

Visualisation d'échographies 3D : une nouvelle méthode basée sur le concept de « focus + context »

par

Samuelle ST-ONGE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTREAL, LE 21 AVRIL 2023

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Samuelle St-Onge, 2023



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Simon Drouin, directeur de mémoire
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola Hagemeister, présidente du jury
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

M. David Labbé, membre du jury
Département de génie logiciel et des TI à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 4 AVRIL 2023

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens d'abord à remercier toutes les personnes qui, de près ou de loin, m'ont aidée et accompagnée lors de la réalisation du présent mémoire de maîtrise.

Premièrement, je tiens à remercier infiniment mon directeur de mémoire, Simon Drouin, sans qui rien de tout ce travail n'aurait été possible. Merci d'avoir cru en moi dès notre première rencontre et de m'avoir donné la chance de faire partie de ton laboratoire. Les connaissances et les conseils que tu m'as transmis au cours des deux dernières années continueront à me guider tout au long de ma carrière. Merci de m'avoir partagé ta passion pour la recherche et d'avoir été le meilleur directeur de maîtrise que j'aurais pu avoir. J'espère que nous aurons la chance de collaborer dans le futur. Merci pour tout !

I would also like to sincerely thank Dr. Matthew Jolley and all his research team from the Children's Hospital of Philadelphia for their support throughout this project, and for welcoming me into their lab during my research stay in Philadelphia. A special thank you to Alana Cianciulli for sharing her knowledge and expertise with 3D echocardiogram visualization and for her valuable feedback during this project. I would also like to express my gratitude to Silvani Amin for her availability and for having been so generous with her time; the remote user study would not have been possible without you. I hope I will get the chance to collaborate with all of you again in the future!

De plus, je tiens à remercier Andrey Titov de m'avoir partagé son expertise en programmation et pour ses conseils techniques judicieux tout au long de ce projet. Je tiens aussi à remercier Mme Érika Olivaux, agente au CÉR de l'ÉTS, pour son aide indispensable à travers le processus d'approbation éthique de mon projet. Je remercie également Mme Sylvie Gervais, directrice du Bureau de Consultation en Statistique de l'ÉTS, pour sa grande disponibilité et ses précieux conseils en analyse de données. Un merci chaleureux à Mme Nicola Hagemeister, qui m'a prêté son bureau au crCHUM pour accueillir mes participants lors de mon étude usager. Je tiens aussi à remercier le Département de Cardiologie du CHU Sainte-Justine de

VI

m'avoir accueillie pour réaliser mon étude. Je remercie également tous les experts cliniques que j'ai eu la chance de rencontrer dans le cadre de ma maîtrise, que ce soit à Montréal ou à Philadelphie. Merci de m'avoir partagé votre temps et vos connaissances.

Enfin, je tiens à remercier du fond du cœur mes parents, Nathalie et Pierre, qui ont toujours accordé une grande importance à mon éducation et qui m'ont toujours encouragée à poursuivre mes rêves. Je remercie aussi mon frère Alexandre, sur qui je peux toujours compter, que ce soit pour me motiver ou me faire rire. Je remercie également ma deuxième famille, Danie, Gilles et Gabriel, pour tout leur soutien et leur encouragement. Finalement, à Dominic : merci de toujours croire en moi et de me pousser à donner le meilleur de moi-même. Et surtout, merci d'être à mes côtés.

VISUALISATION D'ÉCHOGRAPHIES 3D : UNE NOUVELLE MÉTHODE BASÉE SUR LE CONCEPT DE « FOCUS + CONTEXT »

Samuelle ST-ONGE

RÉSUMÉ

L'échographie fait partie de la norme de soin pour la visualisation de l'anatomie du cœur en milieu hospitalier. Bien que l'utilisation de l'échographie 2D soit toujours répandue en clinique, l'échographie 3D/4D est la méthode de choix pour évaluer le mouvement et le fonctionnement des valves cardiaques, facilitant la manipulation et l'interprétation de l'anatomie du patient. Les systèmes commerciaux d'échographies cardiaques, qui utilisent une technique appelée le rendu volumétrique direct, possèdent habituellement un certain nombre de paramètres permettant aux utilisateurs cliniques d'optimiser en temps réel la visualisation des composantes anatomiques d'intérêt, telles que les valves cardiaques. Malgré la pertinence des plateformes commerciales en milieu clinique, il n'existe pas de travaux à notre connaissance qui supportent les méthodes présentement employées. De plus, il existe toujours certaines limitations au niveau de l'ajustement des paramètres, qui font en sorte qu'il est difficile d'optimiser la visualisation des valves sans rencontrer un problème d'occlusion causé par une quantité d'information contextuelle superflue. Le défi consiste à conserver le plus d'information contextuelle possible, permettant ainsi aux utilisateurs cliniques de bien se situer dans l'anatomie du patient, tout en ayant la meilleure visualisation possible de la valve, qui est généralement la composante anatomique d'intérêt principal.

Dans l'objectif de proposer une solution à ce problème d'occlusion, une nouvelle méthode de visualisation d'échographies 3D/4D a été développée en se basant sur le « *focus + context* » (F+C), une technique de visualisation visant à présenter une région d'intérêt détaillée accompagnée d'une vue d'ensemble plus grossière du contexte qui l'entoure. Cette nouvelle méthode de visualisation d'échographies cardiaques a pour objectif de permettre à l'utilisateur clinique de modifier les valeurs des paramètres de façon différente à l'intérieur d'une certaine région sphérique d'intérêt, ce qui permet d'ajuster les paramètres de la valve et ceux du contexte de façon indépendante. La nouvelle méthode de visualisation a été validée dans le cadre d'une étude usager menée auprès d'experts cliniques au Children's Hospital of Philadelphia (CHOP) ainsi qu'au Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) et au CHU Sainte-Justine. Dans le cadre de cette étude, les participants ont optimisé des paramètres de visualisation pour une série d'échographies avec la méthode conventionnellement employée par les plateformes commerciales, puis avec la nouvelle méthode proposée avec F+C. Suite à l'étude usager, la pertinence d'une méthode basée sur le F+C dans le cadre de la visualisation d'échographies cardiaques a été démontrée. Plus spécifiquement, les résultats de l'étude usager ont démontré une différence dans l'ajustement des paramètres par les experts cliniques dans la région de l'anatomie contextuelle lorsque la méthode basée sur le F+C était utilisée.

Mots-clés : Échographie cardiaque 3D/4D, visualisation d'images médicales, rendu volumétrique, « *focus + context* », étude usager

3D ECHOCARDIOGRAM VISUALIZATION : A NEW METHOD BASED ON THE CONCEPT OF “FOCUS + CONTEXT”

Samuelle ST-ONGE

ABSTRACT

Echocardiography is part of the standard of care for the visualization of the heart anatomy in the hospital setting. Although the use of 2D echocardiography is still widespread clinically, 3D/4D echocardiography is the method of choice to assess the movement and function of the heart valves, facilitating the manipulation and interpretation of the patient's heart anatomy. Commercial cardiovascular ultrasound systems, which use a technique called direct volume rendering, have a certain number of parameters that allow clinical users to optimize the real-time visualization of the anatomical components of interest, such as the heart valves. Despite the relevance of commercial platforms in the clinical setting, to our knowledge, there is currently no work that supports the methods that are currently used. In addition, there are still some limitations in terms of parameter adjustment, which make it difficult to optimize valve visualization without encountering an occlusion problem caused by superfluous contextual information. The challenge is to retain as much contextual information as possible, allowing clinical users to properly situate themselves within the patient's anatomy, while having the best possible visualization of the valve, which is usually the anatomical component of primary interest.

With the aim of proposing a solution to this occlusion problem, a new method for viewing 3D/4D echocardiograms has been developed based on “focus + context” (F+C), a visualization technique which aims to present a detailed region of interest along with an overview of the surrounding context in lesser detail. This new method for viewing echocardiograms is intended to allow the clinical user to modify parameter values differently within a certain spherical region of interest, allowing to independently adjust the parameters for the valve and those of the context. The new visualization method was validated in a user study conducted with clinical experts in Philadelphia at the Children's Hospital of Philadelphia (CHOP) as well as in Montreal at the Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) and CHU Sainte-Justine. As part of this study, clinical experts optimized visualization parameters for a series of echocardiograms with the method traditionally used by commercial platforms, then with the proposed method with F+C. Following the user study, the relevance of a F+C-based method in the context of echocardiogram visualization has been demonstrated. More specifically, the user study results showed a difference in parameter adjustment by clinical experts in the contextual anatomy region when using the F+C-based method.

Keywords: 3D/4D echocardiography, medical image visualization, volume rendering, “focus + context”, user study

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 CONTEXTE ET REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 Le cœur	5
1.1.1 Anatomie et physiologie du cœur	5
1.1.2 Maladies cardiaques congénitales et pathologie d'intérêt	7
1.1.2.1 Malformations septales	8
1.1.2.2 Canal atrioventriculaire.....	10
1.2 Les ultrasons	11
1.3 L'échographie cardiaque.....	14
1.3.1 L'échographie 2D	14
1.3.1.1 L'échographie transthoracique 2D.....	14
1.3.1.2 L'échographie transoesophagienne 2D.....	16
1.3.1.3 Limitations de l'échographie 2D	17
1.3.2 L'échographie 3D/4D	18
1.3.2.1 L'échographie transthoracique 3D/4D.....	20
1.3.2.2 L'échographie transoesophagienne 3D/4D.....	21
1.3.2.3 Utilité et importance de l'échographie 3D/4D.....	21
1.3.2.4 Limitations de l'échographie 3D/4D	22
1.4 Le rendu volumétrique.....	25
1.4.1 Le rendu volumétrique d'échographies cardiaques	27
1.4.1.1 Le « <i>ray-casting</i> » et l'échantillonnage	27
1.4.1.2 La classification	28
1.4.1.2.1 L'opacité en fonction de l'intensité des voxels.....	29
1.4.1.2.2 La couleur en fonction de la distance des voxels.....	30
1.4.1.3 Le « <i>compositing</i> ».....	34
1.5 Le « <i>smoothing</i> ».....	35
1.6 La visualisation « <i>focus + context</i> »	35
1.7 Évaluation des images médicales.....	38
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET HYPOTHÈSE	41
2.1 Problématique	41
2.2 Objectifs.....	42
2.3 Hypothèses.....	42
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE.....	43
3.1 Introduction à la méthodologie	43
3.2 Implémentation de la méthode conventionnelle	43
3.2.1 Le module Echo Volume Render.....	43
3.2.1.1 L'interface du Echo Volume Render	44
3.2.1.2 Le paramètre <i>smoothing factor</i>	45

	3.2.1.3	Les paramètres <i>gain</i> et <i>compression</i>	46
	3.2.1.4	Le paramètre <i>cropping</i>	48
	3.2.1.5	Le paramètre <i>depth range</i>	49
3.3		Étude pilote auprès de cliniciens experts du Children’s Hospital of Philadelphia	49
3.4		Conception et implémentation de la nouvelle méthode de visualisation avec F+C	52
3.5		Étude usager	55
	3.5.1	Participants	56
	3.5.2	Choix des paramètres pour l’étude usager	57
	3.5.2.1	Sélection des paramètres variables lors de l’étude usager	57
	3.5.2.2	Sélection des paramètres fixes lors de l’étude usager	59
	3.5.3	Jeu de données d’échographies	60
	3.5.4	Déroulement de l’étude usager	61
	3.5.4.1	Partie 1 : Optimisation d’échographies avec la méthode conventionnelle	62
	3.5.4.2	Partie 2 : Optimisation d’échographies avec la méthode F+C	64
CHAPITRE 4 RÉSULTATS ET ANALYSES			67
4.1		Introduction aux résultats de l’étude usager	67
4.2		Résultats sur les participants	67
4.3		Résultats et analyses des tâches d’optimisation d’échographies	68
	4.3.1	Le paramètre <i>gain</i>	68
	4.3.1.1	Effet du type de gain sur la valeur de gain	70
	4.3.1.2	Effet de l’échographie sur la valeur de gain	70
	4.3.1.3	Effet de l’expert clinique sur la valeur de <i>gain</i>	71
	4.3.2	Le paramètre <i>compression</i>	71
	4.3.2.1	Effet du type de compression sur la valeur de compression	72
	4.3.2.2	Effet de l’échographie sur la valeur de compression	73
	4.3.2.3	Effet de l’expert clinique sur la valeur de compression	73
	4.3.3	Le paramètre <i>cropping</i>	74
	4.3.3.1	Effet de la méthode sur le volume de <i>cropping</i>	75
	4.3.3.2	Effet de l’échographie sur le volume de <i>cropping</i>	75
	4.3.3.3	Effet de l’expert clinique sur le volume de <i>cropping</i>	75
	4.3.4	Le degré de satisfaction	76
	4.3.4.1	Effet de la méthode sur le degré de satisfaction	77
	4.3.4.2	Effet de l’échographie sur le degré de satisfaction	77
	4.3.4.3	Effet de l’expert clinique sur le degré de satisfaction	77
4.4		Rétroaction subjective des experts cliniques	77
	4.4.1	Rétroaction sur la visualisation de la valve, de l’anatomie contextuelle et de l’échographie globale	78
	4.4.2	Rétroaction sur l’ajustement du paramètre <i>cropping</i>	79
CHAPITRE 5 DISCUSSION			81
5.1		Discussion sur les paramètres <i>gain</i> et <i>compression</i>	81
	5.1.1	Discussion sur le paramètre <i>gain</i>	81
	5.1.2	Discussion sur le paramètre <i>compression</i>	82

5.2	Discussion sur le paramètre <i>cropping</i>	83
5.3	Discussion sur le degré de satisfaction	84
5.4	Discussion sur la rétroaction des experts cliniques.....	85
	CONCLUSIONS.....	89
	RECOMMANDATIONS	89
ANNEXE I	PRÉ-QUESTIONNAIRE DE L'ÉTUDE USAGER	91
ANNEXE II	POST-QUESTIONNAIRE DE L'ÉTUDE USAGER	93
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	95
Tableau 4.1	Réponses du post-questionnaire face aux visualisations d'échographies obtenues avec les deux méthodes	78

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 0.1	Interface de la plateforme QLAB de la compagnie Philips avec paramètres de visualisation d'échographies 3D.....2
Figure 1.1	Anatomie du cœur (A) et des valves (B)6
Figure 1.2	Communication interauriculaire8
Figure 1.3	Communication interventriculaire9
Figure 1.4	Canal atrioventriculaire.....10
Figure 1.5	Différence de potentiel (énergie électrique) causée par une expansion ou une compression (énergie mécanique) (A); Compression ou expansion (énergie mécanique) causée par une différence de potentiel (énergie électrique) (B).....13
Figure 1.6	Sondes d'ultrason linéaire et phasée (A); Fenêtres acoustiques pour l'échographie transthoracique (B)15
Figure 1.7	Vue des quatre cavités cardiaques (« <i>4-chamber view</i> »).....16
Figure 1.8	Positions de la sonde pour l'échographie transoesophagienne.....17
Figure 1.9	Affichage d'une échographie cardiaque 3D acquise avec le système Epiq 7 de la compagnie Philips (A); Sondes phasées 2D et 3D (B).....19
Figure 1.10	Vue de la valve mitrale à partir des oreillettes (A) et à partir des ventricules (B) dans la plateforme QLAB de la compagnie Philips.....20
Figure 1.11	Illustration du problème d'occlusion de la valve (présentée en rouge) par une trop grande quantité d'information contextuelle (A); Illustration de l'ajustement des paramètres pour enlever l'information contextuelle, ce qui fait disparaître l'information importante de la valve (B).....23
Figure 1.12	Comparaison du rendu volumétrique et du rendu de surface à partir d'une échographie 3D présentée sous forme de tranches tomographiques.....25
Figure 1.13	Représentation schématique du « <i>ray-casting</i> »28
Figure 1.14	Exemple d'une fonction de transfert d'opacité (OTF).....29

Figure 1.15	Acquisition d'une image du cœur par tomodesitométrie en 4D (A); Rendu volumétrique de l'image par tomodesitométrie obtenue en attribuant une couleur à chaque valeur d'intensité (B).....	30
Figure 1.16	Image d'échographie cardiaque 4D acquise par la sonde d'échographie (A); Rendu volumétrique en attribuant une couleur à chaque intensité de voxels (B); Rendu volumétrique avec la convention de couleur utilisée en milieu clinique (C).....	31
Figure 1.17	Exemple d'une carte géographique avec « <i>overview + detail</i> » (A); Exemple d'un graphique avec visualisation « <i>fish-eye</i> » (B).....	36
Figure 1.18	Exemple de la visualisation F+C dans la conception d'écrans d'ordinateur.....	36
Figure 3.1	Interface du module Echo Volume Render.....	45
Figure 3.2	Variation du paramètre <i>smoothing factor</i> (avec <i>gain</i> = 0,49, <i>compression</i> = 0,05 et <i>depth range</i> = [-68,82; 44,12])	46
Figure 3.3	Fonction de transfert d'opacité avec les paramètres <i>gain</i> et <i>compression</i>	46
Figure 3.4	Variation du paramètre <i>gain</i> (avec <i>smoothing factor</i> = 1,0, <i>compression</i> = 0,05 et <i>depth range</i> = [-68,82; 44,12])	47
Figure 3.5	Variation du paramètre <i>compression</i> (avec <i>smoothing factor</i> = 1,0, <i>gain</i> = 0,49 et <i>depth range</i> = [-68,82; 44,12])	47
Figure 3.6	Le paramètre <i>cropping</i> dans le module Echo Volume Render	48
Figure 3.7	Visualisation d'une échographie pour différentes valeurs du paramètre <i>depth range</i> (avec <i>smoothing factor</i> = 1,0, <i>gain</i> = 0,49 et <i>compression</i> = 0,05)	49
Figure 3.8	Résultats des valeurs obtenues pour les paramètres <i>smoothing factor</i> , <i>gain</i> , <i>compression</i> et <i>depth range</i>	51
Figure 3.9	Schéma de la répartition de la région d'intérêt, la région de contexte et la zone de transition pour le rendu volumétrique avec F+C	53
Figure 3.10	Interface usager de la version proposée du Echo Volume Render basée sur le F+C.....	54
Figure 3.11	Angles de rotation de la boîte de <i>cropping</i> fixés de façon parallèle à l'annulus, présenté par les lignes jaunes pointillées	59

Figure 3.12	Plateforme pour la partie 1 de l'étude usager (optimisation d'échographies avec la méthode conventionnelle) dans 3D Slicer.....	63
Figure 3.13	Échelle du degré de satisfaction pour la visualisation d'échographie obtenue.....	64
Figure 3.14	Plateforme pour la partie 2 de l'étude usager (optimisation d'échographies avec la méthode F+C) dans 3D Slicer.....	65
Figure 4.1	Distribution du <i>gain global</i> , du <i>gain focus</i> et du <i>gain contexte</i> en fonction de l'échographie.....	69
Figure 4.2	Distribution de la <i>compression globale</i> , <i>compression focus</i> et <i>compression contexte</i> en fonction de l'échographie.....	72
Figure 4.3	Distribution du <i>cropping</i> pour la méthode conventionnelle et la méthode F+C en fonction de chaque échographie.....	74
Figure 4.4	Distribution du degré de satisfaction en fonction de chaque échographie.....	76

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CÉR	Comité d'éthique de la recherche
CHU	Centre Hospitalier Universitaire
CHUM	Centre Hospitalier de l'Université de Montréal
CHOP	<i>Children's Hospital of Philadelphia</i>
CTF	<i>Color Transfer Function</i>
F+C	<i>Focus + Context</i>
HSV	<i>Hue, saturation, value</i>
IRB	<i>Institutional Review Board</i>
IRM	Imagerie par résonance magnétique
OTF	<i>Opacity Transfer Function</i>
ROI	<i>Region of Interest</i>
RGB	<i>Red, green, blue</i>

INTRODUCTION

Les maladies cardiovasculaires sont parmi les problèmes de santé les plus répandus et constituent les principales causes de décès dans le monde (World Health Organization, 2022). Les maladies cardiaques congénitales, c'est-à-dire des malformations du cœur présentes à la naissance, touchent près d'un enfant sur 100 et représentent le quart des décès causés par les anomalies congénitales (S. Deng *et al.*, 2021).

L'échographie est la méthode privilégiée pour la visualisation de l'anatomie du cœur et est fondamentale au diagnostic, au traitement ainsi qu'à la planification d'interventions liées aux maladies cardiaques congénitales. L'échographie est également très importante en ce qui concerne le suivi de patients suite à une intervention chirurgicale et pour évaluer le résultat de la procédure à court et long terme. Depuis longtemps, l'utilisation de l'échographie cardiaque 2D est très répandue en milieu clinique en ce qui concerne la visualisation des composantes anatomiques du cœur, permettant de capturer leur mouvement en temps réel. L'échographie 3D est ensuite apparue, permettant aux cliniciens de visualiser et de manipuler l'anatomie cardiaque de façon plus intuitive. L'échographie 4D (3D + temps) permet de visualiser et manipuler un volume du cœur en temps réel, ce qui est particulièrement utile pour l'évaluation des pathologies qui touchent les valves cardiaques (Muraru *et al.*, 2019).

Les logiciels commerciaux de quantification d'échographie cardiaque possèdent un ensemble de paramètres qui permettent à l'utilisateur clinique d'ajuster la visualisation de l'échographie afin d'obtenir l'image désirée de l'anatomie du patient, en utilisant une méthode de rendu volumétrique adaptée aux images d'échographies. La Figure 0.1 présente la plateforme QLAB de la compagnie Philips, l'une des plateformes commerciales les plus répandues en milieu hospitalier pour l'échographie cardiaque.

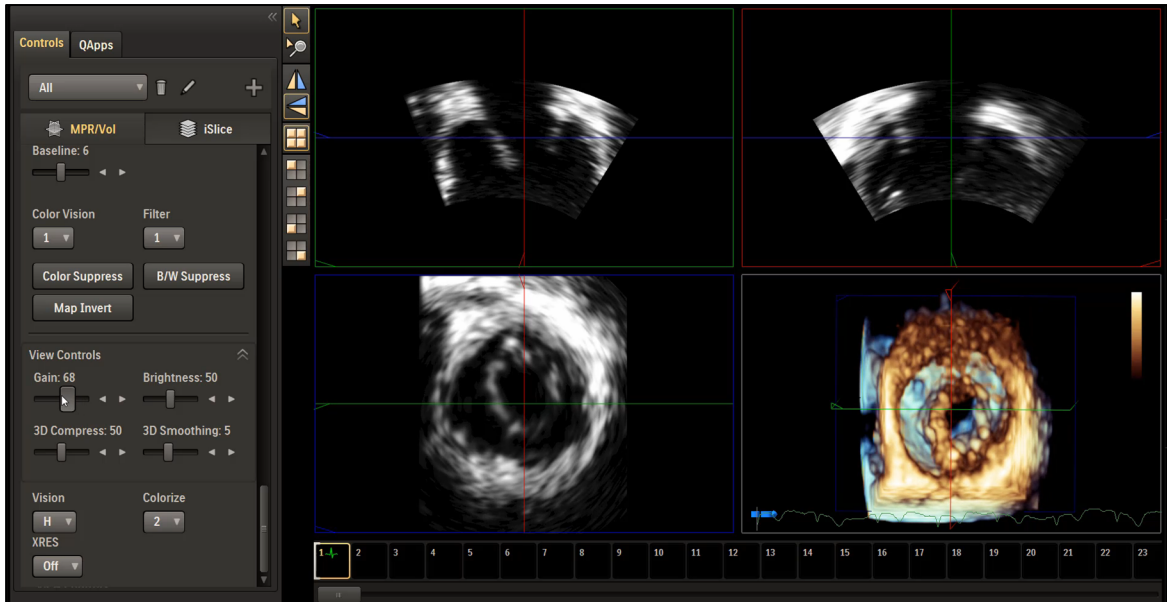


Figure 0.1 Interface de la plateforme QLAB de la compagnie Philips avec paramètres de visualisation d'échographies 3D

À notre connaissance, malgré la pertinence des plateformes commerciales en clinique, il n'existe pas d'études à ce jour qui démontrent l'efficacité des méthodes présentement employées pour la visualisation d'échographies cardiaques 3D/4D. Par ailleurs, étant donné que l'ajustement des paramètres est effectué sur l'échographie au complet, il est parfois difficile de faire ressortir les composantes anatomiques d'intérêt, telles que les valves cardiaques, sans rencontrer un problème d'occlusion causé par les structures avoisinantes. Cependant, l'anatomie contextuelle fournit des informations essentielles pour les cliniciens, leur permettant de bien se situer dans l'anatomie du patient. Par conséquent, il est nécessaire de conserver autant d'information contextuelle que possible, tout en enlevant ce qui obstrue la région anatomique d'intérêt.

Pour le projet décrit dans ce mémoire, nous proposons une méthode qui permet d'améliorer la visualisation des structures anatomiques d'intérêt tout en évitant les problèmes d'occlusion et en préservant le maximum d'information contextuelle. La méthode est basée sur le concept de « *focus + context* » (F+C). Ce concept, qui est employé couramment dans plusieurs méthodes de visualisation, vise à présenter de façon détaillée une certaine région d'intérêt tout en

conservant une vue d'ensemble moins détaillée du contexte qui l'entoure. Dans le cadre du présent projet de recherche, la méthode qui a été développée en se basant sur le concept de F+C vise à améliorer la visualisation des échographies cardiaques 3D/4D en offrant aux utilisateurs cliniques plus de flexibilité quant à l'ajustement des paramètres. Plus spécifiquement, cette nouvelle méthode a pour objectif de permettre aux utilisateurs d'ajuster les paramètres de façon indépendante à l'intérieur de deux régions distinctes: une région d'intérêt ainsi qu'une région de contexte. La technique F+C possède déjà certaines applications en imagerie médicale, dont en réalité augmentée; toutefois, à notre connaissance, nous sommes les premiers à l'avoir implémentée dans le contexte d'échographies cardiaques.

La recherche proposée dans ce mémoire est importante pour les domaines de la santé et de l'ingénierie, puisqu'elle constitue un avancement en ce qui concerne la manipulation et l'interprétation des échographies cardiaques. Présentement, certaines procédures sont limitées par les techniques actuelles d'imagerie du cœur en salle d'opération. De plus en plus, les chirurgiens cardiaques optent pour des interventions par transcathéter, c'est-à-dire qui sont réalisées à l'aide d'un cathéter guidé à travers le corps du patient par imagerie. Par exemple, l'implantation transcathéter de valvule aortique (ITVA) est une intervention qui a pour objectif de remplacer une valve aortique défectueuse grâce à l'implantation d'une valve artificielle par l'entremise d'un cathéter (Litmanovich *et al.*, 2014). L'échographie cardiaque est primordiale pour ce genre d'intervention, permettant non seulement de guider le cathéter jusqu'à l'endroit ciblé, mais aussi d'assurer le bon positionnement de la valve artificielle lors de son implantation. De plus en plus, les chirurgiens cardiaques optent pour ces procédures minimalement invasives, qui possèdent plusieurs avantages tels qu'une réduction de la durée d'hospitalisation et du risque de complications (Nam *et al.*, 2020). Avec une augmentation de la prévalence des interventions par transcathéter, le besoin de nouvelles techniques qui permettent d'améliorer la visualisation de l'anatomie du cœur est de plus en plus important. En augmentant la précision de l'imagerie du cœur, on augmente également la précision du guidage en salle d'opération, ce qui mène à des procédures plus sécuritaires et ultimement, à de meilleurs soins pour les patients.

Le chapitre 1 sera composé d'une revue de la littérature et d'une mise en contexte de l'anatomie du cœur, des maladies cardiaques congénitales, de l'imagerie par ultrason, de l'échographie ainsi que du rendu volumétrique direct, la technique de rendu d'images à la base du travail présenté dans ce mémoire. Le chapitre se clôturera par une description du concept de F+C et de ses applications, ainsi qu'une revue des méthodes existantes en ce qui concerne l'évaluation de la qualité d'images médicales. Au chapitre 2, la problématique, les objectifs du projet ainsi que les hypothèses seront présentés. Au chapitre 3, nous aborderons d'abord les détails techniques concernant le développement et l'implémentation de la nouvelle méthode de visualisation d'échographies basée sur le F+C. Par la suite, nous présenterons le protocole de recherche mis en place pour une étude usager réalisée auprès d'experts cliniques afin de valider la méthode de visualisation proposée. Finalement, les résultats et analyses suite à l'étude usager seront présentés au chapitre 4, pour ensuite terminer avec les discussions au chapitre 5 suivies des conclusions et recommandations.

CHAPITRE 1

CONTEXTE ET REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Le cœur

1.1.1 Anatomie et physiologie du cœur

Le système cardiovasculaire, qui est composé du cœur et des vaisseaux sanguins, a comme objectif principal d'assurer la circulation du sang à travers le corps humain. Le sang permet de nourrir les tissus du corps grâce à de l'oxygène et des nutriments. Une fois le sang dépourvu d'oxygène, ce dernier retourne au cœur afin d'être propulsé vers les poumons pour s'oxygéner. Le sang oxygéné retourne ensuite au cœur, qui va le propulser à nouveau à travers tout le corps (Marieb et Hoehn, 2010).

Le cœur est situé au centre du corps; toutefois, étant donné sa forme non symétrique, les deux tiers du cœur se trouvent du côté gauche du corps. Il est environ de la taille d'un poing fermé et est situé dans le médiastin, c'est-à-dire la cavité centrale du thorax (Marieb et Hoehn, 2010). Le cœur possède quatre cavités principales; c'est-à-dire deux oreillettes et deux ventricules (*Voir* Figure 1.1 « A »). Les oreillettes sont séparées des ventricules par les valves atrioventriculaires, aussi appelées auriculo-ventriculaires (*Voir* Figure 1.1 « B »). La valve atrioventriculaire droite, ou tricuspide, possède trois feuillets qui s'ouvrent pour laisser passer le sang de l'oreillette droite vers le ventricule droit, puis se referment pour empêcher le retour du sang dans l'oreillette. La valve atrioventriculaire gauche, aussi appelée valve mitrale ou bicuspidé, possède seulement deux feuillets. Les feuillets des valves sont attachés à des cordages tendineux, qui sont attachés aux muscles papillaires. Ces muscles permettent de maintenir les valves fermées pour empêcher la régurgitation, c'est-à-dire le reflux du sang dans le sens contraire à la circulation.

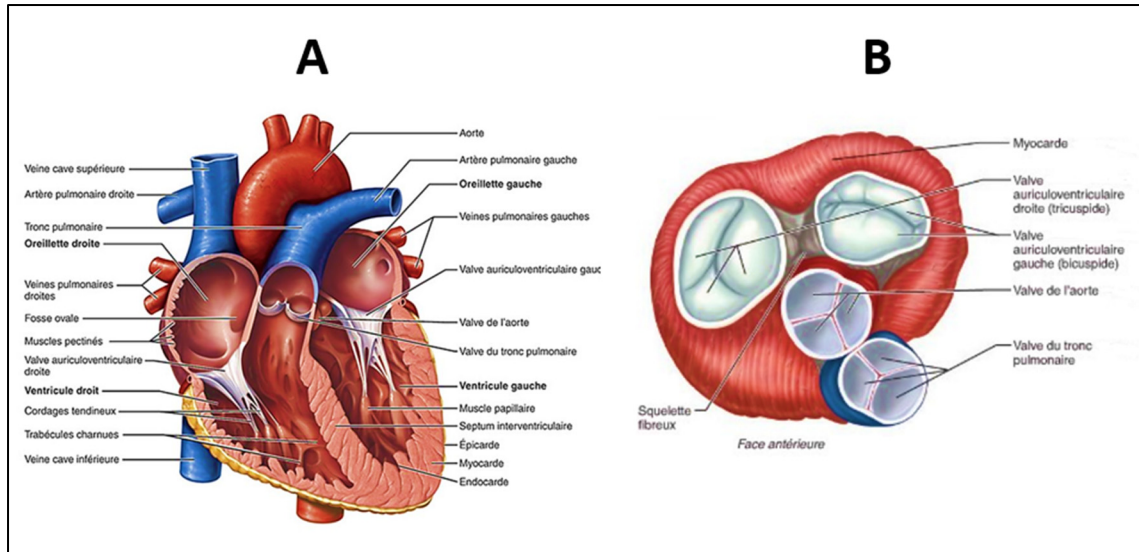


Figure 1.1 Anatomie du cœur (A) et des valves (B)
Tirée de Marieb et Hoehn (2010)

Une fois les organes du corps nourris d'oxygène et de nutriments, le sang désoxygéné entre à nouveau dans le cœur à partir des deux veines caves : la veine cave supérieure ainsi que la veine cave inférieure. Le sang qui provient des membres supérieurs au cœur entre par la veine cave supérieure, tandis que le sang qui provient des membres inférieurs au cœur entre par la veine cave inférieure. Ce sang se retrouve ensuite dans l'oreillette droite, puis traverse la valve tricuspide pour se rendre à l'intérieur du ventricule droit. Par la suite, les contractions du cœur vont propulser le sang vers les artères pulmonaires afin de se rendre aux poumons pour se réoxygéner. Le sang qui traverse l'artère pulmonaire gauche se rend au poumon gauche et le sang qui traverse l'artère pulmonaire droite se rend au poumon droit. Une fois le sang oxygéné par les poumons, celui-ci retourne au cœur en traversant les veines pulmonaires droites et les veines pulmonaires gauches pour ensuite traverser la valve mitrale et ainsi se rendre à l'intérieur du ventricule gauche. Le sang est ensuite propulsé vers la valve de l'aorte, pour se rendre dans l'aorte avant d'être expulsé vers l'extérieur du cœur. L'aorte est la plus grosse artère du corps, puisqu'elle doit propulser le sang partout dans le corps pour oxygéner tous les organes. Le côté gauche du cœur est beaucoup plus musclé que le côté droit, puisqu'il doit propulser le sang partout dans le corps, ce qui nécessite une plus grande force de contraction (Marieb et Hoehn, 2010).

