

UNIVERSITÉ TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTÉS DE MÉDECINE

ANNÉE 2021

2021 TOU3 1701

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE
MÉDECINE SPÉCIALISÉE CLINIQUE

Présentée et soutenue publiquement

par

Arthur GIOT

le 14 octobre 2021

**VALIDATION DE L'IMPRESSION 3D DANS L'ANTICIPATION PRE-
INTERVENTIONNELLE DE LA TAILLE DE PROTHESE DE
FERMETURE D'AURICULE GAUCHE :
COMPARAISON AU SCANNER ET A L'ETO**

Directeur de thèse : Pr Meyer ELBAZ

JURY

Monsieur le Professeur	Michel GALINIER	Président
Monsieur le Professeur	Meyer ELBAZ	Assesseur
Monsieur le Docteur	Pierre MONDOLY	Assesseur
Monsieur le Docteur	Yoan LAVIE BADIE	Assesseur
Monsieur le Docteur	Vlad CIOBOTARU	Suppléant

TABLEAU du PERSONNEL HOSPITALO-UNIVERSITAIRE
des Facultés de Médecine de l'Université Toulouse III - Paul Sabatier
au 1^{er} septembre 2020

Professeurs Honoraires

Doyen Honoraire	M. CHAP Hugues	Professeur Honoraire	M. FRAYSSE Bernard
Doyen Honoraire	M. GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard	Professeur Honoraire	M. FREXINOS Jacques
Doyen Honoraire	M. LAZORTHES Yves	Professeur Honoraire	Mme GENESTAL Michèle
Doyen Honoraire	M. PUEL Pierre	Professeur Honoraire	M. GERAUD Gilles
Doyen Honoraire	M. ROUGE Daniel	Professeur Honoraire	M. GHISOLFI Jacques
Doyen Honoraire	M. VINEL Jean-Pierre	Professeur Honoraire	M. GLOCK Yves
Professeur Honoraire	M. ABBAL Michel	Professeur Honoraire	M. GOUZI Jean-Louis
Professeur Honoraire	M. ADER Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. HOFF Jean
Professeur Honoraire	M. ADOUE Daniel	Professeur Honoraire	M. JOFFRE Francis
Professeur Honoraire	M. ARBUS Louis	Professeur Honoraire	M. LACOMME Yves
Professeur Honoraire	M. ARLET Jacques	Professeur Honoraire	M. LAGARRIGUE Jacques
Professeur Honoraire	M. ARLET Philippe	Professeur Honoraire	M. LANG Thierry
Professeur Honoraire	M. ARLET-SUAU Elisabeth	Professeur Honoraire	Mme LARENG Marie-Blanche
Professeur Honoraire	M. ARNE Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. LAURENT Guy
Professeur Honoraire	M. BARRET André	Professeur Honoraire	M. LAZORTHES Franck
Professeur Honoraire	M. BARTHE Philippe	Professeur Honoraire	M. LEOPHONTE Paul
Professeur Honoraire	M. BAYARD Francis	Professeur Honoraire	M. MAGNAVAL Jean-François
Professeur Honoraire	M. BOCCALON Henri	Professeur Honoraire	M. MANELFE Claude
Professeur Honoraire	M. BONAFÉ Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. MANSAT Michel
Professeur Honoraire	M. BONEU Bernard	Professeur Honoraire	M. MASSIP Patrice
Professeur Honoraire	M. BOUNHORE Jean-Paul	Professeur Honoraire	Mme MARTY Nicole
Professeur Honoraire	M. BOUTAULT Franck	Professeur Honoraire	M. MAZIERES Bernard
Professeur Honoraire	M. BUGAT Roland	Professeur Honoraire	M. MONROZIES Xavier
Professeur Honoraire	M. CAHUZAC Jean-Philippe	Professeur Honoraire	M. MOSCOVICI Jacques
Professeur Honoraire	M. CARATERO Claude	Professeur Honoraire	M. MURAT
Professeur Honoraire	M. CARLES Pierre	Professeur Honoraire	M. OLIVÉS Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. CARRIERE Jean-Paul	Professeur Honoraire	M. PASCAL Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. CARTON Michel	Professeur Honoraire	M. PESSEY Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. CATHALA Bernard	Professeur Honoraire	M. PLANTE Pierre
Professeur Honoraire	M. CHABANON Gérard	Professeur Honoraire	M. PONTONNIER Georges
Professeur Honoraire	M. CHAMONTIN Bernard	Professeur Honoraire	M. POURRAT Jacques
Professeur Honoraire	M. CHAVOIN Jean-Pierre	Professeur Honoraire	M. PRADERE Bernard
Professeur Honoraire	M. CLANET Michel	Professeur Honoraire	M. PRIS Jacques
Professeur Honoraire	M. CONTE Jean	Professeur Honoraire	Mme PUEL Jacqueline
Professeur Honoraire	M. COSTAGLIOLA Michel	Professeur Honoraire	M. PUJOL Michel
Professeur Honoraire	M. COTONAT Jean	Professeur Honoraire	M. QUERLEU Denis
Professeur Honoraire	M. DABERNAT Henri	Professeur Honoraire	M. RAILHAC Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. DAHAN Marcel	Professeur Honoraire	M. REGIS Henri
Professeur Honoraire	M. DALOUS Antoine	Professeur Honoraire	M. REGNIER Claude
Professeur Honoraire	M. DALY-SCHVEITZER Nicolas	Professeur Honoraire	M. REME Jean-Michel
Professeur Honoraire	M. DAVID Jean-Frédéric	Professeur Honoraire	M. ROCHE Henri
Professeur Honoraire	M. DELSOL Georges	Professeur Honoraire	M. ROCHICCIOLI Pierre
Professeur Honoraire	Mme DELISLE Marie-Bernadette	Professeur Honoraire	M. ROLLAND Michel
Professeur Honoraire	Mme DIDIER Jacqueline	Professeur Honoraire	M. ROQUE-LATRILLE Christian
Professeur Honoraire	M. DUCOS Jean	Professeur Honoraire	M. RUMEAU Jean-Louis
Professeur Honoraire	M. DUFFAUT Michel	Professeur Honoraire	M. SALVADOR Michel
Professeur Honoraire	M. DUPRE M.	Professeur Honoraire	M. SALVAYRE Robert
Professeur Honoraire	M. DURAND Dominique	Professeur Honoraire	M. SARRAMON Jean-Pierre
Professeur Honoraire associé	M. DUTAU Guy	Professeur Honoraire	M. SIMON Jacques
Professeur Honoraire	M. ESCANDE Michel	Professeur Honoraire	M. SUC Jean-Michel
Professeur Honoraire	M. ESCHAPASSE Henri	Professeur Honoraire	M. THOUVENOT Jean-Paul
Professeur Honoraire	M. ESCOURROU Jean	Professeur Honoraire	M. TKACZUK Jean
Professeur Honoraire	M. ESQUERRE J.P.	Professeur Honoraire	M. TREMOULET Michel
Professeur Honoraire	M. FABÉ Michel	Professeur Honoraire	M. VALDIGUIE Pierre
Professeur Honoraire	M. FABRE Jean	Professeur Honoraire	M. VAYSSE Philippe
Professeur Honoraire	M. FOURNIAL Gérard	Professeur Honoraire	M. VIRENQUE Christian
Professeur Honoraire	M. FOURNIE Bernard	Professeur Honoraire	M. VOIGT Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. FOURTANIER Gilles		

