UNIVERSITE TOULOUSE III – Paul SABATIER

FACULTES DE MEDECINE

ANNEE 2013

2013 TOU3 1555

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

MEDECINE SPECIALISEE CLINIQUE

Présentée et soutenue publiquement

Par

Pauline MARCHAL

Interne des hôpitaux de Toulouse

Le 2 octobre 2013

Fermeture percutanée des communications interauriculaires chez l'enfant : apport de l'échographie transoesophagienne tridimensionnelle

Directeur de thèse : Docteur Sébastien HASCOET

JURY

| Professeur Michel GALINIER | Président |
|----------------------------|---------------|
| Professeur Didier CARRIE | Assesseur |
| Professeur Philippe ACAR | Assesseur |
| Professeur Meyer ELBAZ | Assesseur |
| Docteur Sébastien HASCOET | Suppléant |
| Docteur Mathieu GAUTIER | Membre invité |
| Docteur François HEITZ | Membre invité |

UNIVERSITE TOULOUSE III – Paul SABATIER

FACULTES DE MEDECINE

ANNEE 2013

2013 TOU3 1555

THESE

POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

MEDECINE SPECIALISEE CLINIQUE

Présentée et soutenue publiquement

Par

Pauline MARCHAL

Interne des hôpitaux de Toulouse

Le 2 octobre 2013

Fermeture percutanée des communications interauriculaires chez l'enfant : apport de l'échographie transoesophagienne tridimensionnelle

Directeur de thèse : Docteur Sébastien HASCOET

JURY

| Professeur Michel GALINIER | Président |
|----------------------------|---------------|
| Professeur Didier CARRIE | Assesseur |
| Professeur Philippe ACAR | Assesseur |
| Professeur Meyer ELBAZ | Assesseur |
| Docteur Sébastien HASCOET | Suppléant |
| Docteur Mathieu GAUTIER | Membre invité |
| Docteur François HEITZ | Membre invité |



TABLEAU du PERSONNEL HU des Facultés de Médecine du l'Université Paul Sabatier au 1^{er} septembre 2012

Professeurs honoraires

Doyen Honoraire Doyen Honoraire Doyen Honoraire Doyen Honoraire Doven Honoraire Professeur Honoraire

Professeur GHISOLFI Professeur LARROUY Professeur ALBAREDE Professeur CONTÉ Professeur MURAT Professeur MANELFE Professeur LOUVET Professeur SOLEILHAVOUP Professeur SARRAMON Professeur CARATERO M. LAZORTHES G. M. PUEL P. M. GUIRAUD-CHAUMEIL M. LAZORTHES Y. M. CHAP H. M. COMMANAY M. CLAUX M. ESCHAPASSE Mme ENJALBERT M. GAYRAL M. PASQUIE M. RIBAUT M. SARRASIN M. GAY M. ARLET J. M. RIBET M. MONROZIES M. MIGUERES M DALOUS M. DUPRE M. FABRE J. M. FEDOU M. LARENG M. DUCOS M. GALINIER M. LACOMME M. BASTIDE M. COTONAT M. DAVID Mme DIDIER M GAUBERT M. GUILHEM Mme LARENG M.B. M. BES M. BERNADET M. GARRIGUES M. REGNIER M. COMBELLES M. REGIS M. ARBUS M. LARROUY M. PUJOL M. ROCHICCIOLI M. RUMEAU M. PAGES M. BESOMBES M. GUIRAUD M. SUC M. VALDIGUIE M. COSTAGLIOLA M. BOUNHOURE

Professeur Honoraire **Professeur Honoraire** Professeur Honoraire Professeur Honoraire Professeur Honoraire associé Professeur Honoraire Professeur Honoraire

M. PONTONNIER M. CARTON Mme PUEL J. M. GOUZI M. DUTAU M. PONTONNIER M. PASCAL M. MURAT M. SALVADOR M. M. SOLEILHAVOUP M. BONEU M. BAYARD M. LEOPHONTE M. FABIÉ M. BARTHE M. CABARROT M. GHISOLFI M. DUFFAUT M. ESCAT M. ESCANDE M. SARRAMON M. CARATERO M. CONTÉ M. ALBAREDE M. PRIS M. CATHALA M. BAZEX M. ADER M. VIRENQUE M. CARLES M. LOUVET M. BONAFÉ M. VAYSSE M. ESQUERRE M. GUITARD M. LAZORTHES F. M. ROQUE-LATRILLE M. CERENE M. FOURNIAL M. HOFF M. REME M. FAUVEL M. BOCCALON M. FREXINOS M. CARRIERE M. MANSAT M. M. ROLLAND M. THOUVENOT M. CAHUZAC M DELSOL Mme ARLET

Professeurs émérites

Professeur GUIRAUD-CHAUMEIL Professeur COSTAGLIOLA Professeur L. LARENG Professeur JL. ADER Professeur Y. LAZORTHES Professeur H. DABERNAT Professeur F. JOFFRE Professeur B. BONEU Professeur J. CORBERAND Professeur JM. FAUVEL

Professeur Honoraire

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN 37 allées Jules Guesde - 31062 TOULOUSE Cedex

P.U. - P.H.

Classe Exceptionnelle et 1ère classe

M. ADOUE D. M. AMAR J. M. ARNE J.L. (C.E) M. ATTAL M. (C.E) M. AVET-LOISEAU H. M. BLANCHER A. M. BONNEVIALLE P. M BOSSAVY JP M. BROUSSET P. (C.E) M. BUGAT R. (C.E) M. CARRIE D. M. CHAP H. (C.E) M. CHAUVEAU D. M. CHOLLET F. (C.E) M. CLANET M. (C.E) M. DAHAN M. (C.E) M. DALY-SCHVEITZER N. M. DEGUINE O. M. DUCOMMUN B. M. FERRIERES J. M. FRAYSSE B. (C.E) M. IZOPET J. M. LIBLAU R. M. LANG T. M. LANGIN D M. LAUQUE D. M. MAGNAVAL J.F. M. MALAVAUD B. M. MARCHOU B. M. MONROZIES X. M. MONTASTRUC J.L. (C.E) M MOSCOVICI J Mme MOYAL E Mme NOURHASHEMI F. M. OLIVES J.P. M. OSWALD E. M. PARINAUD J. M. PERRET B. (C.E) M POURRAT J M. PRADERE B. M. QUERLEU D. (C.E)

M. RAILHAC J.J. (C.E)

M. RISCHMANN P. (C.E)

M. SALES DE GAUZY J.

M. RASCOL O.

M. RIVIERE D.

M. SALLES J.P.

M. TELMON N.

M. SERRE G. (C.E)

M. TREMOULET M.

M. VINEL J.P. (C.E)

Médecine Interne, Gériatrie Thérapeutique Ophtalmologie Hématologie Hématologie Immunologie (option Biologique) Chirurgie Orthopédique et Traumatologie. Chirurgie Vasculaire Anatomie Pathologique Cancérologie Cardiologie Biochimie Néphrologie Neurologie Neurologie Chirurgie Thoracique et Cardiaque Cancérologie 0. R. L. Cancérologie Epidémiologie, Santé Publique O.R.L. Bactériologie-Virologie Immunologie Biostatistique Informatique Médicale Rinchimie Médecine Interne Parasitologie Urologie Maladies Infectieuses Gynécologie Obstétrique Pharmacologie Anatomie et Chirurgie Pédiatrique Cancérologie Gériatrie Pédiatrie Bactériologie-Virologie Biol. Du Dévelop. et de la Reprod. Biochimie Néphrologie Chirurgie Générale Cancérologie Radiologie Pharmacologie Urologie Physiologie Chirurgie Infantile Pédiatrie

Biologie Cellulaire

Médecine Légale

Hépato-Gastro-Entérologie

Neurochirurgie

Mme BEYNE-RAUZY O. M. BIRMES Philippe M. BRASSAT D. M. BUREAU Ch M. CALVAS P. M. CARRERE N. Mme CASPER Ch. M CHAIX Y M. COGNARD C. M. FOURCADE O. M. FOURNIE B. M. FOURNIÉ P. M. GEERAERTS T. Mme GENESTAL M. Mme LAMANT L. M. LAROCHE M. M. LAUWERS F. M. LEOBON B. M MANSAT P M. MAZIERES J. M MOLINIER L M. PARANT O. M. PARIENTE J. M. PATHAK A. M. PAUL C. M. PAYOUX P. M. PAYRASTRE B. M. PERON J.M. M. PORTIER G. M RECHER Ch M. RONCALLI J. M SANS N M SELVES I M SOL J-Ch. Mme WEBER-VIVAT M.

Doyen : JP. VINEL

P.U. - P.H. 2ème classe

> Médecine Interne Psychiatrie Neurologie Hépato-Gastro-Entéro Génétique Chirurgie Générale Pédiatrie Pédiatrie Neuroradiologie Anesthésiologie Rhumatologie Ophtalmologie Anesthésiologie - réanimation Réanimation Médicale Anatomie Pathologique Rhumatologie Anatomie Chirurgie Thoracique et Cardiaque Chirurgie Orthopédique Pneumologie Epidémiologie, Santé Publique Gynécologie Obstétrique Neurologie Pharmacologie Dermatologie Biophysique Hématologie Hépato-Gastro-Entérologie Chirurgie Digestive Hématologie Cardiologie Radiologie Anatomie Pathologique Neurochiruraie Biologie cellulaire

M. OUSTRIC S.

P.U.

Médecine Générale

Professeur Associé de Médecine Générale Dr. POUTRAIN J.Ch

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-RANGUEIL 133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE Cedex

P.U. - P.H.

Classe Exceptionnelle et 1ère classe

M. ABBAL M. M. ALRIC L. M. ARLET Ph. (C.E) M. ARNAL J.F. Mme BERRY I. M. BOUTAULT F. (C.E) M. BUSCAIL L. M. CANTAGREL A. M. CARON Ph. M. CHAMONTIN B. (C.E) M. CHAVOIN J.P. (C.E) M. CHIRON Ph. MIIe DELISLE M.B. (C.E) M. DIDIER A. M. DURAND D. (C.E) M. ESCOURROU J. (C.E) M. FOURTANIER G. (C.E) M. GALINIER M. M. GERAUD G. M. GLOCK Y. M. GRAND A. (C.E) Mme HANAIRE H. M. LAGARRIGUE J. (C.E) M. LARRUE V. M. LAURENT G. (C.E) M. LEVADE T. M. MALECAZE F. (C.E) Mme MARTY N. M. MASSIP P. M. MAZIERES B. M. PESSEY J.J. (C.E) M. PLANTE P. M. PUGET J. (C.E.) M. RAYNAUD J-Ph. M. REME J.M. M. RITZ P. M. ROCHE H. (C.E) M. ROSTAING L. M. ROUGE D. (C.E) M. ROUSSEAU H. M. SALVAYRE R. (C.E) M. SCHMITT L. (C.E) M. SENARD J.M. M. SERRANO E. M. SOULIE M. M. SUC B. Mme TAUBER M.T. M. VELLAS B. (C.E)

Immunologie Médecine Interne Médecine Interne Physiologie Biophysique Stomatologie et Chirurgie Maxillo-Faciale Hépato-Gastro-Entérologie Rhumatologie Endocrinologie Thérapeutique Chirurgie Plastique et Reconstructive Chirurgie Orthopédique et Traumatologie Anatomie Pathologie Pneumologie Néphrologie Hépato-Gastro-Entérologie Chirurgie Digestive Cardiologie Neurologie Chirurgie Cardio-Vasculaire Epidémio. Eco. de la Santé et Prévention Endocrinologie Neurochirurgie Neurologie Hématologie Biochimie Ophtalmologie Bactériologie Virologie Hygiène Maladies Infectieuses Rhumatologie 0. R. L. Urologie Chirurgie Orthopédique et Traumatologie Psychiatrie Infantile Gynécologie-Obstétrique Nutrition Cancérologie Néphrologie Médecine Légale Radiologie Biochimie Psvchiatrie Pharmacologie 0. R. L. Urologie Chirurgie Digestive

Pédiatrie

Gériatrie

Doyen : D. ROUGE

M. ACCADBLED F.

Mme ANDRIEU S.

M. BONNEVILLE F.

Mme BURA-RIVIERE A.

M. BROUCHET L.

M. CHAYNES P.

M. COURBON

M. DAMBRIN C. M. DE BOISSESON X.

M. DECRAMER S.

M. DELABESSE E.

M. DELORD JP.

M. GALINIER Ph.

M. GOURDY P.

M. KAMAR N.

M. LAFOSSE JM

M. MARQUE Ph.

M MINVILLEV

M. MUSCARI F.

M. ROLLAND Y.

M. SOULAT J.M.

M VERGEZ S

M. VAYSSIERE Ch.

Mme URO-COSTE E.

M. ROUX F.E.

M. SAILLER L.

M. TACK I.

M. OTAL Ph.

Mme GUIMBAUD R.

M. LEGUEVAQUE P.

Mme MAZEREEUW J.

M. GARRIDO-STÖWHAS I.

Mme GOMEZ-BROUCHET A.

M. GROLLEAU RAOUX J.L.

M. ELBAZ M.

M. CHAUFOUR X.

M. CONSTANTIN A.

Mme COURTADE SAIDI M.

M. ACAR Ph.

M. BERRY A.

M. BUJAN L.

P.U. - P.H. 2ème classe

> Chirurgie Infantile Pédiatrie Epidémiologie Parasitologie Radiologie Chir. Thoracique et cardio-vasculaire Uro-Andrologie Médecine Vasculaire Anatomie Chirurgie Vasculaire Rhumatologie Biophysique Histologie Embryologie Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire Médecine Physique et Réadaptation Pédiatrie Hématologie Cancérologie Cardiologie Chirurgie Infantile Chirurgie Plastique Anatomie Pathologique Endocrinologie Chirurgie plastique Cancérologie Néphrologie Chirurgie Orthopédique et Traumatologie Chirurgie Générale et Gynécologique Médecine Physique et Réadaptation Dermatologie Anesthésiologie Réanimation Chirurgie Digestive Radiologie Gériatrie Neurochirurgie Médecine Interne Médecine du Travail Physiologie Gynécologie Obstétrique O.R.L.

Anatomie Pathologique

Professeur Associé de Médecine Générale Dr VIDAL M.

Professeur Associé en Soins Palliatifs Dr MARMET Th.

Professeur Associé de Médecine du Travail Dr NIEZBORALA M.

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN 37, allées Jules Guesde – 31062 Toulouse Cedex

M.C.U. - P.H.

M. APOIL P. A Mme ARNAUD C. M. BIETH E. Mme BONGARD V. Mme COURBON C. Mme CASPAR BAUGUIL S. Mme CASSAING S. Mme CONCINA D. M. CONGY N. M CORRE J M. COULAIS Y. Mme DAMASE C. Mme de GLISEZENSKY I. Mme DELMAS C. Mme DE-MAS V. M DUBOIS D Mme DUGUET A.M. Mme DULY-BOUHANICK B. M. DUPUI Ph. Mme FAUVEL J. Mme FILLAUX J. M. GANTET P. Mme GENNERO I. M. HAMDI S. Mme HITZEL A. M. JALBERT F. M. KIRZIN S. Mme LAPEYRE-MESTRE M. M. LAURENT C. Mme LE TINNIER A. M. LOPEZ R. M MONTOYA R Mme MOREAU M. Mme NOGUEIRA M.L. M. PILLARD F. Mme PRERE M.F. Mme PUISSANT B. Mme RAGAB J Mme RAYMOND S. Mme SABOURDY F Mme SAUNE K. M. SOLER V. Mme SOMMET A M. TAFANI J.A. MIle TREMOLLIERES F. M. TRICOIRE J.L. M. VINCENT C.