1.1.2 Maladies cardiaques congénitales et pathologie d'intérêt

Les maladies cardiaques congénitales se caractérisent par une anomalie du cœur qui est présente depuis la naissance. Bien que certaines personnes atteintes d'une maladie cardiaque congénitale ne présentent aucun symptôme, il existe un grand nombre de patients nés avec des malformations sévères qui nécessitent une ou plusieurs interventions chirurgicales, souvent dans les premières années de vie.

Les maladies cardiaques congénitales sont souvent accompagnées d'un fonctionnement défectueux d'une ou plusieurs valves du cœur. Ces déficiences peuvent être sous forme de sténose, de prolapsus ou bien de régurgitation (The Children's Hospital of Philadelphia, 2014a). La sténose se catégorise par une valve qui est trop étroite, soit en raison des feuillets des valves trop épais, fusionnés ensemble ou bien qui possèdent une malformation quelconque. La sténose peut également survenir suite à une intervention chirurgicale, telle qu'une réparation valvulaire (The Children's Hospital of Philadelphia, 2014a). La régurgitation, aussi connue sous le nom d'insuffisance valvulaire, est causée par une valve qui ne se referme pas complètement, ce qui cause un reflux du sang dans le sens opposé (Institut de Cardiologie de Montréal, 2022). Le prolapsus a lieu lorsque les feuillets de la valve sont trop soulevés dans la direction de l'oreillette, ce qui peut provoquer une régurgitation. Un prolapsus sévère peut même causer un détachement des cordons tendineux qui relient les feuillets aux muscles papillaires et ainsi causer un dysfonctionnement de la valve (The Children's Hospital of Philadelphia, 2014a). En clinique, l'échographie cardiaque est la méthode privilégiée pour visualiser et identifier ces déficiences, permettant aux cliniciens de visualiser les valves du cœur en mouvement. L'échographie possède également un rôle important dans la planification d'interventions chirurgicales qui visent à réparer les valves défectueuses et permettent aux cliniciens de faire un suivi post-opératoire pour évaluer le succès de l'intervention.

1.1.2.1.1 Malformations septales

Parmi les maladies cardiaques congénitales les plus communes, on retrouve les malformations au niveau du septum, c'est-à-dire la paroi musculaire qui divise le côté gauche et le côté droit du cœur.

Lors du développement du cœur avant la naissance, il est normal de retrouver un ou plusieurs trous dans le septum au niveau des oreillettes. Ces trous vont habituellement se fermer naturellement pendant la grossesse ou peu de temps après la naissance (Menillo, Lee et Pearson-Shaver, 2022). Cependant, lorsque ces trous ne se referment pas avec le temps, cela peut engendrer plusieurs problèmes de santé; il s'agit alors de communication interauriculaire (Voir Figure 1.2). La communication interauriculaire se retrouve parmi les maladies cardiaques congénitales les plus prévalentes (Le Gloan *et al.*, 2018), touchant environ 1.6 nouveau-né sur 1000 (Kuijpers, Mulder et Bouma, 2015). Il s'agit également de la maladie cardiaque congénitale la plus répandue chez les adultes; Marelli *et al.*, (2014) estiment qu'au Québec, 85 adultes sur 100 000 étaient atteints d'une communication interauriculaire en 2010. Les patients atteints de communication interauriculaire sont à risque de complications telles que l'insuffisance cardiaque, l'arythmie et la thromboembolie (Brida *et al.*, 2022).

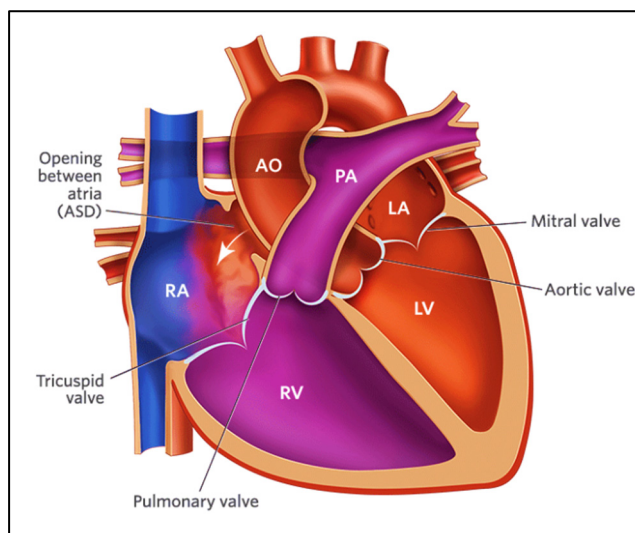


Figure 1.2 Communication interauriculaire
Tirée de The Children's Hospital of Philadelphia (2014b)

La communication interventriculaire a lieu lorsque le trou dans le septum se retrouve plutôt au niveau des ventricules (*Voir Figure 1.3*). Il s'agit de la malformation cardiaque congénitale la plus répandue, se retrouvant chez environ 40% des enfants atteints d'une maladie cardiaque congénitale (Cox *et al.*, 2020). Les cas isolés de communication interventriculaire, c'est-à-dire qui ne sont pas jumelés à une autre anomalie cardiaque, représentent environ 20% des maladies cardiaques congénitales (Roy *et al.*, 2021).

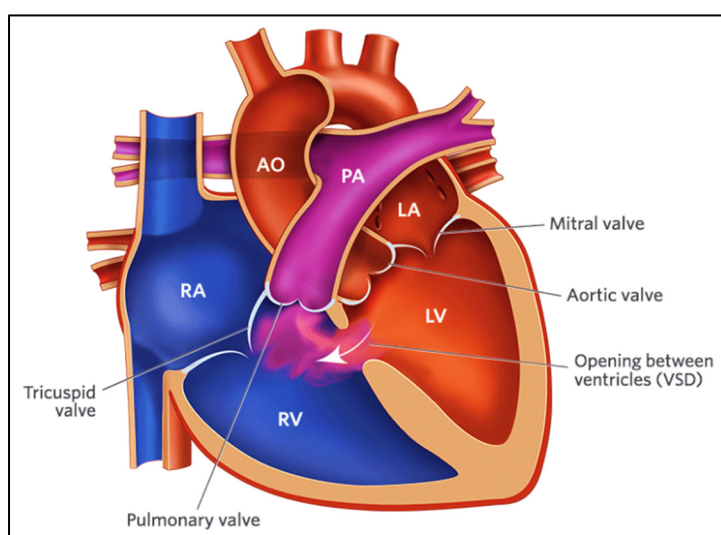


Figure 1.3 Communication interventriculaire
Tirée de The Children's Hospital of Philadelphia (2014c)

Chez plusieurs patients, la communication interauriculaire ou interventriculaire est de petite taille et se referme par elle-même dans la première année de vie de l'enfant, sans aucune intervention nécessaire. Toutefois, lorsque la communication est plus sévère, une chirurgie de réparation est requise afin d'éviter des complications telles que l'arythmie, l'insuffisance cardiaque et l'hypertension artérielle pulmonaire ainsi que d'améliorer la qualité de vie et l'espérance de survie du patient (Dakkak et Oliver, 2022). Généralement, il existe deux types d'interventions possibles pour réparer une communication : une chirurgie à cœur ouvert, ou bien une intervention par transcathéter, où un dispositif est implanté par l'entremise d'un cathéter guidé par imagerie.

1.1.2.1.2 Canal atrioventriculaire

Le canal atrioventriculaire est une maladie cardiaque congénitale dans laquelle on retrouve à la fois une communication interauriculaire et une communication interventriculaire (Voir Figure 1.4). En conséquence, chacune des quatre cavités du cœur est affectée par cette pathologie. Les patients atteints d'un canal atrioventriculaire ne possèdent souvent qu'une seule valve atrioventriculaire et, dans plusieurs cas, il arrive que celle-ci ne se referme pas correctement. Cela fait en sorte que le sang des deux côtés du cœur se mélange, ce qui peut causer de nombreux problèmes de santé étant donné qu'une trop grande quantité de sang circule dans les poumons.

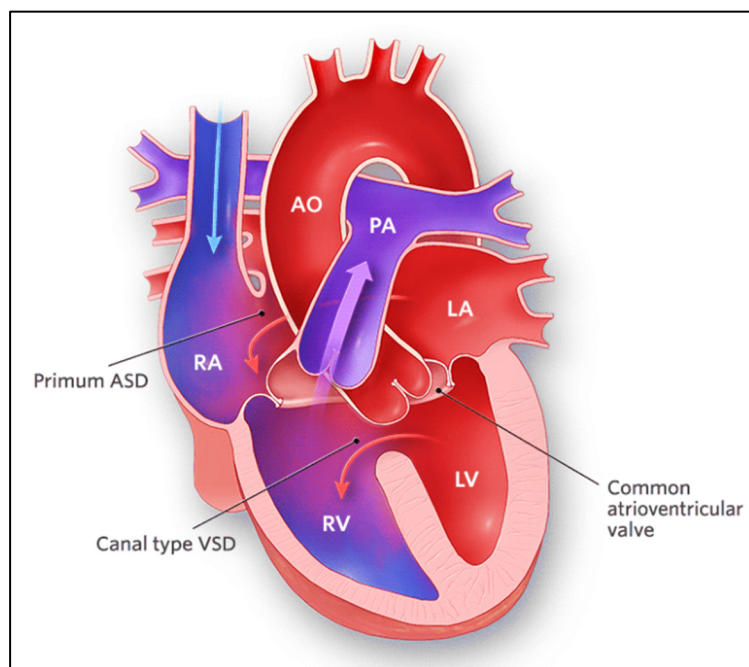


Figure 1.4 Canal atrioventriculaire
Tirée de The Children's Hospital of Philadelphia (2014d)

Les symptômes du canal atrioventriculaire, qui apparaissent habituellement dans les premières semaines suivant la naissance, ressemblent à ceux de l'insuffisance cardiaque et peuvent inclure, entre autres, de la difficulté à respirer, une peau de couleur bleue due à une quantité d'oxygène trop faible ainsi qu'un rythme cardiaque rapide ou irrégulier (The Children's Hospital of Philadelphia, 2014d).

Chez les enfants qui souffrent d'un canal atrioventriculaire, une intervention chirurgicale de réparation est généralement recommandée et aura lieu habituellement lorsque l'enfant est âgé de 6 mois ou moins (Nam, Dinh, *et al.*, 2022). Bien que la procédure soit adaptée au cas spécifique de chaque patient, la réparation du canal atrioventriculaire consiste d'abord à réparer la communication interauriculaire et interventriculaire, puis à diviser la valve atrioventriculaire commune en deux valves distinctes, permettant ainsi au sang de circuler de façon indépendante de chaque côté du cœur sans se mélanger (Nam, Herz, *et al.*, 2022).

L'échographie 3D/4D est la méthode privilégiée en ce qui concerne la planification de ce type d'intervention, mais aussi pour l'évaluation post-opératoire du patient pour vérifier le fonctionnement des valves atrioventriculaires à la suite de l'intervention. Bien que la procédure présente un faible risque de mortalité, on l'associe souvent à des résultats moins qu'optimaux; environ 40% des patients souffrent de régurgitation atrioventriculaire post-opératoire, sans compter que les résultats suite à une procédure subséquente ne sont pas beaucoup plus prometteurs (Nam, Dinh, *et al.*, 2022). Afin de rendre ces interventions plus prospectives, l'échographie 3D/4D est essentielle et l'amélioration des techniques actuelles contribuerait sans doute à une meilleure compréhension de l'anatomie valvulaire complexe de ces patients.

1.2 Les ultrasons

De nos jours, l'imagerie par ultrason est utilisée dans la plupart des hôpitaux à travers le monde pour un grand nombre d'applications médicales, étant donné ses nombreux avantages tels que son faible coût, sa portativité et surtout, le fait qu'elle n'engendre aucune exposition à des rayonnements ionisants contrairement à plusieurs autres modalités d'imagerie médicales telles que les rayons X et la tomodensitométrie. Par conséquent, l'imagerie par ultrasons est une technique d'imagerie très sécuritaire, autant pour le patient que pour le personnel médical qui l'utilise.

Le son est une forme d'énergie mécanique qui se caractérise comme étant une variation de pression, c'est-à-dire une série de compressions et de raréfactions qui se répètent et se propagent à travers un milieu sous forme d'onde. Les ondes sonores audibles à l'oreille humaine possèdent une fréquence se retrouvant entre 15 Hz et 20 000 Hz. En ce qui concerne les ultrasons, ceux-ci sont définis par les ondes sonores qui dépassent 20 000 Hz. Les ultrasons utilisés dans le domaine de l'imagerie médicale ont une fréquence qui se retrouve habituellement entre 2 et 10 MHz (Bushberg *et al.*, 2002). Pour une meilleure résolution de l'image d'ultrason, on vise une fréquence élevée. Cependant, lorsqu'on augmente la fréquence des ondes d'ultrason, on diminue leur distance de propagation; c'est pourquoi il faut un compromis entre une fréquence assez élevée pour avoir une bonne résolution et une distance de pénétration adéquate pour atteindre l'endroit ciblé (Bushberg *et al.*, 2002). Pour cette raison, la fréquence des ultrasons utilisés en imagerie médicale dépend entre autres de la profondeur des structures anatomiques d'intérêt. Pour les échographies cardiaques, les ultrasons varient habituellement entre 4 et 7 MHz (Ashley et Niebauer, 2004).

L'impédance acoustique peut être décrite comme étant la résistance au mouvement des ondes sonores. La différence d'impédance acoustique entre deux tissus va déterminer la quantité d'ondes sonores qui sont réfléchies et transmises. La réflexion des ondes d'ultrasons se produit lorsqu'il y a une différence d'impédance acoustique entre deux tissus dans la zone d'échographie. Plus la différence d'impédance acoustique entre deux tissus adjacents est élevée, plus la quantité d'ondes sonores réfléchies sera élevée et la quantité d'ondes transmises aux tissus sera faible. Pour deux matériaux avec la même impédance acoustique, tous les ultrasons seront transmis et il n'y aura aucune réflexion. Le gel qui est appliqué à la sonde lors de l'examen d'échographie possède une impédance acoustique qui est près de celle de la peau pour favoriser les ultrasons transmis; sans ce gel, la différence d'impédance entre la peau et l'air rend l'acquisition difficile, étant donné qu'il y a une trop grande réflexion des ultrasons. Cependant, l'acquisition de l'image d'échographie dépend de la réflexion; c'est pourquoi, une fois les ultrasons transmis à travers la peau, ceux-ci doivent être réfléchis par une différence d'impédance entre deux tissus adjacents. (Bushberg *et al.*, 2002).

Le transducteur est la sonde qui permet de produire les ondes d’ultrasons, ainsi que de les détecter une fois réfléchies. Le transducteur est formé d’un élément piézoélectrique, c’est-à-dire un élément en céramique ou en cristal. Cet élément permet de convertir l’énergie électrique en énergie mécanique (les ultrasons), et de convertir à nouveau cette énergie mécanique en énergie électrique une fois les ultrasons réfléchis vers la sonde pour ensuite former l’image d’échographie (Bushberg et al., 2002). Le fonctionnement de l’élément piézoélectrique repose sur son arrangement de dipôles, qui est en équilibre au repos, c’est-à-dire que la charge nette à sa surface est nulle. Dans le cas où l’élément piézoélectrique reçoit de l’énergie mécanique (une compression ou une expansion), il y a déséquilibre dans l’arrangement des dipôles, ce qui fait en sorte que l’une des surfaces de l’élément piézoélectrique est chargée positivement et l’autre négativement, ce qui crée une différence de potentiel électrique (*Voir Figure 1.5 « A »*). À l’inverse, lorsqu’on applique une différence de potentiel à l’élément piézoélectrique, les dipôles vont se déplacer pour retrouver l’équilibre, ce qui va causer une compression ou une expansion de l’élément (*Voir Figure 1.5 « B »*) (Bushberg et al., 2002).

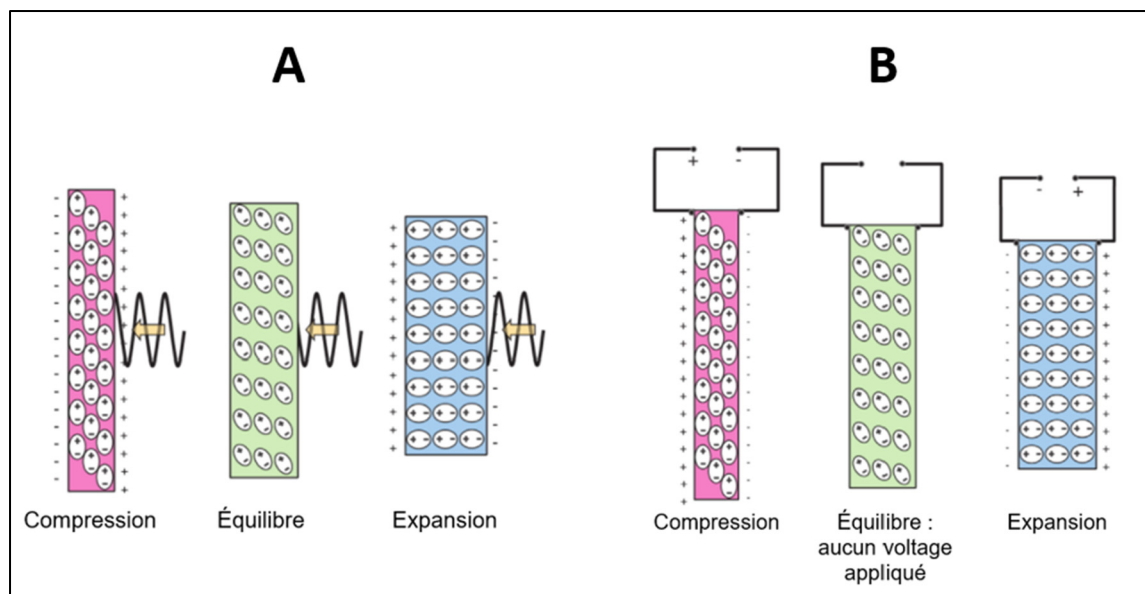


Figure 1.5 Différence de potentiel (énergie électrique) causée par une expansion ou une compression (énergie mécanique) (A); Compression ou expansion (énergie mécanique) causée par une différence de potentiel (énergie électrique) (B)

Tirée de Bushberg *et al.*, (2012)

1.3 L'échographie cardiaque

De nos jours, l'échographie est le moyen privilégié en ce qui concerne la visualisation de l'anatomie du cœur pour le diagnostic, la prévention de maladies et la planification d'interventions chirurgicales (Salgo, 2007). Grâce aux ondes d'ultrason, l'échographie cardiaque permet de produire une image du cœur en temps réel.

1.3.1 L'échographie 2D

L'échographie a fait ses premières apparitions dans les années 1950 suite aux travaux de Inge Edler et Carl Helmuth Hertz (Maleki et Esmailzadeh, 2012). Lors de ses débuts, l'échographie était du type « *M-mode* » et ne possédait qu'une seule dimension, qui permettait de visualiser un signal du battement cardiaque. La première échographie 2D a été réalisée au début des années 1970, ce qui a permis de visualiser pour la première fois une image 2D de l'anatomie du cœur en temps réel (Maleki et Esmailzadeh, 2012). L'échographie 2D est souvent appelée « *B-mode* », pour le mode « *brightness* ». Pour les échographies cardiaques, il existe deux types d'acquisition : l'échographie transthoracique et l'échographie transoesophagienne.

1.3.1.1.1 L'échographie transthoracique 2D

L'échographie cardiaque transthoracique est effectuée grâce à une sonde d'ultrasons placée directement sur la peau à différents endroits sur le thorax du patient. Les transducteurs modernes sont composés d'une série d'éléments piézoélectriques. Le nombre d'éléments piézoélectriques sur un transducteur varie habituellement entre 128 et 512. En échographie moderne, on utilise habituellement les sondes linéaires ou les sondes phasées (*Voir Figure 1.6*) (Legmann et Bonnin-Fayet, 2017). Les sondes linéaires n'activent qu'un petit groupe d'éléments piézoélectriques à la fois, ce qui résulte en un faisceau d'ultrasons perpendiculaires à la surface de la sonde. En ce qui concerne les sondes phasées, celles-ci utilisent la totalité de leurs éléments piézoélectriques et permettent de guider le faisceau résultant dans la direction voulue.

Il existe quatre fenêtres acoustiques utilisées pour l'acquisition des échographies cardiaques thoraciques, c'est-à-dire des positions de la sonde pour lesquelles il est possible de visualiser le cœur sans que la sonde soit positionnée par-dessus les os de la cage thoracique ou les poumons (Unité de cardiologie et de chirurgie cardiaque Jacques Cartier, 2013). Comme discuté à la section précédente, l'os ainsi que l'air des poumons possèdent des impédances acoustiques très différentes des tissus mous qui les entourent, ce qui fait en sorte que la majorité des ondes sont réfléchies et qu'une faible quantité d'ultrasons est transmise jusqu'aux tissus cardiaques. Il existe quatre fenêtres acoustiques principales en ce qui concerne l'échographie transthoracique (*Voir* Figure 1.6). La fenêtre acoustique parasternale se retrouve dans le 3e ou 4e espace intercostal gauche, près du sternum. La vue sous-costale, ou sous-xiphoïdienne, se caractérise par une position de la sonde au milieu du thorax, en dessous du xiphoïde. En ce qui concerne la vue suprasternale, celle-ci se retrouve entre les clavicules. Finalement, la vue apicale correspond à une sonde positionnée dans le 4e ou 5e espace intercostal sur la ligne médioclaviculaire (Toronto General Hospital Department of Anesthesia Perioperative Interactive Education, 2020).

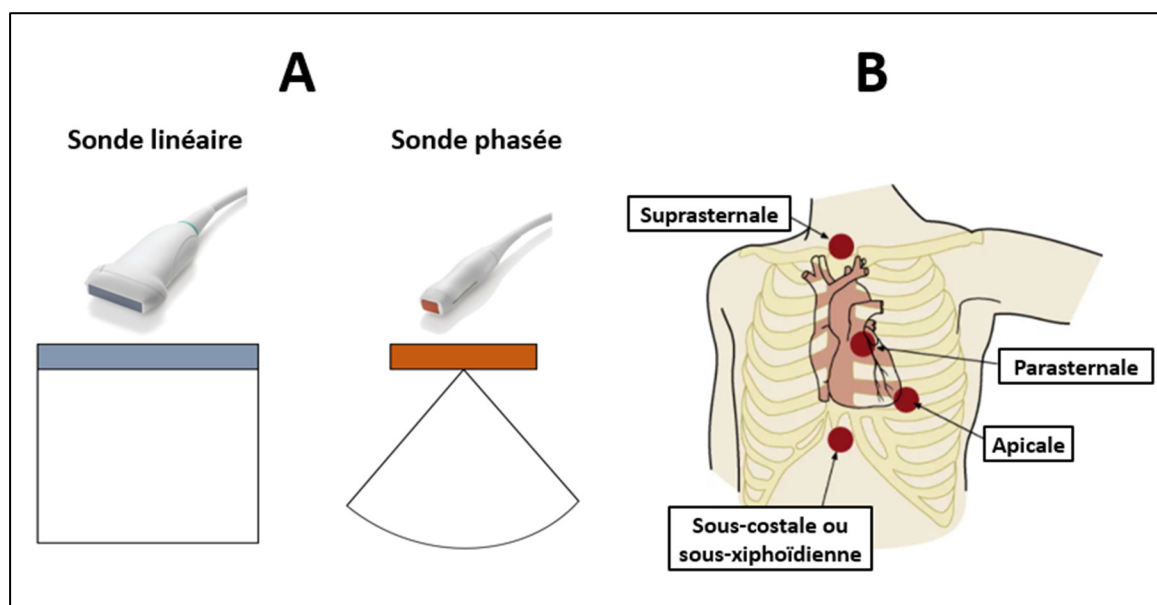


Figure 1.6 Sondes d'ultrason linéaire et phasée (A); Fenêtres acoustiques pour l'échographie transthoracique (B)

Tirée de EDM Medical Solutions (2020) et Anesthesia Key (2019)

La position de la sonde est déterminée au moment de l'acquisition de l'échographie et dépend des structures anatomiques d'intérêt pour le clinicien. Par exemple, l'échographie transthoracique apicale est privilégiée pour obtenir une vue des quatre cavités cardiaques (« *4-chamber view* »), c'est-à-dire une vue des deux oreillettes et des deux ventricules (*Voir* Figure 1.7).

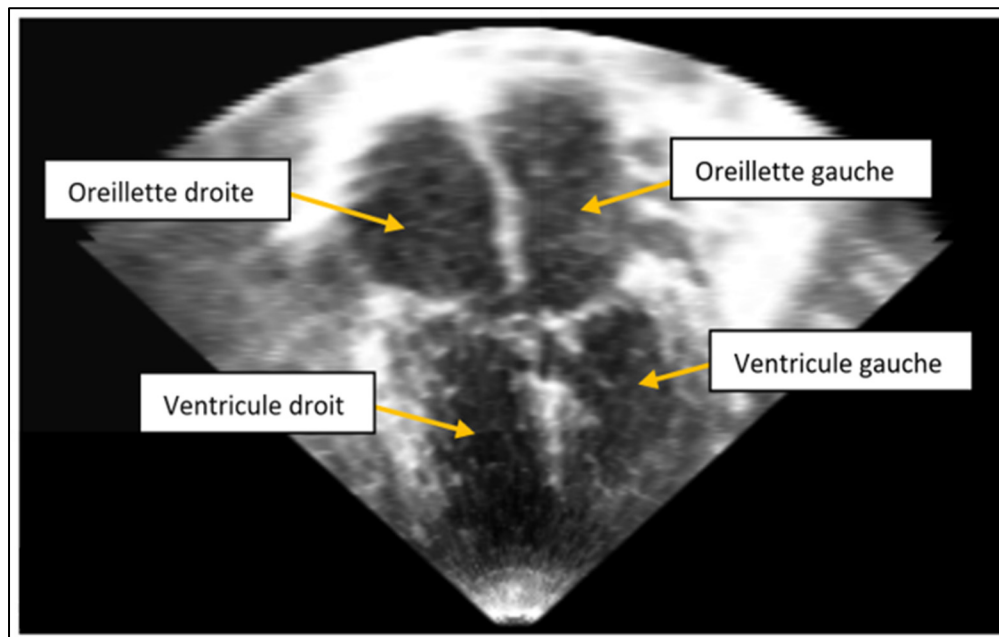


Figure 1.7 Vue des quatre cavités cardiaques (« *4-chamber view* »)

1.3.1.1.2 L'échographie transoesophagienne 2D

L'échographie transoesophagienne est effectuée en introduisant une sonde d'ultrason dans l'œsophage du patient. Cette technique permet de mieux visualiser certaines structures anatomiques du cœur étant donné qu'il n'y a pas d'os entre la sonde et le cœur, contrairement à l'échographie transthoracique où il y a la cage thoracique. Pour visualiser la valve mitrale, la technique d'échographie transoesophagienne est privilégiée étant donné qu'il est possible de positionner la sonde juste en arrière de cette valve.

Selon les normes recommandées de l'American Society of Echocardiography (Lang *et al.*, 2012), l'échographie transoesophagienne peut être acquise en utilisant l'une des cinq positions de sonde présentées à la Figure 1.8.

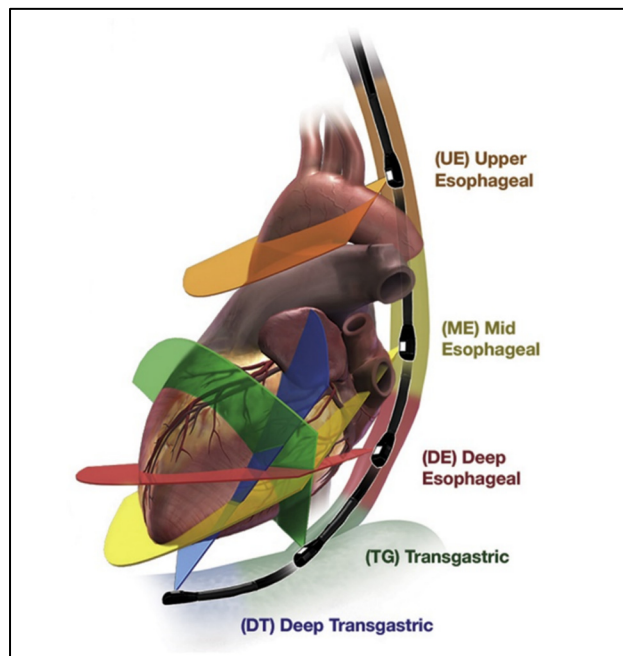


Figure 1.8 Positions de la sonde pour l'échographie transoesophagienne
Tirée de Hahn *et al.* (2022)

La position mi-œsophagienne est la position privilégiée pour visualiser la valve mitrale (Peter Munk Cardiac Centre, University of Toronto, 2012). La position transgastrique est obtenue en positionnant la sonde d'échographie dans l'estomac. Cette vue permet d'obtenir une autre vue de la valve mitrale. Il est également possible de positionner la sonde plus loin dans l'estomac, ce qui correspond à la position transgastrique profonde.

1.3.1.1.3 Limitations de l'échographie 2D

La quantité de bruit contenue dans les images d'échographies constitue l'une des limitations principales de cette modalité d'imagerie. Ce bruit, que l'on appelle « *speckle* », possède souvent une intensité similaire à certaines composantes anatomiques, ce qui nuit à la résolution de contraste des images d'échographies étant donné qu'il est difficile de détecter des détails à

faible contraste (Loizou et Pattichis, 2008). En raison de cette propriété, le filtrage du « *speckle* » fait l'objet de plusieurs études qui portent sur le traitement d'images spécifique aux échographies (Finn, Glavin et Jones, 2011).

De plus, l'interprétation de la géométrie des composantes anatomiques est une autre limitation importante de l'échographie 2D. Le cœur étant un organe à trois dimensions, les cliniciens doivent, de façon cognitive, reconstruire l'image du cœur en 3D à partir d'une série de tranches 2D, ce qui n'est pas toujours évident et nécessite de l'expertise et de l'expérience. De plus, l'échographie 2D est souvent insuffisante pour bien comprendre la géométrie complexe des valves du cœur, étant donné qu'il est parfois impossible de visualiser les composantes anatomiques d'intérêt dans un seul plan (Muraru *et al.*, 2019). C'est pour vaincre cette limitation que l'échographie 3D a été développée, permettant ainsi de faire l'acquisition en temps réel d'un volume d'échographie plutôt qu'une image 2D.