Professeurs Émérites

Professeur ADER Jean-Louis	Professeur LAGARRIGUE Jacques
Professeur ALBAREDE Jean-Louis	Professeur LANG Thierry
Professeur ARBUS Louis	Professeur LARENG Louis
Professeur ARLET-SUAU Elisabeth	Professeur LAURENT Guy
Professeur BOCCALON Henri	Professeur LAZORTHES Yves
Professeur BONEU Bernard	Professeur MAGNAVAL Jean-François
Professeur CARATERO Claude	Professeur MANELFE Claude
Professeur CHAMONTIN Bernard	Professeur MASSIP Patrice
Professeur CHAP Hugues	Professeur MAZIERES Bernard
Professeur CONTE Jean	Professeur MOSCOVICI Jacques
Professeur COSTAGLIOLA Michel	Professeur RISCHMANN Pascal
Professeur DABERNAT Henri	Professeur RIVIERE Daniel
Professeur FRAYSSE Bernard	Professeur ROQUES-LATRILLE Christian
Professeur DELISLE Marie-Bernadette	Professeur SALVAYRE Robert
Professeur GUIRAUD-CHAUMEIL Bernard	Professeur SARRAMON Jean-Pierre
Professeur JOFFRE Francis	Professeur SIMON Jacques

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN

37 allées Jules Guesde - 31000 TOULOUSE

Doyen : Didier CARRIE

P.U. - P.H.

P.U. - P.H.