Immunologie Epidémiologie Génétique Epidémiologie Pharmacologie Nutrition Parasitologie Anesthésie-Réanimation Immunologie Hématologie Biophysique Pharmacologie Physiologie Bactériologie Virologie Hygiène Hématologie Bactériologie-Virologie Médecine Légale Thérapeutique Physiologie Biochimie Parasitologie Biophysique Biochimie Biochimie Biophysique Stomato et Maxillo Faciale Chirurgie Générale Pharmacologie Anatomie Pathologique Médecine du Travail Anatomie Physiologie Physiologie Biologie Cellulaire Physiologie Bactériologie Virologie Immunologie Biochimie Bactériologie Virologie Hygiène Biochimie Bactériologie Virologie Ophtalmologie Pharmacologie Biophysique Biologie du développement Anatomie et Chirurgie Orthopédique **Biologie Cellulaire**

Mme ABRAVANEL F. Mme ARCHAMBAUD M. M. BES J.C. M. CAMBUS J.P. Mme CANTERO A Mme CARFAGNA L. Mme CASSOL E. Mme CAUSSE E. M. CHASSAING N Mme CLAVE D. M. CLAVEL C. Mme COLLIN L. M. DEDOUIT F. M. DE GRAEVE J.S. M. DELOBEL P. M. DELPLA P.A. M. EDOUARD T Mme ESQUIROL Y. Mme ESCOURROU G. Mme GALINIER A. Mme GARDETTE V. Mme GRARE M. Mme GUILBEAU-FRUGIER C. M. HUYGHE E. Mme INGUENEAU C. M. LAHARRAGUE P. M. LAPRIE Anne M. LEANDRI R. M. MARCHEIX B. Mme MAUPAS F. M. MIEUSSET R. Mme PERIOLIET B Mme PRADDAUDE F. M. PRADERE J. M. RAMI J. M. RIMAILHO J. M. RONGIERES M. M. TKACZUK J. M. VALLET P. Mme VEZZOSI D M. VICTOR G.

M. BISMUTH S.

M.C.U. - P.H.

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE- RANGUEIL

133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE cedex

Bactério. Virologie Hygiène Bactério. Virologie Hygiène Histologie - Embryologie Hématologie Rinchimie Pédiatrie Biophysique Biochimie Génétique Bactériologie Virologie **Biologie Cellulaire** Cytologie Médecine Légale Biochimie Maladies Infectieuses Médecine Légale Pédiatrie Médecine du travail Anatomie Pathologique Nutrition Epidémiologie Bactériologie Virologie Hygiène Anatomie Pathologique Urologie Biochimie Hématologie Cancérologie Biologie du dével. et de la reproduction Chirurgie Cardio Vasculaire Biochimie Biologie du dével, et de la reproduction. Nutrition Physiologie Biophysique Physiologie Anatomie et Chirurgie Générale Anatomie - Chirurgie orthopédique Immunologie Physiologie Endocrinologie Biophysique

M.C.U. Médecine Générale

Maîtres de Conférences Associés de Médecine Générale

Dr MESTHÉ P. Dr STILLMUNKES A. Dr BRILLAC Th. Dr ABITTEBOUL Y. Dr ESCOURROU B. Dr BISMUTH M. Dr BOYER P.

A notre Président du jury

Monsieur le Professeur Michel GALINIER

Professeur des Universités Praticien hospitalier Cardiologie et maladies vasculaires

Vous nous faites l'honneur de présider ce jury de thèse.

Vous nous avez toujours accompagné dans notre projet professionnel.

Vous êtes pour nous un modèle de connaissance et de sens clinique.

Veuillez trouver ici le témoignage de notre profond respect et de toute notre considération.

Monsieur le professeur Didier CARRIE

Professeur des Universités Praticien Hospitalier Cardiologie et Maladies Vasculaires

Nous vous remercions d'avoir accepté de faire partie de ce jury de thèse.

Nous avons eu la chance de croiser votre route et de pouvoir apprendre à vos côtés.

L'excellence dont vous faites preuve est un exemple pour nous.

Veuillez trouver ici l'expression de notre gratitude, de notre profond respect et de nos sincères remerciements.

Monsieur le Professeur Philippe ACAR

Professeur des universités Praticien Hospitalier Cardiologie Pédiatrique

Merci de nous avoir confié ce travail de cardiopédiatrie, que vous nous faites l'honneur de bien vouloir juger.

Veuillez trouver ici le témoignage de notre plus grande estime.

Monsieur le professeur Meyer ELBAZ

Professeur des Universités Praticien Hospitalier Cardiologie et Maladies Vasculaires

Nous sommes très touchés par votre présence dans notre jury de thèse.

Votre regard sur ce travail nous fait le plus grand honneur.

Veuillez trouver ici l'expression de notre profond respect et de nos sincères remerciements.

Monsieur le docteur Mathieu GAUTIER

Praticien Hospitalier Cardiologie et Maladies Vasculaires

Merci d'avoir accepté de faire partie de ce jury de thèse.

Merci pour l'intérêt que vous avez porté sur ce travail.

Nous vous remercions et vous prions de trouver ici l'expression de notre profond respect.

Monsieur le docteur François HEITZ

Cardiologie pédiatrique

Vous nous avez fait le plaisir d'accepter de siéger dans notre jury de thèse.

Nous vous remercions d'avoir porter votre regard sur ce travail.

Veuillez trouver l'expression de notre gratitude et de notre profond respect.

A notre directeur de thèse

Monsieur le docteur Sébastien HASCOET

Praticien Hospitalier Cardiologie pédiatrique

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter d'être notre directeur de thèse.

Merci Sébastien pour ton aide, ton soutien et tes conseils durant mon internat.

C'est un plaisir de travailler avec toi.

Ta profonde connaissance de la Cardiologie et la qualité avec laquelle tu dispenses ton savoir sont un modèle pour moi.

Merci

Remerciements

A mes parents, Corinne et Erick, pour votre soutien à toute épreuve. Merci de m'avoir accompagnée toutes ces années, de m'avoir aidée dans mes choix, d'être toujours là...

A mon frère et mes sœurs, Adrien (et ton p'ti Matéo) que j'aimerais voir plus souvent ; Chloée pour ta générosité ; Mélanie pour ton humour et Rosalie, bon courage pour tes études qui s'annoncent aussi longues que les miennes...

A mes grands parents, de Sedan et de Villers-Semeuse, et à toute ma famille : oncle, tantes, cousins, cousines ... que j'apprécie toujours de retrouver.

A Othmane, pour ce sourire que j'ai la chance de croiser tous les jours...

A Emilie, pour cette amitié lycéenne qui j'espère perdurera aussi longtemps que possible.

A tous les rémois avec qui j'ai démarré ces longues et magnifiques études. A Perrine, pour cette amitié infaillible et à toutes ces heures passées ensemble. A Guillaume, pour ces vacances inoubliables à Vallorcine...Elise, Loïc, Nounours, Jacques, Aude, Caro, Mourad, Julie H et Julie C parce que ces années restent un excellent souvenir grâce à vous !

A l'ensemble des chefs que j'ai pu côtoyer durant mon internat. Nico D, ton soutien à mes débuts était parfait. Julien et Olivier pour votre accueil et les bouteilles de rouge au resto. Alex pour les parties de tennis en lendemain de garde... Pierre, Thibaut, les 2 Nico pour votre patience et votre disponibilité.

A tous mes co-internes Toulousains. Seb': je ne pouvais pas rêver mieux en débarquant!! Anne, Charlotte, Mathieu(s) A et B, Romain N, Benoit pour m'avoir donné envie de « faire comme vous ». Christelle, ben oui, le rouge à lèvres, ça donne bonne mine... Fred' pour ce coup de téléphone qui a changé ma vie. Brice, mon chef préféré en médecine vasculaire. Mes compagnons de promo, de galère, et de soirées de la première année : Emilie (dommage pour le vélo hollandais...), Romain (pour les tennis à 23h en 1^e semestre), PLV (merci « le belge » de nous avoir fait découvrir ta ville « les Carmes »), Geoffrey, Romi, Clem' (parce que c'est top d'avoir travaillé avec un passionné), Thomas (ça aurait été un plaisir de travailler avec toi) ; et tous les autres internes que j'ai côtoyés : Pauline, Florence, Chakir, Anne, Simon, Elodie, Florent, Marion, Lucie, Gurbuz, Aurore...

A Khaled, pour m'avoir aidé à réaliser ce travail.

Aux internes rencontrés en haut de la butte : Stéphanie, pour ta « zen attitude » ; Cécile, toujours en vadrouille, toujours motivée, toujours partante ; Camille, cette semaine de rando à ski était un plaisir ! djo, Vassilena, Loïc... et tous les autres (y compris les chats) avec qui j'ai partagé les restes de l'internat le dimanche soir...

A toutes les équipes paramédicales que j'ai croisées : de la cardio 13 (mon « sac à dorosz » décore tous mes apparts successifs), des soins, de l'hôpital de jour, de l'épreuve d'effort, de l'échographie, de radiologie, de CCV, de médecine vasculaire, et de cardio à Montauban.

A mes différents clubs de tennis, à l'école de musique de Charleville-Mézières, aux boules de feu, au TMB et au GR20, à la braisière, et enfin à l'EPPG triathlon qui m'a entrainée dans une superbe aventure en 2013...

Liste des abréviations

- CIA : Communication inter auriculaire
- D (dans la formule $\pi D^2/4$) : Diamètre
- ECG : Electrocardiogramme
- ETO : Echographie transoesophagienne
- ETT : Echographie transthoracique
- HTAP : Hypertension artérielle pulmonaire
- IRM : Imagerie par résonnance magnétique
- RMP : Reconstruction multiplanaire
- VCI : Veine cave inférieure
- VCS : Veine cave supérieure
- VD : Ventricule droit
- VG : Ventricule gauche
- 2D : Deux dimensions
- 3D : Trois dimensions

Table des matières

| 1. Introduction | - p 22 |
|--|--------|
| 1.1. Généralités sur les communications interauriculaires | - p 23 |
| 1.1.1. Epidémiologie et étiologies des communications interauriculaires | - p 23 |
| 1.1.2. Types anatomiques des communications interauriculaires | - p 23 |
| 1.1.3. Physiopathologie des communications interauriculaires | - p 25 |
| 1.1.4. Diagnostic des communications interauriculaires | - p 25 |
| 1.1.5. Evolution des communications interauriculaires | - p 26 |
| 1.1.6. Traitement des communications interauriculaires | - p 26 |
| 1.2. La technique de fermeture percutanée des communications interauriculaires | p 27 |
| 1.2.1. Historique | - p 27 |
| 1.2.2. Critères échographiques de sélection pour la fermeture percutanée | · p 29 |
| 1.2.3. La technique de fermeture | - p 30 |
| 1.2.4. Problématique du choix de la prothèse | - p 32 |
| A/ Mesure du diamètre étiré de la communication interauriculaire | p 32 |
| <i>B/ Apport de l'échographie transoesophagienne 3D</i> | p 34 |

| 2. Rationnel de l'étude | р. | 3 | 7 |
|-------------------------|----|---|---|
|-------------------------|----|---|---|

| 3. Matériel et méthode | р 39 |
|----------------------------|-------------|
| 3.1. Patients et protocole | <i>p</i> 40 |

| 3.2. Evaluation clinique | p 43 |
|--|------|
| 3.3. Analyse échographique | p 43 |
| 3.4. Surface du ballon étiré et de la prothèse | p 45 |
| 3.5. Etude statistique | p 45 |

| 4. Résultats | <i>p 48</i> |
|--|----------------------|
| 4.1. Population | p 49 |
| 4.2. Mesures échographiques | p 49 |
| 4.3. Diamètre de la prothèse et du ballon | p 50 |
| 4.4. Comparaison des différentes techniques | p 50 |
| 4.5. Corrélation entre les différentes techniques | p 52 |
| 4.6. Facteurs influençant la différence entre le diamètre du balle | on et les mesures en |
| ETO 3D | <i>p 55</i> |
| 4.7. Facteurs prédictifs du diamètre du ballon | р 56 |
| 4.8. Résultats à courts termes | p 57 |
| 4.9. Reproductibilité inter et intra observateur | <i>p 5</i> 8 |

| 5. Discussion | | p 59 |
|-----------------------|---|-------------------|
| 5.1. Problématique | du choix de la prothèse | p 60 |
| 5.2. Apport des diffé | érentes techniques dans le choix de la taille de la pro | thèse p 60 |
| 5.2.1. Echogra | aphie transthoracique | р 60 |
| 5.3.2. Echogra | aphie transoesophagienne 2D | p 62 |
| 5.3.3. Echogra | aphie transoesophagienne 3D | p 62 |

| A/ Mesure des diamètres et comparaison ETO 2D et 3D | p 62 |
|---|--------|
| B/ Mesure des diamètres et comparaison ETO 3D et diamètre du ballon | p 63 |
| C/ Mesure des surfaces | p 65 |
| 5.3.4. Autres techniques pouvant aider au choix de la prothèse | p 65 |
| 5.4. Facteurs influençant les mesures échographiques par rapport au diamè | tre du |
| ballon | p 66 |
| 5.4.1. Grande variabilité des CIA | p 66 |
| 5.4.2. Influence de la morphologie de la CIA | p 66 |
| 5.4.3. Influence de la taille de la CIA | p 68 |
| 5.4.4. Apport de l'ETO 3D | p 69 |
| 5.6. Implications cliniques et perspectives | p 69 |
| 5.7. Limites | p 72 |
| | |
| 6. Conclusion | p 74 |

| 7. Bibliographie | p 7 | 6 |
|------------------|-----|---|

Liste des figures et des tableaux

Figure 1 : Les différents types de CIA (p 24).

Figue 2 : Prothèse Amplatzer® Septal Occluder pour fermeture de communication interauriculaire (p 28).

Figure 3 : Segmentation des berges d'une CIA ostium secundum (p 30).

Figure 4 : Les différentes étapes de la procédure de fermeture percutanée de CIA (p 31).

Figure 5 : Mesure directe du diamètre étiré au ballon (p 33).

Figure 6 : Ballon MediTech[™] Equalizer[™] Balloon Catheter (Boston scientific) (p 33).

Figure 7 : Vue « en face » en ETO 3D de deux CIA ostium secundum. (p36).

Figure 8 : Echographie transoesophagienne 3D d'une double CIA, nécessitant l'implantation de deux prothèses (p 36).

Figure 9 : Procédure de fermeture percutanée de CIA sous guidage de l'échographie transoesophagienne (p 42).

Figure 10 : Reconstruction multiplanaire d'une CIA par le logiciel Qlab® (p 44).

