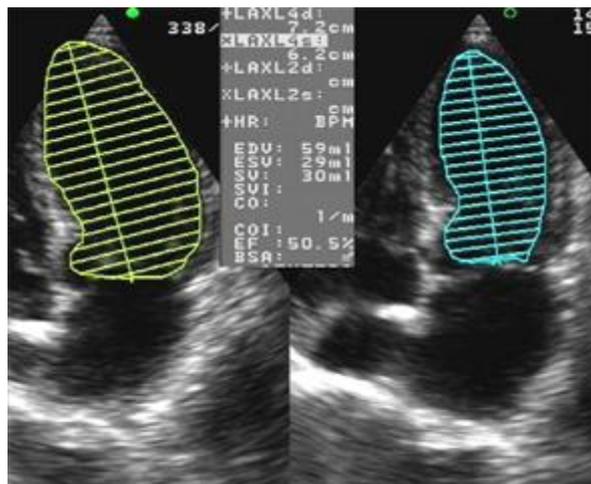


Figure 17. Présentation de la méthode des disques (monoplan) lors d'une segmentation du ventricule gauche (tiré du Recueil d'IRM CARDIAQUE, 2010)

6 Méthodologie

6.1 Description des données

Pour mener à bien ce travail, le Pr. Vallée nous a transmis une liste de 34 patients qui avaient subi à la fois une IRM cardiaque et une échographie 3D. Ces derniers se situaient dans une tranche d'âge comprise entre 21 et 88 ans. Le ratio était de 23 hommes pour 11 femmes. Soulignons encore que ces personnes se sont portées volontaires dans le cadre de cette étude et que certaines présentaient des pathologies cardiaques. Cependant, le but d'une étude n'est pas de diagnostiquer une pathologie mais d'obtenir des valeurs pouvant être comparées à d'autres modalités d'imagerie. Notre tâche a été de nous concentrer sur l'IRM, en effectuant des contourings de l'oreillette droite au moyen de ROIs, contourings qui devaient nous servir par la suite à générer des volumes. Grâce à ces derniers, nous avons pu

étudier la variabilité inter- et intra-observateur. Au passage, nous avons aussi pu calculer la fonction de l'oreillette.

Le protocole IRM qui a servi à l'acquisition des images est le suivant: l'appareil était un Siemens Espree d'1.5T. Les coupes ont été réalisées selon l'incidence 4 cavités (*horizontal long axis*) avec une couverture de tout le cœur. La séquence utilisée était un ciné *true-fisp* 2D avec un TE d'1.5 ms, un Sense d'un facteur 2, une épaisseur de coupe de 8 mm pour un intervalle nul. L'acquisition a été réalisée par gating de l'ECG.

Notons que sur les 34 patients, 12 cas étaient irréalisables. Les raisons qui en étaient la cause sont détaillées sous la section 8.2.

6.2 Logiciel OsiriX

C'est grâce à ce logiciel que nous avons pu récolter les données qui nous ont servies de base pour notre travail.

OsiriX est un logiciel libre d'imagerie médicale, permettant de visualiser des fichiers au format DICOM, quelle que soit la modalité d'acquisition (RDC, CT, IRM, US,...). Le format DICOM (Digital Imaging and COmmunication in Medicine) a été créé dans le but de faciliter le transfert et la visualisation d'images. «La norme DICOM est aussi bien un format d'image, qu'un protocole d'échange de données qui peut se faire soit par fichier, soit par réseau» (Dillenseger et Moerschel, 2009 : p.76).

6.3 Protocole

6.3.1 Anonymisation

Les données qui ont été mises à notre disposition comprenaient différentes informations permettant d'identifier des patients. Il nous a donc fallu anonymiser chaque patient en remplaçant certaines informations par des données anonymisées. Une table de correspondance permettant d'identifier les patients anonymisés a été créée. Elle est conservée par le responsable de l'étude. Précisons que cette procédure a pu être effectuée grâce à OsiriX.

6.3.2 Marche à suivre

6.3.2.1 But de la marche à suivre

Nous avons établi cette marche à suivre dans un but didactique afin que même un novice puisse effectuer toutes les étapes sans rencontrer de difficultés qui l'empêcheraient de poursuivre son travail.

Le but de cette marche à suivre est de préparer les données ainsi que de les segmenter afin d'en tirer des mesures qualitatives comme l'aire par coupes, des données sur le volume de l'oreillette droite ainsi sa fraction d'éjection.

Pour ce faire, nous avons dû remplir un fichier Excel dans lequel figuraient tous nos patients ainsi que divers champs que nous remplissions au fur de la progression de la marche à suivre.

6.3.2.2 Marche à suivre

Nous présentons ici une marche à suivre raccourcie par souci de synthèse. Une version détaillée de cette dernière est disponible à l'annexe I.

Cette marche à suivre est valable avec OsiriX. Après avoir sélectionné les séries qui nous intéressent, en l'occurrence les 4 cavités ciné *true-fisp*, il faut placer le bloc de coupes sur l'image sagittale de droite, comme le montre la figure 18, de manière à obtenir une image 4 cavités à gauche avec une oreillette droite dont le volume est maximal. Cette évaluation se fait visuellement. Les séries 4C ciné *true-fisp* sont des coupes axiales représentant un cycle cardiaque complet, et ce pour chaque niveau de coupe.

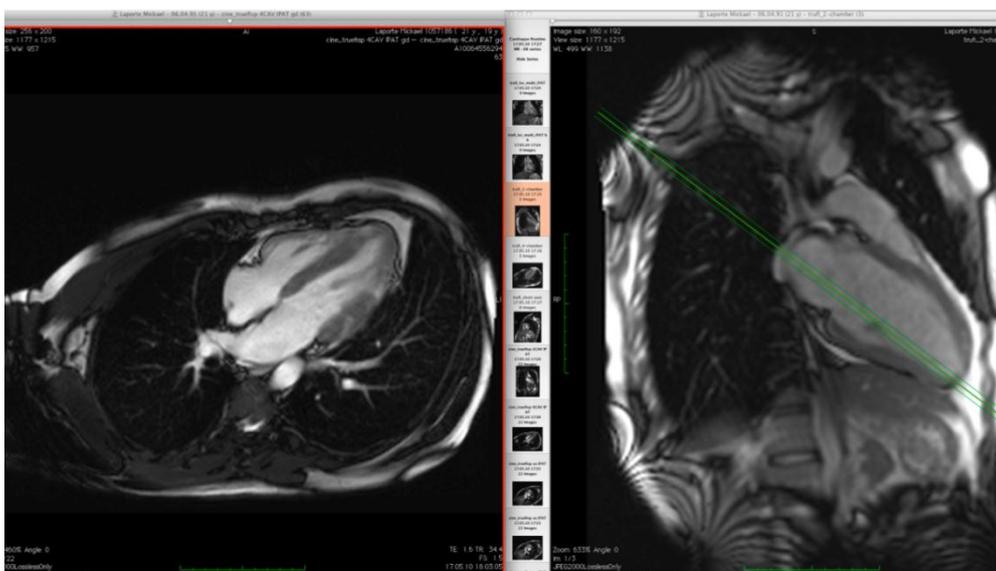


Figure 18. L'image sagittale de droite permet de choisir une coupe axiale optimale

La figure 19 représente le type d'images qu'il faut obtenir. Chacune des deux images est la plus représentative en ce qui concerne la systole et la diastole.

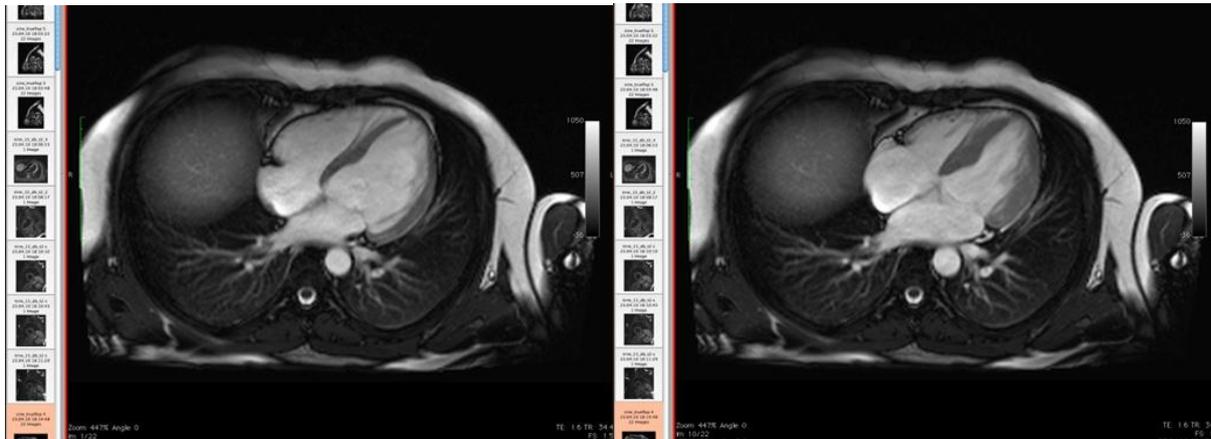


Figure 19. Images représentant respectivement les phases systolique et diastolique

Après avoir choisi puis enregistré les deux images, il faut les ouvrir grâce à l'outil *3D MPR*. La fenêtre qui s'ouvre alors est représentée par la figure 20. Si un message d'erreur apparaît, cela signifie que les espaces entre chaque coupe ne sont pas réguliers. Il faut donc reconstruire les images avec un intervalle de coupes inférieur à 8 mm.

NB: la teneur exacte du message d'erreur est signalée par la figure 10 qui se trouve dans l'annexe I.

NB 2: les manipulations précises à effectuer en cas de message d'erreur sont disponibles sous l'annexe I, pages 93-95.

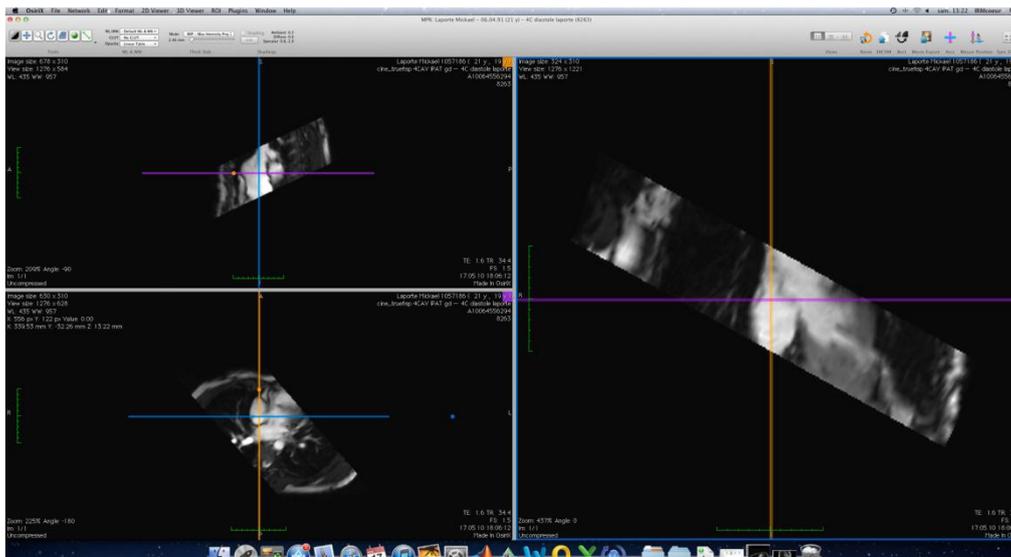


Figure 20. Fenêtre type qui s'ouvre suite à l'outil *3D MPR*

L'étape suivante consiste à contourer l'oreillette droite, comme représenté à la figure 21, afin de pouvoir par la suite obtenir son volume. Il faut contourer chaque coupe, pour autant que l'oreillette droite y apparaisse. Le contourage se fait grâce aux outils ROIs d'OsiriX. S'il n'y a pas eu de message d'erreur lors du MPR, nous pouvons directement utiliser les images natives des phases systolique et diastolique pour le contourage de l'oreillette droite. Dans le cas contraire, il faut contourer sur les images reconstruites grâce au MPR.

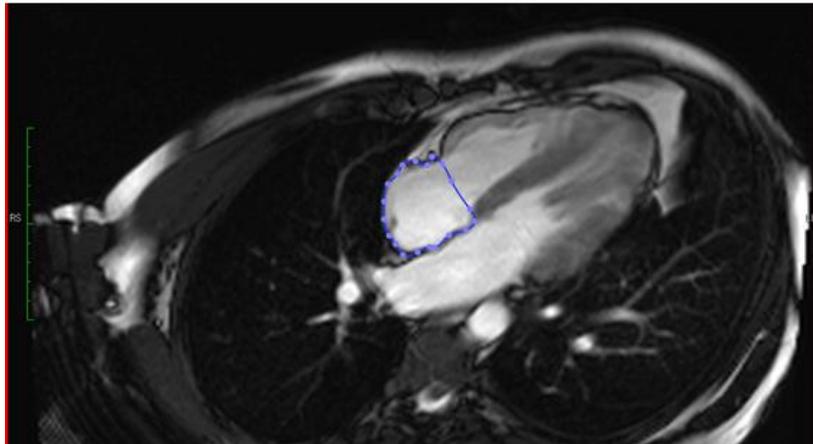


Figure 21. Exemple de contourage de l'oreillette droite

Le contourage terminé, nous pouvons générer une image 3D représentant la forme de l'oreillette en fonction des ROIs dessinés précédemment. Cette image, mise en évidence par la figure 22, nous fournit en outre bien d'autres renseignements, comme le volume de l'oreillette droite ainsi que des statistiques descriptives sur l'aire des ROIs par coupe.

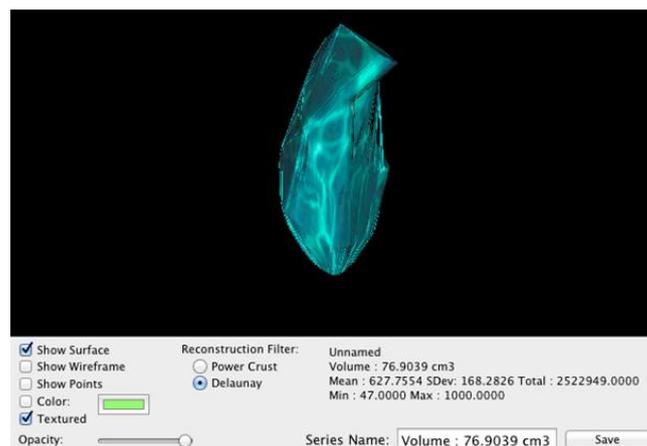


Figure 22. Génération d'un volume 3D représentant l'oreillette droite

6.4 Outils statistiques

Les données que nous avons obtenues ont été traitées par différents outils statistiques. Le coefficient de corrélation intraclass (Intraclass Correlations, ICC) « permet

d'étudier la "corrélation" (le degré d'association) entre une variable nominale (ou catégorielle) et une variable quantitative» (Agudelo, Bain, et al. 2000), c'est-à-dire la concordance de la décision entre plusieurs évaluateurs ou du même évaluateur. Cet indice prend en compte trois sources de variance. La première concerne celle entre les sujets. Dans le cas de l'oreillette droite, chaque personne possède un volume différent en fonction des variabilités anatomiques et pathologiques. La seconde considère celle entre les évaluateurs et la dernière, celle propre aux sujets, les erreurs appelées variance non-expliquée.

Selon Shrout & Fleiss (1979), il existe différentes versions d'ICC utilisées en fonction d'une situation spécifique définie par le protocole expérimental et l'intention conceptuelle de l'étude. On en décrit trois modèles. L'ICC 1.1 est utilisé lorsque chaque sujet est évalué par un ensemble différent d'évaluateurs sélectionnés aléatoirement. La fiabilité est calculée à partir d'une mesure unique. L'ICC 2.1 est utilisé lorsque chaque sujet est mesuré par chaque évaluateur, ceux-ci sont considérés comme représentatifs d'une large population de juges similaires. La fiabilité est également calculée à partir d'une mesure unique. C'est cet indice qui sera employé dans notre estimation de la variabilité inter-opérateur car il permet d'apprécier l'accord entre les différents opérateurs. L'ICC 3.1 est utilisé lorsque chaque sujet est évalué par chaque opérateur mais ceux-ci sont les seuls juges d'intérêt. La fiabilité est calculée à partir d'une mesure unique. Nous utiliserons ce modèle pour obtenir la variabilité intra-opérateur car il souligne la consistance de l'évaluation de l'opérateur d'intérêt. Dans chacun des trois modèles, il existe une seconde forme, L'ICC 1.k, 2.k et 3.k identiques à la première mais dont la fiabilité est calculée en prenant la moyenne des k évaluateurs.

Cet indice de corrélation est employé par de nombreux chercheurs. On le retrouve notamment dans une recherche (Haritoglou, Neubauer, et al. 2002) qui repose sur la variabilité inter et intra-observateur dans la mesure des mélanomes de l'uvéa par échographie standard. Gstoettner, Sekyra, et al. (2007) font aussi usage de l'ICC dans la comparaison du calcul de l'angle de Cobb sur des radiographies analogiques et digitales. Les auteurs donnent notamment une échelle de valeurs pour l'ICC : un ICC < 0.4 se traduit par une pauvre corrélation, $0.40 \leq \text{ICC} < 0.60$ est jugé comme acceptable, $0.60 \leq \text{ICC} < 0.75$ indique une bonne corrélation alors que celle-ci est jugée excellente lorsque l'ICC > 0.75. Cette échelle est une échelle parmi d'autres qui donne une idée de la variabilité. Dans ce manuscrit, nous utiliserons cette échelle d'appréciation.

Le coefficient de corrélation de Spearman est également utilisé afin d'analyser les relations entre les rangs des individus d'une population par rapport à deux variables quantitatives, ou qualitatives ordinales. Par rapport au coefficient de corrélation traditionnel dit de Pearson, le coefficient de Spearman est plus fiable lorsque l'échantillon est de faible taille (ce qui est le cas dans notre travail de Bachelor). Une fois que l'ICC confirme que les opérateurs sont effectivement tous trois cohérents, le coefficient permet de les comparer entre eux et ainsi d'obtenir leur indice de corrélation. Une valeur du coefficient de corrélation de Spearman proche de 1 signifie l'existence d'un classement identique tandis qu'un résultat de -1 indique un ordre inverse. Selon Laurent Bosquet (S.d.), la valeur de ce coefficient indique, de 0 à <0.5 une très faible corrélation, de 0,5 à <0.7 une faible corrélation, de 0.7 à <0.8 une corrélation modérée, de 0.8 à <0.9 une corrélation élevée, et de 0.9 à <1 une corrélation très élevée.

7 Résultats

7.1 Introduction

Les séquences IRM ont été obtenues par des techniciens en radiologie qui ne sont pas en relation avec notre mémoire. Plusieurs acteurs ont préparé les données des patients et les ont segmentées. Les «opérateurs» désignent les auteurs de ce mémoire alors que l'«expert» est le Professeur Vallée. Chaque acteur a traité une, ou plusieurs fois, des images des patients. Le traitement regroupe donc:

- 1) La préparation des données comme décrit dans la marche à suivre (cf. section 6.3.2.2).
Les difficultés rencontrées sont reportées dans la section suivante (cf. section 7.2).
- 2) La segmentation des images en systole et diastole afin d'effectuer les mesures de volume de l'oreillette droite.

La variabilité que nous allons étudier comprend donc la préparation et la segmentation des données.

7.2 Préparation des données pour la segmentation

Afin d'obtenir les volumes de l'oreillette droite, les opérateurs ont scrupuleusement suivi les indications de la marche à suivre présentée dans la section méthodologie et détaillée dans l'annexe I.

Sur une totalité de 34 patients, seuls 22 (65%) ont pu être analysé, notamment en raison des problèmes suivants:

- Une seule série 4 cavités, voire l'absence totale de ce type d'images, ce qui nous empêche d'avoir les données nécessaires à l'obtention du volume 3D (figure 23).



Figure 23. Présence d'une seule image 4C nous empêchant la reconstruction du volume

- Un «bug» d'OsiriX lors du calcul du volume malgré une segmentation complète des images 4 cavités (figure 24). Le «bug» induit un volume nul.

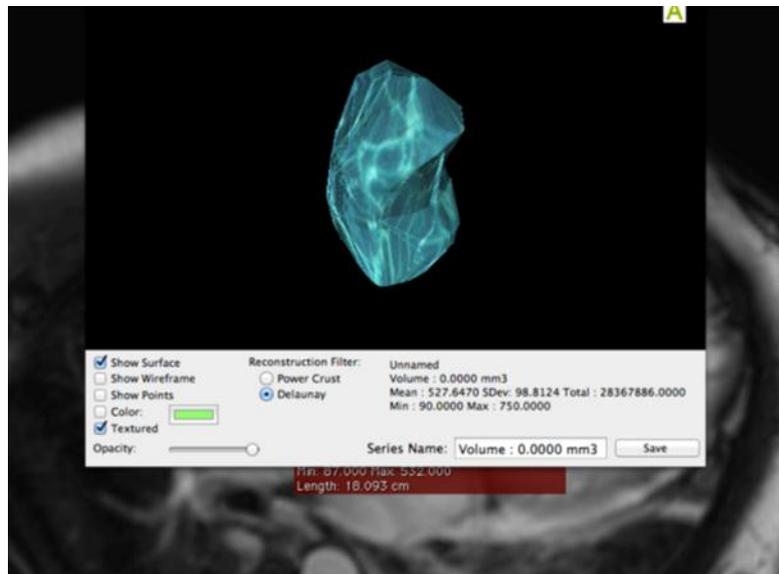


Figure 24. "Bug" d'OsiriX lors du calcul du volume

Nous avons rencontré d'autres problèmes lors de la réalisation de nos segmentations. Ceux-ci seront détaillés dans la discussion.

7.3 Variabilité inter-opérateur

Pour chacun des 22 patients, les trois opérateurs ont segmenté l'oreillette droite de façon indépendante. A titre de comparaison, pour le patient 02, les résultats sont représentés respectivement pour les opérateurs 1, 2 et 3 sous la figure 25.

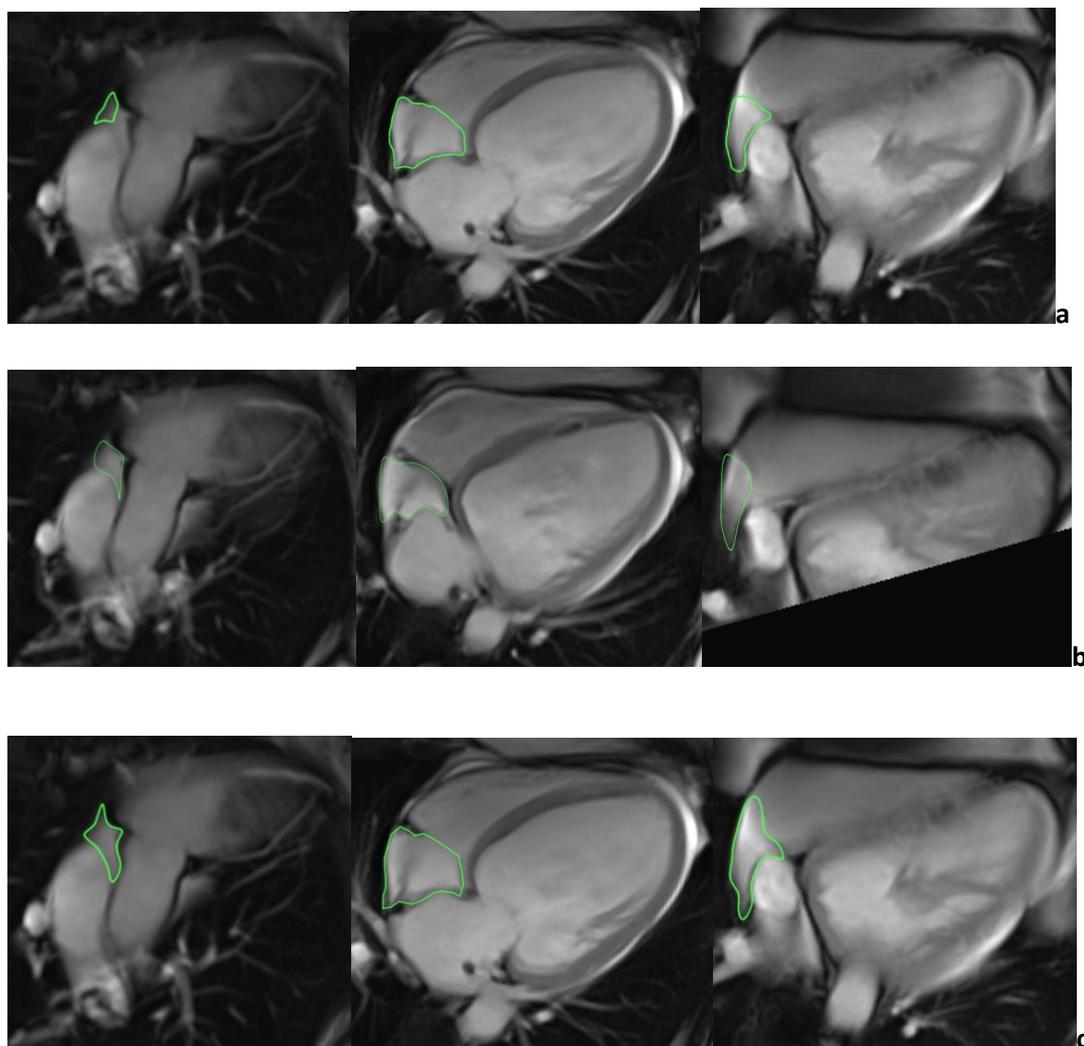


Figure 25 a). Images 2, 12 et 16 du patient 02 avec l'opérateur 1. b). Images 2, 12 et 15 du patient 02 avec l'opérateur 2. c). Images 2, 12 et 16 du patient 02 avec l'opérateur 3

Les valeurs obtenues pour tous les patients sont présentées à la page suivante dans le tableau 2.

Tableau 2 : Données représentant le volume en cm³ de chacun des 22 patients, en systole et en diastole, en fonction des 3 opérateurs.