Classe Exceptionnelle et 1^{ère} classe

2^{ème} classe

M. ADOUE Daniel (C.E)	Médecine Interne, Gériatrie	Mme BONGARD Vanina	Epidémiologie
M. AMAR Jacques (C.E)	Thérapeutique	M. BONNEVILLE Nicolas	Chirurgie orthopédique et traumatologique
M. ATTAL Michel (C.E)	Hématologie	Mme CASPER Charlotte	Pédiatrie
M. AVET-LOISEAU Hervé (C.E.)	Hématologie, transfusion	M. COGNARD Christophe	Neuroradiologie
Mme BEYNE-RAUZY Odile	Médecine Interne	M. CAVIGNAC Etienne	Chirurgie orthopédique et traumatologie
M. BIRMES Philippe	Psychiatrie	M. LAIREZ Olivier	Biophysique et médecine nucléaire
M. BLANCHER Antoine	Immunologie (option Biologique)	M. LAROCHE Michel	Rhumatologie
M. BONNEVILLE Paul (C.E)	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie.	M. LEOBON Bertrand	Chirurgie Thoracique et Cardiaque
M. BOSSAVY Jean-Pierre (C.E)	Chirurgie Vasculaire	M. LOPEZ Raphael	Anatomie
M. BRASSAT David	Neurologie	M. MARTIN-BLONDEL Guillaume	Maladies infectieuses, maladies tropicales
M. BROUCHET Laurent	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire	M. MARX Mathieu	Oto-rhino-laryngologie
M. BROUSSET Pierre (C.E)	Anatomie pathologique	M. MAS Emmanuel	Pédiatrie
M. BUREAU Christophe	Hépatogastro-Entéro	M. OLIVOT Jean-Marc	Neurologie
M. CALVAS Patrick (C.E)	Génétique	M. PAGES Jean-Christophe	Biologie Cellulaire et Cytologie
M. CARRERE Nicolas	Chirurgie Générale	Mme PASQUET Mariène	Pédiatrie
M. CARRIE Didier (C.E)	Cardiologie	M. PORTIER Guillaume	Chirurgie Digestive
M. CHAIX Yves	Pédiatrie	Mme RUYSSSEN-WITRAND Adeline	Rhumatologie
Mme CHARPENTIER Sandrine	Médecine d'urgence	Mme SAVAGNER Frédérique	Biochimie et biologie moléculaire
M. CHAUVEAU Dominique	Néphrologie	M. SIZUN Jacques	Pédiatrie
M. CHOLLET François (C.E)	Neurologie	M. SOL Jean-Christophe	Neurochirurgie
M. DAHAN Marcel (C.E)	Chirurgie Thoracique et Cardiaque	Mme TREMOLIERES Florence	Biologie du développement
M. DE BOISSEZON Xavier	Médecine Physique et Réadapt Fonct.	Mme VAYASSE Charlotte	Cancérologie
M. DEGUINE Olivier (C.E)	Oto-rhino-laryngologie	Mme VEZZOSI Delphine	Endocrinologie
M. DUCOMMUN Bernard	Cancérologie		
M. FERRIERES Jean (C.E)	Epidémiologie, Santé Publique		
M. FOURCADE Olivier	Anesthésiologie		
M. FOURNIÉ Pierre	Ophthalmologie		
M. GAME Xavier	Urologie	P.U. Médecine générale	
M. GEERAERTS Thomas	Anesthésiologie et réanimation	M. MESTHÉ Pierre	
M. IZOPET Jacques (C.E)	Bactériologie-Virologie	M. OUSTRIC Stéphane (C.E)	
Mme LAMANT Laurence (C.E)	Anatomie Pathologique		
M. LANG Thierry (C.E)	Biostatistiques et Informatique Médicale	Professeur Associé Médecine générale	
M. LANGIN Dominique (C.E)	Nutrition	M. ABITTEBOUL Yves	
M. LAUWERS Frédéric	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie	Mme IRI-DELAHAYE Motoko	
M. LAUQUE Dominique (C.E)	Médecine d'urgence	M. POUTRAIN Jean-Christophe	
M. LIBLAU Roland (C.E)	Immunologie		
M. MALAUAUD Bernard	Urologie		
M. MANGAT Pierre	Chirurgie Orthopédique	Professeur Associé en Bactériologie - Virologie ; Hygiène Hospitalière	
M. MARCHOU Bruno (C.E)	Maladies Infectieuses	Mme MALAUAUD Sandra	
M. MAZIERES Julien	Pneumologie		
M. MOLINIER Laurent	Epidémiologie, Santé Publique		
M. MONTASTRUC Jean-Louis (C.E)	Pharmacologie		
Mme MOYAL Elisabeth	Cancérologie		
Mme NOURHASHEMI Fatemeh (C.E)	Gériatrie		
M. OBWALD Eric (C.E)	Bactériologie-Virologie		
M. PARANT Olivier	Gynécologie Obstétrique		
M. PARIENTE Jérémie	Neurologie		
M. PARINAUD Jean (C.E)	Biol. Du Dévelop. et de la Reprod.		
M. PAUL Carle	Dermatologie		
M. PAYOUX Pierre	Biophysique		
M. PAYRASTRE Bernard (C.E)	Hématologie		
M. PERON Jean-Marie	Hépatogastro-Entérologie		
M. PERRET Bertrand (C.E)	Biochimie		
M. RASCOL Olivier (C.E)	Pharmacologie		
M. RECHER Christian (C.E)	Hématologie		
M. RISCHMANN Pascal (C.E)	Urologie		
M. RONCALLI Jérôme	Cardiologie		
M. SALES DE GAUZY Jérôme (C.E)	Chirurgie Infantile		
M. SALLES Jean-Pierre (C.E)	Pédiatrie		
M. SANG Nicolas	Radiologie		
Mme SELVES Janick	Anatomie et cytologie pathologiques		
M. SERRE Guy (C.E)	Biologie Cellulaire		
M. TELMON Norbert (C.E)	Médecine Légale		
M. VINEL Jean-Pierre (C.E)	Hépatogastro-Entérologie		

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-RANGUEIL

133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE Cedex

Doyen : Elie SERRANO

P.U. - P.H.

P.U. - P.H.