1.3.2 L'échographie 3D/4D

L'échographie 3D a été introduite au début des années 1990, où une méthode de rendu de surface était utilisée pour la reconstruction des images acquises avec la sonde d'ultrasons 2D (Correale, Ieva et Di Biase, 2008). À l'origine, l'échographie 3D était statique, c'est-à-dire qu'elle ne pouvait qu'afficher le volume du cœur à un instant donné. Quelques années plus tard, l'échographie 3D dite dynamique est apparue, mais nécessitait toujours la reconstruction à partir d'images 2D suite à l'acquisition, ce qui était laborieux et ne permettait pas d'afficher l'image du cœur en temps réel. Finalement, plus tard dans les années 1990, l'échographie 3D en temps réel a été développée, permettant l'acquisition d'un volume pyramidal grâce à une sonde 3D (Correale, Ieva et Di Biase, 2008). L'échographie 3D est constituée de voxels, c'est-à-dire des pixels volumétriques, qui permettent de stocker un seul scalaire, soit l'intensité (Foley *et al.*, 1996).

De nos jours, l'échographie 3D/4D permet de faciliter l'interprétation et la manipulation des images d'échographies cardiaques, en permettant de visualiser les images cardiaques dans un volume plutôt que dans un plan 2D. Cela permet au clinicien d'acquérir une meilleure compréhension de la géométrie des composantes anatomiques du cœur. Les échographies 4D se distinguent des échographies 3D par l'ajout de la dimension du temps, qui permettent alors de visualiser le cœur en mouvement lors du cycle cardiaque.

La sonde d'échographie cardiaque 3D/4D fait l'acquisition d'un jeu de données 3D, permettant de générer une image du cœur de forme pyramidale (*Voir Figure 1.9*). Contrairement aux sondes phasées 2D qui possèdent un transducteur en une seule dimension pour balayer les dimensions azimutale (X) et axiale (Y), les sondes phasées 3D nécessitent un transducteur 2D, ce qui permet d'ajouter un balayage dans la dimension d'élévation (Z) (*Voir Figure 1.9*). Généralement, comparativement à la dimension azimutale, la dimension axiale possède une meilleure résolution spatiale (Houck, Cooke et Gill, 2006). Afin d'obtenir la meilleure résolution spatiale, la structure d'intérêt doit être située dans le milieu du volume pyramidal acquis (Muraru *et al.*, 2019).

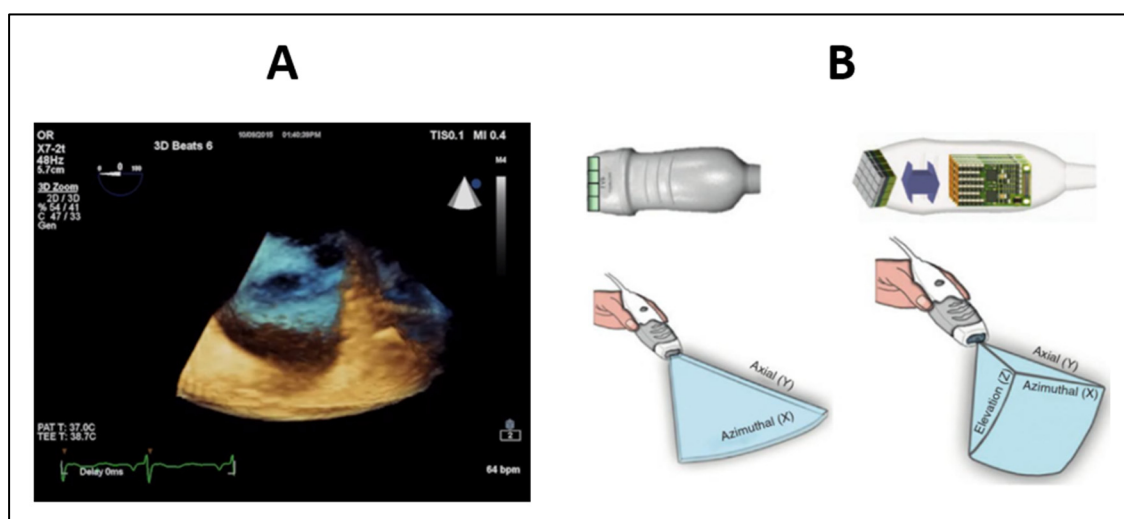


Figure 1.9 Affichage d'une échographie cardiaque 3D acquise avec le système Epiq 7 de la compagnie Philips (A); Sondes phasées 2D et 3D (B)

Tirée de Peter Munk Cardiac Centre, University of Toronto (2012) et de Muraru et Badano (2017)

Étant donné qu'il s'agit de données 3D, il est possible de visualiser le cœur à partir de plusieurs perspectives, contrairement à l'échographie 2D qui peut seulement être visualisée dans le plan d'acquisition. Par exemple, avec l'échographie 3D, on peut visualiser le fonctionnement des valves auriculo-ventriculaires à partir de l'oreillette ainsi qu'à partir du ventricule (*Voir Figure 1.10*).

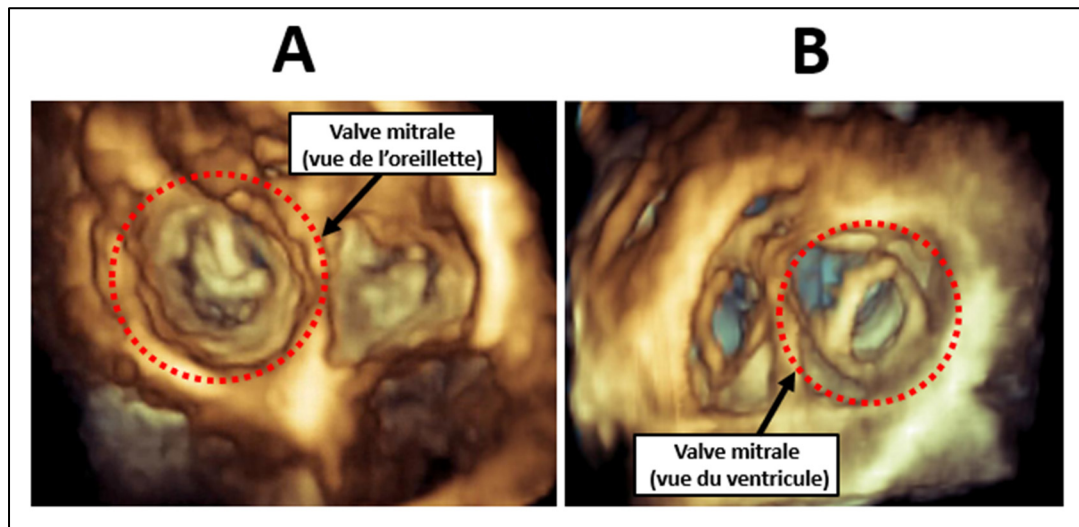


Figure 1.10 Vue de la valve mitrale à partir des oreillettes (A) et à partir des ventricules (B) dans la plateforme QLAB de la compagnie Philips

1.3.2.1.1 L'échographie transthoracique 3D/4D

L'échographie transthoracique 3D/4D peut être acquise à partir des mêmes fenêtres acoustiques qu'en 2D. Tout comme l'échographie transthoracique 2D, la fenêtre acoustique est choisie en fonction des composantes anatomiques d'intérêt. Par exemple, pour visualiser la valve tricuspide, la position apicale est habituellement utilisée étant donné l'orientation des feuillets et la proximité de la valve tricuspide par rapport à la sonde d'ultrason dans cette position, qui permet de visualiser la valve au complet (Muraru *et al.*, 2019)

1.3.2.1.2 L'échographie transoesophagienne 3D/4D

En ce qui concerne l'échographie transoesophagienne 3D/4D, il est parfois nécessaire d'effectuer des acquisitions dans plusieurs positions différentes de la sonde pour permettre de bien visualiser les structures anatomiques d'intérêt. Plus la structure d'intérêt est loin de la sonde, plus il y aura atténuation de l'image; c'est pourquoi la valve tricuspide ainsi que le côté droit du cœur ont habituellement une meilleure résolution par échographie transthoracique puisque ces composantes sont plus près de la sonde avec cette méthode qu'avec échographie transoesophagienne (Muraru *et al.*, 2019).

1.3.2.1.3 Utilité et importance de l'échographie 3D/4D

L'échographie 3D/4D possède des avantages en ce qui concerne l'évaluation et le traitement des maladies cardiaques congénitales, étant donné que cette technologie permet de visualiser les valves au complet dans une image, par opposition à l'échographie 2D qui exige de naviguer à travers plusieurs images (Houck, Cooke et Gill, 2006). De plus, l'aspect de profondeur dans les images 3D permet au clinicien d'analyser la valve sans avoir à faire la reconstruction mentale d'images 2D (Turton et Ender, 2017).

Dans le cadre de l'évaluation de régurgitation de la valve mitrale, Sugimoto *et al.* (2017) ont démontré que l'échographie 3D/4D offre de l'information supplémentaire quant à la structure de l'annulus de la valve mitrale, ce qui est utile pour interpréter sa physiologie lors du cycle cardiaque. Selon Turton et Ender (2017), l'évaluation de la valve mitrale en trois dimensions est plus intuitive étant donné son anatomie complexe et sa géométrie non-planaire. De plus, les travaux de Sugimoto *et al.* (2017) démontrent que l'échographie transoesophagienne 3D est la méthode privilégiée en ce qui concerne les procédures qui nécessitent l'utilisation d'un transcathéter pour remplacer la valve mitrale dans le cas de régurgitation sévère. Turton et Ender (2017) mentionnent aussi que l'échographie 3D est utile pour prédire si une procédure de réparation de la valve mitrale est réalisable avec succès ainsi que pour effectuer l'évaluation post-opératoire d'une telle intervention. Malgré qu'en 2D, l'échographie transthoracique soit considérée comme étant insuffisante pour l'évaluation de la valve mitrale et que l'échographie

transoesophagienne soit de routine, Gripari *et al.* (2018) sont d'avis que l'échographie transthoracique 3D pourrait permettre de mieux évaluer les pathologies de la valve mitrale dans certains cas.

L'échographie 3D a également démontré une meilleure précision que l'échographie 2D dans le contexte de l'évaluation de la fraction d'éjection (Houck, Cooke et Gill, 2006), qui est définie comme étant la proportion de sang oxygéné propulsé par le cœur après chaque battement. Turton et Ender (2017) ont trouvé des résultats similaires pour le volume et la fraction d'éjection du ventricule gauche.

Selon Houck *et al.* (2006), en ce qui concerne les maladies cardiaques congénitales, l'échographie 3D offre de l'information supplémentaire qui permet de reconnaître plus facilement les anomalies comparativement à l'échographie 2D. Par exemple, dans le cas de communication interauriculaire, les interventions par transcathéter sont de plus en plus utilisées, permettant d'implanter un dispositif pour réparer le septum par l'entremise d'un cathéter. Pour ce genre d'intervention, il est essentiel de sélectionner un dispositif de taille adéquate pour éviter des complications (Nam *et al.*, 2020). Dans leur étude, Deng *et al.* (2021) ont démontré l'utilité de l'échographie transoesophagienne 3D pour les cas de communication interauriculaire complexe, permettant de visualiser les formes irrégulières de façon plus riche et détaillée.

1.3.2.1.4 Limitations de l'échographie 3D/4D

Bien que les échographies cardiaques 3D/4D permettent de faciliter l'interprétation des structures anatomiques du cœur comparativement aux échographies 2D, il existe toutefois certaines limitations. Tout d'abord, comme en 2D, les images d'échographies 3D/4D sont généralement bruitées, ce qui rend l'interprétation des détails plus difficile. De plus, dans le cas des valves, il est parfois difficile de déterminer l'épaisseur des feuillets avec l'échographie 3D/4D. Selon Muraru *et al.* (2019), les feuillets sont perçus comme étant de plus grande épaisseur sur l'échographie 3D qu'en réalité. Au niveau des tissus, il est parfois difficile

d'identifier certaines caractéristiques, dont les calcifications et autres anomalies de texture (Muraru *et al.*, 2019). Turton et Ender (2017) mentionnent que la visualisation d'un volume 3D sur un écran 2D pose également certaines limites.

Une autre difficulté importante de l'échographie 3D/4D est celle de l'ajustement des paramètres de visualisation à l'intérieur des plateformes commerciales, telles que la plateforme QLAB de la compagnie Philips. Pour illustrer le problème, une représentation schématique est présentée à la Figure 1.11, où la région de la valve a été tracée en rouge.

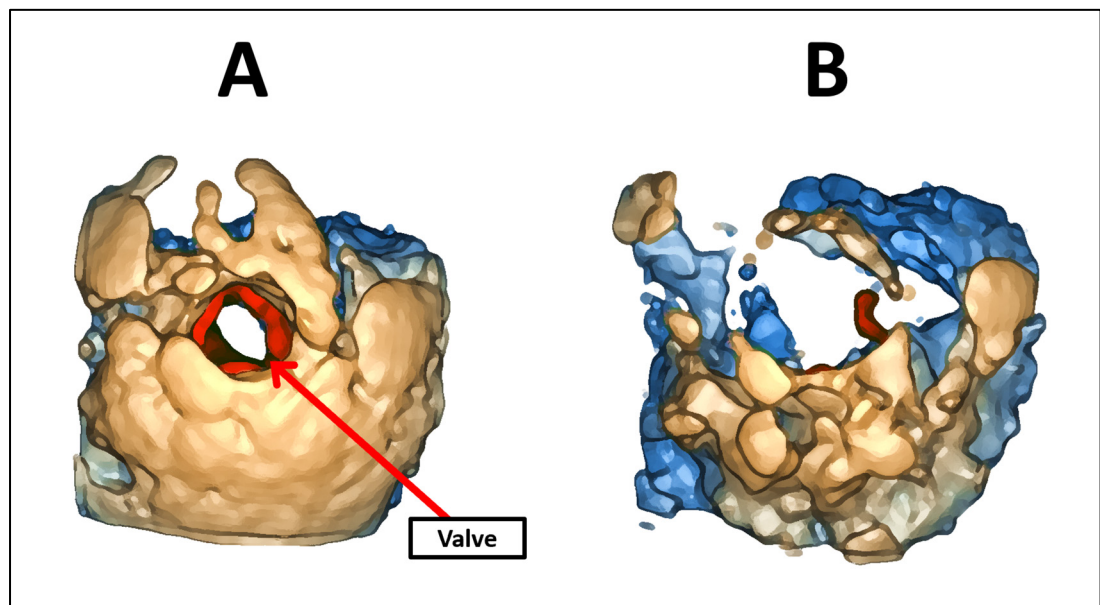


Figure 1.11 Illustration du problème d'occlusion de la valve (présentée en rouge) par une trop grande quantité d'information contextuelle (A); Illustration de l'ajustement des paramètres pour enlever l'information contextuelle, ce qui fait disparaître l'information importante de la valve (B)

De façon générale, les paramètres des plateformes commerciales permettent de moduler la transparence en fonction de l'intensité des voxels, ce qui permet d'ajuster la quantité d'information visible dans l'échographie. À l'heure actuelle, les plateformes sur le marché ne permettent pas à l'utilisateur de différencier l'ajustement des paramètres dans différentes régions de l'échographie. Par exemple, il n'est pas possible d'ajuster la visualisation de façon différente dans une certaine région d'intérêt, ce qui fait en sorte que l'utilisateur doit choisir

des valeurs de paramètres qui seront appliquées à l'échographie au complet. Conséquemment, pour certaines échographies, il est difficile de faire ressortir une région d'intérêt, par exemple la valve, sans rencontrer un problème d'occlusion causé par les structures avoisinantes. Toutefois, lorsqu'on diminue la quantité d'information retrouvée dans le contexte, on diminue également l'information contenue dans la région de la valve, ce qui n'est pas optimal.

À la Figure 1.11 « A », les feuillets de la valve sont clairement identifiés et il est relativement facile de les distinguer du reste de l'anatomie. Toutefois, on remarque qu'il y a une grande quantité d'information autour de la valve, qui vient cacher une certaine portion des feuillets qui se retrouve derrière. Dans cette situation, il serait important pour l'utilisateur clinique de réduire la quantité d'information autour de la valve, afin de mieux délimiter les feuillets et de faciliter la visualisation de la valve lors du cycle cardiaque. Cependant, en utilisant les paramètres d'ajustement disponibles dans les systèmes commerciaux, il est souvent difficile d'enlever au complet l'information non voulue sans enlever en même temps l'information cruciale de la valve. La Figure 1.11 « B » présente une illustration de ce problème, où la quantité d'information a été réduite d'une façon similaire à ce qu'on retrouverait dans les plateformes commerciales. Dans cette figure, l'information qui causait le problème d'occlusion de la valve est maintenant enlevée; toutefois, comparativement à la Figure 1.11 « A », la majorité de l'information de la valve est disparue, ce qui rend l'interprétation de cette échographie très difficile.

De ce fait, on soupçonne que l'utilisateur clinique fait souvent face à un compromis entre l'ajustement de la valve et de l'anatomie de contexte, et ce au détriment de la visualisation de la valve. Le défi actuel consiste donc à enlever de l'information superflue de l'anatomie de contexte sans aucune conséquence sur la visualisation de la valve. Toutefois, étant donné qu'il est important pour les cliniciens de voir la valve dans son contexte, enlever l'information contextuelle au complet n'est pas une solution au problème; on cherche plutôt à conserver le plus de contexte possible sans compromettre la visualisation de la valve et de tous ses détails.

1.4 Le rendu volumétrique

En imagerie médicale, deux méthodes principales sont utilisées pour la visualisation d'images 3D : le rendu volumétrique ainsi que le rendu de surface. La Figure 1.12 présente une comparaison du rendu volumétrique et du rendu de surface à partir d'une échographie 3D présentée sous forme de tranches tomographiques.

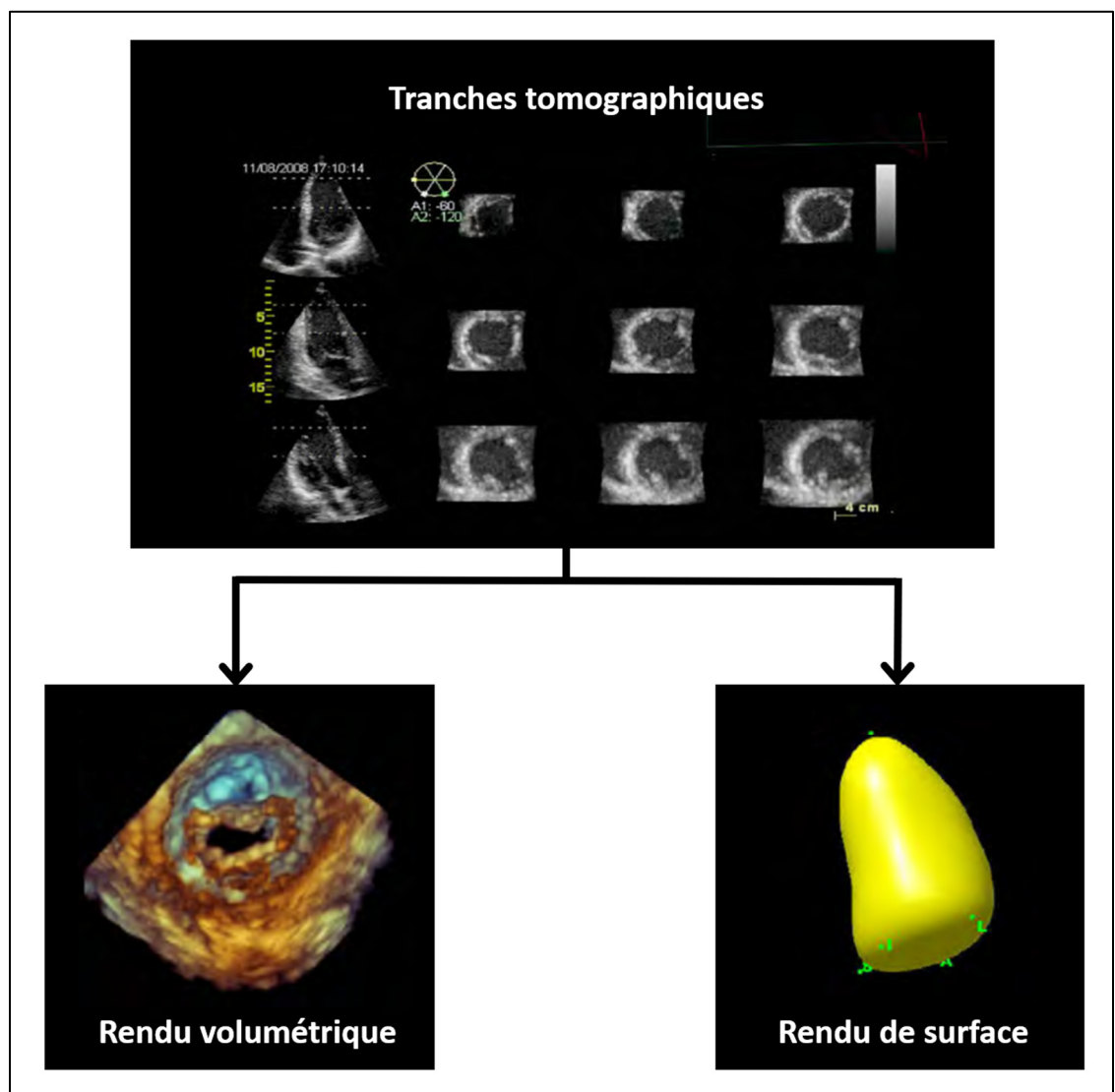


Figure 1.12 Comparaison du rendu volumétrique et du rendu de surface à partir d'une échographie 3D présentée sous forme de tranches tomographiques
Tirée et adaptée de Lang *et al.*, (2012)

Le rendu de surface est une méthode de visualisation de données 3D qui nécessite l'extraction d'une surface sous forme de maillage polygonal. En échographie cardiaque, le rendu de surface est habituellement effectué sur une ou plusieurs composantes anatomiques d'intérêt, telles que les ventricules, suite à un processus de segmentation (Lang *et al.*, 2012). Le rendu de surface est non seulement difficile à effectuer en temps réel, mais aussi complexe avec des images bruitées comme l'ultrason. De plus, le processus d'extraction de surface rejette une grande quantité d'information qui pourrait être pertinente pour la visualisation de l'échographie, ce qui rend la reproduction de textures ou de détails anatomiques plus difficile. Pour ces raisons, le rendu de surface n'est pas la méthode idéale pour la visualisation de l'anatomie du cœur dans un contexte clinique. Dans le domaine de l'échographie cardiaque, le rendu de surface est plutôt utilisé pour prendre des mesures à partir de la géométrie de certaines composantes anatomiques, par exemple la quantification du volume des ventricules (Lang *et al.*, 2012).

Le rendu volumétrique, aussi appelé le rendu volumétrique direct, est la méthode privilégiée en ce qui concerne la visualisation d'échographies cardiaques 3D/4D en milieu clinique. Cette technique de visualisation est basée sur les principes d'émission et d'absorption de la lumière où le jeu de données est considéré comme étant un objet qui émet de la lumière (Preim et Botha, 2014). Le rendu volumétrique ne nécessite aucune segmentation (Drouin et Collins, 2018), ni aucune autre représentation intermédiaire (Preim et Botha, 2014).

Il existe différentes techniques qui permettent d'effectuer le rendu volumétrique : le « *ray-casting* » en est un exemple qui très répandu en imagerie médicale, où la couleur et l'opacité de chaque pixel sont déterminées par la projection d'un rayon à travers le jeu de données 3D. La technique de « *ray-casting* » qui a été utilisée dans le cadre de ce projet pour le rendu volumétrique d'échographies cardiaques sera présentée plus en détails dans les sections qui suivent.

1.4.1 Le rendu volumétrique d'échographies cardiaques

Généralement, l'algorithme du rendu volumétrique se résume en trois étapes principales : l'échantillonnage de points, la classification de couleur et d'opacité ainsi que le « *compositing* », qui accumule les contributions de couleur et d'opacité de chaque point d'échantillonnage (Preim et Botha, 2014).

À notre connaissance, il n'existe pas de littérature à ce jour qui présente les algorithmes de rendu volumétrique utilisés à l'intérieur des plateformes d'échographies commerciales. Bien que nous ne puissions pas connaître avec certitude les méthodes employées par les entreprises qui dominent le marché en termes de rendu volumétrique d'échographies cardiaques telles que Philips et GE Healthcare, nous avons essayé de les reproduire au meilleur de nos connaissances. Plus spécifiquement, nous avons réussi à émuler ce que font les plateformes commerciales en termes de rendu volumétrique d'échographies cardiaques à l'intérieur du module Echo Volume Render de SlicerHeart (Lasso *et al.*, 2022), une plateforme à code source ouvert qui englobe des outils informatiques dédiés aux images cardiaques. Le présent travail de maîtrise a fait l'objet d'une contribution à l'article de Lasso *et al.* (2022), qui présente la plateforme SlicerHeart et ses fonctionnalités. Les sections suivantes expliquent ce qui est implémenté dans SlicerHeart, qui représente au meilleur de nos connaissances ce que font les systèmes commerciaux.

1.4.1.1.1 Le « *ray-casting* » et l'échantillonnage

Comme il a été mentionné précédemment, le « *ray-casting* » est une technique de rendu volumétrique dans laquelle la couleur et l'opacité de chaque pixel sont déterminées en projetant des rayons à travers le jeu de données 3D. Ces rayons, qui sont projetés à partir d'un point de vision, vont d'abord traverser le plan de l'image, sur lequel un « grillage » de pixels est défini (Voir Figure 1.13). Un rayon par pixel va traverser le plan de l'image, puis traverser le volume, c'est-à-dire le jeu de données 3D.

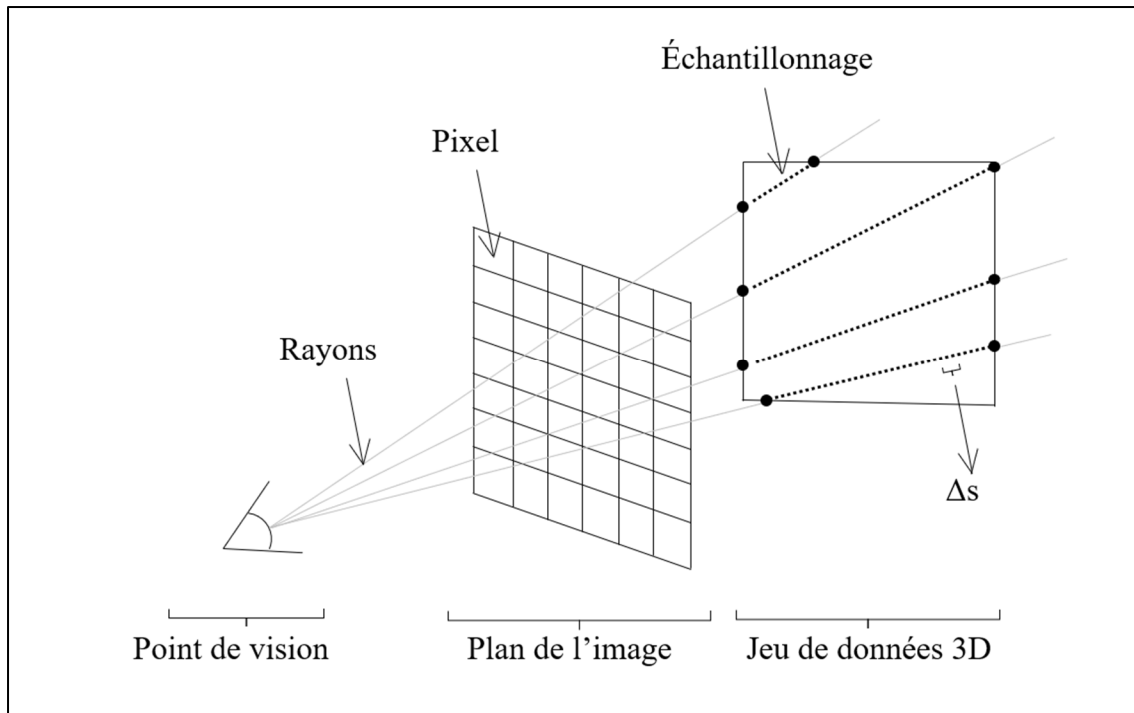


Figure 1.13 Représentation schématique du « ray-casting »

Par la suite, un échantillonnage (« *sampling* ») de points chacun répartis à un intervalle Δs est effectué le long de la section de chaque rayon qui traverse le volume. En diminuant la taille de l'intervalle Δs , on augmente la précision, ce qui permet d'obtenir un rendu volumétrique de meilleure qualité (Preim et Botha, 2014). La contribution de chaque échantillon est calculée dans l'étape qu'on appelle la classification, puis la couleur du pixel est obtenue par l'étape du « *compositing* » en combinant les contributions de tous les échantillons.

1.4.1.1.2 La classification

La deuxième étape du rendu volumétrique consiste à transformer l'intensité des voxels en opacité et en couleur : on nomme cette étape la classification. Les sections qui suivent expliquent comment l'opacité et la couleur sont déterminées dans le contexte du rendu volumétrique d'échographies lors de cette étape.

1.4.1.1.3 L'opacité en fonction de l'intensité des voxels

De façon générale, les fonctions de transfert sont utilisées lors de l'étape de classification, permettant d'assigner des propriétés optiques à chaque voxel, telles que la couleur et l'opacité (Kniss, Kindlmann et Hansen, 2005), en se basant sur les valeurs d'intensités du jeu de données 3D. En ce qui concerne le rendu volumétrique d'échographies, une fonction de transfert d'opacité (OTF) joue le rôle important d'attribuer une valeur d'opacité à chaque valeur d'intensité, permettant d'ajuster la transparence des voxels et ainsi régler la quantité d'information visible dans l'échographie.

La Figure 1.14 présente un exemple d'une OTF typique pour le rendu volumétrique, qui est sous forme de fonction linéaire par partie. En choisissant ce type de fonction, cela permet de déterminer ce qui est visible et ce qui ne l'est pas en imposant une limite inférieure et une limite supérieure : les voxels qui possèdent une valeur d'intensité située au-dessous de la limite inférieure sont invisibles (opacité minimale), tandis que les voxels avec une valeur d'intensité au-dessus de la limite supérieure sont complètement opaques (Honigmann, Ruisz et Haider, 2003).

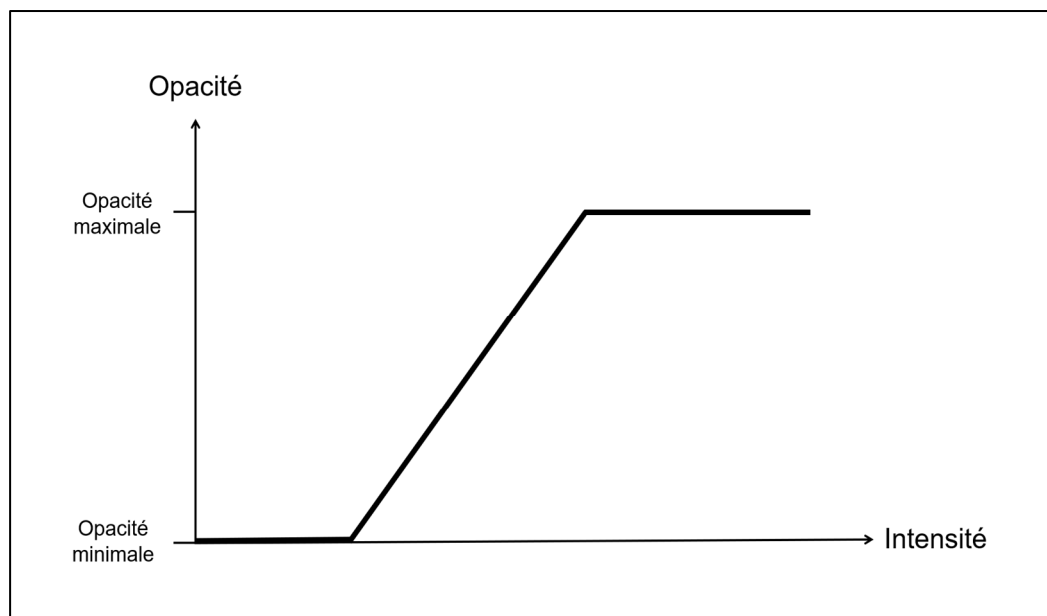


Figure 1.14 Exemple d'une fonction de transfert d'opacité (OTF)

1.4.1.1.4 La couleur en fonction de la distance des voxels

Les modalités d'imagerie comme la tomodensitométrie et l'IRM présentent typiquement des intensités caractéristiques pour chaque type de tissus. Il est donc habituel de déterminer la couleur à utiliser pour chaque voxel à l'aide d'une fonction de transfert, que l'on appelle habituellement la fonction de transfert de couleur (CTF). La CTF permet d'attribuer une couleur à chaque valeur d'intensité se retrouvant dans le jeu de données 3D. La Figure 1.15 présente un exemple de rendu volumétrique d'une image du cœur par tomodensitométrie en 4D. Dans la Figure 1.15 « A », on observe clairement des régions d'intensités différentes qui permettent de distinguer certaines composantes de l'anatomie; lors du rendu volumétrique, il est alors possible d'attribuer une couleur à chacune de ces intensités en utilisant une CTF, ce qui permet de faciliter l'interprétation de certaines structures et de les distinguer des composantes anatomiques avoisinantes, comme présenté à la Figure 1.15 « B ».