	Opérateur 1		Opérateur 2		Opérateur 3	
	Systole	Diastole	Systole	Diastole	Systole	Diastole
patient 02	119.25	155.54	102.59	138.82	0	0
patient 03	37.08	71.2	36.55	63.95	40.76	69.02
patient 04	47.61	74.95	41.59	73.16	48.8	77.48
patient 05	46.94	98.29	49.37	86.78	60.76	108.96
Patient 06	62.75	103.8	56.49	93.18	149.71	236.47
patient 07	131.78	150.21	126.7	148.67	116.15	132.8
Patient 08	36.06	61.05	42.96	62.73	36.02	58.03
patient 10	102.71	148.69	126.64	163.45	118.41	172.83
patient 11	33.51	42.18	34.81	43.85	30.69	33.47
patient 12	135.9	172.49	136.74	166.56	147.15	160.99
patient 13	43.75	85.76	39.53	89.44	38.37	83.91
patient 14	51.57	72.49	42.46	79.43	51.83	86.99
patient 15	42.61	74.29	38.51	60.6	42.71	73.59
patient 16	52.38	75.37	50.83	84.49	49.53	81.35
patient 17	119.75	189.36	108.53	189.8	99.98	183.74
patient 18	25.78	48.21	26.89	50.54	33.14	44.22
patient 19	28.22	49.72	30.98	62.24	25.25	57.03
patient 20	28.05	54.65	33.48	56.64	29.92	58.22
patient 21	43.5	72.58	37.49	70.47	45.59	70.35
patient 23	39.17	61.71	30.03	56.58	43.35	75.16
patient 25	54.81	82.91	54.85	83.94	0	0
patient 32	59.16	90.39	49.3	81.59	63.58	100.36

Les données des volumes diastoliques et systoliques des patients 02 et 25 de l'opérateur 3 sont nulles, à la suite du «bug» d'OsiriX (cf. section 7.2). Elles sont donc représentées par la valeur 0.

Le tableau 3 expose les moyennes, écart-types, min et max des volumes des trois opérateurs. Pour les patients 02 et 25, les données sont obtenues en n'utilisant que les valeurs de l'opérateur 1 et 2, le troisième n'ayant pas pu les acquérir, en raison du «bug» d'OsiriX.

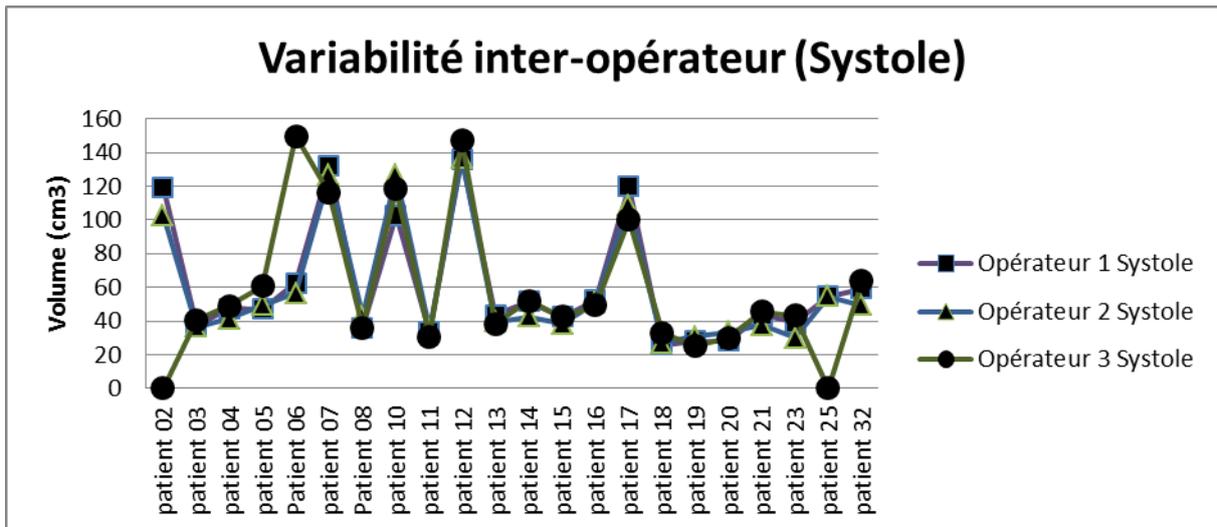
Tableau 3 : Moyennes, écart-types, min et max des volumes obtenus par les trois opérateurs et moyenne de la fraction d'éjection obtenue par les 3 opérateurs.

	Syst. moy	Syst. SD	Syst. MAX	Syst. MIN	Diast. moy	Diast. SD	Diast. MAX	Diast. MIN	EF moy
Patient 02	110.92	11.78	119.25	102.59	147.18	11.82	155.54	138.82	0.25
patient 03	38.13	2.29	40.76	36.55	68.06	3.72	71.2	63.95	0.44
patient 04	46.00	3.87	48.80	41.59	75.20	2.17	77.48	73.16	0.39
patient 05	52.36	7.38	60.76	46.94	98.01	11.09	108.96	86.78	0.47
Patient 06	89.65	52.11	149.71	56.49	144.48	79.84	236.47	93.18	0.39
patient 07	124.88	7.97	131.78	116.15	143.89	9.64	150.21	132.8	0.13
Patient 08	38.35	4.00	42.96	36.02	60.60	2.38	62.73	58.03	0.37
patient 10	115.92	12.16	126.64	102.71	161.66	12.17	172.83	148.69	0.28
patient 11	33.00	2.11	34.81	30.69	39.83	5.57	43.85	33.47	0.16
patient 12	139.93	6.27	147.15	135.9	166.68	5.75	172.49	160.99	0.16
patient 13	40.55	2.83	43.75	38.37	86.37	2.82	89.44	83.91	0.53
patient 14	48.62	5.34	51.83	42.46	79.64	7.25	86.99	72.49	0.39
patient 15	41.28	2.40	42.71	38.51	69.49	7.71	74.29	60.6	0.40
patient 16	50.91	1.43	52.38	49.53	80.40	4.63	84.49	75.37	0.36
patient 17	109.42	9.92	119.75	99.98	187.63	3.38	189.8	183.74	0.42
patient 18	28.60	3.97	33.14	25.78	47.66	3.20	50.54	44.22	0.39
patient 19	28.15	2.87	30.98	25.25	56.33	6.29	62.24	49.72	0.50
patient 20	30.48	2.76	33.48	28.05	56.50	1.79	58.22	54.65	0.46
patient 21	42.19	4.21	45.59	37.49	71.13	1.25	72.58	70.35	0.41
patient 23	37.52	6.81	43.35	30.03	64.48	9.60	75.16	56.58	0.42
patient 25	54.83	0.03	54.85	54.81	83.43	0.73	83.94	82.91	0.34
patient 32	57.35	7.31	63.58	49.3	90.78	9.39	100.36	81.59	0.37

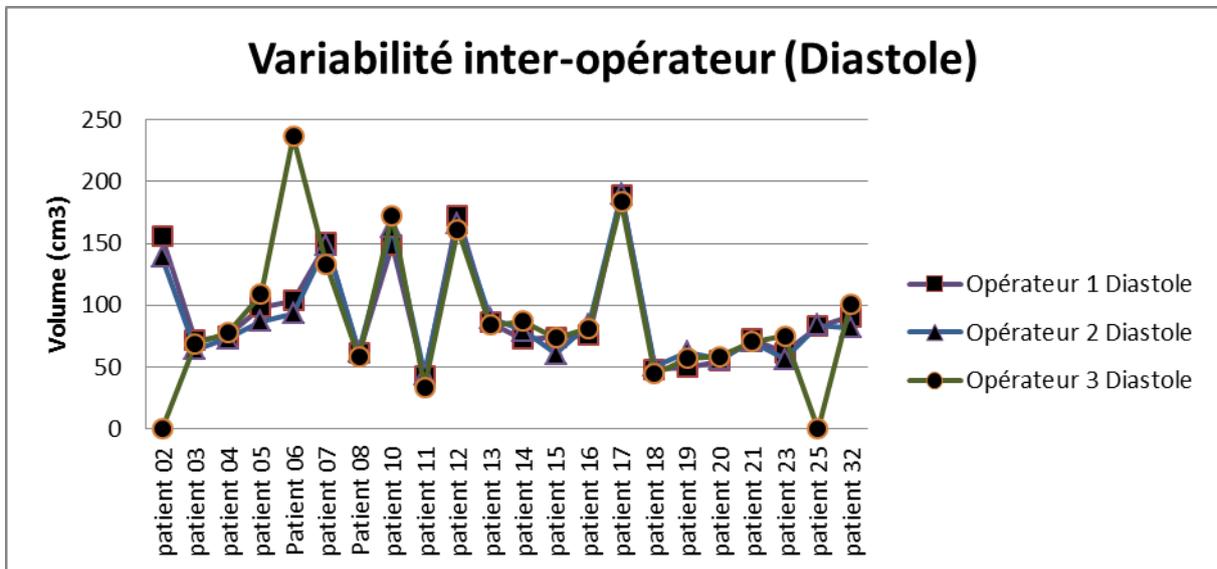
Il apparaît dans ce tableau que les écart-types (SD) ne dépassent pas 12.17 (patient 10, en phase diastolique), sauf pour le patient 06, dont la valeur atteint une déviation standard de 79.84 en phase diastolique. La fraction d'éjection (section 2.2.2) est obtenue par la formule

$$\frac{\text{Diastole} - \text{Systole}}{\text{Diastole}}$$

Les valeurs minimum et maximum pour le patient 06, 149,71 en max et 56,49 en min pour la systole, ainsi que 236,47 en max et 93,18 en min pour la systole montrent une grande variabilité concernant les différences de volume entre eux. Cette variabilité s'observe très bien grâce à la figure 26.



a



b

Figure 26 a). Variabilité inter-opérateur pour la mesure du volume de l'oreillette droite en phase systolique. b). Variabilité inter-opérateur pour la mesure du volume de l'oreillette droite en phase diastolique

De la figure 26, il ressort une faible variabilité entre les opérateurs pour 19 des 22 patients (86%). Comme mentionné précédemment, l'opérateur 3 n'ayant pu obtenir de valeurs pour le volume des patients 02 et 25, il existe donc un écart important dû à OsiriX. Il est difficile d'observer sur ce graphique une différence de variabilité entre la systole et la diastole.

Afin de vérifier la corrélation entre les manipulateurs, nous avons calculé l'ICC (cf. section 6.4). Nous obtenons ainsi une corrélation de 0.88 pour la systole et de 0.83 pour la diastole. Ces chiffres nous dévoilent donc que les opérateurs sont d'avantages en accord sur la phase

systolique. De plus, le coefficient étant supérieur à 0,75, cela prouve que la corrélation est excellente. Suite à ces résultats, il a été possible de comparer les opérateurs entre eux grâce à la corrélation de Spearman (cf. section 6.4). Les opérateurs 1 et 2 ont obtenu un résultat de 0.92 et 0.95, respectivement pour la phase systolique et diastolique. En ce qui concerne les opérateurs 1 et 3, nous avons trouvé 0.94 pour les deux phases. Les résultats pour les opérateurs 2 et 3 étaient 0.87 pour la systole et 0.91 pour la diastole. Nous pouvons donc supposer que la corrélation entre les opérateurs 1 vs. 3 et 1 vs. 2 est très élevée alors que les opérateurs 2 vs. 3 divergent un peu plus, avec une corrélation qui reste néanmoins élevée pour la phase systolique, davantage pour la phase diastolique.

Pour comprendre la forte dissimilitude observable chez le patient 06, les différentes données ont été analysées dans le détail.

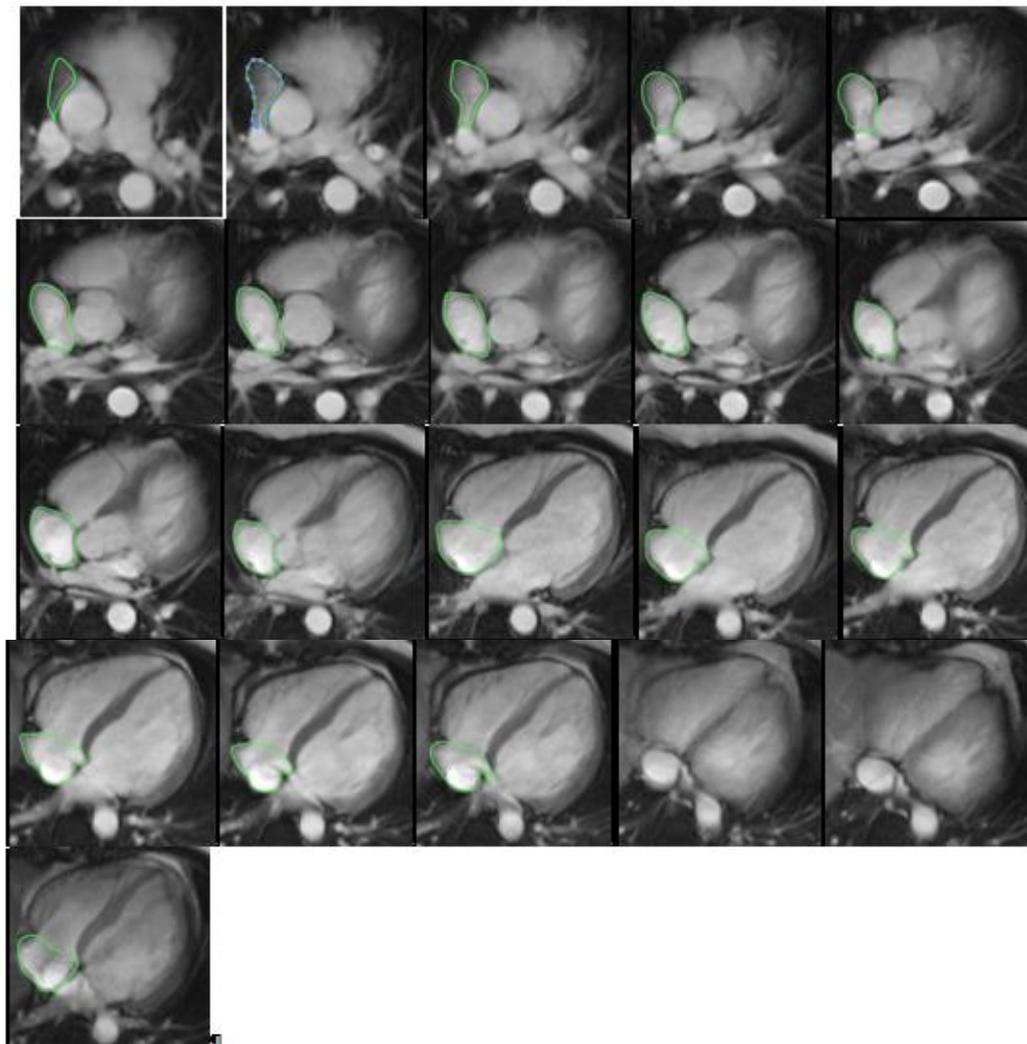
Le tableau 4, présenté ci-dessous, révèle que l'opérateur 3 possède le double d'images par rapport aux deux autres.

Tableau 4 : Surface de l'oreillette contournée pour chaque image.

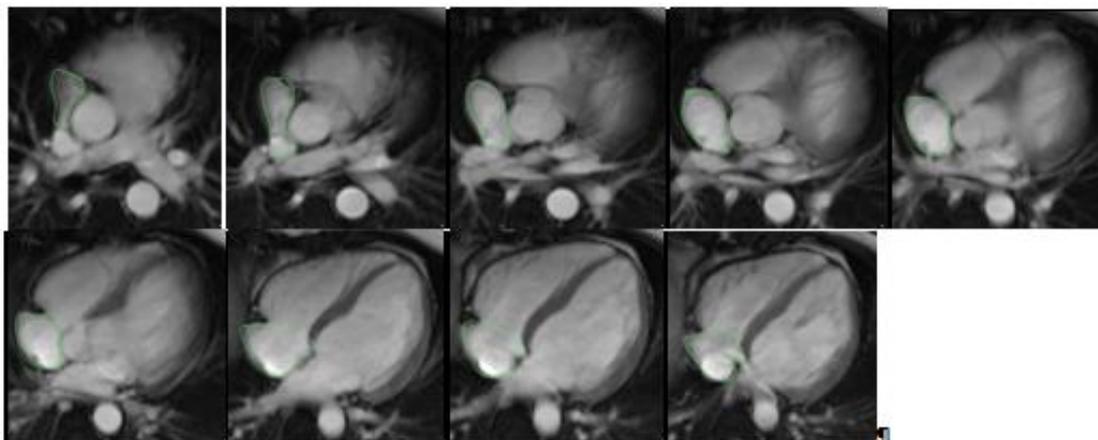
	Opérateur 1		Opérateur 2		Opérateur 3	
	Patient 06 A	Patient 06 B	Patient 06 A	Patient 06 B	Patient 06 A	Patient 06 B
Nb d'images en diastole	11	11	10	10	23	9
Nb d'images en systole	11	10	9	9	21	10

En effet, lors du premier contourage (patient 06 A), l'opérateur 3 travaille sur une reconstruction contenant 23 images en diastole, et 21 images en systole. En revanche, le second contourage (patient 06 B) comprend le même nombre de coupes que pour les autres opérateurs. Une erreur provenant de la reconstruction MPR serait donc à l'origine de cette grande variation.

La figure 27 montre effectivement que le problème ne vient pas du contourage, mais du nombre d'image.



a



b

Figure 27 a). Première segmentation de l'oreillette droite en phase systolique du patient 06 par l'opérateur 3. b). Première segmentation de l'oreillette droite en phase systolique du patient 06 par l'opérateur 2

L'opérateur 2 ainsi que l'opérateur 1, non représenté dans cet exemple, possèdent beaucoup moins de coupes que le troisième, ce qui pourrait être à l'origine de l'erreur.

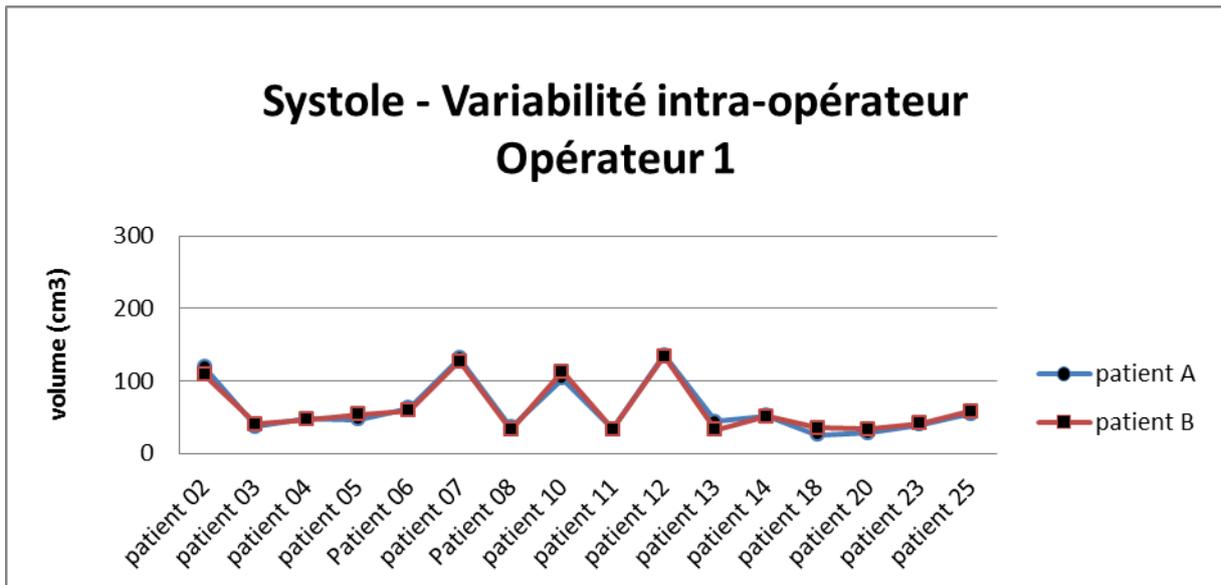
7.4 Variabilité intra-opérateur

Chaque opérateur a segmenté une seconde fois un certain nombre de patients. L'opérateur 1 a procédé au contouring de 16 cas, l'opérateur 2 de 13 et le dernier de 10. Les valeurs obtenues concernant les différences entre les deux volumes sont présentées dans le tableau 5.

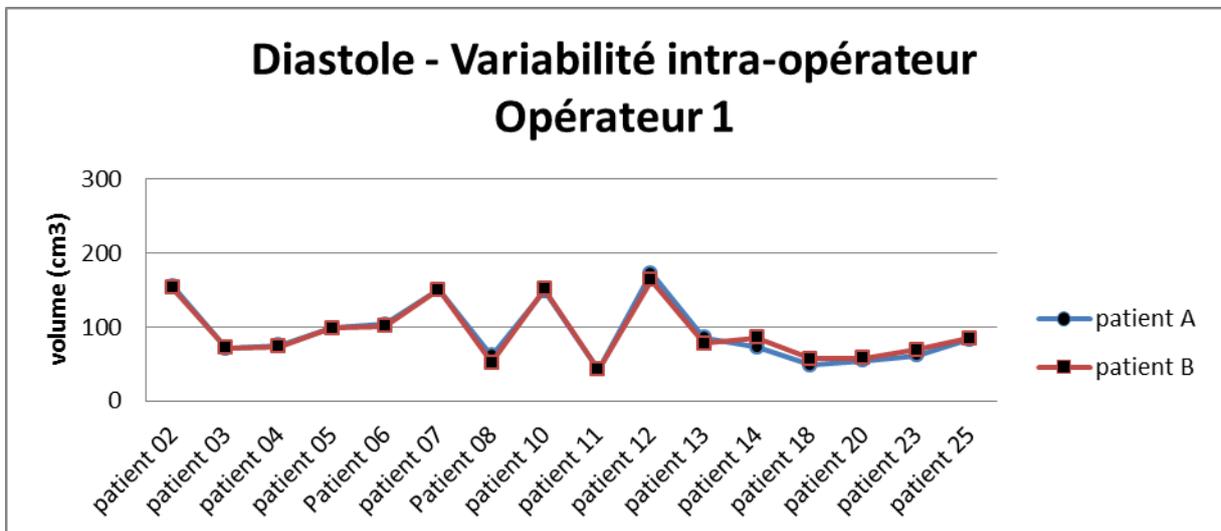
Tableau 5. Variabilité intra-opérateur.

	Opérateur 1			Opérateur 2			Opérateur 3	
	Vol Systole	Vol Diastole		Vol Systole	Vol Diastole		Vol Systole	Vol Diastole
patient 02	119.25	155.54	Patient 04	41.59	73.16	patient 05	60.76	108.96
patient 02 B	108.11	152.93	Patient 04 B	41.2	71.26	patient 05 B	57.08	102.83
patient 03	37.08	71.2	Patient 05	49.37	86.78	patient 06	149.71	236.47
patient 03 B	40.25	71.31	Patient 05 B	48.21	99.19	patient 06 B	57.83	102.5
patient 04	47.61	74.95	Patient 06	56.49	93.18	patient 08	36.02	58.03
patient 04 B	46.27	73.44	Patient 06 B	58.94	94.74	patient08 B	38.47	60.03
patient 05	46.94	98.29	Patient 07	126.7	148.67	patient 11	30.69	33.47
patient 05 B	53.69	98.73	Patient 07 B	124.6	148.15	patient 11 B	31.37	34.68
Patient 06	62.75	103.8	Patient 08	42.96	62.73	patient 12	147.15	160.99
Patient 06 B	58.62	101.04	Patient 08 B	43.88	65.19	patient 12 B	146.18	163.94
patient 07	131.78	150.21	Patient 10	126.64	163.45	patient 13	38.37	83.91
patient 07 B	127.19	150.3	Patient 10 B	116.15	164.24	patient 13 B	40.26	87.64
Patient 08	36.06	61.05	Patient 11	34.81	43.85	patient 14	51.83	86.99
patient 08 B	32.59	52.17	Patient 11 B	29.29	36.93	patient 14B	50.53	81.81
patient 10	102.71	148.69	Patient 13	39.53	89.44	patient 17	99.98	183.74
patient 10 B	113.13	151.44	Patient 13 B	34.46	83.18	patient 17 B	120.77	183.22
patient 11	33.51	42.18	Patient 14	42.46	79.43	patient 20	29.92	58.22
patient 11 B	33.69	41.98	Patient 14 B	43.84	80.45	patient 20 B	32.55	54.84
patient 12	135.9	172.49	Patient 18	26.89	50.54	patient 23	43.35	75.16
patient 12 B	133.75	163.26	Patient 18 B	26.93	45.51	patient 23 B	42.13	65.06
patient 13	43.75	85.76	Patient 20	33.48	56.64			
patient 13 B	32.97	77.71	Patient 20 B	30.43	53.15			
patient 14	51.57	72.49	Patient 23	30.03	56.58			
patient 14 B	50.86	85.22	Patient 23 B	35.84	67.7			
patient 18	25.78	48.21	Patient 25	54.85	83.94			
patient 18 B	35.15	56.95	Patient 25 B	52.53	81.63			
patient 20	28.05	54.65						
patient 20 B	33.14	57.53						
patient 23	39.17	61.71						
patient 23 B	41.15	69.07						
patient 25	54.81	82.91						
patient 25 B	57.8	84.77						

Ces résultats sont regroupés, pour l'opérateur 1 sous la figure 28, pour l'opérateur 2 sous la figure 29 et pour l'opérateur 3 sous la figure 30.