Figure 11 : Nombre de procédures en fonction de la différence entre le diamètre occlusif du ballon et le numéro de la prothèse (p 51).

Figure 12 : Comparaison des diamètres de la CIA en ETT 2D, ETO 2D, ETO 3D et du ballon étiré (p 52).

Figure 13 : Comparaison et corrélation entre le diamètre du ballon et les diamètres en ETT 2D, ETO 2D et ETO 3D (p 54).

Figure 14 : Influence de la forme de la CIA (p 56).

Figure 15 : Analyse en régression linéaire (p 57).

Figure 16 : Fusion des imageries scopique et échographique par EchoNavigator (Philips) (p 72).

Tableau 1 : Mesures des CIA en ETT 2D, ETO 2D, ETO 3D ; mesure au ballon et taille de la prothèse : valeurs moyennes, minimales et maximales (p 50).

Tableau 2 : Corrélation entre les différentes techniques de mesure des communications interauriculaires (p 3).

Tableau 3 : Corrélation entre la surface de la CIA en ETO 3D, la surface du ballon et la surface de la prothèse (p 55).

Tableau 4 : Coefficient de corrélation et de variation, et biais moyens (p 58).

1. Introduction

1.1 Généralités sur les communications interauriculaires

1.1.1. Epidémiologie et étiologies des communications inter auriculaires

Les cardiopathies congénitales sont des malformations relativement fréquentes, 8 pour 1000 naissances. La communication interauriculaire (CIA) représente environ 8% des cardiopathies congénitales, avec une nette prépondérance féminine (2/1) (1).

Les CIA chez l'enfant sont en général sporadiques et isolées. Elles peuvent cependant parfois être intégrées dans un syndrome, comme dans les formes familiales avec ou sans troubles de la conduction ; ou le syndrome de Halt-Oram à transmission autosomique dominante et associant CIA, anomalie des doigts, des mains et parfois de tout le membre supérieur.

1.1.2. Types anatomiques des communications interauriculaires

Cette malformation est définie par la persistance d'une communication entre les deux oreillettes, secondaire à un défaut de cloisonnement septal lors de l'embryogénèse. On distingue plusieurs types anatomiques de CIA :

- CIA de type *ostium secundum* : ce sont les plus fréquentes (80% des CIA). Il s'agit le plus souvent d'un défaut siégeant au niveau de la membrane de la fosse ovale, secondaire à une apoptose excessive du *septum primum* et/ou à un développement insuffisant du *septum secundum*. Elles sont le plus souvent accessibles à une fermeture par voie percutanée.

- CIA de type *ostium primum* : elles sont situées en dehors de la fosse ovale aux confins des valves auriculoventriculaires et rentrent dans le cadre d'un canal atrioventriculaire partiel ou complet.

- CIA de type *sinus venosus* : Il s'agit d'une déhiscence de la cloison séparant les veines pulmonaires de la veine cave supérieure ; la CIA est haut située et s'associe souvent à un retour veineux pulmonaire anormal partiel supérieur droit.

- CIA de type *low septal defect* ou CIA basse : elles intéressent la partie basse du septum interauriculaire proche de la veine cave inférieure.

- CIA du sinus coronaire : elles sont rares et sont secondaires à une déhiscence ou une absence de toit du sinus coronaire.



Figure 1 : Les différents types de CIA. Vue de l'oreillette droite. VCS : veine cave supérieure ; VCI : veine cave inférieure ; HV : ventricule droit

1/ CIA de type *sinus venosus* ; 2/ CIA de type *low septal defect* ; 3/ CIA de type *ostium secundum* ; 4/ CIA du sinus coronaire ; 5/ CIA de type *ostium primum*

1.1.3. Physiopathologie des communications interauriculaires

Lorsque cette malformation est isolée, elle est à l'origine d'un shunt gauche-droite, de l'oreillette gauche vers les cavités droites. Ce shunt gauche-droite, dépendant de la compliance des ventricules droit et gauche, provoque une surcharge diastolique avec une dilatation des cavités droites (oreillette droite et ventricule droit) et de l'artère pulmonaire et entraine un hyper débit pulmonaire qui peut au long cours favoriser une élévation des résistances pulmonaires.

1.1.4. Diagnostic des communications interauriculaires

Les circonstances de découverte sont nombreuses. Les signes fonctionnels sont rares et tardifs (dyspnée d'effort modérée, bronchites fréquentes, plus rarement retard staturopondéral). L'auscultation peut retrouver un souffle systolique éjectionnel au foyer pulmonaire avec dédoublement du deuxième bruit.

La radiographie pulmonaire peut révéler une cardiomégalie avec un arc gauche saillant, une hypervascularisation pulmonaire.

L'électrocardiogramme (ECG) est souvent aspécifique. Il peut montrer une déviation axiale droite avec bloc de branche droit incomplet. Un axe gauche doit faire suspecter une CIA de type *ostium primum*.

C'est l'échographie qui apporte la certitude diagnostique, la taille et la localisation de la CIA et les anomalies associées possibles (en particulier retour veineux pulmonaire anormal). Elle permet également de quantifier le shunt en mettant en évidence une surcharge ventriculaire droite : dilatation ventriculaire droite avec rapport ventricule droit (VD)/ventricule gauche (VG) > 0,7, mouvement paradoxal du septum interventriculaire,

élévation des pressions pulmonaires (rare), rapport du débit pulmonaire/débit systémique (peu fiable).

Le cathétérisme droit n'est plus utilisé à visée diagnostique mais est indiqué dans les rares cas où les pressions pulmonaires n'ont pas pu être déterminées au doppler, ou lorsque ces pressions pulmonaires sont élevées. Une évaluation hémodynamique précise des résistances pulmonaires et du degré de shunt est dans ce cas nécessaire avant d'envisager une fermeture du défect.

Le scanner et l'imagerie par résonnance magnétique (IRM) peuvent parfois être utilisés en complément si l'échographie n'est pas suffisante.

1.1.5. Evolution des communications interauriculaires

L'évolution des CIA dans l'enfance est dans la grande majorité des cas sans incident et les enfants peuvent mener une vie normale avec une activité physique normale (2). Une fermeture spontanée est possible pour les petites CIA (3). Lorsque la CIA est large avec un ventricule droit très compliant et/ou un ventricule gauche peu compliant, le shunt est important et la CIA peut être moins bien tolérée.

Le plus souvent, les signes d'intolérance n'apparaissent que chez l'adulte. Une hypertension artérielle pulmonaire (HTAP) fixée peut apparaître dès 20 à 30 ans, et une intolérance fonctionnelle avec insuffisance cardiaque et des troubles du rythme (flutter et fibrillation atriale) peuvent survenir vers 30 à 40 ans (4).

1.1.6. Traitement des communications interauriculaires

Afin de prévenir les complications potentielles, il est recommandé de fermer cette communication interauriculaire dans l'enfance (5). Ainsi, une CIA de l'enfant avec dilatation du ventricule droit et mouvement anormal du septum interventriculaire doit faire

26

envisager une fermeture. Une CIA sans surcharge ventriculaire droite doit être respectée. Une fois l'indication posée, l'âge et la technique de fermeture devront être argumentés.

En effet, deux modes de fermeture sont possibles : soit la fermeture chirurgicale à cœur ouvert sous circulation extracorporelle par suture d'un patch de péricarde autologue, soit par cathétérisme interventionnel avec fermeture percutanée par voie d'abord veineuse fémorale et mise en place d'une prothèse auto-expansible (6)(7)(8). Lorsque celle-ci est réalisable, la fermeture percutanée est devenue l'option préférée dans de nombreux centres, en raison des résultats comparables à ceux de la chirurgie, surtout chez les jeunes enfants, avec une morbidité moindre (5)(9)(10).

1.2. La technique de fermeture percutanée de CIA

1.2.1. Historique

En 1974, King et Mill rapportaient la première fermeture percutanée de CIA chez le chien grâce à une double ombrelle en acier inoxydable recouvert de dacron (11). En 1976, la première fermeture percutanée d'une CIA de 25mm est réalisée avec succès chez une jeune fille de 17 ans avec une ombrelle de 35 mm (12). La technique a été ensuite réalisée sur 5 patients porteurs de CIA dont le diamètre était < 30mm avec des résultats favorables. Elle a cependant été temporairement abandonnée car la taille du cathéter nécessaire pour la mise en place était trop importante (23 French) et la technique d'implantation était complexe et longue. En 1983, Rashkind utilisait un dispositif composé de six bras et trois crochets supportant un disque unique de polyuréthane. La gaine d'introduction était de 16 French. Sept des vingt patients implantés nécessitèrent une chirurgie pour le retrait du dispositif, car une fois en place, les crochets ne pouvaient plus être repositionnés. En 1989, un

nouveau dispositif à double disque sans crochet a été conçu par Lock (13). Ce système était composé de deux ombrelles en dacron, comprenant quatre bras à ressorts sans crochet et un cathéter de largage. Cette prothèse était efficace mais elle fut retirée du marché en 1991 car les fractures des bras métalliques étaient nombreuses.

Les progrès techniques ont permis la création de nouveaux matériaux à l'origine de la miniaturisation de ces prothèses et surtout des mécanismes de fixation. Ainsi, différentes prothèses se sont développées depuis. Actuellement la prothèse la plus utilisée est la prothèse Amplatzer® Septal Occluder (8) (14). Mise sur le marché en 1995, il s'agit d'une prothèse à mémoire de forme auto expansive en nitinol avec 2 disques externes et un disque central qui détermine la taille de la prothèse (entre 4 et 40 mm). Les disques contiennent un tissu en polyester pour augmenter la capacité d'occlusion. Les disques externes sont plus larges que le disque central de 8 à 16 mm selon la taille de la prothèse, le disque gauche étant plus large que le droit (15).



Figure 2 : Prothèse AMPLATZER® Septal Occluder pour fermeture de CIA: prothèse autoexpansive en nitinol avec deux disques externes et un disque central qui détermine la taille de la prothèse

The AMPLATZER ® Septal Occluder System. Summary of safety and effectiveness data. Septembre 2001.

1.2.2. Critères échographiques de sélection pour la fermeture percutanée

Seules les CIA *ostium secundum* sont accessibles à une fermeture percutanée, les autres types de CIA ayant souvent un ou plusieurs rebords déficients.

Le diamètre maximal de la CIA ainsi que la longueur du septum inter auriculaire doivent être mesurés ; en effet, les recommandations limitent l'indication aux CIA de moins de 38mm même si des travaux suggèrent que la fermeture jusqu'à 40mm est réalisable (16) ; la longueur du septum doit être au moins plus grande de 14mm que le diamètre de la CIA pour implanter un dispositif Amplatzer®.

Le contour du défaut est segmenté en cinq berges (figure 3) : antéro-inférieure (adjacente aux valves atrioventriculaires), inférieure (proche de la veine cave inférieure), postérieure (adjacente à la veine cave supérieure et à la veine pulmonaire supérieure droite), supérieure (adjacente à la paroi supérieure de l'oreillette) et antéro-supérieure (adjacente à la racine aortique). Les berges du défect doivent être mesurées précisément : pour assurer une stabilité de la prothèse, elles doivent être supérieures à 5 mm, sauf la berge rétro-aortique car l'appui de la prothèse est rendu possible par son ouverture en « V » sur l'aorte (5)(17).

Il faut faire la différence entre une CIA unique et un septum multiperforé ; apprécier l'existence d'un anévrysme du septum inter auriculaire, son excursion et son diamètre de base pour choisir le dispositif à implanter ; apprécier les bords du défect (rigides ou *floppy*).

Chez l'enfant, cette évaluation se fait habituellement par voie transthoracique avant une éventuelle fermeture percutanée ; complétée par une analyse par voie transoesophagienne pendant la procédure.

Les CIA de type *ostium secundum* ne répondant pas aux critères précédemment décrits et tous les autres types de CIA ne sont pas des indications de fermeture percutanée. La présence de CIA multiples ou ayant un diamètre > 35mm diminue le taux de succès des procédures percutanées.



Figure 3 : Segmentation des berges d'une CIA *ostium secundum* (S : Supérieure ; AS : Antéro-supérieure ; AI : antéro-inférieure ; I : inférieure ; P : Postérieure)

1.2.3. La technique de fermeture

Le cathétérisme se réalise sous anesthésie générale avec échographie transthoracique (ETT) et si possible échographie transoesophagienne (ETO) avec sonde pédiatrique. La prophylaxie oslérienne est indispensable et une héparinothérapie est administrée.

Dans un premier temps sont mesurées les pressions invasives intracavitaires. Un guide est par la suite positionné dans la veine pulmonaire supérieure gauche. Une calibration au ballon est réalisée sous contrôle échographique pour déterminer la taille de la prothèse nécessaire. Une gaine de 7 à 12 French est introduite par voie veineuse fémorale jusque dans l'oreillette gauche. Le dispositif est glissé dans la gaine, puis sont ouverts successivement le disque gauche, la partie centrale et enfin le disque droit. Après vérification à l'échographie de la bonne position du dispositif, de l'absence de gêne au mouvement des valves atrioventriculaires, de l'absence de shunt résiduel; et après manœuvre de *Minnesota-wiggle* vérifiant la stabilité de la prothèse (18), le dispositif est largué et se met alors dans l'axe du septum.

Les principaux risques de la procédure sont : les troubles du rythme ou de conduction cardiaques, l'embolisation du matériel dans les cavités droites ou gauches immédiatement après le largage ou quelques heures ou jours après, la thrombose du dispositif, l'érosion du péricarde avec risque de tamponnade, le sus-décalage transitoire du segment ST, l'hématome au point de ponction, la dissection de la veine iliaque droite (19).



Figure 4 : Les différentes étapes de la procédure de fermeture percutanée de CIA : ouverture successive du disque gauche, de la partie centrale puis du disque droit

1.2.4. Problématique du choix de la prothèse

La morphologie et la taille des CIA sont extrêmement variables. La prothèse choisie pour la fermeture percutanée doit être adaptée à leur taille et à leur forme. Une prothèse soustaillée a un risque de migration ou de shunt résiduel important (6). Une prothèse surdimensionnée ne s'aplatit pas correctement, occupe un grand volume dans l'oreillette et augmente le risque de troubles de rythme cardiaque, de conflit avec les structures cardiaques adjacentes, de thrombose et de shunt résiduel (6)(20)(21)(22). La calibration précise de la CIA est donc essentielle avant la fermeture percutanée et conditionne le choix de la prothèse. Plusieurs méthodes sont utilisées mais il est démontré que l'ETT et l'ETO 2D sous-estiment la taille de la CIA car le plan de coupe de l'image n'est pas forcément dans le grand axe de la CIA (23).

De ce fait, la technique de référence repose sur la mesure du diamètre étiré de la communication interauriculaire.

A/ Mesure du diamètre étiré de la communication interauriculaire

Le choix de la prothèse fait appel à la mesure du diamètre étiré de la communication interauriculaire. Il existe deux techniques utilisant des ballons différents.

La mesure directe consiste à mettre en place le ballon sur le défaut auriculaire entre les deux oreillettes puis à le gonfler progressivement jusqu'à l'apparition d'une empreinte ou la disparition du shunt gauche-droite. La mesure de l'empreinte est réalisée à partir de l'image radiologique ou par échographie.