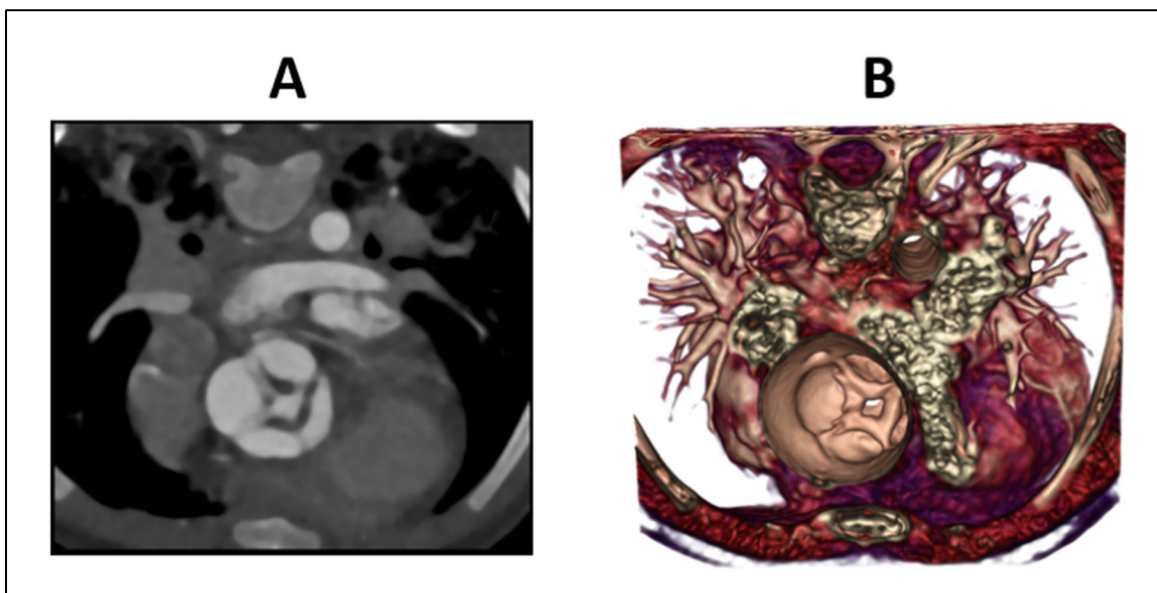


Figure 1.15 Acquisition d'une image du cœur par tomodensitométrie en 4D (A); Rendu volumétrique de l'image par tomodensitométrie obtenue en attribuant une couleur à chaque valeur d'intensité (B)

Cependant, dans le cas d'images par échographie, il n'est pas possible de différencier les composantes anatomiques par des couleurs distinctes étant donné que les différents types de tissus ne peuvent pas être identifiés par leur intensité. Plus souvent, les tissus dans l'image d'ultrason sont distingués par une différence dans la texture et non dans l'intensité (Schulte zu Berge *et al.*, 2014), ce qui fait en sorte que les techniques de rendu volumétrique conventionnelles sont moins adaptées à ce genre de modalité d'imagerie. La Figure 1.16 « B » présente un exemple de rendu volumétrique d'une échographie 4D en attribuant une couleur aux différentes valeurs d'intensité.

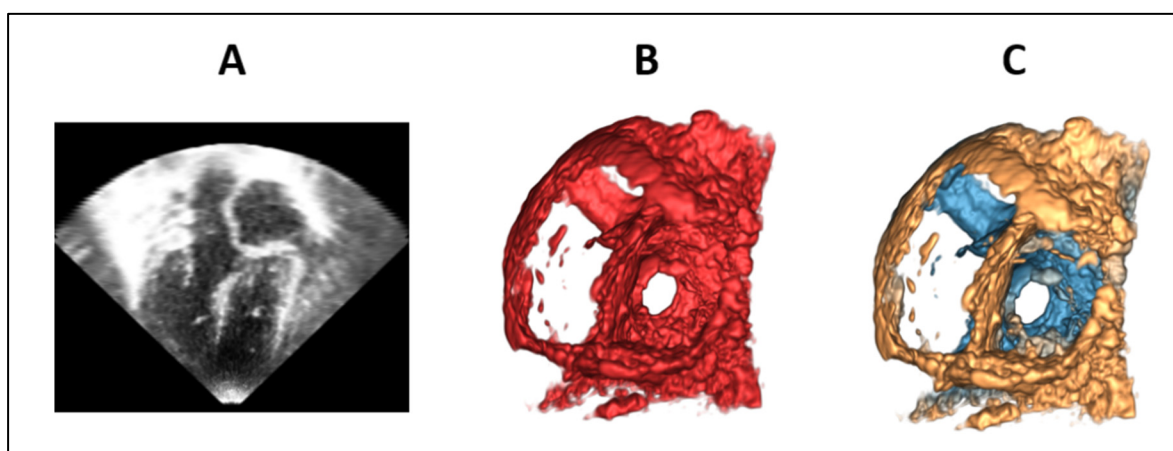


Figure 1.16 Image d'échographie cardiaque 4D acquise par la sonde d'échographie (A); Rendu volumétrique en attribuant une couleur à chaque intensité de voxels (B); Rendu volumétrique avec la convention de couleur utilisée en milieu clinique (C)

On aperçoit dans cette image qu'en attribuant une couleur à chaque valeur d'intensité, on obtient un volume plutôt homogène, ce qui rend difficile à interpréter la géométrie et la profondeur des composantes anatomiques. Pour cette raison, l'intensité à l'intérieur des images d'échographies est plutôt utilisée pour définir les bords et non les différents tissus. De ce fait, l'utilisation d'une CTF pour déterminer la couleur n'est pas appropriée dans le contexte du rendu volumétrique d'échographies.

Afin de faciliter l'interprétation de la profondeur à l'intérieur des images d'échographies 3D/4D, les plateformes commerciales utilisent plutôt une carte de couleur qui varie du jaune au bleu en fonction de la distance des voxels par rapport à l'observateur (Muraru *et al.*, 2019),

comme présenté dans l'image « C » de la Figure 1.16. Selon cette convention, les voxels situés plus près de l'observateur sont de couleur jaune et ceux plus éloignés sont de couleur bleue.

L'effet de chromostéréopsis explique l'illusion de profondeurs différentes sur un écran coloré 2D en raison de différents indices de réfraction qui varient selon les longueurs d'onde respectives de chaque couleur (Thompson, May et Stone, 1993). Ce phénomène explique pourquoi la plupart des gens voient la couleur bleue comme étant plus éloignée que les autres couleurs avec une longueur d'onde plus longue, comme le rouge. Par contre, la carte de couleur du jaune au bleu n'est qu'une convention généralement adoptée par les fabricants d'appareils d'échographie et à notre connaissance, il n'y a pas d'études qui démontrent à ce jour si ces couleurs sont optimales pour la visualisation d'échographies cardiaques.

Dans le module Echo Volume Render, cette convention de couleur a été implémentée en attribuant une couleur pour le jaune et le bleu selon le modèle HSV, qui permet de contrôler la teinte de couleur (H) indépendamment de la saturation (S) et de la luminance (V) (Agoston, 2005). Pour le calcul des teintes H_{jaune} et H_{bleu} , on utilise d'abord la teinte d'une certaine couleur de base (H_b), qui peut ensuite être modulée par l'utilisateur grâce à un paramètre (H_{p1} et H_{p2}) qui permet d'ajuster les teintes de jaune et de bleu, comme présenté par les équations (1.1) et (1.2).

$$H_{jaune} = H_b - H_{p1} \quad (1.1)$$

$$H_{bleu} = H_b - H_{p2} \quad (1.2)$$

Les plateformes commerciales possèdent habituellement un paramètre qui permet d'ajuster la saturation de l'image d'échographie. Dans le Echo Volume Render, la valeur choisie par l'utilisateur pour ce paramètre (S_p) permet de moduler la saturation de la couleur de base (S_b), ce qui permet d'obtenir la valeur de saturation du jaune et du bleu, comme le présente l'équation (1.3).

$$S = S_p \times S_b \quad (1.3)$$

On retrouve également dans les plateformes commerciales un paramètre qui permet d'ajuster la luminosité de l'échographie. Dans le Echo Volume Render, la couleur jaune est obtenue par le produit de la valeur choisie pour le paramètre de luminosité (V_p) avec la luminosité de la couleur de base (V_b), comme présenté à l'équation (1.4). Afin d'améliorer la perception de la profondeur des composantes plus éloignées, on soupçonne que les plateformes commerciales diminuent la luminosité d'un certain facteur V_d dans le calcul de la luminosité de la couleur bleue comme le présente l'équation (1.5), ce qui rend les structures éloignées un peu plus sombres.

$$V_{jaune} = V_p \times V_b \quad (1.4)$$

$$V_{bleu} = V_p \times (V_b - V_d) \quad (1.5)$$

Les couleurs HSV_{jaune} et HSV_{bleu} sont ensuite converties au modèle de couleur RGB, comme présenté aux équations (1.6) et (1.7).

$$RGB_{jaune} = hsv2rgb(H_{jaune}, S, V_{jaune}) \quad (1.6)$$

$$RGB_{bleu} = hsv2rgb(H_{bleu}, S, V_{bleu}) \quad (1.7)$$

Finalement, la couleur (c) des voxels se trouvant à une distance d à l'intérieur de l'intervalle de profondeur entre le jaune et le bleu est déterminée par une interpolation entre la couleur RGB_{jaune} et la couleur RGB_{bleu} , comme présenté par l'équation (1.8).

$$c = (1 - d) \times RGB_{jaune} + d \times RGB_{bleu} \quad (1.8)$$

1.4.1.1.5 Le « *compositing* »

Finalement, la dernière étape du « *ray-casting* » est celle du « *compositing* », qui permet de faire la contribution de chaque point d'échantillonnage pour obtenir les valeurs finales de la couleur et de l'opacité qui sont visibles sur le plan de l'image (Preim et Botha, 2014). Dans le module Echo Volume Render, l'étape du « *compositing* » est réalisée en utilisant une méthode appelée le « *front-to-back alpha blending* » (Bozorgi et Lindseth, 2015). Avec cette méthode, la couleur et l'opacité sont calculées de façon récursive pour chaque point d'échantillonnage le long du rayon projeté lors du « *ray-casting* » : à chaque itération le long du rayon, on combine le résultat de toutes les étapes précédentes au résultat du voxel courant. Ainsi, la couleur finale d'un voxel correspondant à un point d'échantillonnage sur le rayon projeté est déterminée en prenant compte à la fois des contributions en couleur et en opacité obtenues dans l'étape de classification ainsi que celles obtenues pour le point d'échantillonnage précédent. L'équation (1.9) présente l'équation pour le calcul de la couleur finale d'un voxel (C_i) :

$$C_i = C_{i-1} + C_v \alpha_v (1 - \alpha_{i-1}) \quad (1.9)$$

Où C_v et α_v correspondent à la couleur et à l'opacité obtenues pour ce point lors de l'étape de classification. La couleur et l'opacité calculées au point d'échantillonnage précédent sont représentées par C_{i-1} et α_{i-1} , respectivement.

De façon similaire, l'opacité finale du voxel (α_i) est calculée par l'équation (1.10), en tenant compte de l'opacité obtenue au point précédent sur le rayon projeté (α_{i-1}) et de l'opacité obtenue à l'étape de classification pour ce point (α_v).

$$\alpha_i = (1 - \alpha_{i-1}) \alpha_v \quad (1.10)$$

1.5 Le « *smoothing* »

Afin de réduire la quantité de bruit dans les volumes d'échographies cardiaques obtenus, les plateformes commerciales utilisent un paramètre « *smoothing* », qui permet à l'utilisateur d'effectuer un filtrage sur le jeu de données 3D lors du rendu volumétrique.

Pour effectuer un tel filtrage, avons implémenté un paramètre de *smoothing* à l'intérieur du Echo Volume Render par l'entremise d'un filtre Gaussien, qui produit un effet de lissage des pixels en calculant la moyenne des pixels avoisinants. Le kernel du filtre Gaussien suit une distribution normale, pour laquelle l'écart-type correspond à la dispersion de la courbe. Le filtre Gaussien permet d'obtenir un résultat qui est visuellement similaire à ce qu'on retrouve dans les plateformes commerciales, malgré qu'il ne soit pas possible de connaître les méthodes exactes qu'elles emploient.

1.6 La visualisation « *focus + context* »

Le concept « *focus + context* » (F+C), parfois écrit « *focus-plus-context* », est une technique de visualisation ayant pour objectif de mettre en évidence une certaine région d'intérêt, entourée d'une région de contexte moins détaillée. La visualisation « *overview + detail* » est un exemple de visualisation avec F+C, qui permet de visualiser la région d'intérêt et l'information contextuelle en deux vues séparées (Baudisch, Good et Stewart, 2001). Ce genre de visualisation est souvent utilisé dans le contexte de cartes géographiques pour afficher simultanément une image rapprochée d'une certaine région ainsi qu'un aperçu de son emplacement d'une vue plus éloignée (*Voir* Figure 1.17 « A »). Un autre exemple est celui de la visualisation « *fish-eye* » (*Voir* Figure 1.17 « B »), qui permet de voir de plus près une certaine région tout en conservant une vue d'ensemble du contexte, qui diminue graduellement en taille lorsqu'on s'éloigne de la région d'intérêt (Spritzer et Freitas, 2008). Bien que cette visualisation possède l'avantage de présenter la région d'intérêt et le contexte dans une seule image, la distorsion causée par ce type de visualisation pose certaines limites étant donné la perte de proportions dans l'image résultante (Baudisch, Good et Stewart, 2001).

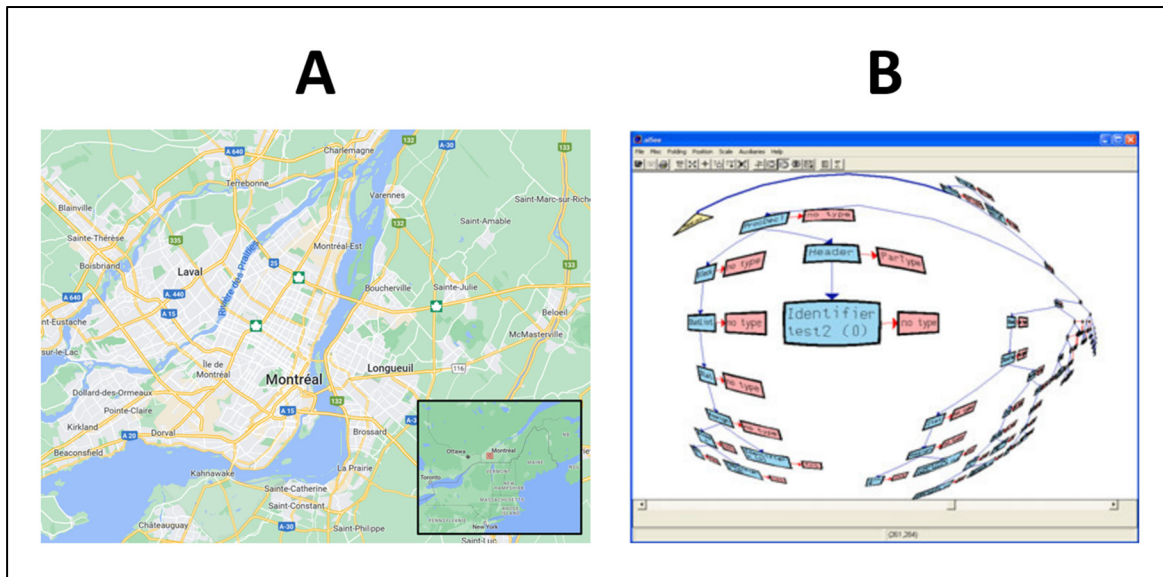


Figure 1.17 Exemple d'une carte géographique avec « *overview + detail* » (A); Exemple d'un graphique avec visualisation « *fish-eye* » (B)
Tirée et adaptée de Google Maps (s. d.) et de Spritzer et Freitas (2008)

Des écrans d'ordinateur avec F+C ont également fait l'objet de certaines études, ayant pour objectif d'améliorer la visualisation d'une grande quantité de données sur un écran de taille moyenne en ayant une plus haute résolution spatiale dans une certaine région d'intérêt (Voir Figure 1.18) (Baudisch, Good et Stewart, 2001).

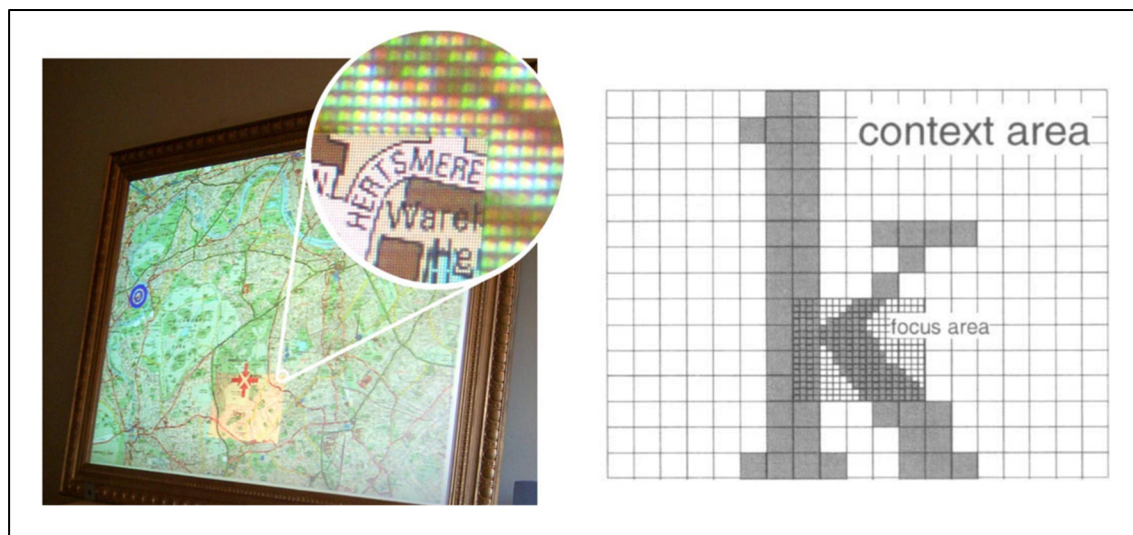


Figure 1.18 Exemple de la visualisation F+C dans la conception d'écrans d'ordinateur
Tirée et adaptée de Baudisch *et al.* (2002) et de Baudisch, Good et Stewart (2001)

La visualisation F+C a également démontré une pertinence particulière dans le domaine de la réalité augmentée, où des éléments virtuels d'intérêt sont ajoutés à une scène réelle contextuelle. Kalkofen, Mendez et Schmalstieg (2007) ont utilisé le concept de F+C afin de vaincre un problème souvent rencontré en réalité augmentée, où certains éléments importants de la réalité sont cachés par les éléments virtuels lorsque ceux-ci sont superposés. Leurs travaux visent à conserver un niveau de contexte adéquat en réalité augmentée, en développant une méthode de classification des informations importantes à visualiser. Macedo et Apolinário (2015) ont également exploré l'utilité de la visualisation avec F+C en réalité augmentée pour des applications médicales pour lesquelles il est utile pour les cliniciens de superposer l'anatomie directement sur le patient, telles que la reconstruction craniofaciale. Macedo et Apolinário (2015) se sont penchés sur l'amélioration de la transition entre les objets anatomiques virtuels et l'image réelle du patient afin d'obtenir une visualisation plus réaliste. Selon Macedo et Apolinário (2015), l'information contextuelle de l'image réelle du patient est une valeur ajoutée à l'interprétation de l'anatomie virtuelle et permet aux cliniciens de mieux se situer dans le contexte spécifique de chaque patient.

La visualisation avec F+C a également fait l'objet de travaux de recherches pour d'autres applications médicales, telles que l'imagerie des vaisseaux sanguins. Dans leurs travaux, Gasteiger *et al.* (2011) sont intéressés à l'utilisation du principe de F+C dans le cadre de la quantification du flux sanguin à l'intérieur d'anévrismes cérébraux. Les travaux de Straka *et al.* (2004) présentent une méthode de visualisation des vaisseaux sanguins basée sur le F+C, en utilisant différentes techniques de rendu volumétrique pour faire ressortir les vaisseaux sanguins sur des images tomographiques 3D. Finalement, Schulte zu Berge *et al.* (2014) ont développé une méthode de visualisation basée sur le F+C afin de surmonter les lacunes en ce qui concerne le rendu volumétrique d'images par ultrason. Comme il a été démontré plus tôt, l'un des problèmes majeurs du rendu volumétrique d'images d'ultrasons est qu'il est souvent difficile de différencier les composantes anatomiques étant donné l'homogénéité de l'intensité dans l'image. Cela fait en sorte que la fonction de transfert de couleur généralement utilisée dans les méthodes de rendu volumétrique direct n'est pas idéale pour l'ultrason et est mieux adaptée à d'autres modalités d'imagerie comme l'imagerie par résonance magnétique (IRM)

et la tomodensitométrie, où il est possible d'attribuer une couleur aux valeurs d'intensités pour faire ressortir les différents tissus. Schulte zu Berge *et al.* (2014) ont cherché à développer une solution à ce problème, en proposant une méthode de classification spécifique aux images d'ultrason, permettant de faire ressortir certaines composantes selon leur niveau d'importance. Dans la méthode présentée par Schulte zu Berge *et al.* (2014), l'utilisateur doit associer une importance aux différentes composantes anatomiques, afin de pouvoir ajuster lesquelles des composantes sont mises en valeur dans l'étape de classification. Les auteurs mentionnent toutefois que leur méthode présente certaines limites en termes de perception de la profondeur des composantes d'intérêt sur l'image d'ultrason.

À notre connaissance, bien que certains se soient intéressés à l'utilité de la visualisation avec F+C dans le contexte du rendu volumétrique d'images par ultrason (Schulte zu Berge *et al.*, 2014), il n'existe pas de travaux à ce jour qui démontrent l'utilité de telles méthodes pour la visualisation d'échographies cardiaques 3D/4D. L'utilité du concept de F+C dans le contexte de la visualisation d'échographies cardiaques fera l'objet du présent mémoire, où une nouvelle méthode de visualisation basée sur ce concept sera développée et validée auprès d'experts cliniques.

1.7 Évaluation des images médicales

Présentement, il existe peu de méthodes d'évaluation de la qualité des images médicales. Bien que de nombreux articles présentent diverses méthodes de traitement d'images et d'algorithmes de rendu volumétrique dédiés à l'imagerie médicale, peu d'études se sont penchées sur des méthodes qui permettent de déterminer quelles images sont les meilleures de façon objective. Dans le passé, la qualité des images était souvent simplement basée sur l'inspection visuelle du lecteur et l'image en soi était considérée suffisante comme résultat pour démontrer la pertinence ou la performance d'une nouvelle technique de visualisation (Isenberg *et al.*, 2013). De plus en plus, les chercheurs privilégient des méthodes plus objectives, qui permettent d'attribuer une mesure quantitative à la qualité perçue des images.

Parmi les métriques existantes pour évaluer la qualité d'une image, on retrouve l'intelligibilité, qui se définit comme étant la capacité d'une image à communiquer l'information importante à l'observateur. En imagerie médicale, on détermine souvent le niveau d'intelligibilité d'une image par sa capacité de permettre d'effectuer un diagnostic, d'où on peut calculer la sensibilité et la spécificité (Pommert et Höhne, 2002). Il existe également la notion de fidélité, c'est-à-dire la capacité de l'image à reproduire la réalité. Cette définition de qualité est considérée plus technique et permet souvent de vaincre certaines limitations de l'intelligibilité. Par exemple, le concept d'intelligibilité ne se prête pas bien à des applications autres que le diagnostic, comme la planification d'interventions ou la segmentation d'images. La fidélité est souvent mesurée en comparant l'image avec un modèle anatomique ou un cadavre (Pommert et Höhne, 2002).

Selon Morineau *et al.* (2013), il est important de considérer l'aspect d'intelligibilité, puisque la fidélité par elle-même n'est pas suffisante pour évaluer une image. Les auteurs décrivent l'intelligibilité comme étant liée à la perception, qui varie d'une personne à une autre selon plusieurs facteurs, dont l'état cognitif et l'expérience. La perception humaine étant un processus qui est dit descendant (« *top-down* »), l'humain est prédisposé à percevoir les informations plus générales en premier, puis les détails par la suite. Cette méthode de traitement de l'information nous permet de comprendre rapidement ce qui est devant nous, en portant une attention plus particulière à certains éléments selon notre expérience et nos objectifs personnels. Cela signifie que, pour une même image, différentes personnes pourront percevoir différentes informations. Morineau *et al.* (2013) se sont basés sur ces principes de perception descendante pour catégoriser l'information contenue dans une image selon sa pertinence pour les cliniciens, en prenant en considération leur domaine de travail et leur niveau d'expertise.

Une autre façon de valider une image médicale est de se fier à l'avis d'experts du domaine, tels que des médecins, technologues en radiologie et autres professionnels de la santé qui visualisent des images médicales au quotidien. Cependant, les articles dans lesquels les chercheurs ont réellement interagi avec des experts du domaine afin de bien comprendre leurs

besoins en termes de visualisation sont limités; une revue systématique réalisée par Isenberg et al. (2013) a démontré que, dans la plupart des cas, les chercheurs vont se fier à des exigences connues du domaine, plutôt que de collaborer directement avec des experts afin de déterminer de façon plus concrète quels sont les besoins réels en termes de visualisation. Dans le cadre de ce mémoire, nous avons sollicité la participation d'experts en échographie cardiaque, tels que des cardiologues, technologues en échographie cardiaque et autres professionnels travaillant avec des images d'échographies cardiaques au quotidien, ce qui permettra de s'assurer que la méthode développée basée sur le F+C respecte les besoins et les exigences des utilisateurs de plateformes d'échographies cardiaques.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS ET HYPOTHÈSE

2.1 Problématique

Malgré la pertinence de l'échographie 3D/4D dans le contexte de maladies cardiovasculaires, cette technologie présente toujours certaines limitations. Tout d'abord, les échographies sont des images normalement très bruitées, ce qui rend leur interprétation difficile et nuit à la qualité de plusieurs techniques de visualisation, dont le rendu volumétrique (Zhu *et al.*, 2017). Bien qu'il existe des méthodes de traitement d'images dédiées au filtrage du bruit, ces techniques ne se prêtent pas aussi bien aux échographies, étant donné que le bruit dans ces images possède une intensité similaire aux structures anatomiques.

La plupart des plateformes commerciales possèdent des paramètres qui permettent à l'utilisateur clinique d'optimiser la visualisation des échographies 3D/4D. Ces paramètres permettent de modifier certaines caractéristiques du rendu volumétrique, dont la fonction de transfert d'opacité. Les paramètres retrouvés présentement dans les plateformes commerciales constituent une solution partielle au problème de bruit dans les images d'échographies, étant donné qu'ils permettent d'atténuer le bruit et de le rendre moins visible, entre autres par l'entremise de filtres et d'ajustement de la fonction de transfert d'opacité. Par contre, en ajustant ces paramètres, il y a souvent un compromis à faire entre la visualisation des composantes d'intérêt et la quantité d'information contextuelle à retenir. Par exemple, dans le cas de maladies cardiaques congénitales, les valves du cœur sont généralement les structures d'intérêt pour les cliniciens, étant donné que ces maladies sont habituellement associées à une anomalie des valves et de leur fonctionnement. Cependant, lorsqu'on ajuste les paramètres pour optimiser la valve, il y a souvent un problème d'occlusion causé par la quantité d'information contextuelle, c'est-à-dire l'information des structures anatomiques avoisinantes. Le défi consiste à faire ressortir les valves tout en conservant un niveau d'information de contexte adéquat.

2.2 Objectifs

Le premier objectif du projet est de développer une nouvelle méthode de visualisation d'échographies 3D/4D basée sur le concept F+C, permettant aux utilisateurs cliniques de séparer l'ajustement des paramètres en deux régions distinctes: la région d'intérêt, ainsi que la région de l'anatomie contextuelle qui l'entoure.

Le deuxième objectif est d'évaluer si la méthode conventionnellement utilisée par les plateformes commerciales exige que les utilisateurs cliniques fassent un compromis entre les valeurs des paramètres pour la région d'intérêt et celles du contexte.

Le troisième objectif est de déterminer si la méthode proposée avec F+C permet aux utilisateurs cliniques de conserver une plus grande quantité d'information contextuelle comparativement à la méthode conventionnelle.

Finalement, le quatrième et dernier objectif est d'observer de façon qualitative laquelle des deux méthodes permet d'offrir une meilleure visualisation selon les utilisateurs cliniques.

2.3 Hypothèses

1. Avec la méthode conventionnelle, les utilisateurs font un compromis entre la valve et le contexte lors de l'ajustement des paramètres.
2. La nouvelle méthode basée sur le F+C permet de conserver une plus grande quantité d'information contextuelle pertinente que la méthode conventionnelle.
3. De façon subjective, les utilisateurs ont une préférence pour la visualisation obtenue avec la nouvelle méthode basée sur le F+C qu'avec la méthode conventionnelle.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Introduction à la méthodologie

Le projet a d'abord débuté par une observation du travail des cliniciens avec les images d'échographies afin d'acquérir une bonne compréhension des enjeux présents. Par la suite, la méthode conventionnellement employée par les plateformes commerciales a été implémentée à l'intérieur du module Echo Volume Render, puis une étude pilote a été réalisée pour valider l'importance des différents paramètres du module auprès d'experts cliniques à Philadelphie. Ensuite, une nouvelle méthode basée sur le concept de «*focus + context*» (F+C) a été implémentée à l'intérieur du module Echo Volume Render afin de proposer une solution potentielle aux enjeux présentement rencontrés en clinique avec la méthode conventionnelle. Une étude usager a ensuite été réalisée auprès d'experts cliniques à Montréal et à Philadelphie afin de comparer la méthode conventionnelle et la nouvelle méthode basée sur le F+C.

3.2 Implémentation de la méthode conventionnelle

Suite à l'observation du travail des cliniciens avec les images d'échographies, les paramètres de visualisation des plateformes commerciales ont été émulés, au meilleur de nos connaissances, à l'intérieur du module Echo Volume Render du logiciel 3D Slicer. Les sections qui suivent présentent le Echo Volume Render ainsi que les paramètres qui ont été implémentés à l'intérieur de ce module, en se basant sur la théorie du rendu volumétrique qui a été présentée au chapitre 1.

3.2.1 Le module Echo Volume Render

3D Slicer est un logiciel à code source ouvert qui permet de visualiser et de manipuler des images médicales pour améliorer les techniques d'interprétation dans un contexte de recherche en imagerie médicale (Fedorov *et al.*, 2012). La communauté 3D Slicer regroupe de nombreux

développeurs et chercheurs de partout à travers le monde qui visent à développer des outils de recherche dédiés à l'imagerie médicale, tels que des outils de segmentation, de thérapie guidée par imagerie et de rendu volumétrique. Les extensions comprennent des modules avec un code Python dans lequel on peut spécifier les paramètres d'initialisation, l'interface graphique et la logique du module.

3D Slicer possède un module général pour le rendu volumétrique d'images 3D; toutefois, étant donné la nature particulière des échographies cardiaques, ce module ne répond pas aux besoins des utilisateurs cliniques pour ce type d'images et demeure plus utile pour les modalités d'imagerie où il est possible de différencier les tissus par leur intensité, telles que l'IRM et la tomodensitométrie. C'est ainsi que le module Echo Volume Render a été réalisé, ayant comme objectif principal de développer une plateforme dédiée au rendu volumétrique d'échographies cardiaques en employant des méthodes similaires à celles des plateformes commerciales, pour ensuite l'utiliser comme outil de recherche pour développer de nouvelles méthodes de visualisation permettant de vaincre les limitations présentes sur le marché.