Classe Exceptionnelle et 1^{ère} classe

2^{ème} classe

M. ARBUS Christophe	Psychiatrie	M. ABBO Olivier	Chirurgie Infantile
M. ACAR Philippe	Pédiatrie	M. AUSSEIL Jérôme	Biochimie et biologie moléculaire
M. ACCADBLED Franck	Chirurgie Infantile	M. BERRY Antoine	Parasitologie
M. ALRIC Laurent (C.E)	Médecine Interne	M. BOUNES Vincent	Médecine d'urgence
Mme ANDRIEU Sandrine	Epidémiologie	Mme BOURNET Barbara	Gastro-entérologie
M. ARNAL Jean-François	Physiologie	M. CHAPUT Benoit	Chirurgie plastique et des brûlés
Mme BERRY Isabelle (C.E)	Biophysique	Mme DALENC Florence	Cancérologie
M. BONNEVILLE Fabrice	Radiologie	M. DE BONNECAZE Guillaume	Anatomie
M. BUJAN Louis (C. E)	Urologie-Andrologie	M. DECRAMER Stéphane	Pédiatrie
Mme BURA-RIVIERE Alessandra	Médecine Vasculaire	Mme FARUCH-BILFELD Marie	Radiologie et Imagerie Médicale
M. BUSCAIL Louis (C.E)	Hépatogastro-entérologie	M. FAGUER Stanislas	Néphrologie
M. CANTAGREL Alain (C.E)	Rhumatologie	M. FRANCHITTO Nicolas	Addictologie
M. CARON Philippe (C.E)	Endocrinologie	Mme GARDETTE Virginie	Epidémiologie
M. CHAUFOUR Xavier	Chirurgie Vasculaire	M. GARRIDO-STÓWHAS Ignacio	Chirurgie Plastique
M. CHAYNES Patrick	Anatomie	M. GATIMEL Nicolas	Médecine de la reproduction
M. CHIRON Philippe (C.E)	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie	M. GUILLEMINAULT Laurent	Pneumologie
M. CONSTANTIN Amaud	Rhumatologie	Mme LAPRIE Anne	Radiothérapie
M. COURBON Frédéric	Biophysique	M. LAURENT Camille	Anatomie Pathologique
Mme COURTADE SAIDI Monique	Histologie Embryologie	M. LE CAIGNEC Cédric	Génétique
M. DAMBRIN Camille	Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire	M. MARCHEIX Bertrand	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
M. DELABESSE Eric	Hématologie	M. MEYER Nicolas	Dermatologie
M. DELOBEL Pierre	Maladies Infectieuses	M. MUSCARI Fabrice	Chirurgie Digestive
M. DELORD Jean-Pierre	Cancérologie	M. PUGNET Grégory	Médecine Interne, Gériatrie
M. DIDIER Alain (C.E)	Pneumologie	M. REINA Nicolas	Chirurgie orthopédique et traumatologique
Mme DULY-BOUHANICK Béatrice (C.E)	Thérapeutique	M. RENAUDINEAU Yves	Immunologie
M. ELBAZ Meyer	Cardiologie	M. SILVA SIFONTES Stein	Réanimation
M. GALINIER Michel (C.E)	Cardiologie	M. SOLER Vincent	Ophthalmologie
M. GLOCK Yves (C.OE)	Chirurgie Cardio-Vasculaire	Mme SOMMET Agnès	Pharmacologie
Mme GOMEZ-BROUCHET Anne-Muriel	Anatomie Pathologique	Mme SOTO-MARTIN Maria-Eugénia	Gériatrie et biologie du vieillissement
M. GOURDY Pierre	Endocrinologie	M. TACK Ivan	Physiologie
M. GRAND Alain (C.E)	Epidémiologie, Eco. de la Santé et Prév.	M. VERGEZ Sébastien	Oto-rhino-laryngologie
M. GROLLEAU RAOUX Jean-Louis (C.E)	Chirurgie plastique	M. YSEBAERT Loic	Hématologie
Mme GUIMBAUD Rosine	Cancérologie		
Mme HANAIRE Hélène (C.E)	Endocrinologie		
M. HUYGHE Eric	Urologie		
M. KAMAR Nassim (C.E)	Néphrologie		
M. LARRUE Vincent	Neurologie		
M. LEVADE Thierry (C.E)	Biochimie		
M. MALECAZE François (C.E)	Ophthalmologie		
M. MARQUE Philippe	Médecine Physique et Réadaptation		
M. MAURY Jean-Philippe	Cardiologie		
Mme MAZEREEUW Juliette	Dermatologie		
M. MINVILLE Vincent	Anesthésiologie Réanimation		
M. OTAL Philippe	Radiologie		
M. RAYNAUD Jean-Philippe (C.E)	Psychiatrie infantile		
M. RITZ Patrick (C.E)	Nutrition		
M. ROLLAND Yves (C.E)	Gériatrie		
M. ROUGE Daniel (C.E)	Médecine Légale		
M. ROUSSEAU Hervé (C.E)	Radiologie		
M. ROUX Franck-Emmanuel	Neurochirurgie		
M. SAILLER Laurent	Médecine Interne		
M. SCHMITT Laurent (C.E)	Psychiatrie		
M. SENARD Jean-Michel (C.E)	Pharmacologie		
M. SERRANO Elle (C.E)	Oto-rhino-laryngologie		
M. SOULAT Jean-Marc	Médecine du Travail		
M. SOULIE Michel (C.E)	Urologie		
M. SUC Bertrand	Chirurgie Digestive		
Mme TAUBER Marie-Thérèse (C.E)	Pédiatrie		
Mme URO-COSTE Emmanuelle	Anatomie Pathologique		
M. VAYSSIERE Christophe	Gynécologie Obstétrique		
M. VELLAS Bruno (C.E)	Gériatrie		
		P.U. Médecine générale	
		Mme ROUGE-BUGAT Marie-Eve	
		Professeur Associé de Médecine	
		M. BOYER Pierre	
			M. STILLMUNKES André

