Université Paris Cité

Ecole Doctorale 563 Médicament, Toxicologie, Chimie, Imageries

Laboratoire Paris Centre de recherche Cardiovasculaire (PARCC) – UMR-S_970, Equipe 2

Modifications morphologiques et dynamiques de la jonction atrioventriculaire droite dans l'insuffisance tricuspide fonctionnelle

Par Jérôme JOUAN

Thèse de Doctorat Imageries

Dirigée par Elie MOUSSEAUX et par Damian CRAIEM

Présentée et soutenue publiquement le 18 octobre 2022

Devant le jury composé de :

Philippe MENASCHÉ, PUPH, Université Paris Cité (examinateur)

Victor ABOYANS, PUPH, Université de Limoges (examinateur)

Gilles SOULAT, MCU-PH, Université Paris Cité (examinateur)

Éléonore BLONDIAUX, PUPH, Sorbonne Université (rapporteur)

André VINCENTELLI, PUPH, Université de Lille (rapporteur)

Elie MOUSSEAUX, PUPH, Université Paris Cité (directeur)

Damian CRAIEM, Docteur (PhD), Université Favaloro (co-directeur)

Titre: Modifications morphologiques et dynamiques de la jonction atrioventriculaire droite dans l'insuffisance tricuspide fonctionnelle

Résumé court :

Objectif: La compréhension des phénomènes physiologiques régissant la valve tricuspide a toujours été en retrait par rapport aux autres valves cardiaques. La complexité et la position de cette valve, mettant bien souvent à mal les moyens d'imagerie courants 2D et parfois même 3D, sont en grande partie responsable de ce manque de connaissance. Notre objectif a été de développer des techniques d'imagerie 4D pour décrire le plus précisément possible la physiologie et la physiopathologie de la valve tricuspide et de l'anneau tricuspidien (AT) au sein de la jonction atrioventriculaire droite (JAVD) pour en tirer des informations indispensables à la prise en charge des patients ayant une insuffisance tricuspide fonctionnelle secondaire (ITFs).

Méthodes: Une étude expérimentale sur modèle ovin a d'abord été réalisée en utilisant une technique d'imagerie invasive de très haute définition temporelle spatiale: la sonomicrométrie. Des cristaux piézo-électriques ont été disposés sur l'appareil tricuspidien sous circulation extracorporel et, après récupération de la fonction cardiaque, leur déplacement a été analysé en fonction du cycle cardiaque. Les données de patients ayant un scanner cardiaque multiphase ont ensuite été prospectivement recueillies et traitées par un logiciel développé spécifiquement pour reconstruire la JAVD et obtenir des mesures morphométriques sur tout le cycle cardiaque. La première population étudiée a été un groupe de 30 patients n'ayant pas d'atteinte cardiaque structurelle ou coronaire ni de dysfonction ventriculaire. Puis une étude comparative a été menée sur 3 groupes de patients, avec des degrés variables d'ITFs: 30 cas-témoins, 21 patients avec une insuffisance mitrale sévère myxoïde et 21 patients ayant une cardiomyopathie dilatée.

L'étude sonomicrométrique a précisé la forme unique de l'AT sain et les modifications de forme et de taille au cours du cycle cardiaque. Elle a aussi permis d'obtenir des informations sur les mécanismes actifs d'ouverture et de fermeture des feuillets valvulaires impliquant le déplacement des piliers et donc la dynamique ventriculaire droite (VD). Le scanner multiphase dans une population « saine » a

confirmé, chez l'homme, la forme 3D de l'AT, et ses caractéristiques morphométriques et dynamiques. Le scanner a également pu démontrer qu'il pouvait avoir sa place dans l'étude de l'AT en tant que méthode d'analyse fiable, précise et reproductible.

L'étude scannographique étendue incluant 3 populations différentes, a montré l'influence de l'atteinte structurelle du cœur gauche et la présence ou non d'une ITFs sur les modifications de forme et la dynamique de l'AT. Même sans ITFs, les patients du groupe insuffisance mitrale myxoïde avaient des AT dilatés mais dont la forme restait préservée. Chez les patients avec une ITFs significative, la contraction systolique de l'AT se faisait plus tardivement, participant à l'apparition de la fuite dès le début de la systole. L'expansion maximale s'effectuait chez tous les patients aux 2/3 de la diastole confirmant cette période comme la plus adaptée à la mesure des paramètres appréciant la dilatation de l'AT. Cette dilatation était de manière indépendante liée à la dilatation VD mais également à celle de l'oreillette droite (OD). Enfin la fonction systolique VD semblait mieux appréciée par l'analyse combinée du déplacement apical de l'AT et le strain concentrique VD mesurés par le scanner cardiaque plutôt que par la mesure échographique.

Conclusion: L'étude dynamique de la valve tricuspide par sonomicrométrie puis de la JAVD par scanner cardiaque multiphase ont permis d'apporter des précisions indispensables à la compréhension du fonctionnement de la valve tricuspide et à l'interaction qui existe entre AT, OD et VD. Le scanner a plus particulièrement démontré sa fiabilité et sa capacité à caractériser les modifications pathologiques de l'AT en pratique clinique courante et à analyser simultanément la fonction VD.

Mots clés: Valve tricuspide, Insuffisance tricuspide fonctionnelle, Sonomicrométrie, Scanner cardiaque

Title: Morphological and dynamical changes of the right atrio-ventricular junction in secondary tricuspid regurgitation

Abstract

Objective: Understanding of the physiological phenomena governing the tricuspid valve has always been set back from other heart valves. The complexity and position

of this valve, often undermining common 2D and sometimes even 3D imaging means, are largely responsible for this lack of knowledge. Our goal has been to develop 4D imaging techniques to describe as accurately as possible the physiology and pathophysiology of the tricuspid valve and tricuspid annulus (TA) within the right atrioventricular junction (RAVJ) to derive essential information for the management of patients with secondary functional tricuspid regurgitation (sFTR).

Methods: An experimental study on a sheep model was first carried out using an invasive imaging technique of very high spatial temporal definition: sonomicrometry. Piezoelectric crystals were placed on the tricuspid apparatus under extracorporeal circulation, and, after recovery of cardiac function, their displacement was analyzed according to the cardiac cycle. Secondly, data from patients with a multiphase cardiac CT-scan were then prospectively collected and processed by a home-made softtware developed specifically to reconstruct the RAVJ and obtain morphometric measurements over the entire cardiac cycle. The first population studied was a group of 30 patients with no structural or coronary heart involvement or ventricular dysfunction. Then a comparative study was conducted on 3 groups of patients, with varying degrees of ITFs: 30 healthy patients, 21 patients with severe myxoid mitral regurgitation and 21 patients with dilated cardiomyopathy.

Results: Sonomicrometry specified the unique shape of healthy TA and changes in shape and size during the cardiac cycle. It also provided information on the active mechanisms of leaflets opening and closing involving the displacement of the papillary muscles and therefore the right ventricular (RV) dynamics. Multiphase CT-scan in a "healthy" population confirmed, in humans, the TA 3D shape, and its morphometric and dynamic characteristics. CT-scan was also able to demonstrate that it could have a place in clinical TA study as a reliable, accurate and reproducible method of analysis. The extended tomodensitometry study, including 3 different populations, showed the influence of structural involvement of the left heart and the presence or absence of sFTR on changes in TA shape and dynamics. In the myxoid mitral valve group, patients even without sFTR had dilated TA whose shape remained preserved. In patients with significant sFTR, TA systolic shortening occurred later, contributing to the onset of regurgitation in early systole. In all patients TA maximum expansion was seen at 2/3rd of the diastole confirming this period as the most suitable for the measurement of parameters appreciating the TA dilation. TA dilation was independently related to the VD dilation but also to that of the right atrium (RA). Finally, the systolic RV function was better appreciated by

combined analysis of both the TA plane apical displacement and RV concentric strain measured by cardiac CT-scan rather than by echocardiography.

Conclusion: The dynamic study of the tricuspid valve by sonomicrometry and then of the RAVJ by multiphase cardiac CT-scan have made it possible to provide essential clarifications to understand the functioning of the tricuspid valve and the interaction that exists between TA, RV and RA. CT scan has demonstrated its ability and reliability to characterize TA pathological changes in routine clinical practice and to simultaneously analyze RV function.

Keywords: Tricuspid valve, Secondary tricuspid regurgitation, Sonomicrometry, Cardiac CT-scan

Mes plus sincères remerciements,

Au Professeur Elie Mousseaux,

Qui a cru en moi pour ce travail et a accepté de guider un chirurgien dans un travail de radiologue.

Au Professeur Damian Craiem

Qui s'est toujours rendu disponible malgré les kilomètres qui nous séparent et a été d'une très grande patience afin de me procurer et d'améliorer les outils qui ont permis ce travail.

Au Professeur Alain Carpentier,

Qui a m'a appris à être rigoureux et méticuleux en chirurgie et qui a guidé mes mains avec patience et bienveillance.

Au Professeur Carlos Duran †

Qui m'a initié et m'a donné goût à l'expérimentation scientifique chirurgicale et qui m'a enseigné à toujours vérifier mes sources.

Au Professeur Philippe Menasché

Qui m'a aidé et soutenu depuis mon arrivée à l'HEGP et qui a placé sa confiance en moi pour diriger une équipe.

Au Professeur Paul Achouh

Qui m'a toujours entouré de toute son amitié et a su me conseiller avec justesse dans les moments difficiles, comme un frère.

Je dédie cet ouvrage

À Annaïg,

Qui partage ma vie, supporte mes sautes d'humeur et mes absences et que j'aime profondément.

À Paul-Antoine et à Pierre-Maxime,

Les 2 soleils qui ont illuminé ma vie.

À mes Parents, et mes grands-parents†

Pour leur soutien, leur amour et leur aide indéfectible depuis ma naissance.

TABLE DES MATIERES

RÉSUMÉ 15
Objectif 15
Méthodes 15
Résultats 16
Conclusion 17
ABSTRACT 18
Objective 18
Methods 18
Results 18
Conclusion 19
INTRODUCTION 21
Insuffisance tricuspide fonctionnelle et dysfonction ventriculaire droite 21
Eléments anatomiques de l'anneau tricuspide 23
ÉTUDE EXPERIMENTALE SONOMICROMETRIQUE DE LA VALVE TRICUSPIDE SUR MODÈLE OVIN 29
Matériel et Méthodes 29
Protocole chirurgical 29
Acquisition des données et calcul des déformations au cours du cycle cardiaque 32
Données anatomiques mesurées tout au long du cycle cardiaque 33
Analyse de la forme de l'anneau et de ses modifications 36
Présentation des données 36
Résultats 37
Variation de périmètre de l'anneau et de surface de l'orifice tricuspidien 38
Forme de l'anneau et modification au cours du cycle 43
Ouverture des feuillets et déplacements des piliers 44
Discussion 48
Limitations 51
Conclusion et perspectives 52
ANATOMIE DYNAMIQUE EN HAUTE RÉSOLUTION DE L'ANNEAU TRICUSPIDIEN ET DE LA JONCTION ATRIOVENTRICULAIRE DROITE CHEZ L'HOMME SAIN 54
Méthodes 55
Population 55
Protocole d'acquisition du scanner cardiaque et reconstruction des images 55
Méthode de reconstruction de l'anneau tricuspidien 56
Analyse statistique 62

Résultats 63
Population d'étude 63
Caractéristiques morphologiques de l'anneau 64
Modifications de la forme tridimensionnelle de l'anneau tricuspide au cours du cycle cardiaque . 68
Corrélations entre mesures planaires et tridimensionnelles 69
Dynamique de la JAVD 70
Analyse de reproductibilité intra- et inter-observateurs 72
Discussion 74
Limitations 77
Conclusion et perspectives 78
ÉTUDE PHYSIOPATHOLOGIQUE DE L'ANNEAU DANS L'INSUFFISANCE TRICUSPIDE FONCTIONNELLE. IMPLICATIONS POUR LA PRISE EN CHARGE CLINIQUE 79
Matériel & Méthodes 80
Population 80
Echocardiographie 81
Protocole d'acquisition du scanner cardiaque et reconstruction des images 81
Méthode de reconstruction de l'anneau tricuspide 82
Analyse statistique 84
Résultats 84
Caractéristiques cliniques et échocardiographiques 84
Données Morphométriques de l'anneau tricuspidien 85
Analyse dynamique de l'Anneau tricuspidien 87
Analyse morphométrique et dynamique de la JAVD 91
Facteurs prédictifs de dilatation de l'anneau 93
Discussion 95
Analyse morphologique de la JAVD dans l'insuffisance tricuspide fonctionnelle 95
Analyse dynamique de l'anneau tricuspidien dans l'insuffisance tricuspide fonctionnelle 98
Dynamique de la JAVD 99
Facteurs prédictifs de la dilatation annulaire 100
Limitations 100
Conclusions et perspectives 101
CONCLUSION GÉNÉRALE 103
RÉFÉRENCES 105
ARTICLES PUBLIÉS 113
Sonometric Study of the Normal Tricuspid Valve Annulus in Sheep 113
Further Information from a Sonometric Study of the Normal Tricuspid Valve Annulus in Sheep: Geometric Changes during the Cardiac Cycle 124

Morphological and Dynamic Analysis of the Right Atrioventricular Junction in Healthy Subjects with 4D Computed Tomography..... 133
ARTICLES EN COURS DE SOUMISSION 147
COMMUNICATIONS ORALES.....162
PRIX ET BOURSES 162

RÉSUMÉ

OBJECTIF

Malgré des implications cliniques fortes, la connaissance des phénomènes physiopathologiques régissant la valve tricuspide a toujours été en retrait par rapport aux autres valves cardiaques. La complexité et la position anatomiques de cette valve, mettant bien souvent à mal les moyens d'imagerie courants 2D et parfois même 3D, sont en grande partie responsables de ce manque de connaissance. Notre objectif a donc été de développer des techniques d'imagerie 4D pour décrire le plus précisément possible la physiologie et la physiopathologie de la valve tricuspide et de son composant principal l'anneau tricuspidien au sein de la jonction atrioventriculaire droite afin d'en tirer des informations indispensables à la prise en charge, dans le cadre de la pratique clinique courante, des patients ayant une dysfonction tricuspide secondaire.

METHODES

Dans un premier temps, une étude expérimentale sur l'animal a été réalisée en utilisant une technique d'imagerie invasive de très haute définition temporelle spatiale : la sonomicrométrie. Treize cristaux piézo-électriques ont été disposés précisément sur l'appareil tricuspidien de 7 moutons sous circulation extracorporelle et, après récupération de la fonction cardiaque, leurs déplacements ont été analysés en fonction des différentes périodes du cycle cardiaque.

Dans un second temps, les données de patients ayant un scanner cardiaque multiphase ont été prospectivement recueillies et traitées par un logiciel développé spécifiquement pour reconstruire la jonction atrio-ventriculaire droite en 4D (3D+t) et obtenir des mesures morphométriques précises en fonction des phases du cycle cardiaque. La première population étudiée a été un groupe de 30 patients n'ayant pas d'atteinte cardiaque structurelle ou coronaire ni de dysfonction ventriculaire. Puis une étude comparative sur 3 groupes de patients, avec des degrés variables d'insuffisance tricuspide secondaire, a été menée en utilisant la même méthode de reconstruction : un groupe de 30 patients-témoins, un groupe de 21 patients avec une insuffisance mitrale sévère myxoïde et un groupe de 21 patients ayant une cardiomyopathie dilatée.

L'étude expérimentale utilisant la sonomicrométrie a permis de préciser la forme unique de l'anneau tricuspidien sain et les modifications de forme et de taille au cours du cycle cardiaque avec 2 contractions en systole et en diastole. Elle a aussi permis d'obtenir des informations sur les mécanismes actifs d'ouverture et de fermeture des feuillets valvulaires impliquant le déplacement des piliers et donc la dynamique ventriculaire.

L'analyse des acquisitions du scanner multiphase dans une population a priori « saine » a confirmé, chez l'homme, la forme tridimensionnelle de l'anneau tricuspide, son orientation, ses caractéristiques morphométriques et l'aspect biphasique de la courbe de la surface de l'orifice qu'il délimite au cours du temps. Les valeurs maximales de surface, de diamètres et de périmètre ont été obtenues aux 2/3 de la diastole. Le scanner a également pu démontrer qu'il pouvait avoir sa place dans l'étude de l'anneau tricuspidien en tant que méthode d'analyse fiable, précise et reproductible. Enfin nous avons pu noter de bonnes corrélations entre la fonction ventriculaire droite globale et le raccourcissement circonférentiel de la jonction atrioventriculaire à l'étage intra- et sous- annulaire.

L'étude scannographique étendue incluant trois populations différentes, a quant à elle montré l'influence de l'atteinte structurelle du cœur gauche et la présence ou non d'une insuffisance tricuspide fonctionnelle sur les modifications de forme et la dynamique de l'anneau tricuspidien. Notamment, en l'absence de fuite valvulaire tricuspide significative les patients du groupe insuffisance mitrale myxoïde avaient des anneaux tricuspidiens dilatés par rapport à la population témoin, mais dont la forme tridimensionnelle restait préservée. En revanche chez les patients avec une insuffisance tricuspide secondaire significative, quelle que soit la cardiopathie gauche responsable, la contraction systolique de l'anneau se faisait plus tardivement, participant à l'apparition de la fuite dès le début de la systole. Par ailleurs, l'expansion maximale s'effectuait dans les 3 groupes de patients aux 2/3 de la diastole confirmant cette période comme la plus adaptée à la mesure des paramètres appréciant la dilatation annulaire. Cette dilatation était de manière indépendante liée à la dilatation du ventricule droit mais également à celle de l'oreillette droite. Enfin la fonction systolique du ventricule droit semblait mieux appréciée par l'analyse combinée du déplacement apical du plan de l'anneau et le

strain concentrique du ventricule sous l'anneau obtenus par le scanner cardiaque plutôt que par le TAPSE (Tricuspid Annular Plane Systolic Excursion) mesuré en échographie.

CONCLUSION

L'étude dynamique tridimensionnelle des éléments de la valve tricuspide par sonomicrométrie puis de la jonction atrioventriculaire droite par scanner cardiaque multiphase ont permis d'apporter des précisions indispensables à la compréhension du fonctionnement de la valve tricuspide et à l'interaction qui existe entre l'anneau tricuspidien, l'oreillette sus-jacente et le ventricule sous-jacent au sein de la jonction atrio-ventriculaire droite. Le scanner cardiaque multiphase a plus particulièrement démontré sa capacité à analyser les modifications physiopathologiques de l'anneau tricuspidien en pratique clinique courante et à analyser simultanément la fonction ventriculaire droite de façon plus fiable que l'échocardiographie. Cela plaide en faveur d'une utilisation plus fréquente du scanner cardiaque, au-delà du bilan de l'éventuelle atteinte coronaire associée, dans le bilan de la répercussion des valvulopathies gauches, et notamment mitrales, sur les cavités droites et la valve tricuspide.

ABSTRACT

OBJECTIVE

Understanding of the physiological phenomena governing the tricuspid valve has always been set back from other heart valves. The complexity and position of this valve, often undermining common 2D and sometimes even 3D imaging means, are largely responsible for this lack of knowledge. Our goal has been to develop 4D imaging techniques to describe as accurately as possible the physiology and pathophysiology of the tricuspid valve and tricuspid annulus (TA) within the right atrioventricular junction (RAVJ) to derive essential information for the management of patients with secondary functional tricuspid regurgitation (sFTR).

METHODS

An experimental study on a sheep model was first carried out using an invasive imaging technique of very high spatial temporal definition: sonomicrometry. Piezoelectric crystals were placed on the tricuspid apparatus under extracorporeal circulation, and, after recovery of cardiac function, their displacement was analyzed according to the cardiac cycle. Secondly, data from patients with a multiphase cardiac CT-scan were then prospectively collected and processed by a home-made software developed specifically to reconstruct the RAVJ and obtain morphometric measurements over the entire cardiac cycle. The first population studied was a group of 30 patients with no structural or coronary heart involvement or ventricular dysfunction. Then a comparative study was conducted on 3 groups of patients, with varying degrees of ITFs: 30 healthy patients, 21 patients with severe myxoid mitral regurgitation and 21 patients with dilated cardiomyopathy.

RESULTS

Sonomicrometry specified the unique shape of healthy TA and changes in shape and size during the cardiac cycle. It also provided information on the active mechanisms of

leaflets opening and closing involving the displacement of the papillary muscles and therefore the right ventricular (RV) dynamics. Multiphase CT-scan in a "healthy" population confirmed, in humans, the TA 3D shape, and its morphometric and dynamic characteristics. CT-scan was also able to demonstrate that it could have a place in clinical TA study as a reliable, accurate and reproducible method of analysis. The extended tomodensitometric study, including 3 different populations, showed the influence of structural involvement of the left heart and the presence or absence of sFTR on changes in TA shape and dynamics. In the myxoid mitral valve group, patients even without sFTR had dilated TA whose shape remained preserved. In patients with significant sFTR, TA systolic shortening occurred later, contributing to the onset of regurgitation in early systole. In all patients TA maximum expansion was seen at 2/3rd of the diastole confirming this period as the most suitable for the measurement of parameters appreciating the TA dilation. TA dilation was independently related to the VD dilation but also to that of the right atrium (RA). Finally, the systolic RV function was better appreciated by combined analysis of both the TA plane apical displacement and RV concentric strain measured by cardiac CT-scan rather than by echocardiography.

CONCLUSION

The dynamic study of the tricuspid valve by sonomicrometry and then of the RAVJ by multiphase cardiac CT-scan have made it possible to provide essential clarifications to understand the functioning of the tricuspid valve and the interaction that exists between TA, RV and RA. CT scan has demonstrated its ability and reliability to characterize TA pathological changes in routine clinical practice and to simultaneously analyze RV function.

INTRODUCTION

INSUFFISANCE TRICUSPIDE FONCTIONNELLE ET DYSFONCTION VENTRICULAIRE DROITE

La complexité et la position anatomiques du ventricule droit et de la valve tricuspide rendent difficile leur évaluation par les moyens conventionnels d'imagerie et notamment par l'échocardiographie. Pourtant l'analyse de ces structures a une importance clinique capitale, la dysfonction ventriculaire droite et l'insuffisance tricuspide étant associées à une augmentation importante de la mortalité chez tous les patients atteints d'une cardiopathie qu'elle soit ischémique, congénitale, valvulaire ou idiopathique [1] [2]. La dysfonction ventriculaire droite peut de surcroît entraîner ou aggraver une dysfonction ventriculaire gauche par son interaction sur le septum interventriculaire ou le péricarde [3]. Il est donc très important de pouvoir disposer de mesures objectives, à partir d'outils de pratique clinique courante, permettant d'évaluer la fonction ventriculaire droite et l'insuffisance tricuspide.

En ce qui concerne l'insuffisance tricuspide, l'origine « fonctionnelle » en est la première cause dans le monde occidental [4]. Celle-ci se caractérise par une dilatation de l'anneau qui provoque la dysfonction valvulaire en l'absence d'atteinte structurelle de la valve et est, dans la majorité des cas, secondaire à une valvulopathie du cœur gauche. Il a été démontré qu'une augmentation de 40% de la surface de l'orifice tricuspide suffit à produire une IT significative [5]. De plus cette dilatation de l'anneau tricuspide a été reconnue comme un facteur de risque de développer ou d'aggraver une insuffisance tricuspide après correction de la valvulopathie du cœur gauche [6]. Elle est donc actuellement utilisée isolément comme critère pour poser l'indication d'une annuloplastie même en l'absence d'IT significative concomitante [7]. Il est donc primordial d'être en mesure de caractériser de manière objective et reproductible cette dilatation de l'anneau. Or sa visualisation par la méthode bidimensionnelle des ultrasons, qui est pourtant actuellement considérée comme la méthode de référence [8], est limitée à l'analyse d'un ou deux diamètres dont l'orientation et la précision sont fonction de l'anatomie thoracique et de l'« échogénicité » du patient Par ailleurs, plusieurs études ont montré que la corrélation des mesures des diamètres de l'anneau tricuspidien obtenues par l'échocardiographie 2D, l' échocardiographie 3D

et la mesure directe lors de la chirurgie est faible et interrogent donc sur la fiabilité de cette méthode de référence [9] [10].

Concernant la fonction ventriculaire droite, si actuellement les 2 méthodes de référence sont 1-le calcul de la fraction d'éjection et de la dilatation du ventricule droit à l'IRM et 2-la dP/dt max au cathétérisme droit, les paramètres pour apprécier la fonction ventriculaire droite les plus utilisés (car les plus accessibles) sont associés à l'analyse de la mobilité de la partie antérolatérale de l'anneau tricuspidien en échographie 2D et en doppler cardiaque [11]. Toutefois, ces mesures que sont le TAPSE (Tricuspid Annular Plane Systolic Excursion), l'onde S et le Strain VD, restent très dépendants d'un certain nombre de facteurs qui ne sont pas directement corrélés à la fonction ventriculaire droite : conditions de charge et volémie, troubles du rythme, adhérences péricardiques etc… De surcroît, des études cliniques récentes utilisant des modalités d'imagerie tridimensionnelle, comme l'échographie 3D en temps réel et l'IRM, ont prouvé que le déplacement d'une région isolée de l'anneau était insuffisant à caractériser précisément la fonction ventriculaire droite et que cette évaluation était très variable selon l'orientation et le calibrage de la sonde d'échographie 2D [12]. Par ailleurs, en étudiant plus précisément les modifications de forme de l'anneau tricuspide au cours du cycle cardiaque, ces mêmes études ont permis de mettre en évidence une bonne corrélation entre la déformation tridimensionnelle de l'anneau au cours du cycle cardiaque et la fraction d'éjection ventriculaire droite dans différents types de cardiopathies. Néanmoins, ces modalités d'imagerie tridimensionnelle que sont la résonnance magnétique et l'échocardiographie 3D sont limitées par leur faible résolution spatiale qui ne permet d'effectuer une reconstruction que très approximative de l'anneau tricuspide et donc limite une analyse précise. Seule une étude de la valve tricuspide par des technologies utilisant des résolutions spatiales et /ou temporelles plus élevées pourrait permettre de mieux apprécier ces déformations et de caractériser parfaitement leur relation avec la fonction ventriculaire droite.

En résumé, malgré une implication clinique forte, l'analyse de l'anneau tricuspidien souffre donc d'une méconnaissance morpho-dynamique à la fois dans des conditions physiologiques et dans des conditions pathologiques. Le but de notre travail de recherche dans le cadre d'une thèse d'Université a donc été de décrire très précisément la morphologie et la dynamique normales de l'anneau tricuspidien en utilisant des méthodes à hautes résolutions invasives sur modèle animal, puis non invasives chez l'homme sain et chez le sujet atteint de dilatation de l'anneau

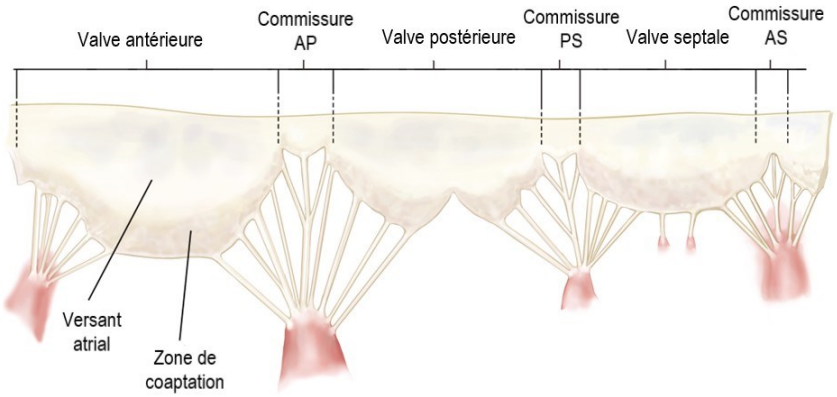
tricuspidien afin de caractériser cette dilatation et sa dysfonction par des moyens d'imagerie utilisables en soins courants.

ELEMENTS ANATOMIQUES DE L'ANNEAU TRICUSPIDE

A l'instar de la valve atrio-ventriculaire du côté gauche, la valve tricuspide est en fait une structure comprenant des feuillets et des cordages reliant ces feuillets à des muscles papillaires ou directement à la paroi du ventricule droit (Figure 1a). La ligne charnière, ou « hinge » en anglais, entre la base des feuillets valvulaire et la paroi interne des cavités cardiaques est raccordée à la jonction auriculo-ventriculaire qu'on appelle communément l'anneau tricuspide. Mais cette appellation sous-entend la présence d'une structure rigide d'insertion. L'étude anatomo-histologique de Messer et al. [13] a en fait montré qu'il existait deux parties distinctes au niveau de la jonction atrio-ventriculaire droite humaine, la partie septale et la partie latérale, cette dernière correspondant globalement à l'insertion des feuillets antérieur et postérieur. Sur 12 cœurs analysés, les auteurs n'ont pas retrouvé de tissu fibreux le long de la partie latérale mais juste la convergence de fibres musculaires ascendantes venant de la paroi ventriculaire, de fibres musculaires descendantes venant de paroi atriale et de tissu adipeux provenant latéralement du sillon atrio-ventriculaire, cette zone de convergence et d'insertion étant très variable d'un individu à l'autre. Au niveau de la face ventriculaire de l'insertion du feuillet valvulaire, ils ont également noté la présence de fibres musculaires venant du ventricule droit, se disposant comme des cordages basaux de la valve mitrale. Cela est également visible sur la partie septale de la jonction atrioventriculaire droite mais à ce niveau, il existe des fibres conjonctives qui renforcent l'insertion de la valve septale au myocarde, notamment dans la région du septum atrioventriculaire (Figure 1b).

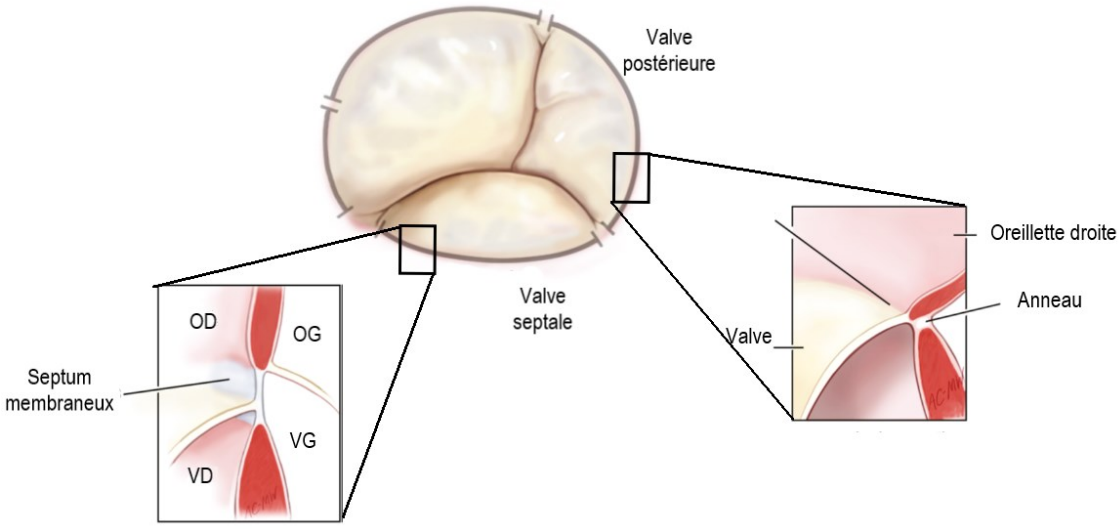
Figure 1 : Schémas anatomiques de la valve tricuspide (d'après Carpentier et al.[14], avec autorisation)

a. Vue des feuillets, cordages et muscles papillaires de la valve tricuspide



AP, antéro-postérieure ; PS, postéro-septale ; AS : antéro-septale

b. Détail de la zone d'insertion des feuillets et de la jonction atrio-ventriculaire droite au niveau de la valve postérieure et septale

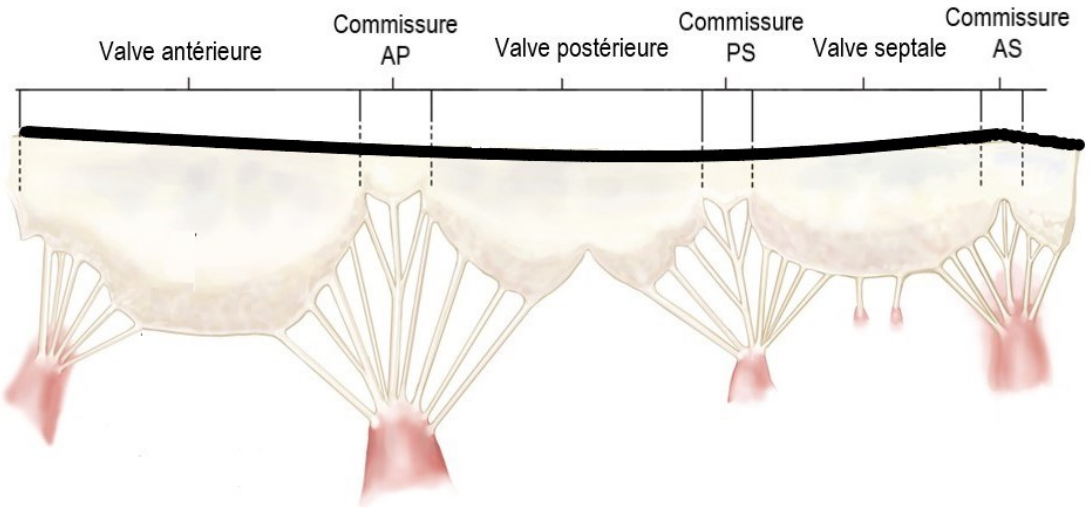


OD, oreillette droite ; VD, ventricule droit ; OG, oreillette gauche ; VG, ventricule gauche

Pour résumer, l'anneau tricuspide n'est pas une structure dense circonférentielle complète sur laquelle s'attachent les feuillets valvulaires et, pour beaucoup, il vaut mieux parler de jonction atrioventriculaire droite (JAVD ou RAVJ en anglais). Cependant nous préférons réserver cette appellation pour la région autour de la zone d'attache des feuillets valvulaires comprenant la paroi atriale et le ventricule sous-jacent. Quoi qu'il en soit, cette importante variation dans la micro-structure chez un même individu et d'un individu à l'autre explique des caractéristiques dynamiques distinctes entre les différentes parties de la JAVD. On comprend alors qu'en physiopathologie une dilatation de l'« anneau» tricuspide ne se fasse pas de manière homogène.

De nombreuses études anatomiques ont tenté de caractériser la forme et la métrie de la JAVD. Vu de l'oreillette droite, celle-ci a été décrite comme grossièrement triangulaire ou en forme de poire, les 3 côtés correspondant aux zones d'insertion des valves septale, antérieure et postérieure et le sommet ou la pointe étant la commissure antéro-septale [15]. Dans un plan vertical, des variations de hauteur de ligne d'insertion des feuillets ou « charnière » ont pu être également notées, notamment entre la commissure antéro-septale et le milieu de la base de la valve septale où on peut identifier un décroché net de cette ligne (Figure 2).

Figure 2 : Ligne d'insertion (« charnière ») des feuillets valvulaires à la jonction atrio-ventriculaire droite (adapté de Silver et al. [15])



Dans l'étude anatomique d'Acar et al. qui comprenait l'analyse de dix cœurs sains isolés, le périmètre total d'insertion des feuillets tricuspidiens était de 11,4+/-0,15 cm [16]. Une attention particulière a été portée sur l'identification des commissures. En effet, si les commissures antéro-septale et antéro-postérieure semblaient faciles à identifier chez tous les sujets, la commissure postéro-septale paraissait beaucoup moins systématisée. Néanmoins les auteurs ont pu mesurer individuellement l'insertion de chacun des feuillets faisant du segment antérieur le plus long, suivi du segment postérieur et du segment septal (3,87 cm, 3,78 cm et 3,59 cm en moyenne respectivement), la commissure postéro-septale étant la plus large et l'antéro-septale la plus étroite.

Mais ces descriptions sur pièces anatomiques flasques ne reflètent pas sa forme in vivo lorsque les cavités droites sont remplies et surtout les modifications dynamiques de la JAVD observées lorsque ces cavités se contractent. Tsakiris et al. [17] furent les premiers à étudier ces modifications en analysant le déplacement de marqueurs radio-opaques mis en place sur des cœurs de chiens anesthésiés. Ils purent établir que la réduction de surface de l'orifice tricuspide était de 20 à 39% au cours du cycle cardiaque et que cette diminution se faisait en partie au moment de la diastole ventriculaire. Ces données furent confirmées un peu plus tard par une étude sur 16 sujets humains sains utilisant une sonde d'échocardiographie 2D placée en parasternal gauche et dont l'inclinaison était modifiée par intervalle de 30° autour de

l'orifice tricuspide [18]. Mais ces 2 méthodes restaient limitées par leur définition temporelle et spatiale. Au début des années 2000, plusieurs travaux avaient montré l'utilité d'une technologie appelée sonomicrométrie pour analyser en très haute définition les déformations des structures cardiaques et notamment valvulaires. Ces études avaient notamment permis de décrire très précisément les modifications physiologiques et physiopathologiques de la racine aortique [19] [20] et de la valve mitrale [21] [22]. Nous avions donc décidé d'appliquer cette méthode à l'étude du complexe valvulaire tricuspidien. Le but de cette première étude était l'analyse à haute définition des modifications géométriques des différents composants de la valve tricuspide saine au cours du cycle cardiaque.

La sonomicrométrie est une technologie qui utilise des cristaux à la fois émetteurs et récepteurs d'ultrasons pour étudier à très haute résolution temporelle et spatiale (0,024mm jusqu'à 600Hz) le déplacement de ceux-ci les uns par rapport aux autres. On peut ainsi analyser très exactement les modifications d'une structure aussi fine soit-elle dans un temps défini de 1 à 2 secondes.

MATERIEL ET METHODES

Les valves tricuspides de 7 moutons adultes de race Targhee (poids moyen 69+/- 9 Kg) ont été implantées de cristaux sonomicrométriques sous circulation extra-corporelle et clampage aortique (temps moyen 135+/-4 min et 88+/-2 min, respectivement). Tous les animaux ont reçu des soins selon les principes de l'Animal Welfare Act, le guide « Guide for Care and Use of Laboratory Animals » du ministère de l'Agriculture des Etats Unis d'Amérique et du comité « Animal Care and Use » de l'université du Montana .

PROTOCOLE CHIRURGICAL

Les animaux ont eu une induction anesthésique par Kétamine IV (1 mg/Kg) et Propofol (4 mg/Kg) et ont été maintenus endormis sous Isoflurane (1.5-2.5%). La ventilation artificielle a été réalisée par un respirateur Dräger (Telford, PA, USA) supplémenté par 2L/min d'oxygène. Un monitoring classique par ECG et pression artérielle invasive était réalisé tout au long de la procédure.

Après thoracotomie latérale gauche dans le 4^{e} espace intercostal et ouverture du péricarde, le cœur et les gros vaisseaux étaient exposés pour permettre la mise en place de la circulation extra-corporelle entre les 2 veines caves et l'aorte ascendante. Une décharge ventriculaire gauche fut introduite par l'apex. Après clampage aortique et délivrance d'un litre de cardioplégie froide cristalloïde dans la racine aortique, l'oreillette droite était ouverte et 13 cristaux sonomicrométriques de 2 et 0.7 mm de

diamètre furent suturés sur la valve tricuspide au monofilament 5/0 par le même chirurgien de la manière suivante (Figure 3) :

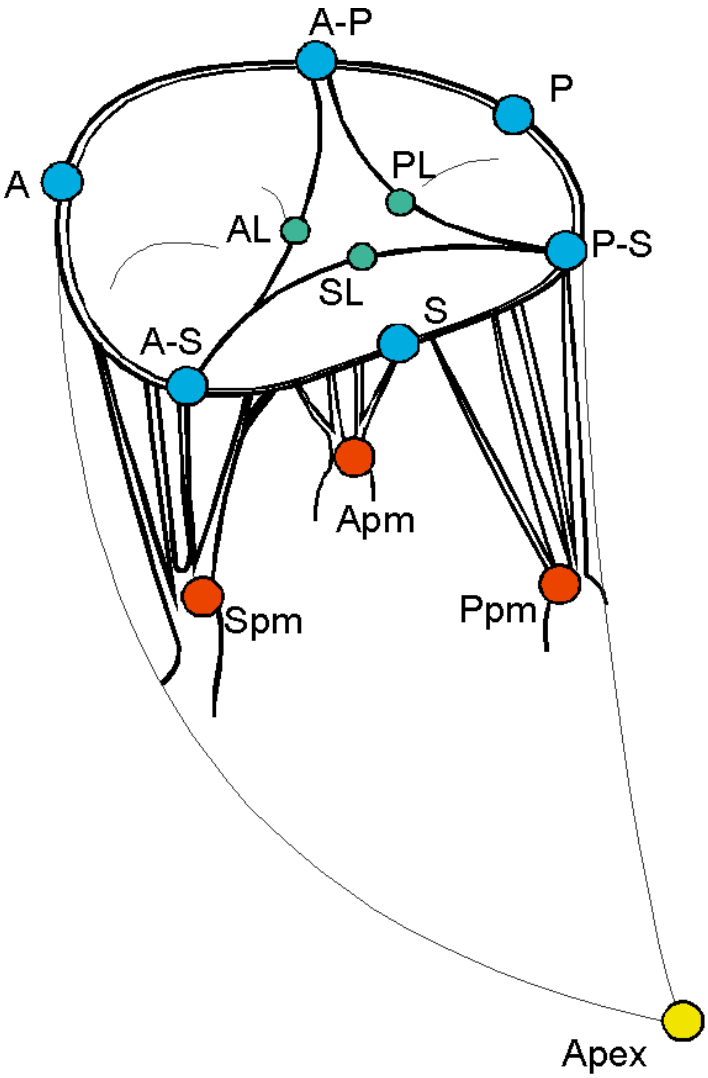
-Six sur l'anneau (1 mm en dehors de la ligne d'insertion de la base du feuillet valvulaire) : 3 en regard de chacune des commissures antéro-septale (A-S), antéro-postérieure (A-P) et postéro-septale (P-S) et 3 au milieu de l'insertion de chacun des feuillets antérieur (A), postérieur (P) et septal (S).

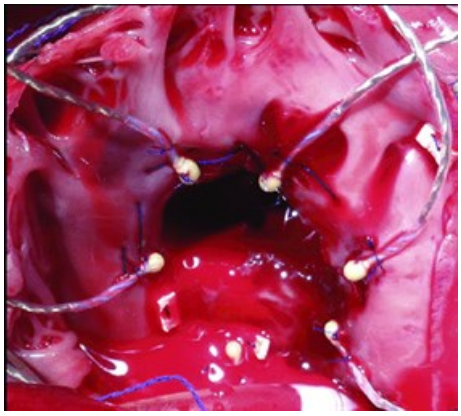
-Trois au sommet de chacun des muscles papillaires antérieur (Apm), postérieur (Ppm) et septal (Spm)

- Trois au milieu du bord libre de chacun des feuillets (AL, PL, SL)

-Un cristal à l'apex du ventricule droit considéré comme le point de référence puisque le moins mobile des 13 cristaux, l'apex se déplaçant peu au cours du cycle cardiaque.

Figure 3 : Schéma de positionnement des cristaux sonomicrométriques sur l'appareil tricuspidien et vue des cristaux implantés depuis l'oreillette droite sous circulation extra-corporelle. En vert les cristaux de 0.7 mm suturés sur le milieu du bord libre des valves, en bleu les cristaux de 2 mm sur la zone annulaire et, en rouge, les cristaux de 2 mm insérés au sommet des muscles papillaires.





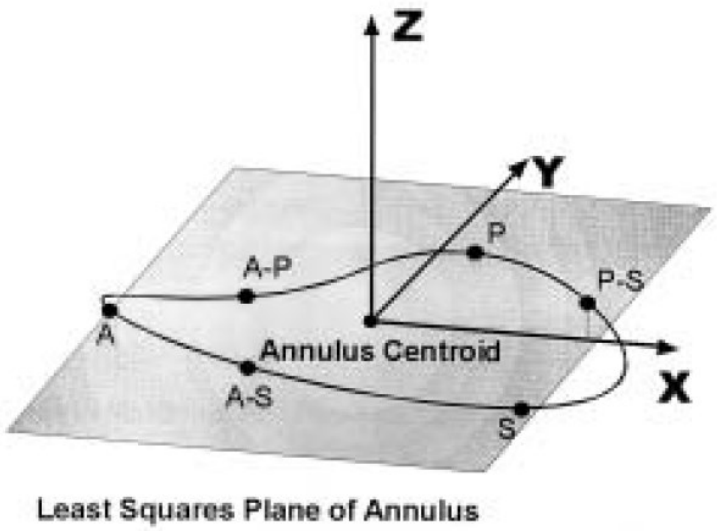
L'oreillette droite était refermée et 2 cathéters de Millar model 510 (Millar Instruments, Houston, TX, USA) étaient introduits respectivement dans la cavité

ventriculaire droite et la lumière de l'artère pulmonaire. Enfin un débitmètre annulaire était mis en place autour du tronc de l'artère pulmonaire. Une fois, l'aorte déclampée, la circulation extracorporelle interrompue et l'hémodynamique stable depuis plus de 15 min, les distances entre cristaux étaient enregistrées, thorax ouvert, à la fréquence de 200 Hz. Une échocardiographie épicardique 2D s'assurait au préalable de l'absence de fuite tricuspide liée à la mise en place des cristaux. De manière simultanée, le débit dans l'artère pulmonaire et les pressions dans le ventricule droit et l'artère pulmonaire étaient recueillis de façon continue. Les trois battements consécutifs ayant le moins de bruit de fond étaient sélectionnés pour l'enregistrement et l'analyse des données. A la fin de la période de recueil, l'animal était sacrifié par une injection létale de chlorure de potassium, son cœur explanté et analysé afin de s'assurer de la position correcte des cristaux.

ACQUISITION DES DONNEES ET CALCUL DES DEFORMATIONS AU COURS DU CYCLE CARDIAQUE

Les déplacements des cristaux ont été enregistrés par le module Sonometrics Digital Ultrasonic Measurements System TRX Series (Sonometrics Corp., London, ON, Canada) et analysés par le logiciel post-traitement du constructeur, autorisant la synchronisation des mesures avec l'ECG. Un second logiciel SonoXYZ (Sonometrics Corp., London, ON, Canada) a calculé la distance entre chacun des cristaux à une fréquence de 200Hz, c'est à dire toutes les 5 ms. Enfin, en utilisant le logiciel MATLAB (The Math Works, Inc. Natick, MA, USA), l'ensemble des distances ainsi mesurées a permis de créer un système de coordonnées cartésiennes pour chaque intervalle de temps, selon le principe établi par l'équipe de Gorman et al.[21]. Dans ce système, le plan xy était représenté par le plan des moindres carrés des 6 points d'anneau et son origine O, par le barycentre. L'axe z positif était aligné normalement au plan xy dans le sens inverse du flux sanguin et le plan xz aligné sur la commissure P-S. Ainsi dans ce système de coordonnées la direction apico-basale était représentée par l'axe z, la direction antéro-postérieure par l'axe x et la direction latéro-médiale par l'axe y (Figure 4).

Figure 4 : Schéma du système de coordonnées cartésiennes créé à partir des données de positionnement des cristaux les uns par rapport aux autres à chaque période temporelle. Le plan xy était représenté par le plan des moindres carrés des cristaux d'anneaux A, A-S, S, P-S, P, A-P (Least Squares Plane of Annulus) et l'origine O par leur barycentre (Annulus Centroïd)



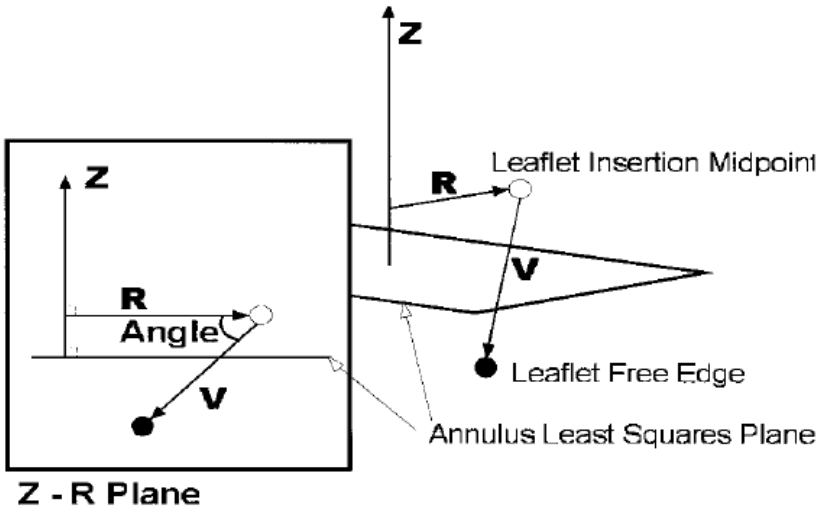
DONNEES ANATOMIQUES MESUREES TOUT AU LONG DU CYCLE CARDIAQUE

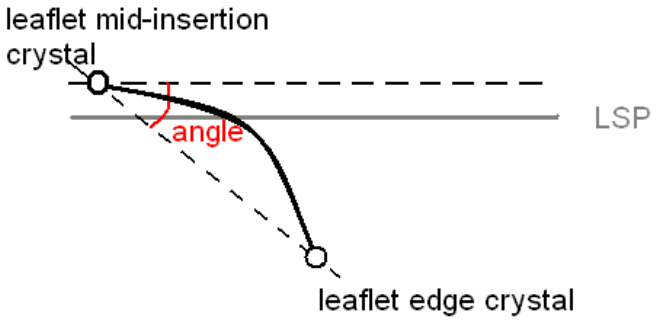
A chaque intervalle de 5 ms (pour 200Hz) ont été calculés **:**

- La surface annulaire planaire considérée comme la surface délimitée par les 6 cristaux A, A-P, P, P-S, S, A-S projetée dans le plan des moindres carrés. Cette surface était définie comme la somme des surfaces des 6 triangles délimités par la projection orthogonale dans le plan des moindres carrés de 2 cristaux contigus et par le barycentre O selon la formule de Heron[23] .
- La longueur des segments d'insertion de chacun des feuillets valvulaires projetés dans le plan des moindres carrés : septal A-S – P-S, postérieur A-P – P-S, antérieur A-S – A-P, et le périmètre planaire correspondant à la somme de ces 3 longueurs.
- Les 2 diamètres maximaux et minimaux de l'anneau.

- La surface inter-piliers considérée comme la surface du triangle délimité par les 3 cristaux Apm, Spm et Ppm selon la formule de Heron.
- La rotation des piliers correspondant à l'angle moyen du déplacement de chacun des côtés du triangle formé par les 3 cristaux Apm, Spm et Ppm, par rapport à leur position en fin de diastole. La rotation dans le sens inverse des aiguilles d'une montre en regardant le ventricule au travers de l'orifice tricuspidien a été définie comme valeur positive.
- La surface d'orifice effectif considérée comme la surface du triangle entre les 3 cristaux insérés sur le bord libre des feuillets AL, PL, SL selon la formule de Heron.
- L'ouverture valvulaire en pourcentage, 0% étant la valeur minimale de la surface d'orifice effectif et 100% la valeur maximale sur un cycle cardiaque.
- La distance de chacun des sommets des piliers à la commissure correspondante : Apm - A-P, Spm - A-S, Ppm - P-S.
- L'excursion latérale des feuillets valvulaires correspondant à l'angle entre le plan des moindres carrés et le vecteur entre le cristal du bord libre d'un feuillet et le cristal correspondant à la base de son insertion (p. ex, $\overrightarrow{A\,AL}$), projeté dans le plan radial à l'axe z passant par le barycentre O et le cristal sur l'anneau (Figure 5).

Figure 5 : Schéma de la méthode géométrique de mesure de l'angle d'excursion des feuillets valvulaires par rapport au plan des moindres carrés (Annulus Least Squares Plane). Un vecteur (R) normal à l'axe z passant par le cristal du milieu d'insertion valvulaire (Leaflet Insertion Midpoint) est créé. Le second vecteur (V) reliant ce point au cristal du bord libre du feuillet (Leaflet Free Edge) est projeté dans le plan ZR (Z-R plane). L'angle entre les 2 vecteurs V et R défini l'excursion de la valve correspondante.