Le module Echo Volume Render a été développé à l'intérieur de l'extension SlicerHeart, une plateforme dans 3D Slicer qui englobe un ensemble d'outils d'analyse et d'évaluation spécifiques aux images cardiaques (Lasso *et al.*, 2022). Le module Echo Volume Render utilise la librairie externe VTK (« *The Visualization Toolkit* ») ainsi que certaines fonctionnalités du module de rendu volumétrique de base de 3D Slicer.

3.2.1.1.1 L'interface du Echo Volume Render

L'interface du module Echo Volume Render (*Voir* Figure 3.1) possède des paramètres de visualisation similaires à ceux des plateformes commerciales, qui sont familiers auprès d'utilisateurs cliniques. Ces paramètres permettent d'optimiser la visualisation de l'échographie de façon intuitive par l'entremise de boutons coulissants, ce qui évite à l'utilisateur de manipuler des fonctions complexes telles que la fonction de transfert d'opacité.

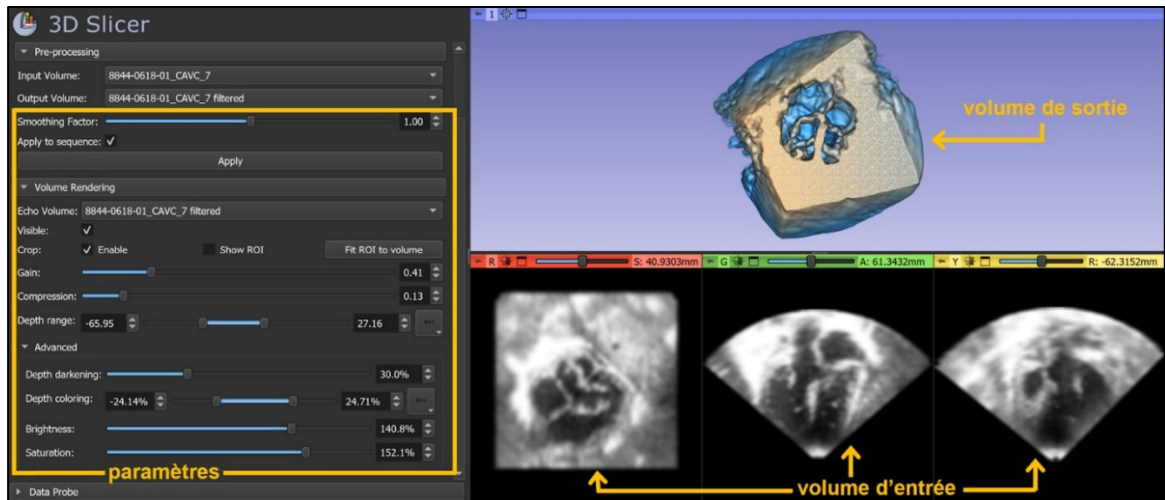


Figure 3.1 Interface du module Echo Volume Render

Comme données d'entrée (« *Input Volume* »), le module nécessite une échographie 3D ou 4D acquise au préalable par une sonde d'ultrasons faisant partie d'un système d'échographie commerciale. Le volume de sortie (« *Output Volume* ») est généré lorsque l'utilisateur appuie sur la touche « *Apply* ». Il s'agit de l'échographie 3D/4D obtenue suite au procédé de rendu volumétrique.

3.2.1.1.2 Le paramètre *smoothing factor*

Afin de permettre à l'utilisateur d'augmenter ou de diminuer de façon intuitive l'effet de lissage sur le volume d'échographie, le paramètre *smoothing factor* a été ajouté à l'interface du Echo Volume Render (Voir Figure 3.2). Ce paramètre permet d'effectuer le lissage des pixels grâce au filtre Gaussien décrit au chapitre 1. La valeur du paramètre de *smoothing* choisie par l'utilisateur, qui se situe entre 0 et 2, correspond à une valeur en millimètres qui est ensuite divisée par l'espacement des voxels dans les axes x, y et z en millimètres par voxels, ce qui donne la valeur de l'écart type pour chaque dimension mesurée en voxels.

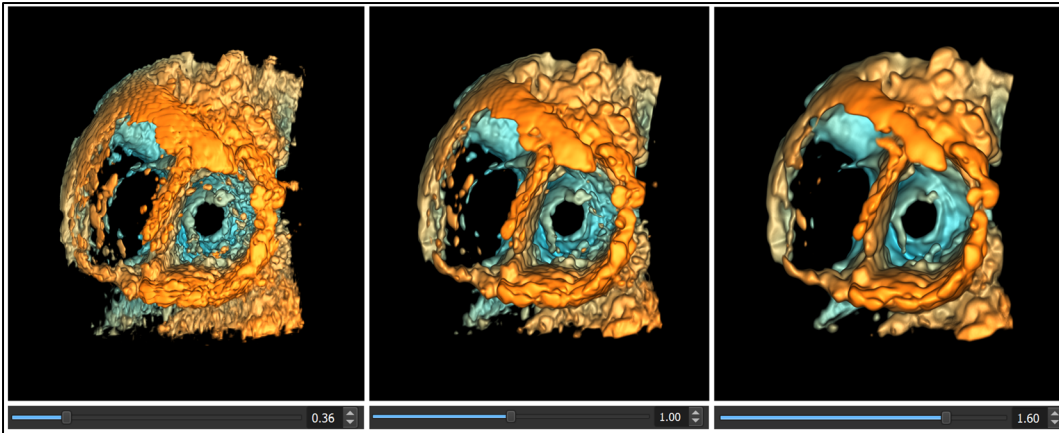


Figure 3.2 Variation du paramètre *smoothing factor* (avec *gain* = 0,49, *compression* = 0,05 et *depth range* = [-68,82; 44,12])

3.2.1.1.3 Les paramètres *gain* et *compression*

Comme il a été mentionné au chapitre 1, la fonction de transfert d'opacité (OTF) permet d'associer une opacité à chaque valeur d'intensité lors du rendu volumétrique. Pour le Echo Volume Render, cette fonction est définie par une fonction linéaire par partie ayant la forme d'une rampe, qui peut être modifiée par les paramètres *gain* et *compression* (Voir Figure 3.3).

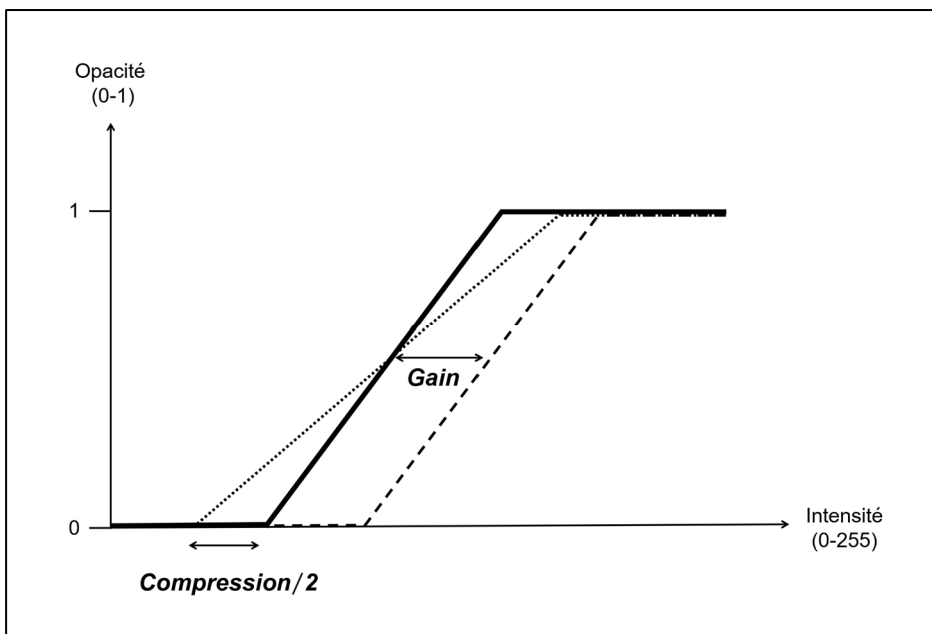


Figure 3.3 Fonction de transfert d'opacité avec les paramètres *gain* et *compression*

Le paramètre *gain* permet de déplacer la OTF de gauche à droite sur l'axe des x, qui correspond à l'intensité des voxels (Voir Figure 3.4). Ce paramètre permet donc de modifier le seuil de transparence des composantes de l'échographie selon leur intensité. La valeur du paramètre *gain* choisie par l'utilisateur correspond au pourcentage d'intensité entre 0 et 255.

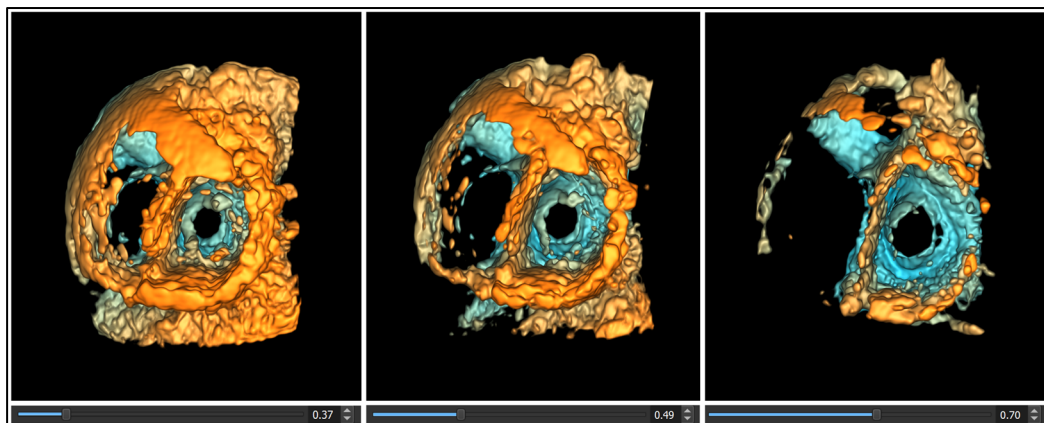


Figure 3.4 Variation du paramètre *gain* (avec *smoothing factor* = 1,0, *compression* = 0,05 et *depth range* = [-68,82; 44,12])

Le paramètre *compression*, qui correspond également à un pourcentage d'intensité entre 0 et 255, permet de modifier la pente de la OTF pour ajuster la transition d'opacité pour les valeurs correspondantes d'intensité (Voir Figure 3.5). Par exemple, une compression égale à zéro donne une fonction de type échelon. Ce paramètre, inspiré des plateformes commerciales, permet d'ajuster l'acuité du volume d'échographie selon la préférence de l'utilisateur.

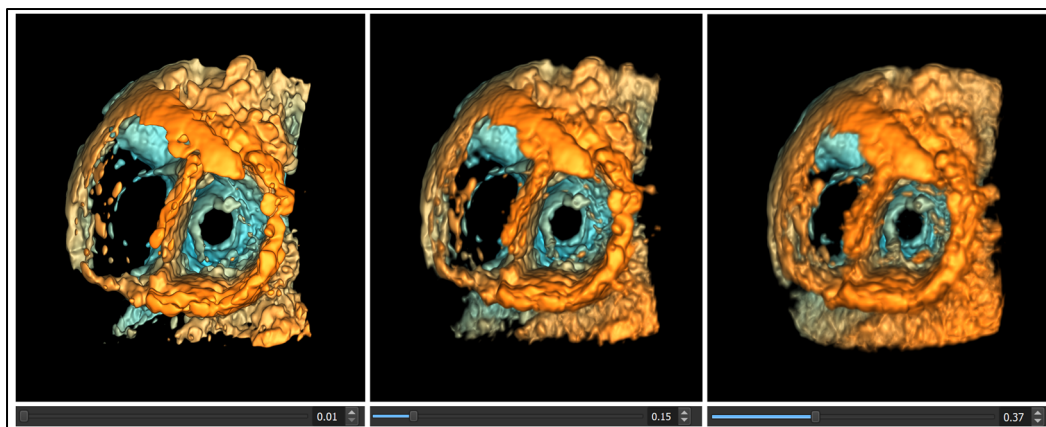


Figure 3.5 Variation du paramètre *compression* (avec *smoothing factor* = 1,0, *gain* = 0,49 et *depth range* = [-68,82; 44,12])

3.2.1.1.4 Le paramètre *cropping*

Il est souvent utile de pouvoir « couper » à travers une partie du volume afin de visualiser des structures anatomiques plus profondes. Le paramètre *cropping* permet à l'utilisateur d'effectuer un recadrage du volume d'échographie, en sélectionnant une certaine région d'intérêt (ROI) délimitée par un prisme rectangulaire, que l'on appellera désormais la « boîte de *cropping* » (Voir Figure 3.6). Le paramètre *cropping* permet à l'utilisateur de modifier la taille de la boîte de *cropping* afin d'éliminer tout ce qui se retrouve à l'extérieur. En clinique, le paramètre *cropping* est habituellement utilisé pour enlever l'information qui se retrouve en avant de la valve, afin de pouvoir mieux la visualiser. Il est également possible de faire la rotation de la boîte de *cropping* dans les trois axes, ce qui permet de l'orienter de sorte qu'elle soit parallèle à l'ouverture de la valve pour mieux la visualiser.

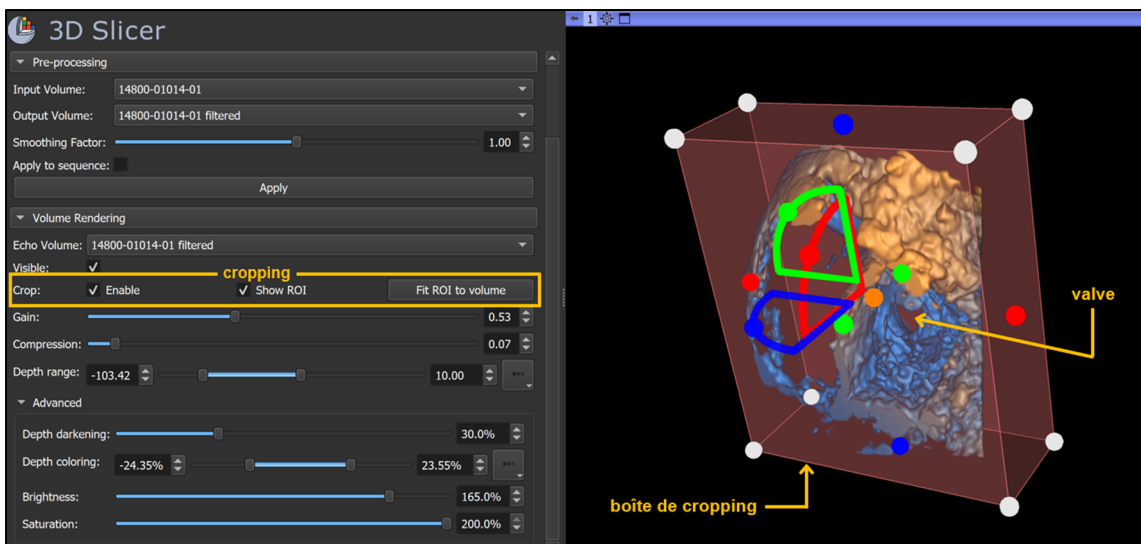


Figure 3.6 Le paramètre *cropping* dans le module Echo Volume Render

Cette fonctionnalité, également présente dans les plateformes commerciales, est une solution au problème d'occlusion de certaines composantes anatomiques à l'intérieur du volume d'échographie. Toutefois, il s'agit d'une solution partielle, étant donné que le recadrage enlève une grande quantité d'information contextuelle qui pourrait être pertinente à l'interprétation de l'anatomie du patient. La nouvelle méthode de visualisation basée sur le F+C qui a été développée dans le cadre du présent projet vise à proposer une meilleure solution au problème

d'occlusion, permettant de réduire la quantité d'information contextuelle plutôt que de l'enlever complètement.

3.2.1.1.5 Le paramètre *depth range*

Dans l'interface du module Echo Volume Render, le paramètre *depth range* permet d'ajuster la profondeur du jaune et du bleu afin de modifier le dégradé de couleur entre le jaune et le bleu (Voir Figure 3.7). Il s'agit d'une implémentation de la convention de couleur présentée au chapitre 1, où les valeurs choisies par l'utilisateur pour le paramètre *depth range* correspondent aux valeurs H_{p1} et H_{p2} des équations (1.1) et (1.2). Les valeurs du paramètre *depth range* sont exprimées en millimètres.

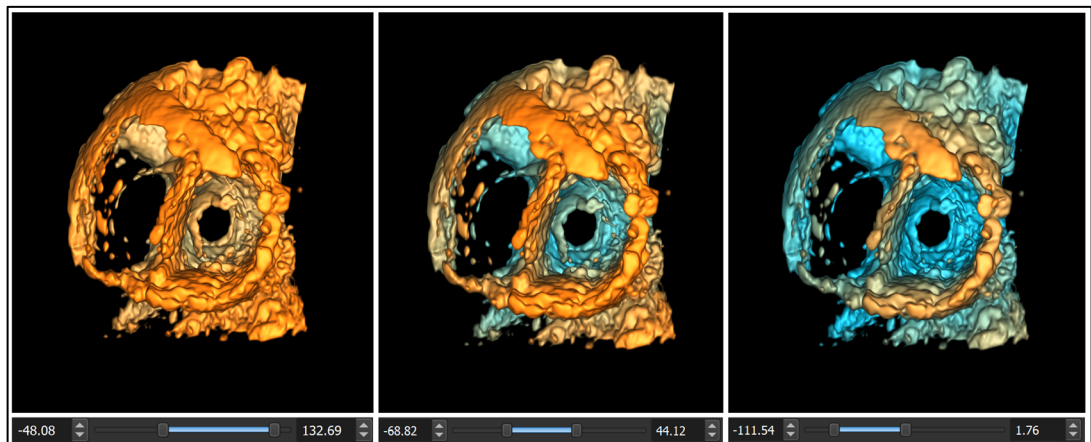


Figure 3.7 Visualisation d'une échographie pour différentes valeurs du paramètre *depth range* (avec *smoothing factor* = 1,0, *gain* = 0,49 et *compression* = 0,05)

3.3 Étude pilote auprès de cliniciens experts du Children's Hospital of Philadelphia

Afin de mieux comprendre les préférences des utilisateurs face aux paramètres du Echo Volume Render, une étude pilote a été menée auprès d'utilisateurs cliniques au Children's Hospital of Philadelphia. Cette étude pilote a reçu l'approbation éthique du *Institutional Review Board* du Children's Hospital of Philadelphia et a également fait l'objet d'une évaluation éthique par le comité d'éthique de la recherche (CÉR) de l'ÉTS. L'hypothèse pour

cette étude pilote était que la valeur optimale pour les paramètres les plus importants n'est pas subjective et qu'il y a consensus entre les experts.

Lors de cette étude, 6 utilisateurs cliniques, dont 4 femmes et 2 hommes, ont effectué la tâche d'optimisation des paramètres du Echo Volume Render pour cinq échographies considérées comme étant de haute qualité par les cliniciens du Children's Hospital of Philadelphia. Cette tâche d'optimisation consistait à ajuster les paramètres présentés sur la plateforme Echo Volume Render jusqu'à l'obtention de la visualisation jugée comme étant la meilleure selon les experts. Afin de déterminer si les utilisateurs ont réellement des préférences similaires quant à l'ajustement des paramètres de visualisation d'échographies, l'objectif était de comparer les valeurs choisies lors de l'ajustement des paramètres pour voir s'il existe une variation d'un expert clinique à un autre.

Afin de réduire le temps nécessaire pour compléter les tâches d'optimisation, le paramètre *cropping* a été omis de l'étude pilote. Le paramètre *cropping* a été optimisé au préalable par une assistante de recherche expérimentée avec la visualisation d'échographies. Parmi les 6 utilisateurs cliniques, 3 occupaient un emploi en tant que technologues en échographie cardiaque et 3 étaient fellows en cardiologie. Les utilisateurs cliniques avaient en moyenne 10 ans d'expérience dans leur emploi actuel. Aucun utilisateur n'était daltonien. Tous les utilisateurs avaient une vision normale ou corrigée à la normale à l'aide de lentilles telles que des lunettes ou des verres de contact. La Figure 3.8 présente les résultats obtenus pour les paramètres *smoothing factor*, *gain*, *compression* et *depth range* lors de l'étude pilote.

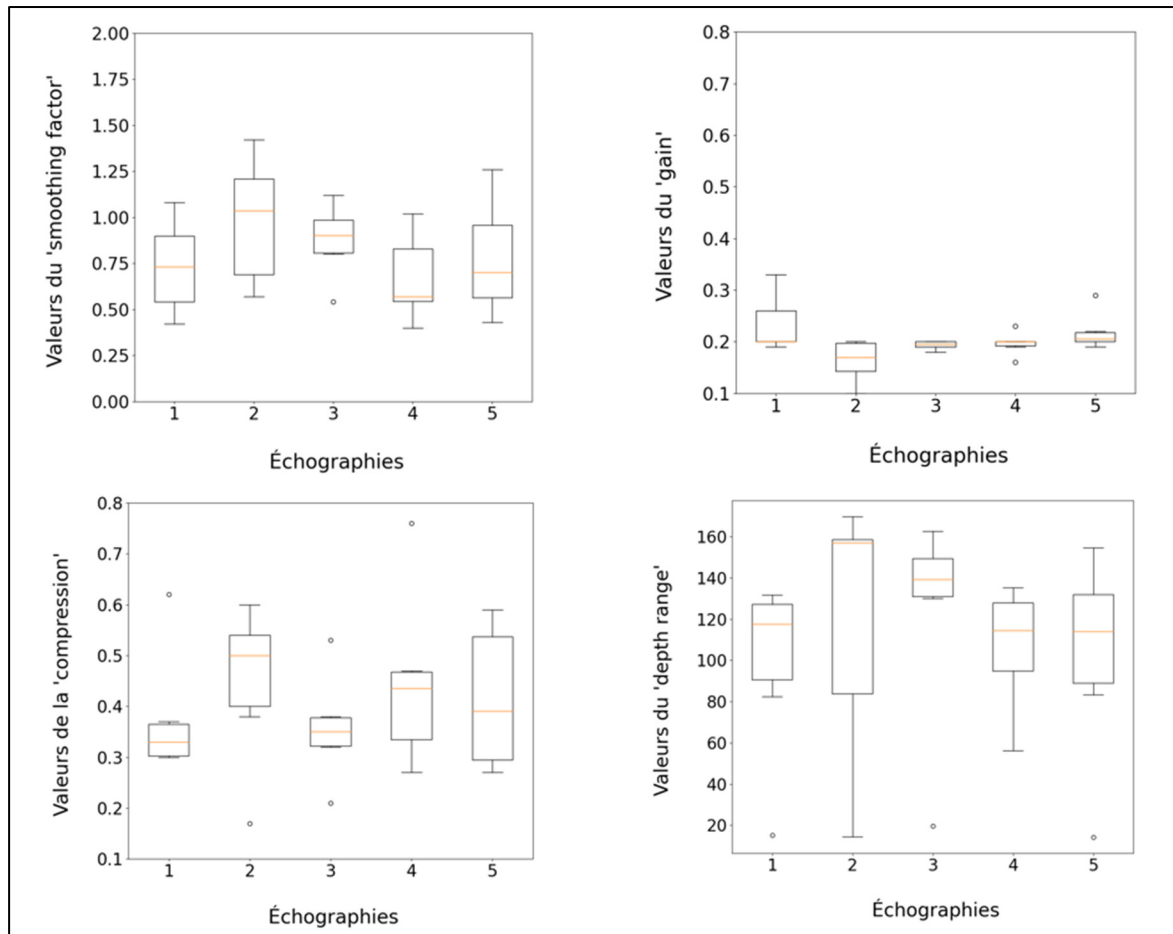


Figure 3.8 Résultats des valeurs obtenues pour les paramètres *smoothing factor*, *gain*, *compression* et *depth range*

Selon la Figure 3.8, le paramètre *gain* semble avoir des valeurs moins réparties que les autres paramètres, ce qui veut dire que les experts étaient, en général, plus en accord sur la valeur optimale pour ce paramètre. Une analyse ANOVA multifactorielle confirme ce résultat, où l'expert clinique n'a pas présenté d'effet significatif sur la valeur du paramètre *gain* (p -value = 0.1848).

En ce qui concerne les paramètres *smoothing factor*, *compression* et *depth range*, un effet significatif de l'expert sur la valeur choisie a été observé (*smoothing* : p -value = 0.0167; *compression* : p -value = 0.0009; *depth range* : p -value < 0.00005), ce qui signifie que les experts cliniques étaient moins en accord avec la valeur optimale pour ces paramètres.

Suite à la tâche d'optimisation des échographies, les utilisateurs ont également répondu à un questionnaire qui avait pour objectif de recueillir de l'information sur l'utilité des paramètres du Echo Volume Render selon les utilisateurs cliniques. Selon les résultats de ce questionnaire, les paramètres *gain* et *smoothing factor* ont été considérés comme étant les paramètres les plus utiles par 83% des experts cliniques. En ce qui concerne les paramètres *compression* et *depth range*, ceux-ci ont été relevés comme étant parmi les paramètres les plus utiles chez 50% des experts cliniques.

3.4 Conception et implémentation de la nouvelle méthode de visualisation avec F+C

Afin de proposer une solution au problème d'occlusion des régions d'intérêt par l'anatomie contextuelle, une nouvelle méthode de visualisation d'échographies basée sur le concept de F+C a été développée à l'intérieur du module Echo Volume Render.

Étant donné que les résultats de l'étude pilote ont démontré que le *gain* était parmi les paramètres les plus utiles, il a été jugé pertinent de développer une nouvelle méthode visant à offrir aux utilisateurs cliniques plus de flexibilité quant à l'ajustement de ce paramètre. Comme il a été présenté précédemment, la version actuelle du module Echo Volume Render ne possède qu'une seule fonction de transfert d'opacité, qui permet de moduler l'opacité des voxels grâce aux paramètres *gain* et *compression*. Dans la nouvelle version du module qui a été développée avec le concept F+C, une deuxième fonction de transfert d'opacité a été implémentée, permettant à l'utilisateur de modifier ces paramètres dans deux régions distinctes : une région d'intérêt ainsi qu'une région de contexte.

La Figure 3.9 présente un schéma de la répartition des régions d'intérêt et de contexte pour le rendu volumétrique de la méthode proposée avec F+C.

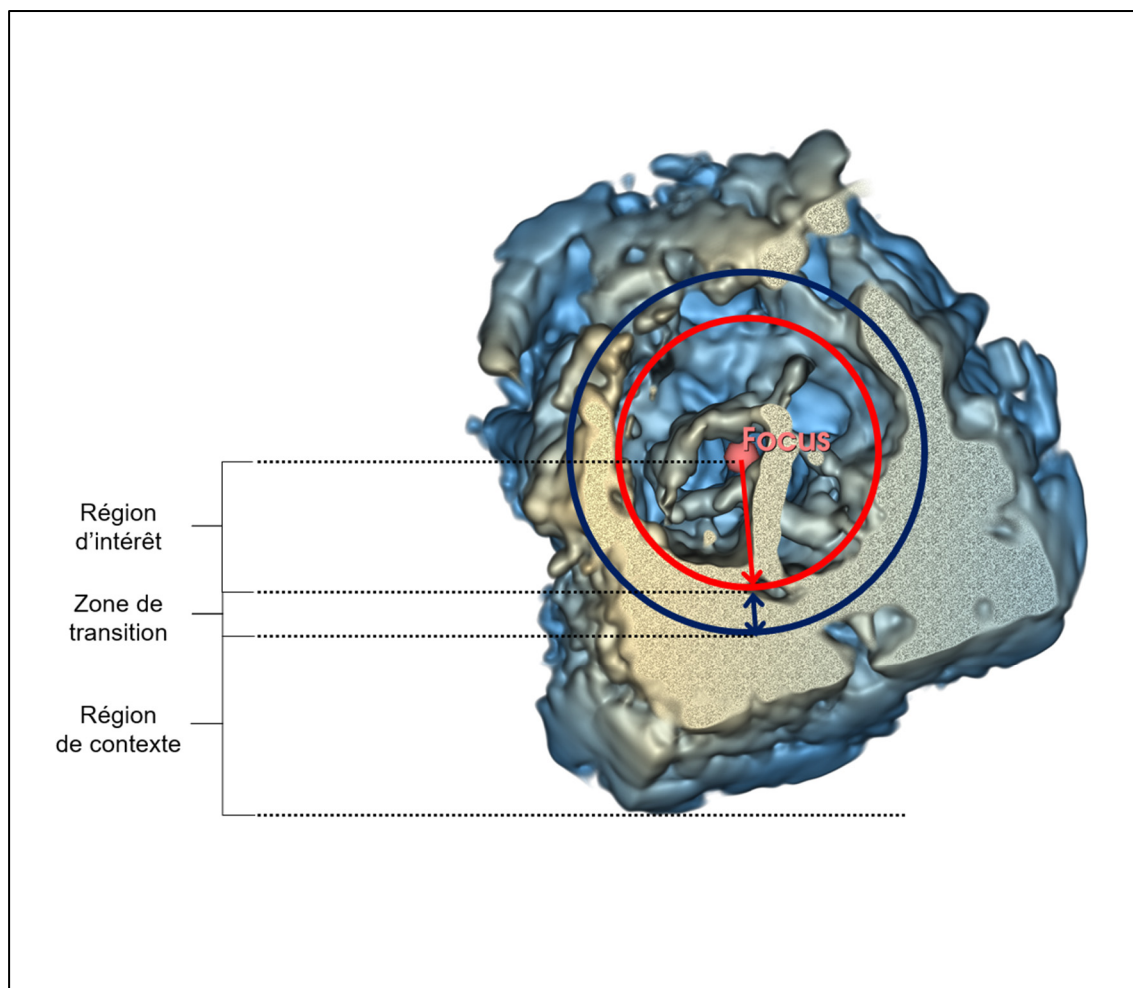


Figure 3.9 Schéma de la répartition de la région d'intérêt, la région de contexte et la zone de transition pour le rendu volumétrique avec F+C

La région d'intérêt présentée à la Figure 3.9 est délimitée par une sphère pour laquelle le rayon peut être modifié par l'utilisateur grâce au paramètre *focus sphere radius* présent dans l'interface, qui est présentée à la Figure 3.10. Il est également possible de modifier les coordonnées du centre de la sphère en déplaçant le point « Focus » avec le curseur de la souris d'ordinateur dans la vue 3D ou dans l'une des trois vues 2D (Voir Figure 3.10).

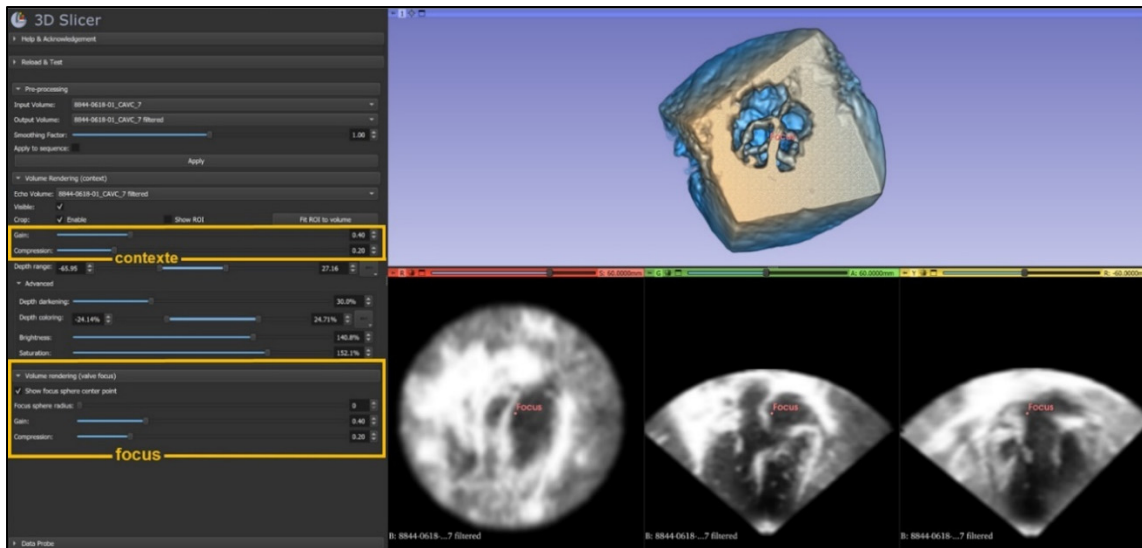


Figure 3.10 Interface usager de la version proposée du Echo Volume Render basée sur le F+C

Lors du « ray-casting », le rendu volumétrique des voxels se trouvant à l'intérieur de la région de focus sera effectué en utilisant les valeurs des paramètres *gain* et *compression* situés sous l'onglet « Volume Rendering (focus) » (Voir Figure 3.10). Les paramètres *gain* et *compression* situés dans « Volume Rendering (context) » (Voir Figure 3.10) modifient la fonction de transfert d'opacité uniquement pour les voxels se trouvant à l'extérieur de la sphère d'intérêt.