Figure 5 : Mesure directe du diamètre étiré au ballon (24)

La mesure indirecte s'effectue grâce à un ballon circulaire introduit dans l'oreillette gauche et gonflé avec du produit de contraste dilué. Elle consiste à tester la résistance des berges en effectuant une manœuvre de retrait vers l'oreillette droite, en dégonflant progressivement le ballon. L'objectif est de déterminer la taille du ballon permettant un passage entre les deux oreillettes avec une certaine résistance. Cette manœuvre se réalise sous scopie et sous échographie, afin de vérifier l'absence de shunt au moment où le ballon franchit le septum inter auriculaire. Le ballon est alors mesuré soit par échographie, soit sous scopie, soit grâce à une table de calibration (25).



Figure 6 : Ballon MediTech[™] Equalizer[™] Balloon Catheter (Boston scientific)

Cette étape de calibration au ballon a tendance, chez l'adulte, à surestimer la taille de la prothèse nécessaire, allonge la durée de la procédure de cathétérisme interventionnel, augmente le risque de complications per-procédure (effraction pariétale, thrombose) et augmente la dose d'irradiation par fluoroscopie avec le risque stochastique de cancer à long terme (26). Il existe également un risque potentiel de rupture du ballon dans les cavités cardiaques (19). Ainsi, de nouvelles techniques se développent pour tenter de s'affranchir de la calibration au ballon.

<u>B/Apport de l'échographie transoesophagienne 3D</u>

La technique d'imagerie 3D synchronisée (« full volume »), développée depuis une vingtaine d'années, n'a pas réussi à s'imposer en routine clinique en raison de ses limites importantes. Fondées sur une acquisition successive de multiples plans de coupes bidimensionnelles, par rotation angulaire motorisée, synchronisée à l'ECG et à la respiration, elle nécessite la reconstruction secondaire des images 3D par interpolation des plans de coupe. L'acquisition successive de plusieurs sous volumes permet d'obtenir un large volume avec possibilité de coupler les images au doppler couleur 3D mais a comme inconvénients la nécessité d'une reconstruction secondaire, coûteuse en temps et un risque d'artéfact en cas de rythme cardiaque irrégulier. Le développement de sondes d'échocardiographie transoesophagienne et transthoracique matricielles permet désormais une représentation tridimensionnelle temps réel de la CIA (27). L'ETO 3D a été développée grâce à la miniaturisation des capteurs matriciels utilisés en échographie 3D temps réel transthoracique. Ces capteurs, contenant plus de 3000 éléments permettent d'effectuer avec la même sonde une imagerie ETO 2D multiplan de qualité, une imagerie biplan et une imagerie 3D temps réel. Plusieurs modes d'imagerie 3D temps réel sont disponibles. Le mode « temps réel » ou « live 3D » repose sur une acquisition sectorielle

couvrant un volume. Il existe toujours un compromis entre la largeur du volume et la cadence image. Pour améliorer la cadence image, il faut soit réduire la taille de la pyramide, soit réduire le nombre de lignes et donc la résolution. Le mode « temps réel zoom 3D » permet de limiter l'acquisition à l'organe d'intérêt et donc obtenir un meilleur compromis entre la cadence et la qualité d'image. Ce mode est le plus utilisé au cours des procédures interventionnelles (28).

Un autre mode, le mode X plan, est un mode d'imagerie 2D offrant deux plans de coupe simultanés non nécessairement orthogonaux, pouvant être utilisé en alternance avec l'imagerie 3D « temps réel » pour utiliser le doppler couleur et réaliser des mesures qui ne sont pas réalisables directement sur l'image 3D (28) (29).

Ainsi, l'échographie 3D « zoom 3D temps réel » permet une analyse morphologique qualitative de la forme de la CIA grâce à une représentation quasi anatomique dite « en face » (30).

Récemment, un couplage à un logiciel de reconstruction a permis également une analyse quantitative de la taille et de la surface de la CIA. Le mode de reconstruction multiplanaire (RMP) consiste à extraire des coupes du volume virtuel sélectionné, dans n'importe quel plan de l'espace en s'appuyant sur les coordonnées spatiales de chaque voxel : il est utilisé pour visualiser une région anatomique dans des plans anatomiques propres à chaque structure (31).

En plus de renseigner sur l'environnement de la CIA, l'ETO 3D apporte donc des informations sur la forme et la taille de la CIA, mais leur pertinence pour évaluer la taille de la prothèse nécessaire doit être évaluée.



Figure 7 : vues « en face » en ETO 3D de deux CIA *ostium secundum*, permettant une analyse qualitative et quantitative. En haut, imagerie en temps réel « zoom 3D » ; en bas visualisation 3D lors de la reconstruction en mode RMP.





Figure 8 : Echographie transoesophagienne 3D d'une double CIA, nécessitant l'implantation de deux prothèses.

2. Rationnel de l'étude
La fermeture percutanée des CIA *ostium secundum* est une procédure efficace, comparable à la chirurgie, avec une morbidité moindre (9) (10). Lors de la procédure, le choix de la taille de la prothèse est une étape délicate puisqu'une prothèse sous-taillée risque d'emboliser ou d'être responsable d'un shunt résiduel et une prothèse sur-dimensionnée peut entrer en conflit avec les structures adjacentes, avec risque d'érosion de la racine aortique voire d'effraction pariétale (22).

Ainsi, le choix définitif de la taille de la prothèse fait appel à la calibration au ballon, qui reste la technique de référence. Cette technique n'est pourtant pas dénuée de risque puisqu'elle a tendance a surévaluer la taille de la prothèse, qu'elle allonge la durée de la procédure et la dose d'irradiation et qu'il existe un risque potentiel de rupture du ballon dans les cavités cardiaques (19) (26).

Pendant la procédure, une évaluation échographique est nécessaire pour évaluer la taille de la CIA mais surtout les rapports avec les structures environnantes. Les progrès techniques en ETO 3D ont permis une nouvelle approche en donnant des informations qualitatives et quantitatives sur la CIA, absentes en 2D.

L'objectif de ce travail est d'évaluer l'intérêt de l'ETO 3D au cours de la procédure de fermeture percutanée de CIA, et de rechercher des paramètres qui pourraient prédire le diamètre du ballon. L'objectif ambitieux sous-jacent est de déterminer si l'ETO 3D pourrait se substituer à la calibration au ballon pour le choix de la prothèse.

3. Matériel et méthode

3.1. Patients et protocole

Nous avons réalisé une analyse prospective mono-centrique de l'ensemble des CIA fermées par cathétérisme interventionnel sous guidage échocardiographique 3D dans le service de cardiologie pédiatrique de l'hôpital des enfants du CHU de Toulouse.

De juillet 2010 à avril 2013, 61 CIA ont été fermées par cathétérisme interventionnel dans le laboratoire de cathétérisme cardiaque de l'hôpital des enfants. Les critères utilisés pour poser l'indication d'une fermeture percutanée étaient la présence d'une CIA de type *ostium secundum* avec dilatation du ventricule droit, et présence de berges suffisantes pour pouvoir insérer la prothèse (32).

La procédure était réalisée sous anesthésie générale en salle de cathétérisme cardiaque pédiatrique au sein du bloc opératoire de l'hôpital des enfants (CHU Toulouse).

Un guidage per-procédure par ETO 3D a été réalisé dans 34 cas consécutifs inclus dans cette étude (sonde ETO 3D-matrix array 2-7 MHz et échographe Philips® iE33). L'échographie transoesophagienne était réalisée de la façon suivante : analyse d'abord en 2D sous différents angles 0°, 45°, 90° ; puis acquisition en mode « zoom 3D » avec un gain maximal pour obtenir une vue « en face ». Les ETO étaient réalisées par deux opérateurs d'expérience similaire et selon la même méthodologie (Dr K. Hadeed et Dr S. Hascoet).

Les CIA ont été fermées par un unique opérateur (Dr F. Heitz) selon une méthode standard, sous anesthésie générale et sous héparinothérapie. La taille de la CIA a été calibrée à l'aide d'un ballon (equalizer[™], Boston scientific®), de taille progressivement décroissante, gonflé dans l'oreillette gauche et retiré vers l'oreillette droite sous contrôle scopique. La taille du ballon et la disparition du shunt ont été contrôlées par ETO 2D et 3D. Une plaque de calibration a été utilisée pour définir la taille du dispositif d'occlusion à utiliser (25). Le choix de la prothèse tenait compte du diamètre de la CIA en 2D, de sa forme, et de la consistance des berges, du diamètre du ballon lors du test de calibration à l'échographie et selon la taille de calibration. La stabilité de la prothèse était testée par manœuvre de *Minessota-wiggle*, avant le largage définitif (33).

Dans 30 cas, les prothèses utilisées étaient des prothèses Amplatzer ® (Amplatzer Medical France). Dans 4 cas, les CIA étaient d'anatomie très particulière, multi perforées et ont été fermées par des prothèses particulières de la gamme Amplatzer® (prothèse cribriform comprenant 2 disques de taille identique et un axe central fin) (15). Ces cas n'ont volontairement pas été inclus dans la présente analyse puisque la calibration n'a pas été réalisée dans les conditions habituelles et était fortement dépendante de l'opérateur.

Une mono-antiaggrégation plaquettaire a été prescrite pour une durée de 6 mois chez tous les patients, en prévention des accidents thrombo-emboliques. Une prévention de l'endocardite infectieuse a été recommandée pour les 6 mois suivant l'implantation (5).

Les patients ont été gardés en surveillance scopée en unité de surveillance médicale continue pendant 48h après la procédure et ont bénéficié d'une ETT de contrôle avant la sortie afin de vérifier le positionnement de la prothèse et l'absence de conflit avec les structures avoisinantes, de rechercher l'absence de shunt résiduel, d'évaluer la taille et la fonction ventriculaire droite, de quantifier une éventuelle insuffisance tricuspide, de mesurer les pressions artérielles pulmonaires et de vérifier l'absence d'épanchement péricardique. Une arythmie a été recherchée par l'interrogatoire et l'électrocardiogramme (ECG) (5).





Figure 9: procédure de fermeture percutanée de CIA sous guidage de l'ETO 3D.

En haut à gauche : vue en ETO 2D de la CIA ; en haut à droite : vue en ETO 3D de l'oreillette gauche de la CIA ; en bas à gauche : introduction du guide au travers du défect ; en bas à droite : calibration au ballon

3.2. Evaluation clinique

Les variables cliniques suivantes ont été colligées : poids, taille, sexe, âge à la fermeture, surface corporelle calculée. La surface corporelle a été calculée à partir des formules suivantes : (4*poids+7)/(poids+90)) si taille absente (3 observations) (34) et $\sqrt{(poids*taille/3600)}$ pour les 27 autres observations (formule de Mostellers (34)).

3.3. Analyse échographique

Pour chaque CIA, les diamètres maxima en ETT 2D et ETO 2D ont été mesurés. Les diamètres des CIA ont été mesurés en télésystole, lorsque la taille de la CIA semble la plus large (35). En ETO 2D, le diamètre retenu était le diamètre maximal selon les différentes incidences.

Des acquisitions de volume 3D en mode « zoom 3D temps réel» de la CIA ont été réalisées et transférées « off-line » sur une console de post-traitement pour l'analyse quantitative à posteriori des diamètres maxima et minima, et de la surface de la CIA. Ce post-traitement a été réalisé avec un logiciel dédié (Qlab®). Parmi l'ensemble des données enregistrées en télésystole, celle ayant la meilleure vue « en face » a été sélectionnée pour être analysée en mode de reconstruction multiplanaire (RMP). Trois plans orthogonaux (antéro-postérieur / vert ; latéral / rouge ; transversal /bleu) occupent trois quadrants de l'écran ; le quatrième est occupé par la vue 3D de la CIA « en face ». Le plan antéro-postérieur ou latéral est aligné parallèlement au long axe de la CIA sur le mode « non RMP » et est ensuite ajusté pour obtenir les plus grandes dimensions de la CIA. Le plan transversal est ensuite aligné parallèlement au plan ayant permis d'obtenir les dimensions maximales de la CIA dans le mode RMP et la vue « en face » de la CIA est visualisée dans la fenêtre correspondante

(36). Ce logiciel permet donc de mesurer les diamètres de la CIA dans ces différents plans.Il permet également la mesure de la surface par délimitation manuelle du contour interne de la CIA.





Ainsi, lors de l'analyse 3D, la surface, le diamètre minimal et le diamètre maximal de la CIA ont été mesurés, toujours en télésystole. Ces mesures ont été répétées par le même opérateur (P. Marchal) pour l'analyse de la variabilité intra observateur puis par un deuxième opérateur (Dr K. Hadeed) pour l'analyse de la variabilité inter observateur. Ainsi 3 mesures ont été colligées pour ces 3 paramètres.

La forme de la CIA appréciée visuellement a été classifiée en deux catégories : ronde ou ovalaire. Un index d'asymétrie a été défini comme le rapport entre le diamètre maximum et le diamètre minimum de la CIA, en ETO 3D. La CIA a été définie ovalaire si ce ratio était ≥ 1.25.

La longueur totale du septum, la longueur de la berge rétro-aortique, le diamètre par calibration au ballon et le diamètre de la prothèse mise en place (correspondant au diamètre du corps de la prothèse et à son numéro) ont également été colligés. La berge rétro-aortique a été définie comme déficiente si < 3 mm (17).

3.4. Surface du ballon étiré et de la prothèse

Le diamètre du ballon étiré a été évalué lors du test de calibration. La surface du ballon a été estimée à partir du diamètre du ballon (surface = $\pi D^2/4$ où D = diamètre, du fait du caractère rond des ballons EqualizerTM).

La surface du corps de la prothèse a été estimée à partir du diamètre du corps de la prothèse (surface = $\pi D^2/4$ où D = diamètre). Ce calcul a permis d'estimer la surface du corps de la prothèse, la surface totale externe étant donnée par des tables de calcul fournies par le constructeur.

3.5. Etude statistique

La base de données est exhaustive sans données manquantes pour les 30 observations sauf 3 données pour la taille.

Les analyses ont été réalisées grâce au logiciel stata 8 (Dr S. Hascoet).

Les variables quantitatives sont exprimées en moyennes et écart types. La distribution des variables quantitatives a été étudiée pour choisir le test statistique de comparaison adapté à l'analyse bivariée. La normalité de la distribution des différentes variables a été évaluée par le test de Shapiro-Wilk. L'homogénéité des variances a été testée par le test de Lexène. Si la distribution des variables n'était pas statistiquement différente d'une distribution normale et si l'homogénéité des variances était vérifiée, un test de comparaison paramétrique de Student était appliqué pour l'analyse bivariée des variables quantitatives. Dans le cas contraire, un test non paramétrique des rangs de Wilcoxon a été réalisé.

La corrélation entre les variables ayant une distribution normale a été étudiée par le test de Pearson. Par contre, les variables « surface CIA 3D », « surface du ballon » et « surface Amplatz », sont distribuées de façon significativement différente d'une distribution normale par le test de Shapiro Wilk. La corrélation entre ces séries de données a été réalisée par un test non paramétrique de Spearman, et la comparaison a été réalisée par un test non paramétrique des rangs de Wilcoxon.