- L'excursion latérale des piliers correspondant à l'angle entre le plan des moindres carrés et la projection, selon le même principe que celui énoncé plus haut pour l'excursion latérale des feuillets valvulaires, du vecteur entre le cristal d'un pilier et le cristal d'anneau commissural correspondant (p. ex., $\overrightarrow{A-P\ Apm}$).

ANALYSE DE LA FORME DE L'ANNEAU ET DE SES MODIFICATIONS

La forme de l'anneau tricuspidien a été définie par la position des cristaux elle-même déterminée par leurs coordonnées dans le système cartésien précédemment décrit (Oxyz). Comme cela avait été fait pour la valve mitrale afin de préciser la déformation verticale de l'anneau au cours du cycle [24], un rapport Hauteur / Largeur de l'anneau (H/L) a été calculé entre d'une part la hauteur de l'anneau tricuspidien représentée par la somme des distances orthogonales au plan des moindres carrés du point le plus bas et du point le point le haut de l'anneau, et d'autre part le diamètre maximal de l'anneau. La relation entre surface annulaire planaire et ce rapport H/L a été effectuée par analyse de Fourier [25] et une corrélation fut calculée sur les 3 fréquences ou les variations étaient les plus significatives.

PRESENTATION DES DONNEES

Les valeurs maximales et minimales ont été présentées en moyenne et déviation standard de la moyenne. La comparaison entre les valeurs mesurées a fait appel à un test t de Student en utilisant le logiciel Excel (Microsoft Corp, Seattle WA, USA).

Dans un second temps, en couplant l'enregistrement des courbes temporelles de ces valeurs à l'ECG, aux pressions intracavitaires et au débit dans l'artère pulmonaire, une analyse des variations en fonction des phases du cycle cardiaque a été réalisée. Le début de la systole a été défini comme le point dP/dt >0 sur la courbe de pression ventriculaire. La fin de la contraction isovolumique (CIV) a été défini comme le début de l'éjection pulmonaire au croisement des courbes de pression ventriculaire et pulmonaire. L'onde dicrote sur la courbe de pression pulmonaire a défini la fin de la période déjection (Ej) et donc le début de la diastole. Enfin, la fin de période de relaxation isovolumique (RIV) du ventricule et donc le début de la phase de remplissage (Re) a été définie comme le point le plus bas sur la courbe de pression ventriculaire après l'éjection (dP/dt =0). Pour une analyse plus précise des variations temporelles les phases Ej et Re ont été divisées en 2 périodes égales (Ej1 et Ej2, Re1 et Re2).

RESULTATS

L'implantation des 13 cristaux, des cathéters et de la sonde de débitmètre a pu être réalisée chez les 7 animaux. Les cœurs ont été remis en charge et défibrillés avec succès et les données somicrométriques recueillies. Les caractéristiques hémodynamiques moyennes de la population au moment du recueil d'informations sont présentées dans le Tableau 1.

Tableau 1 : Caractéristiques morphologiques et hémodynamiques au moment du recueil des distances entre les cristaux en valeur moyenne (moy) et écart-type (ET)

Paramètres Hémodynamiques	moy ± ET
Poids (kg)	69 ± 9
Pression artérielle systolique (mm Hg)	67 ± 2
Pression artérielle diastolique (mm Hg)	40 ± 3
Pression ventriculaire droite systolique (mm Hg)	26 ± 1
Pression ventriculaire droite diastolique (mm Hg)	1 ± 1
Pression pulmonaire systolique (mm Hg)	20 ± 1
Pression pulmonaire diastolique (mm Hg)	11 ± 1
Volume d'éjection (mL)	33 ± 2
Débit cardiaque (L/min)	2.9 ± 0.4
Fréquence cardiaque (batt/min)	99 ± 6

A l'échocardiographie épicardique avant l'enregistrement des données sonomicrométriques, aucune valve tricuspide ne présentait d'insuffisance ou de dysfonction. Après l'explantation du cœur, l'ensemble des cristaux sur l'anneau et le bord libre des feuillets était en bonne position. Chez un sujet, les cristaux Apm et Spm étaient mal positionnés. Les distances et mesures dépendant de ces 2 cristaux ont donc été supprimées de l'analyse finale.

VARIATION DE PERIMETRE DE L'ANNEAU ET DE SURFACE DE L'ORIFICE TRICUSPIDIEN

La valeur minimale du périmètre planaire de l'orifice tricuspidien était de 4,8+/-0,8 cm² en moyenne et la valeur maximale de 6,1+/-0,9 cm². L'expansion globale du périmètre de l'anneau tricuspidien au cours du cycle cardiaque était de + 28,6+/-3,6% ou, en termes de contraction, - 21,9+/-2,2 %. Les mesures de longueur des

segments d'insertion des feuillets ainsi que leur expansion entre valeur minimale et maximale au cours du cycle sont présentées dans le Tableau 2.

Tableau 2 : Valeurs minimales et maximales moyennes de longueurs d'insertion des feuillets valvulaires projetées dans le plan des moindres carrés (en mm) et comparaison de l'expansion des segments antérieur et postérieur par rapport au segment septal.

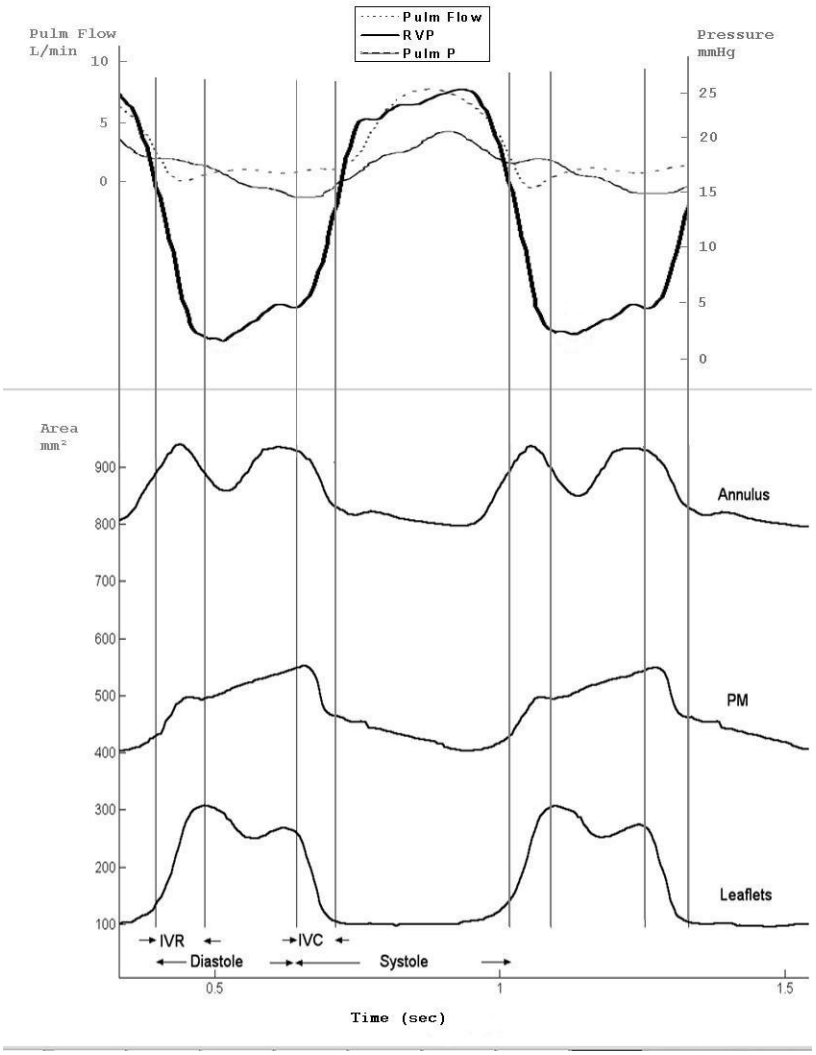
	Minimum	Maximum	Expansion	p
Septal A-S – S - P-S	34,0±3,5	38,3±3,4	10,4±1,2%	NA
Antérieur A-S – A - A-P	20,4±2,1	26,5±2,3	13,0±1,5%	0,254
Postérieur A-P - P - P-S	30,4±2,4	34,4±2,5	14,0±1,6%	0,089

NA, non applicable.

Le diamètre minimal de l'anneau, approximativement perpendiculaire au septum et donc orienté selon l'axe S - A-P, s'est contracté de - 16,8±1,5% au cours du cycle cardiaque (de 21,2±2,0 mm à 17,8±1,9 mm). Cette contraction était significativement plus importante que celle du diamètre maximal de l'anneau, approximativement parallèle au septum et donc orienté selon l'axe A-S – P, qui était de - 9,3±0,8% (de 40,1±2,6 mm à 36,4±2,4 mm, p<0,0001). La corrélation entre la variation du diamètre minimal et la variation de surface était importante (r=0,88±0,08).

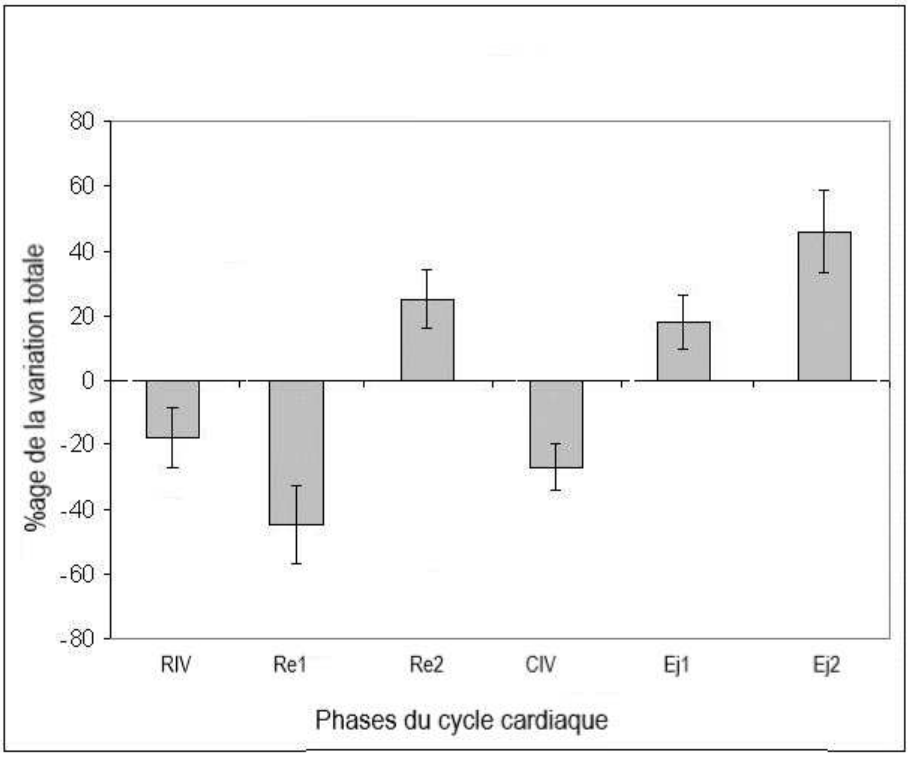
L'analyse de la courbe de la surface annulaire en fonction du temps a par ailleurs montré un aspect biphasique avec 2 phases de contraction et d'expansion (Figure 6).

Figure 6 : Variation sur un cycle cardiaque de la surface (Area) de l'orifice tricuspidien délimitée par les cristaux insérés sur l'anneau (Annulus), de la surface interpiliers délimitée par les cristaux au sommet des piliers (PM), et de l'orifice effectif délimité par les cristaux au bord libre des valves (Leaflet). Le cycle est divisé en systole et diastole et les périodes de contraction isovolumique (IVC) et relaxation isovolumique (IVR) sont définis par l'analyse des courbes du flux pulmonaire (Pulm Flow), de la pression intracavitaire du ventricule droit (RVP) et de la pression dans le tronc de l'artère pulmonaire (Pulm P). Sur un sujet représentatif.



La contraction maximale est survenue durant la phase Re1 (-27+/-7%) et l'expansion principale durant les phases Ej2 et RIV1 (+46+/-12%) (Figure 7).

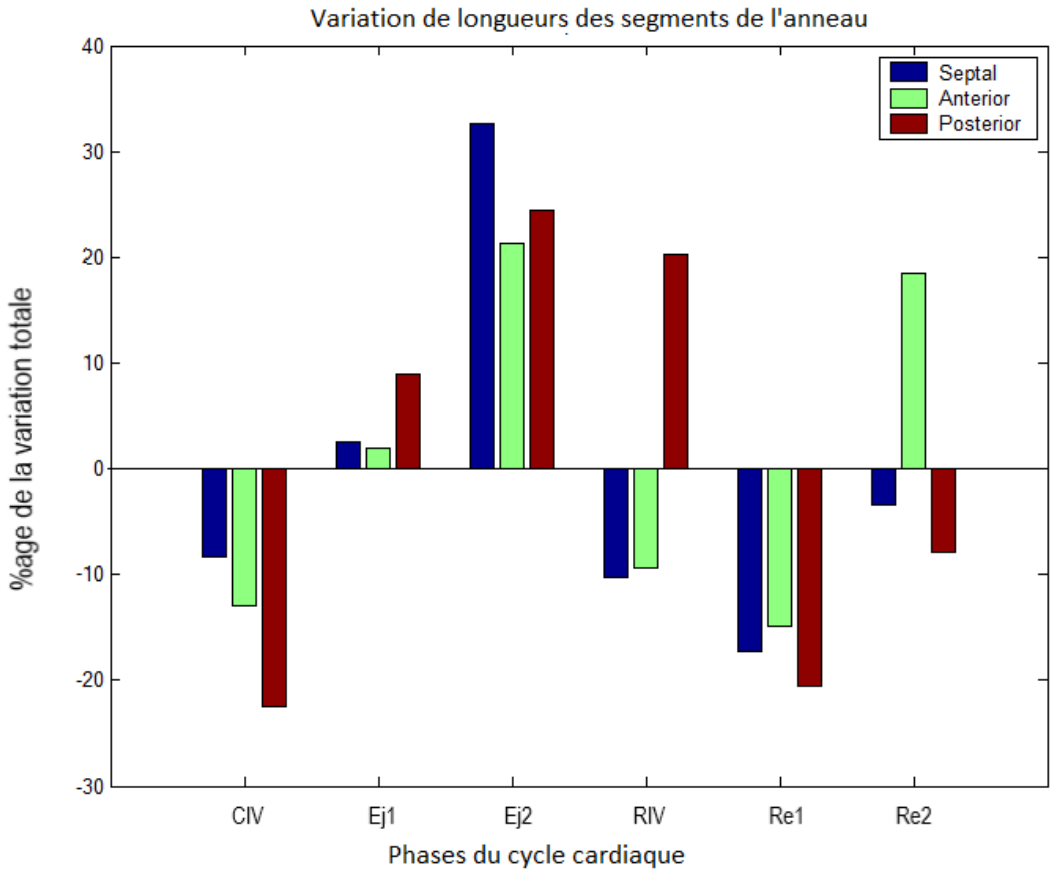
Figure 7 : Variations moyennes et déviations standard de la surface d'orifice tricuspidien délimité par les cristaux d'anneau en projection dans le plan des moindres carrés selon la période du cycle



RIV, Relaxation IsoVolumique ; Re1, 1ière moitié de la phase de Remplissage ventriculaire ; Re2, 2ième moitié de la phase de Remplissage ventriculaire ; CIV, Contraction IsoVolumique ; Ej1, 1ière moitié de la phase d'Ejection ventriculaire ; Ej2, 2ième moitié de la phase d'Ejection ventriculaire.

Les variations de longueur en fonction des phases du cycle des différents segments d'insertion des feuillets sont reportées sur la (Figure 8).

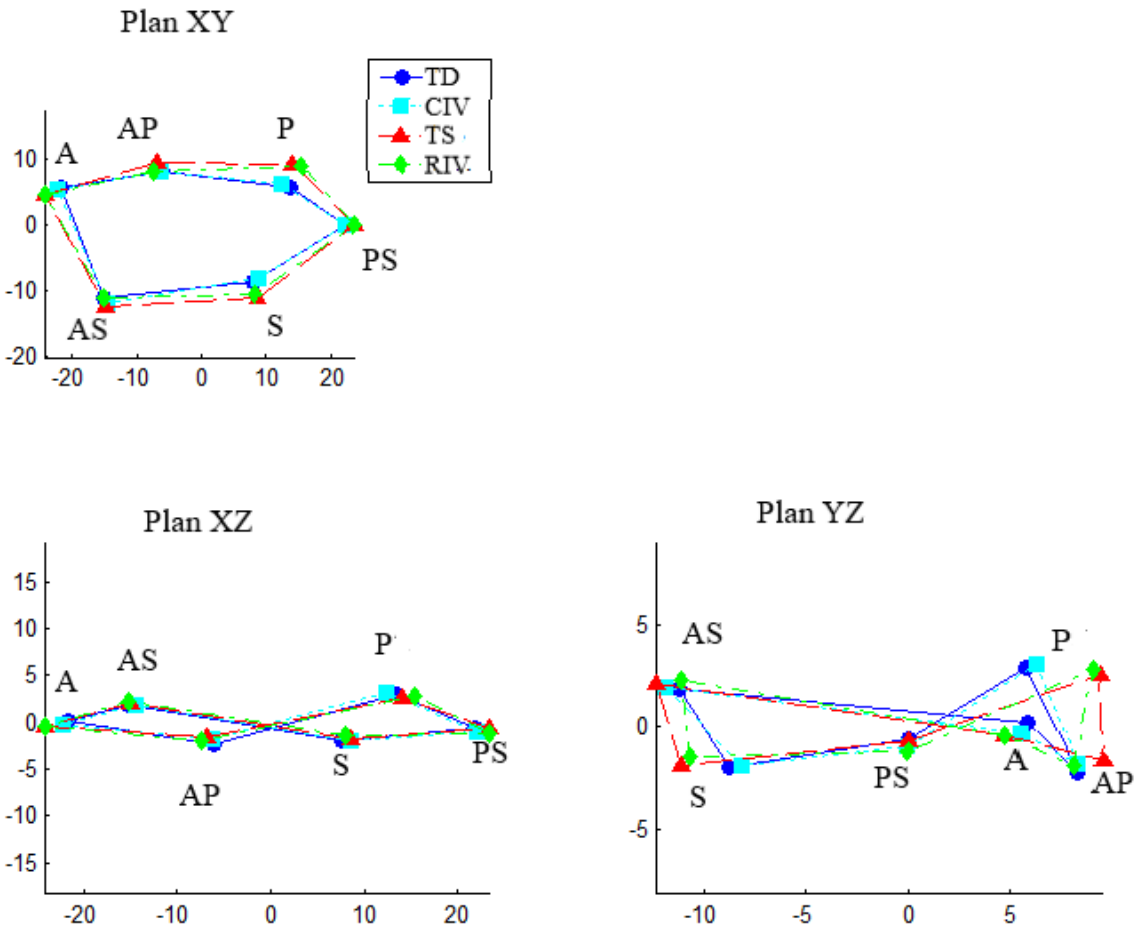
Figure 8 : Variations de longueur des 3 segments de l'anneau tricuspidien en fonction du cycle cardiaque



CIV, Contraction IsoVolumique ; Ej1, 1ière moitié de la phase d'Ejection ventriculaire ; Ej2, 2ième moitié de la phase d'Ejection ventriculaire ; RIV, Relaxation IsoVolumique ; Re1, 1ière moitié de la phase de Remplissage ventriculaire ; Re2, 2ième moitié de la phase de Remplissage ventriculaire.

La forme tridimensionnelle de l'anneau tricuspidien tel qu'il est symbolisé par les 6 cristaux qui sont implantés sur la zone d'insertion des feuillets valvulaires est présentée Figure 9 en projection dans les 3 plans orthogonaux de notre système de coordonnées cartésiennes Oxyz au moment de la fin des 4 phases du cycle cardiaque.

Figure 9 : Projection dans les 3 plans orthogonaux de la position des 6 cristaux d'anneaux (A, P, S, A-S, A-P, P-S) à la fin des 4 phases du cycle



TD, Télédiastole ; TS, télésystole, CIV, contraction isovolumique ; RIV, relaxation isovolumique.

La forme de l'anneau en projection dans le plan des moindres carrés (xy) était elliptique et devenait plus circulaire lors des phase d'expansion de l'anneau, le rapport d'excentricité passant de 0,45±0,05 à 0,55±0,05.

Selon l'axe z, l'anneau avait une forme en selle. Les 2 points les plus haut situés au-dessus du plan des moindres carrés étaient représentés par les cristaux P et AS et les 2 points les plus bas situés par les cristaux AP et S. Lors de la contraction annulaire, le rapport H/L passait de 8,4±1,9 à 15,3±4,2 (valeurs médianes) essentiellement en relation avec une augmentation de la hauteur globale de l'anneau selon l'axe z de 69,5±10,5% et il existait une très forte corrélation entre la hauteur annulaire et le rapport H/L (r=0,97±0,01).

OUVERTURE DES FEUILLETS ET DEPLACEMENTS DES PILIERS

La surface de l'orifice effectif délimitée par les 3 cristaux AL PL et SL était de 0,3±0,1 cm² en fermeture et de 1,6±0,4 cm² en ouverture maximales. L'ouverture débute en fin de systole. A la fin de la RIV, la surface de l'orifice effectif avait déjà atteint en moyenne de 54,1±13,4% de sa valeur maximale et, chez trois animaux, l'ouverture était complète à ce moment précis (Figure 6). L'ouverture maximale survenait en moyenne 83±13 ms après l'expansion maximale de l'anneau. Durant Re2, on a noté un second pic d'ouverture, immédiatement suivi de la fermeture de la valve pendant la CIV.

L'excursion maximale des feuillets valvulaires sous le plan des moindres carrés n'était pas identique entre le feuillet septal (56,9±4,2°) et les feuillets antérieur (96,0±13,6°, p=0,034) et postérieur (90,8±11,5°, p=0,018). De plus, le mouvement global de la valve septale était réduit par rapport aux deux autres (Tableau 3).

Tableau 3 Variation, en fonction de la période du cycle cardiaque, de la surface d'orifice effectif (SOE) et des angles d'ouverture des valves mesurés par l'angle entre le plan des moindres carrés et le cristal du bord libre de la valve (SL, AL ou PL) correspondante

	SOE	**Angle SL**	**Angle AL**	**Angle PL**		
	(% de val max.)				SL vs AL, p	SL vs PL, p
Re2	63,6 ± 9,6	49,3 ± 5,4	82,1 ± 12,3	70,7 ± 8,6	0,058	0,055
CIV	27,4 ± 8,2	37,6 ± 4	58 ± 10,3	70,1 ± 9	0,166	0,026
Ej2	14,1 ± 4,2	33,7 ± 5,3	43,1 ± 12,3	57 ± 8,5	0,42	0,057
RIV	54,1 ± 13,4	47,3 ± 4,5	66,7 ± 13,8	65,9 ± 13	0,266	0,163
Maximum	100	56,9 ± 4,2	96 ± 13,6	90,8 ± 11,5	0,034	0,018
Minimum	0	27,1 ± 3,6	37,5 ± 10,8	42 ± 9,6	0,373	0,186
Différence Min/Max	100	29,8 ± 4	58,5 ± 14,5	48,8 ± 7,5	0,066	0,017

La surface interpiliers maximale survenait en moyenne 279±30ms après que la surface d'orifice effectif avait atteint sa valeur maximale. Sa valeur était de 3,6±0,6 cm² correspondant à une expansion de +37,3±8,5% par rapport à sa valeur minimale.

Au maximum d'excursion les piliers étaient globalement perpendiculaires au plan des moindres carrés. Cependant l'excursion totale du pilier antérieur était supérieure au pilier septal et au pilier postérieur (+24,8±5,0% versus +13,9±4,0% et +9,5±1,1%, p=0,117 et p=0,039, respectivement). Le déplacement angulaire des piliers sous le plan des moindres carrés en fonction des périodes du cycle cardiaque est résumé dans le Tableau 4 qui montre que, durant les phases RIV et Re1, le pilier septal se déplaçait respectivement latéralement de 19° et 16,9°, tandis que le pilier antérieur se déplaçait dans la même direction de 30,3° et 29,5°, respectivement.

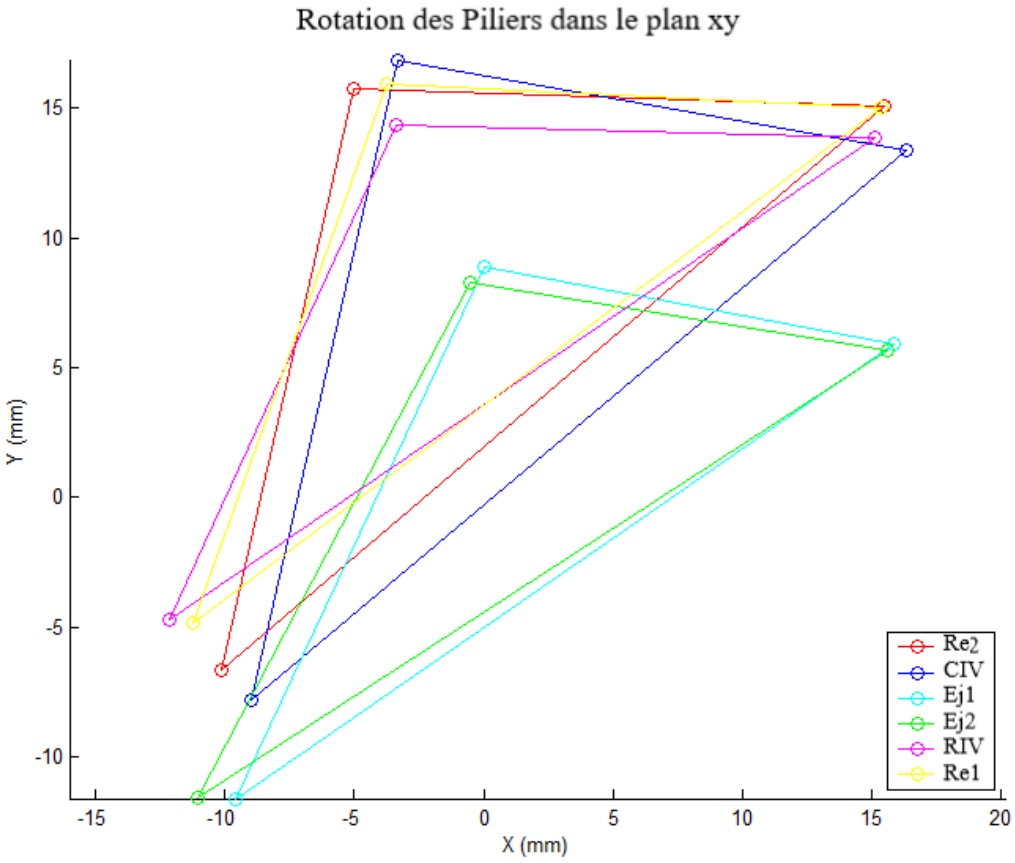
Tableau 4 : déplacement angulaire des piliers par rapport au plan des moindres carrés en fonction de la période du cycle cardiaque

Phases	CIV		Ej1		Ej2		RIV		Re1		Re2	
Surface Interpiliers	-14,66	±9,98%	-19,53	±15,03%	0,23	±3,89%	12,13	±12,12%	13,45	±9,66%	9,54	±5,73%
Spm	-14,22	±9,95%	39,51	±7,05%	20,86	±4,52%	-19,02	±11,64%	-16,93	±10,51%	-9,31	±13,04%
Apm	-11,81	±5,33%	-48,33	±5,85%	-6,34	±5,05%	30,27	±10,83%	29,54	±7,19%	5,74	±6,49%
Ppm	5,39	±12,11%	5,67	±15,58%	-26,84	±9,64%	-2,12	±10,70%	3,74	±16,48%	12,20	±9,39%

CIV, contraction isovolumique ; Ej1, 1ière moitié de la phase d'Ejection ventriculaire ; Ej2, 2ième moitié de la phase d'Ejection ventriculaire ; RIV, Relaxation IsoVolumique ; Re1, 1ière moitié de la phase de Remplissage ventriculaire ; Re2, 2ième moitié de la phase de Remplissage ventriculaire.

En plus de ce mouvement latéral, au cours du cycle cardiaque, les cristaux Apm, Ppm et Spm ont subi un déplacement apical et une rotation. En effet, Apm, Ppm et Spm se sont déplacés selon l'axe z de 2,8±0,4mm, 2,4±0,7mm et 3,0±0,5mm, respectivement. Mais ce déplacement ne s'est pas fait de manière simultanée puisque le barycentre de ces 3 points, lui ne s'est déplacé au maximum que de 1,4±0,5mm et l'angulation entre le plan des moindres carrés des cristaux d'anneaux et le plan passant par le sommet des 3 piliers est passée de 11,5±1,9° en diastole à 17,8±2,1° en systole. Enfin la rotation totale des piliers était de 6,9±0,9° au cours du cycle cardiaque et de -3,3±1,1° au total durant Ej1 et Ej2 (Figure 10).

Figure 10 : Rotation en projection dans le plan des moindres carrés (xy) du triangle interpilier formé par les 3 cristaux Apm, Spm et Ppm insérés au sommet des muscles papillaires



Re2, 2ième moitié de la phase de Remplissage ventriculaire ; CIV, Contraction IsoVolumique ; Ej1, 1ière moitié de la phase d'Ejection ventriculaire ; Ej2, 2ième moitié de la phase d'Ejection ventriculaire ; RIV, Relaxation IsoVolumique ; Re1, 1ière moitié de la phase de Remplissage ventriculaire.

Les résultats de cette première étude ont permis de confirmer in vivo le caractère tridimensionnel de l'anneau tricuspide évoqué lors d'études anciennes sur pièces anatomiques. Ils ont également apporté un éclairage nouveau sur la déformation de cet anneau au cours du cycle cardiaque ainsi que sur les mouvements des feuillets et des piliers de la valve tricuspide :

1- Globalement, l'anneau tricuspidien possède, en projection horizontale, un aspect triangulaire dont la base se situe au niveau de la valve postérieure et dont la coupe en projection sagittale fait apparaitre une forme de selle singulière avec 2 maxima régionaux au niveau de la commissure antéro-septale (le pommeau) et au milieu de la valve postérieure (le dos). Cette forme sera confirmée par toutes les études ultérieures et ce quelle que soit la méthode d'imagerie qui sera utilisée (sonomicrométrie, échographie, scanner et résonnance magnétique) et quel que soit le sujet d'étude (mouton, porc, homme) [26 27 28 29 30].

2- Au cours du cycle cardiaque l'anneau change de forme et de taille. Notre modèle à thorax ouvert sur animal endormi, nous a permis d'observer une réduction de 22% de la surface d'orifice délimitée par l'anneau et projetée dans le plan des moindres carrés, alors que le périmètre ne se contracte que de 8% environ. Il est donc évident que le changement de forme de l'anneau est primordial à la réduction de la surface de l'orifice tricuspidien. En premier lieu, comme le montre notre étude, le déplacement de la commissure A-P vers S entraîne une diminution de l'excentricité de 0,55 à 0,46 et donc l'anneau devient moins circulaire et plus elliptique. Il existe d'ailleurs une très bonne corrélation entre surface planaire de l'orifice et diamètre minimal orienté selon cet axe S – A-P. D'autre part, le rapport H/L augmente durant les phases de contraction de l'anneau accentuant l'aspect en selle de cheval de l'anneau et réduisant la surface planaire de l'orifice tricuspidien.

3- Contrairement à une idée jusque-là tenue pour acquise, le segment septal de l'anneau se contracte et s'expand dans des proportions comparables aux segments antérieur et postérieur. En effet cette partie de l'anneau était considérée comme le pendant à droite du segment antérieur de l'anneau mitral et sa longueur était utilisée pour calibrer la taille des prothèses à mettre en place chirurgicalement lorsque cet anneau était dilaté puisque (cette dilatation n'étant censée concerner que les segments antérieur et postérieur). Pourtant, comme nous l'avons déjà signalé,

histologiquement, l'anneau tricuspidien au niveau de sa partie septale est essentiellement constitué de la convergence de fibres musculaires en quantité importante en provenance du septum interventriculaire et du septum inter-atrial et cette densité musculaire explique cette dynamique annulaire septale. Par ailleurs, l'étude historique de Deloche et al. [31] sur l'analyse morphologique de cœurs dilatés a montré que le segment septal de l'anneau tricuspidien se dilatait d'environ 15% dans les cas d'insuffisance tricuspide.

4- Nous avons pu également confirmer le caractère biphasique des variations de la surface d'orifice tricuspidien délimitée par l'anneau au cours d'un battement cardiaque, comme l'avait remarqué Tei et al.[18] par échocardiographie et Tamiya et al.[32] par induction electromagnétique. En enregistrant simultanément les pressions et le débit dans l'artère pulmonaire et le ventricule droit, notre étude a également précisé la temporalité de ces variations et leur mécanisme.

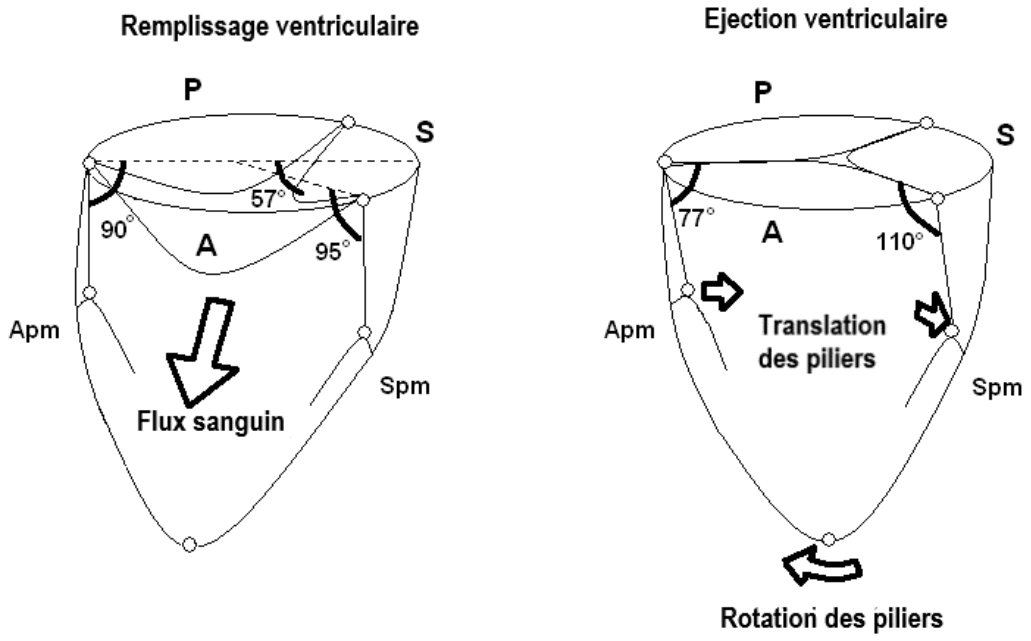
La première contraction de l'anneau survient dès la phase de CIV. Cette réduction de surface fut également décrite pour la mitrale chez l'homme où elle empêcherait la fuite de la valve au tout début de la systole alors que la pression intra-ventriculaire augmente et que les feuillets valvulaires ne sont pas encore en position de fermeture [33 34]. Dans notre modèle, l'analyse des mouvements valvulaires lors de cette phase semble confirmer ce point puisque ce n'est qu'à la fin de la CIV que la surface d'orifice effectif entre les 3 cristaux du bord libre des valves atteint sa valeur minimale indiquant que la valve est fermée. De même, l'écartement des feuillets valvulaires commence au début de la RIV et se termine à la fin de la RIV. Ainsi le mouvement d'ouverture et fermeture des feuillets ne peut pas uniquement être passivement dirigé par le gradient de pression entre le ventricule droit et l'oreillette droite. L'analyse combinée du déplacement des cristaux du bord libre des feuillets et des cristaux placés au sommet des piliers semble indiquer l'effet actif de la séparation des piliers sur l'ouverture valvulaire.

Puis l'anneau a tendance à se ré-expandre en 2^{e} partie de systole jusqu'au milieu de la RIV, en contradiction avec ce qui avait été observé sur le modèle expérimental utilisant également des animaux endormis et publié par Tsakiris et al.[17]. Cette expansion qui avait pourtant également été observée sur la valve mitrale, aura finalement été confirmée pour la valve tricuspide, par des études échocardiographiques chez l'homme sain, et est en relation avec la dilation de l'oreillette droite lors de son remplissage [18 27].

Nous avons noté une 2nde contraction en début de phase de remplissage (Re1) suivie de la 2nde expansion ample. Si cette seconde expansion peut facilement s'expliquer par l'impact du remplissage ventriculaire rapide sur la taille de l'anneau, la raison de la contraction annulaire débutant durant la 2nde partie de la RIV est beaucoup moins évidente, et ce bien qu'elle ait été retrouvée dans tous les modèles expérimentaux chez l'animal ainsi que dans les études chez l'homme. La perte de cette 2nde phase de contraction chez les patients atteints d'insuffisance tricuspide fonctionnelle pourrait être un marqueur de dysfonction de l'anneau au-delà de la simple dilatation de l'anneau [27].

5- Le déplacement diastolique des 3 piliers dans la même direction (c'est-à-dire vers la paroi libre) semble indiquer que le flux sanguin se dirige principalement dans cette direction lors du remplissage ventriculaire. La restriction partielle de l'ouverture du feuillet septal à moins de 60° renforce cette hypothèse. Cette restriction s'explique par le fait que les cordages s'insérant sur son bord libre sont très courts alors qu'en diastole la courbure du septum se dirige vers l'intérieur de la cavité ventriculaire droite [15]. Inversement en systole les 3 piliers repartent latéralement vers le septum et subissent une rotation dans le sens horaire par rapport à l'orifice tricuspide. Cela semble indiquer que la cavité ventriculaire se réoriente vers l'infundibulum pulmonaire pour optimiser l'éjection sanguine (Figure 11).

Figure 11 : Schéma récapitulatif des mouvements angulaires des feuillets et des piliers lors des phases de remplissage (a) et d'éjection (b) ventriculaire droite.



LIMITATIONS

Certaines limitations doivent être ici apportées. Cette étude utilise un modèle ovin à thorax ouvert et péricarde ouvert chez des animaux sous anesthésie générale et, au-delà des différences anatomiques et histologiques entre espèces, les résultats chez l'homme en conditions normales peuvent ne pas être transposables. L'effet délétère de la CEC et de l'ischémie myocardique peut également avoir influencé la mécanique ventriculaire droite et impacter les résultats. Les animaux étant plus tachycardes qu'en préopératoire, on peut également penser que cela a eu une influence sur la durée des phases du cycle cardiaque et notamment sur la réduction du temps de diastole par rapport à la systole. Les conditions de pré- et post-charges du ventricule droit bien qu'optimisées n'étaient pas contrôlées et étaient assez variables selon les animaux.

Par ailleurs la position exacte des cristaux piézo-électriques peut avoir été différente d'un sujet à l'autre mais le fait que le même chirurgien ait placé l'ensemble des

cristaux chez tous les animaux limite ce risque de variabilité. Ces cristaux étaient reliés au terminal d'enregistrement par de fins fils électriques et bien qu'aucun ne traverse l'orifice tricuspidien ils peuvent avoir limité le mouvement des structures les plus fines sur lesquelles étaient attachés les cristaux et notamment le bord libre des feuillets valvulaires. Néanmoins, les données morphologiques et dynamiques obtenus ont confirmé des études préalables et ont pu être confirmées par la suite par d'autres études faites chez l'animal et chez l'homme ce qui permet de penser que le placement des cristaux était fiable et reproductible.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

En conclusion, grâce à sa très haute résolution spatio-temporelle, la sonomicrométrie a permis de préciser pour la première fois la forme tridimensionnelle de l'anneau tricuspide normal et de confirmer ses déformations au cours du cycle cardiaque. L'analyse simultanée des mouvements des feuillets valvulaires et des piliers musculaires de la valve tricuspide a également permis de montrer le caractère actif de l'ouverture de la valve tricuspide et son action sur la direction du flux sanguin.

L'implication clinique de cette étude fut potentiellement importante puisque premièrement elle interrogeait sur le principe de l'annuloplastie rigide de la valve tricuspide, celle-ci limitant la fonction annulaire responsable en grande partie de la fonction valvulaire. Depuis, des anneaux plus « physiologiques », souples et semi-rigides, ont été développés et ces travaux ont d'ailleurs servi dans la conception de l' « Anneau Tricuspide Carpentier Edwards Physio » [14].

Bien qu'elle montre une certaine relation entre les contractions atriale, annulaire et ventriculaire, cette étude n'a en revanche pas permis d'établir le lien précis entre ces différentes structures. Par ailleurs il semblait indispensable, pour la pratique clinique, de confirmer ces données chez l'homme. Mais la sonomicrométrie est une technique, délicate et longue, nécessitant pour sa mise en place un abord chirurgical et une circulation extra-corporelle, et ne peut donc pas être utilisée chez l'homme et encore moins en soin courant.

Le scanner cardiaque haute résolution multiphase en revanche est devenu ces dernières années une technologie accessible, peu invasive, disposant d'une résolution spatiale de l'ordre du millimètre et permettant d'obtenir une acquisition des images séquencées sur un cycle cardiaque, même si cette résolution temporelle est souvent limitée à 10 phases par cycle afin de limiter l'irradiation des patients. Il est par ailleurs de plus en plus fréquemment utilisé en soin courant que ce soit comme premier outil diagnostique dans les douleurs précordiales atypiques ou en bilan préopératoire des sujets atteints de valvulopathies du cœur gauche afin de préciser une éventuelle atteinte coronaire. Ceci en fait un outil particulièrement intéressant pour évaluer, en pratique clinique, les modifications en quatre dimensions (3D+temps) des structures ventriculaires droites et de l'anneau tricuspidien.

Nous avons donc élaboré une méthode de reconstruction de l'anneau tricuspidien à partir d'acquisitions d'images au scanner cardiaque haute résolution multiphase afin de déterminer :

1- Si le scanner cardiaque peut confirmer chez l'homme les données établies par l'étude sonomicrométrique sur modèle ovin

2- Si le scanner cardiaque peut améliorer la connaissance de la morphométrie et de la dynamique de l'anneau tricuspidien et de la JAVD chez l'homme.

3- Si le scanner cardiaque peut être un outil clinique performant dans la mesure des dimensions de l'anneau tricuspidien.

POPULATION

Parmi l'ensemble des scanners cardiaques multiphases réalisés à l'Hôpital Européen Georges Pompidou entre janvier 2017 et juin 2019, nous avons identifié de manière rétrospective les sujets répondant aux critères suivants :

- Présence d'un rythme sinusal persistant
- Absence de matériel dans les cavités droites (sondes de Pace-maker, Défibrillateur…)
- Absence de thoracotomie ou de sternotomie antérieure
- Réalisation d'une échocardiographie dans les 48h suivant ou précédant l'examen tomographique et attestant de l'absence de toute dysfonction valvulaire modérée à sévère, de dysfonction ventriculaire gauche (FEVG >55%), d'hypertension artérielle pulmonaire systolique (PAPs <30mmHg) et d'une fonction longitudinale du ventricule droit normale (TAPSE >17mm)
- Absence d'élévation des troponines US ou HS au bilan biologique
- Absence de lésion coronaires significatives
- Acceptation de l'utilisation des données et images pour la recherche et la publication scientifique

PROTOCOLE D'ACQUISITION DU SCANNER CARDIAQUE ET RECONSTRUCTION DES IMAGES

Tous les examens ont été effectués sur un Scanner double Source 192 barrettes (SOMATON Force, Siemens Medical Solutions, Forcheim, Germany) avec collimateur de 2 x 192 x 0,6 mm et temps de rotation de l'anneau de 250 ms. Le voltage du tube a été choisi de manière semi-automatique (70-90 kVp) et le contrôle automatique de l'exposition du tube basé sur la taille du sujet a été utilisé. Les coupes tomographiques ont été reconstruites en utilisant un grain « medium-sharp » (Bv40) et un niveau 3 de reconstruction itérative (ADMIRE, Force, Siemens Medical

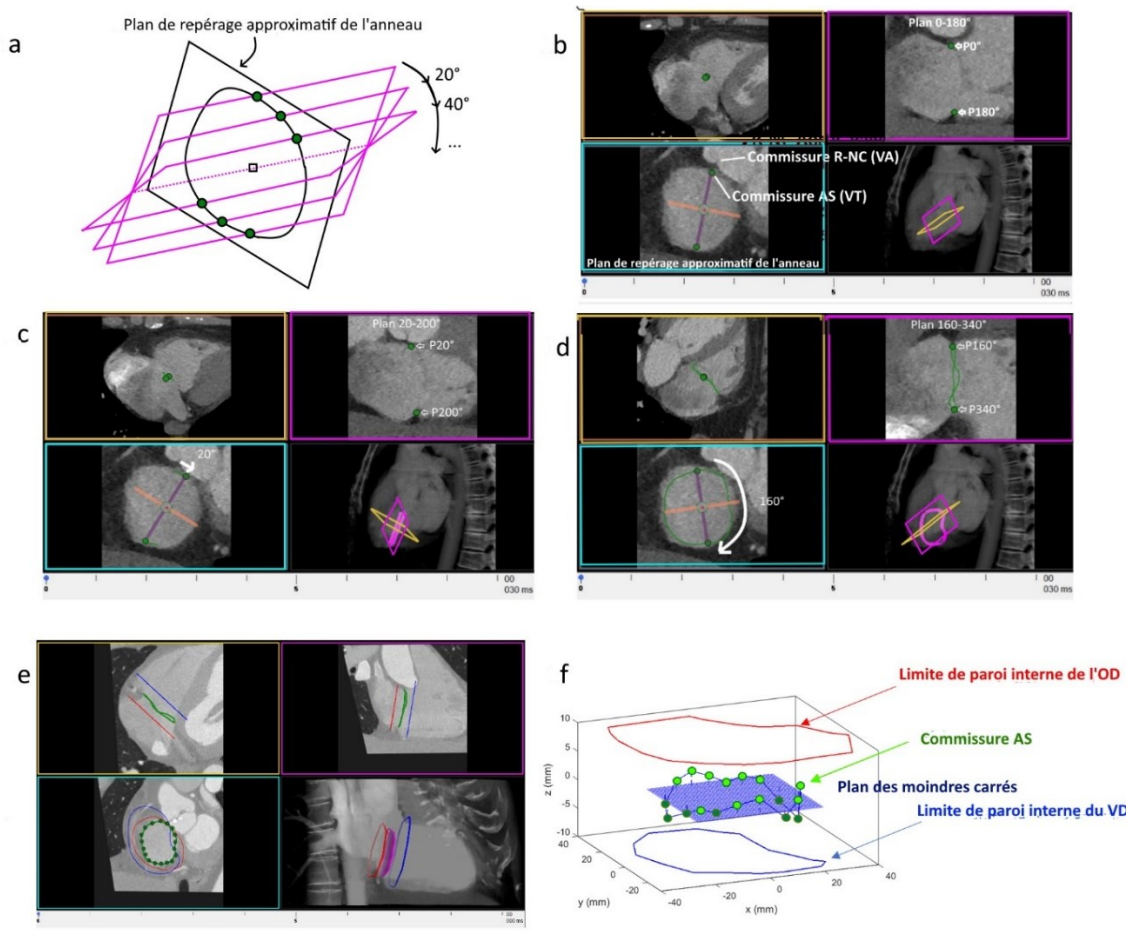
Solutions, Forcheim, Germany). L'examen a débuté par l'injection d'un bolus de 80 mL de Iomeperol 350 mg/mL suivi par l'administration de 30mL de sérum physiologique dans une veine ulnaire au moyen d'un cathlon de 18 gauges (à 3-5 mL/s). Une acquisition rétrospective synchronisée à l'ECG a été réalisée de la carène à l'apex cardiaque en direction cranio-caudale. Une modulation du courant basée sur l'électrocardiogramme a été appliquée à chaque sujet pour diminuer la dose de radiation. La dose d'irradiation moyenne était de 2,9 mSev. Les images ont été reconstruites à chacune des phases divisant l'intervalle R-R en 10 périodes égales. La télésystole (TS) a été identifiée comme la phase de fermeture de la valve aortique et la télédiastole (TD) comme la phase de fermeture de la valve mitrale. Deux opérateurs différents ont effectué chacun 2 sets de mesures sur les phases TS et TD afin d'évaluer la reproductibilité de la méthode décrite ci-dessous.

METHODE DE RECONSTRUCTION DE L'ANNEAU TRICUSPIDIEN

La reconstruction de l'anneau tricuspidien a utilisé le principe de dichotomie radiaire qui permet de recréer une forme tridimensionnelle complexe en utilisant des plans de coupes tournant autour d'un axe situé au centre de cette structure. Pour réaliser cela et automatiser l'ensemble des mesures de l'anneau tricuspidien, un logiciel spécifique (Lattido®) a été développé en partenariat avec l'Université Favaloro à Buenos Aires. L'ensemble des images scannographiques obtenues lors de l'acquisition multiphase ont été lues par le logiciel. A chacune des 10 phases de temps décomposant un intervalle R-R, un repérage approximatif du plan d'anneau de l'orifice tricuspidien ainsi que de son centre a été effectué manuellement en utilisant une reconstruction multiplanaire classique. Le logiciel a alors automatiquement généré une droite normale à ce plan passant par le centre, manuellement défini, et 9 plans de coupe orthogonaux en rotation autour de cette droite tous les 20° (Figure 12a et 12b). Chaque plan ainsi créé a recoupé l'anneau tricuspidien en 2 points diamétralement opposés relevés manuellement. Par convention le premier plan de coupe (0-180°) était aligné sur la commissure antéro-septale de l'orifice tricuspidien repérée grâce à la visualisation de la commissure droite-non coronaire de la valve aortique. On a ainsi obtenu 18 points sur l'anneau tricuspidien pour une phase spécifique du cycle cardiaque (Figure 12c et 12d). La méthode a été répétée pour

chaque séquençage d'acquisition, c'est-à-dire pour chacune des 10 phases décomposant l'acquisition d'un cycle cardiaque.

Figure 12 : a-Méthode utilisée par le logiciel Lattido® pour décomposer la reconstruction de l'anneau tricuspidien. A chacune des 10 phases décomposant l'intervalle R-R, après alignement manuel du plan approximatif et du centre de l'anneau (C), le logiciel génère automatiquement 9 plans de coupe orthogonaux autour de la droite normale à ce plan de repérage passant par le point C, tous les 20° (en rose). Chaque plan recoupe l'anneau en 2 points diamétralement opposés (en vert). b- Ces points sont relevés manuellement sur le 1ier plan de coupe orthogonal (encart rose) aligné sur la commissure antéro-septale (A-S) de la valve tricuspide, repérée en dessous de la commissure droite-non coronaire (R-NC) de la valve aortique (Plan 0-180°) . c- Le logiciel génère le second plan de coupe orthogonal à 20° du précédent et les 2 points P20° et P200° sont relevés. d- Les différents points sont ainsi relevés jusqu'au 9e plan (160°-340°). e et f- Une fois l'anneau entièrement reconstitué, une extrapolation des 18 points obtenus est effectuée et le logiciel génère le plan des moindres carrés de l'ensemble des points. Deux autres plans de coupe parallèles sont alors créés à 10 mm de part et d'autre du plan des moindres carrés pour effectuer le contourage manuel des cavités atriale (contour rouge) et ventriculaire (contour bleu) droites.



Au total les coordonnées de 180 points d'anneau pour chaque battement cardiaque étaient intégrées dans le logiciel qui les a interpolées par spline cubique afin

d'obtenir la représentation de l'anneau tricuspidien aux 10 phases d'acquisition, exprimées en pourcentage de l'intervalle R-R à partir de la TS (TS+0%). Le logiciel a alors utilisé les coordonnées des points sur le périmètre de l'anneau pour définir un plan des moindres carrés (Figure 12f) et un barycentre ainsi que pour automatiquement calculer l'ensemble des paramètres géométriques de l'anneau à chaque phase.

Le plan des moindres carrés a été calculé à chaque phase par une analyse en composantes principales (ACP). Cette méthode diffère de la classique méthode des erreurs moyennes de la racine carrée qui minimise les distances dans une seule direction. Au contraire l'ACP est semblable à une régression linéaire orthogonale où le résiduel représente la distance orthogonale à la courbe. En premier lieu, la matrice de covariance Co était calculée par le logiciel selon la formule $Co=X^TX$, où X était la matrice Nx3 contenant les coordonnées 3D des points N centrés sur le barycentre et T la matrice transposée. Les vecteurs propres de la matrice Co formaient un référentiel orthonormé de l'ensemble des points. Les vecteurs propres correspondant aux 2 valeurs maximales définissaient les directions avec la plus grande variabilité. Pour cette raison, ces 2 vecteurs définissaient le plan des moindres carrés et son vecteur normal était défini par le 3^e vecteur propre.