Afin d'éviter une transition brusque entre les régions de focus et de contexte, une zone de transition a été implémentée, permettant d'effectuer une interpolation entre les valeurs des paramètres de *gain* et de *compression* des deux régions (Voir Figure 3.9). Une distance d'interpolation d'une grandeur de 10% du rayon de focus a été jugée comme étant adéquate étant donné qu'elle permet d'obtenir une transition à peine perceptible à l'œil.

3.5 Étude usager

Afin de valider l'utilité de la méthode F+C pour la visualisation d'échographies cardiaques 3D/4D, une étude usager a été réalisée auprès d'experts cliniques en milieu hospitalier à Montréal ainsi qu'à Philadelphie. Cette étude avait pour objectif de vérifier les hypothèses mentionnées précédemment en comparant la méthode F+C avec la méthode conventionnelle, c'est-à-dire la méthode présentement employée par les plateformes commerciales et qui se retrouve également dans la version actuelle du Echo Volume Render.

Lors de cette étude, les experts cliniques avaient comme tâche principale d'ajuster un ensemble de paramètres pour une série de cinq échographies, jusqu'à l'obtention de la visualisation jugée comme étant la meilleure selon leur expertise clinique et en fonction de leurs connaissances sur la pathologie présentée. Dans un premier temps, les experts cliniques devaient ajuster les paramètres pour ces cinq échographies en utilisant la méthode conventionnelle. Dans un deuxième temps, la tâche d'optimisation a été répétée pour les mêmes cinq échographies, cette fois-ci avec la méthode F+C. Pour chacune des échographies, trois paramètres ont été présentés : le *gain*, la *compression* et le *cropping*. Les tâches d'optimisation des paramètres étaient ensuite suivies d'un post-questionnaire avec des questions permettant de recueillir la rétroaction des experts cliniques en ce qui concerne les deux méthodes.

Selon l'hypothèse 1, avec la méthode conventionnelle, les utilisateurs cliniques font un compromis entre la valve et le contexte lors de l'ajustement des paramètres. Plus spécifiquement, cette hypothèse stipule qu'avec la méthode conventionnelle, les utilisateurs cliniques choisissent une valeur des paramètres qui se retrouve entre la valeur idéale pour la visualisation de la valve et la valeur idéale pour la visualisation de l'anatomie contextuelle. Afin de vérifier cette hypothèse, les résultats des paramètres gain seront comparés pour les deux méthodes, afin de vérifier si la valeur choisie pour le gain avec la méthode conventionnelle se retrouve entre les valeurs choisies pour le gain de la région de la valve et celui pour la région du contexte. Le paramètre compression sera également utilisé pour vérifier

l'hypothèse 1, en comparant les valeurs obtenues avec les deux méthodes de la même façon qu'avec le paramètre gain.

Selon l'hypothèse 2, la méthode F+C permet de conserver une plus grande quantité d'information contextuelle pertinente que la méthode conventionnelle. Cette hypothèse sera vérifiée grâce aux résultats obtenus pour le paramètre *cropping*. Selon cette hypothèse, les utilisateurs conserveraient un plus grand volume d'échographie avec la méthode F+C, étant donné que cette méthode permet d'ajuster la quantité d'information contextuelle sans avoir à faire un recadrage de l'image d'échographie pour enlever complètement ce qui n'est pas essentiel à la visualisation de la valve. Par conséquent, on pourrait s'attendre à un volume de *cropping* supérieur avec la méthode F+C qu'avec la méthode conventionnelle.

L'hypothèse 3, qui suppose que de façon subjective, les utilisateurs ont une préférence pour la visualisation obtenue avec la méthode proposée qu'avec la méthode conventionnelle, sera vérifiée grâce aux réponses obtenues suite au post-questionnaire. Plus spécifiquement, les réponses à ce questionnaire seront analysées afin de déterminer laquelle des méthodes permet d'obtenir une meilleure visualisation selon les utilisateurs cliniques.

3.5.1 Participants

Les participants ont été recrutés à Philadelphie au Children's Hospital of Philadelphia (CHOP), ainsi qu'à Montréal au Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) et au CHU Sainte-Justine.

Afin de recruter des experts cliniques à Montréal, le protocole de l'étude usager a fait l'objet d'une évaluation par le comité d'éthique de la recherche (CÉR) de l'ÉTS. Toutefois, étant donné que le projet a fait appel à des personnes à titre d'expert, les personnes interpellées ne correspondaient pas à la définition de participants selon l'Article 2.1 de l'Énoncé de politique des trois Conseils – Éthique de la recherche avec des êtres humains (ÉPTC2). En conséquence, une exemption d'un certificat d'éthique a été reçue de la part du CÉR de l'ÉTS pour le

recrutement d'experts cliniques dans la région de Montréal. De plus, afin de recruter des experts cliniques à Philadelphie, le protocole de recherche a été évalué par le *Institutional Review Board* (IRB) du Children's Hospital of Philadelphia et un certificat d'approbation a été reçu pour recruter des experts cliniques dans leur institution.

Comme critères d'inclusion, les participants devaient occuper un emploi nécessitant la visualisation et la manipulation d'échographies cardiaques, soit en tant que médecins, cardiologues, chirurgien(ne)s cardiaque, technologues en échographie ou assistant(e)s de recherche. Comme critères d'exclusion, les participants ne devaient pas être atteints de daltonisme ni avoir une vision anormale non corrigée à l'aide de lentilles.

3.5.2 Choix des paramètres pour l'étude usager

Étant donné que les participants étaient des experts cliniques et que leur participation à l'étude usager avait lieu lors de quart de travail, la durée requise pour effectuer les tâches d'ajustement des paramètres devait être limitée. Pour cette raison, il a été déterminé qu'une durée maximale d'une heure serait visée pour l'étude usager. Afin de maximiser le nombre d'échographies à ajuster en une heure, seuls les paramètres *gain*, *compression* et *cropping* ont été sélectionnés comme étant des paramètres variables lors de l'étude usager. Les sections qui suivent expliquent le raisonnement derrière le choix de ces paramètres variables, en s'appuyant sur les résultats de l'étude pilote.

3.5.2.1.1 Sélection des paramètres variables lors de l'étude usager

En ce qui concerne le paramètre *gain*, ce dernier a été sélectionné comme paramètre à optimiser lors de l'étude usager étant donné qu'il modifie la fonction de transfert d'opacité et donc, permet avec la nouvelle méthode d'obtenir une opacité différente dans la région du contexte et dans la région d'intérêt, pour les mêmes valeurs d'intensités. C'est pour cette même raison que le paramètre *compression* a également été choisi comme variable lors de l'étude. Ces deux

paramètres permettront de vérifier l'hypothèse 1, qui suggère que les utilisateurs cliniques font un compromis entre la valve et le contexte lors de l'ajustement des paramètres.

Étant donné que la méthode F+C permet d'ajuster la quantité d'information contextuelle de façon indépendante à la région dans laquelle se trouve la valve, l'hypothèse 2 suggère que la méthode F+C permet de conserver une plus grande quantité d'information contextuelle que la méthode conventionnelle. Plus spécifiquement, au lieu de se fier uniquement au paramètre *cropping* pour enlever l'information superflue du contexte, la méthode F+C offre plus de contrôle quant à l'ajustement du contexte. Cela pourrait, en revanche, faire en sorte que la quantité d'information enlevée par le paramètre *cropping* soit inférieure avec la méthode F+C qu'avec la méthode conventionnelle. Afin de vérifier cette hypothèse, le paramètre *cropping* a été sélectionné comme variable, dans l'objectif de déterminer s'il existe une différence dans l'utilisation du paramètre *cropping* pour les deux méthodes.

Les angles de rotation de la boîte de *cropping* ont été fixés au préalable par une assistante de recherche expérimentée dans le domaine de l'échographie cardiaque. Cela a permis non seulement de limiter le nombre de variables à l'étude, mais aussi de faciliter la comparaison d'une méthode à l'autre en se concentrant uniquement sur le volume de la boîte de *cropping* lors de l'ajustement de ce paramètre. Ainsi, lors de l'étude, seules les dimensions dans les trois axes de la boîte qui délimite la région d'intérêt (ROI) pouvaient être modifiées. Les angles ont été fixés de sorte que la boîte de *cropping* soit parallèle à l'annulus de la valve, c'est-à-dire l'anneau autour de la valve qui sert de jonction entre le ventricule et l'oreillette (*Voir Figure 3.11*).

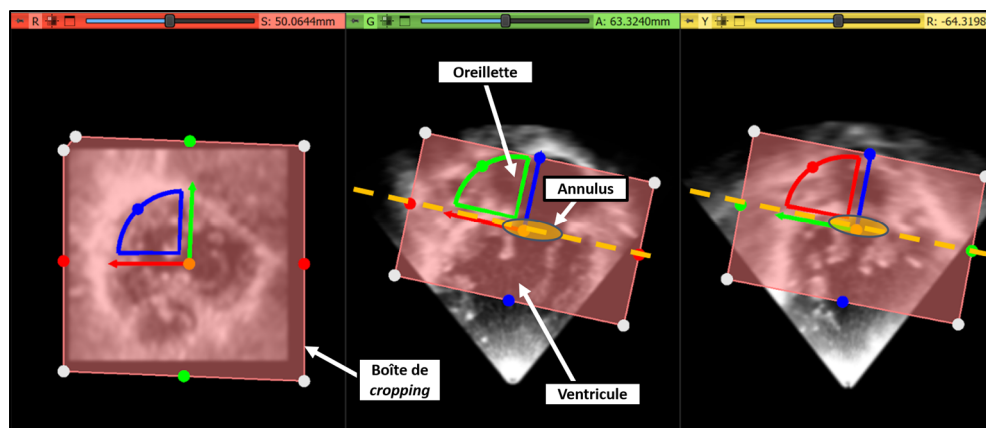


Figure 3.11 Angles de rotation de la boîte de *cropping* fixés de façon parallèle à l'annulus, présenté par les lignes jaunes pointillées

3.5.2.1.2 Sélection des paramètres fixes lors de l'étude usager

Comme il a été mentionné plus tôt, l'étude pilote menée auprès d'utilisateurs cliniques au Children's Hospital of Philadelphia a relevé que les paramètres *smoothing factor* et *gain* étaient, de façon subjective, les paramètres les plus utiles en ce qui concerne l'ajustement de la visualisation d'échographies avec le Echo Volume Render. Cependant, nous n'avons pas été en mesure de réaliser une implémentation du paramètre *smoothing factor* qui soit suffisamment interactive pour l'étude usager étant donné la quantité de calcul impliquée. De plus, peu de raisons portent à croire que les valeurs choisies pour le paramètre *smoothing factor* dans la version actuelle du Echo Volume Render constituent un compromis entre la région d'intérêt et celle du contexte. Pour ces raisons, le *smoothing factor* n'a pas été considéré comme variable lors de l'étude usager. Toutefois, la supposition que les utilisateurs ne font pas de compromis entre le *smoothing factor* pour la région d'intérêt et le contexte devra être confirmée lors de travaux futurs.

De plus, étant donné que le paramètre *depth range* a été jugé, de façon subjective, comme étant moins pertinent lors de l'étude pilote, ce paramètre a également été omis de la présente étude. Par conséquent, le dégradé de couleur qui varie du jaune au bleu a été fixé au préalable par une assistante de recherche expérimentée dans la visualisation d'échographies cardiaques, de sorte à ce que les couleurs des échographies ressemblent le plus possible à ce qu'on retrouverait

avec les plateformes commerciales pour offrir aux participants experts une visualisation qui leur est familière.

Pour la méthode F+C, le rayon de la sphère d'intérêt ainsi que sa position dans l'espace ont également été fixés par l'assistante de recherche. Étant donné que l'objectif principal de l'étude était de comparer l'ajustement des paramètres avec la méthode conventionnelle et la méthode F+C, il n'a pas été jugé pertinent de mesurer l'ajustement de la sphère d'intérêt pour la méthode F+C. De plus, en gardant ces paramètres fixes, cela permettait de réduire la complexité des tâches à effectuer par les participants et ainsi limiter le temps nécessaire pour compléter l'étude.

3.5.3 Jeu de données d'échographies

Les échographies qui ont été utilisées dans le cadre de l'étude usager proviennent d'acquisitions effectuées sur des patients au Children's Hospital of Philadelphia. Un certificat d'approbation a été émis par le *Institutional Review Board* (IRB) du Children's Hospital of Philadelphia pour l'utilisation de ces données dans le cadre du présent projet de recherche.

Afin de limiter la variabilité d'une échographie à une autre lors de l'étude usager, nous avons choisi de sélectionner des échographies provenant de patients ayant reçu un même diagnostic. Suite à cette décision, cinq échographies pédiatriques provenant de cinq patients différents atteints d'un défaut du canal atrioventriculaire ont été choisies. Ces patients ont chacun subi une procédure de réparation du canal atrioventriculaire avant l'échographie; il s'agit donc d'acquisitions ayant pour objectif de vérifier le bon fonctionnement des valves suite à l'intervention chirurgicale afin de valider son succès.

Pour s'assurer d'être à jour avec la technologie actuellement utilisée en milieu hospitalier, les échographies choisies pour l'étude ont été acquises de 2018 à aujourd'hui. De plus, nous avons sélectionné des échographies qui étaient classées comme étant de bonne qualité dans la base de données du Children's Hospital of Philadelphia, afin de représenter le mieux possible ce

qu'il est possible d'obtenir en termes de visualisation avec la technologie actuellement utilisée en milieu clinique.

Comme il a été souligné, les cinq échographies choisies proviennent de patients ayant reçu un même diagnostic ainsi qu'une procédure de réparation en lien avec ce diagnostic qui avait pour objectif d'effectuer une réparation des valves atrioventriculaires. Toutefois, étant donné que chaque patient est unique et qu'il existe des différences d'un cas à l'autre, une brève description tirée du dossier médical du patient a été présentée aux participants pour chacune des cinq échographies afin de donner une mise en contexte des particularités de chaque patient.

Tous les paramètres sauf le *gain*, la *compression* et le *cropping* ont été optimisés au préalable par une assistante de recherche expérimentée dans la visualisation d'échographies cardiaques. De plus, les angles de la région d'intérêt du paramètre *cropping* ont également été optimisés par l'assistante de recherche afin de pouvoir les fixer lors de l'étude usager, et ainsi seulement permettre l'option de modifier les dimensions de la boîte de *cropping*.

3.5.4 Déroulement de l'étude usager

En ce qui concerne le déroulement de l'étude, une courte présentation a d'abord été faite aux participants afin de donner des instructions et expliquer le déroulement de l'étude. Suite à cette présentation, un numéro d'identification personnel a été attribué au participant, qui sera utilisé pour l'identifier lors de chaque étape de l'étude.

Les participants ont ensuite été invités à répondre à un pré-questionnaire composé de questions à réponses courtes permettant de recueillir des informations de base, telles que l'âge, le sexe et le niveau d'expérience avec la visualisation d'échographies cardiaques. Le pré-questionnaire est présenté à l'ANNEXE I.

Par la suite, la partie 1 de l'étude consistait à ajuster les paramètres de cinq échographies avec la méthode conventionnelle, jusqu'à l'obtention de la visualisation jugée comme étant la meilleure de façon subjective selon les participants. Ensuite, pour la partie 2, la tâche d'ajustement des paramètres pour les cinq échographies a été répétée cette fois-ci avec la méthode F+C.

Finalement, comme dernière tâche, les participants ont répondu à un post-questionnaire composé de choix multiples et de réponses courtes permettant de recueillir leur rétroaction face aux deux méthodes de visualisation courtes. Ce post-questionnaire est présenté à l'ANNEXE II.

3.5.4.1.1 Partie 1 : Optimisation d'échographies avec la méthode conventionnelle

Comme première partie, les participants avaient comme tâche principale d'optimiser cinq échographies cardiaques pédiatriques, l'une à la suite de l'autre, avec la méthode conventionnelle. Les cinq échographies ont été présentées dans le même ordre pour chaque participant, afin de limiter le nombre de facteurs variables d'un participant à un autre. Par conséquent, les résultats obtenus suite à l'étude usager ne sont valides que pour cette séquence précise et la généralisation de ces résultats devra être vérifiée lors de travaux futurs. La Figure 3.12 présente la plateforme qui a été utilisée pour la partie 1.

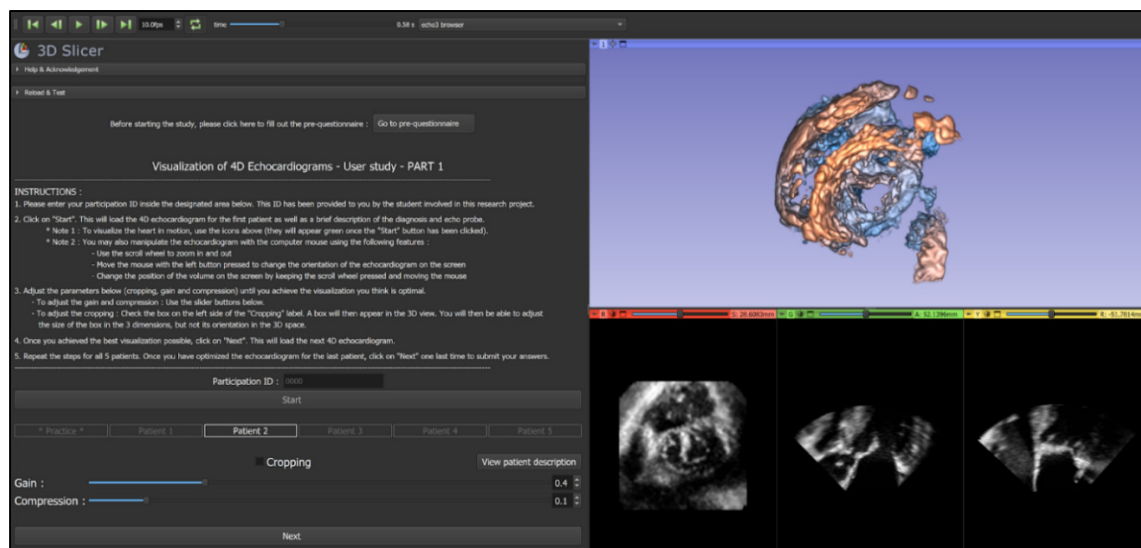


Figure 3.12 Plateforme pour la partie 1 de l'étude usager (optimisation d'échographies avec la méthode conventionnelle) dans 3D Slicer

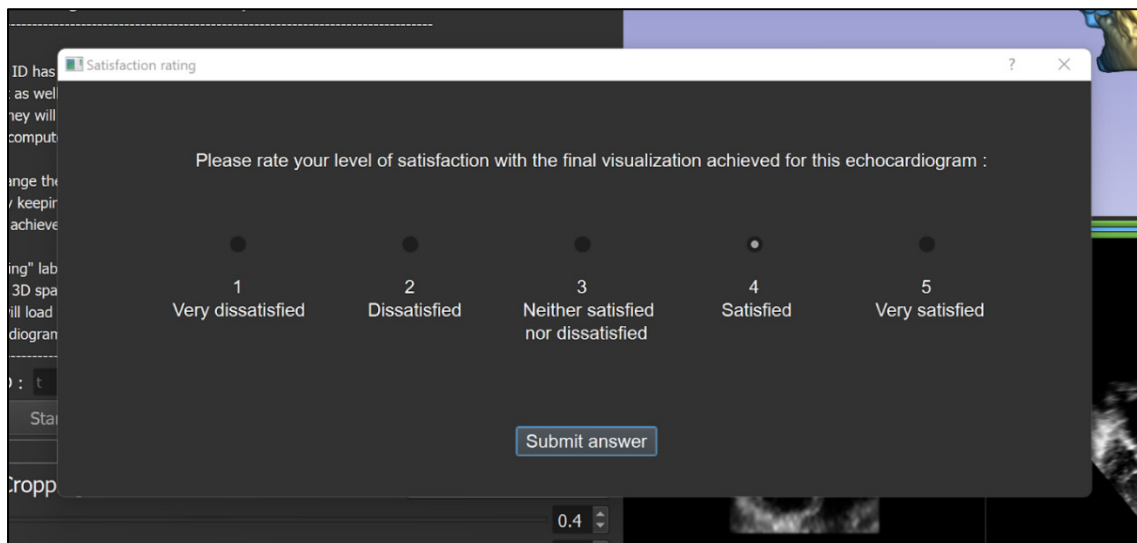
Dans cette plateforme, on retrouve d'abord un lien vers le pré-questionnaire réalisé dans Microsoft Forms (*Voir ANNEXE I*). Une fois ce questionnaire complété, les participants ont été invités à lire les instructions affichées à l'écran et d'insérer ensuite leur numéro d'identification personnel dans la case prévue à cet effet.

Par la suite, après avoir appuyé sur le bouton « *Start* », les participants ont été invités à optimiser les paramètres pour une échographie de pratique. Cette pratique avait pour objectif de permettre aux participants de se familiariser avec les paramètres avant de commencer la partie 1 de l'étude et ainsi réduire un effet d'apprentissage potentiel. Il est à noter que cette échographie provenait également d'un patient ayant subi une procédure de réparation valvulaire suite à un diagnostic du canal atrioventriculaire.

Une fois satisfaits avec la visualisation obtenue pour l'échographie de pratique, les participants ont appuyé sur « *Next* » afin de faire apparaître la première échographie, et ainsi de suite pour chacune des cinq échographies.

Lors de la pratique et de l'étude, chacune des échographies était accompagnée d'une brève description du diagnostic et du type de sonde d'échographie (transthoracique ou transoesophagienne). Les paramètres à optimiser étaient : le *gain*, la *compression* et le *cropping*. Il était également possible de manipuler le volume d'échographie avec la souris d'ordinateur et de faire jouer la séquence d'échographie afin de visualiser le mouvement des valves lors du cycle cardiaque.

De plus, suite à l'optimisation de chaque échographie, les participants étaient invités à évaluer leur niveau de satisfaction quant à la visualisation obtenue, en sélectionnant un degré sur l'échelle présentée à la Figure 3.13.



The image shows a software interface for a satisfaction rating. The window title is "Satisfaction rating". The main text asks the user to rate their satisfaction with the final visualization of an echocardiogram. Below the text is a horizontal scale with five radio buttons and corresponding labels: 1 (Very dissatisfied), 2 (Dissatisfied), 3 (Neither satisfied nor dissatisfied), 4 (Satisfied), and 5 (Very satisfied). A "Submit answer" button is positioned below the scale. The background of the window shows a blurred echocardiogram image.

Figure 3.13 Échelle du degré de satisfaction pour la visualisation d'échographie obtenue

3.5.4.1.2 Partie 2 : Optimisation d'échographies avec la méthode F+C

Pour la deuxième partie, les tâches de la partie 1 ont été répétées avec la méthode F+C. La plateforme qui a été utilisée pour cette partie de l'étude est présentée à la Figure 3.14.

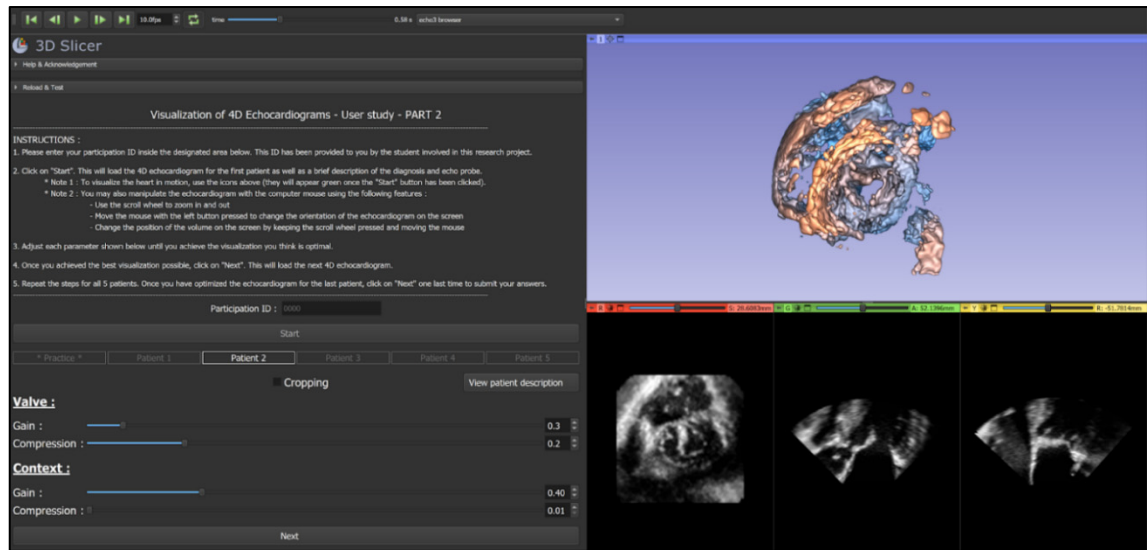


Figure 3.14 Plateforme pour la partie 2 de l'étude usager (optimisation d'échographies avec la méthode F+C) dans 3D Slicer

Afin de se familiariser avec les paramètres de cette nouvelle méthode, les participants ont également reçu une échographie pratique à optimiser avant de débiter la partie 2 : il s'agissait de la même échographie pratique qu'à la partie 1. Cette pratique a été suivie des cinq échographies de la partie précédente, qui ont été optimisées cette fois-ci avec la méthode F+C. Les échographies ont été présentées dans le même ordre qu'à la partie 1, afin d'éviter le plus possible les variations entre les deux conditions de l'étude. Évidemment, il se peut qu'un effet d'apprentissage soit observé étant donné que les utilisateurs ont déjà vu les cinq échographies à la partie précédente. Toutefois, il est attendu que cet effet aurait plutôt tendance à pousser les participants à reproduire la même visualisation une deuxième fois si les hypothèses de départ sont fausses.

Les cinq échographies de la partie 1 ont été présentées, et ce dans le même ordre qu'à la partie 1. Pour chaque échographie, les participants avaient également à leur disposition les descriptions du diagnostic et le type de sonde. Pour chacune des échographies, les participants ont optimisé deux paramètres de gain, que l'on nommera le gain focus et le gain contexte, ainsi que deux paramètres de compression, c'est-à-dire la compression focus et la compression contexte. Le paramètre *cropping* a également été ajusté de la même façon qu'à la partie 1. Suite

à chaque échographie, les participants ont également attribué un degré sur l'échelle de 1 à 5 (*Voir* Figure 3.13) pour évaluer leur satisfaction par rapport à la visualisation obtenue.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS ET ANALYSES

4.1 Introduction aux résultats de l'étude usager

La cueillette de données a été réalisée auprès de 20 experts cliniques dans le domaine de l'échographie cardiaque en milieu hospitalier, à Montréal ainsi qu'à Philadelphie. Les sections suivantes présenteront d'abord quelques données démographiques des participants obtenues suite au pré-questionnaire. Par la suite, les résultats et analyses suite aux tâches d'optimisation d'échographies aux parties 1 et 2 de l'étude seront présentés. Finalement, les rétroactions subjectives des participants obtenues suite au post-questionnaire seront également présentées.

4.2 Résultats sur les participants

L'échantillon de participants était composé de 20 experts cliniques, dont 13 femmes et 7 hommes, occupant présentement un emploi nécessitant la visualisation et la manipulation d'échographies cardiaques. Parmi ces experts, 30% étaient cardiologues, 25% technologues en échographie cardiaque, 15% fellows en cardiologie, 5% résidents ou résidentes en cardiologie et 25% assistants et assistantes de recherche travaillant au quotidien avec la visualisation d'échographies 3D dans un contexte de recherche clinique. 65% des experts cliniques occupaient un emploi au Children's Hospital of Philadelphia (CHOP), 15% au Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) et 20% au CHU Sainte-Justine.

Les experts cliniques étaient âgés entre 23 et 59 ans et la moyenne d'âge était de 40 ans. Les experts cliniques avaient, en moyenne, 8 années d'expérience dans leur emploi actuel, avec un minimum de 4 mois et un maximum de 30 ans d'expérience. Tous les experts cliniques avaient une vision normale ou corrigée à la normale à l'aide de lentilles telles que des lunettes ou verres de contact et aucun n'était daltonien.

4.3 Résultats et analyses des tâches d'optimisation d'échographies

Les valeurs des paramètres *gain*, *compression* et *cropping* de chacune des échographies ont été relevées pour chaque expert avec la méthode conventionnelle ainsi qu'avec la méthode F+C. Le degré de satisfaction de 1 à 5 attribué par chaque expert a également été relevé pour toutes les échographies optimisées, pour les deux méthodes. Les sections suivantes présentent un aperçu des résultats obtenus pour chaque paramètre.

4.3.1 Le paramètre *gain*

Avec la méthode conventionnelle, les experts cliniques n'avaient qu'un seul paramètre *gain* pour l'échographie au complet : dans les sections qui suivent, nous appellerons ce paramètre le *gain global*. Avec la méthode F+C, les experts avaient devant eux deux paramètres *gain*, c'est-à-dire un premier *gain* pour la région de la valve et un deuxième pour la région du contexte : ces paramètres seront appelés *gain focus* et *gain contexte*.

En combinant les résultats obtenus pour toutes les échographies optimisées par l'ensemble des experts cliniques, on obtient un *gain global* moyen de 0,39 pour la méthode conventionnelle. Pour la méthode F+C, on obtient un *gain focus* de 0,38 ainsi qu'un *gain contexte* de 0,55.

Le graphique à la Figure 4.1 présente la distribution du *gain global*, du *gain focus* et du *gain contexte* par échographie. À noter que le *gain global* correspond au *gain* utilisé avec méthode conventionnelle, tandis que le *gain contexte* et le *gain focus* ont été utilisés avec la méthode F+C.

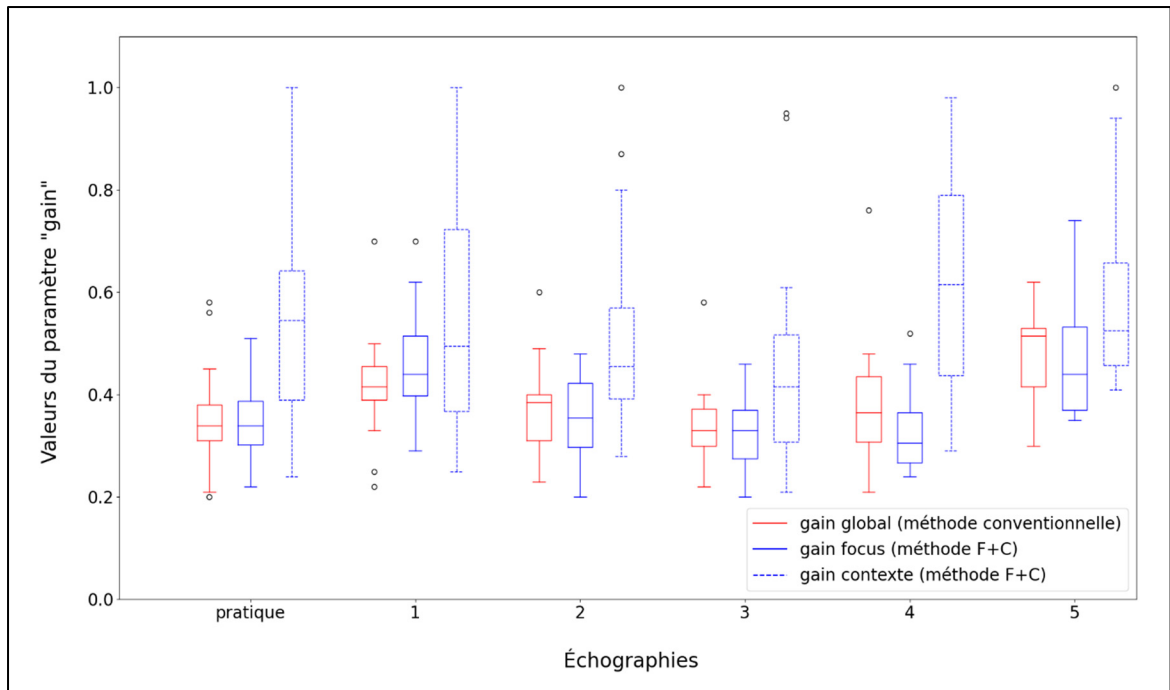


Figure 4.1 Distribution du *gain global*, du *gain focus* et du *gain contexte* en fonction de l'échographie

En observant la Figure 4.1, on remarque que les valeurs du *gain global* sont similaires à celles du *gain focus*, tandis que les valeurs de *gain contexte* semblent être plus éloignées. Un test ANOVA multifactoriel a été réalisé afin de déterminer si le type de *gain*, l'échographie et l'expert clinique ont un effet sur la valeur du *gain*. Dans un premier temps, l'effet du type de *gain* sur la valeur de *gain* sera vérifié. Ce résultat permettra de vérifier l'hypothèse 1, qui cherche à vérifier qu'il existe une différence significative dans les valeurs du *gain* entre les deux méthodes. Toutefois, étant donné que les résultats ont été recueillis pour plusieurs échographies différentes et par plusieurs experts cliniques, il est important de considérer l'effet que pourrait avoir ces facteurs sur les valeurs du *gain*. Dans un deuxième temps, les effets de l'échographie et de l'expert sur les valeurs du *gain* seront également vérifiés, afin de s'assurer qu'il ne s'agit pas de facteurs de variabilité.