La comparaison entre les différentes mesures de diamètre a été approfondie par la méthode de Bland et Altman. Cette méthode permet de représenter graphiquement l'écart entre deux mesures en fonction de la moyenne des deux mesures (37).

Les variables qualitatives suivantes, pouvant influencer la différence entre la mesure en ETO 3D et la mesure du diamètre au ballon, ont été évaluées : âge, taille, poids, surface corporelle, longueur de la berge aortique, diamètre du ballon, diamètre maximal de la CIA en ETO 3D, rapport d'asymétrie et surface de la CIA en ETO 3D. La corrélation entre ces variables et la différence des diamètres en ETO 3D et du ballon a été réalisée par un test corrélation de Pearson.

Les variables binaires, pouvant également influencer la différence entre la mesure en ETO 3D et la mesure du diamètre du ballon, ont été évaluées : forme de la CIA (ronde ou ovale), rapport d'asymétrie > 1,25, déficience de la berge aortique (<4mm) et largeur de la CIA < 15mm et < 17mm et <20mm. La comparaison entre ces variables et la différence des diamètres en ETO 3D et du ballon a été réalisée par un test de Student.

Pour les mesures 3D, une analyse ultérieure en aveugle par le même opérateur a été réalisée pour la reproductibilité intra-observateur et une analyse en aveugle par un deuxième opérateur a été réalisée pour l'analyse inter-observateur. Les mesures off-line sur la console de post-traitement ont été faites en aveugle sur les données cliniques et les tailles de la calibration au ballon et de la prothèse choisie. Les reproductibilités intra et inter-observateur ont été évaluées par le coefficient de corrélation intraclasse, le coefficient de variation intra et inter-observateur et le biais moyen intra et inter observateur. Le coefficient de variation est défini par le rapport entre l'écart type de la différence sur la moyenne des 2 mesures.

4. Résultats

4.1. Population

Trente patients ont été inclus, 15 de sexe féminin et 15 de sexe masculin. L'âge moyen de la population étudiée est de 9.8 ± 2.8 ans (min 5.7 max 16.4). Le poids moyen est de 30.9 ± 12.9 kgs (min 18 max 64 kgs).

4.2. Mesures échographiques

Les diamètres moyens des CIA mesurés en ETT 2D, ETO 2D, ETO 3D, par calibration au ballon et les diamètres de la prothèse sont résumés dans le tableau 1. Le diamètre maximal moyen des CIA en ETT 2D est de $16,1 \pm 5,1$ mm (max 28 mm ; min 6 mm). Il est de $17,3 \pm 5,1$ mm (max 28 mm ; min 8 mm) en ETO 2D. En ETO 3D, le diamètre minimal moyen des CIA est de $12,8 \pm 4,3$ mm (max 25 mm ; min 5,8 mm) et le diamètre maximal moyen de $17,5 \pm 5,2$ mm (max 31 mm ; min 6,3 mm).

La surface moyenne des CIA, évaluée à partir de l'ETO 3D est de $1,9 \pm 1,3$ cm2 (max 25 cm2; min 5,8 cm2). Elle est présentée dans le tableau 1.

Visuellement, 14 CIA (46,7%) sont définies comme ovales, 16 (53,3%) sont définies comme rondes. L'index d'asymétrie moyen est de 1,4 \pm 0,2 (min = 1 ; max = 1,84). Vingt CIA (33,3%) ont un index d'asymétrie > 1,25.

Cinq CIA (16,6%) ont une berge rétro aortique < 3mm, huit (26,7%) ont une berge rétro aortique mesurée à 3mm.

La longueur moyenne du septum est de 42,2 mm. (min 31 mm ; max 65 mm). Le diamètre maximal de la prothèse (incluant le disque le plus grand) représente en moyenne $83 \pm 17,5\%$ de la taille du septum.

4.3. Diamètre de la prothèse et du ballon

Le diamètre moyen du ballon étiré est de $20,2 \pm 6,6$ mm (max 39 mm; min 10 mm). La taille moyenne de la prothèse est de $20,9 \pm 6,8$ mm (max 40 mm; min 10 mm). Ces caractéristiques sont résumées dans le tableau 1.

| variable | | Mean+/-SD | min | max | p value du test de shapiro wilk |
|------------------|-----------------------|-----------|-----|-----|---------------------------------|
| 2D-TTE | maximal diameter | 16,1 5,1 | 6 | 28 | 0,82 |
| 2D-TEE | maximal diameter (mm) | 17,3 5,1 | 8 | 28 | 0,07 |
| 3D-TEE | maximal diameter (mm) | 17,5 5,2 | 6,3 | 31 | 0,58 |
| | minimal diameter (mm) | 12,8 4,3 | 5,8 | 25 | 0,2 |
| | area (cm2) | 1,9 1,3 | 0,3 | 6,6 | 0,0003 |
| Balloon diameter | (mm) | 20,2 6,6 | 10 | 39 | 0,28 |
| Device size | (mm) | 20,9 6,8 | 10 | 40 | 0,48 |

Tableau 1 : Mesures des CIA en ETT 2D, ETO 2D, ETO 3D ; mesure au ballon et taille de la prothèse : valeurs moyennes, minimales et maximale.

4.4. Comparaison des différentes techniques

La taille de la prothèse correspond à la taille du ballon \pm 1mm pour 23 cas (77%). La différence entre la taille du ballon et la taille de la prothèse est \geq 2mm pour 7 cas (23%) et la différence maximale est de 6 mm pour un patient (figure 11).



Figure 11 : nombre de procédures en fonction de la différence entre le diamètre occlusif du ballon et le numéro de la prothèse

Il n'y a pas de différence significative entre le diamètre maximal évalué par ETO 2D et 3D $(0,2 \pm 2,5\text{mm}; p = 0,15)$. Les diamètres maximaux en ETO 2D et 3D sont significativement plus grands qu'en ETT (différence de $1,4 \pm 3,6\text{mm}; p = 0,03$ entre le diamètre maximal en ETO 3D et en ETT 2D; et de $1,2 \pm 2,4\text{mm}; p = 0,04$ entre le diamètre maximal en ETO 2D et en ETT 2D). Le diamètre étiré au ballon est systématiquement plus grand que les diamètres échographiques (différence moyenne de 2,6 $\pm 3,5\text{mm}; p = 0,02$ entre le diamètre du ballon et le diamètre maximal en ETO 3D; de 2,9 $\pm 3\text{mm}; p = 0,27$ entre le diamètre du ballon et le diamètre maximal en ETO 2D; de 4,1 $\pm 4,4\text{mm}; p = 0,94$ entre le diamètre du ballon et le diamètre en ETT 2D). Le diamètre maximal en ETO 3D et 4,1 $\pm 4,4\text{mm}; p = 0,94$ entre le diamètre du ballon et le diamètre en ETT 2D). Le diamètre maximal en ETO 3D est toujours inférieur au diamètre du ballon sauf pour quatre patients (13,3%). La comparaison entre les différents diamètres est représentée sur la figure 12.



Figure 12 : Comparaison des diamètres de la CIA en ETT 2D, ETO 2D, ETO 3D et du ballon étiré.

La différence moyenne entre la taille de la prothèse et le diamètre du ballon n'est pas significative $(0,8 \pm 1,7 \text{ mm}; p = 0,7)$. Elle est de $3,4 \pm 3,2\text{mm}$ (p = 0,05) entre le diamètre de la prothèse et le diamètre maximal en ETO 3D. Le diamètre maximal en ETO 3D est toujours inférieur au diamètre de la prothèse sauf pour les 4 mêmes patients (13%).

4.5. Corrélation entre les différentes techniques

Les diamètres des CIA mesurés par les différentes techniques (ETT 2D, ETO 2D, ETO 3D, diamètre du ballon étiré, diamètre de la prothèse), et les surfaces des CIA en ETO 3D, calculées à partir des diamètres du ballon et de la taille de la prothèse, sont bien corrélés (tableau 2 et 3).

Le coefficient de corrélation est maximal entre le diamètre du ballon étiré et le diamètre de la prothèse (0,97; p<0,0001).

Le coefficient de corrélation est calculé à 0,89 (p<0,0001) entre le diamètre maximal en ETO 3D et le diamètre de la prothèse ; à 0,87 (p<0,0001) entre le diamètre minimal en ETO 3D et le diamètre de la prothèse ; à 0,84 (p<0,0001) entre le diamètre maximal en ETO 2D et le diamètre de la prothèse et enfin à 0,77 (p<0,0001) entre le diamètre maximale en ETT 2D et le diamètre de la prothèse (tableau 2).

| | 2D-TTE | 2D-TEE | 3D-TEE min | 3D-TEE max | ASD area | BD |
|-------------|------------|---------|------------|------------|----------|-------|
| 2D-TEE | 0,89* | 1 | | | | |
| 3D-TEE min | 0,72* | 0,82* | 1 | | | |
| 3D-TEE max | 0,76* | 0,88* | 0,92* | 1 | | |
| ASD area | 0,76* | 0,79* § | 0,95* § | 0,95* § | 1 | |
| BD | 0,75* | 0,80* | 0,86* | 0,85* | 0,79* § | 1 |
| Device size | 0,77* | 0,84* | 0,87* | 0,89* | | 0,97* |
| | | | | | | |
| * p<0,0001 | § spearman | | | | | |

Tableau 2 : Corrélation entre les différentes techniques de mesure des CIA (test de Pearson sauf pour la surface en ETO 3D)

Il est calculé respectivement à 0,75 (p<0,0001) entre le diamètre au ballon et le diamètre maximal en ETT 2D ; à 0,80 (p<0,0001) entre le diamètre au ballon et le diamètre maximal en ETO 2D ; à 0,86 (p<0,0001) entre le diamètre du ballon et le diamètre minimal en ETO 3D ; et à 0,85 (p<0,0001) entre le diamètre au ballon et le diamètre maximal en ETO 3D.

Les corrélations et comparaisons entre le diamètre du ballon et les diamètres en ETT 2D, ETO 2D et ETO 3D sont représentées dans la figure 13.



Figure 13a : Comparaison et corrélation entre les diamètre étirés au ballon et les diamètres en ETT 2D



Figure 13b : Comparaison et corrélation entre les diamètres étirés au ballon et les diamètres en ETO 2D.



Figure 13c : Comparaison et corrélation entre les diamètres étirés au ballon et les diamètres en ETO 3D

Figure 13 : comparaison et corrélation entre le diamètre du ballon et les diamètres en ETT 2D (a), ETO 2D (b) et ETO 3D (c).

Le coefficient de corrélation entre la surface en ETO 3D et la surface du ballon (ou le diamètre) est calculé à 0,79 (p<0,0001). Il est calculé à 0,81 (p<0,0001) entre la surface en ETO 3D et la surface de la prothèse (ou la diamètre) et à 0,96 (p<0,0001) entre la surface du ballon et la surface de la prothèse (tableau 3).

| | Surface de la CIA | Surface du ballon |
|--------------------------------------|-------------------|-------------------|
| Surface du ballon (ou diamètre) | 0,79* | 1 |
| Surface de la prothèse (ou diamètre) | 0,81* | 0,96* |
| * p<0,0001 | | |

Tableau 3 : Corrélation entre la surface de la CIA en ETO 3D, la surface du ballon et la surface de la prothèse (test de Spearman)

4.6. Facteurs influençant la différence entre le diamètre du ballon et les mesures en ETO 3D

Plusieurs facteurs pouvant influencer la différence entre le diamètre du ballon et les mesures en ETO 3D ont été analysés.

Les variables quantitatives suivantes ont été analysées : âge, taille, poids, surface corporelle, longueur de la berge aortique, le diamètre du ballon, diamètre maximal en ETO 3D, le rapport d'asymétrie et la surface de la CIA en ETO 3D.

Plus le diamètre du ballon est grand en ETO 3D, plus la différence entre la mesure 3D et la mesure étirée au ballon est importante (coefficient de corrélation = 0,62; p<0,0002). Il s'agit de la seule variable quantitative corrélée avec la différence entre le diamètre du ballon et le diamètre maximal en ETO 3D.

Pour ce qui est des variables binaires, la différence moyenne entre le diamètre du ballon et le diamètre maximal en ETO 3D est plus importante lorsque le rapport d'asymétrie est $< 1,25 (4,85 \pm 1,24 \text{mm})$ que lorsqu'il est $> 1,25 (1,84 \pm 0,70 \text{mm}; \text{p} = 0,0375)$.

De même, la différence moyenne entre le diamètre du ballon et le diamètre maximal en ETO 3D est plus importante quand les CIA sont jugées « rondes » visuellement $(4.0 \pm 0.8 \text{ mm})$ que lorsqu'elle dont jugées ovales $(1.1 \pm 0.90 \text{ mm}; p=0.0208)$ (figure 14).



Figure 14 : Influence de la forme de la CIA.

Les autres variables binaires (déficience de la berge aortique, largeur de la CIA <15mm, < 17mm, < 20mm) n'influent pas sur la différence entre le diamètre du ballon et le diamètre maximal en ETO 3D.

4.7. Facteurs prédictifs du diamètre du ballon

Après analyse en régression linéaire, la surface de la CIA par ETO 3D est l'unique variable significative permettant de prédire avec fiabilité la taille du ballon, grâce à la formule

suivante : diamètre étiré au ballon (mm) = 4,5*surface de la CIA (cm2)+11. Cette formule permet de prédire le diamètre du ballon avec une erreur <1mm dans 14 cas (47%) et avec une erreur \leq 2mm dans 22 cas (73%). Cette formule permet d'expliquer 60.4% de la variance du modèle (figure 15).



Figure 15 : Analyse en régression linéaire : la surface de la CIA en analyse 3D est l'unique variable significative permettant de prédire avec fiabilité la taille du ballon, grâce à la formule suivante : taille du ballon = 4,6*surface de CIA en ETO 3D (cm2) + 10,6.

4.8. Résultats à courts termes

Aucune complication immédiate n'a été relevée.

L'échographie de contrôle post procédure ne montrait pas de shunt résiduel pour 27 cas. Dans 3 cas, il persistait un petit shunt résiduel (un shunt disparaissant à 48h, un petit shunt intra prothétique, un shunt paraprothétique rétro aortique). Dans ces cas, les prothèses mesuraient 18, 26 et 40mm.

4.9. Reproductibilité inter et intra observateur

Les coefficients de corrélation et de variation, ainsi que les biais moyens sont représentés dans le tableau 4.

Le coefficient de variation intra classe, qui intègre les reproductibilités intra et inter observateur, est calculé à $0,89 \pm 0,03$ (IC 95% = 0,83-0,96) pour le diamètre maximal de la CIA en ETO 3D ; à $0,87 \pm 0,04$ (IC 95% = 0,79-0,95) pour le diamètre minimal de la CIA ; à $0,94 \pm 0,02$ (IC 95% = 0,91-0,98) pour le surface de la CIA.

| Variablité | Coefficient de corrélation | Coefficient de variation | Biais moyen |
|------------------|----------------------------|--------------------------|-----------------------------|
| Intraobservateur | | | |
| Diamètre min | 0,74 (p<0,0001) | 15% | 0,1 +/- 2,3 mm (p= 0,882) |
| Diamètre max | 0,81 (p<0,0,001) | 10,80% | -0,1 +/- 2,3 mm (p=0,769) |
| Surface | 0,82 (p<0,0001) | 26% | 1,6 +/- 51,9mm2 (p=0,874) |
| | | | |
| Interobservateur | | | |
| Diamètre min | 0,71 (p<0,0001) | 17% | -0,7 +/- 2,4mm (p=0,1148) |
| Diamètre max | 0,87 (p<0,0001) | 12,80% | -0,9 +/-2 mm (p=0,037) |
| Surface | 0,88 (p<0,0001) | 16% | -10,8 +/- 35,1mm2 (p=0,122) |

Tableau 4 : coefficients de corrélation et de variation et biais moyens.