M.C.U. - P.H.		M.C.U. - P.H	
M. APOIL Poi Andre	Immunologie	Mme ABRAVANEL-LEGRAND Florence	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme ARNAUD Catherine	Epidémiologie	Mme BASSET Céline	Cytologie et histologie
Mme AUSSEIL-TRUDEL Stéphanie	Biochimie et Biologie Moléculaire	Mme BREHIN Camille	Pédiatrie
Mme BELLIERE-FABRE Julie	Néphrologie	Mme CAMARE Caroline	Biochimie et biologie moléculaire
Mme BERTOLI Sarah	Hématologie, transfusion	M. CAMBUS Jean-Pierre	Hématologie
M. BIETH Eric	Génétique	Mme CANTERO Anne-Valérie	Biochimie
Mme CASPAR BAUGUIL Sylvie	Nutrition	Mme CARFAGNA Luana	Pédiatrie
Mme CASSAGNE Myriam	Ophthalmologie	Mme CASSOL Emmanuelle	Biophysique
Mme CASSAING Sophie	Parasitologie	Mme CAUSSE Elizabeth	Biochimie
Mme CHANTALAT Eliodie	Anatomie	M. CHASSAING Nicolas	Génétique
M. CONGY Nicolas	Immunologie	M. CLAVEL Cyril	Biologie Cellulaire
Mme COURBON Christine	Pharmacologie	Mme COLOMBAT Magali	Anatomie et cytologie pathologiques
M. CUROT Jonathan	Neurologie	Mme CORRE Jill	Hématologie
Mme DAMASE Christine	Pharmacologie	M. DEDOUIT Fabrice	Médecine Légale
Mme de GLISEZENSKY Isabelle	Physiologie	M. DEGBOE Yannick	Rhumatologie
M. DUBOIS Damien	Bactériologie Virologie Hygiène	M. DELPLA Pierre-André	Médecine Légale
Mme FILLAUX Judith	Parasitologie	M. DESPAS Fabien	Pharmacologie
M. GANTET Pierre	Biophysique	M. EDOUARD Thomas	Pédiatrie
Mme GENNERO Isabelle	Biochimie	Mme ESQUIROL Yolande	Médecine du travail
Mme GENOUX Annelise	Biochimie et biologie moléculaire	Mme EVRARD Solène	Histologie, embryologie et cytologie
M. HAMDI Safouane	Biochimie	Mme FLOCH Pauline	Bactériologie-Virologie; Hygiène Hospit.
Mme HITZEL Anne	Biophysique	Mme GALINIER Anne	Nutrition
M. IRIART Xavier	Parasitologie et mycologie	Mme GALLINI Adeline	Epidémiologie
Mme JONCA Nathalie	Biologie cellulaire	M. GASQ David	Physiologie
M. KIRZIN Sylvain	Chirurgie générale	M. GATIMEL Nicolas	Médecine de la reproduction
Mme LAPEYRE-MESTRE Maryse	Pharmacologie	Mme GRARE Marion	Bactériologie Virologie Hygiène
M. LHERMUSIER Thibault	Cardiologie	M. GUERBY Paul	Gynécologie-Obstétrique
M. LHOMME Sébastien	Bactériologie-virologie	M. GUIBERT Nicolas	Pneumologie ; Addictologie
Mme MASSIP Clémence	Bactériologie-virologie	Mme GUILBEAU-FRUGIER Céline	Anatomie Pathologique
Mme MONTASTIER-SIMMERMAN Emilie	Nutrition	Mme GUYONNET Sophie	Nutrition
Mme MOREAU Marion	Physiologie	M. HERIN Fabrice	Médecine et santé au travail
Mme NOGUEIRA M.L.	Biologie Cellulaire	Mme INGUENEAU Cécile	Biochimie
Mme PERROT Aurore	Hématologie ; Transfusion	M. LEANDRI Roger	Biologie du dével. et de la reproduction
M. PILLARD Fabien	Physiologie	M. LEPAGE Benoit	Biostatistiques et informatique médicale
Mme PUISSANT Bénédicte	Immunologie	Mme MAUPAS SCHWALM Françoise	Biochimie
Mme RAYMOND Stéphanie	Bactériologie Virologie Hygiène	M. MIEUSSET Roger	Biologie du dével. et de la reproduction
Mme SABOURDY Frédérique	Biochimie	M. MOULIS Guillaume	Médecine Interne
Mme SAUNE Karine	Bactériologie Virologie	Mme NASR Nathalie	Neurologie
M. TAFANI Jean-André	Biophysique	Mme QUELVEN Isabelle	Biophysique et Médecine Nucléaire
M. TREINER Emmanuel	Immunologie	M. RIMAILHO Jacques	Anatomie et Chirurgie Générale
M. VIDAL Fabien	Gynécologie obstétrique	M. RONGIERES Michel	Anatomie - Chirurgie orthopédique
Mme VUJA Lavinia	Biophysique et médecine nucléaire	Mme SIEGFRIED Aurore	Anatomie et Cytologie Pathologiques
		Mme VALLET-GAREL Marion	Physiologie
		M. VERGEZ François	Hématologie
		M. YRONDI Antoine	Psychiatrie d'Adultes ; Addictologie
M.C.U. Médecine générale		M.C.U. Médecine générale	
M. BRILLAC Thierry		M. BISMUTH Michel	
Mme DUPOUY Julie		M. ESCOURROU Emilie	