4.3.1.1.1 Effet du type de gain sur la valeur de gain

Selon le test ANOVA, le type de *gain* (*gain global*, *gain focus* ou *gain contexte*) a un effet significatif sur la valeur du *gain* (p-value < 0,00005). Une analyse d'échantillons multiples a également été réalisée afin de comparer chaque combinaison du type de gain, c'est-à-dire le *gain global* avec le *gain contexte*, le *gain global* avec le *gain focus* ainsi que le *gain focus* avec le *gain contexte*. Selon les résultats obtenus, une différence significative est observée entre les valeurs du *gain contexte* et du *gain focus* (p-value < 0,00005), ainsi qu'entre les valeurs du *gain contexte* et du *gain global* (p-value < 0,00005). Toutefois, la différence entre le *gain focus* et le *gain global* n'est pas significative (p-value = 0,8917).

4.3.1.1.2 Effet de l'échographie sur la valeur de gain

Selon les résultats du test ANOVA, l'échographie possède un effet significatif sur la valeur du gain (p-value < 0,00005). Toutefois, en répétant le test ANOVA pour chaque échographie séparée, on obtient toujours un résultat significatif (pratique : p-value < 0,00005; échographie 1 : p-value = 0,0168; échographie 2 : p-value = 0,0020; échographie 3 : p-value = 0,0063; échographie 4 : p-value < 0,00005; échographie 5 : p-value = 0,0002). Ces résultats confirment alors que l'échographie n'est pas un facteur de variabilité sur l'effet du type de *gain* sur la valeur de *gain*.

De plus, en observant la distribution des valeurs de *gain* (Voir Figure 4.1), on observe que l'échographie de pratique possède une distribution similaire aux autres échographies. Initialement, l'objectif de cette pratique était de permettre aux utilisateurs de se familiariser avec la plateforme avant de commencer à optimiser les cinq échographies. Toutefois, étant donné que les résultats pour cette échographie pratique sont similaires aux autres, il est justifié de la conserver dans les analyses.

4.3.1.1.3 Effet de l'expert clinique sur la valeur de *gain*

Selon le test ANOVA, il y a une différence significative dans les valeurs du *gain* d'un expert clinique à un autre (p-value < 0,00005). Toutefois, en regroupant les experts par type d'expertise (cardiologues, technologues en échographie cardiaque, assistants de recherche, résidents en cardiologie et fellows en cardiologie), les résultats obtenus suite à l'ANOVA indiquent que le type d'expertise n'a pas d'effet significatif sur la valeur de *gain*. De plus, en effectuant le test ANOVA pour chaque type d'expertise séparée, l'effet du type de *gain* sur la valeur de *gain* est significatif dans tous les cas (cardiologues : p-value = 0,0001; technologues en échographie cardiaque : p-value < 0,00005; assistants de recherche : p-value < 0,00005; fellows en cardiologie : p-value = 0,0010; résidents en cardiologie : p-value = 0,0067). Selon ces résultats, il est donc peu probable que l'expert soit un facteur de variabilité en ce qui concerne l'effet du type de *gain* sur la valeur de *gain*.

4.3.2 Le paramètre *compression*

Afin de différencier les trois paramètres de *compression*, la même convention sera appliquée que pour le *gain*, c'est-à-dire que nous utiliserons les termes *compression globale*, *compression focus* et *compression contexte*.

La moyenne de *compression globale* obtenue en combinant les valeurs choisies par tous les experts cliniques pour l'ensemble des échographies est de 0,21, tandis que cette moyenne pour la *compression focus* est de 0,21 et celle de la *compression contexte* est de 0,25. La Figure 4.2 présente la distribution des valeurs obtenues pour le paramètre *compression*, en fonction de chaque échographie.

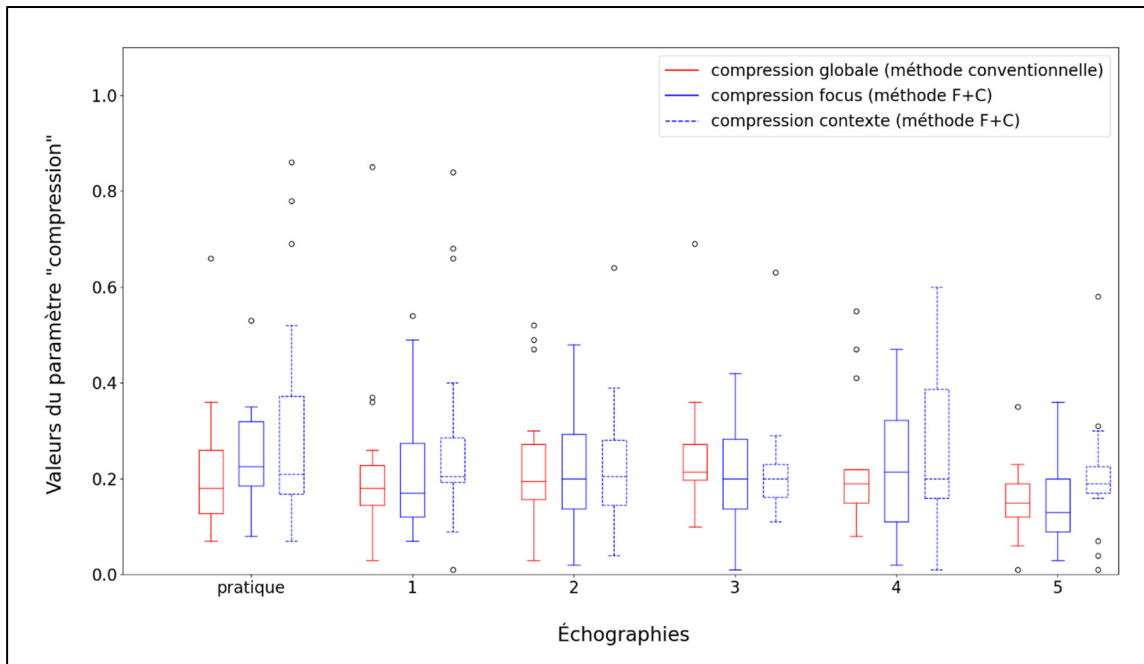


Figure 4.2 Distribution de la *compression globale*, *compression focus* et *compression contexte* en fonction de l'échographie

Un test ANOVA multifactoriel a également été effectué pour le paramètre de *compression*, afin de déterminer si le type de *compression*, l'échographie et l'expert clinique ont un effet significatif sur la valeur de *compression*. Le résultat d'intérêt est celui de l'effet du type de *compression* sur la valeur de *compression*, qui est en lien avec l'hypothèse 1. Tout comme le *gain*, les effets de l'échographie et de l'expert clinique seront également vérifiés afin de déterminer s'il s'agit de facteurs de variabilité.

4.3.2.1.1 Effet du type de compression sur la valeur de compression

Suite au test ANOVA, une p-value de 0,03 démontre que le type de *compression* a un effet significatif sur la valeur de *compression*. Toutefois, étant donné que cette p-value est très près du 0,05, il est préférable de vérifier les autres facteurs afin de s'assurer que cette significativité n'est pas causée par des facteurs de variabilité, tels que l'échographie ou l'expert.

Une analyse d'échantillons multiples a également été réalisée afin de déterminer la p-value pour chaque combinaison de type de *compression*. Selon cette analyse, il existe une différence

significative entre la *compression contexte* et la *compression focus* (p-value = 0,0001), puis entre la *compression contexte* et la *compression globale* (p-value = 0,0024). Toutefois, il n'existe pas de différence significative entre la *compression focus* et la *compression globale* (p-value = 0,3354).

4.3.2.1.2 Effet de l'échographie sur la valeur de compression

Un effet significatif de l'échographie sur la valeur de *compression* a également été observé, avec une p-value de 0,0087. On observe également que les échographies semblent avoir des distributions similaires, à l'exception de l'échographie 5, qui est inférieure aux autres. Afin de vérifier si l'échographie est un facteur de variabilité, le test ANOVA de la section précédente a été refait sans l'échographie 5 pour voir si on obtient toujours un résultat significatif. Toutefois, en enlevant cette échographie, on obtient une p-value de 0,0859, ce qui n'est pas significatif. De plus, en effectuant le test ANOVA pour chaque échographie séparée, l'effet du type de compression sur la valeur de compression est non significatif pour chaque échographie (pratique : p-value = 0,0528; échographie 1 : p-value = 0,1167; échographie 2 : p-value = 0,9821; échographie 3 : p-value = 0,4791; échographie 4 : p-value = 0,4935; échographie 5 : p-value = 0,2451). Cela pourrait signifier que l'échographie est un facteur de variabilité dans le cas de l'effet du type de *compression* sur la valeur de *compression*.

Comme avec le *gain*, on remarque que l'échographie pratique possède une distribution de *compression* similaire aux autres échographies (*Voir* Figure 4.2), ce qui justifie le choix de la conserver dans les analyses.

4.3.2.1.3 Effet de l'expert clinique sur la valeur de compression

Un résultat significatif a été observé en ce qui concerne l'effet de l'expert clinique sur la valeur de *compression* (p-value < 0,00005). Les résultats ont également démontré un effet significatif du type d'expertise sur la valeur de compression (p-value < 0,00005). En effectuant le test ANOVA pour chaque type d'expertise séparée, on observe un effet significatif du type de compression sur la valeur de compression pour les fellow en cardiologie (p-value = 0,0018).

Toutefois, la raison pour laquelle un effet significatif a été observé pour ce type d'expertise est inconnue et devra être explorée lors d'une étude future.

4.3.3 Le paramètre *cropping*

En ce qui concerne le paramètre *cropping*, la moyenne obtenue en combinant toutes les valeurs de tous les experts cliniques, pour toutes les échographies, est de 700 201,32 mm³ pour la méthode conventionnelle et de 764 594,36 mm³ pour la méthode F+C. La distribution des valeurs obtenues pour le paramètre *cropping* en fonction de chaque échographie est présentée à la Figure 4.3.

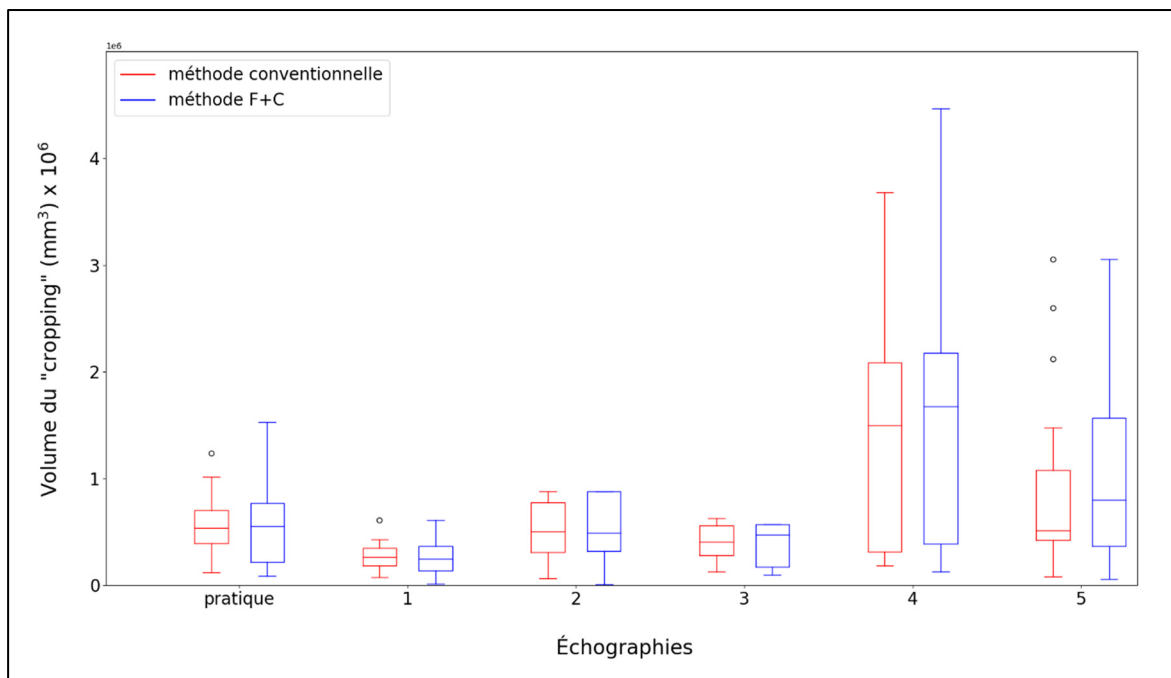


Figure 4.3 Distribution du *cropping* pour la méthode conventionnelle et la méthode F+C en fonction de chaque échographie

Un test ANOVA multifactoriel a également été effectué pour le paramètre de *cropping*, afin de déterminer si la méthode, l'échographie et l'expert clinique ont un effet significatif sur le volume de *cropping*. Le résultat obtenu en ce qui concerne l'effet de la méthode sur le volume de *cropping* permettra de vérifier l'hypothèse 2, qui suggère que la méthode F+C permettra de

conserver un plus grand volume d'échographie que la méthode conventionnelle. Les effets de l'échographie et de l'expert sur le volume d'échographie seront également mesurés.

4.3.3.1.1 Effet de la méthode sur le volume de *cropping*

En ce qui concerne l'effet de la méthode sur le volume de *cropping*, aucun effet significatif n'a été observé suite au test ANOVA (p-value = 0,4210). Ce résultat n'est pas surprenant, étant donné que les distributions du volume de *cropping* présentées à la Figure 4.3 sont très similaires pour les deux méthodes.

4.3.3.1.2 Effet de l'échographie sur le volume de *cropping*

En observant les distributions du volume de *cropping* (Voir Figure 4.3), l'échographie semble avoir un effet sur le volume de *cropping*. Cette observation est confirmée suite aux résultats du test ANOVA (p-value < 0,00005).

On remarque également que l'échographie 4 semble avoir une distribution différente des autres échographies (Voir Figure 4.3). Pour cette raison, le test ANOVA a été refait sans l'échographie 4, afin de voir si cela rend significatif l'effet de la méthode sur le volume de *cropping*. Suite à au test ANOVA, une p-value de 0,3485 est obtenue, ce qui est toujours non significatif. De plus, en effectuant le test ANOVA pour chaque échographie séparée, on obtient des résultats non significatifs en ce qui concerne l'effet de la méthode sur le volume de *cropping*, dans tous les cas (pratique : p-value = 0,9979; échographie 1 : p-value = 0,8698; échographie 2 : p-value = 0,9836; échographie 3 : p-value = 0,9393; échographie 4 : p-value = 0,6353; échographie 5 : p-value = 0,4827).

4.3.3.1.3 Effet de l'expert clinique sur le volume de *cropping*

Selon les résultats obtenus, les experts cliniques ont des préférences différentes en ce qui concerne l'ajustement du paramètre *cropping*, étant donné que le test ANOVA a relevé une différence significative d'un expert à un autre pour le volume de *cropping* (p-value < 0,00005).

Un effet significatif du type d'expertise sur le volume de *cropping* a également été observé (p -value $< 0,00005$). De plus, en effectuant le test ANOVA pour chaque type d'expertise séparée, on observe un effet significatif du type de *cropping* sur le volume de *cropping* pour les technologues en échographie cardiaque (p -value = 0,0075). Cependant, la présente étude ne permet pas d'expliquer pourquoi les participants ayant ce type d'expertise ont conservé un volume de *cropping* significativement différent d'une méthode à l'autre; cette observation devra donc être explorée lors de travaux futurs.

4.3.4 Le degré de satisfaction

Pour la méthode conventionnelle, le degré de satisfaction moyen était de 3,41, tandis que la moyenne pour la méthode F+C était de 3,63. La Figure 4.4 présente les résultats obtenus pour le degré de satisfaction en fonction de chaque échographie.

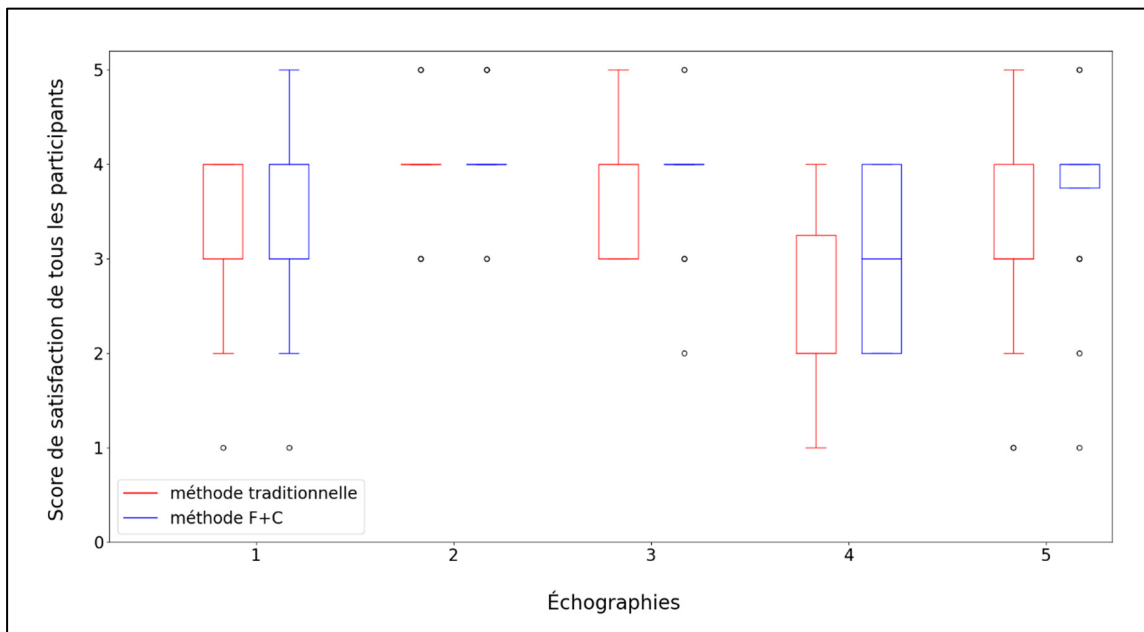


Figure 4.4 Distribution du degré de satisfaction en fonction de chaque échographie

Un autre test ANOVA multifactoriel a été réalisé pour évaluer l'effet de la méthode, de l'échographie et de l'expert sur le degré de satisfaction qui a été sélectionné suite à l'optimisation de chaque échographie, pour les deux méthodes.

4.3.4.1.1 Effet de la méthode sur le degré de satisfaction

Les résultats de cet ANOVA ont démontré un effet significatif de la méthode sur le degré de satisfaction (p -value = 0,0051). Toutefois, en observant la distribution du degré de satisfaction d'une échographie à l'autre dans la Figure 4.4, certaines échographies semblent avoir des degrés de satisfaction similaires pour les deux méthodes. L'effet de l'échographie sur le degré de satisfaction sera donc vérifié, afin de voir si l'échographie pourrait être un facteur de variabilité.

4.3.4.1.2 Effet de l'échographie sur le degré de satisfaction

Selon le test ANOVA, l'échographie a un effet significatif sur le degré de satisfaction (p -value < 0,00005). Le test ANOVA a été réalisé pour chaque échographie séparée, afin de voir si l'effet de la méthode sur le degré de satisfaction est présent pour chaque échographie. En réalisant ces tests, un effet significatif de la méthode sur le degré de satisfaction a été observé pour l'échographie 4 (p -value = 0,0012) et l'échographie 5 (p -value = 0,0027) seulement.

4.3.4.1.3 Effet de l'expert clinique sur le degré de satisfaction

Un résultat significatif a également été observé en ce qui concerne l'effet de l'expert clinique sur le degré de satisfaction (p -value < 0,00005). Les résultats ont également relevé un effet significatif en ce qui a trait l'effet du type d'expertise sur le degré de satisfaction. Toutefois, aucun effet significatif de la méthode sur le degré de satisfaction n'a été observé en isolant chaque type d'expertise.

4.4 Rétroaction subjective des experts cliniques

Le post-questionnaire avait pour objectif de recueillir une rétroaction de la part des experts cliniques au sujet des deux méthodes de visualisation utilisées lors de l'étude usager. Les sections qui suivent présentent les résultats obtenus à la suite de ce post-questionnaire.

4.4.1 **Rétroaction sur la visualisation de la valve, de l'anatomie contextuelle et de l'échographie globale**

Lors du post-questionnaire, les experts cliniques ont d'abord répondu à une série de questions permettant de recueillir leur avis sur laquelle des deux méthodes permettait d'obtenir une meilleure visualisation de la valve, de l'anatomie contextuelle ainsi que de l'échographie globale. Selon les réponses obtenues, 90% des experts cliniques ont choisi la méthode F+C comme étant celle qui permettait d'obtenir une meilleure visualisation de la valve, de l'anatomie contextuelle et de l'échographie globale (*Voir* Tableau 4.1).

Tableau 4.1 Réponses du post-questionnaire face aux visualisations d'échographies obtenues avec les deux méthodes

Question		Experts ayant choisi la méthode conventionnelle	Experts ayant choisi la méthode F+C
1	À votre avis, laquelle des deux méthodes permet d'obtenir une meilleure visualisation de la valve?	2 (10%)	18 (90%)
2	À votre avis, laquelle des deux méthodes permet d'obtenir une meilleure visualisation de l'anatomie contextuelle?	2 (10%)	18 (90%)
3	À votre avis, laquelle des deux méthodes permet d'obtenir une meilleure visualisation globale de l'échographie?	2 (10%)	18 (90%)

À la question 3, il a également été demandé aux experts cliniques d'expliquer leur choix. Selon les commentaires recueillis, 65% des experts ont mentionné que la méthode F+C permettait d'obtenir une meilleure visualisation globale de l'échographie étant donné qu'elle permettait de mieux visualiser les valves ou les autres composantes anatomiques d'intérêt. De plus, 60% ont mentionné que la méthode F+C permettait d'enlever de l'information qui était considérée comme étant non utile ou qui obstruait la valve. Il a également été relevé par un expert que la méthode F+C permettait un meilleur contrôle dans l'ajustement des paramètres. Un autre

expert clinique a noté plus de flexibilité avec la méthode F+C. Finalement, 5% des experts ont mentionné avoir observé une plus grande facilité à manipuler l'ajustement des paramètres avec la méthode F+C. Il est important de noter que la question était à réponse libre; il est donc probable qu'un plus grand nombre d'experts que ce qui est indiqué par les pourcentages ci-dessus étaient en accord avec ces commentaires.

Parmi le 10% des experts ayant choisi la méthode conventionnelle comme étant celle qui permettait d'obtenir la meilleure visualisation globale, 5% ont relevé que la méthode F+C pourrait causer une trop grande perte d'information contextuelle. Les autres (5%) ont noté qu'il était peu nécessaire d'ajuster l'information contextuelle et que l'ajustement de la valve était le plus important.

4.4.2 Rétroaction sur l'ajustement du paramètre *cropping*

Étant donné que l'hypothèse 2 suggère que la méthode F+C permet aux utilisateurs cliniques de conserver une plus grande quantité d'anatomie contextuelle, il y a des raisons de croire que les experts cliniques font moins de recadrage avec cette méthode, c'est-à-dire qu'ils conserveraient un plus grand volume d'échographie avec le paramètre *cropping*. La question « Avez-vous ajusté le *cropping* de façon différente pour les deux méthodes? » a été ajoutée au post-questionnaire afin de déterminer si les experts avaient eux-mêmes observé une différence dans l'ajustement de ce paramètre pour les deux méthodes. Selon les résultats obtenus, 40% ont noté avoir utilisé le paramètre *cropping* de façon différente avec la méthode F+C.

On a ensuite demandé à ces experts d'expliquer pourquoi l'utilisation du *cropping* était différente pour les deux méthodes. Parmi les commentaires relevés, 20% des experts ont mentionné que la méthode F+C permet de conserver un plus grand volume d'échographie. De plus, 15% ont noté que la méthode F+C permet d'enlever de l'information non utile au lieu d'utiliser le paramètre *cropping*. Finalement, 5% des experts ont mentionné que le paramètre *cropping* semble être moins important avec la méthode F+C.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

5.1 Discussion sur les paramètres *gain* et *compression*

5.1.1 Discussion sur le paramètre *gain*

Selon les résultats des analyses présentées précédemment, il existe une différence significative entre les valeurs de *gain* choisies avec la méthode conventionnelle et la méthode F+C. Plus spécifiquement, un effet significatif a été observé entre le *gain global* et le *gain contexte*, ainsi qu'entre le *gain focus* et le *gain contexte*. Peu de différences ont été observées entre le *gain global* et le *gain contexte*. Ces résultats suggèrent qu'avec la méthode conventionnelle, les experts cliniques ont tendance à choisir des valeurs de *gain* qui permettent de favoriser la visualisation de la valve, en tenant peu compte de l'ajustement du contexte. Ces résultats portent à croire qu'avec la méthode conventionnelle, les utilisateurs cliniques conserveraient parfois plus d'information contextuelle qu'ils ne le voudraient idéalement, mais vont prioriser la région de la valve étant donné qu'il s'agit de la composante la plus importante à visualiser. Toutefois, étant donné la différence significative observée avec le *gain contexte* avec méthode F+C, il est évident que cette méthode permet un meilleur ajustement de la région contextuelle comparativement à la méthode conventionnelle.

Cela confirme l'hypothèse 1, qui stipule qu'avec la méthode conventionnelle, les utilisateurs font un compromis entre la valve et le contexte lors de l'ajustement des paramètres. Toutefois, il ne s'agit pas tout à fait du compromis auquel on s'attendait: étant donné le problème d'occlusion de la valve, les attentes initiales étaient que les valeurs du *gain global* se retrouveraient entre les valeurs du *gain focus* et celles du *gain contexte*. Contrairement à nos attentes, les valeurs de *gain* choisies pour le *gain global* n'étaient pas significativement différentes des valeurs du *gain focus*. Cependant, les résultats obtenus lors de l'étude usager portent à croire que les utilisateurs cliniques font un compromis dans l'ajustement des

paramètres étant donné qu'ils ont privilégié l'ajustement du paramètre gain autour de la valve avec la méthode traditionnelle, en compromettant l'ajustement du *gain* dans la région de contexte. Par ailleurs, la différence significative observée pour le *gain contexte* lors de l'ajustement des paramètres avec la méthode F+C confirme l'utilité de cette méthode pour la visualisation de l'anatomie contextuelle. Ces résultats démontrent également que la méthode conventionnelle n'est pas idéale pour la visualisation de l'anatomie contextuelle et que la méthode F+C permet une meilleure flexibilité quant à l'ajustement des paramètres pour la région du contexte.

5.1.2 Discussion sur le paramètre *compression*

En ce qui concerne le paramètre *compression*, un effet significatif du type de *compression* sur la valeur de *compression* a été observé. Toutefois, le résultat se retrouve près du seuil de significativité (p -value = 0,0316) pour un intervalle de confiance de 95%. L'échographie est possiblement un facteur de variabilité, étant donné qu'on obtient un résultat non-significatif pour l'effet du type de *compression* sur la valeur de *compression* lorsqu'on refait l'analyse pour chaque échographie de façon séparée. Il y a donc une ambiguïté sur l'effet du type de *compression* sur la *compression*. Toutefois, lors d'une analyse d'échantillons multiples, une différence significative a été observée entre la *compression globale* et la *compression contexte* (p -value = 0,0024), ainsi qu'entre la *compression focus* et la *compression contexte* (p -value = 0,0001).

Contrairement au paramètre *gain* qui modifie la transparence des composantes anatomiques en déplaçant la fonction de transfert d'opacité de gauche à droite, le paramètre *compression* permet de moduler l'acuité des composantes en modifiant la pente de la fonction de transfert d'opacité. Étant donné que le paramètre *compression* ne modifie pas la quantité d'information visible comme le fait le paramètre *gain*, il est possible que ce paramètre ne possède pas la même importance que le gain en ce qui a trait à l'ajustement de la visualisation d'échographies. Cette supposition est en accord avec les résultats obtenus suite à l'étude pilote, où le paramètre *gain* a été relevé comme étant plus important que le paramètre *compression* selon les experts

cliniques. Il y a donc des raisons de croire que les experts auraient accordé une importance plus faible au paramètre *compression*, ce qui pourrait expliquer pourquoi la différence observée dans les valeurs de *compression* pour les deux méthodes est beaucoup plus faible que celle du *gain*.

5.2 Discussion sur le paramètre *cropping*

Selon les résultats obtenus, il n'y a pas de différence significative entre le volume de *cropping* pour la méthode conventionnelle et la méthode F+C. Cela signifie que, contrairement à nos attentes, les utilisateurs n'ont pas conservé un plus grand volume d'échographie avec la méthode F+C. L'hypothèse 2, qui suppose que la nouvelle méthode basée sur le F+C permet de conserver une plus grande quantité d'information contextuelle pertinente que la méthode conventionnelle, est alors rejetée.

Étant donné que la méthode F+C permet d'enlever de l'information non pertinente autour de la valve, les attentes initiales étaient que cette méthode pourrait être, en quelque sorte, une alternative au paramètre *cropping*. Plus spécifiquement, il était attendu que les participants auraient préféré enlever de l'information contextuelle en augmentant de façon graduelle la transparence avec les paramètres *gain* et *compression* plutôt que de faire un recadrage et d'enlever de façon abrupte tout ce qui se retrouve à l'extérieur de la boîte de *cropping*. Toutefois, selon les résultats obtenus, la différence de *cropping* pour les deux méthodes n'était pas significative, ce qui signifie que le paramètre *cropping* avait toujours son utilité avec la méthode F+C.

Cependant, selon les commentaires relevés lors du post-questionnaire, certains participants étaient d'avis que l'utilisation du paramètre *cropping* était moins nécessaire avec la méthode F+C et que cette méthode permettait de conserver un plus grand volume d'échographie. Il se peut que la méthode F+C possède une influence sur l'utilisation du paramètre *cropping*, mais que cet effet n'a simplement pas été observé dans cette étude. Il existe plusieurs raisons qui pourraient expliquer pourquoi une différence significative dans l'utilisation du *cropping* n'aurait pas été observée dans la présente étude. Tout d'abord, il se peut qu'avec plus

d'expérience avec la méthode F+C, le paramètre *cropping* serait moins utilisé. Il se peut également qu'une différence soit observée avec un autre jeu de données d'échographies. Afin de vérifier cela, une étude future pourrait être réalisée avec un plus grand nombre d'échographies. De plus, étant donné que tous les experts cliniques ont ajusté les paramètres avec la méthode conventionnelle avant la méthode F+C, il se peut qu'au moment de l'ajustement du *cropping* avec la méthode F+C, les experts aient, de façon inconsciente, reproduit un ajustement du *cropping* similaire à celui qu'ils venaient de faire avec la méthode conventionnelle. Afin de vérifier cette hypothèse, une étude future devra être réalisée en faisant varier de façon aléatoire l'ordre des deux méthodes pour chaque participant.