5. Discussion

5.1. Problématique du choix de la prothèse

Lors de la procédure de fermeture percutanée des CIA, le choix de la taille de la prothèse est primordial. La méthode de référence est la calibration au ballon (6)(38)(39). Cependant, cette approche au ballon ne peut pas être utilisée seule car elle ne permet pas d'analyser les structures environnantes pour évaluer la faisabilité de la fermeture percutanée et une évaluation morphologique échocardiographique est indispensable avant et après le geste (40). Vijarnsorn et al. montrent que la calibration au ballon tend à surestimer la taille de la prothèse sans augmenter le taux de succès. Ils montrent également que la procédure de calibration au ballon allonge le temps de la procédure et la dose d'irradiation par fluoroscopie (26). Amin et al. suggèrent que la calibration au ballon tend à étirer la CIA, pouvant conduire à l'utilisation d'une prothèse trop grande. Ils vont plus loin dans leur analyse en mettant en évidence une augmentation du risque d'érosion, en particulier au niveau de la racine aortique (21). Ainsi, certaines équipes cherchent à éviter la mesure du diamètre étiré au ballon. Queck and al. montrent qu'une procédure de fermeture de CIA peut être réalisée sans mesure du diamètre étiré au ballon, et ce, sans modification de l'efficacité et de la sûreté de la procédure (41). Plusieurs techniques sont disponibles pour analyser les CIA lors de procédures de fermeture percutanée.

5.2. Apport des différentes techniques dans le choix de la taille de la prothèse

5.2.1. Echographie transthoracique

En ETT 2D, *Rao et al.* montrent, à partir de 16 patients ayant une petite CIA (<10mm), que les diamètres retrouvés en ETT (court et long axe en sous costal) sont plus petits (9,9 ±

4,1mm) que les diamètres étirés au ballon (16,1 \pm 5,3mm). Ils proposent la formule suivante pour prédire le diamètre du ballon : diamètre étiré au ballon = 1,05 X diamètre en ETT (mm) + 5,49 (42). Cette formule a été validée par une étude prospective sur un groupe de 21 patients âgés de 2,5 à 29 ans ; la différence entre les diamètres prédits et mesurés n'était pas significative (inférieur à 3 mm) (43).

Dans notre population, en appliquant à postériori cette formule à partir des diamètres en ETT, la différence moyenne entre le diamètre mesuré au ballon et le diamètre prédit est de - 1,46mm (max -8,39mm ; min +9,31mm). La différence moyenne est donc correcte mais les différences minimales et maximales sont élevées, rendant difficile l'utilisation de cette formule en pratique clinique.

Dans une étude avec 21 enfants, *Jan et al.* obtiennent une formule similaire : le diamètre étiré au ballon = 1,09 X diamètre mesuré en ETT (mm) + 3,9. Ils montrent également une bonne corrélation entre les mesures en ETT, au ballon et en échographie intracardiaque (44).

Dans notre étude, l'ETT 2D retrouve des diamètres inférieurs aux autres techniques, et, après analyse en régression linéaire, il n'a pas été possible de prédire avec fiabilité le diamètre étiré du ballon. En effet, malgré la visualisation de la CIA à partir de plusieurs plans orthogonaux, les mesures en ETT 2D ne reflètent pas la véritable forme de la CIA puisqu'il est possible de la « tronquer » et de ne pas la visualiser dans son plus grand axe. Les diamètres sont ainsi sous estimés.

Une étude s'est intéressée à l'ETT 3D et a retrouvé une bonne corrélation entre les mesures en ETT 3D et les mesures en ETO 3D pour évaluer le diamètre maximal de la CIA, l'ETT ayant l'avantage de ne pas nécessiter d'anesthésie générale. Par contre, cette méthode n'a pas été comparée au diamètre étiré au ballon (45).

5.3.2. Echographie transoesophagienne 2D

L'ETO 2D est couramment utilisée lors de la procédure de fermeture pour évaluer la taille de la CIA et analyser les structures environnantes (46). *Wang et al.* ont proposé en 2008, pour s'affranchir du calibrage au ballon, de choisir la taille de la prothèse en majorant de 4 à 7 mm le plus grand diamètre échographique en ETO 2D (47). *Quek et al.* montrent qu'il est possible de fermer les CIA sans avoir recours à la calibration au ballon, en utilisant une prothèse de taille égale à 120% du plus grand diamètre en ETO 2D (41). Cependant, des études contrôlées et randomisées seraient nécessaires pour valider ces techniques en pratique clinique. En effet, comme l'ETT, cette méthode ne permet pas une vision globale de la CIA et peut donc sous estimer son diamètre maximal, surtout pour les CIA ovalaires ou de formes complexes.

De plus, en 2012, *Seo et al.* démontrent qu'une unique mesure de la CIA en ETO 2D à partir d'une vue en petit ou long axe est significativement plus petite qu'une mesure du diamètre maximal obtenue à partir de multiples mesures en faisant varier l'angle d'échographie. Plusieurs mesures sont donc indispensables pour mesurer le diamètre maximal de la CIA en ETO 2D (48).

5.3.3. Echographie transoesophagienne 3D

A/Mesure des diamètres et comparaison ETO 2D et 3D

Depuis le développement des sondes d'échographie tridimensionnelles performantes, de nombreuses études sur l'ETO 3D ont été réalisées puisque cette technique permet une visualisation globale de la CIA, mimant une vue chirurgicale après atriotomie. La faisabilité des reconstructions 3D dans les CIA a été étudiée dès 1996 in vitro avec des résultats prometteurs (49). En comparant les diamètres en ETO 2D et en ETO 3D, les études divergent : certains trouvent que les diamètres sont inférieurs en 2D par rapport au 3D (50) ; d'autres montrent l'inverse (48), en expliquant que la faible résolution spatiale en 3D peut sous estimer les mesures. Dans notre étude, les mesures en ETO 2D sont légèrement inférieures aux mesures en ETO 3D (0,2mm) mais la différence n'est pas significative, comme dans l'étude de Taniguchi et al. réalisée en 2009 (51). Les raisons de ces différences ne sont pas claires et, l'étude menée par Seo et al. montrent que la différence entre ETO 2D et 3D est affectée à la fois par la taille et la forme de la CIA : les grandes CIA ovalaires semblent moins bien évaluées en 2D (48). De même, en 2000, une étude sur 16 patients, menée par Acar et al. a montré que la différence entre 2D et 3D était influencée par la forme de la CIA (corrélation meilleure pour les CIA rondes). Cette étude a permis de mettre en évidence les limites de l'ETO 2D puisque 2 patients qui avaient une CIA compatibles avec une fermeture percutanée en 2D ont été exclus après analyse 3D. Par ailleurs, cette étude montrait, contrairement à notre étude, une faible corrélation entre les diamètres en ETO 3D et les diamètres étirés au ballonnet, mais en particulier du fait de l'inclusion des défects complexes, ce qui n'est pas le cas dans ce travail (23).

B/Mesure des diamètres et comparaison ETO 3D et diamètre du ballon

La corrélation des diamètres en ETO 3D et des diamètres étirés au ballon est variable selon les études. En effet, à la différence de l'étude décrite précédemment (23), nous retrouvons une bonne corrélation entre les diamètres en ETO 3D et les diamètres étirés au ballon (0,85; p<0,0001).

De même, *Abdel-Massih et al.* ont montré en 2005 qu'il existait une bonne corrélation entre les diamètres en ETO 3D et les diamètres étirés au ballon (R = 0.8). Par contre, les mesures retrouvées en ETO 3D (20 ± 15 mm) étaient légèrement plus petites que les mesures au

ballon (22 ± 4,8mm). L'explication repose sur le fait que l'ETO 3D permet de visualiser la forme de la CIA et ses contours anatomiques tandis que le ballon permet de mesurer le degré d'étirement physiologique de la CIA, ce que ne peut pas faire l'ETO. Quant à la corrélation entre ETO 2D et 3D, elle variait logiquement avec la forme de la CIA, puisque le 2D ne permet pas une vision globale du défect (bonne corrélation avec les CIA rondes et corrélation médiocre avec les CIA de forme complexe)(52).

Seo et al. trouvent également que les diamètres étirés au ballon (17 ± 4,4 mm) sont significativement supérieurs au diamètre maximal en ETO (11,6 ± 3,1 mm; p = 0,01) (48); tout comme *Zhu et al.* qui retrouvent des diamètres au ballon plus grands en moyenne de 2,33 mm que les diamètres en ETO (53).

Notre étude montre que le diamètre du ballon est significativement supérieur au diamètre maximal en ETO 3D (différence de 2,6 \pm 3,5 mm). L'hypothèse proposée par *Abdel-Massih et al.* semble pouvoir expliquer cette différence, même si une équipe met en doute ces résultats en ne retrouvant pas de différence significative entre l'ETO 3D et les mesures au ballon (50). Nous montrons également, comme de *Bhaya et al.*(36), que la taille finale des prothèses est plus grande que le diamètre maximal en ETO 3D (en moyenne de 3,2mm dans notre étude contre 4mm pour *Bhaya et al.*).

Ainsi, nous confirmons qu'il existe une bonne corrélation entre les mesures échographiques et les mesures au ballon et que le diamètre au ballon est systématiquement supérieur aux autres techniques car il évalue le degré physiologique d'étirement du septum, alors que l'échographie visualise directement la CIA, sans étirement. L'ETT 2D a tendance a sous estimer la taille de la CIA car le plan de l'image peut ne pas correspondre au plus grand axe de la CIA.

C/Mesure des surfaces

La nouveauté de notre étude repose sur l'analyse des surfaces de la CIA en ETO 3D. En effet, l'analyse des diamètres échographiques seuls dans notre travail ne permet pas de prédire avec fiabilité le diamètre d'occlusion du ballon. Il n'y a pas d'étude ayant comparé la surface de la CIA à la mesure étirée au ballon. Une étude a montré une bonne corrélation entre la surface de la prothèse et la surface de la CIA mesurée en ETO 3D (R = 0.8; p < 0.05) (36). Nous montrons également que la surface de la CIA mesurée en ETO 3D est bien corrélée avec la surface du ballon (0.79; p<0.0001) et de la prothèse (0.81; p<0.0001).

5.3.4. Autres techniques pouvant aider au choix de la prothèse

D'autres techniques pourraient être utilisées, comme l'échographie intracardiaque réalisée pendant la procédure, mais dont l'utilisation est limitée par son coût et par la nécessité d'une voie d'abord supplémentaire. *Zanchetta et al.* montrent que cette procédure est fiable et efficace pour choisir la taille de la prothèse (54). *Lin et al.* propose, après analyse en régression linéaire, une formule permettant de prédire le diamètre étiré au ballon à partir des diamètres mesurés en échographie intra cardiaque (55).

De même, dans leur étude, *Weber et al.* mettent en évidence une bonne corrélation entre les diamètres de la CIA mesurés en IRM et en ETO (R = 0,67, p<0,01) et entre les diamètres mesurés en IRM et au ballon (R = 0,77; p<0,01) (56). Mais cette technique d'imagerie n'est pas réalisable en salle de cathétérisme, rendant peu utile son utilisation dans ce contexte.

5.4. Facteurs influençant les mesures échographiques par rapport au diamètre du ballon

5.4.1. Grande variabilité des CIA

Il a déjà été démontré, grâce aux précédentes études en échographie 3D, que les CIA ont une morphologie extrêmement variable. L'étude menée par *Acar et al.* en 2000 a permis d'analyser les différentes formes des CIA au cours du cycle cardiaque : seule la moitié des CIA sont retrouvées rondes, les autres étant de morphologie complexe (23). Cette répartition est confirmée dans notre étude (14 CIA ovalaires et 16 CIA rondes visuellement ; 20 CIA avec un index d'asymétrie > 1,25 et 10 avec un index < 1,25). Cette variabilité rend difficile les mesures des diamètres des CIA, surtout en 2 dimensions, avec un risque de sous-estimer le diamètre maximal. De plus, la morphologie de la CIA varie au cours du cycle cardiaque, d'où l'importance de mesurer le diamètre maximal en fin de systole ventriculaire, moment du cycle pendant lequel la taille de la CIA est maximale, pour ne pas sous estimer les mesures (35)(23).

5.4.2. Influence de la morphologie de la CIA

Il a été aussi démontré que, plus la CIA est grande et de morphologie complexe, plus les mesures en ETO 2D diffèrent des mesures en ETO 3D (48).

Pour ce qui est de la comparaison entre les mesures au ballon et les mesures en ETO 3D, comme décrit précédemment, *Abdel-Massih et al.* ont montré en 2005 qu'il existait une bonne corrélation entre les diamètres en ETO 3D et les diamètres étirés au ballon (R = 0,8). Par contre, cette corrélation est excellente pour les CIA uniques (R = 0,85) et médiocre pour les CIA multiples (R = 0,45) (52).

Dans leur étude, Seo et al. ont divisé leur effectif de 107 patients en 4 groupes pour comparer la technique de calibration au ballon et l'ETO 3D : CIA petites et ovales, CIA petites et rondes, CIA grandes et ovales, CIA grandes et rondes. Les CIA ovalaires étaient définies par un rapport du diamètre maximal sur le diamètre minimal > 1,5. Ils ont pu montrer que la différence entre le diamètre étiré au ballon et le diamètre maximal en ETO 3D est plus petite chez les patients ayant une CIA grande et ovale que dans les autres groupes (différence moyenne entre 2 et 3 mm pour la plupart des patients mais peu ou pas de différence (voire inversion) pour les CIA grandes et ovales). En séparant l'effectif en 2 groupes (CIA rondes et CIA ovalaires), la différence entre la mesure du ballon et le diamètre maximal en ETO 3D est également moindre pour le groupe « CIA ovales ». La différence entre la taille de la prothèse implantée et le diamètre maximal en ETO 3D est également plus petite pour les CIA grandes et ovales. Ainsi, si la taille de la prothèse est déterminée sans calibration au ballon, il y a un risque de la surestimer pour les grandes CIA ovales. En effet, pour les CIA ovales, la taille du ballon est limitée par le diamètre minimal de la CIA : en admettant que le ballon déforme la CIA en l'arrondissant, le diamètre du ballon peut difficilement être plus grand que le diamètre maximal de la CIA. Après analyse en régression linéaire, leur étude a permis de proposer une formule permettant de prédire la taille de la prothèse implantée en prenant en compte la géométrie de la CIA : taille de la prothèse (mm) = 0.964 * diamètre maximal en ETO 3D (mm) – 2.622 * index d'asymétrie +7,084 (48).