Les paramètres géométriques de l'anneau calculés automatiquement par le logiciel Lattido® étaient les suivants :

- La surface 3D de l'orifice tricuspidien délimitée par l'anneau (*Surface 3D AT*) : les 18 points relevés sur l'anneau ont été extrapolés par un facteur 20 le long de la spline cubique afin d'obtenir un total de 360 points d'anneau (1 point= 1°). La somme des triangles délimités par 2 points consécutifs P_i et P_{i+1} sur la spline cubique et le barycentre définissait alors la surface de l'anneau selon la formule :

$$Surface\ 3D\ AT = \sum_i \frac{|P_i \times P_{i+1}|}{2}$$

où x est le vecteur produit utilisé pour estimer la surface du triangle et I I le vecteur normal.

- Le périmètre de l'anneau tricuspidien (*Périmètre 3D AT*) était estimée par la longueur de la spline cubique interpolée.

- Les différents diamètres d'intérêt :

Le diamètre maximal (*Diam max AT*) défini par la plus grande distance entre 2 points opposés sur l'anneau (P_i et $P_{i+180°}$) et le diamètre orthogonal à ce diamètre maximal (*Diam ortho-max AT*).

Le diamètre minimal de l'anneau (*Diam min AT*) défini par la plus petite distance entre 2 points opposés sur l'AT (P_i et $P_{i+180°}$).

Le diamètre antéro-postérieur de l'anneau (*Diam $AP_{0-180°}$ AT*) entre les points $P_{0°}$ et $P_{180°}$.

Le diamètre septo-latéral de l'anneau (*Diam $SL_{90-270°}$ AT*) entre les points $P_{90°}$ et $P_{270°}$.

- La surface 2D de l'orifice tricuspidien (*Surface 2D AT*) en projetant les 360 points de la spline cubique de l'anneau sur le plan des moindres carrés et en calculant la surface ainsi délimitée selon la formule de Heron [23]. Le ratio *Surface 3D AT / Surface 2D AT* a été utilisé comme marqueur de planarité.

- La hauteur de l'anneau (*Hauteur AT*), autre marqueur de déformation vertical, représentée par la somme des distances orthogonales au plan des moindres carrés des 2 points les plus éloignés au-dessus et au-dessous de ce plan.

- La longueur des segments de l'anneau, en divisant le périmètre en 3 parties sectorielles équivalentes : septal $P_{0°}$ - $P_{120°}$, postérieur $P_{120°}$ - $P_{240°}$, et antérieur $P_{240°}$ - $P_{360°}$.

- Les index d'excentricité de l'anneau (*IExc AT*), calculé en projection sur le plan des moindres carrés, selon les formules suivantes :

$$IExc\ \max AT = 1 - \frac{Diam \max AT}{Diam\ ortho - \max AT}$$

$$IExc\ AP_{0-180°}\ AT = 1 - \frac{Diam\ AP_{0-180°}\ AT}{Diam\ SL_{90-270°}\ AT}$$

- L'orientation angulaire entre 0 et 180° des Diam max AT et Diam min AT afin de décrire encore plus précisément la forme elliptique de l'anneau et dont la valeur moyenne au cours du cycle fut exprimée en moyenne des quantités circulaires et déviation standard de cette moyenne. En effet la moyenne arithmétique n'était pas

adaptée dans ce cas et source d'erreur puisque les angles sont des quantités cycliques (par exemple la moyenne circulaire de 0° et 180° est 0° alors que la moyenne arithmétique est 90°). Les valeurs angulaires ont donc été converties en points sur une échelle circulaire pour être moyennées. Avant la conversion elles ont été multipliées par un facteur 2 puis redivisées pour compenser le fait que les moyennes étaient finalement exprimées entre 0 et 180° (c'est-à-dire que le diamètre à 90° sera le même que celui à 270°)

- Afin d'analyser la dynamique de la JAVD, deux plans additionnels parallèles au plan des moindre carrés à une altitude z-10 mm et z+10mm par rapport à ce plan ont été générés (Figure 1e et 1f). Dans chacun de ces plans un contourage manuel de la paroi interne des cavités droites (ventricule droit, VD et oreillette droite, OD) a été effectué et ce à chaque phase du cycle, permettant d'obtenir le périmètre du ventricule droit et de l'oreillette droite au niveau de la JAVD. La modification de longueur du Périmètre AT, Périmètre VD et du Périmètre OD ont permis le calcul du strain concentrique global (c'est-à-dire sur l'ensemble du cycle entre valeurs minimale et maximale) de chacune de ces structures ainsi que le strain instantané, $\Delta Strain_i$ (entre 2 phases consécutives) selon les formules suivantes :

$$strain\ (\%) = \frac{perimetre\ \max - perimetre\ min}{perimetre\ min}.100$$

$$\Delta strain_i\ (\%) = \frac{perimetre_i - perimetre_{i-10\%}}{perimetre_{i-10\%}}.100$$

où i représente la phase du cycle RR entre 10 et 100%.

- L'excursion apicale de l'anneau (Excursion AT) représentée par la distance perpendiculaire maximale entre 2 barycentres sur tout le cycle

Deux autres mesures n'utilisant pas le logiciel Lattido® ont enfin été réalisées :

- La fraction d'éjection du VD (*FEVD*) calculée par le rapport de volume du VD entre les phases TS et TD. Ces volumes furent obtenus par contourage manuel des parois internes du VD dans une série de plans parallèles en petit axe obtenus par reconstruction multiplanaire de la base à l'apex.

- La surface MPR de l'anneau (*Surface 2D TA MPR*), là encore par contourage direct des limites de l'orifice tricuspidien en TS et TD après alignement manuel dans le plan de l'anneau approximatif de repérage initial selon la méthode multiplanaire.

ANALYSE STATISTIQUE

L'analyse des données a été réalisée par le logiciel IBM SPSS 26.0 (IBM Corp, Armonk, NY). La signification statistique a été placée à $p<0,05$. Les variables continues ont été reportées par la valeur moyenne et la déviation standard de la moyenne. Leur distribution normale a été analysée par un test de Shapiro-Wilk. La comparaison entre les valeurs 2D obtenues par projection et par la méthode multiplanaire a fait appel à un test t de Student. Les corrélations entre meures de surfaces et de périmètres 2D AT et 3D AT ont été estimées par coefficient de Pearson, tout comme la comparaison des périmètres et les relations entre diamètres, périmètres, surfaces, strains, excursion d'anneau etc… La reproductibilité de la méthode a été évaluée par coefficients de corrélation intra-classe sur 2 sets de mesures en TS et TD effectués par le même observateur et par 2 observateurs indépendants.

POPULATION D'ETUDE

Nous avons pu inclure 30 patients consécutifs ayant eu un scanner multiphase analysable sur les cavités droites et répondant aux critères d'inclusion définis plus haut. Les paramètres cliniques et échographiques de la population d'étude sont reportés dans le Tableau 4.

Tableau 4 : Paramètres cliniques et échographiques de la population

	Moyenne	DS	N	%
Age, années	57	12		
Sexe féminin			15	50.0
Hauteur, cm	166,42	11,21		
Poids, kg	70	7		
SC, m^2	1,77	0,28		
Echocardiographie Transthoracique				
Degré d'IT				
Aucune			10	33,3
Trace			11	36,7
Minime			9	30,0
TAPSE, mm	21,08	3,09		
Acquisition scanner Fréquence cardiaque batt. /min	68,45	14,52		

DS, deviation standard; SC, Surface Corporelle; IT, insuffisance tricuspide; TAPSE, Tricuspid annular plane systolic excursion

Les valeurs minimales, maximales et moyennes de l'ensemble des paramètres de l'anneau tricuspidien analysés sont présentés dans le Tableau 5.

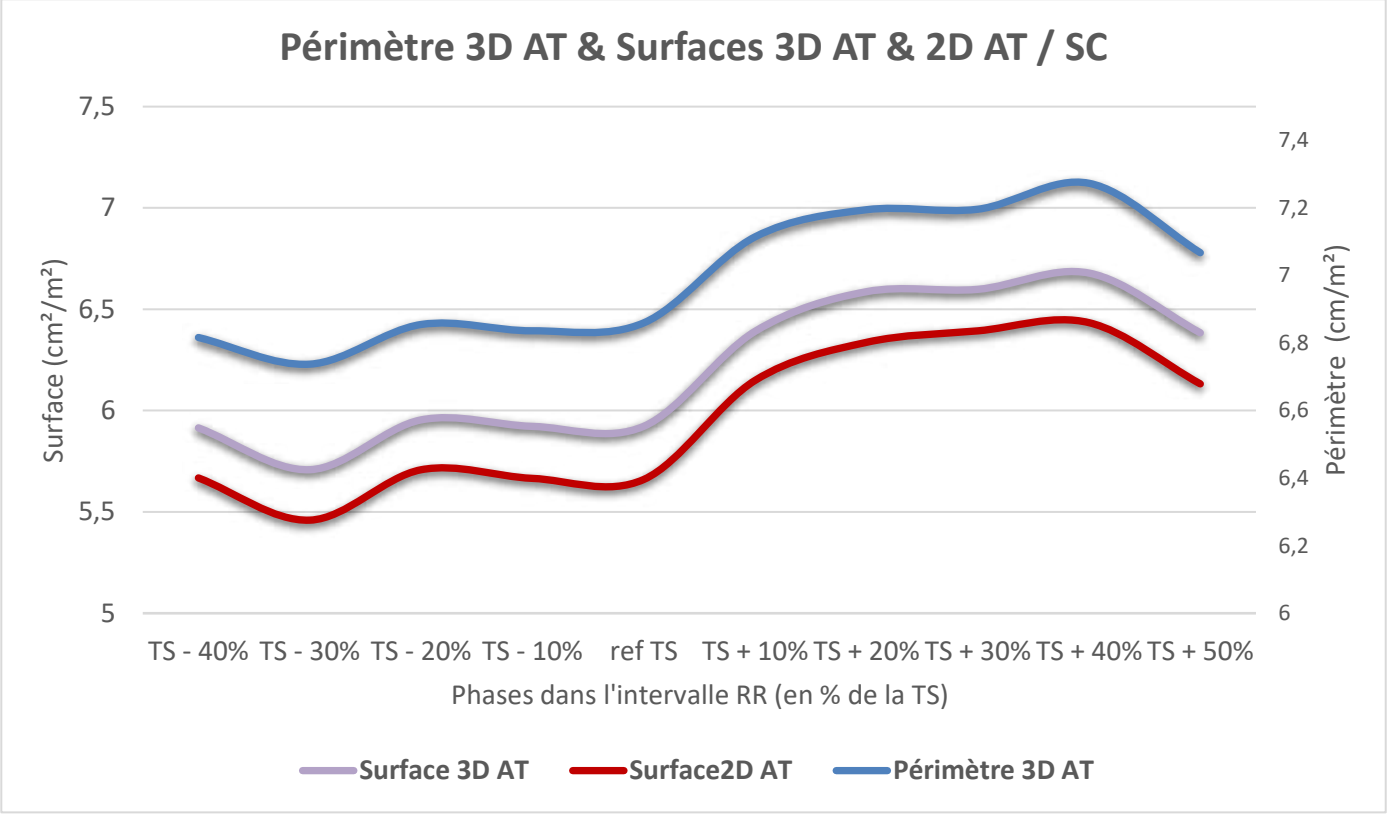
Tableau 5 : Valeurs moyenne, minimal, maximal et pourcentage du raccourcissement des paramètres de l'anneau tricuspidien mesurés par le logiciel Latttido® sur l'ensemble de la population d'étude (n=30)

	moyenne	**minimum**	**maximum**	**contraction (%)**
Surface 3D AT, cm^2	11,00 ± 2,45	9,44 ± 2,18	12.43 ± 2.73	24.19 ± 7.24%
Surface 3D AT / SC, cm^2/ m^2	6,24 ± 1,10	5,36 ± 1,00	7.05 ± 1.23	
Surface 2D AT, cm^2	10,55 ± 2,37	9,03 ± 2,15	11.97 ± 2.63	24.70 ± 7.17%
Surface 2D AT / SC, cm^2/ m^2	5,98 ± 1,06	5,12 ± 0,99	6.79 ± 1.17	
Périmètre 3D AT, cm	12,25 ± 1,44	11,40 ± 1,36	13.04 ± 1.51	12.70 ± 4.15%
Périmètre 3D AT / SC, cm/m^2	7,02 ± 0,88	6,54 ± 0,84	7.48 ± 0.93	
Segments AT				
P0° to P120°	3,63 ± 0,42	3,03 ± 0,41	4.18 ± 0.45	27.12 ± 6.85%
P120° to P240°	4,08 ± 0,65	3,47 ± 0,60	4.73 ± 0.85	26.35 ± 6.16%
P240° to 360°	4,12 ± 0,55	3,60 ± 0,52	4.70 ± 0.68	23.17 ± 6.08
Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT, mm	32,34 ± 4,37	28,76 ± 4,76	35.76 ± 4.81	19.70 ±6.29
Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT /SC, mm/m^2	18,53 ± 2,48	16,44 ± 2,46	20.52 ± 2.92	
Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT, mm	37,43 ± 6,82	32,86 ± 6,87	41.33 ± 7.73	20.49 ± 7.37%
Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT /SC, mm/m^2	21,51 ± 4,31	18,87 ± 4,17	23.74 ± 4.81	
IExc $_{AP\ 0\text{-}180°}$ AT	0,45 ± 0,19	0,25 ± 0,21	0.60 ± 0.15	
Diam max AT mm	41,11 ± 5,98	37,61 ± 5,93	44.51 ±6.45	15.60 ± 4.40%
Diam max AT /SC mm/m^2	23,33 ± 3,14	21,29 ± 2,85	25.29 ±3.62	
IExc $_{max}$ AT	0,59 ± 0,12	0,44 ± 0,14	0.70 ± 0.09	
Diam min AT mm	31,30 ± 4,37	27,77 ± 4,69	34.50 ± 4.86	19.63 ± 5.87%
Diam min AT /SC mm/m^2	17,79 ± 2,38	15,75 ± 2,36	19.63 ± 5.87	
Hauteur AT				
Point bas / Plan MC mm	2,83 ± 0,88	1,88 ± 0,60	3.98 ± 1.33	
Point haut / Plan MC mm	3,50 ± 0,63	2,35 ± 0,62	4.94 ± 1.07	
Hauteur AT mm	6,32 ± 1,29	4,53 ± 1,06	8.49 ± 2.09	47.10 ± 9.88%
Excursion AT		-18,29 ± 3,92		

La Surface 3D AT moyenne était de 6,2±1,1cm^2/m^2 et le périmètre moyen de 7,0±0,9 cm^2/m^2 dans la population étudiée. La contraction de surface au cours du cycle était

de 24,2±7,2% correspondant à un raccourcissement du périmètre (Strain global AT) de 12,7±4,1%. La courbe de Surface 3D AT et du Périmètre 3D AT au cours du cycle démontre un aspect biphasique avec une contraction principale débutant à TS+40% et atteignant un Périmètre 3D AT minimal moyen de 6,5±0,8 cm/m² à TS-30% et une Surface 3D AT de 5,4±1,00 cm²/m² (Figure 13).

Figure 13 : Variation au cours du cycle cardiaque du périmètre de l'anneau (Périmètre 3D AT), de la surface 3D de l'orifice délimité par l'anneau (Surface 3D AT) et de la surface correspondante en projection dans le plan des moindres carrés (Surface 2D AT) en moyenne de la population (n=30)

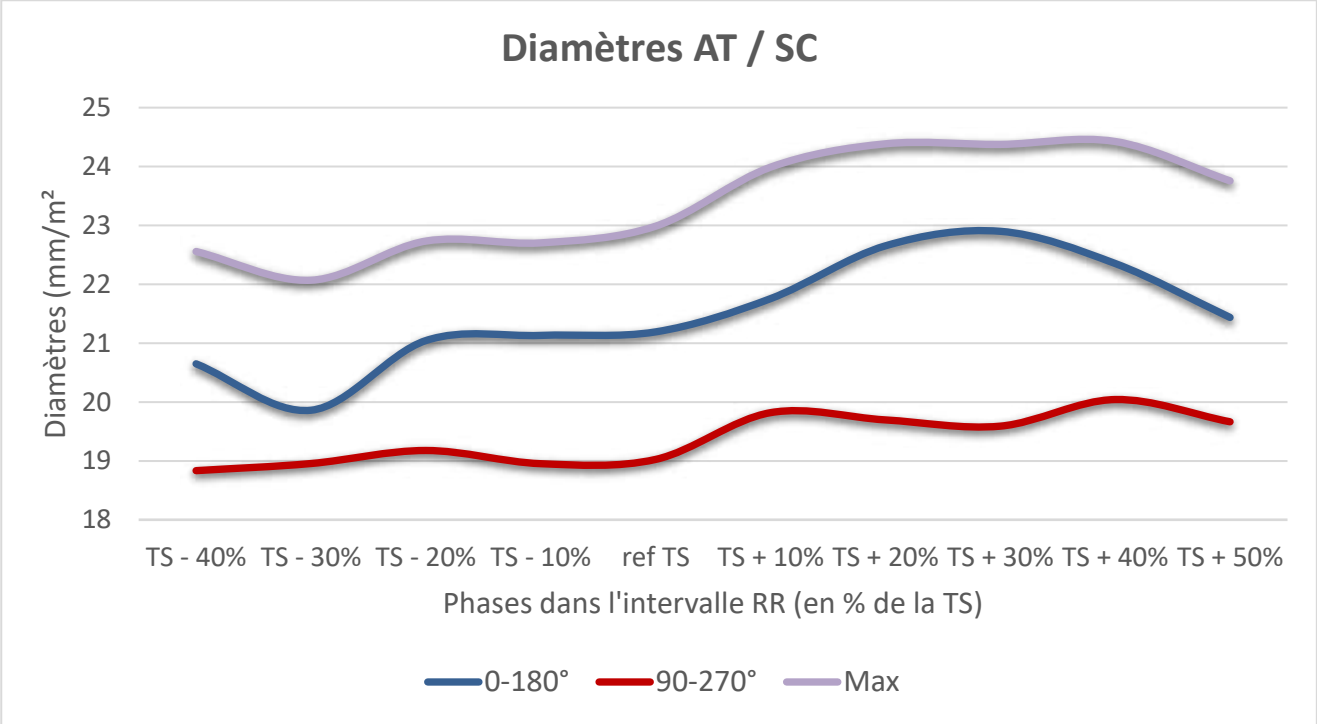


SC, Surface corporelle ; TS, télésystole

La Surface 2D AT moyenne était de 6,0±1,1cm²/m² et le ratio Surface 3D AT/ Surface 2D AT était de 1,04±0,01 en moyenne avec un maximum de 1,05±0,02 à TS et un minimum de 1,03±0,01 à TS+30%.

Le Diam $AP_{0\text{-}180°}$ moyen était de 21,5±4,3 mm et le Diam $SL_{90\text{-}270°}$ moyen était de de 18,5±2,5 mm. Ces deux diamètres atteignaient leur valeur minimale avec un petit décalage temporel au cours du cycle cardiaque : TS-30% pour le Diam $AP_{0\text{-}180°}$ et TS-10% pour le Diam $SL_{90\text{-}270°}$ (Figure 14).

Figure 14 : Variation au cours du cycle cardiaque des diamètres de l'anneau tricuspidien, Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT, Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT et Diam max AT en moyenne de la population (n=30)

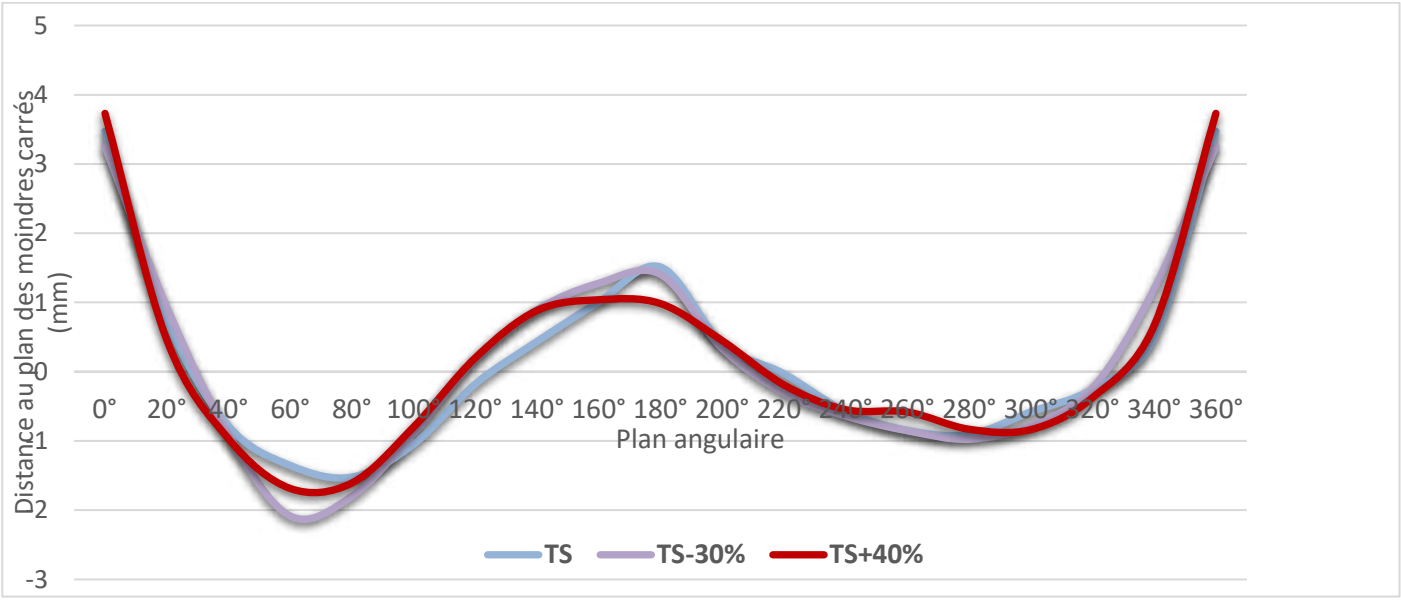


SC, surface corporelle ; TS, télésystole

Ainsi en projection dans le plan des moindres carrés, l'anneau tricuspidien a une forme globalement elliptique. L'angulation moyenne du Diam max AT était de 148±32° et celle du Diam min AT était de 62±62°. La forme elliptique était moins prononcée en début de systole à TS-30% (IExc $_{Max}$ = 0,56±0,13) et plus marquée en fin de diastole à TS+50% (IExc $_{Max}$ =0,61±0,14).

En projection selon l'axe vertical z, l'anneau tricuspidien présente 2 points culminants, le premier à P0° correspondant donc à la commisure antéro-septale et le second se situant entre P160° et P180°), au niveau du milieu de l'insertion de la valve postérieure (Figure 15).

Figure 15 : Projection verticale de l'anneau tricuspidien à trois phases du cycle (TS-30%, TS et TS+40%)



Le point le plus éloigné du plan des moindres carrés vers l'apex est lui situé à P60° correspondant au milieu de la valve septale. La localisation radiaire des maxima et du minimum est peu modifiée au cours des différentes phases du cycle cardiaque même si la réduction de la Hauteur AT était finalement de 45,5±11%, la valeur

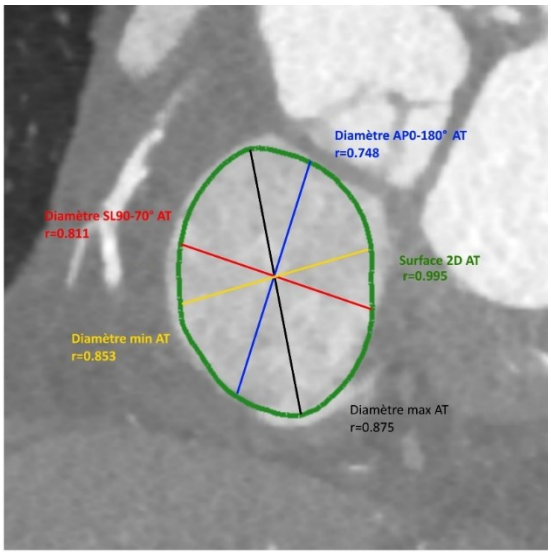
minimale étant atteinte à TS+30% : 5,9±1,4 mm. La valeur minimale du ratio Surfaces 3D/2D AT était également atteinte à TS+30%.

CORRELATIONS ENTRE MESURES PLANAIRES ET TRIDIMENSIONNELLES

La corrélation entre Surface 2D AT calculée par le logiciel Lattido® et Surface 2D AT MPR relevée manuellement par la méthode multiplanaire était de r=0,801 (p<0,001) en TS et r=0,792 (p<0,001) en TD, avec une sous-restimation de la mesure multiplanaire de 22,8% en TS et 24,7% en TD.

La corrélation entre les valeurs minimales et maximales des Surface 3D AT et Surface 2D AT était excellentes (r=0,993 et r=0,995, respectivement, p<0,001). Comme le montre la Figure 16, la Surface 3D AT était mieux corrélée aux diamètres Diam max AT, Diam min AT et Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT qu'au Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT.

Figure 16 Vue de l'anneau projeté dans le plan des moindres carrés avec les corrélations entre valeurs maximales de Surface 3D AT avec Surface 2D AT ainsi qu'avec les différents diamètres Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT, Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT et Diam max AT.



La corrélation de la valeur maximale du Périmètre 3D AT était de r=0,645 avec la surface corporelle, r= 0,914 avec celle du Diam max AT, r=0,798 avec celle du Diam

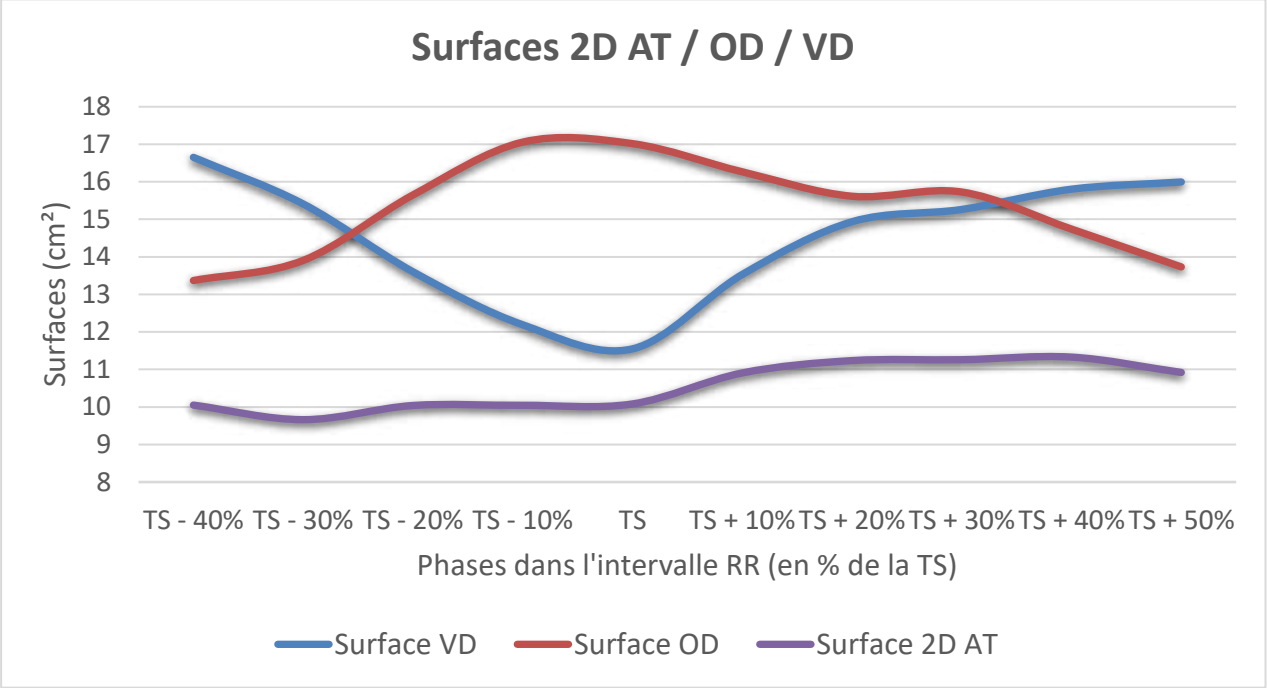
$SL_{90\text{-}270°}$ AT et r=0,774 avec celle du Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT (p<0,001 pour toutes les corrélations).

DYNAMIQUE DE LA JAVD

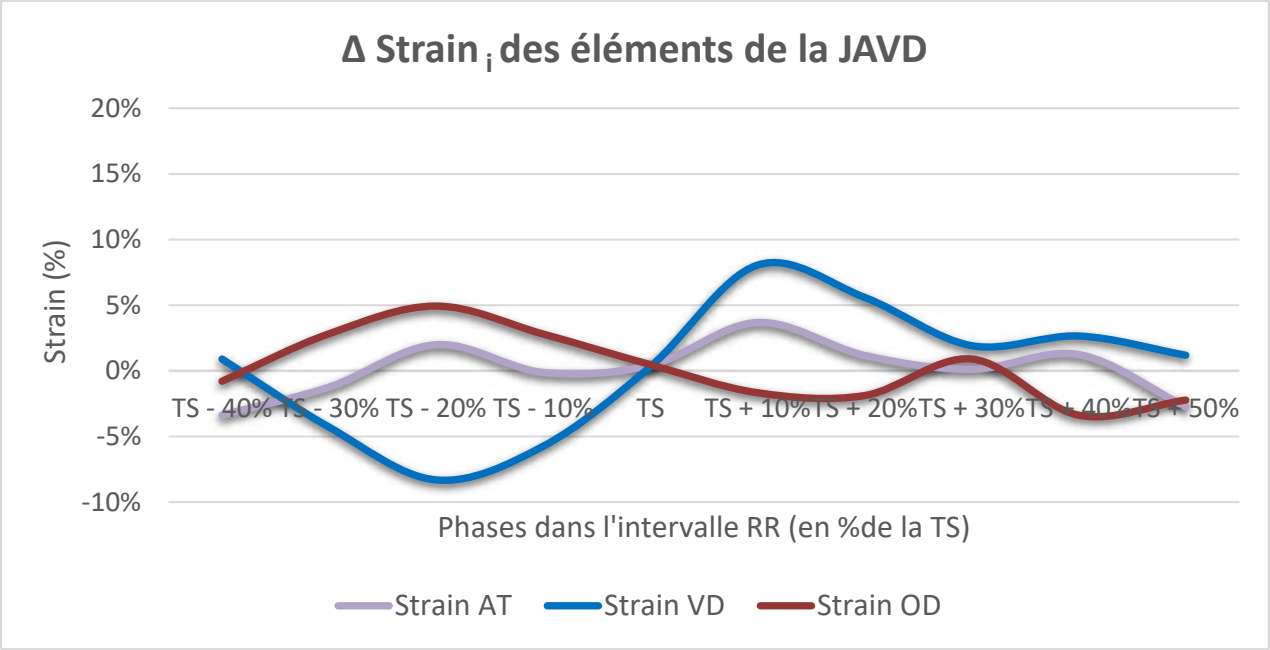
La Figure 17 présente la variation au cours du cycle des Surfaces 2D AT, de l'OD et du VD, ainsi que le $\Delta Strain_i$ AT. Il existait une expansion simultanée de la Surface 2D AT, de la surface VD en début de diastole (relaxation isovolumique et remplissage rapide) et à un degré moindre de la surface OD en systole (lors du remplissage atrial).

Figure 17 Dynamique des composants de la jonction atrio-ventriculaire droite

a. Variations simultanées au cours du cycle cardiaque de la surface de l'orifice tricuspidien projetée dans le plan des moindres carrés (Surface 2D AT) et des surfaces atriale (OD) et ventriculaire droites (VD) dans les plans de coupes à 1 cm du plan des moindres carrés.



b. Variation instantée du strain concentrique (Δ $Strain_i$ de l'anneau (AT) du ventricule droit (VD) et de l'oreillette droite (OD).



TS, télésystole

Aucune corrélation significative n'a été retrouvée entre le strain global de l'anneau et le strain concentrique de l'OD ou du VD, r=0,204 (p=0,28) et r=0,090 (p=0,638), respectivement. Les corrélations du Strain AT étaient de r=0,406 (p=0,026) avec le raccourcissement du Diam $SL_{0\text{-}90°}$ AT, r=0,565 (p=0,001) avec le raccourcissement du Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT, et r= 0,124 (p=0,51) avec la réduction de Hauteur AT.

La corrélation entre FEVD et Strain AT était assez bonne (r=0,384, p=0,036) et celle entre la FEVD et le strain concentrique du VD était forte (0,656 (p<0,001). En revanche, les corrélations entre la FEVD et le TAPSE ou la FEVD et Excursion AT étaient médiocres (r=0,031 et r=0,065, respectivement).

ANALYSE DE REPRODUCTIBILITE INTRA- ET INTER-OBSERVATEURS

Le Tableau 6 détaille les coefficients intra-classes des différents paramètres mesurés au niveau de l'anneau tricuspidien ainsi que des surfaces OD et VD testées pour l'analyse de reproductibilité en TD et TS. Les coefficients >0,75 ont été considérés comme excellents et donc hautement reproductibles. Les coefficients >72 ont été évalués comme bons et donc correspondants à des valeurs reproductibles. Seules les mesures des surfaces OD et VD entre observateurs étaient légèrement en deçà de ces critères de très bonne reproductibilité.

Tableau 6 : Etude de reproductibilité des mesures effectuées entre observateurs en télésystole (TS) et télédiastole (TD) exprimées en coefficient intra-classe (CIC) avec l'intervalle de confiance à 95% (95% IC)

a.

	Intra observateur en TS				Inter observateur en TS			
	CIC	95% IC		p	CIC	95% IC		p
Surface 3D AT (cm^2)	,915	,823	,961	*	,899	,797	,951	*
Surface 2D AT (cm^2)	,931	,860	,968	*	,884	,662	,953	*
Périmètre 3D AT (cm)	,835	,705	,917	*	,786	,514	,903	*
Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT (cm)	,745	,578	,865	*	,773	,572	,886	*
Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT (cm)	,864	,761	,931	*	,771	,522	,892	*
Surface VD (cm^2)	,753	,591	,870	*	,593	,221	,800	*
Surface OD (cm^2)	,797	,656	,895	*	,667	,047	,874	*

b,

	Intra observateur en TD				Inter observateur en TD			
	CIC	95% IC		p	CIC	95%IC		p
Surface 3D AT (cm^2)	,851	,719	,927	*	,849	,704	,926	*
Surface 2D AT (cm^2)	,915	,842	,959	*	,803	,334	,927	*
Périmètre 3D AT (cm)	,719	,503	,857	*	,713	,416	,863	*
Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT (cm)	,858	,751	,928	*	,873	,424	,957	*
Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT (cm)	,868	,753	,936	*	,889	,692	,954	*
Surface VD (cm^2)	,566	,345	,754	*	,463	,043	,727	*
Surface OD (cm^2)	,567	,348	,754	*	,625	-,084	,875	*

Sur une population de 30 patients consécutifs satisfaisant aux critères d'inclusion et que l'on peut donc considérer sans atteinte cardiaque structurelle, coronarienne ou fonctionnelle, une surface 3D moyenne de l'anneau de 6,2±1,1cm²/m² a été retrouvée ce qui est en accord avec les publications de la littérature utilisant d'autres techniques de mesures tridimensionnelles haute-définition [30]. Le scanner cardiaque multiphase a également prouvé, dans cette étude, qu'il s'agissait d'une méthode reproductible pour la mesure des paramètres morphologiques de l'anneau tricuspidien. Cela en fait donc un outil performant, accessible et fiable en pratique clinique courante dans l'évaluation de la surface de l'orifice tricuspidien aussi bien en 2 ou 3 dimensions. Grâce à notre méthode de traitement des séquences acquises par le logiciel Lattido®, nous avons également pu obtenir des informations nouvelles sur la morphologie et la physiologie de l'anneau tricuspidien avec des implications utiles pour tous les types d'imagerie analysant la valve tricuspide.

L'échocardiographie 3D et l'IRM ont prouvé leur intérêt dans l'analyse des modifications de l'anneau tricuspidien au cours du cycle cardiaque. Cependant, outre leur accessibilité limitée en pratique clinique courante, ces deux méthodes ont une résolution spatiale limitée par rapport au scanner et utilisent majoritairement la méthode de reconstruction multiplanaire pour mesurer les dimensions de l'orifice tricuspidien. Plusieurs études ont montré que la méthode multiplanaire était responsable d'une sous-estimation de 25 à 30% de la valeur de surface de l'orifice tricuspidien par rapport à la mesure 3D indirecte comme celle que nous avons utilisée dans notre étude [35] [36]. De plus, l'échocardiographie 3D ne permet une visualisation suffisante des cavités cardiaques droites que chez 90% des sujets présentant une bonne fenêtre acoustique 2D [37]. Le scanner, lui, tout comme l'IRM, permet par ailleurs une localisation de l'anneau anatomique et non pas juste de la charnière entre paroi des cavités droites et feuillet valvulaire. Cela n'est donc pas surprenant que notre méthode retrouve dans une population considérée comme normale des surfaces et périmètres de l'anneau tricuspidien légèrement supérieures aux mesures échocardiographiques tridimensionnelles rapportées dans la littérature [27] et comparables, en revanche, à celles publiées par les études utilisant la résonance magnétique [28].

Cependant, le scanner cardiaque multiphase a une résolution temporelle limitée, notamment comparé à l'échographie. En choisissant de séquencer un cycle cardiaque sur 10 phases, nous avons néanmoins été en mesure de confirmer l'aspect biphasique de la courbe de variation de surface de l'orifice au cours du cycle cardiaque décrite par Tei et al.[18] il y a plus de 40 ans et retrouvée dans notre étude initiale utilisant la sonomicrométrie [38]. Tout comme dans cette dernière, la phase de contraction maximale a également été observée en début de systole et correspondait à une réduction de 24% en surface d'orifice et 12% du périmètre de l'anneau. Ces chiffres correspondent aux valeurs dynamiques rapportées pour l'orifice mitral [39] [40]. L'expansion maximale se situait, elle, durant le dernier tiers de la diastole et donc après la phase de remplissage ventriculaire rapide. Ces notions temporelles sont importantes à plusieurs égards. En effet, on peut en conclure que les mesures classiquement effectuées en milieu ou en fin de systole et de diastole ne suffisent pas à refléter l'étendue de la dynamique annulaire. Par ailleurs, cela est en faveur d'une utilisation plus étendue dans le bilan pré-opératoire de la chirurgie valvulaire mitrale et/ou aortique, du coroscanner dont les acquisitions utilisent en général les phases diastoliques 70%-90% pour l'analyse figée des artères coronaires et serait donc capable de mesurer précisément l'orifice tricuspidien à son expansion maximale.

Même si nous n'avons pas spécifiquement mesuré les distances intercommissurales, nous avons pu établir qu'il existait bien une contraction du premier tiers du périmètre de l'anneau correspondant à l'insertion du feuillet septal, et ceci dans des proportions identiques aux autres segments, tout comme le suggérait notre étude sonomicrométrique. La forme tridimensionnelle de l'anneau en selle décrite initialement sur le modèle expérimental ovin en sonomicrométrie a pu également être confirmée par l'étude scannographique chez l'homme, et ceci pour l'ensemble du cycle, avec de manière similaire, 2 maxima régionaux au niveau para-commissural antero-septal et au milieu de la valve postérieure, la hauteur globale de l'anneau passant en moyenne de 8,5 mm à 4,5 mm au cours du cycle. Ces mesures confirment là encore les données de la sonomicrométrie et celles d'autres études utilisant le scanner ou l'échocardiographie 3D [41] [42]. La Hauteur AT était bien minimale en diastole (TS+30%), tout comme le rapport Surface 3D AT/ Surface 2D AT, indiquant que l'anneau s'aplatit en milieu de diastole et suggérant une nouvelle fois que les mesures bidimensionnelles de l'anneau sont préférables juste après le remplissage rapide du ventricule.

En projection sur le plan des moindres carrés, la forme ovoïde de l'anneau est représentée par un petit diamètre dans le sens septo-latéral et un grand diamètre dans le sens antéro-postérieur ou cranio-caudal. Notre analyse simultanée de l'ensemble des diamètres précise que le petit diamètre se situe en moyenne à environ 60° par rapport à la commissure antéro-septale dans le sens anti-horaire et le grand diamètre à environ 145°, l'index d'excentricité moyen étant maximal en milieu de diastole. Cette observation a potentiellement également un impact dans la mesure échocardiographique du diamètre servant à définir l'existence ou non d'une dilatation de l'anneau tricuspidien. Dans cette définition, l'utilisation d'une valeur seuil devrait prendre en considération, outre la période du cycle, l'orientation de la mesure par rapport au diamètre minimal de l'orifice. A cet égard, il est à noter que la valeur maximale du Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT, qui est probablement assez proche du diamètre obtenu par l'échocardiographie 2D transthoracique en 4 cavités, était de 21 ± 2 mm/m² ce qui tendrait à penser comme l'ont évoqué Dreyfus et al. [9] que la valeur-seuil de ce diamètre pour le diagnostic de dilatation annulaire devrait être relevée à 23 mm. De surcroît, l'analyse des corrélations diamètres/surface montre que l'ensemble des diamètres mesurés dans notre étude sont extrêmement représentatifs de la surface de l'orifice et que par ailleurs, sur le plan dynamique, les variations de surface de l'orifice tricuspidien se font à la fois dans le sens des diamètres Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT et Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT. Si cela se confirmait chez les patients ayant une dilatation annulaire, l'utilisation d'un diamètre quel qu'il soit devrait donc suffire à caractériser la dimension de l'orifice tricuspide.

Enfin, en ce qui concerne l'étude de la relation entre la fonction ventriculaire droite et la dynamique de la JAVD, nous avons noté que la FEVD avait une corrélation moyenne avec le strain de l'anneau, mais une corrélation plus forte avec strain concentrique du VD mesuré 1 cm sous le plan de l'anneau. En revanche notre étude n'a pas établi de relation significative entre la FEVD et le TAPSE échographique ou entre la FEVD et l'excursion du plan de l'anneau telle que nous l'avons évaluée par le déplacement du barycentre de de l'anneau au scanner. Il est fort probable que cette faible représentativité de ces paramètres de contraction longitudinale est liée au manque de variabilité de la FEVD au sein de notre population de sujets sains. Néanmoins les bonnes valeurs de corrélation obtenues pour les éléments de raccourcissement concentrique laissent entrevoir des pistes de recherche sur de nouveaux paramètres annulaires susceptibles d'évaluer la fonction ventriculaire droite.

LIMITATIONS

La principale limitation de cette étude est l'absence de comparaison avec la méthode de référence de mesure de l'anneau : l'échocardiographie. Bien que l'ensemble des patients ait bénéficié d'une échocardiographie pour être inclus dans l'étude, une analyse spécifique de l'anneau tricuspidien n'était pas disponible chez tous les sujets, nous privant d'une possibilité d'analyse comparative entre l'échocardiographie et le scanner. Néanmoins, le scanner cardiaque multiphase a déjà été reconnu comme une méthode fiable d'analyse des anneaux valvulaires mitraux et tricuspides. Par ailleurs, comme nous l'avons évoqué, l'échocardiographie 2D a de nombreuses limitations quant à l'analyse des dimensions et de la géométrie de l'orifice tricuspidien ce qui restreint les possibilités de la comparer à d'autres techniques d'imagerie.

Une autre possible limitation de cette étude est en rapport avec la population analysée. En effet les sujets sélectionnés ont tous eu un scanner cardiaque pour des raisons cliniques effectives et même si aucune anomalie structurelle ou coronaire n'a pu être mis en évidence au cours de leurs examens, une pathologie sous-jacente pouvant modifier la fonction de la JAVD a pu être occultée, mais l'absence d'altération de la FEVD démontrée dans cette population, tempère tout de même ce risque.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Le scanner cardiaque multiphase a démontré qu'il était un examen d'imagerie non invasif performant et reproductible pour l'analyse de la morphologie de l'anneau tricuspidien. Notre méthode originale de mesure indirecte de la surface planaire de l'anneau était parfaitement corrélée à la mesure tridimensionnelle. Le scanner cardiaque a par ailleurs permis de confirmer, dans une population sans anomalie cardiaque structurelle, la forme et les caractéristiques dynamiques de l'anneau tricuspidien que nous avions obtenues lors de l'analyse expérimentale par sonomicrométrie.

Cette étude a également établi que, en imagerie bidimensionnelle, les mesures des dimensions de l'orifice tricuspidien doivent préférentiellement être faites aux 2/3 de la diastole, juste après la phase de remplissage ventriculaire rapide, lorsque l'anneau est plus circulaire et plus planaire. Le diamètre maximal de l'anneau tricuspidien orienté le plus souvent entre le 1/3 postérieur de l'insertion de la valve postérieure et le 1/3 postérieur de l'antérieure est le plus représentatif de la taille réelle de l'anneau.

Enfin la fonction systolique du ventricule droit semble assez bien corrélée au strain concentrique de la partie ventriculaire de la JAVD.

ÉTUDE PHYSIOPATHOLOGIQUE DE L'ANNEAU DANS L'INSUFFISANCE TRICUSPIDE FONCTIONNELLE. IMPLICATIONS POUR LA PRISE EN CHARGE CLINIQUE.

L'insuffisance tricuspide fonctionnelle (ITF) est, comme nous l'avons déjà évoqué, la première cause de dysfonction de la valve tricuspide [43] [44]. Elle se caractérise par une fuite en l'absence d'atteinte structurelle des feuillets valvulaires, des cordages ou des piliers. Elle peut correspondre à 2 classes fonctionnelles selon la classification de Carpentier : type I : mouvements valvulaires normaux, ou type IIIb : mouvements valvulaires restreints en systole uniquement [45]. Récemment 2 grands types étiopathogéniques ont été distingués: l'ITF primitive, liée à la dilatation de l'oreillette droite notamment dans le cadre de la fibrillation auriculaire chronique, et l'ITF secondaire qui est en général la conséquence d'une hypertension artérielle pulmonaire et/ou une dilatation du ventricule droit notamment dans le cadre des valvulopathies du cœur gauche [46]. On estime la prévalence de cette dernière dans la pathologie mitrale entre 25 et 30% [47] [48] . Bien que « fonctionnelle », l'insuffisance tricuspide secondaire ne régresse que de manière très inconstante après correction de la dysfonction valvulaire gauche et la normalisation des pressions pulmonaires. Pire, dans les cas d'ITF même modérées, la fuite s'aggrave souvent et évolue à son propre compte, la taille de l'anneau ayant été reconnu comme facteur de risque principal de cette aggravation [49]. Par ailleurs, l'ITF secondaire significative étant associée à une augmentation de morbi-mortalité à moyen terme [50] [51] [52] et une prise en charge interventionnelle compliquée [53] [54], une approche chirurgicale plus agressive a été proposée basée sur la correction « préventive » de la dilatation de l'anneau tricuspidien, au moment de la chirurgie du cœur gauche, avec un effet démontré sur la progression de l'ITF [55] [56]. Les recommandations actuelles des sociétés savantes préconisent une annuloplastie tricuspide concomitante lors d'une correction de valvulopathie du cœur gauche si le diamètre de l'anneau tricuspidien obtenu en échocardiographie 2D sur la vue 4 cavités en fin de diastole est supérieure à 40 mm ou 21mm/m² [7] [57]. Même si l'annuloplastie tricuspide ne semble pas augmenter de manière significative le risque de complications post-opératoires [58], elle reste cependant peu utilisée dans la plupart des équipes lors de la chirurgie du cœur gauche [59]. David et al. [60] ont même remis en question cette chirurgie « prophylactique » arguant du fait que, notamment chez les patients opérés

d'une valvuloplastie mitrale pour atteinte myxoïde sans annuloplastie de la valve tricuspide concomitante, ils n'ont observé à long terme que très peu d'ITF secondaires significatives. De surcroît, comme nous l'avons déjà évoqué, il n'est pas établi que la mesure échocardiographique d'un diamètre aléatoire d'un anneau ovoïde, dont l'orientation est dépendant de la fenêtre ultra-sonore du patient et de l'examinateur, soit suffisante pour caractériser la dilatation de celui-ci [61]. Nous avons donc souhaité étendre nos investigations sur la caractérisation morpho-dynamique de l'anneau tricuspidien par la méthode scannographique déjà décrite à des patients présentant une insuffisance mitrale dégénérative sévère, ou des patients présentant une dysfonction ventriculaire gauche profonde, avec des degrés variables d'ITF secondaire et de dilatation de l'anneau tricuspidien.

MATERIEL & METHODES

POPULATION

Parmi les patients adressés au service de chirurgie cardio-vasculaire de l'HEGP entre juin 2017 et mai 2020 pour correction isolée d'une insuffisance mitrale d'origine dégénérative et présentant un rythme sinusal, nous avons pu réaliser chez 21 sujets un scanner cardiaque multiphase dans le cadre de leur bilan préopératoire (groupe IM). Nous avons également identifié sur la même période, 21 patients avec une cardiomyopathie dilatée ischémique ou idiopathique présentant une dysfonction systolique ventriculaire gauche sévère (FEVG<40%) ayant eu un scanner cardiaque multiphase dans le cadre du bilan de leur cardiopathie (groupe CMD). Enfin, nous avons sélectionné 30 sujets-témoins durant la même période et selon les mêmes critères que l'étude précédente (groupe Sain). Tous les patients étaient en rythme sinusal et aucun n'était porteur de stimulateur cardiaque ou de défibrillateur intracavitaire. L'ensemble des patients inclus dans l'étude avaient également signé un consentement stipulant que leur dossier médical, dont les examens d'imagerie, serait utilisé à des fins de recherche scientifique et de publication. Le comité d'éthique de l'APHP a décliné la nécessité d'une approbation préalable devant le caractère en partie rétrospectif de l'étude et la réalisation d'examens d'imagerie dans le cadre du soin courant.

ECHOCARDIOGRAPHIE

Tous les patients sélectionnés ont eu une échocardiographie avec doppler pulsé et continu par un cardiologue expérimenté utilisant des systèmes d'échographie commerciaux (Vivid-7 General Electric Vingmed, Horton, Norway ou Epic Cvx Phillips, Andover, MA, USA). Les données relevées incluaient l'ensemble des mesures de routine d'échocardiographie. Parmi celles-ci, le degré d'insuffisance tricuspide était évalué selon l'approche pluri-factorielle décrite par Lancelloti et al. [48]. Le diamètre de l'anneau (Diam Echo AT) était mesuré selon la méthode standard en coupe 4 cavités en fin de diastole et le TAPSE par l'analyse M-Mode au doppler.

PROTOCOLE D'ACQUISITION DU SCANNER CARDIAQUE ET RECONSTRUCTION DES IMAGES

Tous les examens scannographiques effectués ont utilisé les mêmes ressources matérielles et logicielles que pour l'étude précédente et selon exactement le même protocole. L'intervalle R-R a également été divisé en 10 phases de temps égales pour la reconstruction des images et les phases TS et TD ont été identifiées pour chaque patient sur la fermeture de la valve aortique et de la valve mitrale, respectivement.

La mesure des paramètres des différents composants de la JAVD et l'analyse de la forme de l'anneau tricuspidien ont été effectuées par le logiciel Lattido® selon les modalités exposées dans l'étude précédente par un seul observateur et pour chacune des 10 phases de l'intervalle R-R, comprenant :

- La surface 3D délimitée par l'anneau tricuspidien (*Surface 3D AT*) :
- Le périmètre 3D était estimée par la longueur de la spline cubique interpolée (*Périmètre 3D AT*).

- Les différents diamètres d'intérêt de l'anneau tricuspidien:

    - Le diamètre maximal (*Diam max AT*) défini par la plus grande distance entre 2 points opposés sur l'anneau (P_i et $P_{i+180°}$).
    - Le diamètre minimal (*Diam min AT*) défini par la plus petite distance entre 2 points opposés sur l'anneau (P_i et $P_{i+180°}$).
    - Le diamètre antéro-postérieur (*Diam* $AP_{0-180°}$ *AT*) entre les points $P_{0°}$ et $P_{180°}$.
    - Le diamètre septo-latéral (*Diam* $SL_{\ 90-270°}$ *AT*) entre les points $P_{90°}$ et $P_{270°}$

- La surface 2D de l'anneau tricuspidien (*Surface 2D AT*) et le rapport *Surface 3D AT / Surface 2D AT*

- La hauteur de l'anneau (*Hauteur AT*), autre marqueur de déformation vertical, représentée par la somme des distances orthogonales au plan des moindres carrés des 2 points les plus éloignés au-dessus et au-dessous de ce plan.