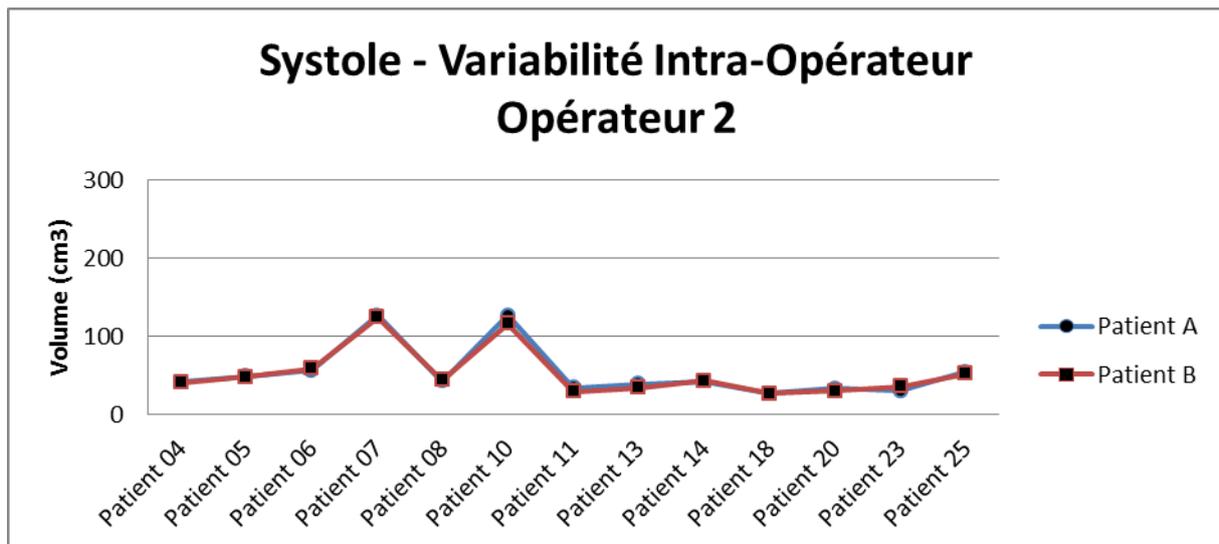
a



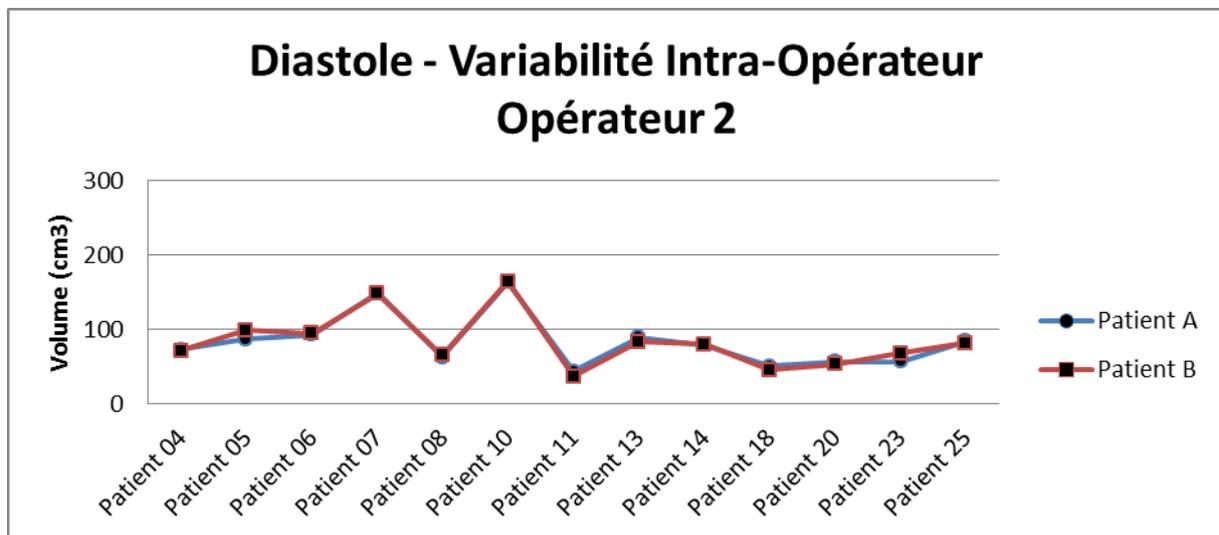
b

Figure 28 a). Variabilité intra-opérateur 1 de la phase systolique. b). Variabilité intra-opérateur 1 de la phase diastolique

La variabilité intra-opérateur semble très légère. Il existe un petit écart dans la phase systolique avec les patients 10, 13 et 18 ainsi qu'avec les cas 14 et 18 pour la phase diastolique.



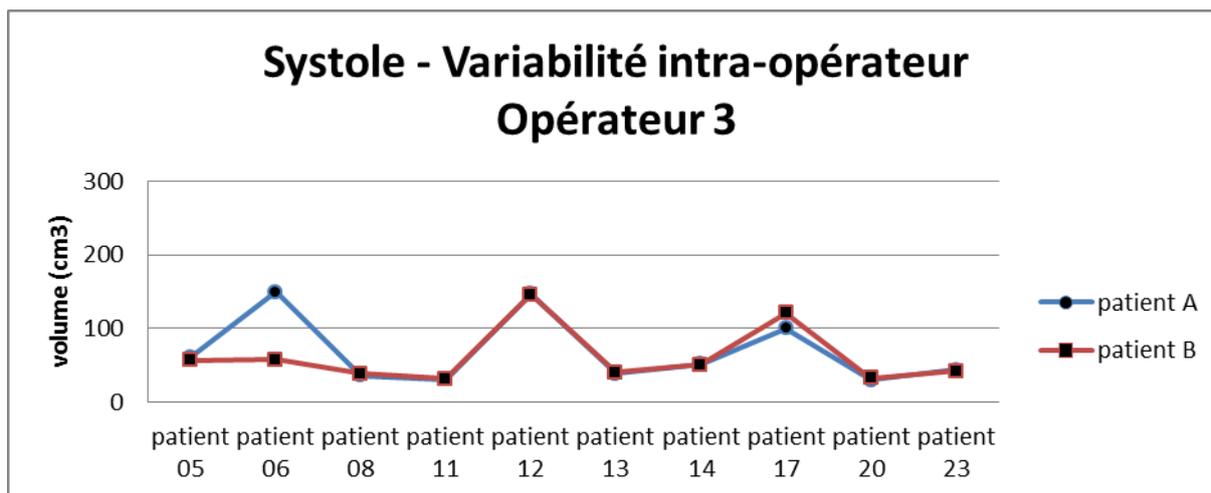
a



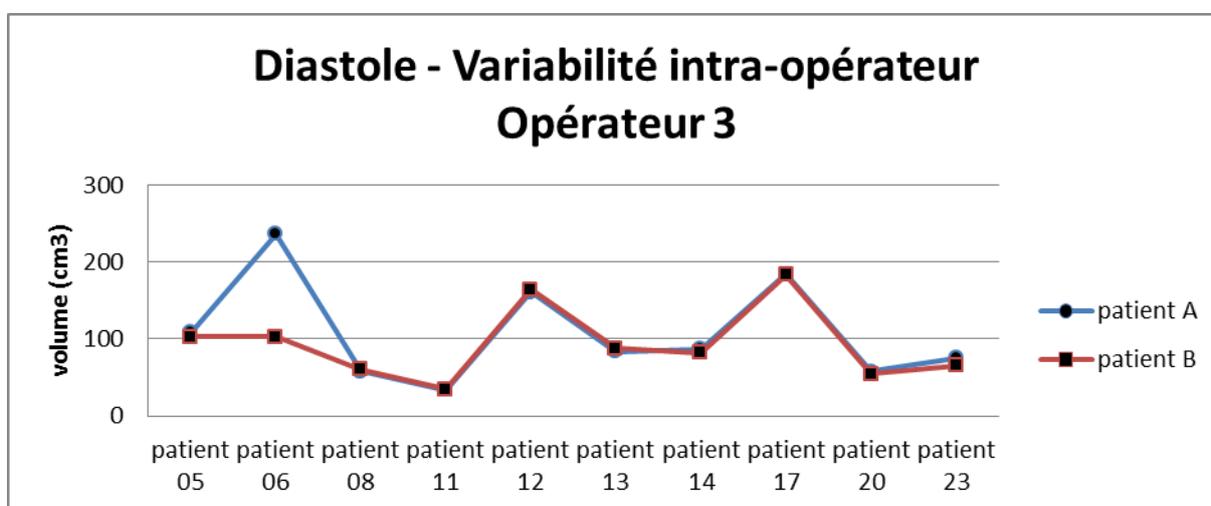
b

Figure 29 a). Variabilité intra-opérateur 2 de la phase systolique. b). Variabilité intra-opérateur 2 de la phase et diastolique

A nouveau, la variabilité intra-opérateur est faible pour l'ensemble des valeurs de l'opérateur 2. Une petite différence apparaît pour le patient 10 en phase systolique et pour le 05 et 23 en phase diastolique.



a



b

Figure 30 a). Variabilité intra-opérateur 3 de la phase systolique b). Variabilité intra-opérateur 3 de la phase diastolique

Comme pour la variabilité inter-opérateur, un intervalle significatif est appréciable pour le patient 06 chez l'opérateur 3, dans les deux phases. Il est dû à l'erreur de la reconstruction effectuée la première fois, corrigée au second contouring (cf. section 7.4). Il existe un écart chez le patient 17 dans la phase systolique, et avec le 23, dans la phase diastolique.

Afin d'obtenir des ICC comparables, nous avons utilisé les valeurs des patients communs pour les trois opérateurs (patients 5, 6, 8, 11, 12, 13, 14, 20 et 23 avec une exception concernant les données du patients 12, inexistantes chez l'opérateur 2, et donc, remplacées par le sujet 25). Les ICC calculées pour l'opérateur 1 sont de 0.99 pour la systole et de 0.98 pour la diastole. Pour l'opérateur 2, on obtient 0.93 pour la systole et la diastole. Il s'agit donc d'une excellente corrélation puisque les valeurs sont supérieures à 0.75. L'opérateur 3

recueille 0.74 pour la systole et 0.63 pour la diastole ce qui correspond donc à une bonne concordance. En revanche, lorsque la donnée du patient 06 obtenue avec une mauvaise reconstruction MPR est retirée, la mesure de la corrélation devient excellente. En effet, elle passe à 0.99 pour les deux phases.

Le tableau 6 montre les deux différentes segmentations du patient 13 en phase systolique par l'opérateur 1.

Tableau 6 : Variabilité intra-opérateur du patient 13 en phase systolique par l'opérateur 1.

	Patient-13-A- (Systole)	Patient-13-B- (Systole)		Patient-13-A- (Systole)	Patient-13-B- (Systole)
1			7		
2			8		
3			9		
4			10		
5			11		
6					

Dans cet exemple, les segmentations de l'opérateur 1 ont été choisies pour représenter cette variabilité, variabilité également présente dans les segmentations des deux autres manipulateurs. Il apparaît trois grandes différences dans les dernières images 9, 10 et 11. Au niveau de l'image 9, en B, l'opérateur a décidé qu'une partie provenait de la veine cave inférieure, puis a cessé de segmenter en 10 et 11. En A, il a décrété que l'oreillette apparaissait jusqu'à l'image 11. Ceci explique donc pourquoi le volume A est supérieur au volume B.

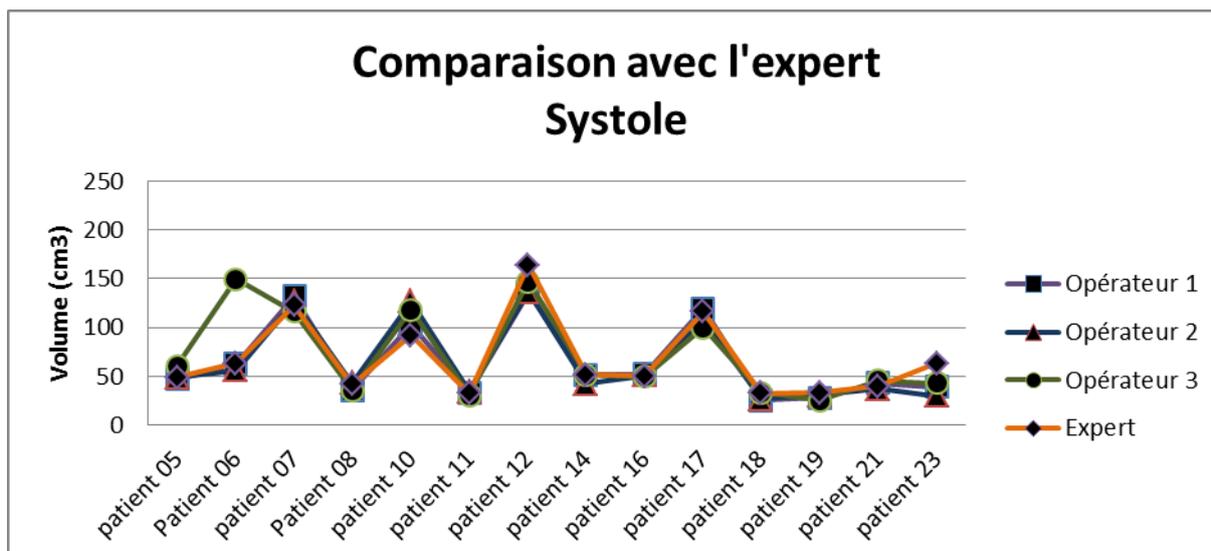
7.5 Comparaison avec l'expert

La variabilité inter-opérateur entre les trois opérateurs et l'expert est présentée dans le tableau 7.

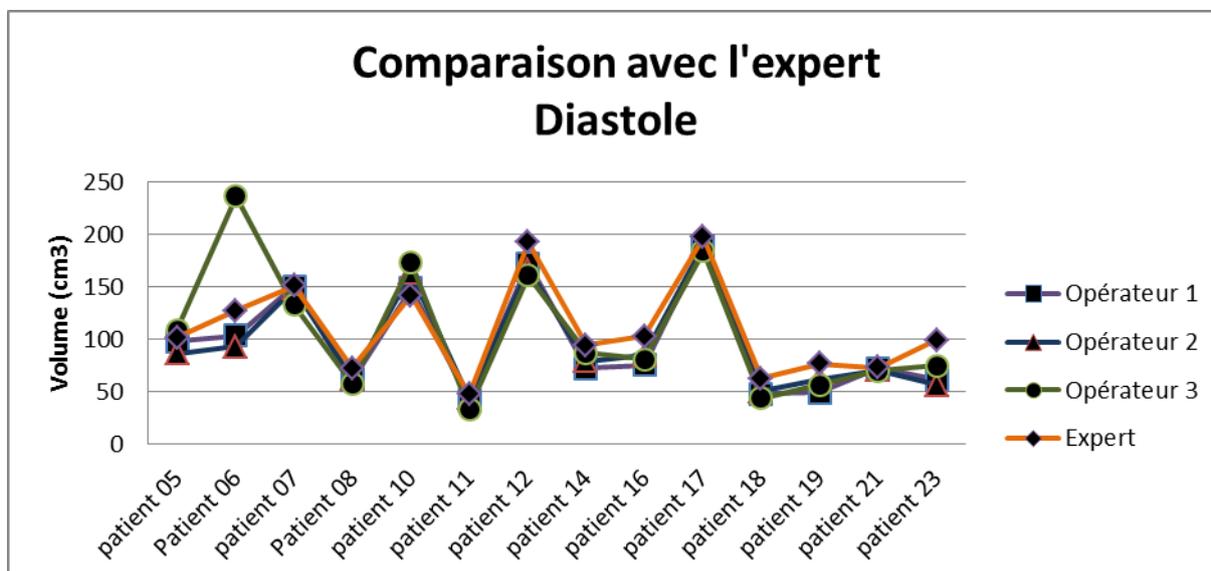
Tableau 7 : Comparaison des trois opérateurs avec l'expert.

	Opérateur 1		Opérateur 2		Opérateur 3		Expert	
	Systole	Diastole	Systole	Diastole	Systole	Diastole	Systole	Diastole
patient 02	119.25	155.54	102.59	138.82	0	0	0	0
patient 03	37.08	71.2	36.55	63.95	40.76	69.02	0	0
patient 04	47.61	74.95	41.59	73.16	48.8	77.48	0	0
patient 05	46.94	98.29	49.37	86.78	60.76	108.96	48.86	101.72
Patient 06	62.75	103.8	56.49	93.18	149.71	236.47	63.5	127.17
patient 07	131.78	150.21	126.7	148.67	116.15	132.8	122.84	151.09
Patient 08	36.06	61.05	42.96	62.73	36.02	58.03	41.7	72.4
patient 10	102.71	148.69	126.64	163.45	118.41	172.83	92.25	141.91
patient 11	33.51	42.18	34.81	43.85	30.69	33.47	32.85	47.77
patient 12	135.9	172.49	136.74	166.56	147.15	160.99	164.34	192.17
patient 13	43.75	85.76	39.53	89.44	38.37	83.91	0	0
patient 14	51.57	72.49	42.46	79.43	51.83	86.99	51.57	94.45
patient 15	42.61	74.29	38.51	60.6	42.71	73.59	0	0
patient 16	52.38	75.37	50.83	84.49	49.53	81.35	50.07	102.7
patient 17	119.75	189.36	108.53	189.8	99.98	183.74	116.41	197.45
patient 18	25.78	48.21	26.89	50.54	33.14	44.22	32.61	62.98
patient 19	28.22	49.72	30.98	62.24	25.25	57.03	33.08	76.64
patient 20	28.05	54.65	33.48	56.64	29.92	58.22	0	0
patient 21	43.5	72.58	37.49	70.47	45.59	70.35	40.21	72.95
patient 23	39.17	61.71	30.03	56.58	43.35	75.16	63.69	99.44
patient 25	54.81	82.91	54.85	83.94	0	0	0	0
patient 32	59.16	90.39	49.3	81.59	63.58	100.36	0	0

Les valeurs nulles de l'expert correspondent aux images des patients qu'il n'a pas segmentés. Les données sont regroupées sous la figure 31 où seules les données en communs ont été utilisées.



a

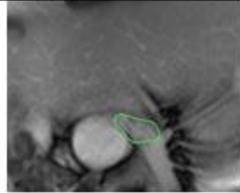
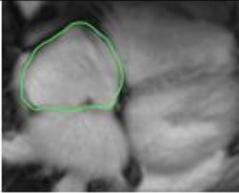
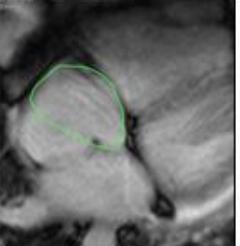
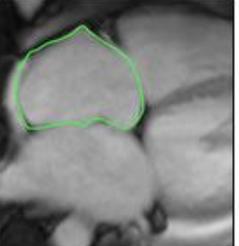
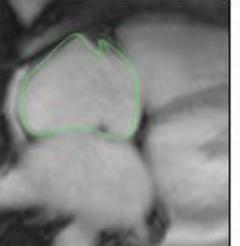
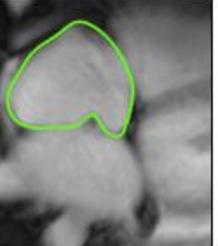
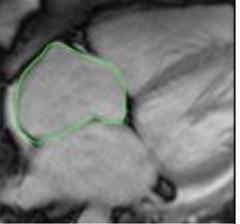
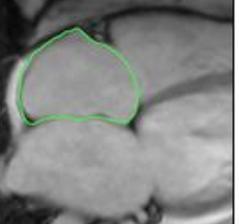
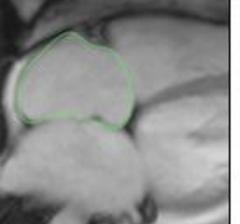
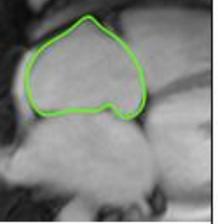
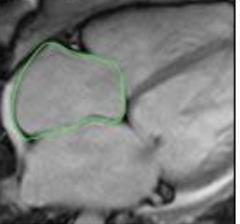
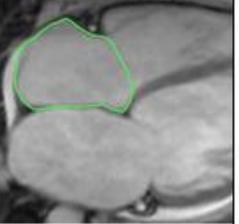
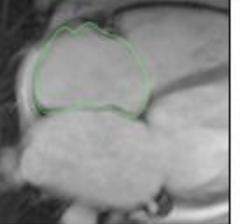
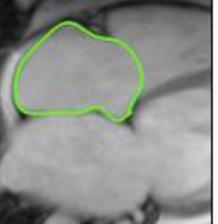
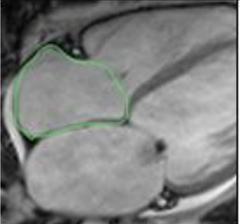
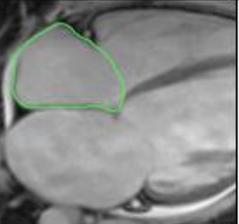
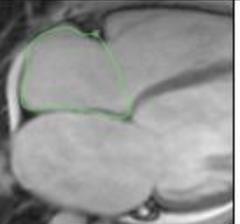
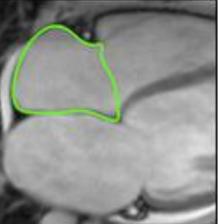
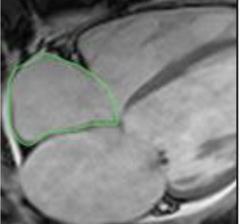
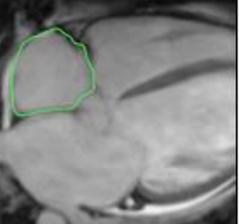
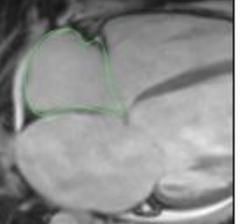
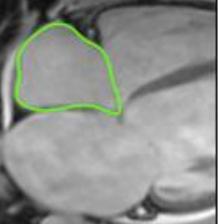
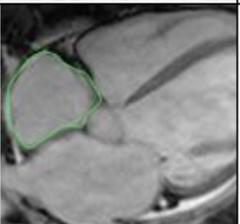
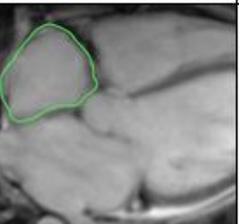
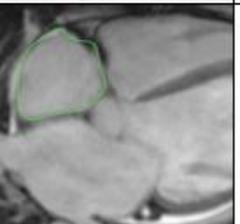
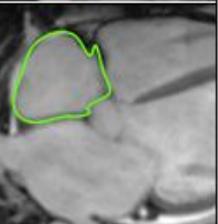


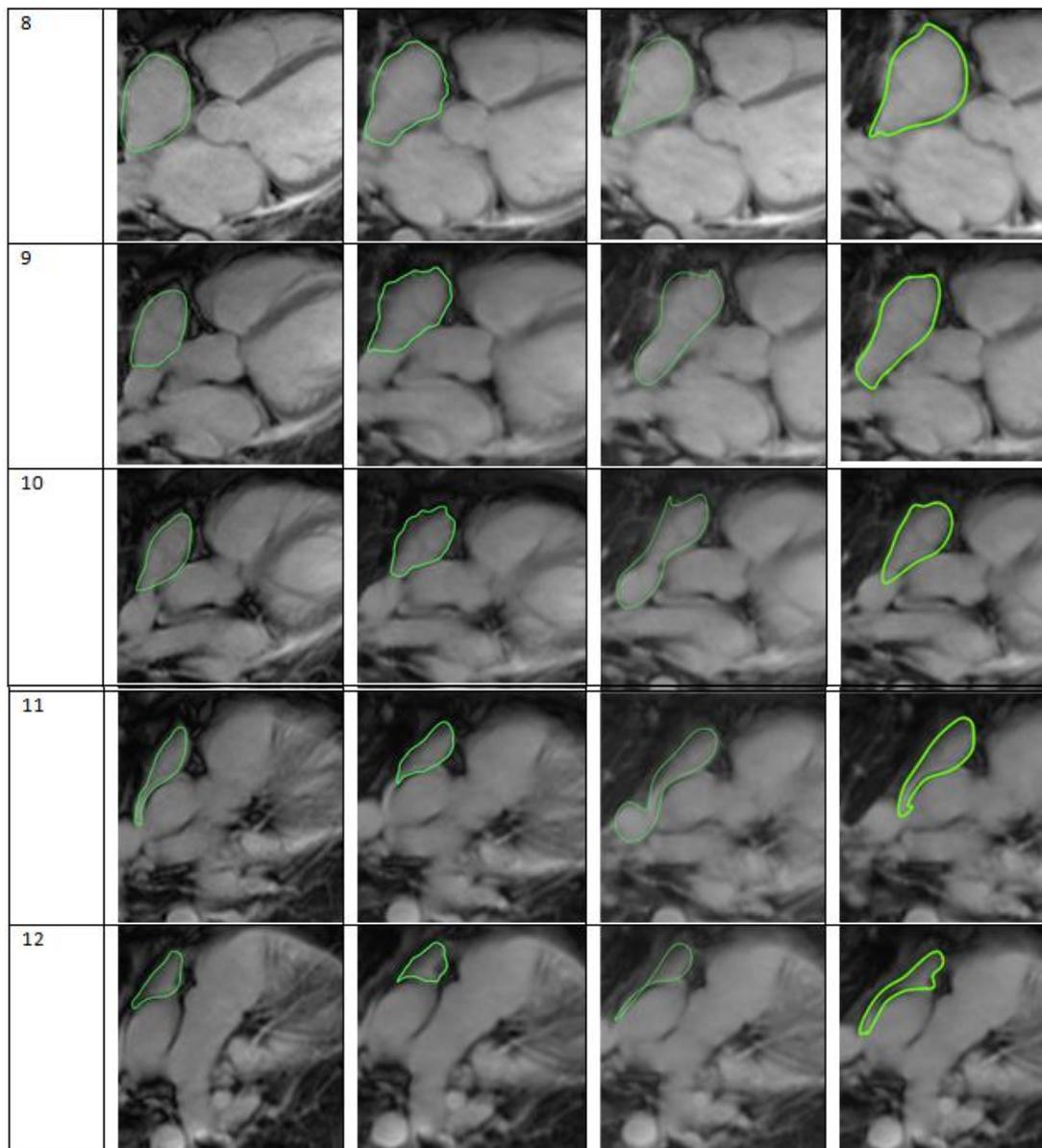
b

Figure 31 a). Variabilité inter-opérateur avec l'expert pour la phase systolique. b). Variabilité inter-opérateur avec l'expert pour la phase diastolique

Il apparaît qu'il existe un accord entre les opérateurs et l'expert dans les deux phases. Néanmoins, de légères différences sont notables, en particulier pour les patients 10, 12 et 23 pour la phase systolique (21% des patients) et 06, 16, 19 et 23 pour la phase diastolique (29%). La systole semble donc moins provoquer de discordances entre les différents acteurs. Deux cas en particulier, le 12 en phase systolique et le 23 en phase diastolique, ont été étudiés pour comprendre cet intervalle. Les contours ont été reportés dans les tableaux 8 et 9.