Dans notre étude, nous confirmons que la forme de la CIA influe sur la différence entre le diamètre du ballon et le diamètre maximal en ETO 3D. En effet, la différence moyenne entre le diamètre du ballon et le diamètre maximal en ETO 3D est plus importante lorsque le rapport d'asymétrie est < 1,25 (4,85 \pm 1,24mm) que lorsqu'il est > 1,25 (1,84 \pm 0,70mm ; p = 0,0375). Cette différence est également retrouvée après appréciation visuelle

de la forme de la CIA : la différence est moindre pour les CIA ovalaires que pour les CIA rondes.

Cette observation est d'ailleurs confortée par une étude récente de *Cho et al.* qui comparent le diamètre maximal de la CIA en scanner et la taille de la prothèse. Ils montrent que la différence entre le diamètre maximal de la CIA et la taille de la prothèse est moindre pour les CIA ovales que pour les CIA rondes (57).

Cette influence de la forme de la CIA pourrait s'expliquer par le fait que, lors de la procédure de calibration au ballon, la CIA s'étire en s'arrondissant, ce qui pourrait avoir tendance à augmenter le diamètre minimal et diminuer le diamètre maximal des CIA ovalaires.

5.4.3. Influence de la taille de la CIA

Concernant l'impact de la taille de la CIA, les études divergent. L'étude de *Seo et al.* montre que la différence entre les deux techniques de mesures pour les grandes CIA ovales est moindre que pour les petites CIA ovales. Pour les petites CIA ovales, la différence entre le diamètre du ballon attendu et le diamètre retrouvé pourrait dépendre de la différence entre l'aire d'une CIA ronde ayant le même diamètre maximal que la CIA ovale et l'aire réel de la CIA (48).

Dans notre étude, nous montrons que, plus la CIA est grande en ETO 3D, plus la différence avec la mesure au ballon est grande.

5.4.4. Apport de l'ETO 3D

C'est parce que l'échographie 3D a progressé de façon très importante, tant dans les sondes que dans le traitement informatique du signal, que notre analyse sur la surface a pu aboutir. En effet, le 3D n'était que peu utilisé en raison des limites liées aux techniques d'acquisition, couteuses en temps et nécessitant un post traitement. D'abord la miniaturisation des sondes de haute fréquence a permis la réalisation d'échographie chez l'enfant, très utile lors des procédures interventionnelles. Puis, l'apparition des modes d'acquisition en « temps réel » a bouleversé l'approche du 3D : ils ont permis d'apporter des renseignements morphologiques absents en 2D. Des études sur l'impact de la taille, du nombre et de la forme du défect ont pu être entreprises, avec des résultats prometteurs. La nouveauté de notre étude par rapport aux précédentes repose sur le couplage de l'acquisition en « temps réel zoom 3D » avec un logiciel de reconstruction multiplanaire. Ce logiciel a permis une analyse quantitative précise des CIA avec quantification des diamètres et surtout de la surface.

Ainsi, après analyse en régression linéaire, nous pouvons proposer une formule permettant de prédire le diamètre étiré au ballon à partir de la surface en ETO 3D : diamètre étiré au ballon (mm) = 4,5*surface de la CIA (cm2) + 11. Cette formule mériterait cependant d'être évaluée prospectivement pour évaluer son application en pratique clinique.

5.6. Implications cliniques et perspectives

Lors des procédures de fermeture percutanée, le choix de la taille de la prothèse est primordial et reste une étape délicate. La taille des prothèses implantée dans notre service dépend surtout de la calibration au ballon. En se référant aux études de *Vijarnson et al* et *Amin et al*, il est possible que la taille de prothèse puisse être surestimée (26) (21).

Comme décrit précédemment, la calibration au ballon peut conduire à l'utilisation d'une prothèse trop grande avec un risque d'érosion de la racine aortique (21). Dans leur étude, *Suda et al.* montrent que la taille de la prothèse est un facteur déterminant le risque de

survenue de trouble conductif : une taille de prothèse \geq 19mm a été utilisée chez 90% des patients ayant développé un bloc auriculo ventriculaire, contre 49% chez les patients n'ayant pas développé de trouble de la conduction (58). De plus, certaines prothèses peuvent présenter un défaut d'endothélialisation plusieurs mois après leurs mises en place (59). Chen et al. décrivent le cas d'une patiente de 64 ans ayant bénéficié d'une fermeture percutanée de CIA avec une prothèse Amplatzer® Septal Occluder de 34mm. Sept ans après la mise en place de la prothèse, en raison d'un déplacement de la prothèse et à l'occasion d'une chirurgie, ils montrent que l'endothélialisation n'a pas été optimale. Dans ce cas, la grande taille de la prothèse est la première cause incriminée pour expliquer ce défaut d'endothélialisation et ce déplacement (60). D'autres études montrent que le retard d'endothélialisation, favorisée par des grandes prothèses, peut avoir des conséquences tardives. Quelques cas d'endocardites tardives après implantation de prothèse au niveau du septum interauriculaire ont ainsi été décrits (61) (62), et le défaut d'endothélialisation semble contribuer à cette complication. De même, une thrombose de prothèse tardive est une complication rare mais possible, surtout en cas de retard d'endothélialisation (63). On peut effectivement penser qu'une prothèse trop grande avec des rebords saillants peut retarder l'endothélialisation de la prothèse, conduisant à une majoration du risque de thrombose et d'endocardite tardive. Pour éviter ces complications, il faudrait mettre en place les prothèses les plus petites possibles, tout en assurant un taux de succès satisfaisant.

L'ETO 3D est une technique d'imagerie permettant d'obtenir une vision presque anatomique des CIA. Les mesures des diamètres en ETO 3D sont comparables à celles de l'ETO 2D mais le 3D permet de mieux apprécier les structures environnantes, et permet de renseigner la morphologie de la CIA. Le couplage de l'acquisition « zoom 3D temps réel » avec un logiciel de reconstruction multiplanaire nous a permis d'y associer une approche quantitative. Comme la géométrie de la CIA influe sur la différence entre le diamètre maximal en ETO 3D et le diamètre du ballon, l'étude de la surface semble intéressante puisqu'elle intègre à la fois la forme et la taille de la CIA. Notre étude propose une formule pour prédire la taille du ballon à partir de la surface en ETO 3D.

En plus, les progrès technologiques en échographie permettent une analyse 3D qualitative en « temps réel ». L'analyse quantitative dans notre étude n'a pu être réalisée que secondairement à partir de logiciel de reconstruction « off-line » et il n'a pas encore été possible d'effectuer des mesures directement sur l'image 3D « temps réel ». De nouveaux logiciels sont désormais disponibles et permettent de mesurer directement les diamètres et surfaces sur l'image obtenue en temps réel. Ces nouvelles technologies autoriseront l'utilisation de ces différents paramètres d'intérêt, détaillés dans cette étude, au cours des procédures percutanées.

Dans l'avenir, les techniques fusionnant l'imagerie scopique et les ultrasons devraient permettre de révolutionner le guidage de nombreuses procédures interventionnelles. EchoNavigator® (Philips) est un outil qui pourrait assister les cardiologues interventionnels au cours des procédures guidées, en fusionnant les images échographiques et de scopie, comme c'est le cas dans les fermetures de CIA. En effet, la scopie est la technique standard utilisée en salle de cathétérisme ; l'échographie apporte en direct des informations complémentaires anatomiques indispensables au bon déroulement de la procédure. EchoNavigator® pourrait permettre de repérer simultanément différentes structures sur deux techniques d'imagerie, permettant de guider la procédure interventionnelle.



Figure 16 : Fusion des imageries scopique et échographique par EchoNavigator (Philips) (*Philips Healthcare. Vision 2013*).

5.7. Limites

Notre étude a utilisé une analyse ETO 3D avec un mode de reconstruction offline : en effet, bien que disponible en direct, le mode de reconstruction RMP est chronophage et peu accessible en routine. Désormais, cette limite est dépassée puisque les mesures des surfaces et diamètres sont disponibles directement sur les acquisitions en « zoom 3D », autorisant leur utilisation au cours des procédures. Par contre, la technologie 3D présente encore des limites : la résolution spatiale est encore limitée en ETO 3D avec un risque de sous estimer les mesures, le choix du gain est fondamental avec risque de faire apparaître de fausses images de défect en cas de mauvais réglage (52). De plus, la variabilité intra- et inter-observateur n'est pas négligeable.

Dans notre étude, nous avons cherché à prédire la taille du diamètre étiré au ballon de la CIA. Nous avons en effet préféré comparer les techniques échographiques à la méthode de référence d'évaluation de la taille de la prothèse, plutôt que de les comparer directement à la taille finale de la prothèse, cette dernière étant choisie par l'opérateur en fonction de divers critères parfois subjectifs et était difficilement utilisable comme modèle statistique. Par ailleurs, notre formule permettant de prédire la taille du ballon à partir de la surface de

la CIA en ETO 3D mériterait d'être confirmée dans une étude prospective sur un grand nombre de patients pour évaluer les possibilités de son utilisation en pratique clinique.

Nous avons cherché à montrer que la mesure de la surface en ETO 3D pourrait permettre de s'affranchir de la calibration au ballon. Cependant, cette étape de calibration au ballon permet d'évaluer la solidité des berges de la CIA, ce que ne peut pas faire l'échographie.

Par ailleurs, notre étude inclut un faible nombre de patients et les CIA multiperforées n'ont pas été incluses, car la méthodologie du choix de la prothèse dans ce contexte diffère des simples CIA *ostium secundum*.
6. Conclusion

La procédure de fermeture percutanée de CIA est une technique efficace et sûre mais le choix de la taille de la prothèse est une étape difficile. La calibration au ballon reste la méthode de référence bien qu'elle allonge le temps de procédure et qu'elle puisse être responsable d'une surestimation de la taille de prothèse, augmentant les risques à courts dermes de perforation péricardique et à longs termes de déplacement de la prothèse, de thrombose et d'endocardite. L'échographie transoesophagienne 3D « temps réel » apporte des informations qualitatives et dorénavant quantitatives sur les CIA, utiles à la procédure. Notre étude montre que l'évaluation de la surface, parce qu'elle intègre à la fois la taille et la forme de la CIA, est un paramètre intéressant qui permettrait d'éviter la calibration au ballon. En effet, nous montrons qu'il est indispensable de prendre en compte la forme de la CIA dans le choix de la prothèse : le diamètre maximal en ETO 3D des CIA ovalaires est plus proche du diamètre étiré au ballon que celui des CIA rondes. Nous montrons également qu'il est possible de prédire la taille du ballon à partir de la surface de la CIA mesurée en ETO 3D grâce à la formule suivante : diamètre étiré au ballon (mm) = 4,5*surface de la CIA (cm2) + 11. Avec les progrès technologiques, en particulier les possibilités d'effectuer des mesures directement sur les acquisitions en « temps réel », ce paramètre pourrait guider avec précision la procédure, permettant ainsi de s'affranchir de la calibration au ballon.

Accord du Bessident dus Jenny le II/09/13 Vu permis d'imprimer notesseur GALI Le Doyen de la Faculté Ch De Médecine Rangueil deration de du Can HU de Tout olthi Es Nice Tel 04 8 D. ROUGE

7. Bibliographie

- 1. Dickinson DF, Arnold R, Wilkinson JL. Congenital heart disease among 160 480 liveborn children in Liverpool 1960 to 1969. Implications for surgical treatment. Br Heart J. juill 1981;46(1):55-62.
- Petit J, Losay J, Bouchard F, Issad M, Maribas P, Lucet P. [Hemodynamic development of the auricular communication of the ostium secundum and sinus venosus type. Study of 1189 patients]. Arch Mal Coeur Vaiss. juill 1986;79(8):1162-1167.
- 3. Hanslik A, Pospisil U, Salzer-Muhar U, Greber-Platzer S, Male C. Predictors of spontaneous closure of isolated secundum atrial septal defect in children: a longitudinal study. Pediatrics. oct 2006;118(4):1560-1565.
- 4. Campbell M. Natural history of atrial septal defect. Br Heart J. 11 janv 1970;32(6):820-826.
- 5. Baumgartner H, Bonhoeffer P, Groot NMSD, Haan F de, Deanfield JE, Galie N, et al. ESC Guidelines for the management of grown-up congenital heart disease (new version 2010) The Task Force on the Management of Grown-up Congenital Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC). Eur Heart J. 12 janv 2010;31(23):2915-2957.
- Majunke N, Bialkowski J, Wilson N, Szkutnik M, Kusa J, Baranowski A, et al. Closure of atrial septal defect with the Amplatzer septal occluder in adults. Am J Cardiol. 15 févr 2009;103(4):550-554.
- Masura J, Gavora P, Podnar T. Long-term outcome of transcatheter secundum-type atrial septal defect closure using Amplatzer septal occluders. J Am Coll Cardiol. 15 févr 2005;45(4):505-507.
- Berger F, Ewert P, Björnstad PG, Dähnert I, Krings G, Brilla-Austenat I, et al. Transcatheter closure as standard treatment for most interatrial defects: experience in 200 patients treated with the Amplatzer Septal Occluder. Cardiol Young. sept 1999;9(5):468-473.
- Du ZD, Hijazi ZM, Kleinman CS, Silverman NH, Larntz K, Amplatzer Investigators. Comparison between transcatheter and surgical closure of secundum atrial septal defect in children and adults: results of a multicenter nonrandomized trial. J Am Coll Cardiol. 5 juin 2002;39(11):1836-1844.
- 10. Da Costa RN, Ribeiro MS, Pereira FL, Pedra SRF, Jatene MB, Jatene IB, et al. Percutaneous versus surgical closure of atrial septal defects in children and adolescents. Arq Bras Cardiol. avr 2013;100(4):347-354.
- 11. King TD, Mills NL. Nonoperative closure of atrial septal defects. Surgery. mars 1974;75(3):383-388.