Maîtres de Conférences Associés de Médecine Générale

Dr CHICOULLAA Bruno
Dr FREYENS Anne
Dr FUECH Marielle

Dr BIREBENT Jordan
Dr BOURGEOIS Odile
Dr LATROUS Lella
Dr BOUSSIER Nathalie

REMERCIEMENTS

Monsieur GALINIER, c'est un honneur de vous avoir comme président de ce jury. Je garde de très bons souvenirs des visites professorales à la cardio 13 et à l'USIC, pendant lesquels j'ai beaucoup appris en discutant avec vous. Merci pour votre investissement dans la formation des internes de cardiologie.

Monsieur ELBAZ, merci de m'avoir accompagné durant tout mon internat et ce depuis le premier semestre. Vous m'avez transmis votre rigueur dès le début, qui m'a été fort utile par la suite. Merci de m'avoir confié ce sujet de thèse et de m'avoir soutenu dans ce travail.

YOAN, merci de m'avoir transmis ton intérêt pour l'imagerie cardiaque. J'ai beaucoup appris grâce à toi, en particulier lors de mon semestre en imagerie. J'espère acquérir un jour les compétences et l'expérience me permettant de rivaliser avec toi dans ce domaine.

PIERRE, merci de m'avoir transmis une (petite) partie de tes connaissances rythmologiques et ainsi permis de mieux comprendre cette surspécialité complexe. J'aurai beaucoup apprécié pouvoir réaliser un semestre en cardio 63 pendant mon internat.

VLAD, merci de m'avoir confié ce travail très intéressant qui m'a permis de découvrir la technologie de 3D printing. Merci pour ta disponibilité et pour le temps que tu as consacré à ce travail.

Merci à toutes les équipes médicales et paramédicales des services où je suis passé : cardio 62, Saint Gaudens, chirurgie cardiaque, USIC, HDJ, cardio 13, labo d'échographie, médecine nucléaire, et réanimation de Carcassonne. J'ai eu beaucoup de chance de travailler avec vous.

A mes co-internes avec qui j'ai eu le plaisir de partager de très bons moments en stage (et en dehors) :

HENRI, mon plus fidèle co-interne avec qui j'ai passé 3 semestres et bientôt 4 (rien que ça), mais surtout excellent pote toujours présent pour le meilleur et pour le pire (et en particulier pour la déconnade, en témoignent nos nombreux fous rires).

KIM, membre incontournable de notre équipe de choc à (et depuis) la 62.

CLARISSE, LAETITIA, ARTHUR, MAXIME et PIERRE, avec qui j'ai passé l'un des meilleurs semestres de mon internat à l'USIC. Merci à MAX pour ces 5 mois à la 13 dont je garde un très bon souvenir (et pour m'avoir fait découvrir l'Armagnac).

ROMI et FAB, qui ont rendu mes difficiles journées à l'HDJ bien plus supportables et même sympathiques.

LAURENCE et LAURE, avec qui j'aurais aimé avoir eu la chance de partager un semestre.

KHALED et RASHA avec qui j'ai passé deux sympathiques semestres.

LUCIA, SOUHEILA, TATIANA, ADRIAN et ROMAIN avec qui j'ai découvert les joies de la réa.

Merci également à tous les autres co-internes et chefs avec qui j'ai eu la chance de passer de bons moments durant mon internat.

Dédicace spéciale à l'équipe du dimanche, CLEMENCE, SLIMANE et HENRI (encore lui) avec qui je passe de très bons après-midis de détente et de rigolade indispensables pour (dé)compenser après une longue semaine de travail.

Merci à ROMAIN ANDRE, NATHANAEL, JIHED, CLEMENCE DELON, ROMAIN ITIER, VIRGINIE d'avoir été des chefs de clinique au top qui m'ont beaucoup appris et avec qui j'ai eu la chance de partager un semestre. Merci à GUILLAUME pour ton court mais sympathique passage en tant que sénior en CCV.