- La longueur des segments de l'anneau, en divisant le périmètre en 3 parties sectorielles équivalentes : septal $P_{0°}$ - $P_{120°}$, postérieur $P_{120°}$ - $P_{240°}$, et antérieur $P_{240°}$ - $P_{360°}$.

- L'index d'excentricité de l'anneau maximal (*IExc max AT*), calculé en projection sur le plan des moindres carrés entre les diamètres Diam max AT et son diamètre orthogonal, Diam max-ortho AT.

- L'orientation angulaire entre 0 et 180° des Diam max AT et Diam min AT exprimées en quantités circulaires

- Les surfaces OD et VD dans les plans de coupes parallèles à 10 mm au-dessus et au-dessous du plan des moindres carrés de l'anneau ainsi que les périmètres correspondants permettant la mesure des strains concentriques de l'OD et du VD et selon la formule suivante :

$$strain\ (\%) = \frac{perimetre\ \max - perimetre\ min}{perimetre\ min}.100$$

où i représente la phase du cycle RR entre 10 et 100%. Le périmètre de l'anneau en projection dans le plan des moindres carrés a lui-même servi au calcul des *Strain AT* et $\Delta Strain_i\ AT$

- L'excursion apicale de l'anneau (*Excursion AT*) représentée par la distance perpendiculaire maximale entre 2 barycentres sur tout le cycle
- Les autres mesures n'utilisant pas les ressources du logiciel Lattido®: les volumes ventriculaires droits TD et TS, la fraction déjection du VD (*FEVD*) calculée comme le rapport de volume du VD entre les phases TS et TD. Ces volumes furent obtenus par contourage manuel des parois internes du VD dans une série de plans parallèles en petit axe obtenus par reconstruction multiplanaire de la base à l'apex. Enfin une surface OD a été mesurée par contourage manuel des parois internes de l'OD dans le plan transverse à mi-hauteur de l'anneau tricuspidien en TS et en TD ($Surface_t$ OD).

ANALYSE STATISTIQUE

L'analyse des données a été réalisée par le logiciel IBM SPSS 26.0 (IBM Corp, Armonk, NY). La signification statistique a été placée à $p<0,05$. Les variables continues ont été reportées par la valeur moyenne et la déviation standard de la moyenne. Leur distribution normale a été analysée par un test de Shapiro-Wilk. La comparaison des variables entre groupes et sous-groupes a été réalisée par un test t de student pour les variables continues par le χ^2 pour les variables nominales. La comparaison entre les valeurs 2D obtenues par projection et par la méthode multiplanaire a également fait appel à un test t de Student. Les corrélations entre mesures de surfaces et de périmètres 2D AT et 3D AT ont été estimées par coefficient de Pearson, tout comme la comparaison des périmètres et les relations entre diamètres, périmètres, surfaces, strains, excursion d'anneau etc… Enfin une régression linéaire a été effectuée sur la variable dépendante de la valeur maximale Surface 3D AT en intégrant les paramètres suivants : âge, sexe, surface corporelle, groupe (Sain, IM, CMD), pression artérielle pulmonaire systolique, degré d'ITF, surface TD OD, volume TD VD et FEVD.

RESULTATS

CARACTERISTIQUES CLINIQUES ET ECHOCARDIOGRAPHIQUES

Il n'y avait pas de différence sur l'âge entre les groupes. En revanche, il y avait dans le groupe CMD, par rapport aux groupes Sain et IM, significativement moins de femmes ($p=0,044$ et $p=0,050$, respectivement) et la surface corporelle moyenne était plus grande ($p=0,010$ et $p=0,007$, respectivement). Comparativement aux sujets sains, les pressions pulmonaires étaient plus élevées dans le groupe CMD ($p=0,037$) et le Diam Echo AT était plus grand dans le groupe IM ($p=0,002$) ainsi que, au sein du groupe CMD, chez les patients présentant une IT significative ($p=0,003$).

Les caractéristiques cliniques et échocardiographiques de la population étudiée ainsi que les valeurs moyennes des différents paramètres d'anneau mesurés au scanner sont présentées dans le Tableau 7.

Tableau 7 : Comparaison des caractéristiques cliniques, échographiques et des paramètres morphométriques de l'anneau tricuspidien (AT) obtenus au scanner cardiaque dans les 3 groupes en fonction de la présence ou non d'une insuffisance tricuspide significative (IT≥2+). Valeurs moyennes (moy), minimales (min), maximales (max) et déviations standards de la moyenne (DS)

	Groupe Sain	Groupe IM			Groupe CMD		
		Tous	IT<2+	IT≥2+	Tous	IT<2+	IT≥2+
N	30	21	12	9	21	10	11
SC (m²)	1,77±0,28	1,8±0,18	1,82±0,16	1,74±0,21	1,97±0,24*‡‡	2,07±0,29*	1,88±0,15
Age	56±13	52±15	48±14	58±15	53±13	56±14	50±12
Sexe féminin, N (%)	15 (50)	11 (52)	6 (50)	5 (56)	4 (20)*	2 (20)*	2 (18)
Diam Echo AT/SC (mm/m²)	17,6±2,7	21,7±4,7**	20,3±3,0*	23,7±6,1	19,5±4,3	16,7±3,3	22,1±3,5††
PAPs (mmHg)	30,7±9,4	33,3±9,2	31,6±5,6	35,3±12,3	41,5±14,0*	43,8±9,6*	39,8±16,9
Surface 3D AT /SC moy (cm²/m²)	6,2±1,1	8,9±1,8***	8,2±1,9	9,7±1,3†	8,3±2,6***	6,5±1,3	10,1±2,4††
Surface 3D AT /SC min (cm²/m²)	5,3±1,0	7,7±1,6***	7,1±1,6	8,6±1,1†	7,5±2,3***	6,0±1,3	9,0±2,0††
Surface 3D AT /SC max (cm²/m²)	7,0±1,2	9,8±2,1***	9,1±2,1	10,7±1,7	9,2±3,0***	7,2±1,4	11,1±2,8††
Surface 2D AT /SC moy (cm²/m²)	6,0±1,0	8,5±1,7***	7,9±1,8	9,3±1,3†	8,1±2,6***	6,3±1,3	9,8±2,4††
Surface 2D AT /SC min (cm²/m²)	5,1±1,0	7,5±1,5***	6,9±1,6	8,2±1,0†	7,3±2,3***	5,7±1,2	8,8±2,0††
Surface 2D AT /SC max (cm²/m²)	6,8±1,1	9,5±2,0***	8,8±2,1	10,4±1,6	8,9±3,0**	7,0±1,5	10,8±2,8††
Périmètre 3D AT /SC moy (cm/m²)	7,0±0,8	8,3±1,1***	7,9±1,1	8,8±1,0	7,5±1,4	6,6±0,9	8,4±1,2††
Périmètre 3D AT /SC min (cm/m²)	6,5±0,8	7,8±1,0***	7,3±1,0	8,3±0,9†	7,1±1,3	6,3±0,9	7,9±1,1††
Périmètre 3D AT /SC max (cm/m²)	7,4±0,9	8,8±1,2***	8,4±1,2	9,3±1,1	7,9±1,5‡	7,0±0,9	8,9±1,4††
Périmètre 2D AT /SC moy (cm/m²)	6,8±0,8	8,0±1,1***	7,6±1,1	8,5±0,9†	7,3±1,4	6,5±0,9	8,2±1,2††
Périmètre 2D AT /SC min (cm/m²)	6,3±0,8	7,5±1,0***	7,1±1,0	8,0±0,9†	7,0±1,3*	6,1±0,9	7,8±1,0††
Périmètre 2D AT /SC max (cm/m²)	7,2±0,9	8,5±1,2***	8,0±1,1	9,0±1,1	7,7±1,5	6,8±0,9	8,6±1,3††
Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT /SC moy (mm/m²)	19,7±2,4	22,6±3,3**	21,4±3,1	24,1±2,8	21,7±5,0	18,6±3,5	24,8±4,2††
Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT /SC min (mm/m²)	17,6±2,4	20,3±3,0**	19,3±3,0	21,7±2,5	19,9±4,6*	17,0±3,3	22,8±3,8††
Diam $SL_{90\text{-}270°}$ AT /SC max (mm/m²)	21,4±2,8	24,6±3,4**	23,6±3,6	25,8±3,0	23,8±5,3	20,0±4,0	26,7±4,4††
Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT /SC moy (mm/m²)	21,5±4,1	26,0±4,3***	24,8±7,7	27,5±3,3	23,2±4,6	20,2±3,2	26,1±4,0††
Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT /SC min (mm/m²)	18,8±4,0	22,9±3,9**	21,8±4,0	24,3±3,4	21,4±4,6*	18,3±3,0	24,4±3,7††
Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT /SC max (mm/m²)	23,7±4,6	28,4±4,9**	27,0±5,3	30,3±3,9	24,9±4,9‡	21,8±3,4	28,0±4,3††
Diam max AT /SC moy (mm/m²)	23,4±3,1	28,2±4,2***	27,1±4,4	29,6±3,6	25,2±4,4‡	22,6±3,2	27,7±4,1††
Diam max AT /SC min (mm/m²)	21,3±2,8	25,7±3,8***	24,4±3,7	27,5±3,4	23,4±4,1*	20,9±2,9	26,0±3,6††

Diam max AT /SC max (mm/m²)	25,4±3,5	30,2±4,7***	28,9±4,8	31,8±4,2	26,8±4,7‡	24,1±3,3	29,4±4,4††
Orientation Diam max AT moy (°)	135±39	128±53	131±49	124±61	117±61	133±48	100±70
IExc max moy	0,58±0,12	0,59±0,12	0,61±0,13	0,57±0,11	0,55±0,11	0,60±0,10	0,48±0,08††
IExc max min	0,43±0,15	0,45±0,13	0,45±0,13	0,44±0,14	0,42±0,16	0,50±0,13	0,33±0,13††
IExc max max	0,70±0,10	0,70±0,11	0,70±0,12	0,70±0,09	0,64±0,09*	0,70±0,07	0,59±0,07††
Diam min AT / SC moy (mm/m²)	17,9±2,3	21,0±3,1***	19,7±2,7	22,8±2,7†	19,9±4,5*	16,8±3,0	23,0±3,5†††
Diam min AT / SC min (mm/m²)	15,8±2,3	18,6±2,4***	17,9±2,3	19,6±2,3	18,4±4,1**	15,7±2,3	21,2±3,3††
Diam min AT / SC max (mm/m²)	19,8±2,6	22,7±3,1**	21,7±3,3	23,9±2,6	21,2±4,9	18,0±3,5	24,4±4,0††
Orientation Diam min AT moy (°)	64±43	66±22	60±21	74±22	78±40	79±40	77±43
Hauteur AT moy (mm)	6,2±1,3	7,3±1,2**	7,5±1,4	7,2±0,92	6,9±1,2	6,7±1,4	7,1±0,97
Hauteur AT min (mm)	4,5±1,0	4,8±1,0	4,8±1,1	4,9±0,85	4,7±1,0	4,5±1,2	4,9±0,77
Hauteur AT max (mm)	6,2±1,3	10,4±2,4***	10,9±2,8	9,6±1,5	9,4±1,9***	9,2±2,1	9,5±1,77
Rapport H/L moy	0,27±0,06	0,27±0,05	0,28±0,06	0,24±0,03	0,28±0,06	0,30±0,08	0,26±0,04
Rapport H/L min	0,19±0,04	0,17±0,04	0,18±0,05	0,17±0,02	0,19±0,05	0,20±0,05	0,18±0,04
Rapport H/L max	0,27±0,06	0,37±0,10***	0,41±0,10	0,33±0,06†	0,38±0,11***	0,41±0,13	0,35±0,09

SC, surface corporelle ; PAPs, pression artérielle systolique.

Comparaison vs Groupe sain : * p<0.05, ** p<0.01, *** p<0.001.

Comparaison vs IT<2+ (dans le même groupe): † p<0.05, †† p<0.01, ††† p<0.001.

Comparaison vs Groupe IM : ‡ p<0.05, ‡‡ p<0.01, ‡‡‡ p<0.001

La quasi-totalité des valeurs mesurées était plus grandes chez les patients des groupes IM et CMD, incluant la hauteur moyenne et la hauteur maximale de l'anneau. En revanche, l'orientation des Diam min AT et Diam max AT, tout comme l'excentricité globale de l'anneau tricuspidien, ne différaient pas significativement des cas-témoins du groupe Sain. Bien que les valeurs de surface étaient comparables entre les groupes IM et CMD, il y avait une tendance chez les patients ayant une IM à avoir un Périmètre 3D AT (p=0,0048, pour la valeur maximale) et des diamètres cranio-caudaux (Diam $AP_{0\text{-}180°}$ AT, p=0,052 et Diam max AT, p=0,031, pour les valeurs moyennes) plus grands que dans la population du groupe CMD.

En analyse de sous-groupes, il est à noter que chez les patients du groupe IM même sans ITF significative, les diamètres et surfaces de l'anneau tricuspidien étaient augmentées de manière significative par rapport aux patients sains, ce qui n'était pas le cas chez les patients du groupe CMD sans ITF. De plus, seuls les patients du groupe CMD avec une IT significative avaient un indice d'excentricité diminué dans l'ensemble de la cohorte (p=0,004 pour la valeur moyenne). Enfin, si le rapport H/L était diminué chez les patients présentant une IT dans les 2 groupes IM et CMD, cela n'était pas statistiquement significatif.

La corrélation entre les valeurs minimales et maximales des Surface 3D AT et Surface 2D AT était excellentes (r=0,998, p<0,001). La valeur maximale de la Surface 3D AT était mieux corrélée aux valeurs maximales des diamètres Diam max AT (r=0,917, p<0,001) et Diam min AT (r=0,901, p<0,001) qu'à celles des diamètres Diam $SL_{90\text{-}270°}$AT (r=0,842, p<0,001) et Diam $AP_{0\text{-}180°}$AT (r=0,835, p<0,001).

ANALYSE DYNAMIQUE DE L'ANNEAU TRICUSPIDIEN

La contraction (différence entre valeurs minimales et maximales) des différents paramètres sont présentées dans le Tableau 8.

Tableau 8 : Comparaison des paramètres dynamiques (différence entre valeurs minimale et maximale) de l'anneau tricuspidien (AT) dans les 3 groupes en fonction de la présence ou non d'une insuffisance tricuspide significative (IT≥2+). Valeurs moyennes et déviation standard de la moyenne (DS) pour l'ensemble des patients.

	Groupe Sain	Groupe IM			Groupe CMD		
		Tous	IT<2+	IT≥2+	Tous	IT<2+	IT≥2+
N	30	21	12	9	21	10	11
Contraction Surface 3D AT, %	24,1±7,2	20,7±4,9*	21,9±5,1	19,2±4,5	18,4±7,0**	18,3±6,3	18,5±7,9
Contraction Périmètre 3D AT, %	12,6±4,1	11,6±3,4	12,6±3,6	10,4±2,8	10,3±3,9	10,3±3,7	10,3±4,2
Contraction Périmètre septal, %	27,4±6,7	22,7±4,6**	23,2±4,5*	22,0±4,9	20,9±7,0**	21,8±7,7*	20,0±6,5
Contraction Périmètre postérieur, %	26,0±5,8	23,2±7,5	23,3±5,1	23,1±10,1	20,6±6,7**	22,2±7,3	19,1±5,9
Contraction Périmètre antérieur, %	23,4±6,2	21,3±9,3	20,9±10,4	21,7±8,0	20,6±6,1	18,9±6,4	22,2±5,7
Contraction Périmètre 2D AT (strain AT), %	12,8±4,1	11,3±3,6	11,6±3,9	10,9±3,4	9,8±3,2**	10,0±2,2	9,6±4,2
Contraction Diam $SL_{90-270°}$ AT, %	17,5±5,7	17,3±4,5	18,3±4,4	15,9±4,4	14,7±4,6	14,8±4,2	14,5±5,2
Contraction Diam $AP_{0-180°}$ AT, %	21,0±7,2	19,1±6,0	18,6±7,0	19,8±4,6	14,5±3,9***†††‡‡	16,2±4,7*	12,7±1,7†
Contraction Diam max AT, %	15,8±4,3	14,4±6,1	15,1±6,5	13,5±5,8	12,5±3,6**	13,4±4,4	11,6±2,5
Contraction Hauteur AT, %	45,1±10,4	52,0±10,2*	54,9±11,8*	48,2±6,4	50,5±9,5	52,4±11,5	48,5±7,0
Contraction Rapport H/L, %	27,4±6,7	52,8±10,4***	55,5±12,3***	49,1±5,8	47,6±11,6***	46,6±15,4***	48,6±6,8

Comparaison vs Groupe Sain : * p<0,05, ** p<0,01, *** p<0,001

Comparaison vs IT<2+(dans le même groupe): † p<0,05, †† p<0,01, ††† p<0,001

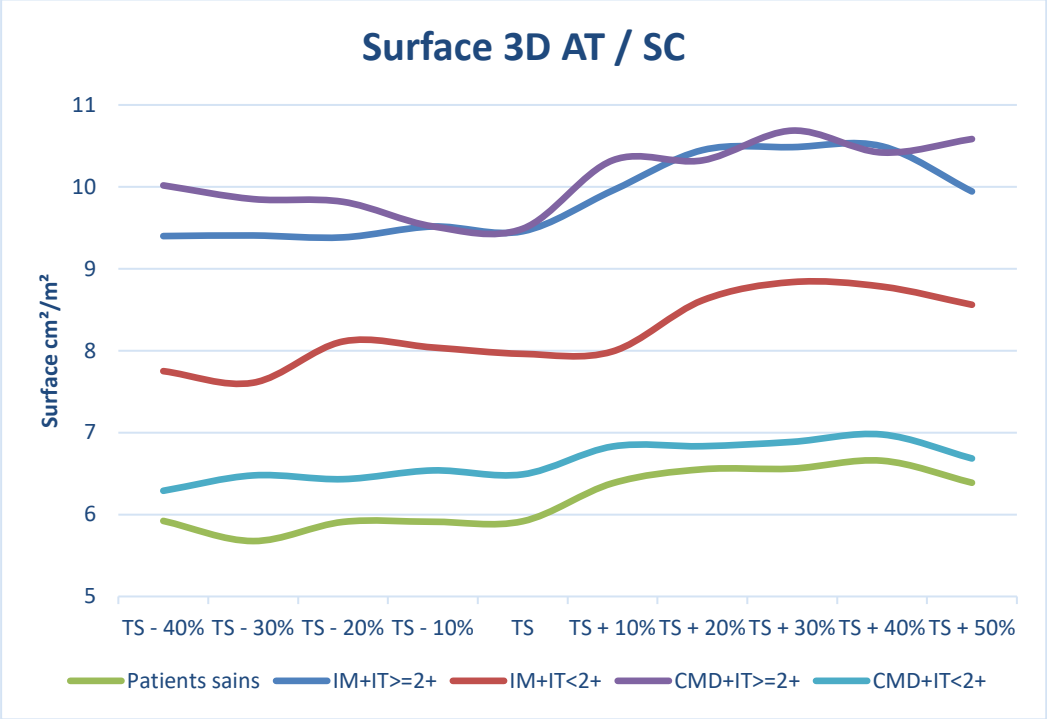
Comparaison vs Groupe IM : ‡ p<0,05, ‡‡ p<0,01, ‡‡‡ p<0,001

Par rapport aux patients du groupe Sain, seules les contractions de la Surface 3D AT et du segment septal du périmètre étaient diminuées dans le groupe IM (p=0,050 et p=0,008, respectivement), alors que la quasi-totalité des paramètres dynamiques était altérée dans le groupe CMD. En revanche, les paramètres dynamiques verticaux Hauteur AT et surtout le Rapport H/L AT étaient augmentés dans les 2 groupes pathologiques (p=0,022 et p<0,001, respectivement, pour le groupe IM et p=0,065 et p<0,001, respectivement dans le groupe CMD).
En analyse de sous-groupes, la diminution de la contraction du segment septal et l'augmentation de dynamisme vertical de l'anneau étaient encore présentes chez les patients avec IM sans IT significative (p=0,025 et p=0,011). En revanche il n'y avait pas de différence de caractéristiques dynamiques dans ce groupe entre les patients avec et sans IT≥2+. Chez les porteurs d'une CMD sans IT, on a également noté par

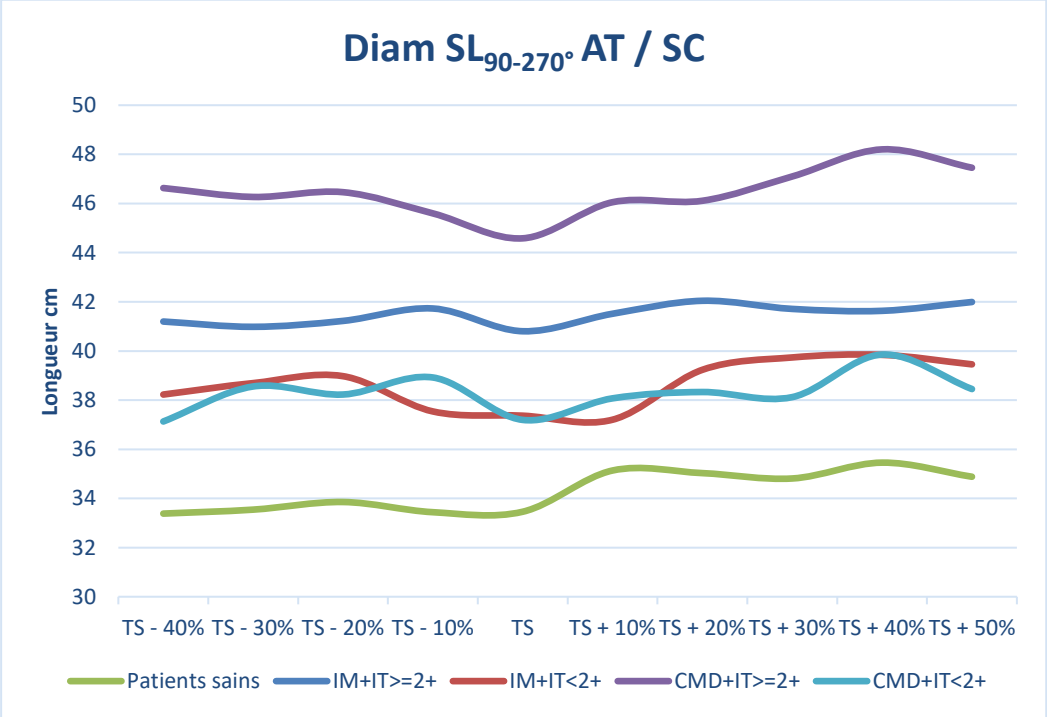
rapport au groupe Sain une augmentation du rapport H/L ($p<0,001$) et une diminution du raccourcissement du segment septal ($p=0,032$). On a pu également relever dans ce même sous-groupe, une diminution du raccourcissement de la surface 3D AT et du Diam $AP_{0-180°}$ AT ($p=0,028$ et $p=0,025$, respectivement). Ce dernier paramètre est d'ailleurs le seul qui était altéré chez les patients ayant une CMD et une IT significative ($p=0,040$), par rapport aux patients du même groupe avec IT<2+. L'analyse de la Surface 3D AT et des différents diamètres de l'anneau lors du cycle cardiaque montre que les valeurs maximales étaient en général obtenues un peu avant la fin de diastole (TS+30% et TS +40%) (Figure 18). A contrario, les valeurs minimales s'observaient en fin de systole (TS-20% et TS-10%) chez les patients ayant une IT≥2+, alors que chez les sujets sains et les patients des groupes IM et CMD sans IT, les minima se trouvaient en début de systole (TS-40% et TS-30%).

Figure18 : Variations au cours du cycle des paramètres morphométriques de l'anneau tricuspidien au scanner multiphase dans les 3 groupes en fonction de la présence ou non d'une insuffisance tricuspide significative (IT≥2+). Valeurs moyennes pour l'ensemble des patients.

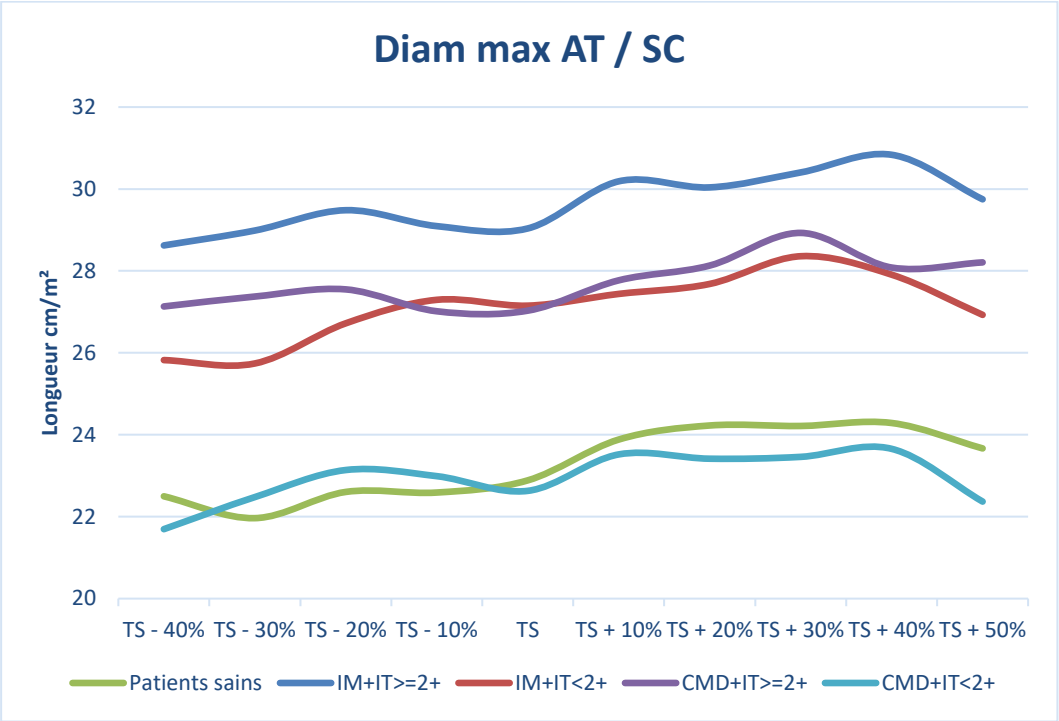
a.



b.



c.



SC, surface corporelle ; TS, télésystole ; IM, insuffisance mitrale ; CMD ; cardiomyopathie dilatée

ANALYSE MORPHOMETRIQUE ET DYNAMIQUE DE LA JAVD

Les données morphométriques et dynamiques des autres composants de la JAVD ainsi que le déplacement apical de l'anneau sont reportés dans le Tableau 9.

Tableau 9 : Paramètres morphométriques et dynamiques du ventricule droit (VD) et de l'oreillette droite (OD) ainsi que du déplacement apical de l'anneau tricuspidien évalués par l'échocardiographie (TAPSE) et le scanner cardiaque (Excursion AT) Valeurs moyennes et déviation standard de la moyenne (DS) pour l'ensemble des patients.

	Groupe Sain	Groupe IM			Groupe CMD		
		Tous	IT<2+	IT≥2+	Tous	IT<2+	IT≥2+
N	30	21	12	9	21	10	11
TAPSE, mm	20,8±3,2	21,5±5,3	22,1±5,3	20,7±5,4	17,6±5,1*†‡	21,0±4,3**	14,7±3,8††
Excursion AT, mm	-18,1±3,9	-19,6±5,4	-20,5±5,2	-18,4±5,7	10,6±4,8***†††‡‡‡	-13,3±4,7	-7,8±3,0††
Périmetre OD /SC moy, cm	9,9±1,6	11,4±1,9**	10,6±1,9	12,4±1,4	11,1±2,4*	9,4±1,7	12,8±1,6†††
Périmetre OD /SC min, cm	9±1,5	10,5±1,9**	9,7±1,6	11,4±1,7†	10,5±2,4**	8,7±1,7	12,3±1,4†††
Périmetre OD /SC max, cm	10,6±1,7	12,3±1,7**	11,7±1,8	13,2±1,3†	11,6±2,4	9,9±1,8	13,2±1,6†††
Contraction Périmetre OD (Strain OD), %	15,8±7,0	15,3±7,3	16,6±7,5	13,6±7,2	9,7±4,6**††‡‡	12,7±4,3	6,7±2,5††
Périmetre VD /SC moy, cm	9,8±1,6	11,4±1,6**	10,8±1,6	12,1±1,3	10,4±2,2	9,1±1,9	11,8±1,7††
Périmetre VD /SC min, cm	8,5±1,4	9,9±1,4**	9,4±1,4	10,5±1,2	9,5±2,1*	8,1±1,7	10,9±1,6††
Périmetre VD /SC max, cm	10,8±1,7	12,5±1,8**	11,8±1,8	13,3±1,5	11,2±2,2‡	9,9±2,0	12,4±1,7††
Contraction Périmetre VD (Strain VD), %	21,1±4,4	20,4±5,0	20,4±6,4	20,4±2,2	14,9±5,8***††‡‡	18,0±4,8	11,7±5,0†
Volume VD MPR TD /SC, mL	78,7±17,4	96,2±23,5**	92,0±27,6	101,8±16,4	120,1±54,9***	87,6±29,5	152,6±56,0††
Volume VD MPR TS /SC, mL	38,2±12,6	55,5±17,7***	51,6±16,5**	60,6±17,9	89,7±52,4***††‡‡	59,4±30,3**	119,9±53,4††
FEVD MPR, %	51,2±8,9	46,6±10,9	51,0±9,5	40,8±10,2†	28,8±15,4***†††‡‡‡	34,1±13,9***	23,4±15,5

TAPSE, Tricuspid annular plane systolic excursion; TS, télésystole ; TD, télédiastole ; OD : oreillette droite ; VD, ventricule droit ; FEVD, fraction d'éjection du ventricule droit.

Comparaison vs Groupe Sain : * p<0,05, ** p<0,01, *** p<0,001

Comparaison vs IT<2† (dans le même groupe): † p<0,05, †† p<0,01, ††† p<0,001

Comparaison vs Groupe IM : ‡ p<0,05, ‡‡ p<0,01, ‡‡‡ p<0,001

Chez les patients du groupe CMD présentant une IT≥2+, l'ensemble des composants de la JAVD était dilaté et les strains concentriques de l'OD et du VD étaient diminués par rapport aux patients sans IT significative (p=0,001 et p=0,010, respectivement). De plus, le déplacement apical de l'anneau était également significativement diminué dans ce sous-groupe que ce soit par la mesure échocardiographique (TAPSE, p=0,003) ou par la mesure du déplacement du barycentre de l'anneau (Excursion AT, p=0,005). Les patients sans IT significative avec une CMD avaient un TAPSE non diminué mais une Excursion AT et une FEVD altérées par rapport aux sujets sains (p=0,003 et p<0,001, respectivement).

Chez les patients du groupe IM, le VD et l'OD étaient dilatés par rapport au groupe Sain. Mais l'analyse en sous-groupe fait ressortir que, chez les patients sans IT, les valeurs n'étaient pas statistiquement significatives et que la contraction des cavités droites semblait préservée. Par ailleurs comparés à ces derniers, chez les patients présentant une IT significative, l'OD était dilatée (p=0,024 sur Périmètre OD moyen) et la FEVD altérée (p=0,030).

La corrélation de la FEVD était r=0,445 (p<0,001) avec le TAPSE mesuré à l'échographie en M-mode, r=0,640 (p<0,001) avec l'Excursion AT, r=0,456 (p<0,001) avec le Strain AT, r=0,657 (p<0,001) avec le strain concentrique du VD, et r=0,267 (p=0,031) avec le raccourcissement du Rapport H/L.

FACTEURS PREDICTIFS DE DILATATION DE L'ANNEAU

Le Tableau 10 précise les paramètres associés, en analyse multivariée, à la valeur maximale de la Surface 3D AT. De manière indépendante la $Surface_t$ OD télédiastolique et le volume télésystolique du VD étaient liés à la dilatation de l'anneau tricuspidien.

Tableau 10 : Modèle multivarié sur la variable Surface 3D AT maximale

	Coeff. non stand.		Coeff. stand	p
	Beta	**ET**	**Beta**	
$Surface_t$ TD OD	0,283	0,06	0,572	0,000
Volume TS VD	0,024	0,007	0,431	0,002
FEVD	0,043	0,034	0,151	0,204
Groupe (Sain, IM, CMD)	-0,136	0,645	-0,026	0,833
Grade IT	-0,352	0,462	-0,081	0,449
SC	2,336	1,663	0,136	0,166
Age	-0,046	0,031	-0,135	0,140
Sexe	1,154	0,904	0,127	0,207
PAPs	0,061	0,041	0,168	0,141
Constant	0,845	4,703		0,858

TD, télédiastole ; $Surface_t$ OD, surface transverse de l'oreillette droite ; FEVD, fraction d'éjection du ventricule droit ; TS, télésystole ; IM, insuffisance mitrale ; CMD, cardiomyopathie dilatée ; IT, insuffisance tricuspide ; SC., surface corporelle ; PAPs, pression artérielle pulmonaire systolique.

Cette seconde étude utilisant notre méthode originale de reconstruction de la JAVD et incluant des patients ayant une cardiopathie gauche valvulaire ou ventriculaire et des degrés variables d'ITF secondaire et/ou de dilatation de l'anneau tricuspidien, a permis d'établir que :

- Les dimensions de l'anneau tricuspide sont augmentées chez les patients présentant une valvulopathie mitrale myxoïde même en l'absence d'IT significative.
- La forme globale ovoïde dans un plan vertical dont le grand axe est cranio-caudal et en selle dans un plan vertical sont conservées même chez les patients présentant une dilatation de l'anneau tricuspidien.
- La période du cycle la plus propice à la mesure des dimensions maximales de l'anneau se situe à TS+30% ou TS+40% soit dans la deuxième moitié de la phase de remplissage ventriculaire
- Le volume télésystolique ventriculaire droit et la surface de l'oreillette droite en télédiastole sont des facteurs prédictifs de la dilatation de l'anneau quelle que soit l'étiologie de la cardiopathie gauche.

ANALYSE MORPHOLOGIQUE DE LA JAVD DANS L'INSUFFISANCE TRICUSPIDE FONCTIONNELLE

La dilatation de l'anneau et du ventricule droit est le mécanisme principal de de l'ITF secondaire [48]. Mais elle est surtout considérée comme un facteur prédictif plus fiable que le degré d'insuffisance tricuspide lui-même et comme un facteur de risque majeur de survenue ou d'aggravation post-opératoire d'une ITF secondaire chez les patients ayant une atteinte du cœur gauche [62]. Plusieurs études ont montré la valeur-ajoutée du scanner cardiaque multiphase dans l'évaluation de cette dilatation de l'anneau tricuspidien en montrant notamment l'absence de corrélation forte entre diamètres échocardiographiques et scannographiques et en obtenant parallèlement de meilleures corrélations entre les diamètres scannographiques qu'entre le diamètre échocardiographique et le diamètre réel de l'anneau constaté au moment de la chirurgie [63] [29]. Notre étude prouve une fois de plus les différences entre

l'échocardiographie et le scanner sur l'évaluation précise de la morphologie de l'anneau tricuspidien. La mesure échographique 2D du diamètre de l'anneau rapporté à la surface corporelle présente des variations importantes, notamment au sein de la population des IM avec IT ≥2+ (IM : 23,7±6,1 mm/m²), rendant, pour notre équipe, la valeur-seuil de 21mm/m² peu fiable pour décider d'associer ou non à une réparation mitrale, une annuloplastie tricuspide. L'avantage du scanner est de passer outre les limitations de la fenêtre ultrasonore, de l'orientation de la sonde et de pouvoir prendre en compte l'aspect tridimensionnel de l'anneau. Dans les ITF secondaires, il a d'ailleurs été démontré qu'un scanner cardiaque même non synchronisé sur l'ECG était efficace pour mesurer le diamètre de l'anneau tricuspidien et prédire le degré de l'IT [64].

Les valeurs de surface 3D maximales obtenues chez les patients présentant une IT significative de notre population sont tout à fait comparables avec celles rapportées par Praz et al. [35] dans leur étude utilisant le scanner cardiaque et une méthode de mesure semi-automatisée en milieu de diastole. L'analyse multiphasée ajoute le caractère dynamique à l'étude de l'anneau, nous permettant de confirmer les résultats préalables, utilisant la même méthode indirecte de mesure, sur les très bonnes corrélations entre les surfaces et les périmètres 2D, ainsi qu'entre les différents diamètres, notamment Diam min AT et Diam max AT, et les mesures 3D de la Surface 3D AT et du Périmètre 3D AT. Nos valeurs morphométriques de l'anneau sont ainsi en parfaite concordance avec les mesures effectuées par d'autres moyens d'imagerie en 4 dimensions et rapportées dans la littérature chez les sujets avec différents degrés d'ITF [65] [42].

Cette étude confirme également, chez l'ensemble des patients, l'orientation moyenne globale de la forme ovalaire de l'anneau avec un Diam max en moyenne à 128° dans le groupe IM et 117° dans le groupe CMD, même s'il existe une légère tendance à ce que ce diamètre soit plus « septo-latéral » chez les patients avec une IT significative. D'ailleurs, l'excentricité de l'anneau semble bien préservée dans le groupe IM quel que soit le degré d'IT, corroborant l'absence de modification d'excentricité de l'anneau observée chez les patients présentant un rétrécissement aortique avec IT significative [41]. En revanche cette excentricité est diminuée dans le sous-groupe des CMD avec IT≥2+ confirmant que l'anneau tricuspidien est d'avantage circulaire dans cette population. Utsunomiya et al. avaient démontré qu'il existait une dilatation plus antéro-postérieure que septo-latérale dans les ITF primitives (liées à la dilatation de l'OD) comparées aux ITF secondaires [66]. Nos données semblent confirmer qu'il

existe également au sein des ITF secondaires, un impact étiopathogénique sur la forme de l'anneau tricuspidien, du moins entre patients ayant une valvulopathie gauche et ceux ayant une dysfonction ventriculaire gauche.

En projection verticale, nous avons également constaté que la hauteur globale de l'anneau n'était pas diminuée dans les 2 groupes pathologiques et que de surcroît cette hauteur était même augmentée de manière significative chez les patients ayant une IM et une IT<2+. Cela est en contradiction avec la plupart des données de la littérature qui lient dilatation et aplatissement de l'anneau [42] [27]. Cependant aucune étude ne s'est jusque-là intéressée spécifiquement à l'anneau tricuspidien chez les IM myxoïdes sans IT significative. L'analyse détaillée de la forme de l'anneau dans notre population montre que les points les plus verticalement distants de part et d'autre du plan des moindres carrés sont les points P0° et P60° dans nos 3 groupes, tous deux situés au niveau de la zone de la JAVD où convergent le septum interventriculaire, le septum inter-atrial et les anneaux aortiques, mitraux et tricuspides. Il faut donc des moyens d'imagerie avec une résolution spatiale suffisante pour obtenir ces 2 repères, et le scanner est considéré comme la méthode procurant le plus de détails pour une analyse fine in vivo de cette région [67]. Ces 2 points correspondent respectivement à la commissure antéro-septale, très proche de l'anneau aortique et du trigone postérieur, et à l'insertion de la valve septale sur la partie musculaire du septum interventriculaire. Il n'est donc pas illogique de penser que ces 2 structures restent en place malgré la dilatation de la JAVD et que la hauteur de l'anneau, calculée sur la distance au plan des moindres carrés de ces 2 points, soit finalement peu modifiée lorsque l'anneau se dilate. Ainsi, selon nos données, la diminution de la forme en selle mesurée par le rapport H/L et observée dans les 2 groupes IM et CMD chez les patients avec une IT significative serait essentiellement liée à l'augmentation du diamètre maximal tout comme l'avait évoqué Ring et al. [68] en utilisant l'échocardiographie 3D transoesophagienne chez des sujets avec et sans dilatation ventriculaire droite.

Comme cela a déjà été constaté dans d'autres études la contraction de surface et de périmètre de l'anneau tricuspidien n'est pas altérée globalement dans la population avec une cardiopathie gauche avec ou sans IT≥2+ [27]. Cependant, comme évoqué par Fukuda et al.[27], nous avons pu observer une perte de la seconde phase de contraction de l'anneau chez les patients ayant une ITF significative, mais dans notre étude cela n'est réellement visible qu'au sein du groupe CMD. Par ailleurs, nous avons constaté de manière segmentaire, que ce soit chez les patients avec une IM ou une CMD, une diminution significative, par rapport aux sujets sains, du raccourcissement du premier tiers de la circonférence de l'anneau correspondant au segment d'insertion de la valve septale. Cette diminution n'étant pas plus importante chez les patients avec une IT significative et/ou chez les patients avec un anneau plus dilaté, on peut donc supposer qu'elle est plutôt en rapport avec la dilatation et/ou la dysfonction du ventricule gauche par le phénomène d''interdépendance septale.

L'aspect biphasique des courbes de variation de surface et de périmètre de l'anneau tricuspidien est présent chez les patients des groupes IM et CMD mais on peut noter que la valeur minimale dans le cycle est atteinte plus tard durant la systole lorsque l'IT est significative. Ce retard de contraction de l'anneau participe certainement à la fuite tricuspidienne en début de la systole car il avait également été observé chez les patients avec ITF, sans dilatation du ventricule droit, avec une forme en selle et une excentricité de l'anneau tricuspidien préservées [65] .

Il faut également noter que les valeurs maximales de surface, de périmètre et de diamètres sont, dans tous les sous-groupes de patients, invariablement obtenues à TS+30% ou TS+40% soit un peu avant la fin de la diastole. L'analyse des modifications de forme de l'anneau tricuspidien semble également montrer que sa « planarité » s'accentue en diastole comme en témoigne la diminution de sa forme en selle de cheval évaluée par le Rapport H/L AT. Ceci confirme les données de notre étude préalable ainsi que celles de l'étude de Ring et al. [68]. Il est donc important de considérer cette notion temporelle dans la mesure des paramètres maximaux de l'anneau tricuspidien et donc de privilégier l'analyse bidimensionnelle, quelle qu'en soit la méthode, aux 2/3 de la diastole. De plus, nous avons confirmé dans cette étude que la surface bidimensionnelle simple de l'anneau tricuspide telle

que nous l'avons évaluée fait mieux que les indices fonctionnels de l'anneau tricuspidien pour distinguer au sein des groupes IM et CMD, les sous-groupes avec ou sans IT significative.

DYNAMIQUE DE LA JAVD

La mesure du TAPSE en échocardiographie M-mode est considérée comme une méthode fiable pour évaluer la fonction systolique du ventricule droit [69] [70] . Cependant ce paramètre n'évalue que la contraction longitudinale d'une partie isolée de la paroi latérale du ventricule droit qui, de surcroît, n'est responsable que de 80% du volume d'éjection [71]. Dans certaines conditions pathologiques notamment en cas d'hypertension artérielle pulmonaire, il a été prouvé que la contraction circonférentielle du VD prend une part plus importante dans l'éjection [72] et l'analyse du déplacement d'un seul point de l'anneau est alors souvent insuffisant à l'évaluation de la fonction VD globale [12]. Le TAPSE reste par ailleurs influencé par d'autres facteurs que la contraction longitudinale et les conditions de charge du ventricule droit. En effet, il a été également démontré que les patients ayant une dysfonction ventriculaire gauche isolée peuvent présenter un TAPSE altéré [73]. De plus le TAPSE peut être modifié en cas d'adhérences péricardiques ou d'annuloplastie tricuspidienne préalable. Enfin, la corrélation entre FEVD mesurée par scintigraphie myocardique et TAPSE diminue avec le degré d'IT dans l'ITF [74]. Dans notre étude, la corrélation entre FEVD et TAPSE échocardiographique était également assez moyenne en comparaison à celle obtenue par la mesure scannographique du déplacement du plan des moindres carrés (Excursion AT). De plus, chez les patients du groupe CMD avec IT significative, malgré un TAPSE normal, nous avons observé tout de même une FEVD et une Excursion AT abaissées. Puisqu'il prend en compte le mouvement de piston global du ventricule droit et non le simple déplacement d'une zone très limitée de la paroi libre, l'excursion apicale du plan de l'anneau telle que nous l'avons évaluée par le scanner cardiaque, nous paraît donc un nouveau paramètre intéressant dans l'évaluation de la dysfonction ventriculaire droite car probablement plus pertinent que le TAPSE en cas d'IT significative associée à une dysfonction ventriculaire gauche et/ou droite. Enfin, dans ces conditions pathologiques, la très bonne corrélation que nous également avons pu noter entre FEVD et le strain concentrique du VD mesuré 1 cm

en dessous du plan de l'anneau tend à prouver l'intérêt de prendre en considération la contraction circonférentielle du VD dans l'analyse de sa dysfonction. Des études complémentaires seront certainement nécessaires pour évaluer la combinaison de ces 2 paramètres mesurés par le scanner, ou un autre moyen d'imagerie, dans la mesure de la dysfonction ventriculaire droite en cas d'IT significative.

FACTEURS PREDICTIFS DE LA DILATATION ANNULAIRE

Dans les ITF secondaires, la sévérité de la fuite a pu être reliée à 4 facteurs : la dilatation de l'anneau, les pressions artérielles pulmonaires, la FEVD, et la dilatation du VD source de traction sur les feuillets valvulaires. Notre étude montre la relation supplémentaire qu'il existe entre surface maximale de l'anneau tricuspidien et volume ventriculaire droit. De surcroît elle montre une relation indépendante entre dilatation annulaire et dilatation atriale. Nemoto et al. [75] avaient reporté une très forte corrélation entre dilatation annulaire et volume de l'oreillette droite chez les patients ayant une ITF secondaire débutante. Mais dans leur étude 30% des patients avec un degré de fuite tricuspide modéré étaient en fibrillation atriale qui certes aggrave l'ITF secondaire, mais peut elle-même être responsable de la fuite, sans pathologie gauche associée, dans le cadre de ce que l'on appelle l'ITF « primitive » [66]. Notre étude prouve, sans pour autant établir de lien de causalité, qu'il y a chez les patients en rythme sinusal ayant une atteinte du cœur gauche, une relation entre la dilatation de l'anneau tricuspidien et la dilatation des cavités droites, oreillette et ventricule, quelle que soit la valeur des pressions artérielles pulmonaires et le degré de la fuite. Ces résultats soulignent qu'il peut être nécessaire dans l'analyse de la surface de l'anneau tricuspidien, de prendre en compte le degré de dilatation de l'OD et du VD, car ces deux éléments sont les déterminants principaux de la dilatation de l'anneau.

LIMITATIONS

La première limitation de cette étude réside dans le faible nombre de patients dans chaque groupe et particulièrement dans chaque sous-groupe ce qui limite leur comparaison et la puissance de l'analyse. Notamment beaucoup de données

morphologiques sont de peu en dessous de la significativité statistique entre sous-groupes et ne peuvent être réellement interprétées.

De plus, contrairement à l'échocardiographie et à l'IRM, le scanner cardiaque malgré son apparente innocuité reste un examen irradiant. Cependant dans le cadre d'un bilan préopératoire de chirurgie valvulaire, le coroscanner est et sera probablement de plus en plus utilisé afin de se substituer à la coronarographie qui est plus invasive, tout aussi irradiante et ne montre, le plus souvent, pas de lésion significative dans ces populations d'IM ou de CMD sources d'ITF secondaires.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Notre seconde étude utilisant le scanner cardiaque multiphase montre que dans l'ITF secondaire, la dilatation de l'anneau tricuspidien est dépendante de la dilatation du ventricule droit mais aussi de celle de l'oreillette droite. Cependant cette dilatation de l'anneau possède des caractéristiques morphométriques et dynamiques différentes en fonction de la pathologie cardiaque gauche responsable de l'ITF secondaire. Notamment, chez les patients avec une IT significative en rapport avec une insuffisance mitrale d'origine myxoïde, l'anneau tricuspidien garde globalement sa forme elliptique en selle de cheval, ce qui n'est pas le cas des patients avec cardiomyopathie dilatée. Par ailleurs les patients avec une insuffisance mitrale myxoïde sans IT significative ont en général des diamètres d'anneau tricuspidien supérieurs à la valeur considérée comme le seuil-pathologique et nécessitant donc, a priori, une correction préventive. Cela plaide en faveur d'une réévaluation de cette valeur-seuil chez ces patients qui sont fréquemment opérés de leur insuffisance mitrale.

Notre méthode d'analyse de l'anneau tricuspidien a permis de confirmer que le scanner était un outil fiable pour l'analyse des dimensions bidimensionnelles de l'anneau tricuspidien dans le cadre de l'insuffisance fonctionnelle secondaire pour apprécier la dilatation annulaire. La méthode semi-automatique indirecte que nous avons utilisée n'est certes pas transposable en l'état dans le soin courant mais elle nous a permis de démontrer que l'acquisition des images à la fin de la phase de

remplissage ventriculaire rapide (c'est à dire TS+30% ou 70% de l'onde R) telle que pourrait l'effectuer un coroscanner demandé dans le bilan préopératoire d'une valvulopathie mitrale par exemple, est suffisante et idéale à l'étude de l'anneau tricuspidien par simple reconstruction multiplanaire. Par ailleurs l'analyse du volume ventriculaire et de la surface atriale en complément de celle de l'anneau tricuspidien permettrait d'évaluer simplement la nécessité d'effectuer ou non une annuloplastie tricuspide concomitante.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Durant les 4 dernières décennies, la tricuspide a été l'oubliée des valves du cœur sur le plan clinique, thérapeutique mais aussi expérimental et investigatif. Pourtant l'atteinte de cette valve est fréquente et, même s'il est n'est souvent que le reflet d'une autre pathologie, notamment du cœur gauche, l'absence de prise en charge spécifique est encore trop souvent la règle alors que l'on sait maintenant qu'elle a de graves conséquences pour les patients. La méconnaissance de sa physiopathologie et des mécanismes qui la lie avec la fonction ventriculaire droite associée aux difficultés des moyens d'imagerie bidimensionnels à caractériser précisément et objectivement sa dysfonction et ses dimensions, est responsable de ce manque de considération.

En utilisant des techniques d'imagerie tridimensionnelle à haute résolution avec une composante temporelle, il a pu être établi que l'anneau de la valve tricuspide saine avait une forme globalement ovalaire en selle de cheval avec un pommeau correspondant à la commissure antéro-septale, un petit axe transversal aligné sur la commissure antéro-postérieure et un grand axe dans le sens cranio-caudal. La modification de la forme de l'anneau par augmentation du rapport hauteur / largeur plus que sa contraction circonférentielle est responsable de la réduction de l'orifice tricuspidien qui survient à 2 reprises au cours du même cycle cardiaque en conditions physiologiques. Les valves tricuspides présentant une fuite secondaire à une atteinte du cœur gauche ont des anneaux dilatés qui gardent cette fonction globale mais un retard de contraction en systole a été observé chez les patients les plus dilatés.

Actuellement, les sociétés savantes prônent un traitement préventif de l'insuffisance tricuspide secondaire, au moment du traitement de la valvulopathie gauche responsable, basée sur la dilatation annulaire, celle-ci ayant été reconnue comme facteur prédictif plus fiable que la sévérité de la fuite elle-même sur la morbi-mortalité à moyen terme. La définition d'un anneau tricuspidien dilaté a été établi à partir d'études rétrospectives ayant comparé des populations traitées ou non selon un seuil de diamètre échocardiographique arbitrairement choisi. Notre travail montre que cette valeur reste sujette à caution notamment chez les sujets atteints d'IM dégénérative de type myxoïde puisque, chez ces patients, le diamètre minimal est supérieur à cette valeur seuil même en l'absence de toute dysfonction valvulaire et

annulaire. Par ailleurs le diamètre mesuré en échographie bi-dimensionnelle est bien souvent insuffisant à réellement apprécier la dilatation de l'orifice tricuspidien. Le scanner cardiaque est un moyen d'imagerie non invasif qui semble plus fiable pour évaluer les diamètres et surfaces de l'orifice tricuspidien particulièrement à la fin de la phase du remplissage rapide du ventricule. Le scanner présente également l'avantage de pouvoir évaluer la fonction systolique concentrique et longitudinale du ventricule droit, paramètres qui semblent bien corrélés à la fonction ventriculaire droite, et enfin de pouvoir évaluer la dilatation des cavités droites facteur indépendant de la dilatation annulaire.