5.3 Discussion sur le degré de satisfaction

Selon les analyses effectuées, on retrouve un effet significatif de la méthode sur le degré de satisfaction pour l'ensemble des échographies. Toutefois, il se peut que l'échographie soit un facteur de variabilité, car seulement deux échographies ont obtenu un résultat significatif lorsqu'on a refait l'analyse pour chaque échographie de façon séparée. Il y a donc une certaine ambiguïté sur l'effet de la méthode sur le degré de satisfaction, étant donné qu'un résultat significatif n'a pas été observé pour toutes les échographies. Toutefois, la méthode F+C a quand même obtenu un degré significativement plus élevé pour 2 des 6 échographies, ce qui voudrait quand même dire que les experts cliniques étaient significativement plus satisfaits avec la visualisation obtenue avec la méthode F+C pour ces deux échographies. Malgré qu'une différence significative n'ait pas été observée pour la majorité des échographies, il est quand même pertinent de constater que les experts étaient significativement plus satisfaits avec la méthode F+C pour le tiers des échographies. Même si la différence de satisfaction obtenue avec la méthode F+C n'est pas énorme, cette différence pourrait quand même avoir un impact positif sur l'interprétation de l'anatomie dans certains cas, qui pourrait en revanche faire une différence pour ces patients. Par ailleurs, il se peut qu'une plus grande satisfaction soit observée avec la méthode F+C dans le cas d'échographies qui sont plus difficiles à ajuster; toutefois, cette hypothèse devra être confirmée dans une étude future.

5.4 Discussion sur la rétroaction des experts cliniques

Selon les résultats du post-questionnaire, 90% des experts cliniques ont choisi la méthode F+C comme étant la méthode permettant d'obtenir la meilleure visualisation globale de l'échographie. Ce même nombre de participants a également choisi la méthode F+C comme étant celle permettant la meilleure visualisation du contexte et aussi la meilleure visualisation de la valve. L'hypothèse 3, qui suggère que, de façon subjective, les utilisateurs ont une préférence pour la visualisation obtenue avec la nouvelle méthode basée sur le F+C qu'avec la méthode conventionnelle, est alors confirmée.

En ce qui concerne les commentaires relevés par le 90% des experts cliniques ayant préféré la méthode F+C, ceux-ci se résument par une meilleure visualisation des valves ou des composantes anatomiques d'intérêt, la possibilité d'enlever de l'information contextuelle qui obstrue la valve, un meilleur contrôle, plus de flexibilité et plus de facilité à ajuster les paramètres.

L'un des commentaires qui a été noté par un expert clinique ayant préféré la méthode conventionnelle est que la méthode F+C pourrait résulter en une trop grande perte d'information contextuelle. Un autre expert a mentionné que, lors de leur ajustement, ils ne prennent pas vraiment en considération l'anatomie du contexte, et c'est seulement la valve qui les intéresse, donc la méthode F+C était peu utile. Étant donné que les experts cliniques n'avaient aucune expérience préalable avec la méthode F+C et qu'ils étaient déjà très familiers avec la méthode conventionnelle, il se peut que certains avantages de la méthode F+C n'aient pas été observés lors de l'étude. Par exemple, il se peut que les experts cliniques aient utilisé le paramètre *cropping* en premier, ce qui fait en sorte qu'ils n'auraient peut-être pas exploré l'option d'utiliser le *gain* et la *compression* dans la région du contexte pour enlever de l'information au lieu du *cropping*.

De plus, il est important de mentionner que la méthode F+C n'empêche pas l'utilisateur clinique de recréer la même visualisation qu'avec la méthode conventionnelle: il faut tout

simplement attribuer les mêmes valeurs aux paramètres de la région de la valve et ceux de la région du contexte pour afficher la visualisation qu'on obtiendrait avec la méthode conventionnelle. De ce fait, la méthode F+C n'enlève rien à la méthode conventionnelle, elle ne fait qu'offrir plus d'options quant à l'ajustement des paramètres en permettant de les ajuster de façon indépendante dans deux régions distinctes de l'échographie.

CONCLUSIONS

L'objectif principal du présent projet de recherche était de développer une nouvelle méthode de visualisation d'échographies cardiaques permettant une meilleure visualisation de la région d'intérêt en ajustant la quantité d'information contextuelle visible dans l'échographie. Afin de réaliser cet objectif, une méthode de visualisation basée sur le concept « *focus + context* » (F+C) a été développée à l'intérieur du module Echo Volume Render de la plateforme 3D Slicer. Le module à code source ouvert a pour objectif d'émuler le comportement des plateformes commerciales en termes de rendu volumétrique d'images d'échographies.

Cette nouvelle méthode a ensuite été validée dans le cadre d'une étude usager réalisée auprès d'experts cliniques à Montréal ainsi qu'à Philadelphie. Lors de cette étude, les experts cliniques ont réalisé la tâche d'ajustement des paramètres *gain*, *compression* et *cropping* jusqu'à l'obtention de la visualisation jugée comme étant la meilleure pour mettre en évidence les caractéristiques cliniques à observer, en utilisant la méthode conventionnellement employée par les plateformes commerciales ainsi qu'avec la méthode basée sur le F+C.

Les résultats de l'étude usager ont démontré que les experts cliniques ont choisi des valeurs différentes pour le *gain* dans la région du contexte lorsque la méthode F+C était utilisée. De ce résultat, on peut conclure qu'avec la méthode conventionnellement utilisée par les plateformes commerciales, l'ajustement du *gain* n'est pas optimale pour la visualisation du contexte. En d'autres mots, avec la méthode conventionnelle, les utilisateurs ont priorisé la visualisation de la valve lors de l'ajustement du paramètre *gain*. Ce résultat n'est pas surprenant, étant donné que la valve est généralement la composante anatomique d'intérêt principal pour les cliniciens. Cependant, la visualisation de la valve dans son contexte est essentielle pour obtenir une meilleure compréhension de l'anatomie cardiaque du patient. La méthode F+C a permis aux utilisateurs d'optimiser de façon indépendante l'anatomie contextuelle, ce qui leur a offert une plus grande flexibilité dans l'ajustement des paramètres.

Par ailleurs, même si la différence observée entre la méthode F+C et la méthode conventionnelle n'était pas significative pour la compression et le *cropping*, la majorité des experts étaient d'avis que la méthode F+C permettait d'obtenir une meilleure visualisation globale de l'échographie. De plus, étant donné qu'il est toujours possible d'obtenir la même visualisation avec la méthode F+C qu'avec la méthode conventionnelle en attribuant des valeurs égales aux paramètres dans les deux régions, la méthode F+C n'enlève rien à la méthode conventionnelle et ne fait qu'ajouter plus de contrôle lors de l'ajustement des paramètres, ce qui pourrait s'avérer utile pour certaines échographies même si un résultat significatif n'a pas été observé pour les paramètres *compression* et *cropping* dans le cadre de la présente étude.

RECOMMANDATIONS

Malgré l'atteinte des objectifs, il existe plusieurs recommandations pour des études futures, qui permettraient de vaincre certaines limitations de l'étude usager qui a été réalisée dans le cadre de ce mémoire.

Tout d'abord, il est important de noter que les résultats obtenus lors de ce projet de recherche ne sont valides que pour la pathologie choisie, soit le canal atrioventriculaire. Afin de valider l'utilité de la méthode F+C pour d'autres types de pathologies, l'expérience devra être réalisée avec des échographies provenant de patients ayant différentes pathologies cardiaques.

De plus, étant donné que le recrutement de participants a été réalisé auprès de gens ayant une expertise très spécifique, il était difficile de recruter un grand nombre de participants. Afin d'obtenir un nombre de participants suffisant pour l'étude, nous avons dû faire le recrutement d'experts dans trois différents établissements hospitaliers. Par ailleurs, dans un contexte idéal, les experts cliniques auraient optimisé un plus grand nombre d'échographies. Toutefois, étant donné que les participants étaient sollicités sur une base volontaire pendant leur quart de travail, le temps qu'ils pouvaient accorder à l'étude était limité et c'est pourquoi nous avons choisi de se restreindre à cinq échographies. Comme travaux futurs, l'étude usager devra être réalisée avec un plus grand nombre d'experts ainsi qu'avec un plus grand nombre d'échographies, afin de valider la méthode F+C sur une plus grande base de données. Pour augmenter le nombre de participants, l'étude pourrait être installée sur un serveur *cloud*, ce qui rendrait la participation accessible aux experts cliniques de partout à travers le monde. Une autre suggestion serait d'implémenter une fonctionnalité permettant d'arrêter et de reprendre l'étude à tout moment, ce qui permettrait d'augmenter le nombre d'échographies à optimiser étant donné qu'il serait possible pour les experts cliniques de compléter l'étude en plusieurs séances selon leurs propres disponibilités. De plus, il serait intéressant d'utiliser systématiquement la méthode F+C en parallèle avec le système commercial pour une série de cas cliniques différents, puis recueillir les cas où la méthode F+C a été identifiée par les experts cliniques comme ayant permis d'avoir une meilleure interprétation de l'anatomie du patient ou

ayant permis de prendre une certaine décision quant à un diagnostic ou une procédure chirurgicale.

Dans un projet futur, il serait également intéressant de réaliser une implémentation du paramètre *smoothing factor* qui soit suffisamment interactive pour permettre de l'inclure dans une étude usager similaire à celle qui a été réalisée dans le cadre de ce projet. Dans le même ordre d'idées, il serait pertinent de refaire l'étude usager avec les autres paramètres qui n'ont pas été inclus dans les présents travaux de recherche.

Par ailleurs, le présent mémoire s'est intéressé au problème d'occlusion causé par une quantité d'information contextuelle superflue, qui correspond à l'une des lacunes présentement rencontrées dans les plateformes commerciales. Toutefois, il serait pertinent d'explorer d'autres limitations de l'échographie 3D, telles que le filtrage du bruit et la quantification de l'épaisseur des feuillets des valves.

Finalement, il serait pertinent de vérifier si une méthode similaire à celle qui a été proposée dans ce mémoire pourrait permettre d'améliorer la visualisation pour d'autres modalités d'imagerie cardiaque, telles que l'IRM et la tomodensitométrie. Malgré qu'avec ces modalités, il est généralement possible d'identifier les différents tissus en attribuant des couleurs aux valeurs d'intensités, il arrive toutefois que certaines composantes anatomiques d'intérêt, telles que les feuillets des valves, soient d'intensités très similaires à d'autres composantes qui les obstruent, ce qui fait en sorte qu'il est difficile de bien visualiser la valve. Il serait intéressant de voir si une méthode basée sur le F+C permettrait de mieux contrôler l'ajustement des composantes contextuelles pour ces modalités.

ANNEXE I

PRÉ-QUESTIONNAIRE DE L'ÉTUDE USAGER

Pre-questionnaire – Visualization of 4D Echocardiograms

1. Please enter your participation ID : *

Enter your answer

2. Age : *

Enter your answer

3. Sex : *

Enter your answer

4. What is your current job position? *

Enter your answer

5. How long have you been working in your current job position? *

Enter your answer

6. How would you rate your skill level with **3D** echo visualization? *

1. Novice

2. Advanced beginner

3. Competent

4. Proficient

5. Expert

7. Are you colorblind? *

Yes

No

8. Do you have a normal vision, or a vision corrected to normal by lenses, such as glasses or contact lenses? *

Yes

No

Figure-A I-5.1 Pré-questionnaire dans Microsoft Forms utilisé dans le cadre de l'étude usager

ANNEXE II

POST-QUESTIONNAIRE DE L'ÉTUDE USAGER

Post-questionnaire – Visualization of 4D Echocardiograms

1
Please enter your participation ID : *

Enter your answer

2
In your opinion, which of the two methods provided a better visualization of the **valve**? *

Method 1
 Method 2

3
In your opinion, which of the two methods provided a better visualization of the **contextual information** around the valve? *

Method 1
 Method 2

4
Did you adjust the cropping differently for the two methods? *

Yes
 No

5
If you replied "Yes" to the previous question, please explain in a few words why the cropping adjustment was different for the two methods.

Enter your answer

6
In your opinion, which method provided a better overall visualization? *

Method 1
 Method 2

7
In a few words, please explain why the method you chose in the previous question provided a better overall visualization. *

Enter your answer

Figure-A II-1 Post-questionnaire dans Microsoft Forms utilisé dans le cadre de l'étude usager

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Agoston, Max K. 2005. *Computer Graphics and Geometric Modelling*. Springer Science & Business Media, 960 p.
- Anesthesia Key. 2019. « Transthoracic Echocardiography Standard Views ». *Anesthesia Key*. <<https://aneskey.com/transthoracic-echocardiography-standard-views/>>.
- Ashley, Euan A. et Josef Niebauer. 2004. *Understanding the echocardiogram*. Remedica. <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK2215/>>.
- Baudisch, Patrick, Nathaniel Good, Victoria Bellotti et Pamela Schraedley. 2002. « Keeping things in context: a comparative evaluation of focus plus context screens, overviews, and zooming ». In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*. (New York, NY, USA, 20 avril 2002), p. 259-266. Association for Computing Machinery. <<https://doi.org/10.1145/503376.503423>>.
- Baudisch, Patrick, Nathaniel Good et Paul Stewart. 2001. « Focus plus context screens: combining display technology with visualization techniques ». In *Proceedings of the 14th annual ACM symposium on User interface software and technology*. (New York, NY, USA, 11 novembre 2001), p. 31-40. Association for Computing Machinery. <<https://doi.org/10.1145/502348.502354>>.
- Bozorgi, Mohammadmehdi et Frank Lindseth. 2015. « GPU-based multi-volume ray casting within VTK for medical applications ». *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 10, n° 3, p. 293-300. <<https://doi.org/10.1007/s11548-014-1069-x>>.
- Brida, Margarita, Massimo Chessa, David Celermajer, Wei Li, Tal Geva, Paul Khairy, Massimo Griselli, Helmut Baumgartner et Michael A Gatzoulis. 2022. « Atrial septal defect in adulthood: a new paradigm for congenital heart disease ». *European Heart Journal*, vol. 43, n° 28, p. 2660-2671. <<https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehab646>>.
- Bushberg, Jerrold T., J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, JR. et John M. Boone. 2002. *The Essential Physics of Medical Imaging*, 2e édition. Philadelphia, PA : Lippincott Williams & Wilkins.
- Bushberg, Jerrold T., J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, JR. et John M. Boone. 2012. *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3e édition. Philadelphia, PA : Lippincott Williams & Wilkins.
- Correale, Michele, Riccardo Ieva et Matteo Di Biase. 2008. « Real-time three-dimensional echocardiography: an update ». *European Journal of Internal Medicine*, vol. 19, n° 4, p. 241-248. <<https://doi.org/10.1016/j.ejim.2007.06.034>>.

- Cox, Kelly, Claudia Algaze-Yojay, Rajesh Punn et Norman Silverman. 2020. « The Natural and Unnatural History of Ventricular Septal Defects Presenting in Infancy: An Echocardiography-Based Review | Elsevier Enhanced Reader ». vol. 33, n° 6. <<https://doi.org/10.1016/j.echo.2020.01.013>>.
- Dakkak, Wael et Tony I. Oliver. 2022. « Ventricular Septal Defect ». In *StatPearls*. Treasure Island (FL) : StatPearls Publishing. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470330/>>.
- Deng, Bingqing, Kequan Chen, Tucheng Huang, Yulin Wei, Yingmei Liu, Li Yang, Qiong Qiu, Shaoxin Zheng, Hanlu Lv, Peiwei Wang, Ruqiong Nie et Jingfeng Wang. 2021. « Assessment of atrial septal defect using 2D or real-time 3D transesophageal echocardiography and outcomes following transcatheter closure ». *Annals of Translational Medicine*, vol. 9, n° 16, p. 1309. <<https://doi.org/10.21037/atm-21-3206>>.
- Deng, Shujie, Gavin Wheeler, Nicolas Toussaint, Lindsay Munroe, Suryava Bhattacharya, Gina Sajith, Ei Lin, Eeshar Singh, Ka Yee Kelly Chu, Saleha Kabir, Kuberan Pushparajah, John M. Simpson, Julia A. Schnabel et Alberto Gomez. 2021. « A Virtual Reality System for Improved Image-based Planning of Complex Cardiac Procedures ». <<https://doi.org/10.20944/preprints202106.0114.v1>>.
- Drouin, Simon et D. Louis Collins. 2018. « PRISM: An open source framework for the interactive design of GPU volume rendering shaders ». *PLOS ONE*, vol. 13, n° 3, p. e0193636. <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193636>>.
- EDM Medical Solutions. 2020. « Choosing the right ultrasound transducer ». <<https://us.edm-imaging.com/2020/05/15/choosing-the-right-ultrasound-transducer/>>.
- Fedorov, Andriy, Reinhard Beichel, Jayashree Kalpathy-Cramer, Julien Finet, Jean-Christophe Fillion-Robin, Sonia Pujol, Christian Bauer, Dominique Jennings, Fiona Fennessy, Milan Sonka, John Buatti, Stephen Aylward, James V. Miller, Steve Pieper et Ron Kikinis. 2012. « 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network ». *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 30, n° 9, p. 1323-1341. <<https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001>>.
- Finn, Sean, Martin Glavin et Edward Jones. 2011. « Echocardiographic speckle reduction comparison ». *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 58, n° 1, p. 82-101. <<https://doi.org/10.1109/TUFFC.2011.1776>>.
- Foley, James D., Foley Dan Van, Andries Van Dam, Steven K. Feiner et John F. Hughes. 1996. *Computer Graphics: Principles and Practice*. Addison-Wesley Professional, 1294 p.

- Gasteiger, Rocco, Mathias Neugebauer, Oliver Beuing et Bernhard Preim. 2011. « The FLOWLENS: A Focus-and-Context Visualization Approach for Exploration of Blood Flow in Cerebral Aneurysms ». *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 17, n° 12, p. 2183-2192. <<https://doi.org/10.1109/TVCG.2011.243>>.
- Gripari, Paola, Massimo Mapelli, Ilaria Bellacosa, Concetta Piazzese, Maria Milo, Laura Fusini, Manuela Muratori, Sarah Ghulam Ali, Gloria Tamborini et Mauro Pepi. 2018. « Transthoracic echocardiography in patients undergoing mitral valve repair: comparison of new transthoracic 3D techniques to 2D transoesophageal echocardiography in the localization of mitral valve prolapse ». *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, vol. 34, n° 7, p. 1099-1107. <<https://doi.org/10.1007/s10554-018-1324-2>>.
- Hahn, Rebecca T., Muhamed Saric, Francesco Fulvio Faletra, Ruchira Garg, Linda D. Gillam, Kenneth Horton, Omar K. Khalique, Stephen H. Little, G. Burkhard Mackensen, Jae Oh, Nishath Quader, Lucy Safi, Gregory M. Scalia et Roberto M. Lang. 2022. « Recommended Standards for the Performance of Transesophageal Echocardiographic Screening for Structural Heart Intervention: From the American Society of Echocardiography ». *Journal of the American Society of Echocardiography*, vol. 35, n° 1, p. 1-76. <<https://doi.org/10.1016/j.echo.2021.07.006>>.
- Honigmann, D., J. Ruisz et C. Haider. 2003. « Adaptive design of a global opacity transfer function for direct volume rendering of ultrasound data ». In *IEEE Visualization, 2003. VIS 2003*. (octobre 2003), p. 489-496. <<https://doi.org/10.1109/VISUAL.2003.1250411>>.
- Houck, Robin C., Jason E. Cooke et Edward A. Gill. 2006. « Live 3D echocardiography: a replacement for traditional 2D echocardiography? ». *AJR. American journal of roentgenology*, vol. 187, n° 4, p. 1092-1106. <<https://doi.org/10.2214/AJR.04.0857>>.
- Institut de Cardiologie de Montréal. 2022. « Maladie valvulaire mitrale ». In *Maladies cardiovasculaires*. <<https://www.icm-mhi.org/fr/soins-et-services/maladies-cardiovasculaires/maladie-valvulaire-mitrale>>.
- Isenberg, Tobias, Petra Isenberg, Jian Chen, Michael Sedlmair et Torsten Möller. 2013. « A systematic review on the practice of evaluating visualization ». *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, vol. 19, n° 12, p. 2818-2827. <<https://doi.org/10.1109/TVCG.2013.126>>.
- Kalkofen, Denis, Erick Mendez et Dieter Schmalstieg. 2007. « Interactive Focus and Context Visualization for Augmented Reality ». In *2007 6th IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality*. (novembre 2007), p. 191-201. <<https://doi.org/10.1109/ISMAR.2007.4538846>>.

- Kniss, Joe, Gordon Kindlmann et Charles D. Hansen. 2005. « Multidimensional Transfer Functions for Volume Rendering ». In *Visualization Handbook*, p. 189-209. Elsevier. <<https://doi.org/10.1016/B978-012387582-2/50011-3>>.
- Kuijpers, Joey M., Barbara J.M. Mulder et Berto J. Bouma. 2015. « Secundum atrial septal defect in adults: a practical review and recent developments ». *Netherlands Heart Journal*, vol. 23, n° 4, p. 205-211. <<https://doi.org/10.1007/s12471-015-0663-z>>.
- Lang, Roberto M., Luigi P. Badano, Wendy Tsang, David H. Adams, Eustachio Agricola, Thomas Buck, Francesco F. Faletra, Andreas Franke, Judy Hung, Leopoldo Pérez de Isla, Otto Kamp, Jaroslaw D. Kasprzak, Patrizio Lancellotti, Thomas H. Marwick, Marti L. McCulloch, Mark J. Monaghan, Petros Nihoyannopoulos, Natesa G. Pandian, Patricia A. Pellikka, Mauro Pepi, David A. Roberson, Stanton K. Shernan, Girish S. Shirali, Lissa Sugeng, Folkert J. Ten Cate, Mani A. Vannan, Jose Luis Zamorano et William A. Zoghbi. 2012. « EAE/ASE Recommendations for Image Acquisition and Display Using Three-Dimensional Echocardiography ». *Journal of the American Society of Echocardiography*, vol. 25, n° 1, p. 3-46. <<https://doi.org/10.1016/j.echo.2011.11.010>>.
- Lasso, Andras, Christian Herz, Hannah Nam, Alana Cianciulli, Steve Pieper, Simon Drouin, Csaba Pinter, Samuelle St-Onge, Chad Vigil, Stephen Ching, Kyle Sunderland, Gabor Fichtinger, Ron Kikinis et Matthew A. Jolley. 2022. « SlicerHeart: An open-source computing platform for cardiac image analysis and modeling ». *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, vol. 9. <<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fcvm.2022.886549>>.
- Le Gloan, Laurianne, Antoine Legendre, Laurence Iserin et Magalie Ladouceur. 2018. « Pathophysiology and natural history of atrial septal defect ». *Journal of Thoracic Disease*, vol. 10, n° Suppl 24, p. S2854-S2863. <<https://doi.org/10.21037/jtd.2018.02.80>>.
- Legmann, Paul et Patricia Bonnin-Fayet. 2017. *Guide d'échographie*. Elsevier Health Sciences, 483 p.
- Litmanovich, Diana E., Eduard Ghersin, David A. Burke, Jeffrey Popma, Maryam Shahrzad et Alexander A. Bankier. 2014. « Imaging in Transcatheter Aortic Valve Replacement (TAVR): role of the radiologist ». *Insights into Imaging*, vol. 5, n° 1, p. 123-145. <<https://doi.org/10.1007/s13244-013-0301-5>>.
- Loizou, Christos et Constantinos Pattichis. 2008. *Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging*. Morgan & Claypool, 166 p. <<https://ieeexplore.ieee.org/document/6813549/>>.
- Macedo, Márcio C. F. et Antônio L. Apolinário. 2015. « Focus plus context visualization based on volume clipping for markerless on-patient medical data visualization ». *Computers & Graphics*, vol. 53, p. 196-209. <<https://doi.org/10.1016/j.cag.2015.09.007>>.

- Maleki, Majid et Maryam Esmaeilzadeh. 2012. « The Evolutionary Development of Echocardiography ». *Iranian Journal of Medical Sciences*, vol. 37, n° 4, p. 222-232.
- Marelli, Ariane J., Raluca Ionescu-Ittu, Andrew S. Mackie, Liming Guo, Nandini Dendukuri et Mohammed Kaouache. 2014. « Lifetime Prevalence of Congenital Heart Disease in the General Population From 2000 to 2010 ». *Circulation*, vol. 130, n° 9, p. 749-756. <<https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.113.008396>>.
- Marieb, Elaine N. et Katja Hoehn. 2010. « Le système cardiovasculaire : le coeur ». In *Anatomie et physiologie humaines*, 4e édition, p. 765-800. ERPI.
- Menillo, Alexandra M., Lawrence S. Lee et Anthony L. Pearson-Shaver. 2022. *Atrial Septal Defect*. StatPearls Publishing. <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK535440/>>.
- Morineau, T., X. Morandi, N. Le Moëllic et P. Jannin. 2013. « A cognitive engineering framework for the specification of information requirements in medical imaging: application in image-guided neurosurgery ». *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 8, n° 2, p. 291-300. <<https://doi.org/10.1007/s11548-012-0781-7>>.
- Muraru, Denisa et Luigi P. Badano. 2017. « Physical and Technical Aspects and Overview of 3D- Echocardiography ». In *Manual of 3D Echocardiography*, sous la dir. de Casas Rojo, Eduardo, Covadonga Fernandez-Golfín et José Luis Zamorano, p. 1-44. Cham : Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-50335-6_1>.
- Muraru, Denisa, Rebecca T. Hahn, Osama I. Soliman, Francesco F. Faletra, Cristina Basso et Luigi P. Badano. 2019. « 3-Dimensional Echocardiography in Imaging the Tricuspid Valve ». *JACC: Cardiovascular Imaging*, vol. 12, n° 3, p. 500-515. <<https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2018.10.035>>.
- Nam, Hannah H., Patrick V. Dinh, Andras Lasso, Christian Herz, Jing Huang, Adriana Posada, Ahmed H. Aly, Alison M. Pouch, Saleha Kabir, John Simpson, Andrew C. Glatz, David M. Harrild, Gerald Marx, Gabor Fichtinger, Meryl S. Cohen et Matthew A. Jolley. 2022. « Dynamic Annular Modeling of the Unrepaired Complete Atrioventricular Canal Annulus ». *The Annals of Thoracic Surgery*, vol. 113, n° 2, p. 654-662. <<https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2020.12.013>>.
- Nam, Hannah H., Christian Herz, Andras Lasso, Alana Cianciulli, Maura Flynn, Jing Huang, Zi Wang, Beatriz Paniagua, Jared Vicory, Saleha Kabir, John Simpson, David Harrild, Gerald Marx, Meryl S. Cohen, Andrew C. Glatz et Matthew A. Jolley. 2022. « Visualization and Quantification of the Unrepaired Complete Atrioventricular Canal Valve Using Open-Source Software ». *Journal of the American Society of Echocardiography: Official Publication of the American Society of Echocardiography*, vol. 35, n° 9, p. 985- 996.e11. <<https://doi.org/10.1016/j.echo.2022.04.015>>.

- Nam, Hannah H., Christian Herz, Andras Lasso, Simon Drouin, Adriana Posada, Brian Morray, Michael L. O'Byrne, Beatriz Paniagua, Denise Joffe, Burkhard Mackensen, Lindsay Rogers, Gabor Fichtinger et Matthew A. Jolley. 2020. « Simulation of Transcatheter Atrial and Ventricular Septal Defect Device Closure Within Three-Dimensional Echocardiography-Derived Heart Models on Screen and in Virtual Reality ». *Journal of the American Society of Echocardiography*, vol. 33, n° 5, p. 641-644.e2. <<https://doi.org/10.1016/j.echo.2020.01.011>>.
- Peter Munk Cardiac Centre, University of Toronto. 2012. « Virtual TEE: Technology, Transesophageal Echocardiography, 3D Heart Model, Cardiac, Education ». In *Virtual Transesophageal Echocardiography*. <http://pie.med.utoronto.ca/TEE/TEE_content/TEE_3DTEE_manipulation_Epiq7.html>.
- Pommert, A. et K. Höhne. 2002. « Evaluation of Image Quality in Medical Volume Visualization: The State of the Art ». In *MICCAI*. (2002). <https://doi.org/10.1007/3-540-45787-9_75>.
- Preim, Bernhard et Charl Botha. 2014. « Chapter 7 - Direct Volume Visualization ». In *Visual Computing for Medicine*, 2e édition, p. 269-287. Theory, Algorithms, and Applications. <<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-415873-3.00007-9>>.
- Roy, Mahua, Debasree Gangopadhyay, Noopur Goyal, Savita Murthy, Debabrata Nandi, Biswajit Bandyopadhyay et Joyeeta Dutta. 2021. « Transcatheter closure of ventricular septal defects in children less than 10 kg: experience from a tertiary care referral hospital in Eastern India ». *Cardiology in the Young*, vol. 32, n° 1, p. 48-54. <<https://doi.org/10.1017/S1047951121001578>>.
- Salgo, Ivan S. 2007. « 3D echocardiographic visualization for intracardiac beating heart surgery and intervention ». *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 19, n° 4, p. 325-329. <<https://doi.org/10.1053/j.semtcvs.2007.12.007>>.
- Schulte zu Berge, Christian, Maximilian Baust, Ankur Kapoor et Nassir Navab. 2014. « Predicate-Based Focus-and-Context Visualization for 3D Ultrasound ». *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 20, n° 12, p. 2379-2387. <<https://doi.org/10.1109/TVCG.2014.2346317>>.
- Spritzer, André et Carla Freitas. 2008. « Navigation and Interaction in Graph Visualizations ». *Revista de Informática Teórica e Aplicada; Vol. 15, No 1 (2008); 111-136*, vol. 15. <<https://doi.org/10.22456/2175-2745.6015>>.
- Straka, M., M. Cervenansky, A. La Cruz, A. Kochl, M. Sramek, E. Groller et D. Fleischmann. 2004. « The VesselGlyph: focus & context visualization in CT-angiography ». In *IEEE Visualization 2004*. (octobre 2004), p. 385-392. <<https://doi.org/10.1109/VISUAL.2004.104>>.

- Sugimoto, Tadafumi, Raluca Dulgheru, Stella Marchetta, Federica Ilardi, Laura Contu, Yun Yun Go et Patrizio Lancellotti. 2017. « What Does 3D Echocardiography Add to 2D Echocardiography in the Assessment of Mitral Regurgitation? » *Current Cardiology Reports*, vol. 19, n° 10, p. 90. <<https://doi.org/10.1007/s11886-017-0901-7>>.
- The Children's Hospital of Philadelphia. 2014a. « Mitral Valve Defects ». <<https://www.chop.edu/conditions-diseases/mitral-valve-defects>>.
- The Children's Hospital of Philadelphia. 2014b. « Atrial Septal Defect ». <<https://www.chop.edu/conditions-diseases/atrial-septal-defect>>.
- The Children's Hospital of Philadelphia. 2014c. « Ventricular Septal Defect (VSD) ». <<https://www.chop.edu/conditions-diseases/ventricular-septal-defect-vsds>>.
- The Children's Hospital of Philadelphia. 2014d. « Atrioventricular Canal (AVC) Defects ». <<https://www.chop.edu/conditions-diseases/atrioventricular-canal-defects>>.
- Thompson, Peter, Keith May et Robert Stone. 1993. « Chromostereopsis: a multicomponent depth effect? » *Displays*, vol. 14, n° 4, p. 227-234. <[https://doi.org/10.1016/0141-9382\(93\)90093-K](https://doi.org/10.1016/0141-9382(93)90093-K)>.
- Toronto General Hospital Department of Anesthesia Perioperative Interactive Education. 2020. « TTE Standard Views Application : Virtual Transthoracic Echocardiography ». <http://pie.med.utoronto.ca/tte/TTE_content/assets/applications/TTE-HTML5-SV/index.html>.
- Turton, Edwin Wilberforce et Jörg Ender. 2017. « Role of 3D Echocardiography in Cardiac Surgery: Strengths and Limitations ». *Current Anesthesiology Reports*, vol. 7, n° 3, p. 291-298. <<https://doi.org/10.1007/s40140-017-0226-5>>.
- Unité de cardiologie et de chirurgie cardiaque Jacques Cartier. 2013. « Echocardiographie Trans-Thoracique (ETT) » <<http://www.chirurgiecardiaquejacquescartier.com/echographie-cardiaque-trans-thoracique-ett/>>.
- World Health Organization. 2022. « cardiovascular diseases ». <<https://www.who.int/westernpacific/health-topics/cardiovascular-diseases>>.
- Zhu, Lei, Weiming Wang, Jing Qin, Kin-Hong Wong, Kup-Sze Choi et Pheng-Ann Heng. 2017. « Fast feature-preserving speckle reduction for ultrasound images via phase congruency ». *Signal Processing*, vol. 134, n° C, p. 275-284. <<https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2016.12.011>>.