Merci à tous les cardiologues et chirurgiens cardiaques de Ranguel, avec qui j'ai eu et aurai plaisir à travailler.

Merci à toute l'équipe de cardiologie de St Gaudens, pour leur accueil et ce semestre formidable dont je garde d'excellents souvenirs.

Merci à ANTHONY, pour ton aide précieuse pour la réalisation des statistiques.

A mes bro's DENIS, THOMAS, WALID, BENOIT, NOOX et REMI qui ont rendu mes années de fac à Clermont Ferrand inoubliables. J'espère qu'on continuera à partager de super vacances ensemble régulièrement. C'est toujours un grand plaisir de vous revoir.

A MA FAMILLE, et en particulier à mes parents qui m'accompagnent et m'apportent leur soutien depuis déjà 28 ans. Merci de m'avoir aidé à en arriver là où je suis actuellement.

**VALIDATION DE L'IMPRESSION 3D DANS L'ANTICIPATION
PRE-INTERVENTIONNELLE DE LA TAILLE DE PROTHESE
DE FERMETURE D'AURICULE GAUCHE :
COMPARAISON AU SCANNER ET A L'ETO**

ABBREVIATIONS

APHP : Assistance publique des hôpitaux de Paris

AVC : Accident vasculaire cérébral

BPCO : Bronchopneumopathie chronique obstructive

CHRS : Change Healthcare Radiology Solutions

CHU : Centre hospitalo-universitaire

CI : Contre-indication

ESC : European Society of Cardiology

ETO : Echographie transoesophagienne

ETO_{max} : Diamètre maximal de la landing zone mesuré en ETO

FA : Fibrillation atriale

HEGP : Hôpital européen Georges Pompidou

HTA : Hypertension artérielle

IL : Illinois

IMC : Indice de masse corporelle

IMT : Institut Mines Télécom (Alès)

INR : international normalized ratio

LAA : Left atrial appendage

LZ : Landing zone

MA : Massachusetts

MTEV : Maladie thrombo-embolique veineuse

STL : Stereolithography

SLS : Selective Laser Sintering

TAVI : Trans-aortic valve replacement

TDM : Tomodensitométrie

TDM_{max} : Diamètre maximal de la landing zone mesuré par scanner (logiciel standard)

TDM_{min} : Diamètre minimal de la landing zone mesuré par scanner (logiciel standard)

TDM_{péri} : Diamètre calculé à partir du périmètre de la landing zone mesuré par scanner (logiciel standard)

TDM_{prof} : Profondeur de l'auricule mesuré par scanner (logiciel standard)

TN : Tennessee

2D : 2 dimensions

3D : 3 dimensions

3mensio_{max} : Diamètre maximal de la landing zone mesuré par scanner (logiciel 3mensio)

3mensio_{péri} : Diamètre calculé à partir du périmètre de la landing zone mesuré par scanner (logiciel 3mensio)

TABLE DES MATIERES

I.	Introduction.....	13
II.	Matériels et Méthodes.....	16
1.	Population.....	16
2.	Objectif de l'étude.....	18
3.	Critère de jugement.....	18
4.	Critères d'inclusion.....	18
5.	Critères d'exclusion.....	19
6.	Schéma de l'étude.....	19
7.	Méthodes d'imagerie.....	22
8.	Mesures réalisées et utilisées pour les analyses.....	27
9.	Méthodes statistiques.....	28
III.	Résultats.....	29
1.	Caractéristiques de la population.....	29
2.	Comparaison entre scanner du modèle 3D printing et scanner pré-procédure.....	31
3.	Variabilité intra et inter-observateur au scanner : validation de la reproductibilité des mesures et comparaison entre logiciels.....	32
4.	Variabilité du choix de prothèse avec les impressions 3D.....	34
5.	Corrélation entre la taille de prothèse anticipée par chaque technique et la taille de la prothèse implantée lors de la procédure.....	35
IV.	Discussion.....	39
V.	Limites et perspectives.....	42
VI.	Conclusion.....	44
VII.	Bibliographie.....	45
VIII.	Annexes.....	48

I. INTRODUCTION

La fibrillation atriale est le trouble du rythme supraventriculaire soutenu le plus fréquent. Sa prévalence, estimée entre 2 et 4%, ne cesse d'augmenter du fait du vieillissement de la population [1]. C'est une des principales causes d'accident vasculaire cérébral ischémique, pathologie grave aux conséquences lourdes en termes de mortalité et de handicap.

Ainsi, afin de prévenir cette complication, les patients présentant une fibrillation atriale avec un risque thrombo-embolique important doivent bénéficier d'un traitement anticoagulant à dose curative.

Cependant, certains de ces patients peuvent être également porteur de pathologies à très haut risque hémorragique, contre-indiquant parfois l'utilisation d'un traitement anticoagulant, et sont donc laissés sans protection vis-à-vis du risque thrombo-embolique.

La fermeture d'auricule est une alternative intéressante à une anticoagulation à dose curative dans la prévention du risque thrombo-embolique chez les patients porteurs d'une FA non valvulaire.