1. Matthews JC, Dardas TF, Dorsch MP, Aaronson KD. Right-sided heart failure: diagnosis and treatment strategies. *Curr Treat Options Cardiovasc Med*. 2008;10(4):329-341. doi:10.1007/s11936-008-0053-6

2. Guendouz S, Rappeneau S, Nahum J, et al. Prognostic significance and normal values of 2D strain to assess right ventricular systolic function in chronic heart failure. *Circ J Off J Jpn Circ Soc*. 2012;76(1):127-136. doi:10.1253/circj.cj-11-0778

3. Bleeker GB, Steendijk P, Holman ER, et al. Assessing right ventricular function: the role of echocardiography and complementary technologies. *Heart Br Card Soc*. 2006;92 Suppl 1:i19-26. doi:10.1136/hrt.2005.082503

4. Cohen SR, Sell JE, McIntosh CL, Clark RE. Tricuspid regurgitation in patients with acquired, chronic, pure mitral regurgitation. I. Prevalence, diagnosis, and comparison of preoperative clinical and hemodynamic features in patients with and without tricuspid regurgitation. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1987;94(4):481-487.

5. Spinner EM, Shannon P, Buice D, et al. In vitro characterization of the mechanisms responsible for functional tricuspid regurgitation. *Circulation*. 2011;124(8):920-929. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.110.003897

6. Porter A, Shapira Y, Wurzel M, et al. Tricuspid regurgitation late after mitral valve replacement: clinical and echocardiographic evaluation. *J Heart Valve Dis*. 1999;8(1):57-62.

7. Vahanian A, Beyersdorf F, Praz F, et al. 2021 ESC/EACTS Guidelines for the management of valvular heart disease. *Eur J Cardio-Thorac Surg Off J Eur Assoc Cardio-Thorac Surg*. 2021;60(4):727-800. doi:10.1093/ejcts/ezab389

8. Arsalan M, Walther T, Smith RL, Grayburn PA. Tricuspid regurgitation diagnosis and treatment. *Eur Heart J*. 2017;38(9):634-638. doi:10.1093/eurheartj/ehv487

9. Dreyfus J, Durand-Viel G, Raffoul R, et al. Comparison of 2-Dimensional, 3-Dimensional, and Surgical Measurements of the Tricuspid Annulus Size: Clinical Implications. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2015;8(7):e003241. doi:10.1161/CIRCIMAGING.114.003241

10. Bhatt HV, Spivack J, Patel PR, et al. Correlation of 2-Dimensional and 3-Dimensional Echocardiographic Analysis to Surgical Measurements of the Tricuspid Valve Annular Diameter. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2019;33(1):137-145. doi:10.1053/j.jvca.2018.05.048

11. Haddad F, Doyle R, Murphy DJ, Hunt SA. Right ventricular function in cardiovascular disease, part II: pathophysiology, clinical importance, and management of right ventricular failure. *Circulation*. 2008;117(13):1717-1731. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.107.653584

12. Greyson CR. Evaluation of right ventricular function. *Curr Cardiol Rep*. 2011;13(3):194-202. doi:10.1007/s11886-011-0174-5

13. Messer S, Moseley E, Marinescu M, Freeman C, Goddard M, Nair S. Histologic analysis of the right atrioventricular junction in the adult human heart. *J Heart Valve Dis*. 2012;21(3):368-373.

14. Carpentier's Reconstructive Valve Surgery - 1st Edition. Accessed June 10, 2022. https://www.elsevier.com/books/carpentiers-reconstructive-valve-surgery/carpentier/978-0-7216-9168-8

15. Silver MD, Lam JH, Ranganathan N, Wigle ED. Morphology of the human tricuspid valve. *Circulation*. 1971;43(3):333-348. doi:10.1161/01.cir.43.3.333

16. Acar C, Périer P, Fontaliran F, Deloche A, Carpentier A. Anatomical study of the tricuspid valve and its variations. *Surg Radiol Anat SRA*. 1990;12(3):229-230. doi:10.1007/BF01624529

17. Tsakiris AG, Mair DD, Seki S, Titus JL, Wood EH. Motion of the tricuspid valve annulus in anesthetized intact dogs. *Circ Res*. 1975;36(1):43-48. doi:10.1161/01.res.36.1.43

18. Tei C, Pilgrim JP, Shah PM, Ormiston JA, Wong M. The tricuspid valve annulus: study of size and motion in normal subjects and in patients with tricuspid regurgitation. *Circulation*. 1982;66(3):665-671. doi:10.1161/01.cir.66.3.665

19. Pang DC, Choo SJ, Luo HH, et al. Significant increase of aortic root volume and commissural area occurs prior to aortic valve opening. *J Heart Valve Dis*. 2000;9(1):9-15.

20. Lansac E, Lim HS, Shomura Y, et al. A four-dimensional study of the aortic root dynamics. *Eur J Cardio-Thorac Surg Off J Eur Assoc Cardio-Thorac Surg*. 2002;22(4):497-503. doi:10.1016/s1010-7940(02)00405-0

21. Gorman JH, Gupta KB, Streicher JT, et al. Dynamic three-dimensional imaging of the mitral valve and left ventricle by rapid sonomicrometry array localization. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1996;112(3):712-726. doi:10.1016/S0022-5223(96)70056-9

22. Gorman JH, Gorman RC, Jackson BM, et al. Distortions of the mitral valve in acute ischemic mitral regurgitation. *Ann Thorac Surg*. 1997;64(4):1026-1031. doi:10.1016/s0003-4975(97)00850-3

23. Pappas T. *The Joy of Mathematics: Discovering Mathematics All around You*.; 1990.

24. Salgo IS, Gorman JH, Gorman RC, et al. Effect of annular shape on leaflet curvature in reducing mitral leaflet stress. *Circulation*. 2002;106(6):711-717. doi:10.1161/01.cir.0000025426.39426.83

25. Advanced Engineering Mathematics (10th Edition) by ERWIN KREYSZIG [studypoint4u.com].pdf. Google Docs. Accessed May 25, 2022. https://drive.google.com/file/d/0B7zajTpw7x5eNVF2VkFpZk4wcDA/view?usp=embed_facebook

26. Malinowski M, Jazwiec T, Goehler M, et al. Sonomicrometry-derived 3-dimensional geometry of the human tricuspid annulus. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2019;157(4):1452-1461.e1. doi:10.1016/j.jtcvs.2018.08.110

27. Fukuda S, Saracino G, Matsumura Y, et al. Three-dimensional geometry of the tricuspid annulus in healthy subjects and in patients with functional tricuspid regurgitation: a real-time, 3-dimensional echocardiographic study. *Circulation*. 2006;114(1 Suppl):I492-498. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.105.000257

28. Maffessanti F, Gripari P, Pontone G, et al. Three-dimensional dynamic assessment of tricuspid and mitral annuli using cardiovascular magnetic resonance. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2013;14(10):986-995. doi:10.1093/ehjci/jet004

29. Kabasawa M, Kohno H, Ishizaka T, et al. Assessment of functional tricuspid regurgitation using 320-detector-row multislice computed tomography: risk factor analysis for recurrent regurgitation after tricuspid annuloplasty. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2014;147(1):312-320. doi:10.1016/j.jtcvs.2012.11.017

30. Fawzy H, Fukamachi K, Mazer CD, et al. Complete mapping of the tricuspid valve apparatus using three-dimensional sonomicrometry. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2011;141(4):1037-1043. doi:10.1016/j.jtcvs.2010.05.039

31. Deloche A, Guérinon J, Fabiani JN, et al. [Anatomical study of rheumatic tricuspid valvulopathies. Applications to the critical study of various methods of annuloplasty]. *Arch Mal Coeur Vaiss*. 1974;67(5):497-505.

32. Tamiya K, Higashidate M, Kikkawa S. Real-time and simultaneous measurement of tricuspid orifice and tricuspid anulus areas in anesthetized dogs. *Circ Res*. 1989;64(3):427-436. doi:10.1161/01.res.64.3.427

33. Grewal J, Suri R, Mankad S, et al. Mitral annular dynamics in myxomatous valve disease: new insights with real-time 3-dimensional echocardiography. *Circulation*. 2010;121(12):1423-1431. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.109.901181

34. Enriquez-Sarano ML, Frye RL. Mitral Valve Diseases. In: Willerson JT, Wellens HJJ, Cohn JN, Holmes DR, eds. *Cardiovascular Medicine*. Springer; 2007:397-430. doi:10.1007/978-1-84628-715-2_17

35. Praz F, Khalique OK, Dos Reis Macedo LG, et al. Comparison between Three-Dimensional Echocardiography and Computed Tomography for Comprehensive Tricuspid Annulus and Valve Assessment in Severe Tricuspid Regurgitation: Implications for Tricuspid Regurgitation Grading and Transcatheter Therapies. *J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr*. 2018;31(11):1190-1202.e3. doi:10.1016/j.echo.2018.07.007

36. Volpato V, Lang RM, Yamat M, et al. Echocardiographic Assessment of the Tricuspid Annulus: The Effects of the Third Dimension and Measurement Methodology. *J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr*. 2019;32(2):238-247. doi:10.1016/j.echo.2018.09.008

37. Anwar AM, Geleijnse ML, Soliman OII, et al. Assessment of normal tricuspid valve anatomy in adults by real-time three-dimensional echocardiography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2007;23(6):717-724. doi:10.1007/s10554-007-9210-3

38. Hiro ME, Jouan J, Pagel MR, et al. Sonometric study of the normal tricuspid valve annulus in sheep. *J Heart Valve Dis*. 2004;13(3):452-460.

39. Yamaura Y, Yoshikawa J, Yoshida K, Hozumi T, Akasaka T, Okada Y. Three-dimensional analysis of configuration and dynamics in patients with an annuloplasty ring by multiplane transesophageal echocardiography: comparison between flexible and rigid annuloplasty rings. *J Heart Valve Dis*. 1995;4(6):618-622.

40. Kwan J, Kim GC, Jeon MJ, et al. 3D geometry of a normal tricuspid annulus during systole: a comparison study with the mitral annulus using real-time 3D echocardiography. *Eur J Echocardiogr J Work Group Echocardiogr Eur Soc Cardiol*. 2007;8(5):375-383. doi:10.1016/j.euje.2006.07.010

41. van Rosendael PJ, Joyce E, Katsanos S, et al. Tricuspid valve remodelling in functional tricuspid regurgitation: multidetector row computed tomography insights. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2016;17(1):96-105. doi:10.1093/ehjci/jev140

42. Ton-Nu TT, Levine RA, Handschumacher MD, et al. Geometric determinants of functional tricuspid regurgitation: insights from 3-dimensional echocardiography. *Circulation*. 2006;114(2):143-149. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.106.611889

43. Singh JP, Evans JC, Levy D, et al. Prevalence and clinical determinants of mitral, tricuspid, and aortic regurgitation (the Framingham Heart Study). *Am J Cardiol*. 1999;83(6):897-902. doi:10.1016/s0002-9149(98)01064-9

44. Vieitez JM, Monteagudo JM, Mahia P, et al. New insights of tricuspid regurgitation: a large-scale prospective cohort study. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2021;22(2):196-202. doi:10.1093/ehjci/jeaa205

45. Carpentier A. Cardiac valve surgery--the “French correction.” *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1983;86(3):323-337.

46. Prihadi EA, Delgado V, Leon MB, Enriquez-Sarano M, Topilsky Y, Bax JJ. Morphologic Types of Tricuspid Regurgitation: Characteristics and Prognostic Implications. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2019;12(3):491-499. doi:10.1016/j.jcmg.2018.09.027

47. Braunwald NS, Ross J, Morrow AG. Conservative management of tricuspid regurgitation in patients undergoing mitral valve replacement. *Circulation*. 1967;35(4 Suppl):I63-69. doi:10.1161/01.cir.35.4s1.i-63

48. Topilsky Y, Khanna A, Le Tourneau T, et al. Clinical context and mechanism of functional tricuspid regurgitation in patients with and without pulmonary hypertension. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2012;5(3):314-323. doi:10.1161/CIRCIMAGING.111.967919

49. Goldstone AB, Howard JL, Cohen JE, et al. Natural history of coexistent tricuspid regurgitation in patients with degenerative mitral valve disease: implications for future guidelines. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2014;148(6):2802-2809. doi:10.1016/j.jtcvs.2014.08.001

50. Nath J, Foster E, Heidenreich PA. Impact of tricuspid regurgitation on long-term survival. *J Am Coll Cardiol*. 2004;43(3):405-409. doi:10.1016/j.jacc.2003.09.036

51. Kim JB, Jung SH, Choo SJ, Chung CH, Lee JW. Clinical and echocardiographic outcomes after surgery for severe isolated tricuspid regurgitation. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2013;146(2):278-284. doi:10.1016/j.jtcvs.2012.04.019

52. Shiran A, Sagie A. Tricuspid regurgitation in mitral valve disease incidence, prognostic implications, mechanism, and management. *J Am Coll Cardiol*. 2009;53(5):401-408. doi:10.1016/j.jacc.2008.09.048

53. Fender EA, Zack CJ, Nishimura RA. Isolated tricuspid regurgitation: outcomes and therapeutic interventions. *Heart Br Card Soc*. 2018;104(10):798-806. doi:10.1136/heartjnl-2017-311586

54. Jeong DS, Park PW, Mwambu TP, et al. Tricuspid reoperation after left-sided rheumatic valve operations. *Ann Thorac Surg*. 2013;95(6):2007-2013. doi:10.1016/j.athoracsur.2013.03.007

55. Essayagh B, Antoine C, Benfari G, et al. Functional tricuspid regurgitation of degenerative mitral valve disease: a crucial determinant of survival. *Eur Heart J*. 2020;41(20):1918-1929. doi:10.1093/eurheartj/ehaa192

56. Van de Veire NR, Braun J, Delgado V, et al. Tricuspid annuloplasty prevents right ventricular dilatation and progression of tricuspid regurgitation in patients with tricuspid annular dilatation undergoing mitral valve repair. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2011;141(6):1431-1439. doi:10.1016/j.jtcvs.2010.05.050

57. Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, et al. 2017 AHA/ACC Focused Update of the 2014 AHA/ACC Guideline for the Management of Patients With Valvular Heart Disease: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. *J Am Coll Cardiol*. 2017;70(2):252-289. doi:10.1016/j.jacc.2017.03.011

58. Zhu TY, Wang JG, Meng X. Does concomitant tricuspid annuloplasty increase perioperative mortality and morbidity when correcting left-sided valve disease? *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2015;20(1):114-118. doi:10.1093/icvts/ivu326

59. Jouan J. Preventive tricuspid annuloplasty: When the benefit justifies the risk. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2016;152(6):1640-1641. doi:10.1016/j.jtcvs.2016.02.025

60. David TE, David CM, Manlhiot C. Tricuspid annulus diameter does not predict the development of tricuspid regurgitation after mitral valve repair for mitral regurgitation due to degenerative diseases. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2018;155(6):2429-2436. doi:10.1016/j.jtcvs.2017.12.126

61. Miglioranza MH, Mihăilă S, Muraru D, Cucchini U, Iliceto S, Badano LP. Variability of Tricuspid Annulus Diameter Measurement in Healthy Volunteers. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2015;8(7):864-866. doi:10.1016/j.jcmg.2014.09.010

62. Dreyfus GD, Corbi PJ, Chan KMJ, Bahrami T. Secondary tricuspid regurgitation or dilatation: which should be the criteria for surgical repair? *Ann Thorac Surg*. 2005;79(1):127-132. doi:10.1016/j.athoracsur.2004.06.057

63. van Rosendael PJ, Delgado V, Bax JJ. The tricuspid valve and the right heart: anatomical, pathological and imaging specifications. *EuroIntervention J Eur*

Collab Work Group Interv Cardiol Eur Soc Cardiol. 2015;11 Suppl W:W123-127. doi:10.4244/EIJV11SWA35

64. Hassani C, Ng B, Cen S, Tejura TK, Saremi F. Tricuspid Annular Diameter Measurement on Routine Chest CT Can Detect Significant Tricuspid Regurgitation. *AJR Am J Roentgenol*. 2019;213(6):W257-W263. doi:10.2214/AJR.19.21602

65. Maeba S, Taguchi T, Midorikawa H, Kanno M, Sueda T. Four-dimensional geometric assessment of tricuspid annulus movement in early functional tricuspid regurgitation patients indicates decreased longitudinal flexibility. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2013;16(6):743-749. doi:10.1093/icvts/ivt036

66. Utsunomiya H, Itabashi Y, Mihara H, et al. Functional Tricuspid Regurgitation Caused by Chronic Atrial Fibrillation: A Real-Time 3-Dimensional Transesophageal Echocardiography Study. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2017;10(1):e004897. doi:10.1161/CIRCIMAGING.116.004897

67. Faletra FF, Leo LA, Paiocchi VL, et al. Imaging-based tricuspid valve anatomy by computed tomography, magnetic resonance imaging, two and three-dimensional echocardiography: correlation with anatomic specimen. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2019;20(1):1-13. doi:10.1093/ehjci/jey136

68. Ring L, Rana BS, Kydd A, Boyd J, Parker K, Rusk RA. Dynamics of the tricuspid valve annulus in normal and dilated right hearts: a three-dimensional transoesophageal echocardiography study. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2012;13(9):756-762. doi:10.1093/ehjci/jes040

69. Hammarström E, Wranne B, Pinto FJ, Puryear J, Popp RL. Tricuspid annular motion. *J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr*. 1991;4(2):131-139. doi:10.1016/s0894-7317(14)80524-5

70. Miller D, Farah MG, Liner A, Fox K, Schluchter M, Hoit BD. The relation between quantitative right ventricular ejection fraction and indices of tricuspid annular motion and myocardial performance. *J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr*. 2004;17(5):443-447. doi:10.1016/j.echo.2004.01.010

71. Carlsson M, Ugander M, Heiberg E, Arheden H. The quantitative relationship between longitudinal and radial function in left, right, and total heart pumping in humans. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2007;293(1):H636-644. doi:10.1152/ajpheart.01376.2006

72. Hashimoto I, Watanabe K. Geometry-Related Right Ventricular Systolic Function Assessed by Longitudinal and Radial Right Ventricular Contractions. *Echocardiogr Mt Kisco N*. 2016;33(2):299-306. doi:10.1111/echo.13039

73. López-Candales A, Rajagopalan N, Saxena N, Gulyasy B, Edelman K, Bazaz R. Right ventricular systolic function is not the sole determinant of tricuspid annular motion. *Am J Cardiol*. 2006;98(7):973-977. doi:10.1016/j.amjcard.2006.04.041

74. Hsiao SH, Lin SK, Wang WC, Yang SH, Gin PL, Liu CP. Severe tricuspid regurgitation shows significant impact in the relationship among peak systolic tricuspid annular velocity, tricuspid annular plane systolic excursion, and right ventricular ejection fraction. *J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr*. 2006;19(7):902-910. doi:10.1016/j.echo.2006.01.014

75. Nemoto N, Lesser JR, Pedersen WR, et al. Pathogenic structural heart changes in early tricuspid regurgitation. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2015;150(2):323-330. doi:10.1016/j.jtcvs.2015.05.009

SONOMETRIC STUDY OF THE NORMAL TRICUSPID VALVE ANNULUS IN SHEEP

Matthew E Hiro, Jerome Jouan, Matthew R Pagel, Emmanuel Lansac, Khee Hiang Lim, Hou-Sen Lim, Carlos MG Duran

Journal of Heart and Valve Disease 2004 May;13(3):452-60.

Sonometric Study of the Normal Tricuspid Valve Annulus in Sheep

Matthew E. Hiro, Jerome Jouan, Matthew R. Pagel, Emmanuel Lansac[1], Khee Hiang Lim[2], Hou-Sen Lim[2], Carlos M. G. Duran

The International Heart Institute of Montana Foundation at St. Patrick Hospital and Health Sciences Center and The University of Montana, Missoula, Montana, USA

Present address: [1]University of La Pitié-Salpêtriere, Paris, France; [2]Nanyang Technological University, Singapore

Background and aim of the study: **Mitral valve dynamic changes during the cardiac cycle have been previously studied in sheep using sonomicrometry. The study aim was to analyze geometric changes of the normal tricuspid annulus in sheep using a similar methodology. This is most likely the first tricuspid valve study using high temporal resolution (200 Hz = 200 data points per second).**

Methods: **Thirteen crystals were implanted in seven sheep along the annulus (n = 6), at the tips of papillary muscles (n = 3), at the free edge of the leaflets (n = 3), and at the apex of the left ventricle (n = 1). Recordings (10 s) of crystal distances were used to create a three-dimensional (3D) coordinate system based on the least-squares plane of the annulus, and maximum and minimum values were calculated for length, area, and position in *xyz* coordinates.**

Results: **During the cardiac cycle, the tricuspid annulus area expanded 28.6 ± 3.6% with similar maximum expansions of each segment along the annulus: septal (10.4 ± 1.2%), anterior (13.0 ± 1.5%), and posterior (14.0 ± 1.6%). The annulus was saddle-shaped, with a circumferential expansion from elliptical at minimum area to more circular at maximum area. The time delay to maximum leaflet area and maximum papillary area occurred 83 ± 13 ms and 279 ± 30 ms respectively after maximum annulus area.**

Conclusion: **The tricuspid valve undergoes continual and complex geometric changes during the cardiac cycle. In addition, the annulus expands significantly due to similar increases in length of the septal and free wall segments. The annulus is not in a single plane, but is saddle-shaped. The expansion and contraction of the tricuspid valve complex is stepwise, and sequential from base to apex.**

The Journal of Heart Valve Disease 2004;13:452-460

Studies of the tricuspid valve have always lagged behind those of other cardiac valves because, when diseased, the valve's scant symptomatology and difficult diagnosis have minimized its real frequency and importance. Recent advances in echocardiography have revealed a higher than expected incidence of tricuspid insufficiency, and less than perfect results of its surgical management. This is particularly significant in functional regurgitation where, as with the mitral valve, late recurrence of the insufficiency is frequent. These unsatisfactory results call for a reappraisal of surgical techniques that in the past might have been based on an incomplete knowledge of the normal and pathological functional anatomy of the tricuspid valve.

Although dynamic changes of the aortic (1,2) and mitral (3-8) valves have been extensively studied in sheep using sonomicrometry, no similar studies have been reported for the tricuspid valve. The aim of the present study was to analyze the geometric changes that occur in the normal tricuspid valve during the cardiac cycle, using experience gained with sonomicrometry studies of the aortic and mitral valves.

Presented at the Second Biennial Meeting of the Society for Heart Valve Disease, 28th June-1st July, Palais des Congrès, Paris, France

Address for correspondence:
Carlos M. G. Duran MD, PhD, The International Heart Institute of Montana, 554 W. Broadway, Missoula, MT 59802, USA
e-mail: duran@saintpatrick.org

Materials and methods

Animals

Seven adult sheep of mean (± SEM) bodyweight 69 ± 9 kg were used in these studies. Each animal underwent implantation of 13 ultrasonic crystals on the tricuspid valve using cardiopulmonary bypass (CPB) (pump time 135 ± 4 min; cross-clamp time 88 ± 2 min).

All animals received humane care in compliance with the principles of the Animal Welfare Act, the

© Copyright by ICR Publishers 2004

Guide for Care and Use of Laboratory Animals from the United States Department of Agriculture, and the Institutional Animal Care and Use Committee of The University of Montana.

Surgical protocol

Anesthesia was induced with intravenous ketamine (1.0 mg/kg) and propofol (4.0 mg/kg), and maintained with endotracheal isofluorane (1.5-2.5%). The electrocardiogram (ECG) was continuously monitored during surgery. Artificial ventilation was achieved with a volume-regulated respirator (North American Drager, Telford, PA, USA) supplemented with oxygen at 2 l/min.

The heart was exposed with a standard left thoracotomy through the fourth intercostal space and a T-shaped incision of the pericardium, and suspended in the pericardial cradle. The ascending aorta (#16 Fr), inferior vena cava (#32 Fr), and superior vena cava (#23 Fr) were cannulated, and CPB was instituted. A left ventricular vent line was inserted in the apex. The ascending aorta was then cross-clamped, followed by infusion of cold crystalloid cardioplegia into the aortic root.

In order to study the tricuspid valve complex, 13 ultrasonic crystals (Sonometrics Corporation, London, Ontario, Canada) were implanted through a right atriotomy. To avoid interoperator variability, the same surgeon placed all crystals. The 2-mm ultrasonic crystals were placed and secured with 5-0 polypropylene sutures. Crystals were located along the tricuspid annulus (n = 6) at the anteroseptal (A-S), anteroposterior (A-P) and posteroseptal (P-S) commissures, and at the relative midpoint of the base of the septal (S), anterior (A) and posterior (P) leaflets (Fig. 1). Similar 2-mm crystals were placed inside the right ventricle (n = 3) on the tips of the septal (Spm), anterior (Apm) and posterior (Ppm) papillary muscles. Smaller, 0.7-mm crystals (n = 3) were sutured to the free edge of the septal (SL), anterior (AL) and posterior (PL) leaflets. The electrodes of crystals on the annulus and leaflets were exteriorized through the right atriotomy, and the electrodes of crystals on the papillary muscles were exteriorized through the right ventricular wall. One crystal was sutured to the apex of the left ventricle to be used as a reference crystal. High-fidelity, catheter-tipped pressure transducers (model 510; Millar Instruments, Houston, TX, USA) were placed within the lumen of the pulmonary artery and in the right ventricle. A transonic flowmeter ring (Transonic Systems, Inc., Ithaca, NY, USA) was placed on the pulmonary trunk.

Experimental design

The study was conducted as an ovine, acute, anesthetized, open-chest and open pericardium model. After discontinuing CPB, and after the animal had been verified as hemodynamically stable (≥15 min), crystal distances were recorded along with right ventricular pressure, pulmonary trunk pressure and pulmonary artery flow. All recordings were performed at 200 Hz (one data point per 5 ms). Epicardial two-dimensional (2D) echocardiography with color Doppler was used to assess the competence and anatomy of the tricuspid valve. At the end of the experiment, the heart was arrested by lethal injection of potassium chloride and explanted from the body cavity, whereupon the correct position of the crystals was checked.

Definition of anatomic regions

The tricuspid annulus was studied during the cardiac cycle by determining its area; three circumferential lengths corresponding to the annular insertion of each leaflet (septal: P-S to S to A-S; anterior: A-S to A to A-P; posterior: A-P to P to P-S), and two diameters corresponding to the minimum and maximum dimension of the annulus. The *xyz* coordinates (based on the least-squares coordinate system described below) of the annulus crystals determined the 3D shape of the tricuspid annulus. The papillary muscles were studied by determining the area, distance of each muscle to the

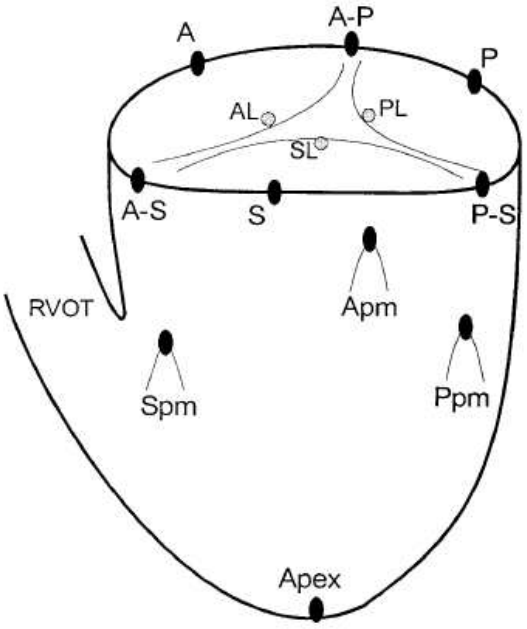


Figure 1: Location of sonometric crystals on the tricuspid valve complex. The black ovals represent 2.0-mm crystals; gray circles represent 0.7-mm crystals.

corresponding commissure (Spm to A-S, Apm to A-P and Ppm to P-S), and the angles between the papillary muscle to commissure line and the least-squares plane. The tricuspid leaflets were studied by determining the orifice area and the angles between the leaflet edge crystals and the least-squares plane.

Data acquisition and calculation of tricuspid deformations

Sonometrics Digital Ultrasonic Measurement System TRX Series (Sonometrics Corp.) 2-mm and 0.7-mm transmitter/receiver crystals were used to measure displacements. A post-processing program (Sonometrics Corp.) was used to examine each individual length tracing between crystals. All distances and pressures were synchronized with the ECG and recorded at the same timeline on the same screen using the Sonometrics system. Another post-processing program (SonoXYZ; Sonometrics Corp.) was then used to generate distance measurements between all crystals. The distances were used to create a 3D coordinate system based on the least-squares plane of the annulus using MATLAB (The Math Works, Inc., Natick, MA, USA). The distances were first used to define an arbitrarily placed Cartesian coordinate system. The coordinate system was then shifted to the tricuspid annulus to establish a meaningful reference frame as previously described by Gorman et al. (5). The centroid of the annulus crystals was calculated and set as the origin of the coordinate system. The approximate plane of the annulus was determined by least-squares regression of the annulus crystal coordinates and was set as the *x-y* plane. The positive *z*-axis was aligned normal to the least-squares plane opposite the direction of blood flow. The *x-z* plane was directed through the P-S crystal. The *x-z* plane and the least squares *x-y* plane thus defined the *x*-axis. Finally, the *y*-axis was chosen orthogonal to positive *x* and positive *z* in a right-handed coordinate system. The resulting system represented an approximation of the apicobasal direction (*z*-axis), the anterior-posterior direction (*x*-axis), and medial-lateral direction (*y*-axis) (Fig. 2).

Lagrangian strain (9) was used to define deformation of the tricuspid valve from minimum to maximum. The tricuspid annulus area was calculated by the addition of six triangles, each containing two annulus crystals projected into the least-squares plane and the centroid, and calculated using Heron's formula (10). The eccentricity of the tricuspid annulus was defined as the ratio of the minor axis (minimum dimension) to the major axis (maximum dimension) of the tricuspid annulus. The papillary area and leaflet area were calculated from the triangle formed from the three corresponding crystals using Heron's formula. The leaflet angles were also calculated using the following technique. First, a vector was constructed between the crystal at the midpoint of the base of the leaflet on the annulus and the crystal at the leaflet's edge. This vector was then projected into a radial plane defined by the radius from the centroid to the annulus midpoint crystal perpendicular to the *z*-axis. The angle between the projected vector and the least-squares plane was measured (Fig. 3). The papillary muscle angles were calculated using a vector from the papil-

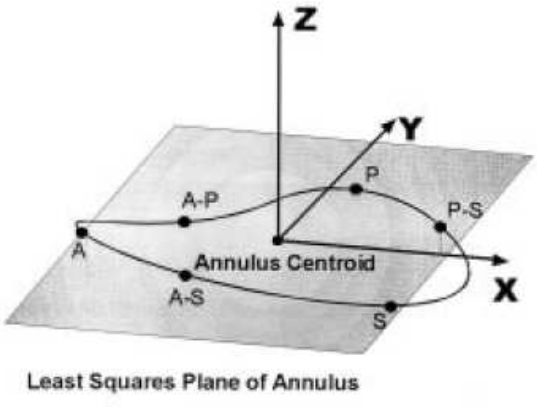


Figure 2: Schematic of the coordinate system developed from the least-squares plane of the annulus. The coordinate system is oriented with the x-axis in the direction of posteroseptal (P-S) commissure and with the z-axis opposite the direction of blood flow (see text).

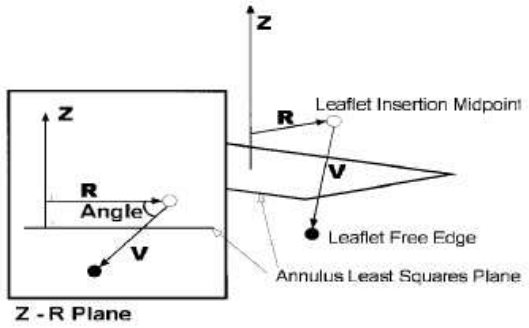


Figure 3: Schematic demonstrating the projection method used to calculate the angles formed by the least-squares plane of the annulus and the leaflet edge and papillary crystals. For the leaflet opening angle, the white marker represents a crystal at the midpoint of leaflet insertion and the black marker represents a leaflet free edge crystal. For the papillary muscle angle, the white marker represents a crystal at a commissure and the black marker represents a papillary muscle crystal (see text). The angle is measured between R and V in the Z-R plane.

lary crystal and the corresponding annular commissure (septal: Spm to A-S, anterior: Apm to A-P, posterior: Ppm to P-S) and the same projection method described above.

Each length and area was described by the minimum value, the maximum value, and the percentage of expansion with reference to the minimum and maximum. The shape of the tricuspid annulus was determined by the 3D coordinates of the annulus crystals at maximum annulus area and minimum annulus area. Each angle was described by the minimum value, the maximum value, and the change between minimum and maximum value. The timing of relative maxima of the annulus, leaflets, and papillary muscles was determined by computing the time delay between each of the maximum peaks.

Measurements and statistical analysis

After close examination of the data, three consecutive heartbeats with the least amount of noise were chosen for analysis. The summary statistics were reported as mean ± SEM. Changes in distance were tested by conducting a two-tailed *t*-test for paired comparisons with a significance level $p \leq 0.05$. All statistical analysis was carried out using Excel (Microsoft Corporation, Seattle, WA, USA).

Results

Model characteristics

At the time of recording, the hemodynamic conditions were as follows: heart rate 99 ± 6 beats per min; arterial pressure 67/40 ± 2/3 mmHg; stroke volume 33 ± 2 ml; and cardiac output 2.9 ± 0.4 l/min (Table I). All valves were competent on epicardial echocardiography. At necropsy, all crystals were in the correct position in six animals. In one sheep, two papillary muscle crystals were incorrectly placed, with both Spm and Apm being placed on the septum. Hence, all calculations in this animal which were dependent on the correct positioning of these two crystals were excluded, whereas calculations involving the annulus crystals were included.

Table I: Hemodynamic parameters during recordings for seven sheep.

Hemodynamic parameters	Mean ± SEM
Body weight (kg)	69 ± 9
Systolic arterial pressure (mmHg)	67 ± 2
Diastolic arterial pressure (mmHg)	40 ± 3
Systolic right ventricular pressure (mmHg)	26 ± 1
Diastolic right ventricular pressure (mmHg)	1 ± 1
Systolic pulmonary artery pressure (mmHg)	20 ± 1
Diastolic pulmonary artery pressure (mmHg)	11 ± 1
Stroke volume (ml)	33 ± 2
Cardiac output (l/min)	2.9 ± 0.4
Heart rate (beats/min)	99 ± 6

Tricuspid annulus expansion

The tricuspid valve area and perimeter were calculated in the least-squares plane to represent only cross-sectional area and length changes. No vertical (apicobasal) component was considered in these calculations. The annulus expanded in the least-squares plane from 4.8 ± 0.8 cm^2 to 6.1 ± 0.9 cm^2, an expansion of 28.6 ± 3.6% (reduction of 21.9 ± 2.2%). The segmental perimeter expansion was similarly computed in the least-squares plane along the insertion of the septal, anterior and posterior leaflets. The expansion of the base of each leaflet was similar but not equal for the septal (10.5 ± 1.2%), anterior (13.0 ± 1.5%) and posterior (14.0 ± 1.6%) leaflets (Table II).

Tricuspid annulus shape

The shape of the tricuspid annulus was determined by the 3D coordinates of each annulus crystal at minimum and maximum annulus area (Table III). The saddle shape of the annulus was defined by the height (*z*) of each crystal above or below the least-squares plane. The resultant averages determined a saddle oriented with relative maxima corresponding to crystal P and crystals A-S and A with local minima at A-P and P-S (Fig. 4).

The shape of the annulus in the *x-y* plane (Table III) can be seen at minimum and maximum area in Figure 5. The eccentricity of the annulus changed from 0.45 ± 0.05 to 0.55 ± 0.05. Therefore, at all times during the

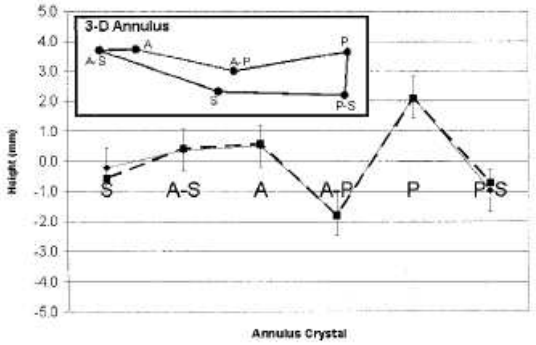


Figure 4: Saddle shape of the tricuspid annulus based on the height of the annulus crystals above or below the least-squares plane for seven sheep at minimum (dashed line) and maximum (solid line) annulus area. The error bars represent the largest SEM (= 0.7 mm) for the z-coordinate of all annulus crystals. The insert shows the positions of the annulus crystals in three dimensions.

Table II: Length data for tricuspid annulus (n = 7) and distances from papillary muscle to the corresponding commissure on the annulus (n = 6).

Measurement	Minimum (mm)	Maximum (mm)	Expansion (%)
Septal length	34.0 ± 3.5	38.3 ± 3.4	10.4 ± 1.2
Anterior length	20.4 ± 2.1	26.5 ± 2.3	13.0 ± 1.5
Posterior length	30.4 ± 2.4	34.4 ± 2.5	14.0 ± 1.6
Spm to A-S	16.2 ± 2.4	18.8 ± 2.5	20.6 ± 9.2
Apm to A-P	19.4 ± 1.3	21.8 ± 1.8	12.6 ± 6.9
Ppm to P-S	17.8 ± 1.4	21.0 ± 1.4	19.5 ± 8.2

The length along the annulus corresponds to the perimeter in the least-squares plane of the insertion of each leaflet. Measurements of distances from papillary muscle tip to annulus are excluded in one sheep.

cardiac cycle, the annulus had an elliptical shape and became slightly more circular during periods of maximum area and perimeter.

Leaflet opening

The opening of the tricuspid valve was determined from the area of the triangle designated by the three crystals on the leaflet edges (SL, AL, PL). This area expanded from a minimum of 0.3 ± 0.1 cm^2 to maximum of 1.6 ± 0.4 cm^2.

The angle formed by the leaflets and the least-squares plane was calculated in the radial plane (see Fig. 3). The angle formed by each leaflet edge in the corresponding plane was used as a measure of excursion of each leaflet. At maximum excursion, SL opened the least (56.9 ± 4.2º) with respect to the least-squares plane compared with AL (96.0 ± 13.6º, p = 0.034) and PL (90.8 ± 11.5º, p = 0.018) (Table IV). The change in angle from minimum to maximum of SL was also considerably smaller (+29.8 ± 4.0º) than AL (+58.5 ± 14.5º, p = 0.017) and PL (+48.8 ± 7.5º, p = 0.066).

Motion of the papillary muscles

The triangular area formed by the papillary muscles expanded from 2.7 ± 0.5 cm^2 to 3.6 ± 0.6 cm^2 (+37.3 ± 8.5%). The angles formed by the papillary muscles were perpendicular to the annulus LSP at maximum excursion for Spm (94.3 ± 8.8º), Apm (92.6 ± 8.3º), and Ppm (90.4 ± 5.9º) (Table IV). However, the change in angle was larger for Apm (+24.8 ± 5.0º) compared with Spm (+13.9 ± 4.0º, p = 0.117) and Ppm (+9.5 ± 1.1º, p = 0.039). The apical distance between the annulus and each papillary muscle was also compared. The percentage change from minimum to maximum was smaller for Apm (12.6 ± 6.9%) compared with Spm (20.6 ± 9.2%, p = 0.046) and Ppm (19.5 ± 8.2%, p = 0.044) (see Table II).

Timing of relative expansions

To compare the timing of the expansion of the annulus, leaflets and papillary muscles, the area data for each system were displayed on the same graph for three beats (Fig. 6). Because the area of the papillary

Table III: Three-dimensional coordinates for the annulus crystals (n = 7) and papillary crystals (n = 6) at maximum and minimum annulus area (in mm).

Crystal	Max X	Min X	Change X	Max Y	Min Y	Change Y	Max Z	Min Z	Change Z
S	7.5 ± 1.1	8.0 ± 1.3	-0.4 ± 0.4	-11.0 ± 1.4	-8.5 ± 1.6	-2.4 ± 0.6	-0.2±0.4	-0.6 ± 0.6	0.3 ± 0.4
AS	-12.6 ± 1.8	-11.7 ± 1.4	-0.9 ± 0.5	-10.6 ± 1.0	-9.3 ± 1.1	-1.3 ± 0.2	0.4 ± 0.5	0.4 ± 0.4	-0.1 ± 0.3
A	-17.2 ± 1.4	-16.5 ± 1.1	-0.7 ± 0.4	2.8 ± 0.9	2.6 ± 1.3	0.3 ± 0.5	0.5 ± 0.6	0.6 ± 0.5	-0.1 ± 0.3
A-P	-7.9 ± 0.8	-7.9 ± 0.8	-0.0 ± 0.3	8.5 ± 0.7	7.7 ± 1.0	0.8 ± 0.4	-1.8 ± 0.4	-1.8 ± 0.5	0.0 ± 0.3
P	8.9 ± 2.1	7.7 ± 1.9	1.2 ± 0.4	10.2 ± 1.4	7.6 ± 1.4	2.6 ± 0.4	2.1 ± 0.7	2.1 ± 0.6	0.0 ± 0.3
PS	21.3 ± 1.7	20.4 ± 1.5	0.9 ± 0.3	-	-	-	-1.0 ± 0.4	-0.7 ± 0.5	-0.3 ± 0.2
Spm	-10.9 ± 1.5	-9.0 ± 1.8	-2.0 ± 0.5	-14.7±2.3	-10.8 ± 3.0	-3.9 ± 1.1	-14.0 ± 1.8	-14.8 ± 1.8	0.8 ± 0.6
Apm	-5.8 ± 3.8	-0.7 ± 3.0	1.0 ± 1.3	4.8 ± 3.8	8.3 ± 3.9	-3.5 ± 1.4	-19.3 ± 1.5	-19.3 ± 1.4	0.0 ± 0.8
Ppm	19.1 ± 1.4	18.1 ± 1.6	1.0 ± 1.2	4.7 ± 1.9	7.9±2.2	-3.2 ± 1.2	18.2 ± 1.2	-18.1 ± 1.4	-0.1 ± 0.5

The three Cartesian axes are approximations of three anatomic axes (see text). Crystal P-S has no value for the *y*-coordinate because the *x*-axis (*y* = 0) is defined along the projection of this crystal in the least-squares plane.

Table IV: Maximum and minimum angles formed by each leaflet edge crystal (n = 7) and papillary muscle crystal (n = 6) with respect to the least-squares plane of the annulus.

Dimension	Min angle (°)	Max angle (°)	Change (%)
S L	27.1 ± 3.6	56.9 ± 4.2	29.8 ± 4.0
AL	37.5 ± 10.8	96.0 ± 13.6	58.5 ± 14.5
PL	42.0 ± 9.6	90.8 ± 11.5	48.8 ± 7.5
Spm	80.4 ± 8.1	94.3 ± 8.8	13.9 ± 4.0
Apm	67.8 ± 7.9	92.6 ± 8.3	24.8 ± 5.0
Ppm	81.0 ± 5.5	90.4 ± 5.9	9.5 ± 1.1

Maximum and minimum values respectively correspond to the maximum outward and inward excursion of each crystal (method of calculation exposed in Figure 3).

muscles is used as a reference, the data from the sheep with misplaced papillary crystals were excluded. The maximum of each beat at each position was determined, and the time differences between maxima were compared. During the cardiac cycle, the maximum area of the leaflets occurred 83 ± 13 ms after maximum annulus area, and the maximum area of the papillary muscles occurred 279 ± 30 ms time steps after the maximum annulus area (Fig. 6). Therefore, it appears that the tricuspid valve complex expands and contracts in a stepwise fashion, from base to apex. The annulus expands first during the cardiac cycle and begins contracting while the leaflets are opening to maximum area (Fig. 6). At maximum excursion of the leaflets (i.e. maximum leaflet area), the annulus area has already completed 56.1 ± 8.3% of the total (100%) contraction from the maximum value to minimum value.

Discussion

Functional tricuspid regurgitation has been largely ignored with apparent impunity. When surgically treated, the results of different annuloplasties are unsatisfactory (11,12). Bhudia et al. (11) recently reviewed 790 patients who underwent a variety of tricuspid annuloplasty methods for functional tricuspid regurgitation. At eight years of follow up, severe regurgitation (grade 3 to 4+) was present in 15% to 37%

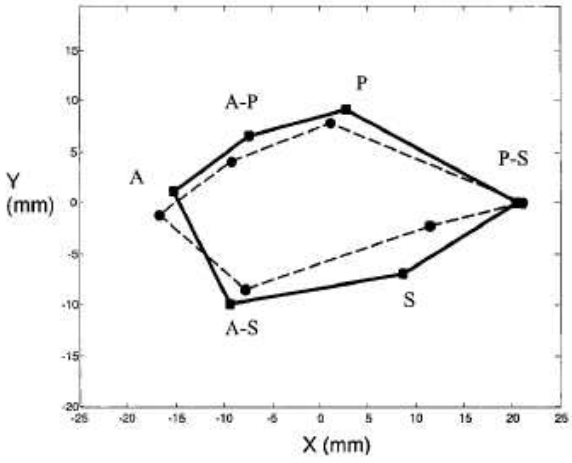


Figure 5: Shape of the annulus in the x-y (least squares) plane at minimum (dashed line) and maximum (solid line) area. From minimum to maximum area, the perimeter increases heterogeneously along the base of each leaflet, and the eccentricity increases as the annulus becomes more circular. Crystal P-S does not move along the y-axis because the projection of this crystal in the least-squares plane defines the x-axis (y = 0). The images are from one sheep.

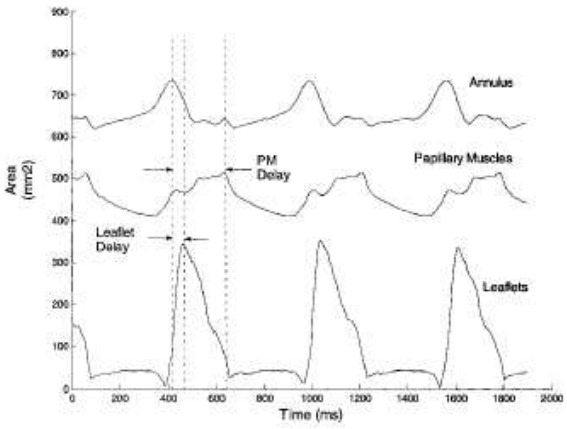


Figure 6: Timing of the maximum peak of annulus area, leaflet area, and papillary area over three beats for one sheep. The leaflet delay is the time (in ms) between maximum annulus area and maximum leaflet area. The papillary muscle (PM) delay is the time (in ms) between maximum annulus area and maximum papillary area.

of the patients according to the type of annuloplasty performed. A new look at the tricuspid valve based on a better understanding of its functional anatomy should stimulate the development of new approaches to its surgical repair.

The aim of the present study was to analyze the geometric changes of the normal tricuspid annulus during the cardiac cycle, using experience gained with sonomicrometry studies of the aortic and mitral valves (1-7). Thirteen crystals were placed around the tricuspid annulus, tips of the three papillary muscles, free edges of the three leaflets, and the left ventricular apex. The sonometric crystals are piezoelectric transducers that measure intercrystal distances every 5 ms with an accuracy of 0.0248 mm. The high temporal resolution and spatial precision allows marker positions to be recorded in three dimensions at a frequency of 200 per second.

Analysis of the data obtained confirmed those of Tsakiris and associates (13), who originally showed in the dog that the tricuspid annulus changed its size and shape continuously during the cardiac cycle. At low heart rates, the annulus orifice area reached a maximum reduction of 39%. In an echocardiographic study of normal humans, Tei et al. (14) showed a maximum reduction of 33%, and in the present study the reduction was 21.9 ± 2.2%. This reduction in annulus orifice was understood to be due to a selective shortening of the free wall portions (13). However, contrary to expectations, the length of insertion of the septal leaflet changed almost as much as the insertion of the anterior and posterior leaflets (10.4 ± 1.2% versus 13.0 ± 1.5% versus 14.0 ± 1.6%).

The normal tricuspid annulus is usually depicted as pear-shaped, with its narrower end close to the anteroseptal commissure and its wider end corresponding to the midpoint of the posterior leaflet. As described by Deloche et al. (15) in the post-mortem human heart, the present authors also observed this shape in the pressurized post-mortem sheep heart, though in the present in-vivo model the opposite shape was found. The narrow end of the pear-shaped annulus corresponded to the posteroseptal commissure (Fig. 5).

The tricuspid annulus has a distinctly non-planar shape (Fig. 4). At minimum and maximum area of the annulus, the highest points of the saddle coincided with the mid-posterior crystal (P) and the mid-anterior (A) and anteroseptal (A-S) crystals, with local minima at the anteroposterior commissure (A-P) and posteroseptal commissure (P-S) crystals. The mechanical advantage of the saddle shape of the tricuspid annulus is unknown, but in the case of the mitral valve annulus, such a shape has been shown to reduce valve stress (16).

The excursion of the three leaflets was measured as the angle between the free edge and the least-squares plane of the annulus. The free edge of the septal leaflet changed by 29.8 ± 4.0° between its open and closed positions, while the anterior and posterior leaflet crystals moved 58.5 ± 14.5° ($p = 0.066$) and 48.8 ± 7.5° ($p = 0.017$), respectively (Table IV). This normal, smaller septal excursion might explain the finding of a septal leaflet plastered against the septum, which is often seen during surgery for severe functional regurgitation.

The location of the papillary muscles in relation to the tricuspid annulus was also explored. The angles between the tips of each papillary muscle and the least-squares plane of the annulus were calculated from maximum to minimum excursion. As expected, all three papillary muscles moved closer together during valve closure and separated during valve opening (Fig. 6). The anterior papillary crystal showed a maximum lateral displacement of 24.8 ± 5.0°, while the septal and posterior muscles changed by 13.9 ± 4.0° ($p = 0.117$) and 9.5 ± 1.1° ($p = 0.039$), respectively (Table IV). At maximum displacement, all three papillary muscles were within the perimeter of the annulus in the *x-y* plane with angle values close to 90° (Table IV). These relationships are bound to be significantly altered in functional tricuspid regurgitation. Recently, Otsuji et al. (17) showed that besides annular dilatation, the main mechanism of functional mitral regurgitation is tethering of the mitral leaflets by lateral and apical displacement of the papillary muscles. The mechanism of functional tricuspid regurgitation may follow a similar pattern.

The timing of expansion of the different structures of the tricuspid valve reveals the complexity of mechanisms involved in the opening and closing of the valve. The present preliminary data show a stepwise and sequential expansion and contraction pattern of the components of the tricuspid valve (Fig. 6). During the cardiac cycle, the annulus area reached maximum expansion first, followed by maximum leaflet expansion, and next by maximum papillary muscle expansion at 83 ± 13 ms and 279 ± 30 ms, respectively. At maximum leaflet area, the annulus area had already completed 56.1 ± 8.3% of the total (100%) contraction from the maximum to minimum value.

All of these findings question the adequacy of all present annuloplasties that selectively reduce the portion of the annulus corresponding to the right ventricular free wall, assuming that the length of the septal portion of the annulus remains constant in health and disease. Also, the length of the base of the septal leaflet is used to determine the optimal size of the repaired annulus. These principles were derived from the mitral valve, where the fibrous intertrigonal segment

was considered stable and constant. However, recent sonometric findings in sheep in the present authors' laboratory have shown a normal 11.5% change in the intertrigonal distance (3), and necropsy data of controls and patients with ischemic and dilated cardiomyopathies have shown a 44% enlargement of the mitral intertrigonal distance (18). These facts might also question the use of open-band posterior annuloplasties that do not protect the septal area from further dilatation.

Rigid annuloplasty rings induce a permanent pear shape that does not correspond to the natural tricuspid annulus, and also interferes with its constant changes in shape during the cardiac cycle. The flat, single-plane, rigid ring also abolishes the normal saddle shape of the annulus.

These preliminary data reveal that the tricuspid is a complex and probably very efficient valvular mechanism with a geometry that changes continuously during the cardiac cycle. As in the case of the mitral valve, none of the structures of the tricuspid valve can be studied in isolation. It is hoped that better knowledge of the dynamic geometric changes of the normal tricuspid valve will promote understanding of the mechanisms responsible for its functional regurgitation.