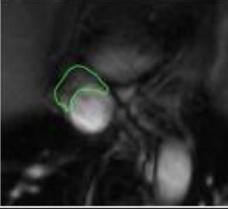
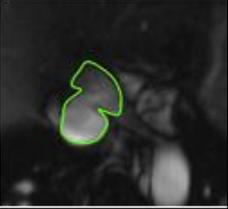
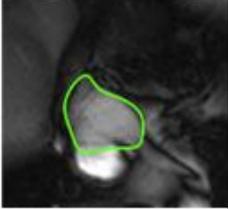
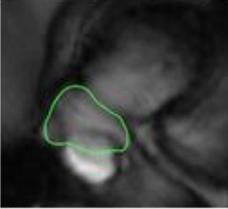
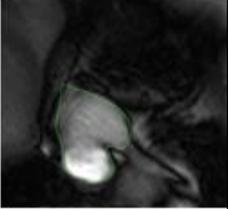
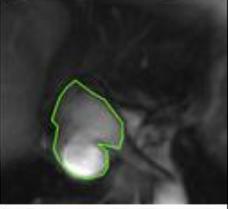
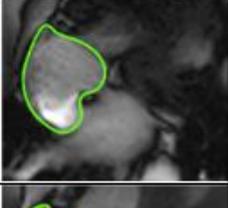
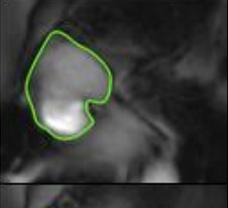
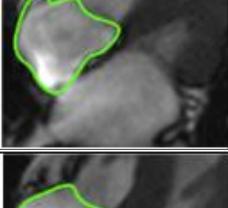
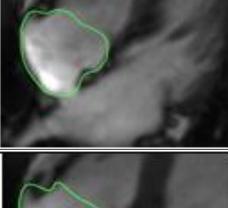
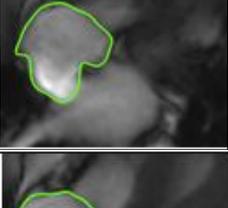
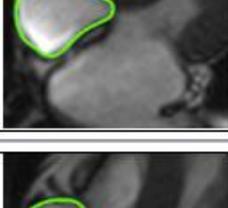
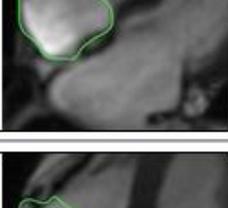
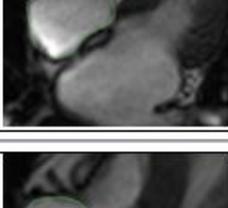
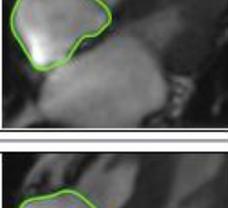
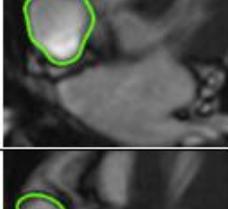
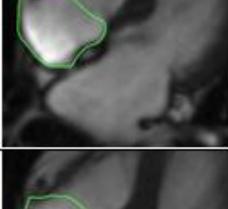
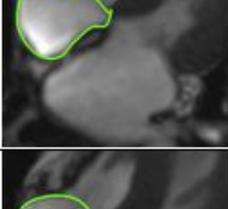
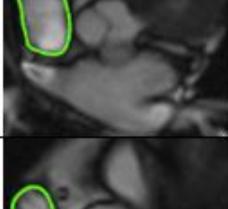
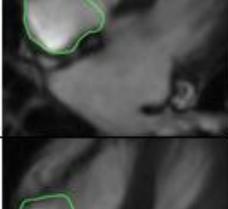
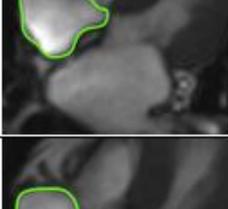
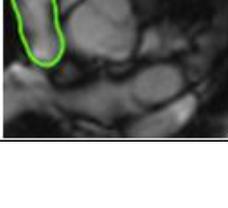
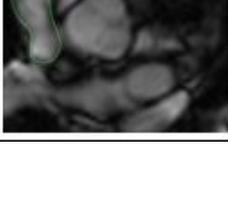
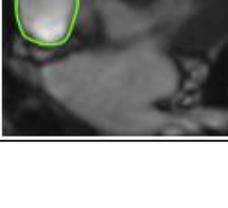
Tableau 8. Comparaison des contourages en phase systolique du patient 12 entre l'expert et les trois opérateurs.

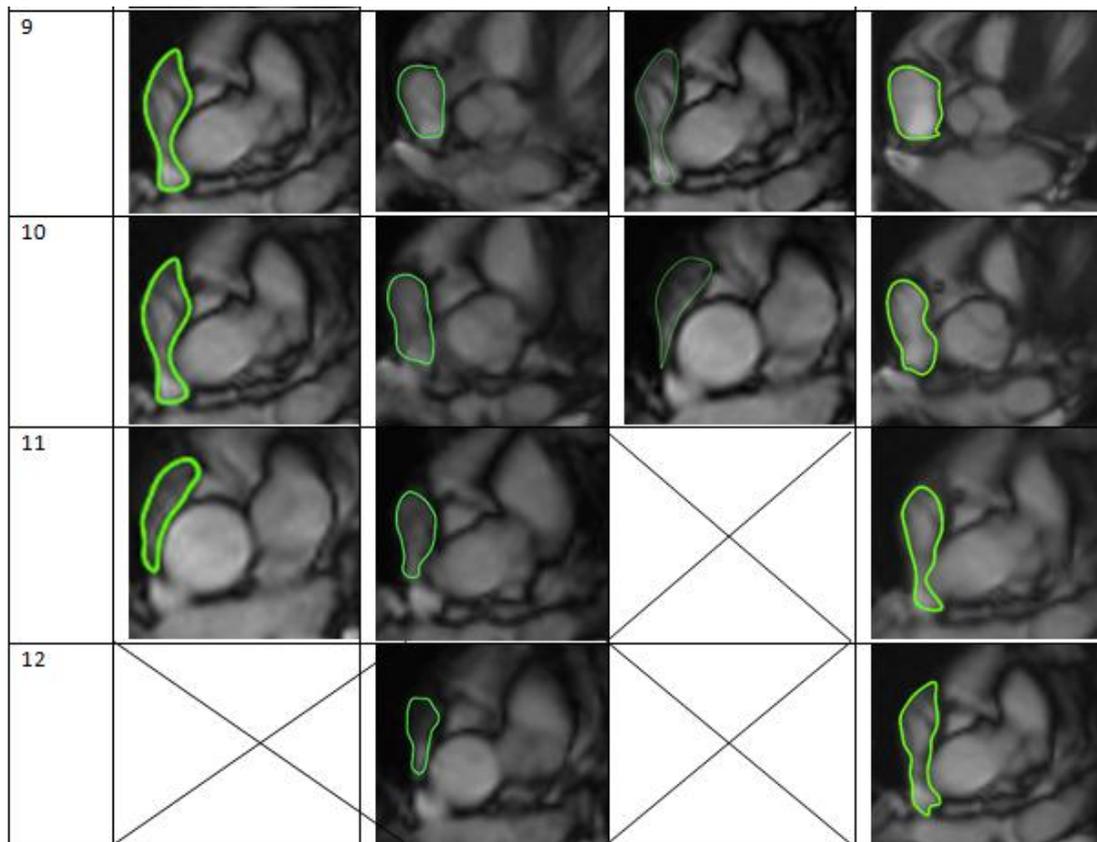
IMG Patient-12	EXPERT-(Systole)	OP-1-(Systole)	OP-2-(Systole)	OP-3-(Systole)
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				



Pour ce qui est du patient 12, un problème apparaît de l'image 1 à 5. Il semblerait que les opérateurs n'aient pas eu accès à toutes les acquisitions initiales du cœur du patient 12, contrairement à l'expert. En effet, nous remarquons que la partie inférieure de l'organe n'est pas présente dans les segmentations effectuées par les deux manipulateurs, provoquant ainsi une sous-estimation du volume de l'oreillette droite. Nous pouvons également observer que la première source de variation provient de la veine cave supérieure.

Tableau 9. Comparaison des contourages en phase diastolique du patient 23 entre l'expert et les trois opérateurs.

IMG Patient-23	EXPERT-(Diastole)	OP-1-(Diastole)	OP-2-(Diastole)	OP-3-(Diastole)
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				



Dans ce cas, il apparaît que les opérateurs 1 et 3 ont réalisé une reconstruction MPR, ce qui explique les différences au niveau des images par rapport aux deux autres acteurs. On constate également une répétition de l'image 9 sur l'image 10 dans la segmentation de l'expert pouvant être la cause d'une surestimation du volume de l'oreillette droite. Ce problème se produit durant l'acquisition initiale des images 4C. De plus, la veine cave paraît être à nouveau la première source de discordance.

L'ICC obtenue est de 0.88 pour la systole et de 0.85 pour la diastole, ce qui correspond donc à une excellente corrélation. Il est donc, une fois encore, possible de calculer le coefficient de corrélation de Spearman afin de comparer chaque opérateur à l'expert. Avec un indice de 0.92 pour la systole et de 0.96 pour la diastole, l'opérateur 1 est le plus congruent avec l'expert et montre une corrélation très élevée. L'opérateur 2 vs. l'expert atteint un coefficient de 0.81 pour la systole et de 0.93 pour la diastole, tandis que l'opérateur 3 vs. l'expert obtient 0.82 pour la systole et 0.91 pour la diastole. Ils ont donc une corrélation élevée, et même très élevée en ce qui concerne la diastole.

Néanmoins, il est nécessaire de demeurer prudent par rapport à ces résultats. En effet, le professeur Vallée nous a fait part qu'un écart de plus de 20 % signalait une variabilité trop grande. Hors, l'ICC prend en compte l'ensemble des valeurs des opérateurs et de l'expert, tandis que le coefficient de Spearman permet d'affiner la comparaison de chaque opérateur par rapport à l'expert mais ne donne aucune indication sur le pourcentage de différence de chaque volume. Nous avons donc entrepris de calculer celui-ci. Les valeurs obtenues sont reportées dans le tableau 10.

Tableau 10. Pourcentage de l'écart par rapport à l'expert en phase systolique et diastolique.

SYSTOLE	OP1 (%)	OP2 (%)	OP3 (%)	DIASTOLE	OP1 (%)	OP2 (%)	OP3 (%)
patient 05	3.93	-1.04	-24.36	patient 05	3.37	14.69	-7.12
Patient 06	1.18	11.04	-135.76	Patient 06	18.38	26.73	-85.95
patient 07	-7.28	-3.14	5.45	patient 07	0.58	1.60	12.11
Patient 08	13.53	-3.02	13.62	Patient 08	15.68	13.36	19.85
patient 10	-11.34	-37.28	-28.36	patient 10	-4.78	-15.18	-21.79
patient 11	-2.01	-5.97	6.58	patient 11	11.70	8.21	29.94
patient 12	17.31	16.79	10.46	patient 12	10.24	13.33	16.23
patient 14	0.00	17.67	-0.50	patient 14	23.25	15.90	7.90
patient 16	-4.61	-1.52	1.08	patient 16	26.61	17.73	20.79
patient 17	-2.87	6.77	14.11	patient 17	4.10	3.87	6.94
patient 18	20.94	17.54	-1.63	patient 18	23.45	19.75	29.79
patient 19	14.69	6.35	23.67	patient 19	35.13	18.79	25.59
patient 21	-8.18	6.76	-13.38	patient 21	0.51	3.40	3.56
patient 23	38.50	52.85	31.94	patient 23	37.94	43.10	24.42
Moyenne	10.45	13.41	22.21	Moyenne	15.41	15.40	22.28
Moyenne OP	15.36			Moyenne OP	17.70		

Il existe donc à de nombreuses reprises un écart supérieur à 20 % dans les volumes obtenus par les opérateurs. Les valeurs négatives signifient que le volume est plus conséquent que celui de l'expert tandis que celles qui sont positives expriment une mesure plus petite. Ce tableau nous montre également que les manipulateurs deviennent beaucoup moins précis en diastole qu'en systole. Ceci est, à notre avis, dû au fait que la phase diastolique provoque un volume de l'oreillette plus grand, il y a plus de surface à contourer, et donc plus de risque de créer des écarts. L'indice *Moyenne OP* correspond à une moyenne des écarts de tous les opérateurs. En systole, la valeur 15.36 démontre que les trois protagonistes sont en dessous des 20% d'écart acceptable, de même que pour la diastole avec un résultat de 17.70. Nous

constatons à nouveau que le patient 23 semble être à l'origine d'une forte discordance. En observant le tableau 9, nous ne parvenons pas à comprendre une telle différence. En effet, l'opérateur 2 qui travaille sur les mêmes images que l'expert, semble avoir segmenté l'oreillette de la même façon avec, cependant, une image en moins. Mais cela n'explique pas la raison pour laquelle il a obtenu un volume environ deux fois plus faible (écart de 43,1% en diastole). Il est possible qu'il y ait eu un problème lors de la transmission des données de l'expert, les résultats ne correspondant pas à ceux du patient 23.

8 Discussion

Suite aux résultats obtenus dans la section précédente, il est nécessaire de réfléchir aux diverses raisons entraînant cette variabilité.

8.1 Variabilité inter-opérateur

Les résultats obtenus démontrent une faible variabilité dans les segmentations. Les résultats de 0.88 pour la systole et de 0.83 pour la diastole indiquent une excellente corrélation entre les différents opérateurs dans sa globalité (cf. section 7.3). Une fois l'assurance d'une bonne ICC obtenue, il a été possible de calculer le coefficient de corrélation de Spearman afin de comparer les différents protagonistes entre eux. Une fois encore, les valeurs révèlent une faible variabilité. Les opérateurs 1 et 3 semblent être les plus proches, avec un coefficient très élevé de 0.94, suivi par les opérateurs 1 et 2 avec 0.92, puis par les opérateurs 2 et 3 avec 0.87. Cette faible différence tendrait à démontrer que les techniciens en radiologie possèdent suffisamment de connaissances techniques et anatomiques pour effectuer un contourage cohérent et peu variable d'une personne à l'autre.

Dans le chapitre qui suit, nous allons énumérer les différentes causes de cette variabilité. Nous les avons recensées dans cinq catégories différentes, en fonction de leur origine.

A) Les différences liées à l'anatomie

1) La veine cave

Les trois protagonistes ont choisi individuellement l'image où la veine cave leur semblait laisser place à l'oreillette. Ainsi, pour le même patient, le premier opérateur a pu, par

exemple, décider que l'oreillette débutait à la quatrième coupe, alors que le second a opté pour la sixième coupe, les deux précédentes représentant encore la veine cave supérieure. Ce problème existe également pour la veine cave inférieure provoquant ainsi un volume différent pour chacun d'eux. La figure 32 présente cette particularité anatomique.

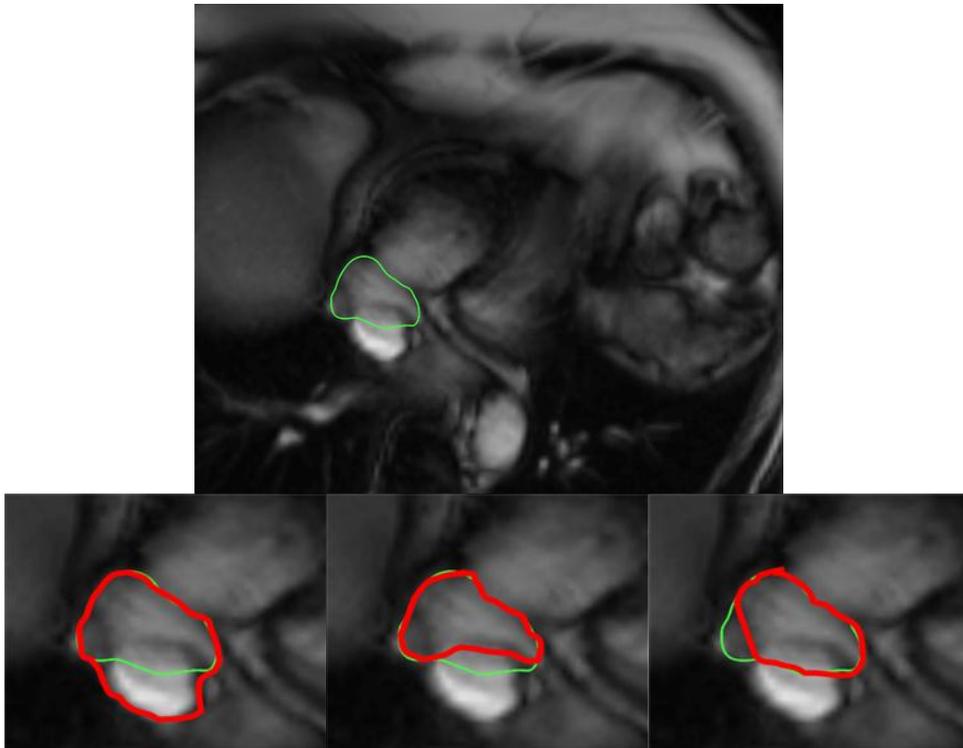


Figure 32. Image type prouvant que la distinction veine cave-oreillette n'est pas aisée

Sur cette image, le volume dépend complètement de la décision de l'opérateur. Il existe de nombreuses possibilités dans le choix de ce contourage.

2) Le ventricule droit

Il arrivait aussi que la séparation entre l'oreillette et le ventricule soit peu évidente, comme le démontre la figure 33.

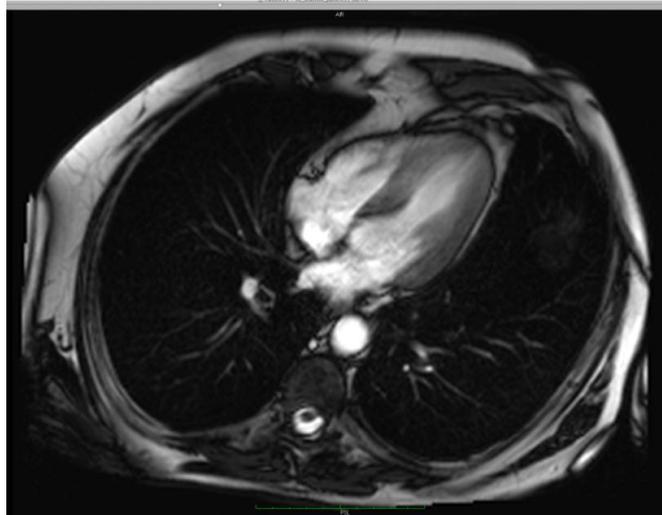


Figure 33. Illustration d'une limite oreillette-ventricule droits peu évidente

Les opérateurs contouraient alors approximativement dans cette région, ce qui engendrait inévitablement une variabilité entre eux.

3) Les pathologies

Il semblerait que certains patients souffraient de pathologies cardiaques, rendant les contours du cœur flous et difficilement observables et provoquant donc un travail moins précis. La figure 34 rend compte de ce phénomène.

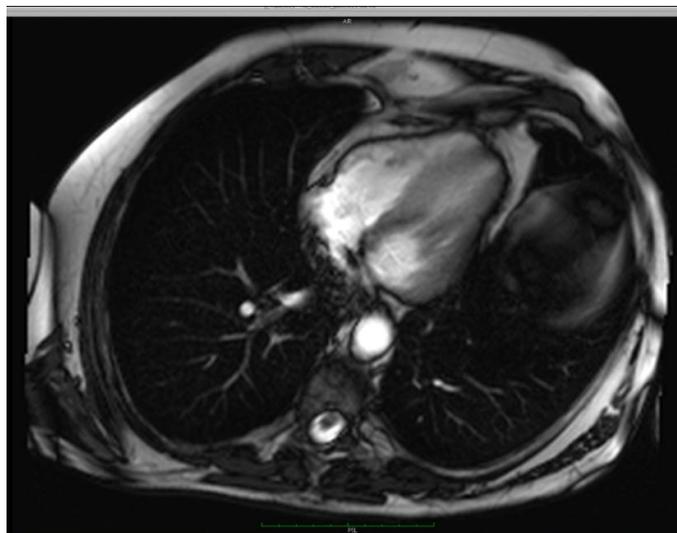


Figure 34. Exemple d'image où la forme de l'oreillette est difficile à contourer

Sur cette image, nous pouvons remarquer que le contour de l'oreillette n'est pas lisse et mal délimité.

B) Les différences liées à la segmentation

1) Le choix de la phase systolique et diastolique

Il ne fait aucun doute que le fait d'avoir travaillé la totalité des images individuellement est une cause de variabilité. Les opérateurs ont choisi leur propre phase systolique et diastolique et ils n'ont pas toujours été en accord sur l'image la plus représentative de chaque phase (figure 35). Il aurait donc été intéressant de mettre en évidence l'impact de ce choix sur la variabilité. Ainsi, pour éliminer les erreurs dues au choix des phases, il aurait été judicieux de se mettre en accord sur l'image représentant la systole, de même que pour la diastole, et de commencer la segmentation à partir de ces séries.

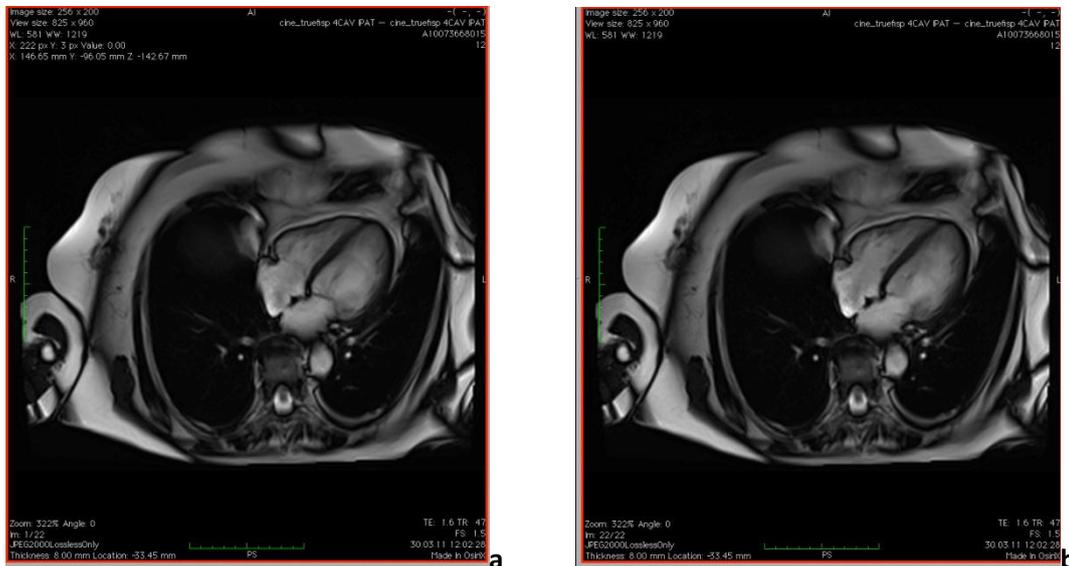


Figure 35. Exemple de choix difficile en ce qui concerne la phase systolique

L'image a -qui correspond à l'image 1 de la série- diffère peu de l'image b –image 22 de la même série-. Il est possible que les autres coupes de l'oreillette entière à segmenter correspondant à la phase de la première image soient différentes de celles de la seconde, provoquant un volume différent.

2) L'épaisseur de coupe

Elle joue également un petit rôle dans la variabilité inter-opérateur. En effet, comme le montre le schéma ci-dessous, en fonction de l'épaisseur de coupe, le volume de l'oreillette est plus ou moins précis. Une fine épaisseur permettra d'obtenir plus de détails et entrainera

une différence dans le résultat par rapport à des coupes plus épaisses. La figure 36 explique ce phénomène.

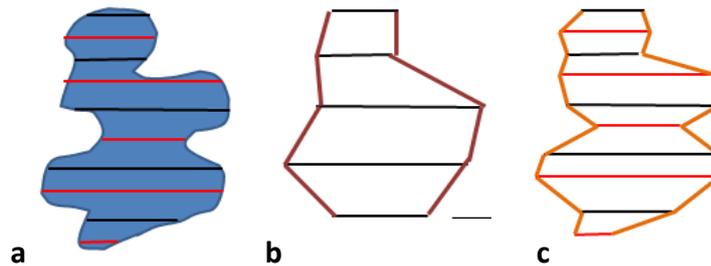


Figure 36. Différence du volume réel en a) en fonction de l'épaisseur de coupe avec en b) des coupes épaisses et en c) des coupes fines

Cependant, nous sommes conscients que dans notre travail, cette cause de variabilité n'est pas la plus importante puisque dans la marche à suivre (section 6.3.2.2), il a été énoncé que la reconstruction requérait un intervalle de coupe inférieur à 8 mm, lorsque celle-ci était nécessaire.

3) Le choix de l'outil de contourage

Afin de pouvoir dessiner nos ROIs, nous avons dû choisir un mode de contourage. Deux opérateurs ont utilisé l'outil *Closed Polygon*, consistant à placer des marques sur le volume. Celles-ci étaient alors liées entre elles par des lignes soit droites, soit légèrement incurvées. Le dernier a contouré en mode *Pencil*, c'est-à-dire qu'il dessinait le contour avec la souris. Ce choix s'explique principalement par l'affinité et l'aisance qu'avait l'opérateur à utiliser l'outil. La figure 37 présente les différences de contourage obtenues grâce à deux outils différents.