- 12. King TD, Thompson SL, Steiner C, Mills NL. Secundum atrial septal defect. Nonoperative closure during cardiac catheterization. JAMA J Am Med Assoc. 7 juin 1976;235(23):2506-2509.
- 13. Lock JE, Rome JJ, Davis R, Van Praagh S, Perry SB, Van Praagh R, et al. Transcatheter closure of atrial septal defects. Experimental studies. Circulation. mai 1989;79(5):1091-1099.
- 14. Masura J, Gavora P, Formanek A, Hijazi ZM. Transcatheter closure of secundum atrial septal defects using the new self-centering amplatzer septal occluder: initial human experience. Cathet Cardiovasc Diagn. déc 1997;42(4):388-393.
- 15. Aubry P, Brochet E, Juliard J-M. Fermeture percutanée des communications interauriculaires de l'adulte. J Maroc Cardiol IV. 2011.
- 16. Petit J, Losay J, Lambert V, Piot JD, Bertaux X. [Large atrial septal defects in adults: results of attempted systematic percutaneous closure]. Arch Mal Coeur Vaiss. mai 2006;99(5):429-432.
- 17. Huang C-F, Fang C-Y, Ko S-F, Chien S-J, Lin I-C, Lin Y-J, et al. Transcatheter Closure of Atrial Septal Defects with Superior-anterior Rim Deficiency Using Amplatzer Septal Occluder. J Formos Med Assoc. déc 2007;106(12):986-991.
- 18. Fischer G, Stieh J, Uebing A, Hoffmann U, Morf G, Kramer HH. Experience with transcatheter closure of secundum atrial septal defects using the Amplatzer septal occluder: a single centre study in 236 consecutive patients. Heart. févr 2003;89(2):199-204.
- 19. Chessa M, Carminati M, Butera G, Bini RM, Drago M, Rosti L, et al. Early and late complications associated with transcatheter occlusion of secundum atrial septal defect. J Am Coll Cardiol. 20 mars 2002;39(6):1061-1065.
- 20. Nehgme RA, Huddleston AR, Cheatham JP. Progression to late complete atrioventricular block following amplatzer device closure of atrial septal defect in a child. Pediatr Cardiol. avr 2009;30(3):367-370.
- 21. Amin Z, Hijazi ZM, Bass JL, Cheatham JP, Hellenbrand WE, Kleinman CS. Erosion of Amplatzer septal occluder device after closure of secundum atrial septal defects: review of registry of complications and recommendations to minimize future risk. Catheter Cardiovasc Interv Off J Soc Card Angiogr Interv. déc 2004;63(4):496-502.
- 22. Du Z-D, Cao Q-L, Rhodes J, Heitschmidt M, Hijazi ZM. Choice of device size and results of transcatheter closure of atrial septal defect using the amplatzer septal occluder. J Intervent Cardiol. août 2002;15(4):287-292.
- 23. Acar P, Saliba Z, Bonhoeffer P, Aggoun Y, Bonnet D, Sidi D, et al. Influence of atrial septal defect anatomy in patient selection and assessment of closure with the

Cardioseal device; a three-dimensional transoesophageal echocardiographic reconstruction. Eur Heart J. avr 2000;21(7):573-581.

- 24. Behjati M, Rafiei M, Soltani MH, Emami M, Dehghani M. Transcatheter closure of atrial septal defect with amplatzer septal occluder in adults: immediate, short, and intermediate-term results. J Tehran Heart Cent. 2011;6(2):79-84.
- 25. Gu X, Han YM, Berry J, Urness M, Amplatz K. A new technique for sizing of atrial septal defects. Catheter Cardiovasc Interv Off J Soc Card Angiogr Interv. janv 1999;46(1):51-57.
- 26. Vijarnsorn C, Durongpisitkul K, Chanthong P, Chungsomprasong P, Soongswang J, Loahaprasitiporn D, et al. Transcatheter closure of atrial septal defects in children, middle-aged adults, and older adults: failure rates, early complications; and balloon sizing effects. Cardiol Res Pr. 2012;2012:584236.
- 27. Simpson JM, Miller O. Three-dimensional echocardiography in congenital heart disease. Arch Cardiovasc Dis. janv 2011;104(1):45-56.
- 28. Brochet E, Lepage L, Messika-zeitoun D, Juliard J, Himbert D, Vahanian A. 3D real time transoesophageal echocardiography in interventional cardiology. Arch Cardiovasc Dis. Dépatement de cardiologie, hôpital Bichat; 2011;147-153.
- 29. Simpson JM. Real-time three-dimensional echocardiography of congenital heart disease using a high frequency paediatric matrix transducer. Eur J Echocardiogr J Work Group Echocardiogr Eur Soc Cardiol. mars 2008;9(2):222-224.
- 30. Chen FL, Hsiung MC, Hsieh KS, Li YC, Chou MC. Real time three-dimensional transthoracic echocardiography for guiding Amplatzer septal occluder device deployment in patients with atrial septal defect. Echocardiogr Mt Kisco N. oct 2006;23(9):763-770.
- 31. Dillenseger J, Moerschel. Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Masson.
- 32. Warnes CA, Williams RG, Bashore TM, Child JS, Connolly HM, Dearani JA, et al. ACC/AHA 2008 Guidelines for the Management of Adults With Congenital Heart Disease A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to Develop Guidelines on the Management of Adults With Congenital Heart Disease): Developed in Collaboration With the American Society of Echocardiography, Heart Rhythm Society, International Society for Adult Congenital Heart Disease, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and Society of Thoracic Surgeons. Circulation. 12 févr 2008;118(23):e714-e833.
- 33. Berger F, Ewert P, Dähnert I, Stiller B, Nürnberg JH, Vogel M, et al. [Interventional occlusion of atrial septum defects larter than 20 mm in diameter]. Z Für Kardiologie. déc 2000;89(12):1119-1125.

- 34. Messaï E. Guide des chiffres et formules utiles en pratique médicale. Arnette Blackwell (Paris). 1995;
- 35. Franke A, Kühl HP, Rulands D, Jansen C, Erena C, Grabitz RG, et al. Quantitative analysis of the morphology of secundum-type atrial septal defects and their dynamic change using transesophageal three-dimensional echocardiography. Circulation. 4 nov 1997;96(9 Suppl):II-323-327.
- Bhaya M, Mutluer FO, Mahan E, Mahan L, Hsiung MC, Yin W-H, et al. Live/Real time three-dimensional transesophageal echocardiography in percutaneous closure of atrial septal defects. Echocardiogr Mt Kisco N. mars 2013;30(3):345-353.
- 37. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet. 8 févr 1986;1(8476):307-310.
- 38. Chan KC, Godman MJ, Walsh K, Wilson N, Redington A, Gibbs JL. Transcatheter closure of atrial septal defect and interatrial communications with a new self expanding nitinol double disc device (Amplatzer septal occluder): multicentre UK experience. Heart Br Card Soc. sept 1999;82(3):300-306.
- 39. Lloyd TR, Rao PS, Beekman RH 3rd, Mendelsohn AM, Sideris EB. Atrial septal defect occlusion with the buttoned device (a multi-institutional U.S. trial). Am J Cardiol. 1 févr 1994;73(4):286-291.
- 40. García-Fuertes D, Mesa-Rubio D, Ruiz-Ortiz M, Delgado-Ortega M, Tejero-Mateo I, Pan-Álvarez-Ossorio M, et al. Monitoring complex secundum atrial septal defects percutaneous closure with real time three-dimensional echocardiography. Echocardiogr Mt Kisco N. juill 2012;29(6):729-734.
- 41. Quek SC, Wu WX, Chan KY, Ho TF, Yip WC. Transcatheter closure of atrial septal defects--is balloon sizing still necessary? Ann Acad Med Singapore. mai 2010;39(5):390-393.
- 42. Rao PS, Langhough R. Relationship of echocardiographic, shunt flow, and angiographic size to the stretched diameter of the atrial septal defect. Am Heart J. août 1991;122(2):505-508.
- 43. Rao PS, Langhough R, Beekman RH, Lloyd TR, Sideris EB. Echocardiographic estimation of balloon-stretched diameter of secundum atrial septal defect for transcatheter occlusion. Am Heart J. juill 1992;124(1):172-175.
- 44. Jan SL, Hwang B, Lee PC, Fu YC, Chiu PS, Chi CS. Intracardiac ultrasound assessment of atrial septal defect: comparison with transthoracic echocardiographic, angiocardiographic, and balloon-sizing measurements. Cardiovasc Intervent Radiol. avr 2001;24(2):84-89.

- 45. Acar P, Dulac Y, Roux D, Rougé P, Duterque D, Aggoun Y. Comparison of transthoracic and transesophageal three-dimensional echocardiography for assessment of atrial septal defect diameter in children. Am J Cardiol. 15 févr 2003;91(4):500-502.
- 46. Godart F, Rey C, Francart C, Jarrar M, Vaksmann G. Two-dimensional echocardiographic and color Doppler measurements of atrial septal defect, and comparison with the balloon-stretched diameter. Am J Cardiol. 1 nov 1993;72(14):1095-1097.
- 47. Wang J-K, Tsai S-K, Lin S-M, Chiu S-N, Lin M-T, Wu M-H. Transcatheter closure of atrial septal defect without balloon sizing. Catheter Cardiovasc Interv Off J Soc Card Angiogr Interv. 1 févr 2008;71(2):214-221.
- 48. Seo J-S, Song J-M, Kim Y-H, Park D-W, Lee S-W, Kim W-J, et al. Effect of atrial septal defect shape evaluated using three-dimensional transesophageal echocardiography on size measurements for percutaneous closure. J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr. oct 2012;25(10):1031-1040.
- 49. Magni G, Cao QL, Sugeng L, Delabays A, Marx G, Ludomirski A, et al. Volumerendered, three-dimensional echocardiographic determination of the size, shape, and position of atrial septal defects: validation in an in vitro model. Am Heart J. août 1996;132(2 Pt 1):376-381.
- 50. Maeno YV, Benson LN, Boutin C. Impact of dynamic 3D transoesophageal echocardiography in the assessment of atrial septal defects and occlusion by the double-umbrella device (CardioSEAL). Cardiol Young. juill 1998;8(3):368-378.
- 51. Taniguchi M, Akagi T, Watanabe N, Okamoto Y, Nakagawa K, Kijima Y, et al. Application of real-time three-dimensional transesophageal echocardiography using a matrix array probe for transcatheter closure of atrial septal defect. J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr. oct 2009;22(10):1114-1120.
- 52. Abdel-Massih T, Dulac Y, Taktak A, Aggoun Y, Massabuau P, Elbaz M, et al. Assessment of atrial septal defect size with 3D-transesophageal echocardiography: comparison with balloon method. Echocardiogr Mt Kisco N. févr 2005;22(2):121-127.
- 53. Zhu W, Cao QL, Rhodes J, Hijazi ZM. Measurement of atrial septal defect size: a comparative study between three-dimensional transesophageal echocardiography and the standard balloon sizing methods. Pediatr Cardiol. oct 2000;21(5):465-469.
- 54. Zanchetta M. On-line intracardiac echocardiography alone for Amplatzer Septal Occluder selection and device deployment in adult patients with atrial septal defect. Int J Cardiol. mai 2004;95(1):61-68.

- 55. Lin M-C, Fu Y-C, Jan S-L, Ho C-L, Hwang B. Stretched size of atrial septal defect predicted by intracardiac echocardiography. Int Heart J. janv 2010;51(1):56-59.
- 56. Weber C, Weber M, Ekinci O, Neumann T, Deetjen A, Rolf A, et al. Atrial septal defects type II: noninvasive evaluation of patients before implantation of an Amplatzer Septal Occluder and on follow-up by magnetic resonance imaging compared with TEE and invasive measurement. Eur Radiol. nov 2008;18(11):2406-2413.
- 57. Cho EH, Song J, Choi EY, Lee SY. Device size for transcatheter closure of ovoid interatrial septal defect. Heart Surg Forum. 1 août 2013;16(4):E193-197.
- 58. Suda K, Raboisson M-J, Piette E, Dahdah NS, Miró J. Reversible atrioventricular block associated with closure of atrial septal defects using the Amplatzer device. J Am Coll Cardiol. 5 mai 2004;43(9):1677-1682.
- 59. Astroulakis Z, El-Gamel A, Hill JM. Failed endothelialisation of a percutaneous atrial septal defect closure device. BMJ Case Rep [Internet]. 16 févr 2009 [cité 14 sept 2013];2009. Disponible sur: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3105753/
- 60. Chen F, Zhao X, Zheng X, Chen S, Xu R, Qin Y. Incomplete Endothelialization and Late Dislocation After Implantation of an Amplatzer Septal Occluder Device. Circulation. 8 sept 2011;124(6):e188-e189.
- 61. Aruni B, Sharifian A, Eryazici P, Herrera CJ. Late bacterial endocarditis of an Amplatzer atrial septal device. Indian Heart J. août 2013;65(4):450-451.
- 62. Slesnick TC, Nugent AW, Fraser CD, Cannon BC. Incomplete Endothelialization and Late Development of Acute Bacterial Endocarditis After Implantation of an Amplatzer Septal Occluder Device. Circulation. 5 juin 2008;117(18):e326-e327.
- Abaci A, Unlu S, Alsancak Y, Kaya U, Sezenoz B. Short and long term complications of device closure of atrial septal defect and patent foramen ovale: Meta-analysis of 28,142 patients from 203 studies. Catheter Cardiovasc Interv Off J Soc Card Angiogr Interv. 14 févr 2013;

Titre : Percutaneous closure of atrial septal defect : interest of real time three dimensional transeosophageal echocardiography.

Toulouse, le 2 octobre 2013

Résumé en anglais : Real time three dimensional trans esophageal echocardiography (RT-3D-TEE) during percutaneous atrial septal defect closure allows diameters and area measures on a 3D view. But, balloon sizing remains the gold standard. We assessed the effect of ASD shape and the predictive value of the measures in RT-3D-TEE in children with *ostium secundum* atril septal defect. From 2010 to 2013, we prospectively enrolled 30 children who underwent transcatheter closure of an isolated ASD under 3D-TEE. Difference between 3D maximal diameter and balloon diameter was higher in round ASD than in oval shape. After multivariate linear regression analysis, ASD area by 3D delineation was finally the only significant variable for the prediction of balloon diameter (BD) : BD (mm)= 4.5 X ASD area (cm2) + 11. With technological progress, it may be sufficient to guide percutaneous ASD closure without balloon sizing in children.

Key words : atrial septal defect, percutaneous closure, three dimensional trans eosophageal echocardiography

FERMETURE PERCUTANEE DE COMMUNICATIONS INTERAURICULAIRES CHEZ L'ENFANT : APPORT DE L'ECHOGRAPHIE TRANSOESOPHAGIENNE TRIDIMENSIONELLE

Toulouse, le 02 octobre 2013

Résumé en Français : Au cours des procédures de fermeture percutanée de communication interauriculaire, l'échographie trans oesophagienne tri-dimensionelle (ETO 3D) en temps réel permet une analyse des diamètres et des surfaces grâce à une vue 3D presque anatomique du septum inter auriculaire. Cependant, la technique de référence pour choisir la taille de la prothèse est la calibration au ballon. Nous avons étudié les paramètres en ETO 3D temps réel qui pourraient aider à prédire le diamètre du ballon. Nous avons inclus prospectivement 30 enfants ayant bénéficié d'une fermeture percutanée de CIA *ostium secundum* sous contrôle par ETO 3D. La différence entre le diamètre maximal en ETO 3D et le diamètre du ballon est influencée par la géométrie de la CIA : elle est plus importante dans les CIA rondes que ovales. Après analyse en régression linéaire, la surface de la CIA est le seul paramètre permettant de prédire avec fiabilité le diamètre du ballon : diamètre du ballon (mm)= 4.5 X surface de la CIA (cm2) + 11. Cette formule permet de prédire le diamètre du ballon avec une erreur < 1mm dans la moitié des procédures.

TITRE EN ANGLAIS : Percutaneous closure of atrial septal defect : interest of real time three dimensional transeosophageal echocardiography.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Médecine spécialisée clinique

MOTS-CLES : communication inter auriculaire, fermeture percutanée, échographie transoesophagienne tridimensionnelle

INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE : Université Toulouse III-Paul Sabatier Faculté de médecine Toulouse-Purpan, 35 Allées Jules Guesde BP 7202 31073 Toulouse Cedex 7

Directeur de thèse : Dr Sébastien HASCOET