Study limitations

These investigations should be understood as being a preliminary study on a subject that has been largely ignored, since no previous sonomicrometry study of the tricuspid valve has been identified. Because this is also the first tricuspid study to be completed in the authors' laboratory, several limitations exist. First, all data were acquired in an acute, anesthetized, open-chest animal model. Also, the deleterious effect of CPB and ischemia might have resulted in abnormal valve behavior. The high heart rate and depressed diastolic arterial blood pressure, as compared with pre-bypass measurements, might have altered tricuspid motion during the cardiac cycle. The pericardium was not closed during measurements, eliminating its restraining effect on the right ventricle. The pre- and afterload conditions at the time of data recording were not controlled, and most likely varied extensively between animals. As a result, only differences between maximum and minimum distances and angles were considered. Because the right ventricular and pulmonary artery pressure tracings were unreliable in five animals, no attempt was made to correlate the geometric changes with the events of the cardiac cycle. However, findings on the changes in annulus area were very similar to those reported elsewhere. In addition, the preliminary nature of these investigations, the complexity of the right ventricular movements, and the presence of a single left ventricular apical crystal deterred the authors from studying the right ventricular torsion that must play an important role in tricuspid dynamics. Variability in the precise location of the crystals must also be considered, though to minimize this problem all surgery was performed by the same individual. Likewise, the presence of crystals and attached electrodes is inherent to sonometric studies. The annulus and leaflet electrodes were exteriorized through the right atriotomy, and the papillary crystals through the right ventricular wall. No electrodes traversed the valve. Additionally, it must be emphasized that the findings in sheep are not necessarily applicable to the human situation. Although most dynamic valve studies have used an ovine model, species differences in tissue compliance and leaflet thickness might influence these results. Despite these limitations, the data described should be valid for advancing our understanding of the tricuspid valve and developing new surgical procedures.

Acknowledgements

The authors thank Kathleen Billington, Holly Meskimen, and Leslie Trail for the effort and support essential to the completion of these experiments, and Jill Roberts for her editorial assistance.

References

1. Lansac E, Lim HS, Shomura Y, et al. A four-dimensional study of the aortic root dynamics. Eur J Cardiothorac Surg 2002;22:497-503
2. Pang DC, Choo SJ, Luo HH, et al. Significant increase of aortic root volume and commissural area occurs prior to aortic valve opening. J Heart Valve Dis 2000;9:9-15
3. Lansac E, Lim KH, Shomura Y, et al. Dynamic balance of the aortomitral junction. J Thorac Cardiovasc Surg 2002;123:911-918
4. Gorman RC, McCaughan JS, Ratcliffe MB, et al. Pathogenesis of acute ischemic mitral regurgitation in three dimensions. J Thorac Cardiovasc Surg 1995;109:684-693
5. Gorman JH, III, Gupta KB, Streicher JT, et al. Dynamic three-dimensional imaging of the mitral valve and left ventricle by rapid sonomicrometry array localization. J Thorac Cardiovasc Surg 1996;112:712-726
6. Gorman JH, III, Gorman RC, Jackson BM, et al. Distortions of the mitral valve in acute ischemic mitral regurgitation. Ann Thorac Surg 1997;64:1026-1031
7. Gorman JH, III, Jackson BM, Gorman RC, Kelley ST, Gikakis N, Edmunds LH, Jr. Papillary muscle discoordination rather than increased annular area facilitates mitral regurgitation after acute posterior myocardial infarction. Circulation 1997;96(9 Suppl.):II124-II127

8. Jackson BM, Gorman JH, Moainie SL, et al. Extension of borderzone myocardium in postinfarction dilated cardiomyopathy. J Am Coll Cardiol 2002;40:1160-1167; discussion 1168-1171
9. Fung YC. Biomechanics Motion, Flow, Stress, and Growth. Springer-Verlag, New York, 1990:358
10. Pappas T. The Joy of Mathematics. 2nd edn. Wide World Publishing/Tetra, San Carlos, CA, 1989:62
11. Bhudia SK, McCarthy PM, Rajeswaran J, et al. Tricuspid Valve Repair: Durability and Risk Factors for Failure. 83rd Annual Meeting of the American Association of Thoracic Surgery May 4-7, 2003, Boston, MA, USA
12. Duran CM, Pomar JL, Colman T, Figueroa A, Revuelta JM, Ubago JL. Is tricuspid valve repair necessary? J Thorac Cardiovasc Surg 1980;80:849-860
13. Tsakiris AG, Mair DD, Seki S, Titus JL, Wood EH. Motion of the tricuspid valve annulus in anesthetized intact dogs. Circ Res 1975;36:43-48
14. Tei C, Pilgrim JP, Shah PM, Ormiston JA, Wong M. The tricuspid valve annulus: Study of size and motion in normal subjects and in patients with tricuspid regurgitation. Circulation 1982;66:665-671
15. Deloche A, Guerinon J, Fabiani JN, et al. [Anatomical study of rheumatic tricuspid valvulopathies. Applications to the critical study of various methods of annuloplasty]. Arch Mal Coeur Vaiss 1974;67:497-505 (in French)
16. Salgo IS, Gorman JH, III, Gorman RC, et al. Effect of annular shape on leaflet curvature in reducing mitral leaflet stress. Circulation 2002;106:711-717
17. Otsuji Y, Handschumacher MD, Schwammenthal E, et al. Insights from three-dimensional echocardiography into the mechanism of functional mitral regurgitation: Direct in vivo demonstration of altered leaflet tethering geometry. Circulation 1997;96:1999-2008
18. Hueb AC, Jatene FB, Moreira LF, Pomerantzeff PM, Kallas E, de Oliveira SA. Ventricular remodeling and mitral valve modifications in dilated cardiomyopathy: New insights from anatomic study. J Thorac Cardiovasc Surg 2002;124:1216-1224

Meeting discussion

DR. BLASE CARABELLO (Houston, Texas, USA): I feel certain that these are unique data. One problem, of course, is that while the mitral valve has, at least in part, lent itself to echocardiographic exploration, the tricuspid valve does not do so very well. So, what do you plan from here? Will you study sheep long term with pressure overload and ischemia? Having developed the baseline, there are now many very interesting explorations you can make.

DR. JOUAN: Yes, that's true.

DR. D. CRAIG MILLER (Stanford, California, USA): On your horizontal graph I couldn't quite detect the high point. Is it between the junction of the anterior and posterior leaflets, or is it in the middle of the anterior leaflet?

DR. JOUAN: It is in the middle of the posterior leaflet.

DR. MILLER: So the 3-D echo that led to the design of the Cosgrove-Edwards MC3 tricuspid ring is different? Not incorrect, but different. Is that so?

DR. JOUAN: Yes, it's different.

DR. MILLER: But that was human and this is sheep, so we cannot not say correct or incorrect - just different.

DR. JOUAN: Yes.

DR. MILLER: I think Toby designed his ring by validating with 3-D echo? I would expect the high point in humans to be right where the aortic valve starts - in the middle of the anterior?

DR. JOUAN: It's with respect to the least-square plane of the crystals.

DR. MILLER: Maybe that's what's throwing a curve ball in here.

DR. J. MICHAEL HASENKAM (Aarhus, Denmark): Did you make any validation of the impact of the transducers on the leaflets, or whether the transducers themselves had any influence on the freeness of the movement?

DR. JOUAN: Sonomicrometry has been validated as a good method for the mitral and aortic valves, and we only carried out an echocardiogram to check that there was no regurgitation. Otherwise, I don't really know - the movement by itself may change a little.

FURTHER INFORMATION FROM A SONOMETRIC STUDY OF THE NORMAL TRICUSPID VALVE ANNULUS IN SHEEP: GEOMETRIC CHANGES DURING THE CARDIAC CYCLE

Jerome Jouan, Matthew R Pagel, Matthew E Hiro, Khee Hiang Lim, Emmanuel Lansac, Carlos MG Duran

Journal of Heart and Valve Disease 2007 Sep; 16(5): 511-8.

Further Information from a Sonometric Study of the Normal Tricuspid Valve Annulus in Sheep: Geometric Changes during the Cardiac Cycle

Jerome Jouan, Matthew R. Pagel, Matthew E. Hiro, Khee Hiang Lim, Emmanuel Lansac, Carlos M. G. Duran

The International Heart Institute of Montana Foundation at St. Patrick Hospital and Health Sciences Center and The University of Montana, Missoula, Montana, USA

Background and aim of the study: **In a previous sonometric study, changes were described that occurred in the normal tricuspid valve during the cardiac cycle. However, the wealth of data available suggested the need for reporting further findings that should contribute to a better understanding of the dynamics of the tricuspid valve.**

Methods: **Thirteen sonomicrometry transducers were placed in the hearts of each of seven sheep. Six transducers were placed in the tricuspid annulus (TA), at the base of each leaflet, and at each commissure; three at the tips of the papillary muscles (PMs); three in the free edges of the leaflets; and one transducer was placed at the apex. Distances between transducers, pulmonary and right ventricular pressures, and pulmonary flow were recorded simultaneously.**

Results: **The TA area underwent two major contractions and expansions during the cardiac cycle, reaching its maximum during isovolumic relaxation and its minimum in diastole. The TA height-to-width ratio changed from 8.4 ± 1.9% to 15.3 ± 4.2%. The leaflets began to open before end-systole. By the end of isovolumic relaxation, the leaflets had completed 54.1 ± 13.4% of their opening. The PM and TA planes were not parallel, but were offset by 11.5 ± 1.9° to 17.8 ± 2.1°. The PM rotated 6.9 ± 0.9° with respect to the TA, with 3.1 ± 1.1° of the rotation occurring during ejection.**

Conclusion: **The tricuspid valve is not a passive structure but rather forms a dynamic part of the right ventricle. Its orifice area changes not only due to the contraction and expansion of its perimeter but also to changes in its saddle shape. Leaflet opening and closure is not simply a response to pressure. The PMs rotate in relation to the TA. These data should impact upon the diagnosis and surgery of functional tricuspid regurgitation.**

The Journal of Heart Valve Disease 2007;16:511-518

There is a paucity of information available on the functional anatomy of the tricuspid valve when compared with other cardiac valves. In an attempt to analyze the geometric changes of the tricuspid valve during the cardiac cycle, previous experience with sonomicrometry in studies of the aortic (1,2) and mitral valves (3) was applied. Although the preliminary results of the present study were reported previously (4), the wealth of data available suggested a need to publish further findings that contribute to a better understanding of the dynamics of the tricuspid valve.

Address for correspondence:
Prof. Carlos M. G. Duran MD, PhD, The International Heart Institute of Montana Foundation, 500 West Broadway, Suite 350, Missoula, MT 59802, USA
e-mail: duran@montana.com

Materials and methods

Experimental design

Seven adult Targhee sheep (bodyweight 69 ± 9 kg) underwent implantation of 13 sonomicrometry transducers on the tricuspid valve using cardiopulmonary bypass (CPB); the mean pump time was 135 ± 4 min, and cross-clamp time 88 ± 2 min.

The surgical techniques used have been reported previously (4). In brief, while the animal was under general anesthesia, the heart was approached through a right lateral thoracotomy, and the sheep was placed on normothermic CPB with bicaval and aortic cannulations. The aorta was cross-clamped, and antegrade cold crystalloid cardioplegia employed.

In order to study the tricuspid valve complex, 13 transducers (Sonometrics Corporation, London, Ontario, Canada) were implanted. To avoid inter-operator variability, all transducers were placed by the same surgeon. Ten 2-mm ultrasonic transducers were

© Copyright by ICR Publishers 2007

J Heart Valve Dis
Vol. 16. No. 5
September 2007

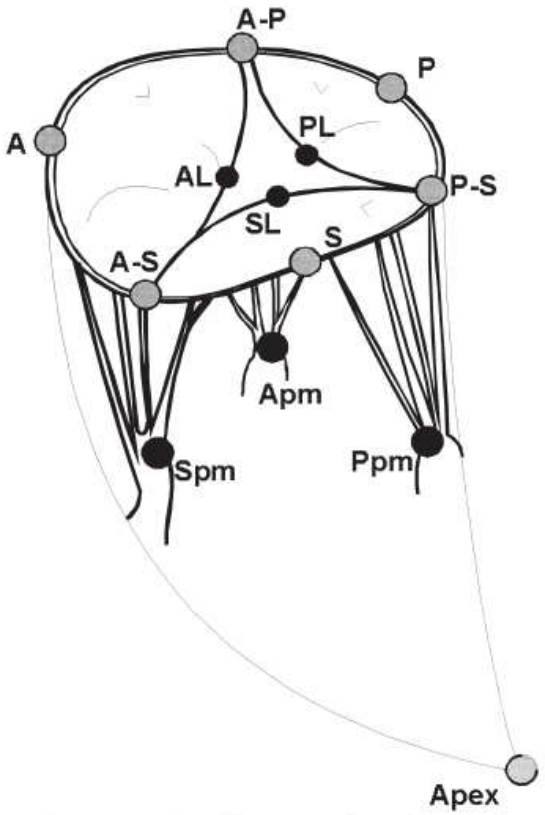


Figure 1: Location of the 13 transducers placed in the tricuspid valve at the apex of the left ventricle (Apex); the midpoint of the bases of the anterior (A), posterior (P), and septal (S) leaflets; the free edges of the anterior (AL), posterior (PL), and septal (SL) leaflets; the anteroposterior (A-P), anteroseptal (A-S), and posteroseptal (P-S) commissures; and the anterior (Apm), posterior (Ppm), and septal (Spm) papillary muscles.

sutured along the tricuspid annulus (TA) (n = 6) at the anteroseptal, anteroposterior, and posteroseptal commissures, and at the relative midpoint of the base of the septal, anterior, and posterior leaflets (Fig. 1). Transducers were also placed inside the right ventricle (n = 3) at the tips of the septal, anterior, and posterior papillary muscles (PMs). Smaller, 0.7-mm transducers (n = 3) were sutured to the free edge of the septal, anterior, and posterior leaflets. The electrodes of the transducers on the TA and leaflets were exteriorized through the right atriotomy, and the electrodes of the transducers on the PMs were exteriorized through the right ventricular wall. One transducer was sutured to the apex of the heart as a reference transducer. High-fidelity, catheter-tipped pressure transducers (Model 510; Millar Instruments, Houston, TX, USA) were placed within the lumen of the pulmonary artery and in the right ventricle. A flowmeter ring (Transonic Systems Inc., Ithaca, NY, USA) was placed around the pulmonary trunk.

After discontinuing CPB, and when the animal was hemodynamically stable (≥15 min), the transducer distances were recorded along with right ventricular pressure, pulmonary trunk pressure, and pulmonary artery flow. All recordings were performed at 200 Hz. Epicardial, two-dimensional echocardiography with color Doppler was used to assess the competence and anatomy of the tricuspid valve before and after implantation of the transducers. On completion of the experiment the heart was arrested by a lethal injection of potassium chloride, and the correct positions of the transducers verified.

All animals received humane care in compliance with the principles of the Animal Welfare Act, the *Guide for Care and Use of Laboratory Animals* from the United States Department of Agriculture, and the Institutional Animal Care and Use Committee of The University of Montana.

Data acquisition and processing

A postprocessing program (Sonometrics Corporation, London, Ontario, Canada) was used to examine each distance measurement between transducers. All distances and pressures were synchronized with the electrocardiogram and recorded at the same time with the Sonometrics system. Another postprocessing program (SonoXYZ; Sonometrics Corporation) was then used to generate distance measurements between all transducers.

The distances were used to create a three-dimensional (3-D) coordinate system based on the least-squares plane of the TA using MATLAB software (The Math Works, Inc., Natick, MA, USA). The distances were first used to define an arbitrarily placed Cartesian coordinate system. The coordinate system was then shifted to the TA to establish a meaningful reference frame, as described previously by Gorman et al. (5). The centroid of the TA transducers was calculated and set as the origin of this system. The approximate plane of the TA was determined by least-squares regression of the TA transducer coordinates and set as the x-y plane. The positive z axis was aligned normal to the least-squares plane opposite to the direction of blood flow. The x-z plane was directed through the posteroseptal transducer. The x-z plane and the least-squares x-y plane thus defined the x axis. Finally, the y axis was chosen orthogonal to positive x and positive z in a right-handed coordinate system. The resulting system represented an approximation of the apicobasal direction (z axis), the anterior-posterior direction (x axis), and the medial-lateral direction (y axis).

Table I: Percentage changes in tricuspid orifice area (% open) during the phases of the cardiac cycle.

	ED	IVC	ES	IVR	Max.	Min.
Orifice area (% open)	63.6 ± 9.6	27.4 ± 8.2	14.1 ± 4.2	54.1 ± 13.4	100	0

ED: End-diastole; ES: End-systole; IVC: Isovolumic contraction; IVR: Isovolumic relaxation.

Analysis of tricuspid geometry

The coordinates of the transducers formed a 3-D skeleton of the tricuspid valve, which allowed for the precise measurement of specific anatomic features and an approximation of the entire valve geometry.

The TA area, measured by the addition of six triangles (each containing two contiguous TA transducers projected into the least-squares plane and the centroid), was calculated using the Heron formula (6,7).

A variation of the method of Salgo et al. (8) was used to define the saddle shape of the mitral valve annulus as the ratio between annulus height and commissural width: annulus height-to-width ratio (AHWR). For this study of the tricuspid valve, the ratio was calculated as the ratio of annular maximum height (the dimension normal to the least-squares plane of the TA) to the maximum in-plane dimension. The relationship between AHWR and TA area was investigated by Fourier analysis (9). The correlation between changes in AHWR and TA area at the three frequencies of most significant change was then calculated. The resulting correlation coefficients related changes in AHWR to TA area.

The tricuspid orifice area, defined as the triangular area formed by the leaflet tips, was used to determine the opening and closing of the valve. The valve was defined as being 0% open at minimum orifice area, and 100% open at maximum orifice area; intermediate values were calculated on a linear scale.

Angles of PM excursion were calculated between the least-squares plane and a vector from the PM transducer to the corresponding annular commissure. Rotation of the three lines forming the PM triangle was measured relative to their position at end-diastole, and the average of the three measurements was calculated to measure PM rotation. Counter-clockwise rotation with respect to the TA, as viewed from the heart base, was defined as positive.

Geometric changes were time-related to each phase of the cardiac cycle using pulmonic and right ventricular pressure curves. End-diastole, or the beginning of systole, was defined as the point of increasing right ventricular pressure tracing ($dP/dt > 0$). The end of isovolumic contraction (IVC) was defined as the beginning of ejection at the crossing point of the right ventricular and pulmonic pressure curves. The dicrotic notch in the pulmonic pressure curve defined the end of systole. The end of isovolumic relaxation (IVR) was defined as the lowest point of the right ventricular pressure tracing after ejection ($dP/dt = 0$) (10). The ventricular ejection and filling periods were then split in half (S1 and S2; D1 and D2, respectively).

After close examination of the data, three consecutive heartbeats with the least amount of noise were chosen for analysis. Summary statistics were reported as mean ± SEM. Changes in distance were tested by conducting the two-tailed *t*-test for paired comparisons with a significance level of $p \leq 0.05$. All statistical analyses were performed using Excel (Microsoft Corporation, Seattle, WA, USA) and MATLAB.

Results

Model characteristics

At the time of recording, the hemodynamic conditions were: heart rate 99 ± 6 beats/min; arterial pressure 67/40 ± 2/3 mmHg; stroke volume 33 ± 2 ml; and cardiac output 2.9 ± 0.4 l/min. The valves were shown to be competent on epicardial echocardiography in all animals. At necropsy, all transducers were in the correct positions in six animals. In one sheep, two PM transducers were incorrectly placed. All calculations which were dependent on the correct positioning of these two transducers were excluded.

Tricuspid annulus changes

The TA orifice area expands and contracts twice during the cardiac cycle (see Table I). During IVC and at the beginning of ejection, the TA contracts 18 ± 8% of the total change in TA area, reaching a minimum area of 480 ± 80 mm^2 (Figs. 2 and 3). During the rest of the ejection and the first half of IVR, the TA underwent major expansion (46 ± 12% of its total relaxation), reaching a maximum area of 610 ± 90 mm^2. During the second half of IVR, a second TA contraction occurred (27 ± 7% of the total change in area). The latter contraction continued during D1, and was followed by re-expansion during D2.

The reduction in the TA area was due in part to contraction of its perimeter, as reported previously (4). However, this total contraction of 7.9 ± 1.0% was not homogeneous. The septal contraction was slightly smaller than that of the anterior or posterior segments,

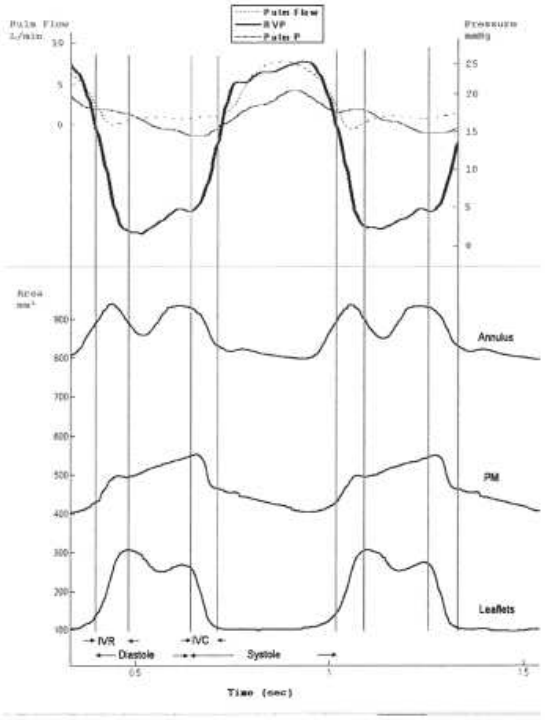


Figure 2: Top: Pressure curves of blood flow in the pulmonary artery (Pulm Flow), the right ventricle (RVP), and the pulmonary artery (Pulm P). Bottom: Changes in the areas delineated by the ultrasound transducers placed around the tricuspid annulus (Annulus), the tips of the three papillary muscles (PM), and the free edges of the three leaflets (Leaflets) during two cardiac cycles. These recordings allowed the cardiac cycle to be split into diastole, systole, isovolumic contraction (IVC), and isovolumic relaxation (IVR).

but not statistically significant (p = 0.254 and p = 0.089, respectively).

Perimeter contraction alone does not explain the reduction in TA area. The minimum diameter of the TA (approximately perpendicular to the septum) contracted by 16.8 ± 1.5% (from 21.2 ± 2.0 mm to 17.8 ± 1.9 mm). This reduction of 9.3 ± 0.8% was greater than the contraction of the maximum diameter (roughly parallel with the septum), from 40.1 ± 2.6 mm to 36.4 ± 2.4 mm (p <0.0001). This change in minimum diameter has a strong linear relationship with the TA area (r = 0.88 ± 0.08), because the orifice becomes more ellipsoid (area = $\pi/4$ × minor diameter × major diameter).

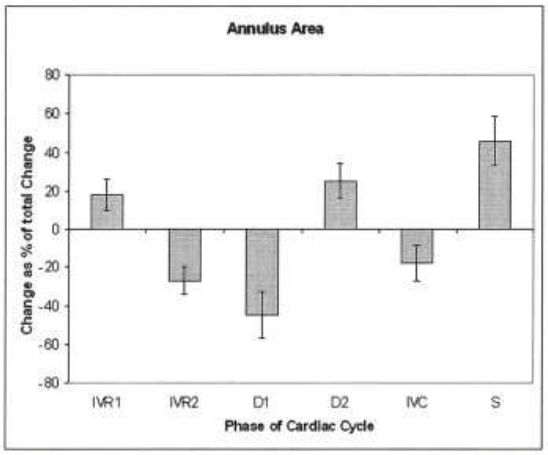


Figure 3: Changes in tricuspid annulus area during the phases of the cardiac cycle as a percentage of the total change from minimum to maximum. IVR1: First half of the isovolumic relaxation phase; IVR2: second half of isovolumic relaxation phase; D1: first half of diastole; D2: second half of diastole; IVC: isovolumic contraction phase; S: systole.

Vertical displacement of the transducers placed around the TA was also observed throughout the cardiac cycle (Figs. 4b and c). When the TA contracted, its AHWR was changed from a minimum of 8.4 ± 1.9 to a maximum of 15.3 ± 4.2 (median ± SEM; here, the median was used rather than the mean to mitigate the effect of possible outliers). This change in AHWR was due to a 69.5 ± 10.5% increase in annular height (r = 0.97 ± 0.01 for the correlation between AHWR and annular height).

Table II: Changes during the phases of the cardiac cycle in the angles formed by vector of papillary muscle (PM) tips to corresponding commissure and the annulus plane.

PM region	D2	IVC	S1	S2	IVR	D1	Min.	Max.
Septal	84.9 ± 10.1	83.4 ± 9.2	87.7 ± 9.8	89.8 ± 9.6	87.6 ± 11.2	87.0 ± 11.0	81.7 ± 9.7	91.8 ± 10.3
Anterior	95.0 ± 8.8	92.3 ± 9.6	79.4 ± 8.4	76.8 ± 7.4	86.4 ± 10.0	93.0 ± 9.6	74.6 ± 7.4	96.3 ± 9.1
Posterior	89.0 ± 7.6	88.4 ± 6.9	87.8 ± 5.9	85.2 ± 5.8	86.0 ± 5.8	87.5 ± 7.7	83.2 ± 6.2	92.3 ± 6.8

D1: First half of diastole; D2: Second half of diastole; IVC: Isovolumic contraction; IVR: Isovolumic relaxation; S1: First half of systole; S2: Second half of systole.

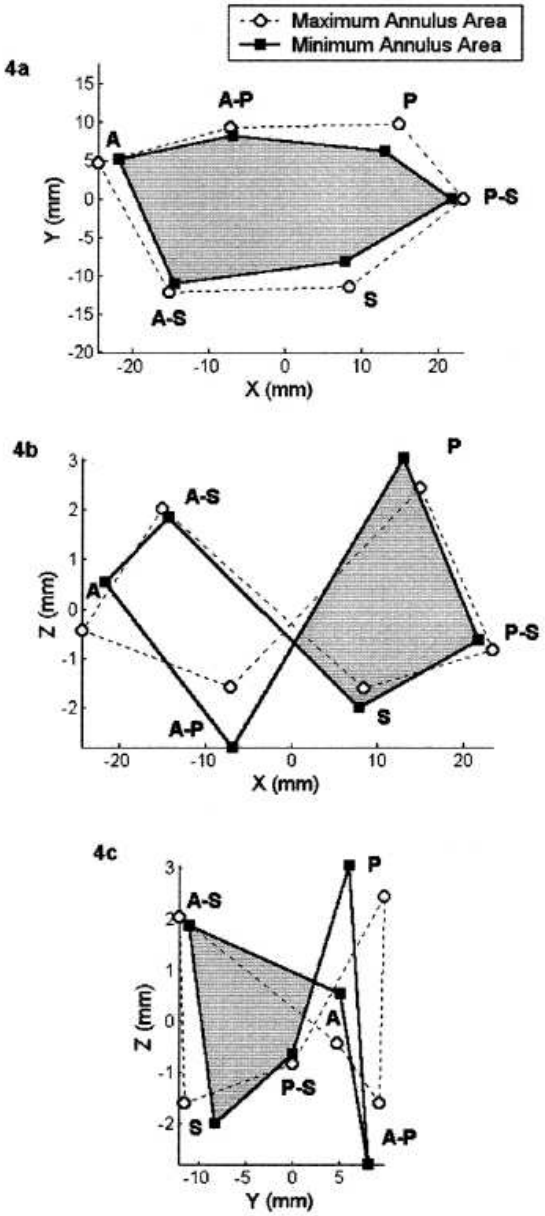


Figure 4: Orthogonal representations of the tricuspid annulus at maximum (dotted line) and minimum (continuous line) area during the cardiac cycle. Circles and squares represent the location of transducers at the midpoint of the bases of the anterior (A), posterior (P), and septal (S) leaflets, and at the anteroposterior (A-P), anteroseptal (A-S), and posteroseptal (P-S) commissures. Two relative maxima can be noted in the x-z (4b) and y-z (4c) planes. P and A-S represent the pommel and the cantle of the tricuspid valve's saddle shape. The representation of the x-y plane is shown in Fig. 4a.

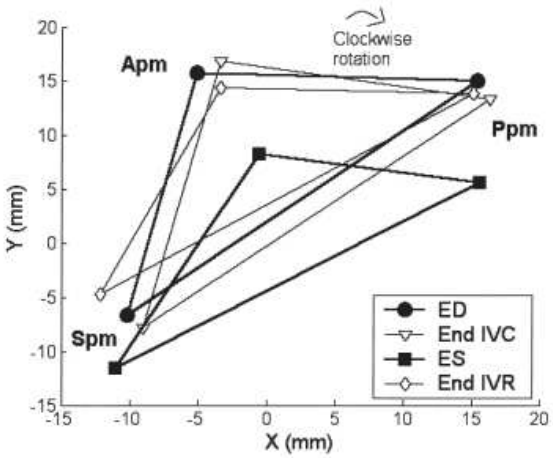


Figure 5: Projection of papillary muscle rotation in the x-y plane. Three lines connect the anterior (Apm), posterior (Ppm), and septal (Spm) papillary muscles to form a triangle. Each triangle shows a different phase of the cardiac cycle: end of diastole (ED), end of isovolumic contraction (End IVC), end of systole (ES), and end of isovolumic relaxation (End IVR). Rotation is clockwise as seen from the base of the heart (arrow).

Leaflet motion

Figure 2 shows that the leaflets began to open near the end of systole, completing 54.1 ± 13.4% of their opening by the end of IVR; however, in three sheep, opening was complete at that point (Fig. 2 represents one of these animals). The second peak in opening occurred near end-diastole, followed by closure during IVC.

Papillary muscle movement

The motion of the PMs relative to the TA plane can be described as a combination of shifting, bending, and twisting of the right ventricle. During the cardiac cycle, the centroid of the three PMs moved by 4.9 ± 1.3 mm in the y-direction, approximately perpendicular to the septum, and only 1.8 ± 0.7 mm in the x-direction, roughly parallel to the septum. In systole, the centroid moved 4.1 ± 1.1 mm towards the septum.

Angular displacements of the PMs below the corresponding commissures are summarized in Table II, and showed that, during IVR and D1, the septal PM moved toward the lateral wall by 19.0° and 16.9°, respectively. Simultaneously, the anterior PM moved by 30.3° and 29.5° in the same direction.

While all PM tips had a similar displacement in the z-direction (septal 3.0 ± 0.5 mm; anterior 2.8 ± 0.4 mm; posterior 2.4 ± 0.7 mm), the PM centroid moved only 1.4 ± 0.5 mm. Therefore, the PM plane is not parallel to

J Heart Valve Dis
Vol. 16. No. 5
September 2007

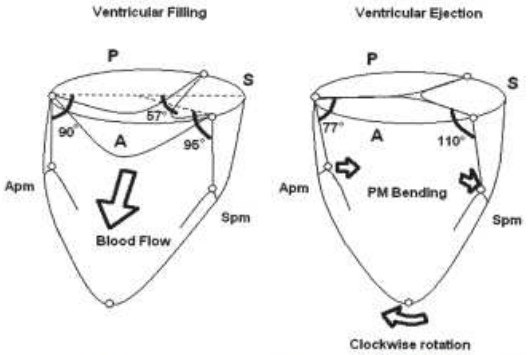


Figure 6: Schematic representation of the lateral bending and rotation of the right ventricle extrapolated from angular values of the anterior (Apm) and septal (Spm) papillary muscles in respect to the tricuspid annulus (for one sheep). Open circles represent the location of commissural transducers between the anterior (A), posterior (P), and septal (S) leaflets. During ventricular filling, the anterior and posterior papillary muscles move outward, and the opening angle of the septal leaflet is limited to less than 60°, directing blood flow towards the lateral wall.

the TA plane, and the PMs do not move together in the z-direction. In fact, the angle between the two planes changed by 6.4 ± 1.5°, from 11.5 ± 1.9° in diastole to 17.8 ± 2.1° in systole.

The maximum rotation of the PMs from end-diastole was 2.1 ± 1.0°, and the minimum value was -4.9 ± 1.1°, with a range of 6.9 ± 0.9°. The rotation at the end of IVC (0.5 ± 0.6°) was practically the limit of the systolic counter-clockwise rotation (as seen from the base of the heart). From IVC to end of systole, the PMs rotated clockwise by 3.3 ± 1.1° (Fig. 5).

Discussion

Previously, the diagnostic and surgical methods for treating functional tricuspid regurgitation have very closely followed those applied to the mitral valve. However, the tricuspid valve has distinguishing characteristics that are often ignored. Its tendency to vary in degree following hemodynamic changes makes its evaluation difficult and unreliable. Because its pathology has also been considered secondary to left-sided lesions and pulmonary hypertension, tricuspid disease has been assumed spontaneously to revert after these lesions had been treated. These factors, together with its characteristic paucity of clinical manifestations, have resulted in a lack of solid principles for its diagnosis, indications, and appropriate surgical maneuvers. Advances in echocardiography and its increasing use in heart-failure patients have revealed a high prevalence of functional tricuspid regurgitation. Indeed, an awareness of its importance has led to a critical analysis of the results of tricuspid annuloplasty. A recent review of 790 patients who underwent a variety of tricuspid annuloplasties showed that between 15% and 37% of these cases had recurrent severe regurgitation at eight years' follow up (11). These results suggest that present annuloplasty techniques are either unreliable or insufficient. A deeper knowledge of the continuous changes in the shape of the tricuspid valve should aid in both understanding the mechanisms of its dysfunction and in developing new interventional therapies.

Previous experimental and clinical studies have shown that the TA continuously changes size and shape (4,12,13). In the present study, although the TA area contracted to 22% of its maximum area, the maximum reduction of the TA perimeter was only 7.9 ± 1.0%. The change in TA shape appears to be the main method of orifice reduction. An earlier report (4) showed that the ratio of the minimum-to-maximum diameters changed from 0.55 ± 0.05 to 0.46 ± 0.04 as the TA became less circular. In the present study, a high linear correlation was found between TA area and minimum TA diameter, with a displacement of the anteroposterior commissure toward the septum, resulting in a more elliptical TA. This change in shape is the main mechanism responsible for the TA area reduction, and questions the efficiency of rigid annuloplasty devices that interfere with this mechanism. This feature, which also was observed by Tsakiris et al. (12) using biplane angiography, has been attributed in recent magnetic resonance imaging (MRI) studies to septum thickening and twisting (14,15). The present model does not allow any description to be made of the absolute movements of transducers, and therefore these observations cannot be confirmed.

The perimeter contraction is consistent with the observed 15% shortening of the heart's sarcomeres (16) if it is postulated that both the anterior and posterior segments, as a part of the right ventricle free wall, are made from the transverse-oriented muscle fibers described macroscopically by Torrent-Guasp et al. (17) and histologically by Greenbaum et al. (18). As in the anterior segment of the mitral valve's annulus (which has been shown to change in health and disease (19,20)), the length of the tricuspid valve's septal segment also changes significantly during the cardiac cycle. This finding challenges both the standard method of using the length of the septal leaflet base to select the correct ring size as well as the use of open annuloplasty bands, which may not prevent further dilatation of the diseased TA.

The biphasic nature of the TA area curve is comparable to that observed in the mitral valve by Gorman et

al. (21), and in the tricuspid valve by Tei et al. (13) and Tamiya et al. (22). The maximum TA area occurred during IVR. This has not been reported previously, and is most likely due to relaxation of the right ventricular transverse fibers in late systole (23). TA contraction begins during IVR and continues through the first half of diastole; this period is not well understood, but it may help to empty the right atrium.

Starting with the beginning of IVC, a second contraction occurs, which reduces the TA to its minimum area for the entire cardiac cycle. This TA contraction corresponds to closure of the valve completed at the end of IVC.

Changes in the saddle shape of the TA also contribute to its orifice area. The increase in AHWR - that is, the increase in the saddle shape during contraction - has a 'folding', reducing effect on the TA. The high and low points of the saddle move away from each other in the apical/basal direction during TA area contraction. The saddle shape of the mitral valve annulus has been shown to minimize leaflet stress (8); it also allows a 'folding' of the annulus that effectively reduces its orifice area without a dramatic reduction in perimeter. Again, this annulus-reducing mechanism is compromised when a rigid, mono-planar annuloplasty ring is implanted.

The tricuspid leaflets start to open at the beginning of IVR, and reach maximum opening at the end of IVR. This finding raises questions about the mechanism of valve opening. Because the right ventricular pressure is greater than the right atrial pressure until the end of IVR, a pressure gradient cannot be the only mechanism for valve opening; indeed, TA contraction and PM motion may pull the leaflets open. Previously (4), it was shown that the TA had completed more than half of its contraction by the time of maximum leaflet excursion.

Higashidate et al. (24) reported that the two peaks of maximum orifice area corresponded to rapid ventricular filling and atrial kick, suggesting that valve closure could not occur before the beginning of ventricular systole. The results of the present study confirm these data, and show that complete valve closure occurs only at the end of IVC, providing further evidence that leaflet motion is not simply a result of the pressure gradient.

The chordae which anchor the septal leaflet to both PMs have been shown to be shorter in the tricuspid valve (25). Thus, the observed rightward displacement of the septal PM and posterior PM during the first part of ventricular filling is consistent with the restrictive pattern of septal leaflet opening reported earlier (4). Moreover, the anterior PM moved simultaneously in the same direction, which may indicate that blood flow is directed preferentially from the right atrium to the lateral part of the right ventricle. The pattern is reversed during ejection, and both PMs are displaced toward the left ventricle, aligning the flow toward the right outflow tract (Fig. 6).

Studies with tagged MRI (26) and tantalum markers (27) have described the main systolic pattern of rotation of the left ventricle; however, little is known about the twisting motion of the right ventricle. The clockwise rotation of the PMs (representing the apical loop of the right ventricle) relative to the TA (representing the basal right ventricle) is evidence of the twisting of the entire right ventricle. However, further non-invasive MRI studies are required to confirm this finding.

Study limitations

All data were acquired in an acute, anesthetized, open-chest, open-pericardium animal model. The deleterious effect of CPB and ischemia might have resulted in abnormal valve and ventricular behavior. The high heart rate and depressed diastolic arterial blood pressure as compared to pre-CPB measurements might have altered tricuspid motion during the cardiac cycle. The pericardium was not closed during measurements, eliminating its restraining effect on the right ventricle. The pre- and after-load conditions at the time of data recording were not controlled, and most likely varied extensively between animals. However, findings on the changes in TA area and leaflet opening motion were very similar to those reported previously.

Right ventricular motion analysis was deducted from the lateral and angular displacements of the transducers placed on the tip of each PM. Although these displacements should not be affected by contraction of the PM (which mainly occurs parallel to the long axis of the heart), further myocardial studies are needed to confirm these findings.

Variability in the precise location of the transducers must also be considered. To minimize this problem, all surgeries were performed by the same individual. The presence of transducers and electrodes is a problem which is inherent to all sonometric studies. Additionally, it must be emphasized that findings in sheep are not necessarily applicable to humans. Although most dynamic valve studies have used an ovine model, species differences in tissue compliance and leaflet thickness might influence the results obtained.

In conclusion, studies of functional tricuspid regurgitation have been limited by the anatomic complexity of the normal tricuspid valve, the absence of simple methods to study right ventricular function, and a paucity of its clinical manifestations. In the present study, the tricuspid valve was shown to form a dynamic part of the right ventricle, and that its opening and closure is not simply a response to changes in pressure.

These data should have a significant impact on the evaluation and surgical treatment of functional tricuspid valve disease.

Acknowledgements

The authors thank Kathleen Billington, Holly Meskimen, and Leslie Trail for their support, which was essential to the completion of these experiments, and Jill Roberts for her editorial assistance.

References

1. Lansac E, Lim HS, Shomura Y, et al. A four-dimensional study of the aortic root dynamics. Eur J Cardiothorac Surg 2002;22:497-503
2. Goetz WA, Lim HS, Lansac E, Weber PA, Birnbaum DE, Duran CM. The aortomitral angle is suspended by the anterior mitral basal 'stay' chords. Thorac Cardiovasc Surg 2003;51:190-195
3. Goetz WA, Lim HS, Pekar F, et al. Anterior mitral leaflet mobility is limited by the basal stay chords. Circulation 2003;107:2969-2974
4. Hiro ME, Jouan J, Pagel MR, et al. Sonometric study of the normal tricuspid valve annulus in sheep. J Heart Valve Dis 2004;13:452-460
5. Gorman RC, McCaughan JS, Ratcliffe MB, et al. Pathogenesis of acute ischemic mitral regurgitation in three dimensions. J Thorac Cardiovasc Surg 1995;109:684-693
6. Pappas T. The Joy of Mathematics. 2nd edn. Wide World Publishing/Tetra, San Carlos, CA, USA, 1989:62
7. Fung YC. Biomechanics Motion, Flow, Stress, and Growth. Springer-Verlag, New York, NY, USA, 1990:358
8. Salgo IS, Gorman JH, III, Gorman RC, et al. Effect of annular shape on leaflet curvature in reducing mitral leaflet stress. Circulation 2002;106:711-717
9. Kreysig E. Advanced Engineering Mathematics. 8th edn. John Wiley & Sons, Inc., New York, NY, USA, 1999
10. Guyton AC. Textbook of Medical Physiology. 9th edn. WB Saunders, Philadelphia, PA, USA, 1996
11. McCarthy PM, Bhudia SK, Rajeswaran J, et al. Tricuspid valve repair: Durability and risk factors for failure. J Thorac Cardiovasc Surg 2004;127:674-685
12. Tsakiris AG, Mair DD, Seki S, Titus JL, Wood EH. Motion of the tricuspid valve annulus in anesthetized intact dogs. Circ Res 1975;36:43-48
13. Tei C, Pilgrim JP, Shah PM, Ormiston JA, Wong M. The tricuspid valve annulus: Study of size and motion in normal subjects and in patients with tricuspid regurgitation. Circulation 1982;66:665-671
14. Buckberg GD, Coghlan HC, Hoffman JI, Torrent-Guasp F. The structure and function of the helical heart and its buttress wrapping. VII. Critical importance of septum for right ventricular function. Semin Thorac Cardiovasc Surg 2001;13:402-416
15. Rademakers FE, Rogers WJ, Guier WH, et al. Relation of regional cross-fiber shortening to wall thickening in the intact heart. Three-dimensional strain analysis by NMR tagging. Circulation 1994;89:1174-1182
16. Rushmer RF, Crystal DK, Wagner C. The functional anatomy of ventricular contraction. Circ Res 1953;1:162-170
17. Torrent-Guasp FF, Whimster WF, Redmann K. A silicone rubber mould of the heart. Technol Health Care 1997;5:13-20
18. Greenbaum RA, Ho SY, Gibson DG, Becker AE, Anderson RH. Left ventricular fibre architecture in man. Br Heart J 1981;45:248-263
19. Lansac E, Lim KH, Shomura Y, et al. Dynamic balance of the aortomitral junction. J Thorac Cardiovasc Surg 2002;123:911-918
20. Hueb AC, Jatene FB, Moreira LF, Pomerantzeff PM, Kallas E, de Oliveira SA. Ventricular remodeling and mitral valve modifications in dilated cardiomyopathy: New insights from anatomic study. J Thorac Cardiovasc Surg 2002;124:1216-1224
21. Gorman JH, III, Gupta KB, Streicher JT, et al. Dynamic three-dimensional imaging of the mitral valve and left ventricle by rapid sonomicrometry array localization. J Thorac Cardiovasc Surg 1996;112:712-726
22. Tamiya K, Higashidate M, Kikkawa S. Real-time and simultaneous measurement of tricuspid orifice and tricuspid annulus areas in anesthetized dogs. Circ Res 1989;64:427-436
23. Coghlan C, Prieto G, Harrison TR. Movement of the heart during the period between the onset of ventricular excitation and the start of left ventricular ejection. Am Heart J 1961;62:65-82
24. Higashidate M, Tamiya K, Kurosawa H, Imai Y. Role of the septal leaflet in tricuspid valve closure. Consideration for treatment of complete atrioventricular canal. J Thorac Cardiovasc Surg 1992;104:1212-1217
25. Silver MD, Lam JH, Ranganathan N, Wigle ED. Morphology of the human tricuspid valve. Circulation 1971;43:333-348
26. Buchalter MB, Weiss JL, Rogers WJ, et al. Noninvasive quantification of left ventricular rotational deformation in normal humans using magnetic resonance imaging myocardial tagging. Circulation 1990;81:1236-1244
27. Hansen DE, Daughters GT, II, Alderman EL, Stinson EB, Baldwin JC, Miller DC. Effect of acute human cardiac allograft rejection on left ventricular systolic torsion and diastolic recoil measured by intramyocardial markers. Circulation 1987;76:998-1008

MORPHOLOGICAL AND DYNAMIC ANALYSIS OF THE RIGHT ATRIOVENTRICULAR JUNCTION IN HEALTHY SUBJECTS WITH 4D COMPUTED TOMOGRAPHY

Jerome Jouan, Damian Craiem, Ignacio Masari, Virginie Bliah, Gilles Soulat, Elie Mousseaux

Journal of Cardiovascular Engineering and Technology 2022 Feb 15.

Cardiovascular Engineering and Technology (© 2022)
https://doi.org/10.1007/s13239-021-00604-0

Original Article

Morphological and Dynamic Analysis of the Right Atrioventricular Junction in Healthy Subjects with 4D Computed Tomography

JÉRÔME JOUAN [1,2,3] DAMIAN CRAIEM,[2,4] IGNACIO MASARI,[2,4] VIRGINIE BLIAH,[5] GILLES SOULAT,[2,3,5] and ELIE MOUSSEAUX[2,3,5]

[1]Department of Cardiothoracic Surgery, University Hospital Centre Limoges, Dupuytren 2, 16 rue Bernard Descottes, 87042 Limoges Cedex, France; [2]University Paris-Descartes, Paris, France; [3]INSERM U970, Paris, France; [4]Instituto de Medicina Traslacional, Trasplante y Bioingeniería (IMeTTyB), Universidad Favaloro-CONICET, Buenos Aires, Argentina; and [5]Department of Cardiovascular Imaging, Georges Pompidou European Hospital, APHP, Paris, France

(*Received 23 June 2021; accepted 13 December 2021*)

Associate Editor Igor Efimov oversaw the review of this article.

Abstract
Purpose—To improve knowledge of the tricuspid valve and right atrioventricular junction (RAVJ) coupling, four-dimensional (4D) imaging is mandatory (3D + time). Based on multiphase cardiac-volume computed tomography (CT) and innovative 4D analysis, we proposed to assess dynamical features of tricuspid annulus (TA) in relation to the right ventricle (RV) and right atrial (RA) functions.
Methods—Cardiac-volume CT data sets through time were obtained in 30 healthy patients (Male 57%, mean age 57 ± 11 years). Using an in-house software, 3D semi-automated delineation of 18 points around TA perimeter were defined through 10 cardiac phases within RR interval and used to calculate TA features such as 3D/2D areas, perimeters, 360°-diameters and vertical deformation. RV and RA inner contours were also delineated. Bi-dimensional parameters were compared with multiplanar reconstruction (MPR) measurements.
Results—TA was elliptical in horizontal projection with a maximal eccentricity index (EcI_{max}) of 0.58 ± 0.12; and saddle-shaped in vertical projection with a horn nearby the antero-septal commissure. This feature remained throughout the cardiac cycle, but TA was more planar and less circular in late diastole (TA-height: 4.53 ± 1.06 mm, EcI_{max} = 0.61 ± 0.14) when TA 3D area and perimeter reached a maximum of 7.05 ± 1.23 and 7.48 ± 0.93cm/m^2, respectively. Correlations between minimal and maximal TA 3D areas and TA Projected 2D areas were excellent (r = 0.993 and r = 0.995, $p < 0.001$). TA 2D area measurements by MPR overestimated the projected values by 22 to 24%. Correlation between RV concentric strain and TA maximal diameter shortening was r = 0.452 (p = 0.01).
Conclusions—Cardiac-volume CT improves physiological knowledge of the relationships between the RAVJ components in healthy subjects.

Keywords—Tricuspid valve, Computed tomography (CT), Tricuspid annulus, Right ventricular function, Right atrial function.

INTRODUCTION

Dilatation of the tricuspid annulus (TA) and/or right ventricular dysfunction secondary to left side heart disease are responsible for functional tricuspid regurgitation (FTR). But correction of left side valve dysfunction is frequently not sufficient to restore normal TA dimension and right ventricular function, thus even moderate FTR frequently worsens after left-heart surgery thus becoming a risk factor for pejorative outcomes.[9,13,18] Currently, in FTR, there is a consensus regarding TA dilatation as a better marker of tricuspid valve (TV) dysfunction than the actual degree of regurgitation and a concomitant annuloplasty with a prosthetic ring is warranted when TA is enlarged.[2,15] This implies that clinicians and surgeons: (1) know the normal TA morphometric parameters throughout the cardiac cycle and (2) have an accurate a reproducible imaging method to assess the actual TA dimension.

Two-dimensional-echocardiography remains, in clinical practice, the reference method to explore TV diseases, to measure TA dimensions and to estimate TA dynamics for assessing the function of the right ventricle (RV).[11,12]

Address correspondence to Jérôme Jouan, Department of Cardiothoracic Surgery, University Hospital Centre Limoges, Dupuytren 2, 16 rue Bernard Descottes, 87042 Limoges Cedex, France. Electronic mail: jouanjerome@hotmail.com

© 2022 The Author(s) under exclusive licence to Biomedical Engineering Society

Published online: 15 February 2022

However, as a part of the right atrioventricular junction (RAVJ) TA is a complex three-dimensional structure and recent publications have questioned the accuracy of 2D-echocardiography for TA measurement[3] and for evaluating RV function based on planar analysis of the TA systolic movement.[14] Indeed, Dreyfus *et al.*[3] demonstrated that 2D echocardiography measurements underestimate the maximal diameter of TA obtained with 3D echocardiography. There is also good correlation between modification of TA shape during the cardiac cycle evaluated by 3D imaging modalities and RV ejection fraction measured with cardiac Magnetic Resonance (cardiac MR) in patients with various types of cardiomyopathies.[14] Currently, 3D echocardiography and cardiac MR are not widely used and lack high spatial resolution to precisely define the dynamic anatomy of the TA. Notably, 2D semi-automated methods underestimate 3D TV orifice area and the optimal imaging modality for the TV remains to be defined. Thus, the aims of the present study were to evaluate if (1) high-resolution four-dimensional cardiac computed tomography (CT) imaging could increase clinicians' knowledge on TA normal dimensions and dynamics within the RAVJ thus guiding the evaluation of TA dilatation with all 2D and 3D imaging methods and (2) if cardiac CT is a feasible and reproducible method for TA morphometric analysis.

METHODS

Population

From a case series of patients where cardiac CT scans were performed between January 2017 and June 2019 due to chest pain, CT data were analyzed retrospectively when both echocardiogram and a multiphase CT were performed within 48 h. Only subjects in sinus rhythm with no significant coronary artery stenosis ($> 50\%$), no elevated troponin level, no significant valvular heart disease, normal left ventricular ejection fraction, no pulmonary hypertension and tricuspid annular plane systolic excursion (TAPSE) $>$ 17 mm were included in this study. Upon admission, all subjects included in the present study signed a document consenting to all data from their medical files to be used for research purposes and scientific publications, including those from cardiac images. Ethics approval was waived by the institutional ethics committee of Assistance Publique des Hôpitaux de Paris in a view of the retrospective nature of the study and all procedures being performed were part of the routine care.

Cardiac CT Scan Protocol and Image Reconstruction

All CT examinations were performed on a 192-slice Dual Source CT system (SOMATOM Force, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) with a collimation of $2 \times 192 \times 0.6$ mm, and a gantry rotation time of 250 ms. Tube voltage was selected semi-automatically (70–90 kVp) by automated tube voltage selection (CARE kV), and automatic exposure control was used for the tube current based on body size. Slices were reconstructed using a medium sharp kernel (Bv40), using model-based iterative reconstruction strength level 3 (ADMIRE; Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany). Cardiac CT started by continuous injection of a bolus of 80 mL iomeprol 350 mg/mL, followed by 30 mL saline solution into an antecubital vein *via* an 18-gauge catheter (injection rate 3–5 mL/s). Retrospective ECG-gated acquisition was performed from the level of the carina to the apex of the heart in a cranio-caudal direction. Electrocardiography-based tube current modulation was applied in all patients for a reduced radiation dose. Images were reconstructed at 10–100% of the R–R interval in 10% increments. End-systole (ES) was identified as the phase of aortic valve closing and end-diastole (ED) as the phase of mitral valve closing.