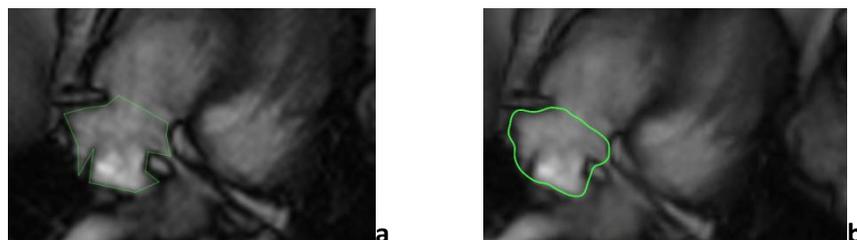


Figure 37. Exemple des deux différents outils de contourage. a) mode *Closed Polygon*. b) mode *Pencil*

Une légère variabilité inter-opérateur peut alors apparaître en raison de ces deux outils. On remarque effectivement que l'aire en a n'est pas la même que celle en b.

C) Les différences liées à la qualité de l'image

1) Le flou cinétique

Sur certaines images, nous avons affaire à du flou cinétique provenant du patient. Là aussi, le contourage s'avérait problématique, comme l'illustre la figure 38.

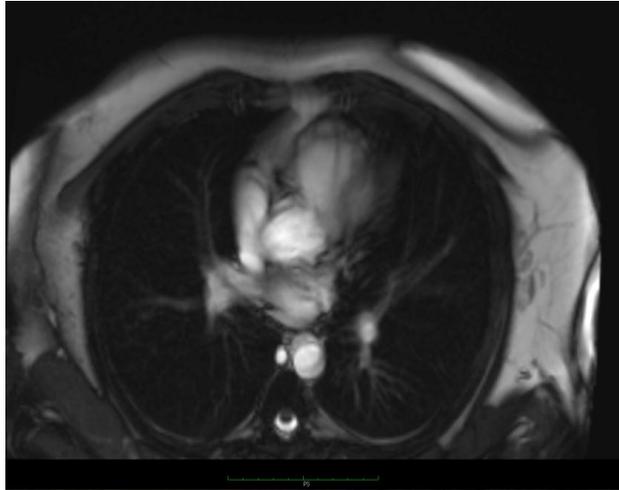


Figure 38. Coupe axiale présentant un flou cinétique

Cette image démontre que le contourage sera imprécis et dépendant du choix de l'opérateur provoquant donc une variabilité.

2) Le volume partiel

Parfois, nous avons affaire à des effets de volume partiel, artéfacts qui se produisent lorsque des structures de densité différente se situent dans l'épaisseur d'un même voxel. Différentes structures semblaient se superposer au niveau de l'oreillette droite, il était donc difficile de savoir quel élément contourer, comme en atteste la figure 39.

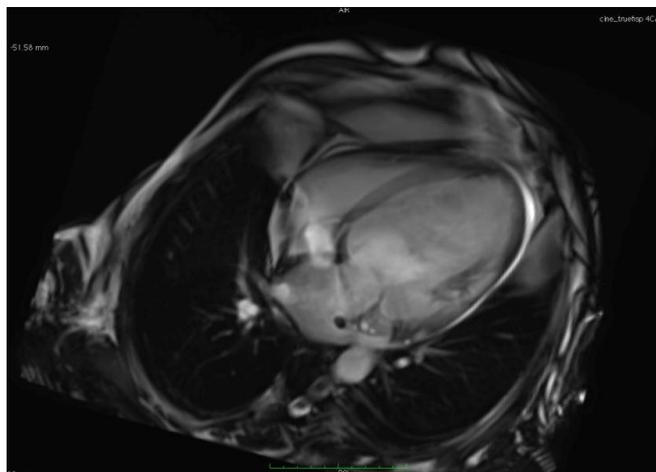


Figure 39. Exemple d'image où différentes structures semblent se superposer au niveau de l'oreillette droite

Nous remarquons que le contourage n'est pas aisé et qu'il peut différer d'un opérateur à l'autre.

D) Le manque de données

Suite aux problèmes rencontrés, «bug» d'OsiriX, peu ou pas d'images 4C, il ressort que peu de cas ont pu être traités. Davantage de données auraient permis d'obtenir des résultats plus influents et plus représentatifs.

E) La fatigue

Celle-ci peut avoir un impact sur le niveau d'expertise. En effet, lors des premiers contourages, le temps moyen pour effectuer cette tâche était de quarante minutes pour un patient comprenant la phase systolique et diastolique. Il est donc compréhensible qu'après trois sujets, les yeux de l'opérateur se fatiguent, et son expertise se détériore. Le patient 06 de l'opérateur 3 en est un bon exemple (cf. section 7.3). Il semblerait que l'erreur provienne d'un manque d'attention. En effet, il n'a pas remarqué que les coupes ont été dupliquées et il les a toutes segmentées. Néanmoins, il est important de relever qu'au fur et à mesure des répétitions, le travail nécessitait moins de temps en raison de l'habitude et est passé à 15 minutes par cas, rendant ainsi la tâche moins fastidieuse.

Il est évident que chacune de ces raisons n'est responsable que d'une infime variation, néanmoins, une fois toutes additionnées, elles peuvent expliquer la variabilité présente dans les résultats.

8.2 Variabilité intra-opérateur

La variabilité intra-opérateur reste faible mais elle existe. Les valeurs du coefficient de corrélation intraclassé révèlent que l'opérateur 1 varie très faiblement lors du contourage de l'oreillette droite (ICC de 0.99 pour la systole et 0.98 pour la diastole), de même que pour l'opérateur 2 (ICC de 0.93 pour la systole et 0.93 pour la diastole), alors que, suite à une erreur de duplication de l'image (section 7.4), l'opérateur 3 montre une plus grande différence, avec un ICC de 0.74 pour la systole, et 0.63 pour la diastole. Cependant, en retirant le patient 06, celui-ci obtient un score de 0.99 pour les deux phases. Il faut tout de même préciser qu'un nombre restreint de résultats ont été pris en compte pour évaluer cet

indice. Seul les cas évalués par les trois opérateurs ont été inclus. On remarque que dans le chapitre des résultats, tableau 4, l'opérateur 1 a calculé le volume de l'oreillette droite de 16 patients, le second de 13 patients, et le dernier de 10 patients. Si l'ICC avait pris en compte l'ensemble des cas du second manipulateur, il aurait augmenté à 0.99. Ceci n'a pas été fait et seuls les 9 patients en commun ont été utilisés afin de pouvoir comparer les résultats entre eux. Cette façon de procéder s'explique par le fait que si un opérateur effectue 10 cas difficile à segmenter et l'autre, 10 cas simple, le rapport aurait été biaisé.

Les raisons pour lesquelles les opérateurs n'ont pas obtenu un ICC de 1 sont semblables que pour celles de la variabilité inter-opérateur. En effet, les deux variabilités sont étroitement liées. Les doutes des manipulateurs lors de leur segmentation provoquent des différences dans leur propre contourage mais également avec celui des autres.

A) Les différences liées à l'anatomie

1) La veine cave

A nouveau, la difficulté de reconnaître la veine cave supérieure et inférieure de l'oreillette droite est un aspect important à considérer. En effet, dans la partie Résultats, tableau 5, on remarque que l'opérateur a décrété que l'oreillette comprenait les images 1 à 11, alors que lors du second contourage, il s'est arrêté à la 9^{ème} segmentation, jugeant que les deux suivantes constituaient la veine cave inférieure. On devine donc aisément que le premier volume sera plus important que le second. Ce problème de délimitation se retrouve également chez les deux autres opérateurs. Il a d'ailleurs été la première source de questionnement lors des prémisses de ce travail.

2) Le ventricule droit

Etant donné qu'il existe des coupes dont la délimitation entre le ventricule droit et l'oreillette droite est floue, l'opérateur effectue un contour aléatoire, difficilement reproductible et donc responsable de la variabilité intra-opérateur.

3) Les pathologies

Elles provoquent également des différences dans la réplique de la segmentation puisque les rebords de l'oreillette sont troubles. Le premier contourage sera peu semblable au second, créant ainsi deux volumes distincts.

B) Les différences liées à la segmentation

1) Le choix de la phase systolique et diastolique

En analysant les coupes choisies pour la systole et la diastole, il arrivait que d'une segmentation à l'autre, l'opérateur n'optait pas pour la même image. Par exemple, en faisant défiler les images 4C, le manipulateur choisissait d'abord l'image 1 comme étant représentative de la phase systolique, puis, la seconde fois, l'image 22. Ainsi, en imaginant que la première segmentation du cœur correspondait réellement à cette phase et non la deuxième, le volume numéro un serait plus petit que le numéro deux, entraînant fatalement une légère variation de la valeur.

2) L'épaisseur de coupe

Comme mentionné dans la section précédente, l'épaisseur de coupe n'a pas le plus grand rôle dans la variabilité intra-opérateur, la reconstruction n'étant pas obligatoire pour chaque patient et la consigne précisant un intervalle de coupe de 8 mm, mais, aussi faible soit-elle, elle peut provoquer une différence. En effet, si l'opérateur programme, lors de la première reconstruction du patient X, une épaisseur de 8mm, puis, lors de la seconde, décide de constituer des coupes de 6 mm, une légère variation existera entre les deux volumes.

3) Le choix de l'outil de contourage

Nous pensons qu'il ne joue aucun rôle dans la variabilité intra-opérateur. En effet, Les opérateurs ont choisi l'outil leur correspondant le mieux et n'en ont pas changé tout au long du travail de segmentation.

C) Les différences liées à la qualité de l'image

1) Le flou cinétique

Il est également responsable de cette variabilité car il provoque une démarcation imprécise de la structure d'intérêt et donc un doute lors de la segmentation. La figure 40 présente deux manières de contourer la même image.

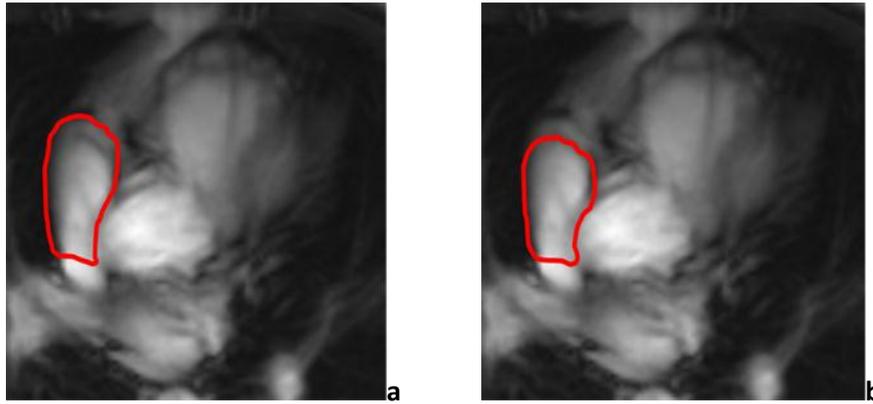


Figure 40. Exemple de deux segmentations possibles

Lors du premier contourage, l'opérateur aurait pu effectuer la délimitation en a et, le jour ou la semaine plus tard, la b, ne se souvenant plus de sa première décision.

2) Le volume partiel

De la même façon que pour le flou cinétique, le volume partiel est responsable d'un contour imprécis, provoquant une segmentation approximative de l'oreillette et donc difficilement reproductible.

D) Le manque de données

Il aurait été intéressant de bénéficier de plus de sujet et de répéter au moins quatre fois les segmentations par le même opérateur afin d'obtenir des résultats plus précis. Malheureusement, par manque de temps, il n'a pas été possible de le réaliser.

E) La fatigue

Il est également important de tenir compte de l'état de fatigue lors du contourage. Si, par exemple, l'opérateur effectue la manipulation sur les coupes du patient 01 en premier, celui-ci aura tendance à être perfectionniste, et donc, le plus précis possible. En revanche, en segmentant la seconde fois le même patient après une heure de travail, face à un écran d'ordinateur, il sera plus expéditif. Les deux volumes seront alors dissemblables.

8.3 Comparaison avec l'expert

Les résultats obtenus précédemment démontrent que les opérateurs sont précis dans leur façon de segmenter mais n'affirment pas si les résultats qu'ils ont obtenus sont

exacts. En effet, il serait tout à fait plausible que ceux-ci contournent toujours l'oreillette droite de la même façon, mais en obtenant un volume non représentatif de la valeur réelle. C'est la raison pour laquelle une comparaison avec un expert a été effectuée. Celle-ci démontre une faible variabilité avec un coefficient de corrélation interclasse de 0.88. Il s'agit d'un excellent résultat permettant de valider la pertinence des contours effectués par les manipulateurs. Suite à cela, chaque opérateur a été évalué par rapport à l'expert grâce au coefficient de corrélation de Spearman. Il en ressort une corrélation très élevée pour l'opérateur 1 et l'expert dans les deux phases, très élevée dans la phase diastolique pour les opérateurs 2 et 3 et élevée dans la phase systolique. Ceci permet donc de conclure que le travail effectué est correct et précis avec une faible variabilité provenant de l'ensemble des variables mentionnées précédemment. Néanmoins, il est nécessaire de demeurer prudent par rapport à ces résultats. En effet, nous avons vu, dans le tableau 10 de la section résultat, que des écarts supérieurs à 20 % entre les opérateurs et l'expert étaient nombreux, surtout en ce qui concerne la phase diastolique. Cette dernière, provoquant une augmentation du volume de l'oreillette, serait une complication lors de la segmentation. Il convient, dès lors, de modifier le degré d'appréciation de l'ICC, celle proposée par Gstoettner, Sekyra et al. (2007) (section 6.4) étant trop large. Ainsi une échelle telle que, un ICC supérieur à 0.9 indique une corrélation excellente, un ICC inférieur ou égal à 0.9 et supérieur à 0.8 exprime une bonne corrélation, un ICC inférieur ou égal à 0,8 et supérieur à 0,7 désigne une corrélation acceptable et un ICC inférieur ou égal à 0,7 traduit une pauvre corrélation, serait plus appropriée. Il existe des explications quant à cette variabilité. Les tableaux 8 et 9 de la section résultat montrent trois grandes sources de discordance.

1) La veine cave

En étudiant plus précisément chaque image contournée par l'ensemble des protagonistes, on remarque à nouveau que la plus grande cause de variabilité est celle de la difficulté à différencier la veine cave inférieure et supérieure de l'oreillette droite.

2) Le ventricule droit

Il apparaît également que la limite séparant l'atrium du ventricule droit est floue. Par conséquent, elle en est également responsable.

3) Le manque de données

Il faut souligner qu'en raison du temps imparti, l'ensemble des données n'a pas pu être récupéré et les valeurs n'ont pu être calculées que par un nombre restreint de cas commun, soit 14 patients. De plus, ce problème a engendré des variabilités avec les résultats de l'expert, notamment avec le patient 12.

Nous observons que les opérateurs 1 et 3 ont procédé à une reconstruction MPR pour le patient 12. Cette manipulation ne devrait pas entraîner une variation du résultat, car l'image de l'oreillette est présentée dans un autre axe, mais sa forme est conservée.

9 Conclusion

Maintenant que nous sommes en possession de tous nos résultats, il nous est possible de répondre aux hypothèses de départ.

- 1) Sommes-nous capables en tant que futurs TRMs de réaliser des mesures reproductibles (variabilité inter), cohérentes entre nous (variabilité intra) et précises (expert) ?

Au vu des résultats obtenus, nous constatons que l'ICC nous indique une corrélation excellente en référence à l'échelle d'appréciation de Gstoettner, Sekyra, et al. (2007) (section 6.4) pour la variabilité inter- et intra-opérateur ainsi que pour la comparaison avec l'expert. Le coefficient de corrélation de Spearman, qui nous permet de comparer chaque opérateur entre eux et avec l'expert, témoigne d'un coefficient en moyenne élevé. Cependant, après discussion avec le Professeur Vallée, nous précisant qu'un écart supérieur à 20% pour l'IRM n'est plus acceptable, nous remarquons globalement que nos mesures du volume de l'oreillette droite se situent en-dessous de ce seuil. Par rapport à l'ICC et au coefficient de Spearman, nous pouvons considérer une bonne cohérence entre les opérateurs. En revanche, une analyse plus fine révèle plusieurs écarts supérieurs à 20%.

Dans ces conditions, nous pouvons décréter qu'en tant que futurs TRMs, nous sommes capables de réaliser des mesures reproductibles, cohérentes et précises.

2) Les TRMs peuvent-ils établir des protocoles de mesures clairs et réutilisables ?

Nous pouvons également relever qu'un TRM est tout à fait compétent en ce qui concerne la rédaction d'un protocole. Grâce à une marche à suivre efficace, nous avons réussi à segmenter correctement, expliquant la faible variabilité de nos résultats dans leur globalité (ICC, Spearman). Voici peut-être une nouvelle compétence accessible à un TRM: mettre sur pied une marche à suivre. Le TRM apporterait donc sa contribution en rédigeant ce protocole particulier qui pourrait servir à effectuer diverses mesures une fois l'examen terminé.

3) Un TRM peut-il être impliqué dans un projet de recherche ?

Ce travail nous a permis de réaliser qu'un TRM possède les capacités nécessaires pour contribuer à des recherches cliniques.

Ses connaissances anatomiques acquises lors de sa formation permettent dans le cas de la segmentation, une bonne appréciation d'une région à contourer.

Ses connaissances en informatique, en particulier dans les logiciels d'imagerie médicale, lui permet de participer aux acquisitions et de traiter les images obtenues en utilisant les outils adéquats. Celui-ci étant un utilisateur régulier de ces *softwares* il peut apporter des améliorations et faire part de ses remarques au constructeur.

De plus, lors de sa formation il développe un esprit synthétique et critique permettant de participer à un travail scientifique. Par ailleurs, son côté méthodique lui apporte les atouts nécessaires dans l'élaboration d'une marche à suivre.

Nous tenions également à préciser que ce travail a été une opportunité de nous immerger dans la recherche. Nous avons trouvé ce domaine stimulant et espérons avoir pu y apporter notre contribution, si minime soit-elle. Si un autre projet de ce genre nous est présenté lors de notre future vie professionnelle, nul doute que nous y apposerions notre candidature car, comme nous venons de le voir, un TRM possède les compétences nécessaires pour participer à un projet de recherche clinique.

Le chapitre trois sur les pathologies cardiaques a été plutôt difficile à écrire car nous ne savions pas jusqu'à quel degré nous devions développer cette section. De plus, comme l'oreillette droite n'est pas une cavité très étudiée, trouver des pathologies qui lui étaient associées n'était pas évident. La rédaction de notre marche à suivre a été une étape longue et rigoureuse. Le travail de segmentation ne nous a en effet été présenté qu'une seule fois;

nous avons dû ensuite retranscrire les différentes étapes afin d'obtenir le volume de l'oreillette droite. Nous avons constamment apporté des modifications à la marche à suivre en même temps que nous préparions les données pour la segmentation car nous nous sommes aperçus que certains points n'étaient pas assez clairs et précis.

Au travers de cette étude, nous avons pu nous perfectionner dans l'utilisation des outils de segmentation proposés par OsiriX, et nous sentir plus à l'aise avec les diverses manipulations nécessaires à la reconstruction. Nous avons également découvert puis appris à manier divers outils statistiques qui pourront nous servir pour la suite de notre parcours.

Perspectives de recherche

Au vu des résultats obtenus, nous proposerions, pour un éventuel autre projet de recherche touchant au domaine de la segmentation, de retravailler notre marche à suivre. En effet, celles-ci n'est pas exempte de sources d'erreur, comme nous l'avons vu dans la section 8. Ces nombreux problèmes se sont mis en travers de notre chemin, nous obligeant sans cesse à nous remettre en question et à réfléchir sur les moyens pour les contourner afin d'obtenir des résultats fiables.

Toutes ces sources d'erreur peuvent fausser la valeur du volume de l'oreillette droite. Elles sont donc cause de variabilité. Parmi celles-ci, il y en a quelques unes sur lesquelles nous pourrions à l'avenir apporter une modification. Premièrement, si nous avions pu travailler avec plus de données, nos statistiques auraient été plus représentatives, notamment lors de la comparaison avec l'expert. En effet, il ne nous a été possible de comparer uniquement quatorze patients, rendant donc les résultats peu significatifs. De même, si nous avions pu effectuer plus de segmentations pour l'étude de la variabilité intra-opérateur, il est probable que nos statistiques auraient différencié. Deuxièmement, nous aurions pu utiliser chacun la même coupe représentant la systole ainsi que la diastole afin d'éliminer la variabilité engendrée par le choix de la phase. Une autre cause de variabilité concerne le choix de l'intervalle entre les coupes, choix qui survient lors de l'étape du MPR. En effet, ce dernier n'est pas quelque chose de figé; c'était l'opérateur qui décidait quel intervalle il allait laisser entre les coupes à reconstruire. Pour des raisons de qualité, un seuil avait été fixé à 8 mm maximum mais nous avons tout loisir de choisir un intervalle compris entre 1 et 8 mm. La plupart du temps, nous restions proches des 8 mm pour une question de confort. En effet, dès que nous choisissions un intervalle très petit, le nombre de coupes à segmenter s'en

trouvait augmenté. Comme le choix de l'intervalle est source de variabilité dans la valeur du volume de l'oreillette droite, nous trouverions judicieux de fixer un intervalle de coupes défini afin de supprimer cette cause de variabilité.

Enfin, nous aurions pu faire segmenter des TRMs qui n'avaient aucune connaissance de notre travail à l'aide de notre marche à suivre. Ce faisant, nous aurions pu vérifier si les problèmes que nous avons rencontrés se retrouvaient pour d'autres personnes. Ces dernières auraient également pu en faire émerger de nouveaux, ce qui nous aurait permis d'affiner davantage notre marche à suivre.

10 Bibliographie

10.1 Liste de références bibliographiques

Agudelo W, Bain D, Cardinet J, Ducrey F, Germond M, Hexel D, et al. / Edumétrie. Coefficient de corrélation intra-classe [En ligne]. Genève: Ducrey F; 2000 [mis à jour le 4 octobre 2012; consulté le 14 juin 2013]. Disponible:
http://www.irdp.ch/edumetrie/lexique/coef_cor_intra.htm

Almange C, André-Fouët X, Aumont MC, Beaufile P, Dérumeaux G, Fauvel JM, et al. / Université Médicale Virtuelle Francophone - Campus Cardiologie et maladies vasculaires. Chapitre 4 : Examens complémentaires en cardiologie [En ligne]. Nantes: Université Médicale Virtuelle Francophone; 2010 [mis à jour le 1 octobre 2009; consulté le 14 juin 2013]. Disponible:
http://umvf.univ-nantes.fr/cardiologie-et-maladies-vasculaires/enseignement/cardio_4/site/html/11.html

Amir R. Centre Médical Bonsecours – Service de Médecine Nucléaire. Evolutions méthodologiques en cardiologie nucléaire [En ligne]. 2011 [consulté le 26 mai 2013]. Disponible:
<http://www.roland-amir.be/wp-content/uploads/2011/04/Evolutions-m%C3%A9thodologiques-cardiologie-nucl%C3%A9aire.pdf>

Arbenz U. Cardiopathies congénitales à l'âge adulte: aspects importants pour l'examen du risque par l'assureur privé. ASA | SVV Infoméd - Des risques de la maladie coronarienne [En ligne]. 2008 [consulté le 16 mars 2013];2:8-21. Disponible:
<http://www.svv.ch/fr/publications/infomed-bulletin-sur-l-assurance-vie/2008-cahier-2-des-risques-de-la-maladie-coronarien>

Bosquet L. / Université de Lille 2. Méthodologie de la recherche [En ligne]. (S.d.) [consulté le 16 juin 2013]. Disponible:
http://staps.univ-lille2.fr/fileadmin/user_upload/ressources_peda/prepa_kine/correlation.pdf

Buzzle. Right Atrial Enlargement [En ligne]. (S.l.): Buzzle; 2000 [mis à jour le 15 mars 2012; consulté le 16 mars 2013]. Disponible:
<http://www.buzzle.com/articles/right-atrial-enlargement.html>

BWGHF (Belgian Working Group on Heart Failure). Quels examens sont réalisés? [En ligne]. (S.l.): BWGHF; 2010 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible:
<http://insuffisance-cardiaque.be/q/3>

Caudron J, Belhiba H, Fares J, Bertrand D, Bauer F, Dacher JN / Hôpital Charles Nicolle. Evaluation de la Fonction Diastolique Ventriculaire Gauche en IRM Cardiaque [En ligne]. 2008 [consulté le 23 juin 2013]. Disponible:
<http://pe.sfrnet.org/Data/ModuleConsultationPoster/pdf/2008/1/86bd59ee-4e10-40e7-9fec-bae4ec707a1b.pdf>

Centre cardio-thoracique de Monaco. Maladies valvulaires [En ligne]. Monaco: Centre cardio-thoracique de Monaco; 2012 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible: <http://www.ccm.mc/pathologies/pathologies/maladies-valvulaires.html>

Centre d'imagerie médicale de la clinique Sainte-Marie. Scanner cardiaque et coroscanner [En ligne]. Osny: Imagerie Médicale Sainte-Marie; 2011 [consulté le 14 juin 2013]. Disponible: <http://www.irm-scanner-95.com/2011/08/scanner-cardiaque-et-coroscanner.html>

Chaffanjon P / Faculté de Médecine de Grenoble. Anatomie du thorax - Chapitre 4 : Morphologie externe du cœur [En ligne]. 2007 [consulté le 21 juin 2013]. Disponible: http://umvf.biomedicale.univ-paris5.fr/wiki/docvideos/Grenoble_0708/CHAFFANJON_Philippe/CHAFFANJON_Philippe_P04/CHAFFANJON_Philippe_P04.pdf

Chav R. Segmentation tridimensionnelle des anévrismes de l'aorte abdominale [Mémoire en ligne]. Montréal: Ecole de Technologie Supérieure. 2006 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible: http://espace.etsmtl.ca/544/1/CHAV_Ramnada.pdf

Christian PE, Waterstram-Rich KM. Nuclear Medicine and PET/CT : Technology and Techniques. 7th ed. (S.I.): Elsevier Mosby; 2012.

CHUV (Centre Hospitalier Universitaire Vaudois) / Service de Chirurgie Cardio-vasculaire. Plastie et remplacement de la valve aortique [En ligne]. Lausanne: CHUV; 2009 [mis à jour le 27 octobre 2009; consulté le 26 mars 2013]. Disponible: http://www.cardio-vascular.chuv.ch/ccv_home/ccv-professionnels/ccv-prof-operations/ccv-prof-int_card-adultes/ccv-prof-int-cardiaques-plastie-valve-aortique.htm

CIMOF (Centre d'Imagerie Moléculaire et Fonctionnelle) / Services de Médecine Nucléaire. Vous allez passer une scintigraphie cardiaque [En ligne]. (S.I.): CIMOF; 2013 [consulté le 14 juin 2013]. Disponible: http://www.tep-toulouse.fr/scintigraphie-toulouse/scintigraphie_cardiaque.php

Clinique de Genolier. Cardiologie 1 [Brochure]. Genève: HEdS; 2011.

DECAS (Département d'Enseignement et de Communication Audiovisuels Santé). L'insuffisance cardiaque [En ligne]. (S.I.): (s.n.); 2004 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible: <http://decasweb.online.fr/CARDIO/SOMinscard.htm>

Denis B, Machecourt J, Vanzetto G, Bertrand B, Defaye P / Clinique cardiologique - CHU de Grenoble. Sémiologie paraclinique - Chapitre 3. L'échocardiogramme [En ligne]. Grenoble: Coutures JC; (S.d.) [consulté le 29 juin 2013]. Disponible: <http://www-sante.ujf-grenoble.fr/sante/CardioCD/cardio/chapitre/303.htm>

Dillenseger JP, Moerschel E. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie - Quand la théorie éclaire la pratique. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2009.

Edimark SAS. Intérêt de la scintigraphie des cavités cardiaques dans le diagnostic et le pronostic de la DVDA [En ligne]. Courbevoie: Edimark SAS; 2011 [consulté le 14 juin 2013]. Disponible:
http://www.edimark.fr/phototheque/galerie_detail.php?id_galerie=1250

e-santé.fr. Troubles du rythme cardiaque (arythmie) [En ligne]. Levallois-Perret: E-santé SA; 2002 [mis à jour le 27 avril 2011; consulté le 26 mars 2013]. Disponible:
<http://www.e-sante.fr/troubles-rythme-cardiaque-arythmie/symptome-maladie/479>

Esculape - site de médecine générale. La fonction ventriculaire [En ligne]. (S.l.): Esculape; 1997 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible:
<http://www.esculape.com/fmc/icfevg.html>

Faculté de Médecine Pierre & Marie Curie. Chapitre 3 - Cavités cardiaques [En ligne]. Paris: FMPMC; 2013 [consulté le 21 juin 2013]. Disponible:
<http://www.chups.jussieu.fr/polys/cardio/anat/POLY.Chp.3.html>

Favretto M. Les cardiopathies congénitales [En ligne]. 2007 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible:
<http://www.erpicum.com/c/c3/cardiopath.pdf>

Fleury E / Haute Ecole de Santé. MN – Système cardiaque [Brochure]. Genève: HEdS; 2011.

Fondation des maladies du cœur et de l'AVC. Anatomie du cœur [En ligne]. Montréal: Fondation des maladies du cœur et de l'AVC; 2013 [mis à jour en août 2009; consulté le 25 mars 2013]. Disponible:
http://www.fmcoeur.com/site/c.ntJXJ8MMIqE/b.3832093/k.B809/Maladies_du_coeur__Comment_fonctionne_le_c339ur.htm

Fondation des maladies du cœur et de l'AVC. Cardiopathie congénitale [En ligne]. Montréal: Fondation des maladies du cœur et de l'AVC; 2010 [mis à jour en octobre 2012; consulté le 26 mars 2013]. Disponible:
http://www.fmcoeur.com/site/c.ntJXJ8MMIqE/b.3562227/k.D99B/Maladies_du_coeur__Cardiopathie_cong233nitale.htm

Fondation Suisse de Cardiologie. Types d'arythmies courantes [En ligne]. Berne: Fondation Suisse de Cardiologie; (S.d.) [consulté le 26 mars 2013]. Disponible:
<http://herzrhythmus.swissheart.ch/index.php?id=1086&L=1>

Frank H / HUG. Volume 1 – Brochure - Cours d'IRM [Brochure]. Genève: HEdS; (S.d.).

Garot J, Clément S, Deux JF, Roiron C, Paziaud J, Monin JL, et al. Evaluation de la fonction ventriculaire gauche : échocardiographie, IRM, ou scanner ? Archives des maladies du cœur et des vaisseaux. 2007;100(12):1042-1047. doi:AMCV-12-2007-100-12-0003-9683-101019-200705538

Gstoettner M, Sekyra K, Walochnik N, Winter P, Wachter R, Bach CM. Inter- and intraobserver reliability assessment of the Cobb angle: manual versus digital measurement tools. Eur Spine J. 2007;16(10):1587-1592. doi:10.1007/s00586-007-0401-3

Guitard J, Lefebvre D / Laboratoire d'Anatomie - Faculté de Médecine Toulouse-Purpan. Médiastin antérieur - Cœur [En ligne]. Toulouse: Université Paul Sabatier; (S.d.) [consulté le 25 mars 2013]. Disponible: <http://www.anat-jg.com/Thorax-visc/Mediastin/coeur.cadre.html>

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

HUG (Hôpitaux Universitaires de Genève). L'insuffisance cardiaque [En ligne]. Genève: HUG; 2011 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible: <http://www.hug-ge.ch/video/linsuffisance-cardiaque>

HUG (Hôpitaux Universitaires de Genève). Cardiologie nucléaire [En ligne]. Genève: GECOR; 2003 [consulté le 14 juin 2013]. Disponible: http://www.cardiology-geneva.ch/cardio_nucleaire.html

IMAIOS - Formation médicale en ligne pour les professionnels de santé. E-cases: Pneumopathie excavée à staphylocoque sur endocardite de la valve tricuspide [En ligne]. Montpellier: IMAIOS SAS; 2012 [consulté le 14 juin 2013]. Disponible: <http://www.imaios.com/fr/e-Cases/Exambank/Thorax/Pneumopathie-excavee-a-Staphylocoque-sur-endocardite-de-la-valve-tricuspide>

Institut de Cardiologie de l'Université d'Ottawa. Evaluation de la fonction ventriculaire gauche [En ligne]. Ottawa: Institut de Cardiologie de l'Université d'Ottawa; 2013 [mis à jour le 26 mai 2013; consulté le 14 juin 2013]. Disponible: http://www.ottawaheart.ca/french/patients_familles/evaluation-de-la-fonction-ventriculaire-gauche.htm

Kurtz B, Bauer F. Evaluation de la fonction ventriculaire droite. Revues Générales – Echocardiographie [En ligne]. 2011 [consulté le 20 mai 2013]. Disponible: <http://www.realites-cardiologiques.com/wp-content/uploads/2011/03/07.pdf>

Léna P. Troubles du rythme : quand le cœur déraile. LE FIGARO.fr [En ligne]. 2012, 24 décembre [consulté le 26 mars 2013]. Disponible: <http://sante.lefigaro.fr/actualite/2012/12/24/19628-troubles-rythme-quand-coeur-deraille>

Marieb EN. Anatomie et physiologie humaines. Paris: Pearson Education France; 2005.

Monney P, Jeanrenaud X, Prior JO, Bischof Delaloye A, Rizzo E, Qanadli SD, et al. Imagerie cardiaque non invasive : apport spécifique en clinique des nouvelles modalités (I). Rev Med Suisse [En ligne]. 2008 [consulté le 16 mars 2013];4(159):1304-1310. Disponible: http://rms.medhyg.ch/article.php?ID_ARTICLE=RMS_159_1304&DocId=387&Index=%2Fcairn2Idx%2Frms&TypeID=226&HitCount=3&hits=f07+eef+f+0&fileext=html#hit1

Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. Anatomie médicale - Aspects fondamentaux et applications cliniques. 3^e éd. Bruxelles: Editions De Boeck Université; 2011.

Müller H, Burri H, Lerch R. Evaluation of Right Atrial Size in Patients with Atrial Arrhythmias: Comparison of 2D versus Real Time 3D Echocardiography. Echocardiography. 2008;25(6):617-623. doi:10.1111/j.1540-8175.2008.00674.x

Palmer PES, directeur. Manuel d'échographie. Genève: Organisation mondiale de la Santé; 1996.

Pasquet A, Vancraeynest D, Vanoverschelde JL. Echographie tridimensionnelle temps réel : routine aujourd'hui ou demain ? MT Cardio. 2008;4(1):68-78. doi:10.1684/mtc.2008.0123

PasseportSanté.net. L'insuffisance cardiaque [En ligne]. Roubaix: Oxygem Media; 2011 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible: http://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=insuffisance_cardiaque_pm

Philips. Apical Four Chamber View [En ligne]. (S.l.): Philips Healthcare; (S.d.) [consulté le 29 juin 2013]. Disponible: http://www.healthcare.philips.com/asset.aspx?alt=Apical+Four+Chamber+View&p=http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/main/shared/Assets/Images/Ultrasound/Product/iE33/Clinical%20Images/Live%203D%20Echo/Live%203D/Large/01_0163_ie33_x31_live3d_a4cv_lrg.jpg

Recueil d'IRM CARDIAQUE - Principe, sémiologie & collection d'observations cliniques. Cœur normal/Incidences obliques [En ligne]. (S.l.): Netmedic; 2013 [mis à jour le 16 septembre 2009; consulté le 15 mars 2013]. Disponible: http://irmcardiaque.com/index.php?title=Incidences_obliques

Recueil d'IRM CARDIAQUE - Principe, sémiologie & collection d'observations cliniques. Méthodes de mesure du ventricule gauche [En ligne]. (S.l.): Netmedic; 2010 [mis à jour le 10 novembre 2010; consulté le 23 juin 2013]. Disponible: http://irmcardiaque.com/index.php?title=Dimensions_VG

Recueil d'IRM CARDIAQUE - Principes, sémiologie & collection d'observations cliniques. Péricarde/Eau vs graisse/Fat-Sat [En ligne]. (S.l.): Netmedic; 2008 [mis à jour le 24 janvier 2008; consulté le 14 juin 2013]. Disponible: http://irmcardiaque.com/index.php?title=Saturation_fat-sat

Rouchdy, Y. Segmentation automatique et suivi du mouvement du cœur par modèles déformables élastiques semi-linéaire et non-linéaire en imagerie par résonance magnétique [Thèse en ligne]. Lyon: Institut national des sciences appliquées; 2005 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible: <http://theses.insa-lyon.fr/publication/2005ISAL0120/these.pdf>

Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass Correlations: Uses in Assessing Rater Reliability. Psychological Bulletin [En ligne]. 1979 [consulté le 14 juin 2013];86(2):420-428. Disponible: http://www.na-mic.org/Wiki/images/4/4b/Shrout_and_fleiss_ICC.pdf

Société canadienne du cancer. Ventriculographie isotopique (MUGA) [En ligne]. Toronto: Société canadienne du cancer; 2013 [consulté le 20 mai 2013]. Disponible: <http://www.cancer.ca/fr-ca/cancer-information/diagnosis-and-treatment/tests-and-procedures/multigated-acquisition-muga-scan/?region=on>

Withey DJ, Koles ZJ. Medical Image Segmentation: Methods and Software. NFSI-ICFBI. 2007:140–143. doi:10.1109/NFSI-ICFBI.2007.4387709

10.2 Liste bibliographique

Aune E, Baekkevar M, Roislien J, Rodevand O, Otterstad JE. Normal reference ranges for left and right atrial volume indexes and ejection fractions obtained with real-time three-dimensional echocardiography. Eur J Echocardiogr. 2009;10(6):738-744. doi:10.1093/ejechocard/jep054

Baldassarre S, Cappeliez O, Leone A, Divano L. IRM cardiaque. Mythes et réalités. Rev Med Brux [En ligne]. 2004 [consulté le 26 mars 2013];25:80-86. Disponible: <http://www.amub.be/rmb/article.php?id=18>

Baur LHB. Right atrial function: still underestimated in clinical cardiology. Int J Cardiovasc Imaging. 2008;24(7):711-712. doi:10.1007/s10554-008-9322-4

Blog Santé. A cœur brisé, réparation possible ? - II - La Coronaropathie, une pathologie universelle, la première dans le monde pouvant être évitée par une chirurgie devenue très bien maîtrisée [En ligne]. Toulouse: OverBlog; 2009 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible: <http://au-coeur-de-la-chirurgie.over-blog.fr/article-ii-45223058.html>

Cabrol C, Vialle R, Guérin-Surville H / Faculté de médecine – Université Pierre et Marie Curie. Anatomie du cœur humain [En ligne]. 2002 [consulté le 25 mars 2013]. Disponible: <http://www.chups.jussieu.fr/polys/cardio/anat/cardio.pdf>

Cholley B, Payen D. Retour veineux. Physiologie et implications cliniques. Issy Les Moulineaux: Elsevier Masson SAS; 2006.

Cohen A, Guéret P, directeurs. Manuel d'échocardiographie clinique. Cachan: Lavoisier SAS; 2012.

Crochet D, Helft G, Chassaing S, Revel D, Furber A. Indications cliniques appropriées de l'IRM en pathologie cardio-vasculaire. J Radiol. 2009;90(9):1144-1160. doi:10.1016/S0221-0363(09)73261-5

Dossier / Hôpitaux Universitaires Paris-Ouest. Anatomie du cœur et des vaisseaux [En ligne]. (S.d.) [consulté le 25 mars 2013]. Disponible: http://www.ifits.fr/IMG/pdf/AnatIADE061004_sans_avertissement.pdf

Faculté de Médecine Pierre & Marie Curie. Chapitre 2 – Cardio-Vasculaire [En ligne]. Paris: FMPMC; 2013 [consulté le 25 mars 2013]. Disponible: <http://www.chups.jussieu.fr/polys/histo/histoP2/POLY.Chp.2.2.html>

Fiche théorique N° 15 – Le système cardio-vasculaire. Le cœur [En ligne]. (S.l.): (s.n.); (S.d.) [consulté le 25 mars 2013]. Disponible: <http://www.cfaomnisports.fr/coursenligne/Theorique/theo15c.html>

Fouillat B. Le cœur [En ligne]. (S.l.): Unblog.fr; 2007 [consulté le 25 mars 2013]. Disponible: <http://anatomieludique.unblog.fr/le-coeur/>

Hagège A, Mirochnik N, Messas E, Clément O, Neamatalla H, Desnos M. L'échocardiographie tridimensionnelle : utopie ou outil d'avenir ? Sang Thrombose Vaisseaux [En ligne]. 1997 [consulté le 26 mars 2013];9(2):99-106. Disponible: <http://www.jle.com/e-docs/00/03/D2/06/article.phtml>

HAS (Haute Autorité de Santé). L'échocardiographie Doppler transthoracique dans l'insuffisance cardiaque [En ligne]. 2012 [consulté le 25 mars 2013]. Disponible: http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/2010-09/fiche_buts_ett_ic.pdf

Hugues J / Futura Santé. Le cœur : organe de vie [En ligne]. Fréjus: Futura-Sciences; 2012 [consulté le 25 mars 2013]. Disponible: http://www.futura-sciences.com/fr/doc/t/medecine-1/d/coeur_1474/c3/221/p3/

John M, Rahn N. Automatic left atrium segmentation by cutting the blood pool at narrowings. Med Image Comput Comput Assist Interv. 2005;8(2):798-805. doi:10.1007/11566489_98

Juang R, McVeigh ER, Hoffmann B, Yuh D, Burlina P. Automatic segmentation of the left-ventricular cavity and atrium in 3D ultrasound using graph cuts and the radial symmetry transform. Biomedical Imaging: From Nano to Macro. 2011:606-609. doi:10.1109/ISBI.2011.5872480

Kovacs R / Centre Hospitalier de Belfort-Montbéliard. Quoi de neuf – IRM cardiaque [En ligne]. 2012 [consulté le 12 mai 2013]. Disponible: http://www.chbm.fr/gallery_files/site/36/271/681.pdf

Lebeau R, Di Lorenzo M, Sauvé C, Villemaire JM, Veilleux M, Lemieux R, et al. Two-dimensional echocardiography estimation of right ventricular ejection fraction by wall motion score index. *Can J Cardiol.* [En ligne]. 2004 [consulté le 23 juin 2013];20(2):169-176. Disponible: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15010740>

Lessard Y / Campus numérique de physiologie. Chapitre I : anatomie et physiologie du cœur [En ligne]. Rennes: Campus de physiologie; 2005 [mis à jour le 28 mai 2009; consulté le 25 mars 2013]. Disponible: http://medsante.med.univ-rennes1.fr/physio/index.php?option=com_content&task=view&id=197&Itemid=137

Magnin IE. Analyse et modélisation 3D du comportement dynamique du cœur en imagerie multimodalité. *Revue de l'ACOMEN* [En ligne]. 1999 [consulté le 25 mars 2013];5(2):191-196. Disponible: <http://dossier.univ-st-etienne.fr/lbti/www/acomen/revue/1999/pdf/pdf2/magnin.pdf>

Malandain G. L'anatomie du cœur [En ligne]. Rocquencourt: Inria; 2002 [mis à jour le 18 juin 2002; consulté le 25 mars 2013]. Disponible: <http://www-sop.inria.fr/epidaure/FormerCollaborations/ultrasons3D/anatomie.html#REF1>

Médecine et Santé. Anatomie du cœur [En ligne]. (S.I.): SevenMice SARL; 1999 [consulté le 25 mars 2013]. Disponible: <http://www.medecine-et-sante.com/anatomie/coeur.html>

Monney P, Jeanrenaud X, Prior JO, Bischof Delaloye A, Rizzo E, Qanadli SD, et al. Imagerie cardiaque non invasive : apport spécifique en clinique des nouvelles modalités (II). *Rev Med Suisse* [En ligne]. 2008 [consulté le 16 mars 2013];4(159):1311-1317. Disponible: http://rms.medhyg.ch/article.php?ID_ARTICLE=RMS_159_1311&DocId=388&Index=%2Fcairn2Idx%2Frms&TypeID=226&HitCount=3&hits=ec5+ebf+f+0&fileext=html#hit1

Monney P, Jeanrenaud X, Rizzo E, Qanadli SD, Locca D. Imagerie cardiaque non invasive : rôle des nouvelles modalités en pratique clinique (III). *Rev Med Suisse* [En ligne]. 2008 [consulté le 16 mars 2013];4(159):1318-1324. Disponible: http://rms.medhyg.ch/article.php?ID_ARTICLE=RMS_159_1318&DocId=389&Index=%2Fcairn2Idx%2Frms&TypeID=226&HitCount=3&hits=1099+1093+9+0&fileext=html#hit1

Mulder BJM, van der Wall EE. Size and function of the atria. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2008;24(7):713-716. doi:10.1007/s10554-008-9323-3

Nahum H, directeur. Traité d'imagerie médicale - Tome 1. Cachan: Médecine-Sciences Flammarion; 2004.

Poitrineau, O. Principales cardiopathies [En ligne]. 2012 [consulté le 26 mars 2013].
Disponible:
https://www.sante-centre.fr/portail/gallery_files/site/133/989/3090/3091.pdf

Qanadli SD, Lacombe P. Imagerie cardiovasculaire (TMD, IRM, Angiographie numérisée) [En ligne]. (S.d.) [consulté le 26 mars 2013]. Disponible:
<http://www.pifo.uvsq.fr/pedagogie/cardio/imageriecardiovasc.pdf>

Yucel H, Wagué J. Cours 1 : Anatomie clinique des vaisseaux du cou et de la face - Anatomie topographique et fonctionnelle des cavités cardiaques [En ligne]. 2012 [consulté le 26 mars 2013]. Disponible:
http://l2bichat2011-2012.weebly.com/uploads/9/1/3/7/9137624/cardio_1_roneo.pdf

11 Annexe I –marche à suivre complète

Il faut tout d’abord disposer d’un Mac sur lequel OsiriX est installé. Si c’est le cas, l’étape suivante est d’ouvrir OsiriX, importer nos patients dans la *Data base* au besoin et enfin cliquer sur un patient. Par la suite, il faut sélectionner toutes les séries 4 cavités ciné *true-fisp* 4C comme indiqué dans la figure 1.

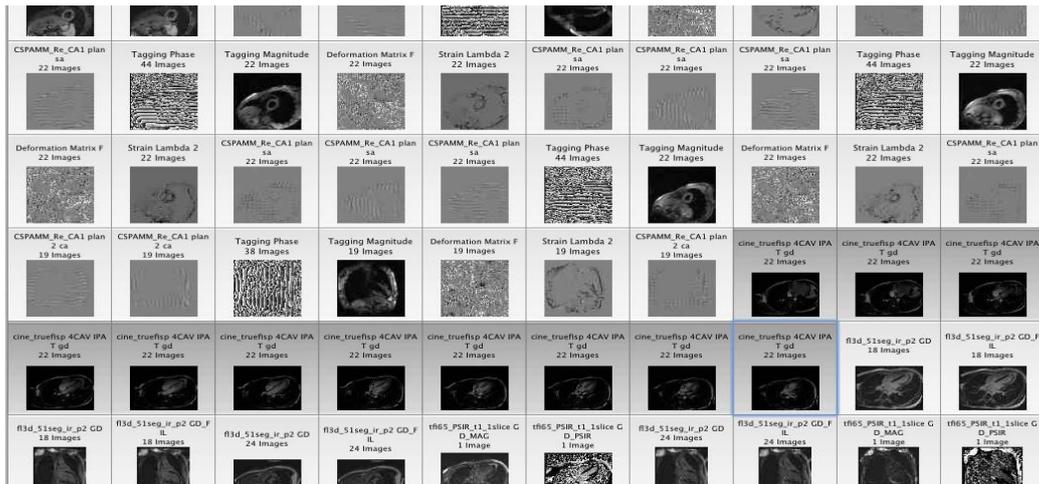


Figure 1. Sélection des séries 4 cavités ciné *true-fisp*

Dans un deuxième temps, il suffit d’effectuer un clic droit sur les images sélectionnées puis de choisir l’option *Open Images in 4D*. La figure 2 présente la procédure à suivre.

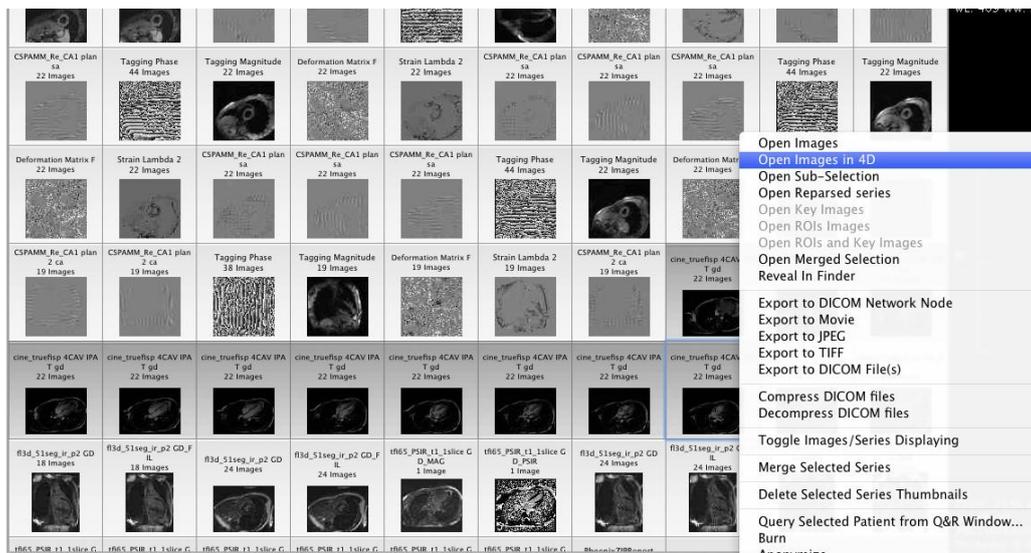


Figure 2. Ouverture des 4 cavités à l’aide d’*Open Images in 4D*

Une image centrale apparaît à la suite de cette manipulation. Il faut ensuite appuyer sur CMD +D pour revenir dans la base de données (*Data base*). Ceci fait, sélectionnez n’importe

quelle image sagittale 2 cavités du même patient (encadrée en bleu dans la figure 3) afin d'avoir un repère pour la suite de la manipulation. Double cliquez sur l'image nouvellement choisie.

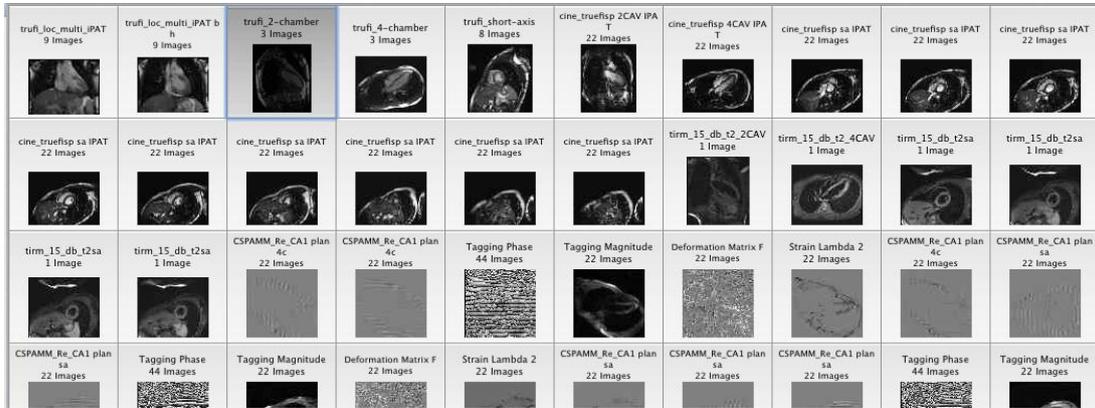


Figure 3. Sélection d'une image sagittale

Placez le bloc de coupes sur l'image sagittale de droite de manière à obtenir une image 4 cavités à gauche avec un grand volume de l'oreillette droite comme cela est représenté sous la figure 4.