Tricuspid Annulus Segmentation

Measurements of the TA size and shape for each time phase were automated in an in-house software (Lattido®) developed at the Favaloro University (Buenos Aires, Argentina). To delineate of TA in 3D space, observers pinpointed the TA border on 9 reconstructed planes rotating around the TA center in steps of 20° as represented in Fig. 1a. To start the delineation of the TA, an approximate cross-sectional plane of the TA was manually defined using a multiplanar reconstruction view. A preliminary center of the TA orifice was then set on this cross-sectional plane and its normal axis containing the center was automatically calculated (Fig. 1b). The software then generated and displayed 9 planes orthogonal to the TA plane in steps of 20° around the normal axis (Fig. 1c) until the plane of 160° (Fig. 1d). In each of these 9 planes displayed on the long-axis reformation viewport (top right of Figs. 1b and 1d), two seed points were manually pinpointed in the TA border. These 9 pairs of points were not forced to be within the TA plane as to ensure a proper 3D segmentation (Fig. 1e). By convention, the first orthogonal plane defined as (0°–180°) was aligned to the commissure between the right and the non-coronary cusps of the aortic valve (Fig. 1b). Once the 9 planes have turned all around the TA in steps of 20° (planes 20°–200°, 40°–220°, *etc.*), the 3D coordinates of the 18 consecutive points defined along the edges of the TA by the observer were interpolated into a 3D curve using a cubic spline (continuous green line in Figs. 1c and 1e). This procedure was

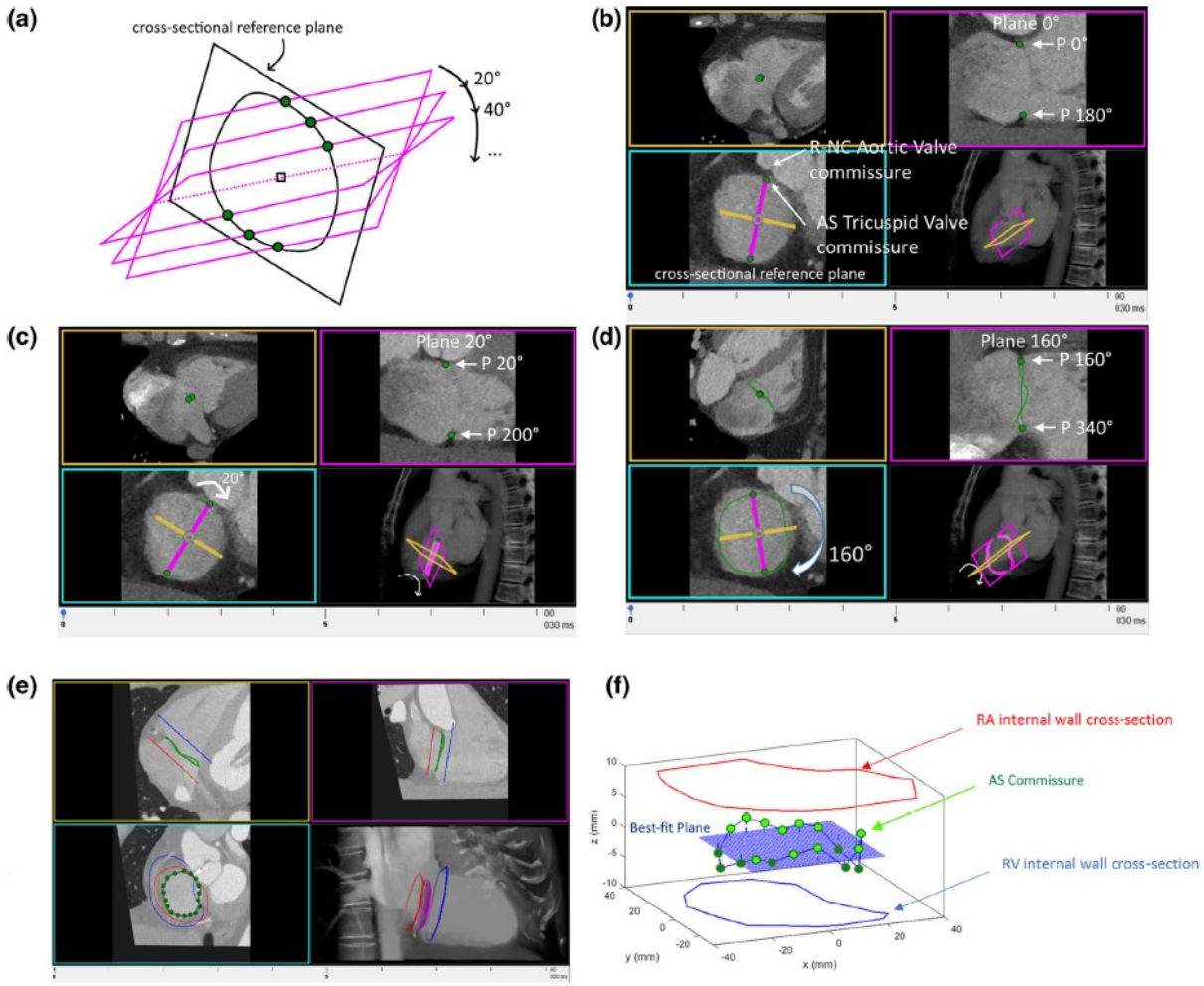


FIGURE 1. Reconstruction method of the tricuspid annulus (TA) using oblique multiplanar reconstruction in 3 orthogonal viewports. The cross-cursors are positioned and rotated to find a cross-sectional reference plane that contains the annulus and 9 orthogonal planes turning around the center in 20° steps are used to measure the annulus border in 3D (a). The first 2 points ($P_{0°}$ and $P_{180°}$) are set on the annulus border using the long-axis viewport (b). The cross-cursor is turned 20° to let the user position a new pair of points ($P_{20°}$ and $P_{200°}$) (c). In 9 rotation steps, the examiner sets the 18 points around the annulus until $P_{160°}$ and $P_{340°}$ (d). Two additional parallel planes were automatically generated at 10 mm above and below the TA best-fit plane and manual contouring of the RV and the RA internal walls was performed at these levels (e). Coordinates of every point are used to reconstruct the TA in 3D and calculate the best-fit plane (f). AS, antero-septal; R-NC, Right to Non-Coronary; RA, Right Atrium; RV, Right Ventricle.

repeated for all the 10 temporal phases of the RR interval. Phases were expressed as percentage of the RR interval relative to the end systolic phase which was defined as the phase of aortic valve closure. The software used the 3D position of the seed points to adjust a best-fit plane and to calculate specific geometric features aimed at describing the temporal and spatial evolution of the annular anatomy (Fig. 1f).

Best-Fit Plane and Geometric Descriptors

A best-fit plane was adjusted to the 3D seed points of each time phase using a principal component analysis (PCA) approach. The annulus area and perimeter were estimated in each phase. To calculate the TA area in 3D, the cubic spline that represented a 3D curve around the annulus and the geometric centroid of the 18 points were first shifted to the center of coordinates (0,0,0). The cubic spline was oversampled by a factor of 20 to obtain 360 interpolated points (1 point = 1°). Triangles were formed using two consecutive points on

the spline and the TA centroid. The TA area was then calculated as the sum of each of these triangle's areas, expressed by the following formula:

$$\text{TA 3Darea} = \sum_i \frac{|P_i \times P_{i+1}|}{2}$$

where $\times$ is the vectorial product employed to estimate the triangles areas and $||$ represents the norm of a vector. The perimeter was estimated as the length of the interpolated spline in 3D. The farthest distance between every pair of opposite points around the TA (i.e., P_i and P_{i+180}) was adopted as the maximal (max) diameter value and the distance between the pair of points orthogonal to the max diameter was called ortho-to-max diameter.

TA area was also automatically estimated in 2D, projecting the spline points into the best-fit plane (TA Projected 2D Area). The ratio between TA 3D Area and TA Projected 2D Area was also used as an indicator of planarity. The sum of perpendicular distances of the farthest points below and above the best-fit plane were added to calculate TA Height and used to also describe the vertical deformation of the TA (Height reduction). The perimeter was further divided into three segments of 7 contiguous points: P_0 to P_{120}, P_{120} to P_{240}, and P_{240} to P_{360} for sectorial analysis.

The eccentricity indices (EcI) were calculated in 2D projection to the best-fit plane to describe the TA shape and defined as:

- For max and ortho-to-max diameters

$$\text{EcI max} = 1 - \frac{\text{max_diameter}}{\text{ortho to max_diameter}}$$

- For antero-posterior ($AP_{0°-180°}$) and septo-lateral ($SL_{90°-270°}$) diameters

$$\text{EcIAP}_{0°-180°} = 1 - \frac{\text{AP}_{0°-180°}\text{_diameter}}{\text{SL}_{90°-270°}\text{_diameter}}$$

For a better description of the elliptical shape of the TA, we measured the orientation (angle) of the max diameter and minimal (min) diameter in each phase. These values were expressed as mean of circular quantities (corrected for measures only between 0° and 180°) and standard deviation from this mean. Since angles are cyclic quantities, the circular means are usually adopted instead of the arithmetic means (e.g. the arithmetic mean of 0° and 180° is 90° which is misleading because in our configuration 180° equals 0°). The circular mean consists in converting the angles into points on the unit circle, averaging them, and informs the angle of the averaged point. Before converting the angles, we upscaled them by a factor of 2 (and then downscaled the resulting angle), to compensate the fact that we only have angles between 0° and 180° (e.g. a diameter at 90° is the same as a diameter at 270°).

To explore the dynamics of the RAVJ, two additional parallel planes were automatically generated at 10 mm above and below the TA best-fit plane. Manual contours of the RV and the right atrium (RA) internal walls were defined at these levels for each phase (Figs. 1e and 1f and animation in Online Resource 1). Perimeters and areas of RV and RA were estimated the same way as the perimeter and area of the TA. All morphometric parameters were reported in absolute values but also normalized to body surface area. Concentric strains measurements of these 3 structures defining the RAVJ were calculated using the following formulas:

$$\text{strain}(\%) = \frac{\text{perimeter_max} - \text{perimeter_min}}{\text{perimeter_min}} \times 100$$

$$\Delta\text{strain}_i(\%) = \frac{\text{perimeter}_i - \text{perimeter}_{i-10\%}}{\text{perimeter}_{i-10\%}} \times 100$$

where i corresponds to the phase number between 0 and 90% of the RR interval.

The distance perpendicular to the plane between the two farthest centroids within the RR interval was measured as the maximal center excursion.

Finally, RV contours at ES and ED were traced on a series of parallel short-axis views in multiplanar reconstruction (MPR) from base to apex to estimate RV volume and RV ejection fraction (RVEF). The MPR method was also used to compare a direct estimate of the planar TA area (TA multiplanar 2D area) to the previously defined TA projected 2D area.

Statistical Analysis

Analysis was done using IBM SPSS 26.0 (IBM Corp, Armonk, NY). Statistical significance was defined as $p < 0.05$. Continuous variables were reported as mean ± SD and their normality of distribution was tested using the Shapiro–Wilk test. Comparison between projected and planar 2D areas was performed by a two-paired t test. Pearson's correlation coefficients were used to assess the correlations between 2D and 3D areas and/or perimeters comparisons as relations between diameters, perimeters and areas, relations between right chambers strain and perimeter shortening and centroid excursion. Intraclass correlation coefficients (ICC) obtained in all patients were

used to assess reliability on main parameters measured twice by the same observer and by two independent observers at ES and ED.

RESULTS

Study Population

We retrieved 30 consecutive patients who presented the including/excluding criteria and had a multislice cardiac CT scan with sufficient opacification in the right chambers allowing for visualization of the tricuspid leaflets in every phase of the cardiac cycle. Clinical parameters of the study cohort are presented in Table 1.

Annular Dimensions During the Cardiac Cycle

Minimal, maximal and mean geometric parameters of TA are presented in Table 2. Mean TA 3D area was 6.17 ± 1.08 cm^2/m^2 in this cohort. Significant changes of TA perimeters and areas occurred during systole and diastole (Fig. 2). The overall TA 3D area change during the cardiac cycle was $24.2 \pm 7.2\%$. The curve of TA area through time showed a biphasic pattern with two phases of expansion in early diastole (during RV rapid filling) and mid-systole (late RV contraction) occurring during simultaneous expansion of the right atrium. TA maximal contraction phase started at ED (ES−40%), reaching a minimal perimeter of 6.47 ± 0.82 cm/m^2 in early systole (ES−30%). Mean TA strain was -12.47 ± 4.01 % throughout the cardiac cycle.

Mean TA Projected 2D area was 5.92 ± 1.05 cm^2/m^2 and mean ratio between TA 3D area and TA Projected 2D area was 1.04 ± 0.01. This ratio reached a maximum of 1.05 ± 0.02 at ES and a minimum of 1.03 ± 0.01 at ES+30%. Correlation between measurement of TA multiplanar 2D area and TA Projected 2D area was $r = 0.801$ ($p < 0.001$) at ES and $r = 0.792$ at ED ($p > 0.001$), the MPR measurements overestimated the projected values by 22.8% at ES and 24.7% at ED (Table 3).

Correlations between minimal and maximal TA 3D area and projected TA 2D area measurements were excellent ($r = 0.993$ and $r = 0.995$, $p < 0.001$, respectively). As shown in Fig. 3, TA 3D area also showed better correlation with Max, Min and $SL_{90°–270°}$ diameters ($r = 0.924$, $r = 0.896$ and $r = 0.893$ for minimal values, $r = 0.875$, $r = 0.853$ and $r = 0.811$ for maximal values, respectively) than with $AP_{0°–180°}$ diameter ($r = 0.782$ and $r = 0.748$, respectively).

Mean $AP_{0°–180°}$ diameter was 21.50 ± 4.31 cm/m^2 and mean $SL_{90°–270°}$ diameter was 18.53 ± 2.548 cm/m^2. Minimal $SL_{90°–270°}$ diameter occurred in late systole (ES−10%) whereas $AP_{0°–180°}$ diameter reached a minimum in early systole (ES−30%), 16.44 ± 2.46 cm/m^2 and 18.87 ± 4.17 cm/m^2, respectively (Online Resource 2).

Mean TA perimeter was 7.02 ± 0.87 cm/m^2. Correlations of maximal values of TA perimeter was $r = 0.645$ ($p < 0.001$) with body surface area (BSA), $r = 0.914$ ($p < 0.001$) with Max diameter, $r = 0.798$ ($p < 0.001$) with $SL_{90°–270°}$ diameter and $r = 0.774$ with $AP_{0°–180°}$ diameter ($p < 0.001$).

3D-Annular Shape During the Cardiac Cycle

Thus, in projection to the best fit plane, TA has a global elliptic shape. The mean of circular quantities was $148° \pm 32°$ for Max diameter and $62° \pm 62°$ for Min diameter. Mean EcI_{max} was 0.58 ± 0.12. TA presented an elliptical pattern less pronounced in early systole (ES−30%) and maximal in late-diastole (ES+50%): $EcI_{max_ES-30\%} = 0.56 \pm 0.13$; $EcI_{max_ES+50\%} = 0.61 \pm 0.14$ (Online Resource 3).

The curve representing distances from the TA border to the best fit plane around the 360° had two maxima: one at 0° and one between 160° and 180°, which correspond to the anterior aspect of the anteroseptal commissure and to the middle insertion of the posterior leaflet, respectively (Fig. 4). The lowest point is localized close to 60° corresponding to the middle insertion of the septal leaflet and this pattern remains throughout the cardiac cycle. MAE and TA Height were minimal at mid-diastole (ES+30%): 1.23 ± 0.33 mm and 5.87 ± 1.44 mm, respectively. TA Height varied by 4.47 ± 1.04 mm during the cardiac cycle corresponding to a TA global height reduction of 45.5

TABLE 1. Baseline characteristics of the study population (*N* = 30).

	Mean	SD	N	%
Age, years	57	12		
Female gender			15	50.0
Height, cm	166.42	11.21		
Weight, kg	70	7		
BSA, m^2	1.77	0.28		
Transthoracic echocardiography				
TR quantification				
None			10	33.3
Trivial			11	36.7
Mild			9	30.0
TAPSE, mm	21.08	3.09		
CT acquisition				
Cardiac Frequency, beats/min	68.45	14.52		

TR tricuspid regurgitation, *TAPSE* tricuspid annular plane systolic excursion, *CT* computed tomography.

TABLE 2. Morphometric parameters of the tricuspid annulus as minimal (min), maximal (max) and mean values throughout the RR interval.

	Mean	Min	Max	Shortening (%)
TA 3D area				
3D area, cm^2	11.00 ± 2.45	9.44 ± 2.18	12.43 ± 2.73	24.19 ± 7.24%
3D area/BSA, cm^2/m^2	6.24 ± 1.10	5.36 ± 1.00	7.05 ± 1.23	
Projected TA 2D area				
2D area, cm^2	10.55 ± 2.37	9.03 ± 2.15	11.97 ± 2.63	24.70 ± 7.17%
2D area/BSA, cm^2/m^2	5.98 ± 1.06	5.12 ± 0.99	6.79 ± 1.17	
TA perimeter				
3D perimeter, cm	12.25 ± 1.44	11.40 ± 1.36	13.04 ± 1.51	12.70 ± 4.15%
3D perimeter/BSA, cm/m^2	7.02 ± 0.88	6.54 ± 0.84	7.48 ± 0.93	
P0° to P120°	3.63 ± 0.42	3.03 ± 0.41	4.18 ± 0.45	27.12 ± 6.85%
P120° to P240°	4.08 ± 0.65	3.47 ± 0.60	4.73 ± 0.85	26.35 ± 6.16%
P240° to 360°	4.12 ± 0.55	3.60 ± 0.52	4.70 ± 0.68	23.17 ± 6.08
$SL_{90°-270°}$ diameter				
$SL_{90°-270°}$ diameter, mm	32.34 ± 4.37	28.76 ± 4.76	35.76 ± 4.81	19.70 ±6.29
$SL_{90°-270°}$ diameter/BSA, mm/m^2	18.53 ± 2.48	16.44 ± 2.46	20.52 ± 2.92	
$AP_{0°-180°}$ diameter				
$AP_{0°-180°}$ diameter, mm	37.43 ± 6.82	32.86 ± 6.87	41.33 ± 7.73	20.49 ± 7.37%
$AP_{0°-180°}$ diameter/BSA, mm/m^2	21.51 ± 4.31	18.87 ± 4.17	23.74 ± 4.81	
$Ecl_{AP\ 0°-180°}$	0.45 ± 0.19	0.25 ± 0.21	0.60 ± 0.15	
Max diameter				
Max diameter mm	41.11 ± 5.98	37.61 ± 5.93	44.51 ±6.45	15.60 ± 4.40%
Max diameter/BSA mm/m^2	23.33 ± 3.14	21.29 ± 2.85	25.29 ±3.62	
Ecl_{max}	0.59 ± 0.12	0.44 ± 0.14	0.70 ± 0.09	
Min diameter				
Min diameter mm	31.30 ± 4.37	27.77 ± 4.69	34.50 ± 4.86	19.63 ± 5.87%
Min diameter/BSA mm/m^2	17.79 ± 2.38	15.75 ± 2.36	19.63 ± 5.87	
TA height				
Lowest point/TA Best fit plane mm	2.83 ± 0.88	1.88 ± 0.60	3.98 ± 1.33	
Highest point/TA Best fit plane mm	3.50 ± 0.63	2.35 ± 0.62	4.94 ± 1.07	
TA height mm	6.32 ± 1.29	4.53 ± 1.06	8.49 ± 2.09	47.10 ± 9.88%
Centroid excursion	− 18.29 ± 3.92			

BSA body surface area, *SL* septo-lateral, *AP* antero-posterior, *Max Diameter* maximal diameter, *Min Diameter* minimal diameter, $Ecl_{AP0°-180°}$ eccentricity Index from $AP_{0°-180°}$ diameter to $SL_{90°-270°}$ diameter, Ecl_{max} eccentricity Index from max diameter to ortho-to-max diameter.

± 11.0%. The 3D/2D Area ratio also reached a minimum of 1.03 ± 0.01 at ES + 30%.

Dynamics of the RAVJ

Variation of mean projected TA 2D area, RA area and RV area are represented in Fig. 5a, and Δ $strain_i$ at each phase is represented in Fig. 5b. There was no significant correlation between TA strain and RA strain or RV strain: $r = 0.204$ ($p = 0.28$) and $r = 0.090$ ($p = 0.638$), respectively. However, we found a relation between RV strain and max TA diameter contraction ($r = 0.452$, $p = 0.01$) and a slight relation between RV strain and TA height reduction of TA ($r = 0.346$, $p = 0.06$). End-systolic and end-diastolic RV volumes measured by MPR were 70.11 ± 28.41 and 144.32 ± 40.26 mL, respectively, and calculated RVEF was 51.95 ± 10.49%. Correlation between RV strain and RVEF was $r = 0.65$ ($p < 0.001$). Maximal lateral excursion of TA centroid was 18.3 ± 4.0 mm. Correlations of centroid displacement were $r = 0.111$ ($p = 0.55$) with RV strain and $r = 0.320$ ($p = 0.08$) with RA strain. Fig. 5 also shows the simultaneous TA expansion during rapid RV filling and to a lesser degree during RA systolic expansion.

Intra- and Inter- observer Variability Analysis

Table 4 shows the details of reproducibility analyses on measurements performed at ES and ED. ICC values for the TA geometry at ED and ES were > 0.75 and considered as excellent for both inter- and intra-observer analysis, while ICC of the TA 3D perimeter at ED estimated at was good (0.72). Intra-observer ICC values for RV and RA areas at ES were also considered excellent and somehow lower for the inter-observer analysis at both ES and ED.

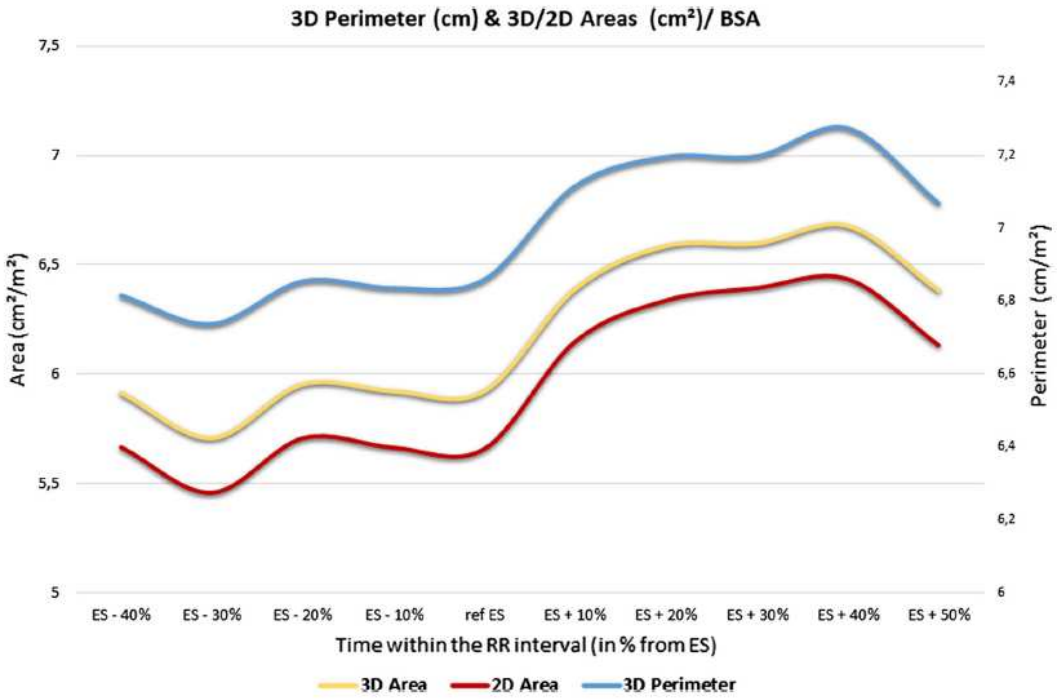


FIGURE 2. 3D Perimeter and 3D, 2D Areas/BSA of the tricuspid annulus during the cardiac cycle (average of all patients). BSA, Body Surface Area.

TABLE 3. Morphometric parameters of the tricuspid annulus (TA) at end-systole (ES) and end-diastole (ED) measured by in-house software and multiplanar reconstruction (MPR) methods.

	In-house software	MPR	T paired test (p)	Person correlation coefficient
TA 2D area (cm^2)				
ED	9.74 ± 2.62	11.73 ± 2.99	< 0.001	0.85*
ES	10.55 ± 2 .46	12.12 ± 2.89	< 0.001	0.73*
TA perimeter (cm)				
ED	11.39 ± 1.57	12.18 ±1.51	< 0.001	0.52
ES	11.59 ± 1.46	13.38 ± 2.13	< 0.001	0.41

DISCUSSION

The tricuspid valve has been neglected during decades compared to left heart valves. However, the interest towards the pathophysiology and anatomy of TV has recently regrown, mainly related to the development of transcatheter TV therapy for FTR. The present study is the first to evaluate the complex 3D geometry of the TA changing through time within the RAVJ and its relationship to the kinetics of the right ventricle and right atrium in humans. Thanks to scanner volume acquisition during the cardiac cycle and specific software development, some specific aspects of TA dynamics and function that were only demonstrated in previous experimental and animal studies have been confirmed here and new physiological pattern of the RAVJ have also been explored with potential implication for clinical practice. Particularly, our results demonstrated that the TV orifice is a complex 3D saddle-shaped dynamic structure which size is minimal in early systole and maximal after rapid ventricular filling at the time TA flattens and thus could be best evaluated by 2D imaging methods. Furthermore, all TA measurement methods should consider that the maximal diameter is averagely aligned between the mid-insertion of the anterior leaflet and the postero-septal commissure. Finally, the planar TA measurements using multiphase cardiac CT acquisition we propose to simplify the analysis of this complex anatomy, and which we found to be repro-

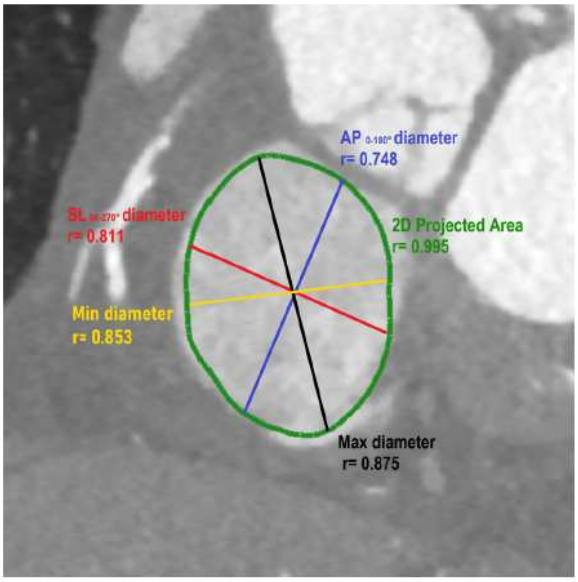


FIGURE 3. Correlations between planar measurements and TA 3D Area (r for maximal values). Maximal (Max) and minimal (Min) diameters are represented according to their mean orientation angular value: 148° and 62° respectively.

ducible, have been validated here by taking the elliptical measurements as a reference.

Annular Dimensions During the Cardiac Cycle

3D echocardiography and cardiac MR have previously shown TV orifice area changes during the cardiac cycle. Nevertheless, these methods suffer from low spatial resolution through the volume and usually used MPR method to reconstruct TA, which is always moving through plane during the cardiac cycle. In a recent publication, Praz *et al.*[16] have estimated that MPR echocardiography method is responsible for a 25 to 30% underestimation of the real three-dimensional TV orifice area. By using an original CT method presented here, we have obtained consistent results with previously reported 3D TA sizing.[5] However, our current analysis showed that TA orifice is slightly larger than what has been reported with non-MPR direct 3D echocardiographic methods, with a mean area of 6.25 ± 1.11 cm^2/m^2 and a mean 3D perimeter of 6.9 ± 0.9 cm/m^2. Moreover, we found good relation between 3D TA perimeter and BSA and an excellent correlation

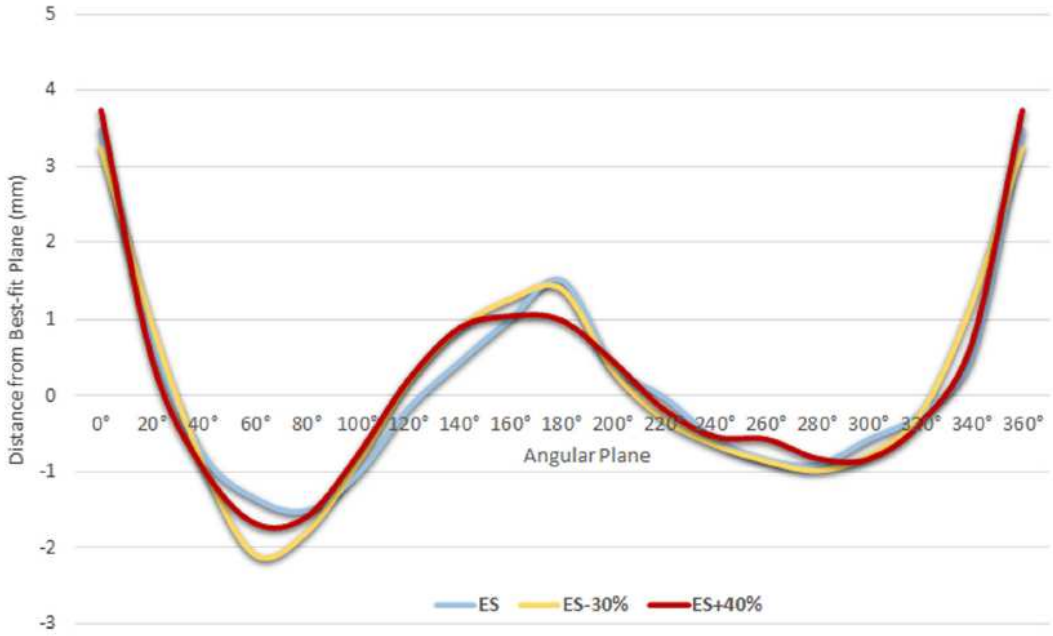


FIGURE 4. Curve representing distances (in mm) from the TA border to the best-fit plane around the 360° of the tricuspid annulus (x-axis) at ES, ES−30% and ES + 40% with respect to the best-fit plane (*x*-axis =0). TA presented two regional maxima at 0° and 160°–180°. The lowest point is noted at 60°.

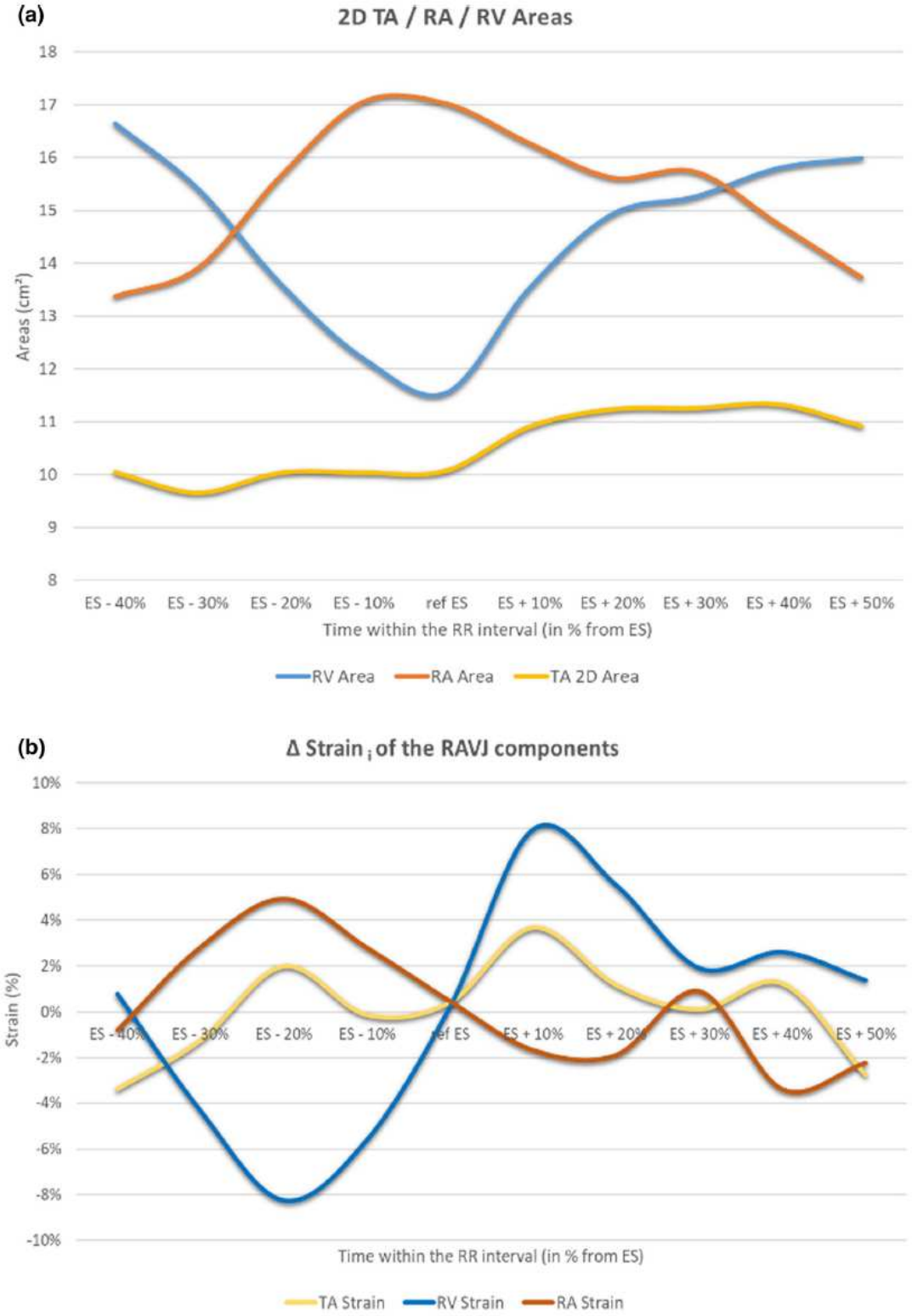


FIGURE 5. Dynamics of the Right Atrioventricular Junction (RAVJ) components. (a) Variation of areas of the RAVJ components: Tricuspid Annulus (TA) 2D area projected to the best-fit plane and parallel cross-sectional Right atrium (RA) area / Right ventricle (RV) area 10mm above and 10mm below. (b) Variation of Δ strain$_i$ of the RAVJ components.

TABLE 4. Summary of reliability analysis performed on measurements at ES (a) and at ED (b).

	Intra observer at ES				Inter observer at ES			
	ICC	95% CI		p	ICC	95% CI		p
(a)								
TA 3D area (cm^2)	0.915	0.823	0.961	*	0.899	0.797	0.951	*
TA projected 2D area(cm^2)	0.931	0.860	0.968	*	0.884	0.662	0.953	*
TA 3D perimeter (cm)	0.835	0.705	0.917	*	0.786	0.514	0.903	*
$SL_{90°-270°}$ diameter (cm)	0.745	0.578	0.865	*	0.773	0.572	0.886	*
$AP_{0°-180°}$ diameter (cm)	0.864	0.761	0.931	*	0.771	0.522	0.892	*
RV areas (cm^2)	0.753	0.591	0.870	*	0.593	0.221	0.800	*
RA area (cm^2)	0.797	0.656	0.895	*	0.667	0.047	0.874	*
	Intra observer at ED				Inter observer at ED			
	ICC	95% CI		p	ICC	95% CI		p
(b)								
TA 3D area (cm^2)	0.851	0.719	0.927	*	0.849	0.704	0.926	*
TA projected 2D area(cm^2)	0.915	0.842	0.959	*	0.803	0.334	0.927	*
TA 3D perimeter (cm)	0.719	0.503	0.857	*	0.713	0.416	0.863	*
$SL_{90°-270°}$ diameter (cm)	0.858	0.751	0.928	*	0.873	0.424	0.957	*
$AP_{0°-180°}$ diameter (cm)	0.868	0.753	0.936	*	0.889	0.692	0.954	*
RV areas (cm^2)	0.566	0.345	0.754	*	0.463	0.043	0.727	*
RA area (cm^2)	0.567	0.348	0.754	*	0.625	− 0.084	0.875	*

ES end-systolic, *ED* end-diastolic, *CI* confidence interval, *SL* septo-Lateral, *AP* antero-posterior, *RV* right ventricle, *RA* right atrium.
*$p < 0.05$.

at between TA 3D area and Max, Min and $SL_{90°-270°}$ diameters. This confirms that the septo-lateral width of TA normalized to the BSA (often measurable by conventional transthoracic 2D echocardiography) is probably a good indicator of TV orifice dimension. We also observed that the maximal value of $SL_{90-270°}$ diameter was 20.52 ± 2.92 mm/m^2 suggesting that a mid-diastolic echographic diameter threshold value of 23 mm/m^2 rather than the currently adopted 21 mm/m^2 should be considered for TA dilatation, as stated by Dreyfus *et al.*[3]

Although Volume CT scan acquisition allows analysis in only ten frames per heartbeat, our data found a biphasic pattern with expansion and contraction of the TA at 70 and 30% of the cardiac cycle, respectively, confirming the results of experimental studies using higher temporal resolution technologies. Indeed, 40 years ago, by using a transducer mounted on an inclinometer, Tei *et al.*[20] found that TA orifice size was minimal in early to mid-systole in patients. Using the high resolution of sonomicrometry with, this biphasic pattern was later confirmed in animal studies,[7,8] when more sophisticated 4D measurements derived from micro-sonometers implanted on anatomical structures of TV apparatus were assessed simultaneously to high-definition pressure Millar catheters (Millar Instruments, Houston, TX). Conversely to these univocal descriptions, Addetia *et al.*,[1] by analyzing more than 200 healthy volunteers who underwent 3D echocardiography, found that smallest TA area occurred at ES and the maximal expansion occurred at ED. However, only 52% of their patients presented this pattern, with the remainder having, as in our results, the smallest TA area in the first half of systole when maximal TA dimensions were also found in late diastole. Therefore, we could argue against the use of the end-systolic and end-diastolic time frames to capture the TA maximal contraction and expansion features. This point is important to emphasize here because studies of the heart by using CT scan (which is becoming a technique that is increasingly proposed before valve surgery in order to examine the quality of the coronary arteries) are very often performed at the end of the rapid filling, that is to say, close to 70% of the cardiac cycle (i.e., ES + 30%) and thus at the time of maximal TA expansion

3D Annular Shape During Cardiac Cycle

The classical elliptical or ovoid shape of the TA has also been confirmed by the present study with a vertical antero-posterior axis longer than the transversal septo-lateral diameter. Indeed, our study placed the shortest diameter approximately at 62° from the 0°

plane which intercept the AS commissure and the center of the TA (Fig. 3). We also found that the TA larger diameter is averagely oriented at 146°, corresponding to a diameter aligned between the posterior leaflet attachment nearby the postero-septal commissure and the middle of the anterior leaflet attachment. This result should be very informative in the evaluation of TA diameters for clinical practice when considering only one axial diameter measurement as a threshold for concomitant annuloplasty at the time of left side valve surgery. Moreover, our data showed that diameter reductions do not occur simultaneously and further suggested that $AP_{0\text{-}180°}$ diameter reduction in early systole has an important contribution for minimal TV orifice size achievement.

The sonomicrometric study in ovine model by Hiro *et al.*[6] was the first to demonstrate that the TA is not planar, but it has a saddle shape with a pommel approximately localized at the antero-septal commissure and a cantle at the middle segment of posterior leaflet insertion. These findings were confirmed in human subject by 3D echocardiography analyses.[10,21] In the mitral valve, the saddle of the annulus allows for leaflet stress reduction in systole,[17] but this has not yet been demonstrated for the tricuspid valve.[19] New devices for prosthetic ring annuloplasty tend to mimic this saddle shape in order to restore and optimize leaflet function and our data further showed that this shape is maintained throughout the cardiac cycle. Our systolic values of TA height (sum of perpendicular distances of the farthest points below and above the best fit plane) are consistent with the findings of Van Rosendael *et al.*[22] and Ton Nu *et al.*,[21] who both found an average distance between the TA low and high points of 7.21± 1.09 mm at mid-systole in their control groups of patients without FTR using multi-detector CT and 3D echocardiography, respectively. In our study, the different parameters evaluating TA vertical deformations had their minimal values at phase ES + 30%, suggesting that the TA flattened in diastole after rapid ventricular filling. This is further demonstrated by the smallest ratio of 3D/2D TA areas also observed at ES + 30% and has potential clinical relevance: using 2D or projected 3D imaging modalities for evaluating real TA area would be mostly valuable in mid-diastole.

Annular Function and Dynamics of the RAVJ

We observed that the TA contracts globally by approximately 24% in area and 12.5% in perimeter. Using 3D echocardiography, Kwan *et al.* measured the TA contraction at 30% in area and 20% in perimeter respectively. Thus, our results data are more comparable in this regard to sonomicrometric studies[4,6] and to area reduction observed in mitral valve analyses.[23]

The relation between TA and RV function is still shallowly understood. The complex TV and RV dynamic anatomy make it difficult to analyze with classical sectional imaging techniques and is thus one of the main reasons for this lack of understanding. Currently, if the 2 methods of reference remain the right ventricular ejection fraction calculated on Cardiac MR and the dP/dt on the RV pressure curve measured during right cardiac catheterization, the 2 mostly used parameters for evaluating RV function are related to the systolic displacement of TA lateral segment on echocardiography: TAPSE and Doppler S-wave. However, these parameters are also dependent on other components than the actual RV contractile capacities, notably the loading conditions. Moreover, several three-dimensional studies have demonstrated that the planar displacement of an isolated segment of the annulus is insufficient to reliably characterize RV function.[3] Even though we were not able to find a close relationship between RV function and the planar displacement of TA towards the apex in our study of healthy subjects, we found a slight relation between RV concentric strain and both max diameter shortening and TA height flattening during the cardiac cycle. These two parameters of horizontal and vertical annular deformation as markers of RV function would probably need further investigations.

LIMITATIONS

The main limitation of the present study is the absence of comparison between our proposed tomographic method and a reference method for TV analysis such as 2D or even 3D echography. Although all subjects had an echocardiogram before inclusion, a systematic TA analysis was not available in all patients and could not allow us to perform a comparative analytic study. However, multislice cardiac CT scan has been recognized as an accurate method for TA geometrical analysis. Furthermore, these individuals underwent CT examination for clinical reasons (mostly atypical chest pain) and even if no abnormality was found on echo and CT analysis, it is possible to have missed an underlying disease that could have altered RAVJ function.

CONCLUSION

4D CT analysis has made it possible to confirm the shape and the dynamic function of the TA throughout the cardiac cycle in healthy patients. Furthermore, we

have validated that indirect planar TA areas after CT acquisition were well correlated to real 3D areas of the TV orifice. We also provide new relevant information which could serve as milestone for all imaging methods in term of best planar geometric parameters and time frame to accurately evaluate true 3D TV orifice dimensions, notably that TA measurements should be preferentially performed at the end of ventricular rapid filling phase instead of end systole or end-diastole when orifice has reached its maximal expansion and its most planar shape. We also found that Max diameter, Min diameter or septo-lateral width, all normalized to the BSA, are good indicator of maximal 3D TV orifice dimension.

SUPPLEMENTARY INFORMATION

The online version contains supplementary material available at https://doi.org/10.1007/s13239-021-00604-0.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

JJ: Conceptualization, Data curation, Investigation, Methodology, Writing original draft and review editing. DC: Methodology, Software, Supervision, Writing review & editing. IM: Methodology, Software, Writing original draft, VB: Data curation, Investigation. GS: Formal analysis, Writing review & editing. EM: Methodology, Project administration, Supervision, Validation, Writing review & editing

FUNDING

No source of funding.

DATA AVAILABILITY

The authors attest that they possess all the data and certify that these data will be available in a public repository.

CODE AVAILABILITY

Custom code.

CONFLICT OF INTEREST

The authors report no conflict of interest.

ETHICAL APPROVAL

Ethics approval was waived by the institutional ethics committee of Assistance Publique des Hôpitaux de Paris in a view of the retrospective nature of the study and all procedures being performed were part of the routine care. All procedures followed were in accordance with the ethical standards of the responsible committee on human experimentation (institutional and national) and with the Helsinki Declaration of 1975, as revised in 2000.

INFORMED CONSENT

Informed consent was obtained from all patients for being included in the study.

CONSENT TO PARTICIPATE AND PUBLICATION

Upon admission, all subjects included in the present study signed a document consenting to all data from their medical files to be used for research purposes and scientific publications, including those from cardiac images.

REFERENCES

[1]Addetia, K., D. Muraru, F. Veronesi, C. Jenei, G. Cavalli, S. A. Besser, et al. 3-Dimensional echocardiographic analysis of the tricuspid annulus provides new insights into tricuspid valve geometry and dynamics. *JACC Cardiovasc. Imaging*. 12:401–412, 2019.

[2]Baumgartner, H., V. Falk, J. J. Bax, M. De Bonis, C. Hamm, P. J. Holm, et al. 2017 ESC/EACTS guidelines for the management of valvular heart disease. *Eur. Heart J.* 38:2739–2791, 2017.

[3]Dreyfus, J., G. Durand-Viel, R. Raffoul, S. Alkhoder, U. Hvass, C. Radu, et al. Comparison of 2-dimensional, 3-dimensional, and surgical measurements of the tricuspid annulus size: clinical implications. *Circ. Cardiovasc. Imaging*. 8:e003241, 2015.

[4]Fawzy, H., K. Fukamachi, C. D. Mazer, A. Harrington, D. Latter, D. Bonneau, et al. Complete mapping of the tricuspid valve apparatus using three-dimensional sonomicrometry. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 141:1037–1043, 2011.

[5]Hinzpeter, R., M. Eberhard, P. Burghard, F. C. Tanner, M. Taramasso, R. Manka, et al. Computed tomography in patients with tricuspid regurgitation prior to transcatheter valve repair: dynamic analysis of the annulus with an individually tailored contrast media protocol. *EuroIntervention. J. Eur. Collab. Work Group Interv. Cardiol. Eur. Soc. Cardiol.* 12:e1828–e1836, 2017.

[6]Hiro, M. E., J. Jouan, M. R. Pagel, E. Lansac, K. H. Lim, H.-S. Lim, et al. Sonometric study of the normal tricuspid valve annulus in sheep. *J. Heart Valve Dis.* 13:452–460, 2004.

[7]Jazwiec, T., M. Malinowski, A. G. Proudfoot, L. Eberhart, D. Langholz, H. Schubert, et al. Tricuspid valvular dynamics and 3-dimensional geometry in awake and anesthetized sheep. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 156:1503–1511, 2018.

[8]Jouan, J., M. R. Pagel, M. E. Hiro, K. H. Lim, E. Lansac, and C. M. G. Duran. Further information from a sonometric study of the normal tricuspid valve annulus in

sheep: geometric changes during the cardiac cycle. *J. Heart Valve Dis.* 16:511–518, 2007.

[9]Kwak, J.-J., Y.-J. Kim, M.-K. Kim, H.-K. Kim, J.-S. Park, K.-H. Kim, et al. Development of tricuspid regurgitation late after left-sided valve surgery: a single-center experience with long-term echocardiographic examinations. *Am. Heart J.* 155:732–737, 2008.

[10]Kwan, J., G.-C. Kim, M.-J. Jeon, D.-H. Kim, T. Shiota, J. D. Thomas, et al. 3D geometry of a normal tricuspid annulus during systole: a comparison study with the mitral annulus using real-time 3D echocardiography. *Eur. J. Echocardiogr. J. Work Group Echocardiogr. Eur. Soc. Cardiol.* 8:375–383, 2007.

[11]Lancellotti, P., C. Tribouilloy, A. Hagendorff, B. A. Popescu, T. Edvardsen, L. A. Pierard, et al. Recommendations for the echocardiographic assessment of native valvular regurgitation: an executive summary from the European Association of Cardiovascular Imaging. *Eur. Heart J. Cardiovasc Imaging.* 14:611–644, 2013.

[12]Lang, R. M., L. P. Badano, V. Mor-Avi, J. Afilalo, A. Armstrong, L. Ernande, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging.* 16:233–270, 2015.

[13]Matsunaga, A., and C. M. G. Duran. Progression of tricuspid regurgitation after repaired functional ischemic mitral regurgitation. *Circulation.* 112:I453-457, 2005.

[14]Nijveldt, R., T. Germans, G. P. McCann, A. M. Beek, and A. C. van Rossum. Semi-quantitative assessment of right ventricular function in comparison to a 3D volumetric approach: a cardiovascular magnetic resonance study. *Eur. Radiol.* 18:2399–2405, 2008.

[15]Nishimura, R. A., C. M. Otto, R. O. Bonow, B. A. Carabello, J. P. Erwin, L. A. Fleisher, et al. 2017 AHA/ACC Focused Update of the 2014 AHA/ACC Guideline for the Management of Patients With Valvular Heart Disease: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. *J. Am. Coll. Cardiol.* 70:252–289, 2017.

[16]Praz, F., O. K. Khalique, L. G. Dos Reis Macedo, T. C. Pulerwitz, J. Jantz, I. Y. Wu, et al. Comparison between three-dimensional echocardiography and computed tomography for comprehensive tricuspid annulus and valve assessment in severe tricuspid regurgitation: implications for tricuspid regurgitation grading and transcatheter therapies. *J. Am. Soc. Echocardiogr. Off. Publ. Am. Soc. Echocardiogr.* 31:1190–1202, 2018.

[17]Salgo, I. S., J. H. Gorman, R. C. Gorman, B. M. Jackson, F. W. Bowen, T. Plappert, et al. Effect of annular shape on leaflet curvature in reducing mitral leaflet stress. *Circulation.* 106:711–717, 2002.

[18]Song, H., M.-J. Kim, C. H. Chung, S. J. Choo, M. G. Song, J.-M. Song, et al. Factors associated with development of late significant tricuspid regurgitation after successful left-sided valve surgery. *Heart Br. Cardiol. Soc.* 95:931–936, 2009.

[19]Spinner, E. M., D. Buice, C. H. Yap, and A. P. Yoganathan. The effects of a three-dimensional, saddle-shaped annulus on anterior and posterior leaflet stretch and regurgitation of the tricuspid valve. *Ann. Biomed. Eng.* 40:996–1005, 2012.

[20]Tei, C., J. P. Pilgrim, P. M. Shah, J. A. Ormiston, and M. Wong. The tricuspid valve annulus: study of size and motion in normal subjects and in patients with tricuspid regurgitation. *Circulation.* 66:665–671, 1982.

[21]Ton-Nu, T.-T., R. A. Levine, M. D. Handschumacher, D. J. Dorer, C. Yosefy, D. Fan, et al. Geometric determinants of functional tricuspid regurgitation: insights from 3-dimensional echocardiography. *Circulation.* 114:143–149, 2006.

[22]van Rosendael, P. J., E. Joyce, S. Katsanos, P. Debonnaire, V. Kamperidis, F. van der Kley, et al. Tricuspid valve remodelling in functional tricuspid regurgitation: multidetector row computed tomography insights. *Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging.* 17:96–105, 2016.

[23]Yamaura, Y., J. Yoshikawa, K. Yoshida, T. Hozumi, T. Akasaka, and Y. Okada. Three-dimensional analysis of configuration and dynamics in patients with an annuloplasty ring by multiplane transesophageal echocardiography: comparison between flexible and rigid annuloplasty rings. *J. Heart Valve Dis.* 4:618–622, 1995.

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

ARTICLES EN COURS DE SOUMISSION

COMPUTED TOMOGRAPHIC ANALYSIS OF THE MORPHOMETRICS AND DYNAMICS OF THE RIGHT ATRIO-VENTRICULAR JUNCTION IN SECONDARY TRICUSPID REGURGITATION

Jerome Jouan, Damian Craiem, Ignacio Masari, Virginie Bliah, Gilles Soulat, Elie Mousseaux

Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery 2022 *in submission*

COMPUTED TOMOGRAPHIC ANALYSIS OF THE MORPHOMETRICS AND DYNAMICS OF THE RIGHT ATRIO-VENTRICULAR JUNCTION IN SECONDARY TRICUSPID REGURGITATION

Jérôme Jouan[1,2,3], MD, Damian Craiem, PhD[2,4], Ignacio Masari[2,4], Eng, Virginie Bliah[5], MD, Gilles Soulat[2,3,5], MD PhD, Elie Mousseaux, MD, PhD[2,3,5]

[1] Department of Cardiothoracic Surgery, University Hospital Centre Limoges, France

[2] University Paris-Descartes, Paris, France

[3] INSERM U970

[4] Instituto de Medicina Traslacional, Trasplante y Bioingeniería (IMeTTyB) Universidad Favaloro-CONICET, Buenos Aires, Argentina

[5] Department of Cardiovascular Imaging, Georges Pompidou European Hospital, APHP, Paris, France

Corresponding author: Jérôme Jouan, MD, Department of Cardiothoracic Surgery, University Hospital Centre Limoges Dupuytren 2, 16 rue Bernard Descottes, 87042 Limoges Cedex.