Astuce: défilez dans un premier temps avec les touches  du clavier. Défilez ensuite avec  (toujours à l'aide du clavier) dans la série d'images à gauche pour sélectionner la phase systolique et diastolique.

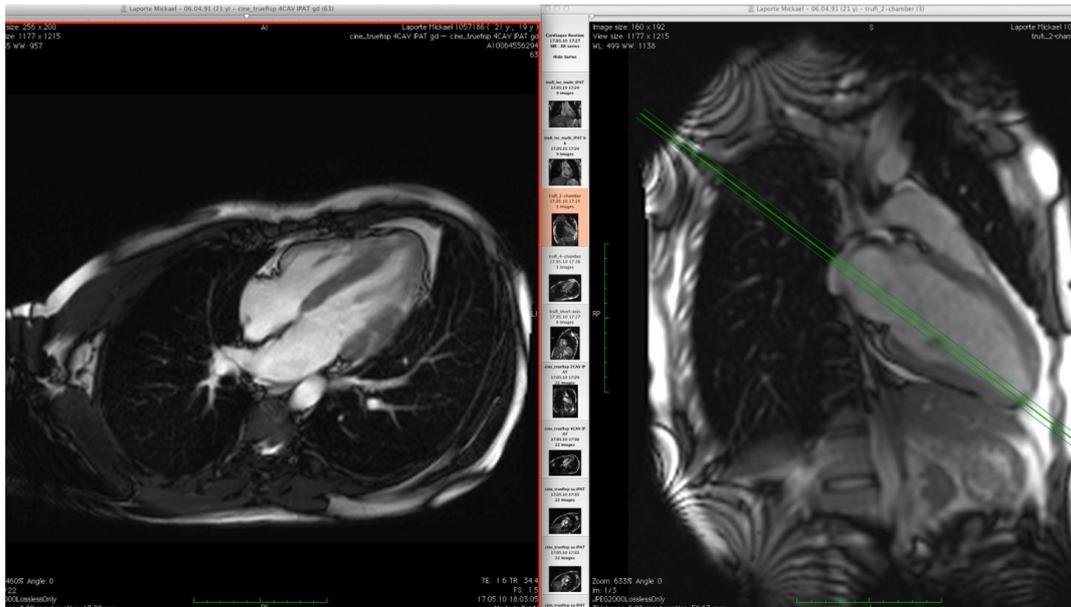


Figure 4. Choix de la meilleure 4C possible en s'aidant de l'image sagittale à droite

La figure 5 montre un exemple de sélection des deux phases. Pour rappel, la systole représente le plus petit volume de l'oreillette, la diastole le plus grand.

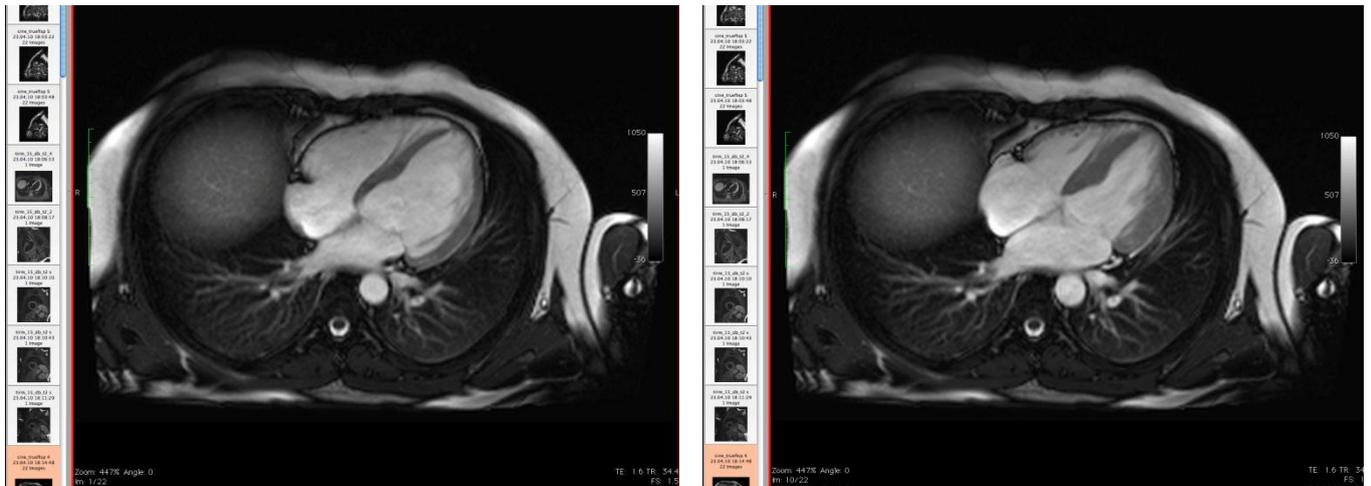


Figure 5. Choix des phases systolique et diastolique respectivement

Une fois les deux images représentatives des phases choisies, reportez dans le fichier Excel le numéro d'image correspondant à la phase choisie. Sauvegardez les deux images en cliquant sur File, Export et choisissez *Export to DICOM file(s)*. Nommez le fichier de la manière suivante: 4C_diastole_patientxx.

NB: Remplacez simplement le terme «diastole» par «systole» lors de la sauvegarde cette dernière phase.

Avant de cliquer sur OK, n'oubliez pas de cocher *4th Dimension* ainsi que *As displayed in 16-bit BW* comme indiqué sous la figure 6.

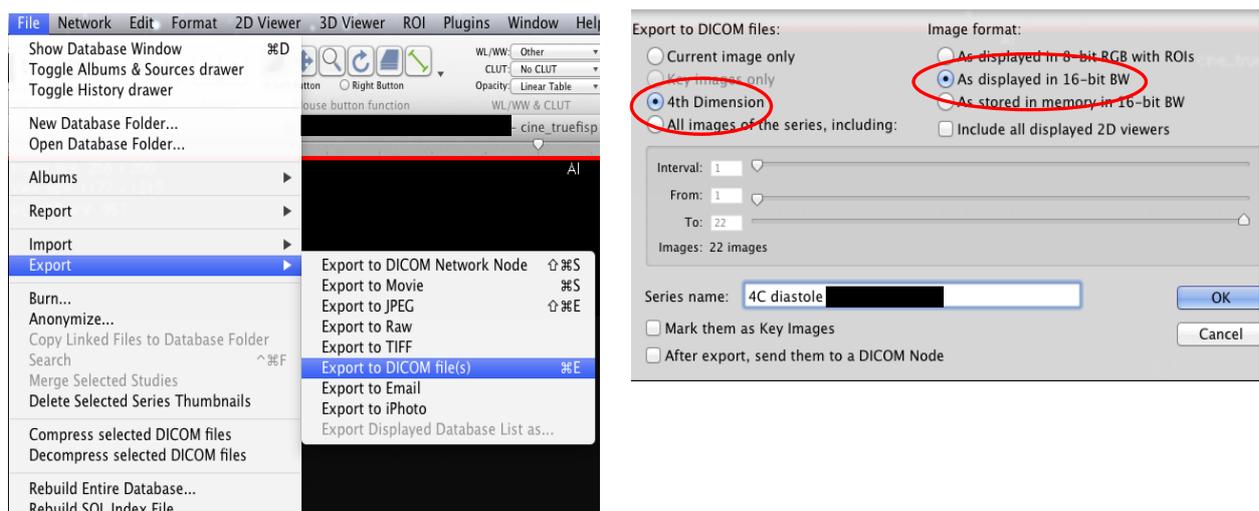


Figure 6. Sauvegarde des images représentant les deux phases

Retournez ensuite dans la *database* en cliquant dans la barre d'outils sur  ou en fermant les deux fenêtres représentant les deux phases. Sélectionner –pour le même

patient-, les deux images précédemment sauvegardées (systole et diastole) et les ouvrir avec 2D viewer (cercle de rouge dans la figure 7).

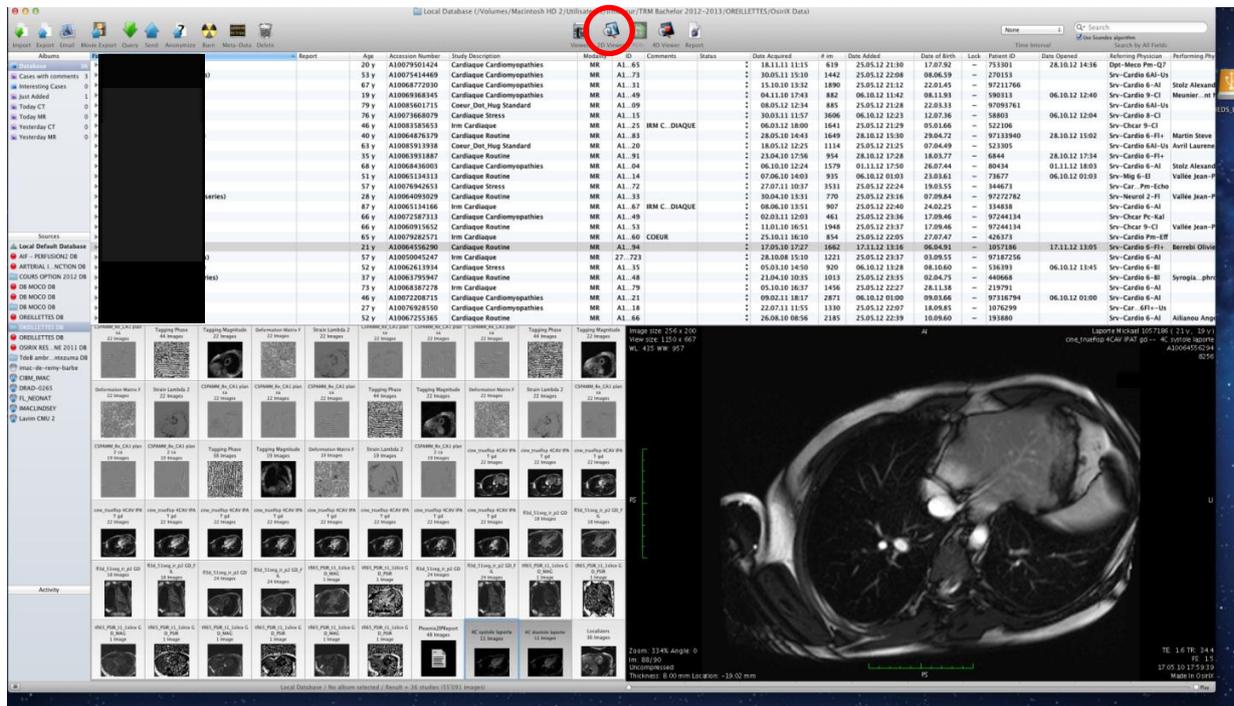


Figure 7. Sélection des deux séries précédemment sauvegardées

Vérifier s'il y a deux fois la même image pour une même phase. Si tel est le cas, il faudra en effacer une à l'aide de la touche *Delete*.

Ensuite, sélectionnez une série et ouvrez-la avec 3D MPR comme indiqué à la figure 8.

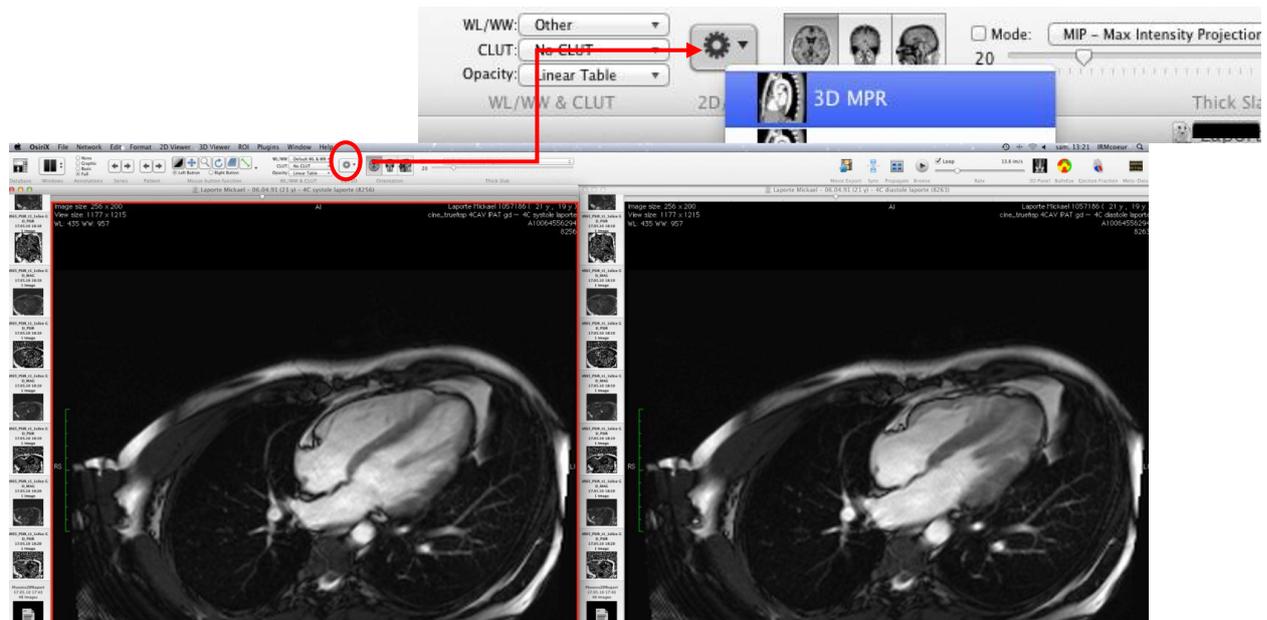


Figure 8. Ouverture du MPR à l'aide de l'icône 3D MP

La fenêtre qui s'ouvre alors est représentée par la figure 9. Si aucun message d'erreur n'apparaît à l'écran, la série en question est valide pour démarrer directement le contourage.

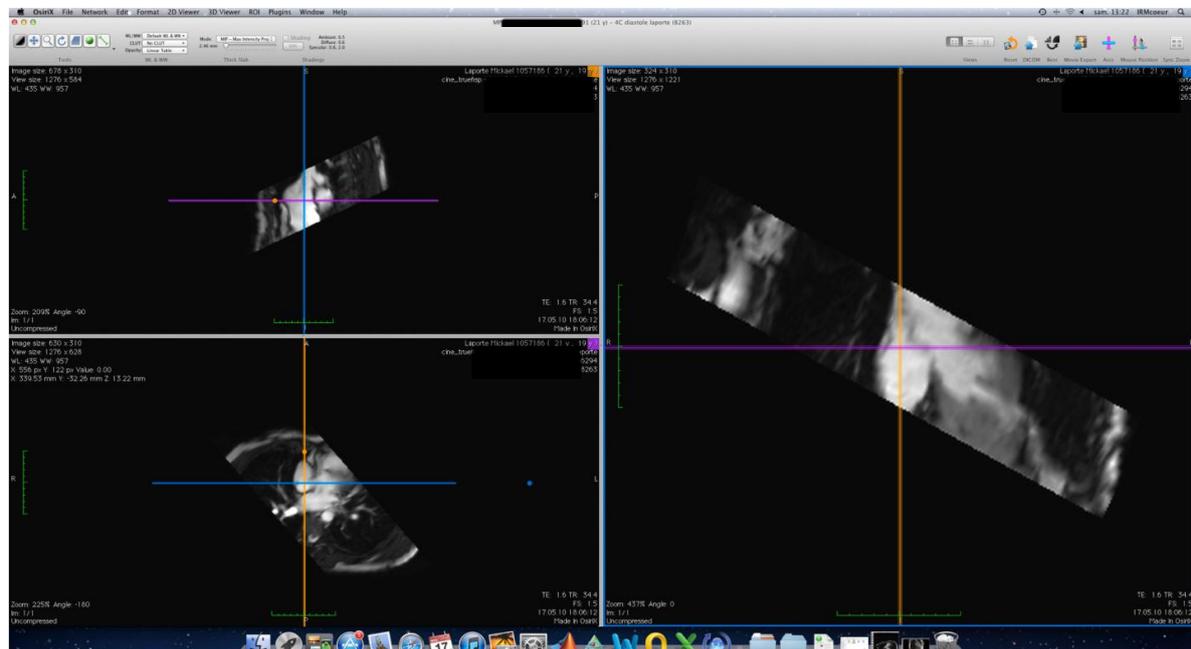


Figure 9. Ouverture du mode MPR

S'il y a un message d'erreur à l'ouverture du MPR, cela indique qu'une reconstruction est obligatoire. Le message indique que les espaces entre chaque coupe ne sont pas réguliers, le patient ayant respiré différemment entre chaque coupe.

NB: s'il n'y a pas de message d'erreur, la phase en question n'a pas besoin d'être retravaillée

NB 2: s'il n'y a pas de message pour la systole, il n'y en a pas pour la diastole

La figure 10 représente le message type indiquant qu'une reconstruction par MPR doit être réalisée.

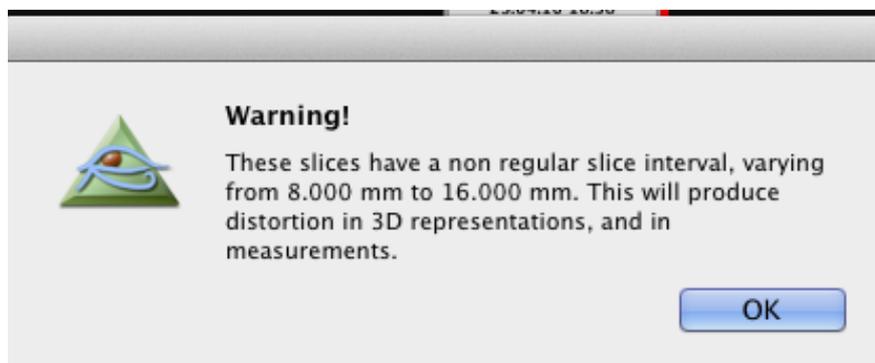


Figure 10. Message d'erreur signalant qu'une reconstruction est nécessaire

En cliquant sur OK au niveau de la fenêtre du message d'erreur, nous retombons sur la fenêtre du mode MPR, comme en témoigne la figure 11.

NB: Cette fenêtre a déjà été représentée sous la figure 9.

NB 2: cette fenêtre est semblable, message d'erreur ou pas.

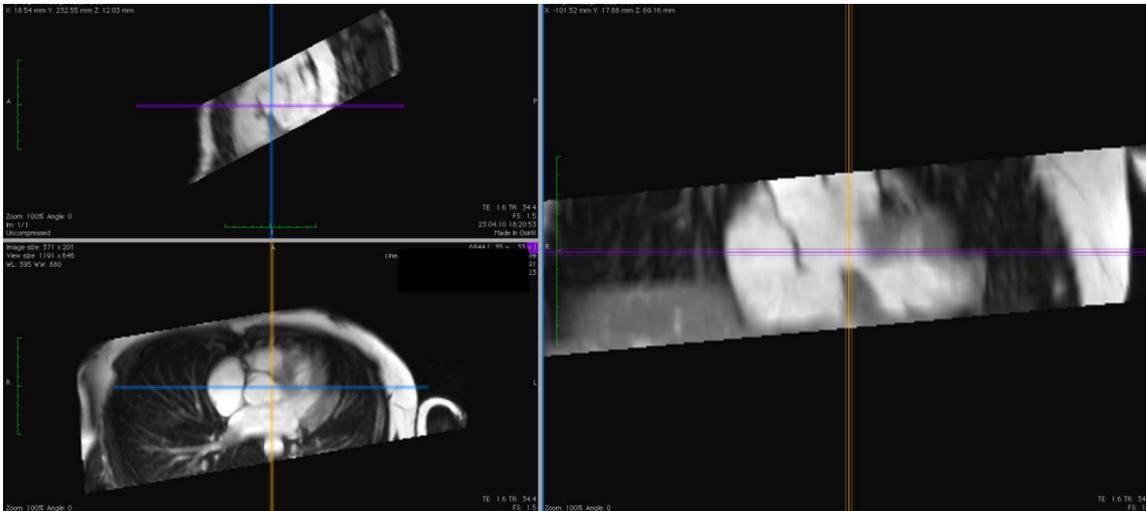


Figure 11. Mode MPR après avoir fermé le message d'erreur

La première étape consiste à corriger l'orientation des axes sur les vues coronale et sagittale de façon à ce qu'elle soit parallèle à l'image. Pour ce faire, redressez la ligne violette de manière à la mettre parallèle à la vue. Le résultat attendu est indiqué au moyen des cercles rouges représentés par la figure 12.

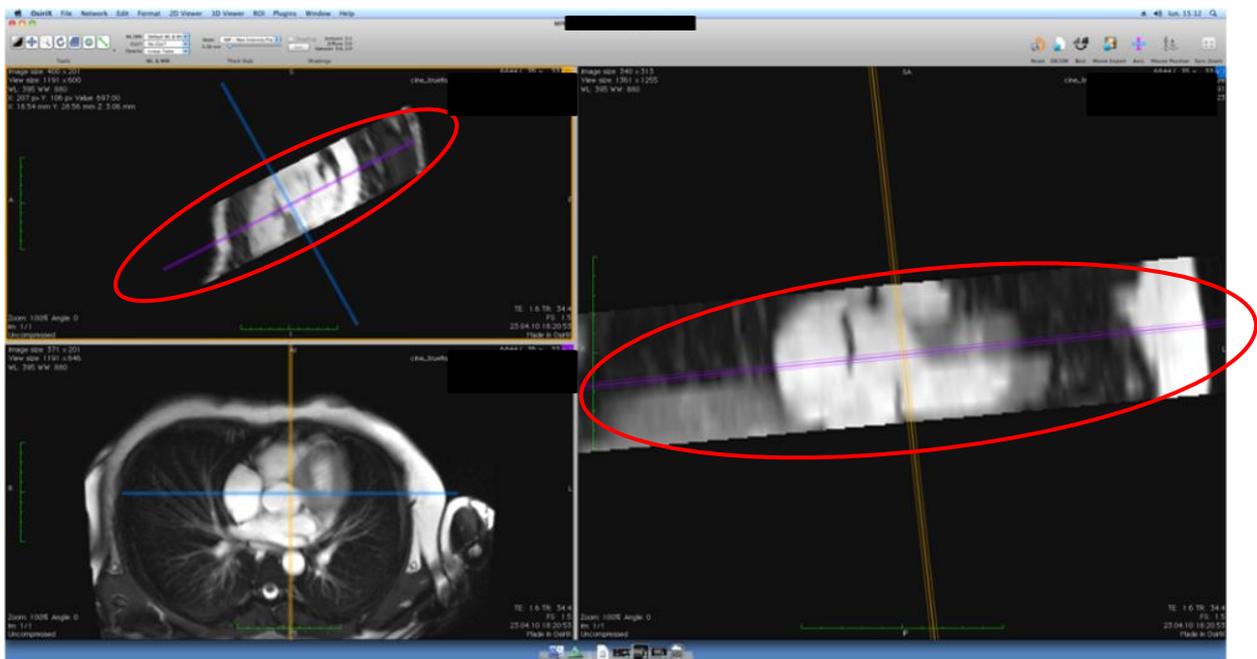


Figure 12. Réorientation des axes

La deuxième étape consiste simplement à cliquer sur l'image axiale (située en bas à droite de la fenêtre) afin de pouvoir couvrir l'acquisition sur les coupes coronale et sagittale par la suite.

La troisième étape consiste à sauver la série d'image reconstruite. Pour ce faire, cliquez sur *File, Export, Export to DICOME file(s)*. Une fenêtre, mise en évidence par la figure 13, s'ouvre alors. Renommer la série de la manière suivante: MPR_diastrale_patientxx.

NB: pour la phase systolique, remplacez simplement le terme «diastole» par «systole».

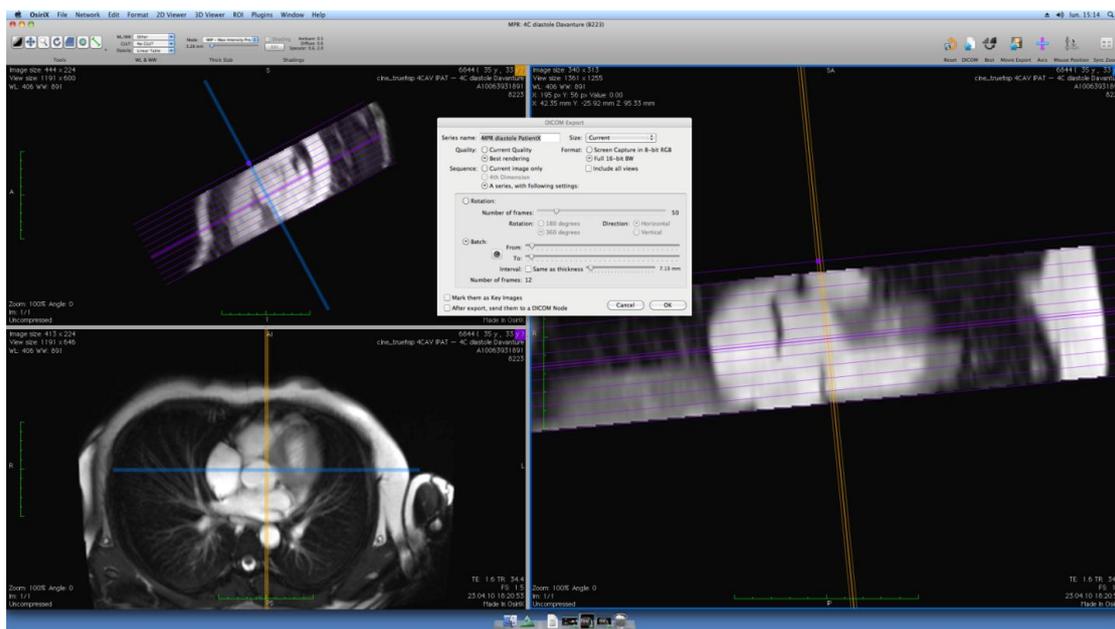


Figure 13. Sauvegarde des images reconstruites

La quatrième étape consiste à régler l'épaisseur entre les coupes afin de recréer une série avec un intervalle inférieur à 8 mm.

Pour la cinquième étape, réglez le *From* et *To* de façon à couvrir toute l'acquisition sur la vue coronale (ne pas hésiter à prendre un peu de vide au besoin).

Pour finir, cliquez sur *OK* afin de sauvegarder la série reconstruite.

Les étapes trois, quatre et cinq sont mises en évidence sous la figure 14.

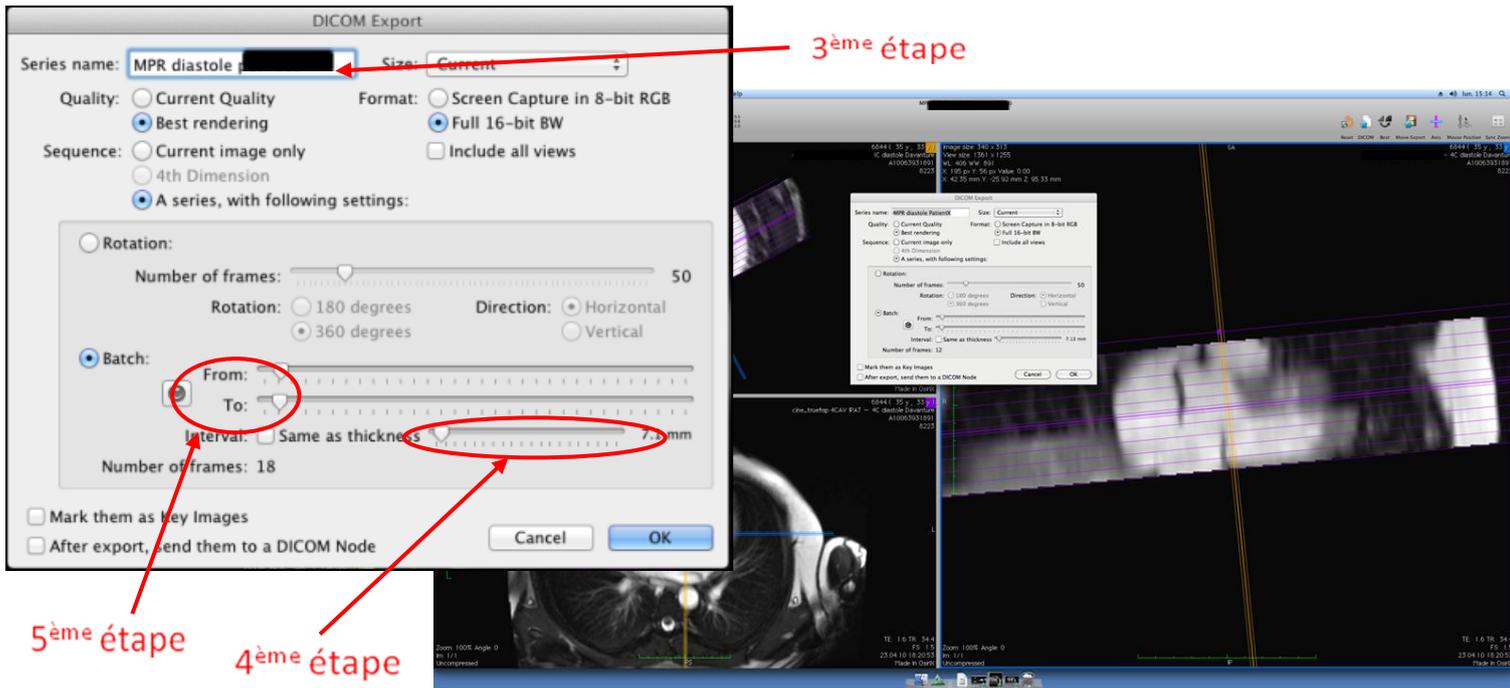


Figure 14. Manipulations nécessaires afin de sauvegarder les images reconstruites

Refaire la même opération pour la deuxième série en recommençant à partir du milieu de la page 92.

N'oubliez pas d'indiquer dans le tableau Excel si vous avez dû reconstruire à l'aide du MPR.

Retournez ensuite dans la base de données et sélectionnez les deux séries MPR précédemment reconstruites. S'il n'y avait pas besoin de reconstruire les séries, sélectionnez les séries *4C_diastole_patientxx* ainsi que *4C_systole_patientxx*.

NB: il est tout à fait possible de contourer une seule série à la fois.

Ouvrez les séries avec *2D viewer* situé dans la barre d'outils. Si une seule série a été sélectionnée, ouvrez-la de la même manière.

NB: pour rappel, l'icône *2D viewer* est indiquée par la figure 7.

Dans la barre des tâches, cliquez sur l'icône avec la ligne verte (représentée par un cercle rouge sous la figure 15) puis sélectionnez l'outil *Closed Polygon* dans le menu déroulant.

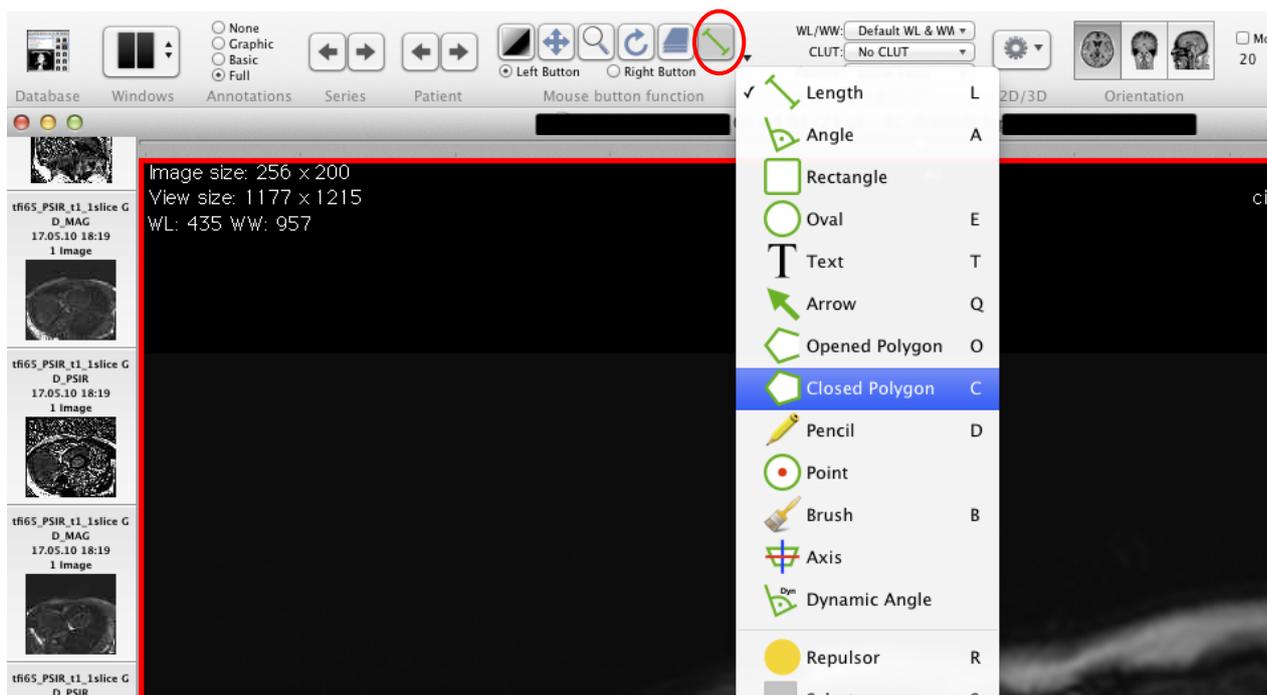


Figure 15. Sélection de l'outil *Closed Polygon*

Effectuez le contournage de l'oreillette droite, tant pour la phase systolique que diastolique, comme indiqué sous la figure 16. Contourez chaque coupe où l'oreillette apparaît clairement. Pour les coupes supérieures et inférieures, n'hésitez pas à inclure un peu de veine cave dans les *ROI* (Region of Interest).

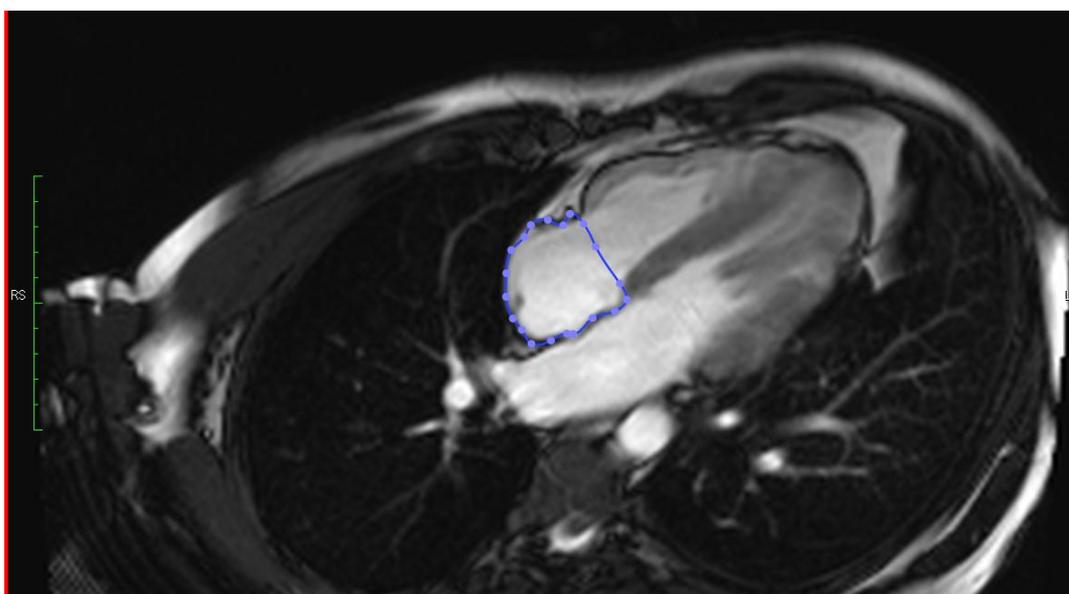


Figure 16. Exemple de contournage type pour un niveau de coupe

Une fois le contournage effectué sur chaque coupe et pour chaque phase, il y a trois étapes à effectuer.

La première consiste à obtenir une représentation 3D de l'oreillette à partir des ROI précédemment dessinés. Pour ce faire, cliquez sur *ROI*, *ROI volume* et *Compute Volume* dans le menu déroulant comme cela est indiqué par la figure 17.

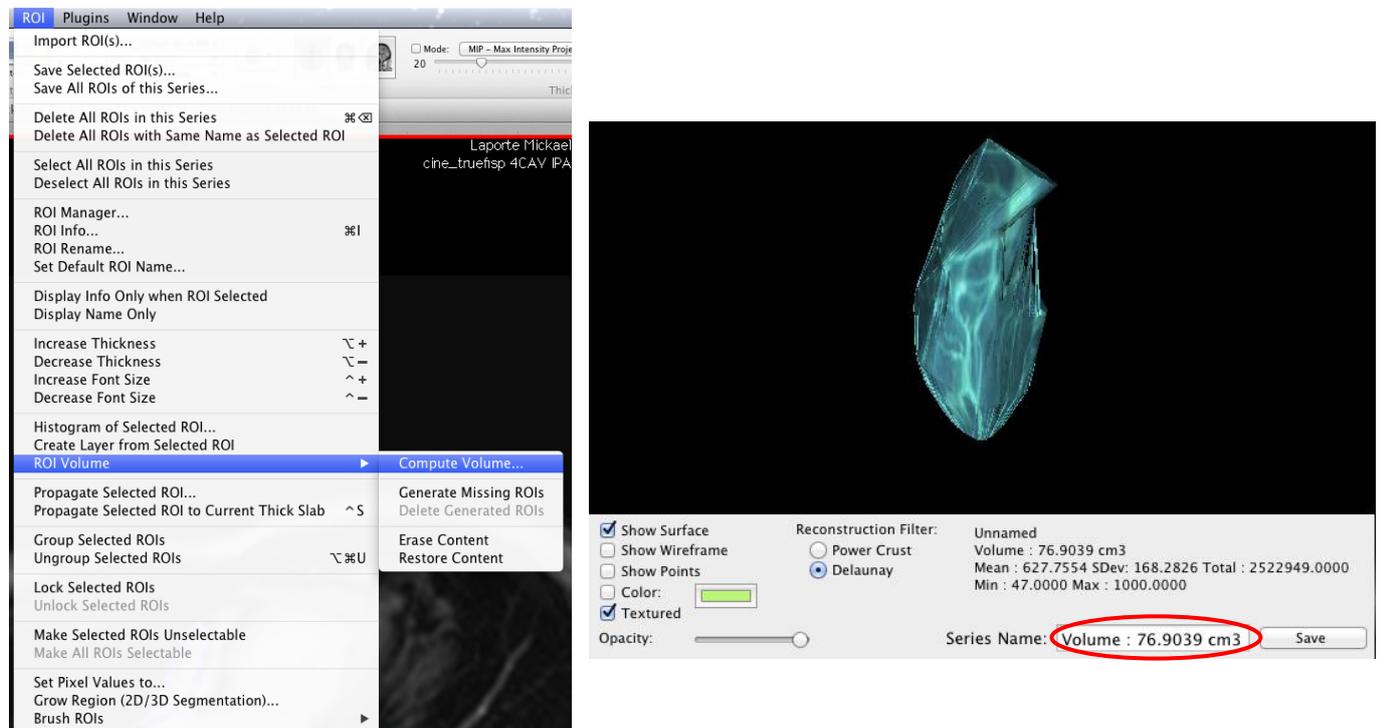


Figure 17. Génération d'un volume en 3D représentant l'oreillette droite

Reportez la valeur du volume (cercle de rouge sur la figure 17) dans le tableau Excel puis cliquez sur Save pour sauver le volume 3D. Enfin, fermer la fenêtre représentant le volume 3D.

La deuxième étape consiste à sauvegarder les ROIs afin de pouvoir les importer par la suite sur un autre Mac. Ce dernier doit évidemment pouvoir disposer d'OsiriX ainsi que du même patient.

Pour ce faire, retournez dans *ROI* et sélectionnez *Save All ROIs of this Series...* Nommez le fichier de la sorte: 4C_systole_patientxx. Si le contournage a été effectué sur les MPR, appeler le fichier de la manière suivante: MPR_4C_systole_patientxx.

Bien évidemment si la série en question est la diastole, remplacez simplement le terme «systole» par «diastole» que ce soit pour les MPR ou les séries non corrigées (natives).

Sauvegardez le fichier à l'emplacement de votre choix (dossier sur le Mac, support externe,...).

La troisième et dernière étape consiste à générer un fichier Excel avec différentes données relatives au volume de l'oreillette notamment.

Sélectionnez *Plugins* puis *ROI Tools* et finalement *Export ROIs* à l'aide du menu déroulant. Nommez le fichier de la manière suivante: *Oreillette_4C_diastole_patientxx*. Comme d'habitude, remplacez simplement le terme «diastole» par «systole» en fonction de la série. Sélectionnez le format *CSV* (encadré en rouge), choisissez l'emplacement désiré puis cliquez sur *Save* comme cela est indiqué sous la figure 18.

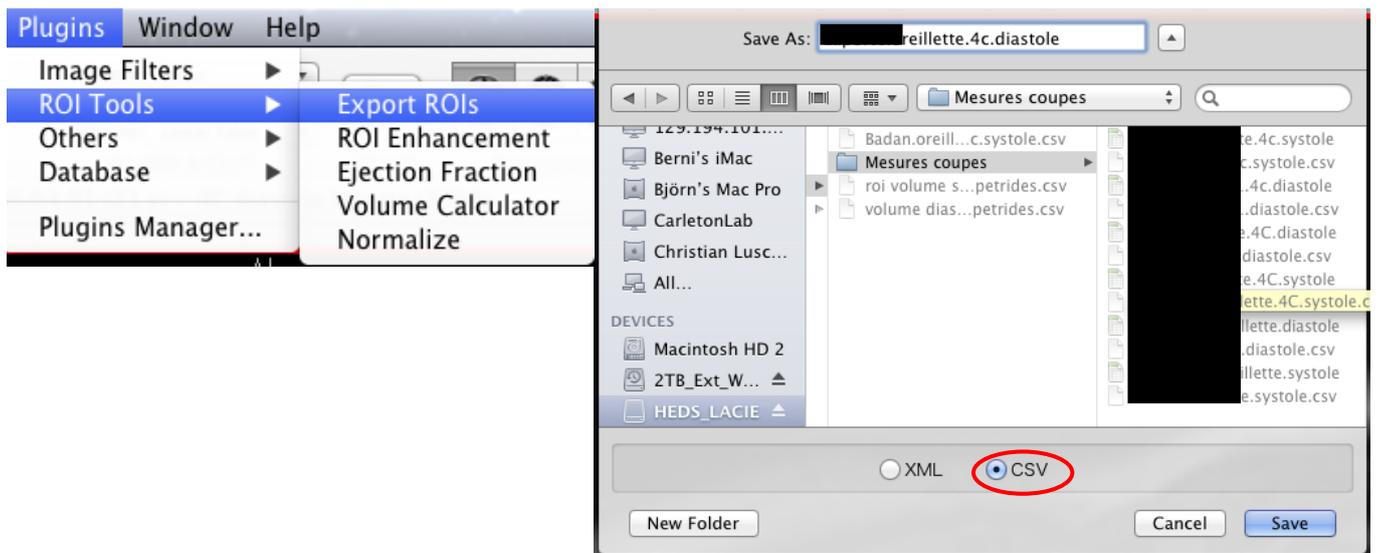


Figure 18. Génération d'un fichier au format CSV contenant différentes informations sur le contourage précédemment effectué

Ouvrez maintenant le fichier précédemment sauvegardé au format CSV avec Excel. Sélectionnez la colonne A, cliquez sur *Données* puis allez dans *Convertir* comme indiqué par la figure 19.

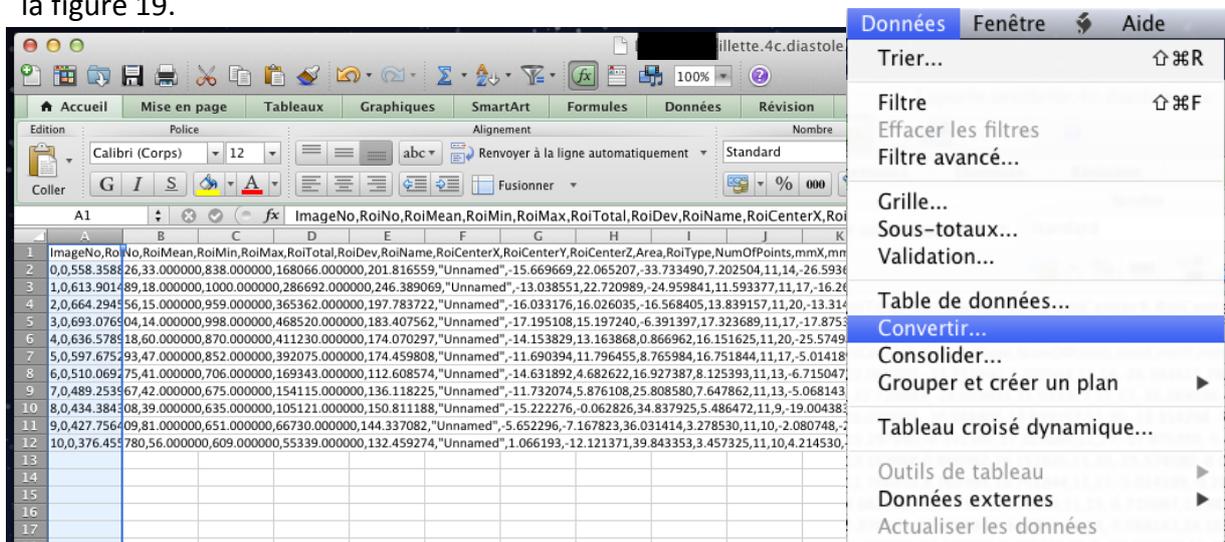


Figure 19. Sélection de la colonne A et ouverture de l'option *Convertir*

Dans la fenêtre qui vient de s'ouvrir et qui est représentée sous la figure 20, cliquez sur *Suivant*, cochez *Virgule* et cliquez sur *Fin* pour finir.

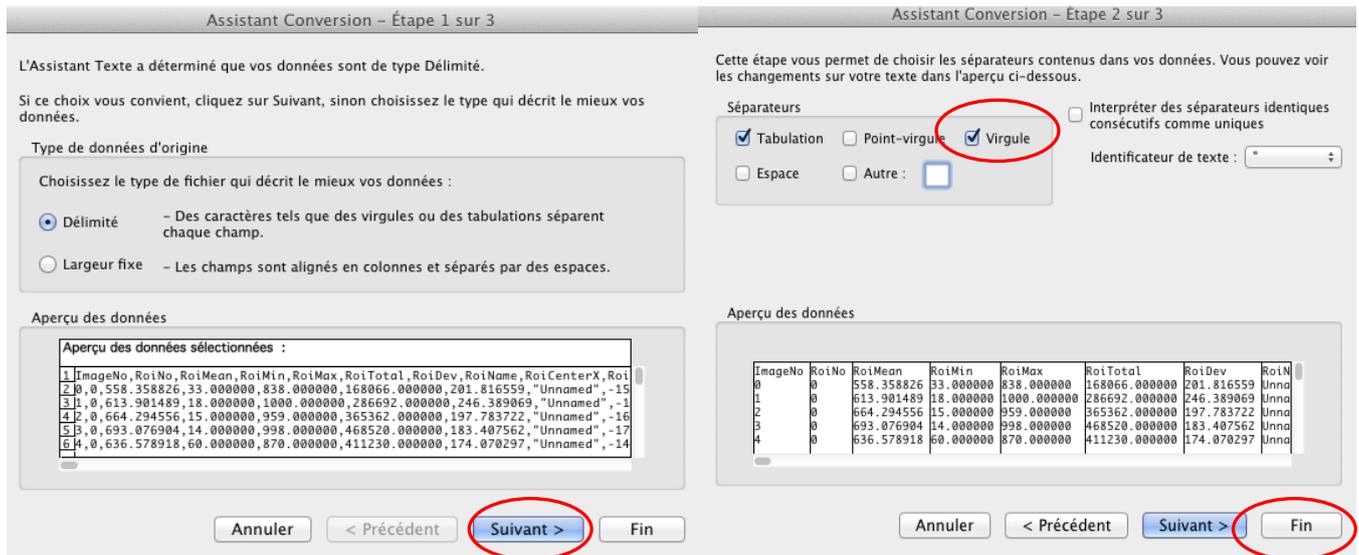


Figure 20. Manipulations successives afin de convertir le fichier CSV en classeur Excel

Sauvegardez le tableau en cliquant sur *Fichier, Enregistrer sous...* se trouvant dans la barre d'outils située dans le bureau en haut à gauche. Enregistrez le fichier à l'emplacement de votre choix en veillant à bien sélectionner le format *Classeur Excel (.xlsx)*. Cliquez sur *Enregistrer* pour terminer la manipulation comme cela est indiqué à la figure 21.

NB: il n'y a pas besoin de renommer le fichier à ce stade.

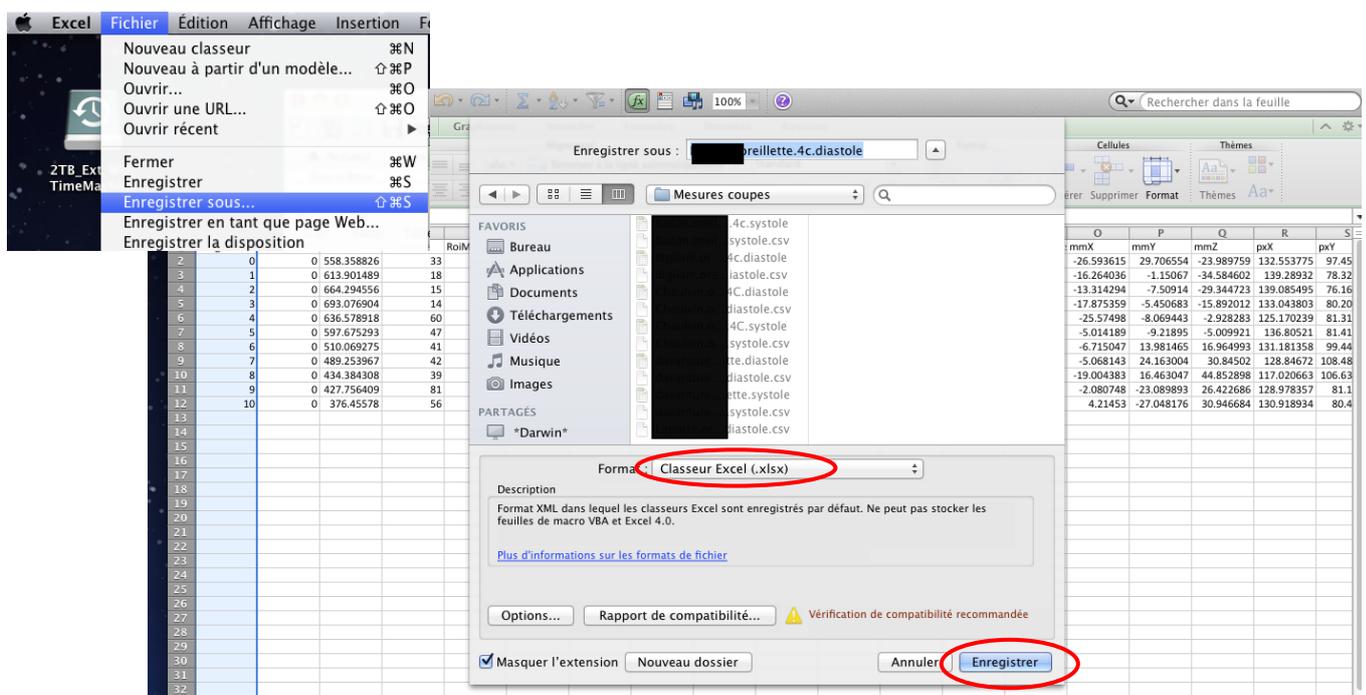


Figure 21. Enregistrement du fichier CSV reconverti en classeur Excel