Phone: +33555087097

Email address: jouanjerome@hotmail.com

Summary

Background

Secondary functional tricuspid regurgitation (FTR) management remains controversial mainly due to the lack of knowledge in its pathogenesis and the difficulties to measure the actual dimensions of tricuspid annulus (TA) with current imaging methods. Using a new developed method based on cardiac CT-scan acquisition to finely analyze the right atrioventricular junction (RAVJ), we sought to explore modifications of TA morphometry and dynamics in secondary FTR.

Material and methods

Along with echocardiographic data, cardiac CT-scans were obtained from 21 patients with severe mitral regurgitation (MR group) and 21 patients with ischemic or idiopathic dilated cardiomyopathy (DCMP group), all in sinus rhythm. Using an in-house software, 3D semi-automated delineation of 18 points around TA perimeter were defined. Modifications of diameters, 2D/3D areas and perimeters were analyzed through time. Right ventricle (RV) and right atrium (RV) were also delineated to analyze the entire RAVJ dynamics and determine RA and RV dimensions. Groups were compared to30 healthy subjects and according to the presence of significant FTR within groups.

Results

Maximal TA 3D areas were obtained in mid-to-late diastole and were 7.0±1.2cm²/m² in healthy subjects, 9.8±2.1cm²/m² in MR group ($p<0.001$) and 9.2±3.0 cm²/m² in DCMP group ($p<0.001$). Within the MR group, patients with FTR<2+ had also greater TA areas and diameters than healthy patients. TA shape was more circular and more planar only in the DCMP with FTR≥2+ population. Correlation between RV ejection fraction and RV concentric strain was r=0,66 and r=0,64 for TA apical excursion ($p<0.001$). In multivariate analysis, both RA area and RV volume were independently related to TA dilatation ($\beta=0.57$ and 0.43 respectively, $p<0.001$).

Conclusion

Cardiac CT permitted to increase the knowledge of RAVJ pathologic changes in FTR. Notably, TA dilatation was directly related to RV but also RA enlargement. Patients with severe mitral myxomatous disease and non-dysfunctional tricuspid valve had yet dilated TA which questioned the current cut-off recommendation for concomitant tricuspid annuloplasty in this specific population.

INTRODUCTION

Functional tricuspid regurgitation (FTR) is the most common cause of TV (TV)dysfunction [1] [2]. FTR is characterized by valve regurgitation in the absence of leaflets/chordae damages and functionally corresponds to either type I or Type IIIb of Carpentier's classification [3]. FTR has been recently divided in two types: 1- Isolated FTR occurring in the setting of atrial fibrillation and atrial enlargement, and 2- Secondary FTR mainly related to RV dilatation and increased afterload [4]. Secondary FTR occurs in up to 30% of patients with severe mitral regurgitation [5] [6], and frequently increases even after successful correction of the mitral valve, annular dilatation being the main risk factor for tricuspid insufficiency worsening [7] Late significant secondary TR being associated with increased morbidity and mortality, a more aggressive surgical approach towards correction of annular dilatation with or without significant FTR has been recommended at the time of left sided heart surgery [8] [9]. For current guidelines at the time of left valve surgery, a TA diameter of 40mm or 23mm/m² obtained from echocardiographic 4-chamber view at end-diastole has to be considered for concomitant TV annuloplasty [10] [11]. Still, this approach remain controversial particularly in mitral myxoid valve disease where some authors report very small incidence of significant TR late after MV valvuloplasty [12]. Furthermore, geometry and localization of RV and TV make difficult the appreciation of TA dimensions with 2D echocardiography urging for more reliable imaging methods using 4D modalities. In order to explore the specific aspects of TA 3D geometry and dynamics in patients with various degrees of TA dilatation and tricuspid insufficiency in the setting of severe (mitral regurgitation (MR) associated with myxomatous MV disease and in the setting of LV dysfunction associated with dilated cardiomyopathy (DCMP), we conducted a prospective comparative study on patients addressed to our department for severe MR surgery using a unique high definition imaging method with multiphase cardiac CT-scan reconstruction which has been shown to be reliable for right atrio-ventricular junction (RAVJ) morphometric and dynamic analyses [13].

MATERIAL AND METHOD

Patient Population

Among patients who underwent an echocardiogram and a following multiphase cardiac CT-scan at our institution for different purposes between January 2017 and June 2019, we selected 21 cases with non-rheumatic degenerative surgical indication for severe MR. All scans were performed as a systematic preoperative evaluation before surgery and retrieved from consecutive cases but exams with bad right-sided opacification were excluded from the study. We also selected 21 patients with advanced ischemic or idiopathic DCMP (LVEF<40%) undergoing cardiac CT-scan as part of routine assessment of the disease. The 42 patients with MR or DCMP were divided in two groups according to TR grade (<2+ and ≥2+). A total of 20 patients had 2+ TR or greater (9 with severe MR and 11 with DCMP). Finally, were retrospectively selected, during the same period, 30 patients who had a CT-scan for atypical chest pain, were in sinus rhythm and had no significant coronary stenosis (>50%)nor structural heart abnormality detected along with no valvular abnormalities and no systolic pulmonary hypertension on echocardiography, notably with no or trace tricuspid insufficiency. . Upon admission, all subjects included in the present study signed a document consenting to all data from their medical files to be used for research purposes and scientific publications, including those from cardiac images. Ethics approval was waived by the institutional ethics committee of Assistance Publique des Hôpitaux de Paris in a view of the retrospective nature of the study and all procedures being performed were part of the routine care.

Transthoracic echocardiography

All selected patients had 2D echocardiography, continuous, pulsed and color doppler performed by an experienced cardiologist with commercially available ultrasound system (Vivid-7 General

Electric Vingmed, Horton, Norway or Epic Cvx Phillips, Andover, MA, USA) at our institution. Severity of TR was evaluated using a multiparametric approach as recommended by Lancelotti et al. [14]. Tricuspid annulus diameter was measured in end-diastole from an apical 4-chamber view. TAPSE was quantified with M-Mode

Cardiac CT-scan Protocol

All CT examinations were performed on a 192-slice Dual Source CT system (SOMATOM Force, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) with a collimation of 2 × 192 × 0.6 mm, and a gantry rotation time of 250 ms. Tube voltage was selected semi-automatically (70–90 kVp) by automated tube voltage selection (CARE kV), and automatic exposure control was used for the tube current based on body size. Slices were reconstructed using a medium sharp kernel (Bv40), using model-based iterative reconstruction strength level 3 (ADMIRE; Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany). Cardiac CT started by continuous injection of a bolus of 80 mL iomeprol 350 mg/mL, followed by 30 mL saline solution into an antecubital vein via an 18-gauge catheter (injection rate 3-5 mL/s). Retrospective ECG-gated acquisition was performed from the level of the carina to the apex of the heart in a cranio-caudal direction. Electrocardiography-based tube current modulation was applied in all patients for a reduced radiation dose. Images were reconstructed at 10%–100% of the R-R interval in 10% increments. End-systole (ES) was identified as the phase of aortic valve closing and end-diastole (ED) as the phase of mitral valve closing.

Tricuspid annulus segmentation

Measurements of the TA size and shape for each time phase were automated in a custom software developed in the Favaloro University (Lattido, Buenos Aires, Argentina). The complete description of the TA reconstruction method using Lattido® has been described elsewhere [13].

In brief, this software allows to display 9 planes orthogonal to the TA plane in steps of 20 degrees around the normal axis (Figure 1). In each of the 9 planes, two seed points were manually pinpointed in the TA border using the long-axis reformation viewport. These 9 pairs of points were not forced to be within the TA plane as to ensure a proper 3D segmentation. By convention, the first orthogonal plane (0-180°) was aligned to the commissure between the right and the non-coronary cusps of the aortic valve (Figure 1B). Phases were expressed as percentage of the RR interval with regard to the ES phase. The software used the 3D position of the seed points to adjust a best-fit plane and to calculate specific geometric features aimed at describing the temporal and spatial evolution of the annular anatomy.

Best-fit plane and geometric descriptors

The best-fit plane was adjusted to the 3D seed points of each time phase using a principal component analysis ~~(PCA)~~ approach.

TA 3D Area and TA 3D Perimeter were also estimated in each phase. To calculate the TA area in 3D, the cubic spline that represented a 3D curve around the annulus and the geometric centroid of the 18 points were first shifted to the center of coordinates (0,0,0). The cubic spline was oversampled by a factor of 20 to obtain 360 interpolated points (1 point = 1 degree). Triangles were formed using two consecutive points on the spline and the TA centroid. The TA area was then calculated as the sum of each of these triangle's areas, expressed by the following formula:

$$TA\ 3D\ Area = \sum_{i} \frac{|P_i \times P_{i+1}|}{2}$$

The farthest distance between every pair of opposite points around the TA (i.e. P_i and P_{i+180}) was adopted as the maximal (max) diameter value and the distance between the pair of points orthogonal to the max diameter was called orthogonal (ortho to max) diameter.

TA area was also automatically estimated in 2D, projecting the spline points into the best-fit plane (TA Projected 2D Area). The ratio between TA 3D Area and TA Projected 2D Area was also used as an indicator of planarity. The sum of distances of the farthest points below and above the best-fit plane were added to calculate TA Height and used to also describe the vertical deformation of the TA (Height reduction). The perimeter was also divided into three segments of 7 contiguous points: $P_{0°}$ to $P_{120°}$, $P_{120°}$ to $P_{240°}$ and $P_{240°}$ to $P_{360°}$ for sectorial analysis.

The eccentricity index (EcI) was also calculated to describe the TA shape and defined as:

$$EcI\ max = 1 - \frac{max_diameter}{ortho\ to\ max_diameter}$$

For a better description of the elliptical shape of the TA, values of the antero-posterior length between $P_{0°}$ and $P_{180°}$, called $AP_{0\text{-}180°}$ diameter, and values of the orthogonal septo-lateral length between $P_{90°}$ and $P_{270°}$, called $SL_{90\text{-}270°}$ diameter, were calculated. We also measured the orientation (angle) of the max diameter and minimal (min) diameter in each phase. These values were expressed as mean of circular quantities (corrected for measures only between 0° and 180°) and standard deviation from this mean. The circular mean consists in converting the angles into points on the unit circle, averaging them, and informs the angle of the averaged point. Before converting the angles, we upscaled them by a factor of 2 (and then downscaled the resulting angle), to compensate the fact that we only have angles between 0° and 180° (e.g. a diameter at 90° is the same as a diameter at 270°).

To explore the dynamics of the RAVJ, two additional parallel planes were automatically generated at 10 mm above and below the TA best-fit plane. Manual contouring of the RV and the right atrium (RA) internal walls was performed at these levels for each phase. Perimeters and areas of RV and RA were estimated in a similar manner to the TA perimeter and area. Global and instant concentric strains measurements of these 3 structures defining the RAVJ were calculated using the following formulas:

$$strain\ (\%) = \frac{perimeter_\max - perimeter_min}{perimeter_min} . 100$$

$$\Delta strain_i\ (\%) = \frac{perimeter_i - perimeter_{i-10\%}}{perimeter_{i-10\%}} . 100$$

where *i* corresponds to the phase number between 0% and 90% of the RR interval.

The distance perpendicular to the plane between the two farthest centroids within the RR interval was measured as the Maximal Center Excursion (TA MCE).

Finally, RV contours at end-systole (ES) and end-diastole (ED) measured with multiplanar curvilinear reconstruction (MPR) method were used to estimate RV volumes and RV ejection fraction (RVEF) as the ratio between RV volumes in ED and ES. Using the MPR method, RA contouring was also performed in the middle transverse orthogonal plane to TA at ED and ES to estimate transverse RA Area (RA tArea).

Statistical analysis

Analysis was done using IBM SPSS 26.0 (IBM Corp, Armonk, NY). Continuous variables were reported as mean ± SD and their normality of distribution was tested using the Shapiro-Wilk test.

Morphometric parameters were indexed to body surface area (BSA). Comparison of data between groups was performed by a two-paired -t-test for continuous variables and χ^2 or a Fischer exact test for categorical variables. Statistical significance was defined as $p<0.05$. Pearson's correlation coefficients were used to assess the correlations between 2D and 3D areas and/or perimeters comparisons as relations between diameters, perimeters and areas, relations between right chambers strain and perimeter shortening and centroid excursion. A logistic binary regression was also performed to determine independent parameters related to maximal 3D TA Area among age, sex, group, sPAP, TR grade, ED RA $_t$Area, ED RV Volume and RVEF.

RESULTS

Baseline characteristics & Morphometry

Baseline characteristics of the study population and comparisons between groups and subgroups of morphometric TA parameters are reported in Table 1 .

Table 1

	Healthy	Mitral regurgitation			Dilated cardiomyopathy		
		All	TR<2+	TR≥2+	All	TR<2+	TR≥2+
N	30	21	12	9	21	10	11
BSA	1.77±0.28	1.8±0.18	1.82±0.16	1.74±0.21	1.97±0.24*••	2.07±0.29	1.88±0.15
Age	56±13	52±15	48±14	58±15	53±13	56±14	50±12
Female Gender, n (%)	15 (50)	11 (52)***	6 (50)	5 (56)•••	4 (20)*	2 (20)	2 (18)
TTE Diameter /BSA	17.6±2.7	21.7±4.7**	20.3±3.0	23.7±6.1	19.5±4.3	16.7±3.3	22.1±3.5••
sPAP	30.7±9.4	33.3±9.2	31.6±5.6	35.3±12.3	41.5±14.0*	43.8±9.6	39.8±16.9
Area 3D /BSA Mean	6.2±1.1	8.9±1.8***	8.2±1.9	9.7±1.3•	8.3±2.6***	6.5±1.3	10.1±2.4••
Area 3D /BSA Min	5.3±1.0	7.7±1.6***	7.1±1.6	8.6±1.1•	7.5±2.3***	6.0±1.3	9.0±2.0••
Area 3D /BSA Max	7.0±1.2	9.8±2.1***	9.1±2.1	10.7±1.7	9.2±3.0***	7.2±1.4	11.1±2.8••
Projected 2D Area / BSA Mean	6.0±1.0	8.5±1.7***	7.9±1.8	9.3±1.3•	8.1±2.6***	6.3±1.3	9.8±2.4••
Projected 2D Area / BSA Min	5.1±1.0	7.5±1.5***	6.9±1.6	8.2±1.0•	7.3±2.3***	5.7±1.2	8.8±2.0••
Projected 2D Area / BSA Max	6.8±1.1	9.5±2.0***	8.8±2.1	10.4±1.6	8.9±3.0**	7.0±1.5	10.8±2.8••
3D Perimeter /BSA Mean	7.0±0.8	8.3±1.1***	7.9±1.1	8.8±1.0	7.5±1.4	6.6±0.9	8.4±1.2••
3D Perimeter /BSA Min	6.5±0.8	7.8±1.0***	7.3±1.0	8.3±0.9•	7.1±1.3	6.3±0.9	7.9±1.1••
3D Perimeter /BSA Max	7.4±0.9	8.8±1.2***	8.4±1.2	9.3±1.1	7.9±1.5•	7.0±0.9	8.9±1.4••
Projected 2D Perimeter/BSA Mean	6.8±0.8	8.0±1.1***	7.6±1.1	8.5±0.9•	7.3±1.4	6.5±0.9	8.2±1.2••
Projected 2D Perimeter/BSA Min	6.3±0.8	7.5±1.0***	7.1±1.0	8.0±0.9•	7.0±1.3*	6.1±0.9	7.8±1.0••
Projected 2D Perimeter/BSA Max	7.2±0.9	8.5±1.2***	8.0±1.1	9.0±1.1	7.7±1.5	6.8±0.9	8.6±1.3••
SL90-270° Diameter /BSA Mean	19.7±2.4	22.6±3.3**	21.4±3.1	24.1±2.8	21.7±5.0	18.6±3.5	24.8±4.2••
SL90-270° Diameter /BSA Min	17.6±2.4	20.3±3.0**	19.3±3.0	21.7±2.5	19.9±4.6*	17.0±3.3	22.8±3.8••
SL90-270° Diameter /BSA Max	21.4±2.8	24.6±3.4**	23.6±3.6	25.8±3.0	23.8±5.3	20.0±4.0	26.7±4.4••
AP0-180° Diameter /BSA Mean	21.5±4.1	26.0±4.3***	24.8±7.7	27.5±3.3	23.2±4.6	20.2±3.2	26.1±4.0••
AP0-180° Diameter /BSA Min	18.8±4.0	22.9±3.9**	21.8±4.0	24.3±3.4	21.4±4.6*	18.3±3.0	24.4±3.7••
AP0-180° Diameter /BSA Max	23.7±4.6	28.4±4.9**	27.0±5.3	30.3±3.9	24.9±4.9•	21.8±3.4	28.0±4.3••
Max Diameter/BSA Mean	23.4±3.1	28.2±4.2***	27.1±4.4	29.6±3.6	25.2±4.4•	22.6±3.2	27.7±4.1••
Max Diameter/BSA Min	21.3±2.8	25.7±3.8***	24.4±3.7	27.5±3.4	23.4±4.1*	20.9±2.9	26.0±3.6••
Max Diameter/BSA Max	25.4±3.5	30.2±4.7***	28.9±4.8	31.8±4.2	26.8±4.7•	24.1±3.3	29.4±4.4••
Eccentricity Max/Ortho Mean	0.58±0.12	0.59±0.12	0.61±0.13	0.57±0.11	0.55±0.11	0.60±0.10	0.48±0.08••
Eccentricity Max/Ortho Min	0.43±0.15	0.45±0.13	0.45±0.13	0.44±0.14	0.42±0.16	0.50±0.13	0.33±0.13••
Eccentricity Max/Ortho Max	0.70±0.10	0.70±0.11	0.70±0.12	0.70±0.09	0.64±0.09*	0.70±0.07	0.59±0.07••
Min Diameter /BSA Mean	17.9±2.3	21.0±3.1***	19.7±2.7	22.8±2.7•	19.9±4.5*	16.8±3.0	23.0±3.5•••
Min Diameter /BSA Min	15.8±2.3	18.6±2.4***	17.9±2.3	19.6±2.3	18.4±4.1**	15.7±2.3	21.2±3.3••

Min Diameter /BSA Max	19.8±2.6	22.7±3.1**	21.7±3.3	23.9±2.6	21.2±4.9	18.0±3.5	24.4±4.0**
Height Mean	6.2±1.3	7.3±1.2**	7.5±1.4	7.2±0.92	6.9±1.2	6.7±1.4	7.1±0.97
Height Min	4.5±1.0	4.8±1.0	4.8±1.1	4.9±0.85	4.7±1.0	4.5±1.2	4.9±0.77
Height Max	6.2±1.3	10.4±2.4***	10.9±2.8	9.6±1.5	9.4±1.9***	9.2±2.1	9.5±1.77
H/W Ratio Mean	0.27±0.06	0.27±0.05	0.28±0.06	0.24±0.03	0.28±0.06	0.30±0.08	0.26±0.04
H/W Ratio Min	0.19±0.04	0.17±0.04	0.18±0.05	0.17±0.02	0.19±0.05	0.20±0.05	0.18±0.04
H/W Ratio Max	0.27±0.06	0.37±0.10***	0.41±0.10	0.33±0.06*	0.38±0.11***	0.41±0.13	0.35±0.09

Comparison vs healthy: *p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001. Comparison vs TR<2+: *p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001

* non parametric Test Mantel Haenzel

Age was not different between groups. There were less females in DCMP patients and BSA was greater. Also, pulmonary arterial pressures were elevated in the DCMP group. Patients with TR≥2+ had larger TA diameters measured on echocardiography in both MR and DCMP groups.

Compared to healthy patients, indexed values of TA 3D Area, TA 3DPerimeter and all measured TA diameters were significantly increased in MR and DCMP groups. Although areas were comparable between MR and DCMP groups, there is a tendency for some parameters such as TA 3D Perimeter, TA Max Diameter and TA $AP_{0\text{-}180°}$ Diameter to be greater in patients with MR compared to patients with DCMP.

In subgroup analysis, among all patients with MR, with or without significant TR, TA diameters and areas were greater compared to healthy subjects. Only patients with DCMP and TR≥2+ had a lower ECI_{max} . Finally, there was a slight reduction tendency, although not statistically significant, in mean H/W ratio when patients had TR≥2+ in both DCMP and MR groups

Dynamic Analysis

Global shortening of TA parameters during the cardiac cycle are reported in Table 2.

Table 2

	Healthy	Mitral regurgitation			Dilated cardiomyopathy		
		All	TR<2+	TR≥2+	All	TR<2+	TR≥2+
N	30	21	12	9	21	10	11
3D Area /BSA Shortening, %	24.1±7.2	20.7±4.9	21.9±5.1	19.2±4.5	18.4±7.0**	18.3±6.3	18.5±7.9
3D Perimeter /BSA Shortening, %	12.6±4.1	11.6±3.4	12.6±3.6	10.4±2.8	10.3±3.9	10.3±3.7	10.3±4.2
Contraction Perimeter 1st third, %	27.4±6.7	22.7±4.6**	23.2±4.5	22.0±4.9	20.9±7.0**	21.8±7.7	20.0±6.5
Contraction Perimeter 2nd third, %	26.0±5.8	23.2±7.5	23.3±5.1	23.1±10.1	20.6±6.7**	22.2±7.3	19.1±5.9
Contraction Perimeter 3rd third, %	23.4±6.2	21.3±9.3	20.9±10.4	21.7±8.0	20.6±6.1	18.9±6.4	22.2±5.7
Projected 2D Perimeter/BSA Shortening, %	12.8±4.1	11.3±3.6	11.6±3.9	10.9±3.4	9.8±3.2**	10.0±2.2	9.6±4.2
SL90-270° Diameter /BSA Shortening, %	17.5±5.7	17.3±4.5	18.3±4.4	15.9±4.4	14.7±4.6	14.8±4.2	14.5±5.2
AP0-180° Diameter /BSA Shortening, %	21.0±7.2	19.1±6.0	18.6±7.0	19.8±4.6	14.5±3.9*****	16.2±4.7	12.7±1.7*
Max Diameter/BSA Shortening, %	15.8±4.3	14.4±6.1	15.1±6.5	13.5±5.8	12.5±3.6**	13.4±4.4	11.6±2.5
Height Shortening, %	45.1±10.4	52.0±10.2*	54.9±11.8	48.2±6.4	50.5±9.5	52.4±11.5	48.5±7.0
H/W Ratio Shortening, %	27.4±6.7	52.8±10.4***	55.5±12.3	49.1±5.8	47.6±11.6***	46.6±15.4	48.6±6.8

Shortening of TV orifice 3D area occurring during the cardiac cycle was reduced in both MR and DCMP groups compared to the healthy group but TA 3D Perimeter reduction (global TA strain) was decreased significantly only for DCMP patients. Alteration of horizontal TA deformations concerned only the first third of perimeter ($P_{0°}$ -$P_{120°}$ segment) in MR patients

whereas dynamics of almost all 2D parameters was altered for patients with DCMP. Moreover, variation in $AP_{0\text{-}180°}$ Diameter was decreased in DCMP patients compared to patients with MR. Vertical deformation was increased in both MR and DCMP patients compared to healthy subjects.
In subgroup analysis there was no statistical differences in TA dynamics within the MR group between TR≥2+ and TR<2+ patients. Notably reduction in the $P_{0°}$-$P_{120°}$ Segment and increase in vertical dynamics of the TA were also present in patients without TR. This was also noted in patients with DCMP, but in this group, only TA $AP_{0\text{-}180°}$ Diameter Shortening was found to be significantly reduced in patients with TR≥2+.

Time analysis revealed that maximal values of 3D parameters occurred in mid-to-late diastole (ES+30% and ES+40%) in all patients with or without TR. On the contrary, minima values were most frequently seen in end-systole (ES-20% and ES-10%) for TR≥2+ patient and patients with DCMP, whereas they occurred in early-systole for TR<2+ patients (ES-40% and ES-30%) and patients with MR (Figure 1). Such difference was also noted for the other 2D parameters such as Max diameter except $SL_{90\text{-}270°}$ Diameter which had a similar pattern of variation during the cardiac cycle whatever the group (Figure 2).

Figure 1: TA 3D areas during the cardiac cycle according to groups

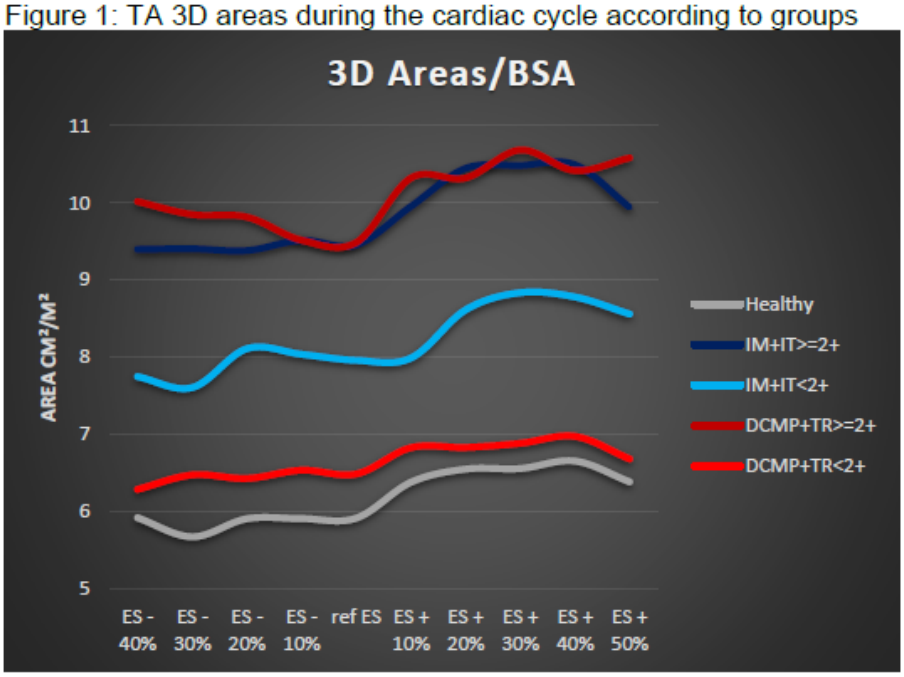
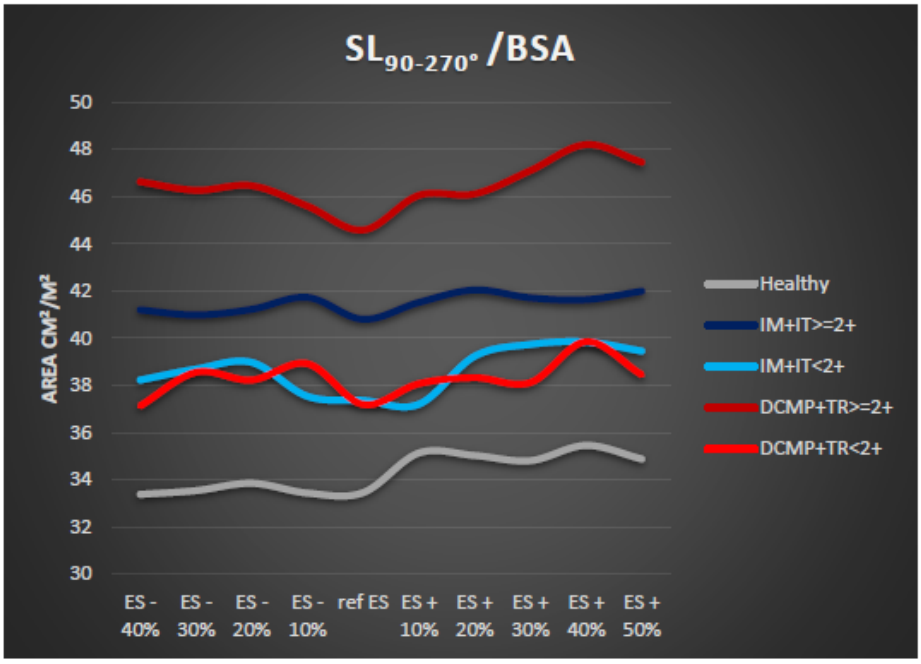
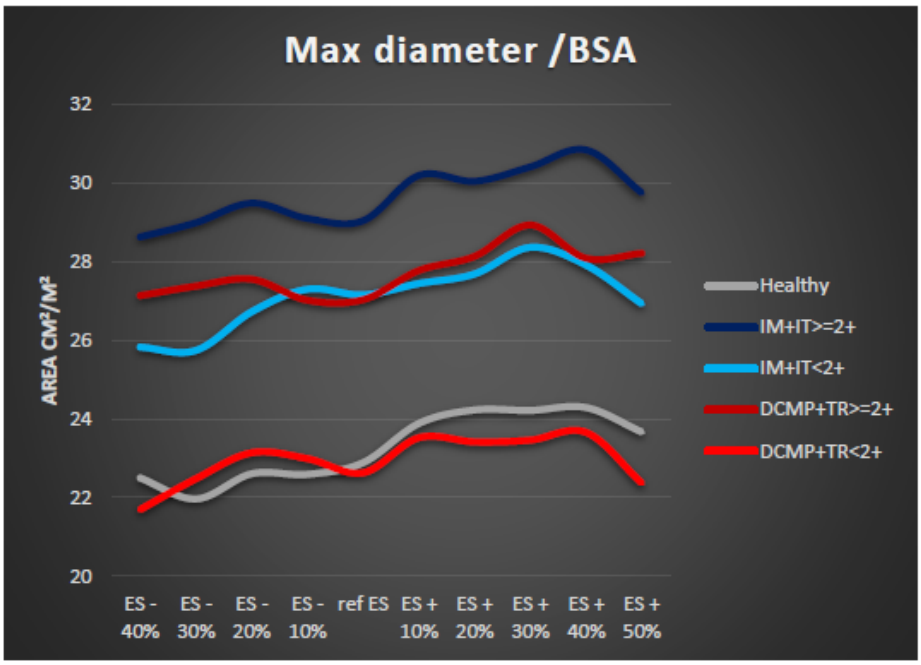


Figure 2 Variation of SL diameter and Max diameter within groups





Dynamics of the RAVJ

Morphometric and dynamical values of the other RAVJ components are presented in Table 3

Table 3

	Healthy	Mitral regurgitation			Dilated cardiomyopathy		
		All	TR<2+	TR≥2+	All	TR<2+	TR≥2+
N	30	21	12	9	21	10	11
TAPSE, mm	20.8±3.2	21.5±5.3	22.1±5.3	20.7±5.4	17.6±5.1*+	21.0±4.3	14.7±3.8++
Center excursion, mm	-18.1±3.9	-19.6±5.4	-20.5±5.2	-18.4±5.7	-10.6±4.8***+++	-13.3±4.7	-7.8±3.0++
RA Perimeter Mean / BSA	9.9±1.6	11.4±1.9**	10.6±1.9	12.4±1.4	21.6±3.5*	9.4±1.7	12.8±1.6+++
RA Perimeter Min / BSA	9±1.5	10.5±1.9**	9.7±1.6	11.4±1.7+	20.5±3.7**	8.7±1.7	12.3±1.4+++
RA Perimeter Max / BSA	10.6±1.7	12.3±1.7**	11.7±1.8	13.2±1.3+	22.6±3.4	9.9±1.8	13.2±1.6+++
RA Perimeter Shortening, %	15.8±7.0	15.3±7.3	16.6±7.5	13.6±7.2	9.7±4.6**++	12.7±4.3	6.7±2.5++
RV Perimeter Mean / BSA	9.8±1.6	11.4±1.6**	10.8±1.6	12.1±1.3	20.4±3.3	9.1±1.9	11.8±1.7++
RV Perimeter Min / BSA	8.5±1.4	9.9±1.4**	9.4±1.4	10.5±1.2	18.7±3.4*	8.1±1.7	10.9±1.6++
RV Perimeter Max / BSA	10.8±1.7	12.5±1.8**	11.8±1.8	13.3±1.5	21.8±3.2	9.9±2.0	12.4±1.7++
RV Perimeter Shortening, %	21.1±4.4	20.4±5.0	20.4±6.4	20.4±2.2	14.9±5.8***++	18.0±4.8	11.7±5.0+
RV Volume MPR (ml) ED / BSA	78.7±17.4	96.2±23.5**	92.0±27.6	101.8±16.4	233.9±95.8***	87.6±29.5	152.6±56.0++
RV Volume MPR (ml) ES / BSA	38.2±12.6	55.5±17.7***	51.6±16.5	60.6±17.9	174.3±94.2***++	59.4±30.3	119.9±53.4++
RVEF MPR, %	51.2±8.9	46.6±10.9	51.0±9.5	40.8±10.2+	28.8±15.4***+++	34.1±13.9	23.4±15.5

Comparison vs healthy: *p<0.05, **p<0.01, ***p<0.001. Comparison vs TR<2+: +p<0.05, ++p<0.01, +++p<0.001

In TR≥2+ patients, all 3 components of the RAVJ were dilated and global concentric strains of both atrial and ventricular were reduced compared to TR<2+ patients. Apical displacement of TA was also significantly lower attested in these patients by both echocardiographic (TAPSE) and CT measurements (TA MCE). Subgroup analysis confirmed these features for patients with DCMP, except that on echocardiography, TAPSE was not significantly reduced. In patients with MR, RA and RV were also dilated but, according to the presence of TR, only RA Area and FEVD were substantially modified in patients with TR≥2+.

Correlation coefficient of RVEF were r=0,445 (p<0,001) with echocardiographic TAPSE in M-mode, r=0,640 (p<0,001) with TA MCE, r=0,456 (p<0,001) with global TA Strain, r=0,657 (p<0,001) with global Concentric RV Strain, and r=0,267 (p=0,031) with H/W ratio shortening.

Predictors of TR and annular dilatation

Table 4 shows the results of the multivariate analysis on predictors of maximal value of TA 3D Area. Both ED RA tArea and ES RV volume were independently associated with annular dilatation.

Table 4

	Non-stand. coeffs		Stand. Coeffs	p
	Beta	SD	Beta	
ED RA tArea	0.283	0.06	0.572	0.000
ES RV Volume	0.024	0.007	0.431	0.002
RVEF	0.043	0.034	0.151	0.204
Group (Healthy, MR, DCMP)	-0.136	0.645	-0.026	0.833
TR grade	-0.352	0.462	-0.081	0.449
BSA	2,336	1,663	0.136	0.166
Age	-0.046	0.031	-0.135	0.140
Sex	1,154	0.904	0.127	0.207
sPAP	0.061	0.041	0.168	0.141
Constant	0.845	4.703		0.858

ED RA tArea: End-diastolic right atrium transverse area. ES RV Volume: end-systolic right ventricle volume. RVEF: right ventircular ejection fraction. TR: tricuspid regurgitation

DISCUSSION

Annular dilatation, as RV enlargement, is the main mechanism of secondary FTR [2]. It is also considered as a better predictive factor than preoperative TR grade itself for TR worsening after left-sided heart valve surgery [15]. In this context, TA measurement remains crucial for optimal management of patients who undergo valve interventions. However, knowledge on human TA morphometry and dynamics under physiological and pathological conditions is lacking to accurately evaluate TA dimensions and the best imaging method for clinical practice remains to be found. Using the high spatial resolution of cardiac CT-scan and a dedicated software to reconstruct the RAVJ of 3 groups of patients in 3D + time, we demonstrated that:– TA dimensions were increased in patients with MR due to myxoid mitral valve disease even without significant secondary FTR;- the ovoid and saddle shape of the TA is maintained in patients with TA enlargement secondary to MR or DCMP;-the second half of ventricular filling is the optimal time-phase to get maximal TA dimensions; and-ES RV Volume and ED RA Area are both independently related to maximal TA 3D Area.

The additional value of cardiac CT-scan in FTR and TA dilatation analysis has been demonstrated by Kabasawa et al.[16] who found a better correlation between actual intra operative TA diameter and its measurement by CT-scan rather than by 2D echocardiography. Hassani et al. [17] also demonstrated that in secondary FTR even non-gated CT is efficient to measure TA diameter and to detect significant TR. Our results confirmed the differences between 2D and 3D imaging methods in the evaluation of TA dimensions. Among MR group, patients with significant FTR demonstrated larger standard deviation in indexed TA diameter measured by transthoracic echocardiography compared to CT questioning echocardiography as the referent imaging method to plane an additional tricuspid annuloplasty at the time of mitral valve surgery based on the cut-off value of 21mm/m² [10] [11]. Maximal 3D areas values obtained in the present study are thoroughly comparable to those previously reported in ED by Praz et al. [18] who also used CT-scan and a semi-automated method for TA analysis . Our timing analysis confirmed that the biphasic pattern of the TA area curve over time is globally preserved in patients with secondary FTR [19]. But it also further demonstrates that the systolic contraction of TA is delayed, explaining the significant difference observed by Maeaba et al. [20] in TA 3D area at ES between patients with and without FTR even in the absence of RV dilatation. As it has been shown for the mitral valve, this delay is probably responsible for the onset of TR in the beginning of systole.

The ovoid shape remains globally preserved in the different groups of our study population. Against the findings mostly reported in the literature, we did not find that eccentricity index was modified in the MR group with annular dilatation and/or FTR. Still, this corroborates the absence of

TA circularization already observed in patients with FTR secondary to aortic valve stenosis [21]. Moreover, the MR group in our study was specifically composed of patients with myxomatous disease who demonstrated enlarged orifice whatever the degree of TR. Additionally we found that these patients had an increased TA Height. We could speculate that, compared to the standard population, these patients had, besides larger mitral annular dimensions, normal functioning TA dilatation, further pleading in this population, for re-assesment of the cut-off value diameter of 21mm²/m² in treatment of concomitant annular dilatation. In the subgroup of DCMP and TR≥2+, IEc was smaller, attesting that TA was more circular. Although it was not statistically significant, we also found a that Max Diameter Angle tended to have 10° more septolateral orientation in the DCMP patients (mean 128° vs 117°, p=. Interestingly, Utsunomiya et al. [22]showed that TA dilatation was more anteroposteriorly oriented in primary FTR compared to secondary FTR. Thus, we could conclude that, among the FTR population, etiopathogenesis may influence TA shape and has to be taken into account when evaluating TA dimensions with 2D imaging methods.

In contradiction with most reports [19] [23], we also did not find that TA Height was reduced in patients with significant TR. However detailed analysis of the TA saddle-shape showed that in all our patients from 3 different groups the two vertically farthest annular points are P0° and P60° which respectively correspond respectively to the antero-septal commissure and midspetal leaflet insertion . Thus the RAVJ segment between these points is where the small paracommissural part of the septal leaflet inserted on the convergence area of the interventricular septum and interatrial septum which lay over the posterior trigone between aortic mitral and tricuspid annuli. Only high spatial resolution 3D imaging methods such as CT-scan are able to capture the details of this area for finite analysis and precisely pinpoint these two points [24]. Furthermore, even in dilated tricuspid orifices, the anteroseptal commissure (P0°) remains highly anchored to the rigid aortic annulus below the right-to-non coronary intercommisural triangle and the middle of the septal leaflet insertion (P60°) remains deep onto the muscular interventricular septum and there is no specific reason for these 2 points to get vertically closer when RAVJ dilates. Since TA height is not modified, the decrease in H/W ratio observed in patients with TR≥2+ in DCMP and MR groups is related to Max diameter increase as previously reported in 3D transesophagal echocardiography in patients with or without RV dilatation [25].

Time analysis of TA morphometric parameters also revealed that maximal values are invariably observed at ES+30% and ES+40%, during the second half of ventricular filling. Additionally the present study confirms previous report showing that the TA saddle shape, evaluated by H/W Ratio, decrease during diastole [13] [25]. This temporal aspect needs to be considered in tricuspid orifice maximal measurements which should focus on the second third of the diastole.

In secondary FTR, severity of TR has been linked to 4 predictive factors: TA dilatation, pulmonary arterial pressures, RVEF and RV volume. Our study further demonstrated the independent relation between maximal TA 3D Area and ES RV Volume. More surprisingly, it also shows an independent relation between maximal TA 3D Area and RA $_t$Area. Nemoto et al. had already reported a strong correlation between annular dilatation and RA volume in patients with early FTR. But in this study, 30% of patients with moderate TR were in chronic atrial fibrillation which could solely be responsible for annular dilatation in the recently described “primitive FTR” [22]. Our data demonstrated that for patients in sinus rhythm with left-sided heart disease, independently of TR grade and elevation of sPAP, TA dilatation is related to both RV and RA enlargement.

Measurement in M-mode echocardiography of TAPSE is considered as a reliable method to evaluate RV systolic function [26] [27]. However, this measurement focus only on the longitudinal contraction of an isolated segment of the free RV wall. It has been shown that, under physiological conditions, longitudinal contraction is responsible for 80% of RV ejection volume [28]. In pulmonary hypertension, it has been shown that circumferential contraction plays a more important role in global RV performance and the apical movement of an isolated point of the annulus is not sufficient to define the whole RV function[29]. Moreover, TAPSE is dependent on loading conditions, could be modified by pericardial adhesions and could be reduced, in patients with isolated altered LV function by the ventricular interdependence [30]. Our results confirmed a previously myocardial scintigraphy study which demonstrated that, in secondary FTR, TAPSE is

moderately correlated to RVEF [31]. Center excursion as proposed in this study analyze the entire longitudinal displacement of the RV base and is better correlated to RVEF in this population with elevated sPAP or significant LV dysfunction. Moreover, the very good correlation found between RVEF and our RV global concentric strain, suggested that circumferential shortening of the RAVJ ventricular component as also permitted by CT-scan could be relevant for RV systolic evaluation.

LIMITATIONS

The main limitation of this study is related to the limited number of patients in each group and overall, in each subgroup. Many comparisons of morphometric parameters between groups are just below statistical significance which limit the power of this study. The time curves presented in this study are derived from mean values within groups of parameters at each time point. The different profiles of each patient have not been specifically analysis and could be quite different from the mean values.

It must be notified that although we promote cardiac CT-scan over echocardiography in the assessment of TV disease and RV function, this is a radiating exam. However, it remains less invasive than coronary angiogram with similar level of radiation, and coronary CT-scan is currently more often use in preoperative assessment of patients who undergo left sided heart valve disease.

CONCLUSION

Using the high spatial resolution of cardiac CT-scan acquisitions, we showed that TA dilatation in secondary FTR depends on both RA and RV enlargement. However, among patients with secondary FTR, TA pathological modifications have specific morphological and dynamics patterns related to the remote left sided heart disease. In patients with myxomatous mitral valve disease, even in the absence of significant TR, the tricuspid orifice is dilated above compared to the standard population and above the accepted cut-off value for concomitant tricuspid annuloplasty. In patients with significant FTR, the ovoid and saddle shape of TA is maintained in patients with myxoid MR and it is not in DCMP patients. This pleads for a more adapted approach to TV analysis and treatment at the time of left sided heart valve surgery.

We also demonstrate that cardiac CT-scan could give relevant information on TA measurements, dynamics and RV systolic function in secondary FTR and that the acquisition at 70% of the RR interval as performed by less radiating coronary CT is most of the time sufficient to characterize TA dilatation.

REFERENCES

[1] Singh JP, Evans JC, Levy D, Larson MG, Freed LA, Fuller DL, et al. Prevalence and clinical determinants of mitral, tricuspid, and aortic regurgitation (the Framingham Heart Study). Am J Cardiol 1999;83:897–902.

[2] Vieitez JM, Monteagudo JM, Mahia P, Perez L, Lopez T, Marco I, et al. New insights of tricuspid regurgitation: a large-scale prospective cohort study. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2021;22:196–202.

[3] Carpentier A. Cardiac valve surgery--the “French correction.” J Thorac Cardiovasc Surg 1983;86:323–37.

[4] Prihadi EA, Delgado V, Leon MB, Enriquez-Sarano M, Topilsky Y, Bax JJ. Morphologic Types of Tricuspid Regurgitation: Characteristics and Prognostic Implications. JACC Cardiovasc Imaging 2019;12:491–9.

[5] Braunwald NS, Ross J, Morrow AG. Conservative management of tricuspid regurgitation in patients undergoing mitral valve replacement. Circulation 1967;35:I63-69.

[6] Topilsky Y, Khanna A, Le Tourneau T, Park S, Michelena H, Suri R, et al. Clinical context and mechanism of functional tricuspid regurgitation in patients with and without pulmonary hypertension. Circ Cardiovasc Imaging 2012;5:314–23.

[7] Goldstone AB, Howard JL, Cohen JE, MacArthur JW, Atluri P, Kirkpatrick JN, et al. Natural history of coexistent tricuspid regurgitation in patients with degenerative mitral valve disease: implications for future guidelines. J Thorac Cardiovasc Surg 2014;148:2802–9.

[8] Essayagh B, Antoine C, Benfari G, Maalouf J, Michelena HI, Crestanello JA, et al. Functional tricuspid regurgitation of degenerative mitral valve disease: a crucial determinant of survival. Eur Heart J 2020;41:1918–29.

[9] Van de Veire NR, Braun J, Delgado V, Versteegh MIM, Dion RA, Klautz RJM, et al. Tricuspid annuloplasty prevents right ventricular dilatation and progression of tricuspid regurgitation in patients with tricuspid annular dilatation undergoing mitral valve repair. J Thorac Cardiovasc Surg 2011;141:1431–9.

[10] Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, Carabello BA, Erwin JP, Fleisher LA, et al. 2017 AHA/ACC Focused Update of the 2014 AHA/ACC Guideline for the Management of Patients With Valvular Heart Disease: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. J Am Coll Cardiol 2017;70:252–89.

[11] Vahanian A, Beyersdorf F, Praz F, Milojevic M, Baldus S, Bauersachs J, et al. 2021 ESC/EACTS Guidelines for the management of valvular heart disease. Eur J Cardio-Thorac Surg Off J Eur Assoc Cardio-Thorac Surg 2021;60:727–800.

[12] David TE, David CM, Manlhiot C. Tricuspid annulus diameter does not predict the development of tricuspid regurgitation after mitral valve repair for mitral regurgitation due to degenerative diseases. J Thorac Cardiovasc Surg 2018;155:2429–36.

[13] Jouan J, Craiem D, Masari I, Bliah V, Soulat G, Mousseaux E. Morphological and Dynamic Analysis of the Right Atrioventricular Junction in Healthy Subjects with 4D Computed Tomography. Cardiovasc Eng Technol 2022

[14] Lancellotti P, Tribouilloy C, Hagendorff A, Popescu BA, Edvardsen T, Pierard LA, et al. Recommendations for the echocardiographic assessment of native valvular regurgitation: an executive summary from the European Association of Cardiovascular Imaging. Eur Heart J - Cardiovasc Imaging 2013;14:611–44.

[15] Dreyfus GD, Corbi PJ, Chan KMJ, Bahrami T. Secondary tricuspid regurgitation or dilatation: which should be the criteria for surgical repair? Ann Thorac Surg 2005;79:127–32.

[16] Kabasawa M, Kohno H, Ishizaka T, Ishida K, Funabashi N, Kataoka A, et al. Assessment of functional tricuspid regurgitation using 320-detector-row multislice computed tomography: risk factor analysis for recurrent regurgitation after tricuspid annuloplasty. J Thorac Cardiovasc Surg 2014;147:312–20.

[17] Hassani C, Ng B, Cen S, Tejura TK, Saremi F. Tricuspid Annular Diameter Measurement on Routine Chest CT Can Detect Significant Tricuspid Regurgitation. AJR Am J Roentgenol 2019;213:W257–63.

[18] Praz F, Khalique OK, Dos Reis Macedo LG, Pulerwitz TC, Jantz J, Wu IY, et al. Comparison between Three-Dimensional Echocardiography and Computed Tomography for Comprehensive Tricuspid Annulus and Valve Assessment in Severe Tricuspid Regurgitation: Implications for Tricuspid Regurgitation Grading and Transcatheter Therapies. J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr 2018;31:1190-1202.e3.

[19] Ton-Nu T-T, Levine RA, Handschumacher MD, Dorer DJ, Yosefy C, Fan D, et al. Geometric determinants of functional tricuspid regurgitation: insights from 3-dimensional echocardiography. Circulation 2006;114:143–9.

[20] Maeba S, Taguchi T, Midorikawa H, Kanno M, Sueda T. Four-dimensional geometric assessment of tricuspid annulus movement in early functional tricuspid regurgitation patients indicates decreased longitudinal flexibility. Interact Cardiovasc Thorac Surg 2013;16:743–9.

[21] Rosendael PJ van, Joyce E, Katsanos S, Debonnaire P, Kamperidis V, Kley F van der, et al. Tricuspid valve remodelling in functional tricuspid regurgitation: multidetector row computed tomography insights. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2016;17:96–105.

[22] Utsunomiya H, Itabashi Y, Mihara H, Berdejo J, Kobayashi S, Siegel RJ, et al. Functional Tricuspid Regurgitation Caused by Chronic Atrial Fibrillation: A Real-Time 3-Dimensional Transesophageal Echocardiography Study. Circ Cardiovasc Imaging 2017;10:e004897.

[23] Fukuda S, Saracino G, Matsumura Y, Daimon M, Tran H, Greenberg NL, et al. Three-dimensional geometry of the tricuspid annulus in healthy subjects and in patients with functional tricuspid regurgitation: a real-time, 3-dimensional echocardiographic study. Circulation 2006;114:I492-498.

[24] Faletra FF, Leo LA, Paiocchi VL, Schlossbauer SA, Borruso MG, Pedrazzini G, et al. Imaging-based tricuspid valve anatomy by computed tomography, magnetic resonance imaging, two and three-dimensional echocardiography: correlation with anatomic specimen. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2019;20:1–13.

[25] Ring L, Rana BS, Kydd A, Boyd J, Parker K, Rusk RA. Dynamics of the tricuspid valve annulus in normal and dilated right hearts: a three-dimensional transoesophageal echocardiography study. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2012;13:756–62.

[26] Hammarström E, Wranne B, Pinto FJ, Puryear J, Popp RL. Tricuspid annular motion. J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr 1991;4:131–9.

[27] Miller D, Farah MG, Liner A, Fox K, Schluchter M, Hoit BD. The relation between quantitative right ventricular ejection fraction and indices of tricuspid annular motion and myocardial performance. J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr 2004;17:443–7.

[28] Carlsson M, Ugander M, Heiberg E, Arheden H. The quantitative relationship between longitudinal and radial function in left, right, and total heart pumping in humans. Am J Physiol Heart Circ Physiol 2007;293:H636-644.

[29] Greyson CR. Evaluation of right ventricular function. Curr Cardiol Rep 2011;13:194–202.

[30] López-Candales A, Rajagopalan N, Saxena N, Gulyasy B, Edelman K, Bazaz R. Right ventricular systolic function is not the sole determinant of tricuspid annular motion. Am J Cardiol 2006;98:973–7.

[31] Nemoto N, Lesser JR, Pedersen WR, Sorajja P, Spinner E, Garberich RF, et al. Pathogenic structural heart changes in early tricuspid regurgitation. J Thorac Cardiovasc Surg 2015;150:323–30.

COMMUNICATIONS ORALES

1- Jouan J, Hiro M, Pagel M, Degandt A, Duran C

Dynamics of the normal Tricuspid Valve: sonomicrometric study in sheep.

Society of Heart and Valve Disease, Juin 2003, Paris, France

2- Jouan J, Pagel M, Hiro M, Duran CM

Changements dynamiques de la valve tricuspide au cours du cycle cardiaque

Société Française de Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire, Juin 2004, Toulouse, France

3- Jouan J, Masari I, Bliah V, Soulat G, Craiem D, Mousseaux E

Dynamics of the right atrio-ventricular junction in healthy patients: a high-resolution study with multislice computed tomography

Heart Valve Society February 2020, Abu Dhabi, UAE

PRIX ET BOURSES

1- Bourse de Recherche de la Fondation pour la Recherche Médicale 2003

2- 1^{ier} Prix Poster commenté, Valve Science, Heart Valve Society, 6th Annual Scientific Meeting, 2020: Dynamics of the right atrio-ventricular junction in healthy patients: a high-resolution study with multislice computed tomography