Deux essais contrôlés et randomisés (PROTECT-AF et PREVAIL), et leurs études associées, ont démontrés la non infériorité de cette intervention pour prévenir le risque thrombo-embolique en comparaison avec un traitement par Warfarine dans une population tout venant [2-6].

Selon les dernières recommandations de l'ESC sur la FA, la fermeture d'auricule peut être envisagée actuellement dans la prévention du risque d'AVC ischémique chez des patients présentant un risque hémorragique contre indiquant de façon définitive un traitement anticoagulant à dose curative (recommandation de grade IIb B) [1]. D'autres indications sont parfois retenues, comme par exemple un événement thrombo-embolique survenu malgré une anticoagulation efficace.

L'auricule gauche est une structure anatomique de morphologie extrêmement variable, rendant la planification et la réalisation de cette intervention souvent

complexe [7]. Par ailleurs, les données morphologiques de l'auricule associées aux comorbidités souvent importantes des patients accroissent les temps de procédures et les risques, constituant un frein à l'utilisation de cette technique interventionnelle.

Le choix de la taille de la prothèse utilisée pour l'occlusion de l'auricule est un paramètre d'une grande importance. En effet le choix d'une prothèse trop petite est associé à un risque d'embolisation de la prothèse (événement rare mais particulièrement grave) ou de fuite para-prothétique importante et donc d'une occlusion non optimale de l'auricule. Le choix d'une prothèse trop grande est également associé à un risque d'embolisation, mais aussi à un risque d'épanchement péricardique par plaie de la paroi de l'auricule.

Une évaluation précise des dimensions et de la morphologie de l'auricule gauche en pré et per-interventionnel est donc une étape essentielle, qui permettra le choix de la prothèse la plus adaptée, limitant ainsi le risque de survenu de complication durant et après la procédure. Cette évaluation doit aussi permettre d'obtenir un résultat optimal, à savoir une occlusion complète de l'auricule gauche.

Cette étape reposait initialement, lors du développement de la technique, sur une évaluation par ETO 2D uniquement. Depuis, la réalisation d'un scanner cardiaque avant la procédure a tendance à s'imposer (à la place ou en plus de l'ETO), puisque cet examen permet une reconstruction des images dans tous les plans de l'espace et présente une excellente résolution spatiale [8-10].

Cependant, de nombreuses études montrent une corrélation imparfaite entre la taille de la prothèse prédite par ces examens entre eux, mais également avec la taille de la prothèse finalement implantée.

Le résultat sur les imageries de contrôle n'est pas toujours satisfaisant malgré une évaluation par imagerie multimodale avant l'implantation de la prothèse (ETO, scanner, angiographie) [11-14]. D'autre part, plusieurs paramètres ont été utilisés dans ces mêmes études (diamètre maximal de la zone d'implantation (ou landing zone), diamètre issu du périmètre ou de l'aire de cette même zone par exemple) avec des résultats variables selon le paramètre retenu.

Le 3D printing (impression 3D) est une technique émergente et prometteuse dans la planification des interventions cardiaques (cardiopathies congénitales, valvulopathies...) [15]. Elle consiste à créer, en utilisant une imprimante 3D, un modèle fait de matériaux synthétiques à partir de données d'imageries notamment tomodensitométriques.

Il existe dans la littérature quelques études s'intéressant à la faisabilité de cette technique dans la planification d'une intervention de fermeture d'auricule gauche [16-19]. Cependant ces études sont limitées à un faible nombre de patient.

L'objectif de notre étude est de comparer les résultats de cette technique avec le scanner pré-interventionnel et l'ETO réalisée pendant la procédure, et d'évaluer la place de celle-ci dans les interventions de fermeture d'auricule gauche.

II. MATERIELS ET METHODES

II-1. POPULATION

Le registre LAA Print (N° Clinical Trial : NCT03330210) est une étude multicentrique (15 centres français), non randomisée, prospective qui a pour objectif d'évaluer l'apport de l'impression 3D du massif atrial au cours des procédures de fermeture percutanée de l'auricule gauche. Les inclusions ont été réalisées entre janvier 2018 et mars 2020.

Sur le plan réglementaire, cette étude a obtenu un avis favorable du Comité Local d'Ethique Recherche du CHU de Montpellier (2017_CLER_MTP_07-20) en date du 27/07/2017. Cette étude est en conformité avec la loi Informatique et Libertés et à la méthodologie de référence MR-003 relative aux traitements de données à caractères personnels mis en œuvre dans le cadre des recherches dans le domaine de la santé.

Les patients majeurs et devant bénéficier d'une intervention de fermeture d'auricule, étaient inclus dans l'étude en l'absence d'opposition. Ainsi 273 patients ont été inclus dans ce registre après avoir signé un consentement de participation et d'usage anonymisé de leurs données.

Une fois l'indication de fermeture d'auricule posée, et après recueil du consentement du patient, un scanner cardiaque haute résolution était réalisé. Celui-ci permettait la fabrication d'un modèle 3D printing.

Le choix de la prothèse implantée lors de l'intervention de fermeture d'auricule était fait par les opérateurs de chaque centre selon la modalité d'imagerie de leur choix.

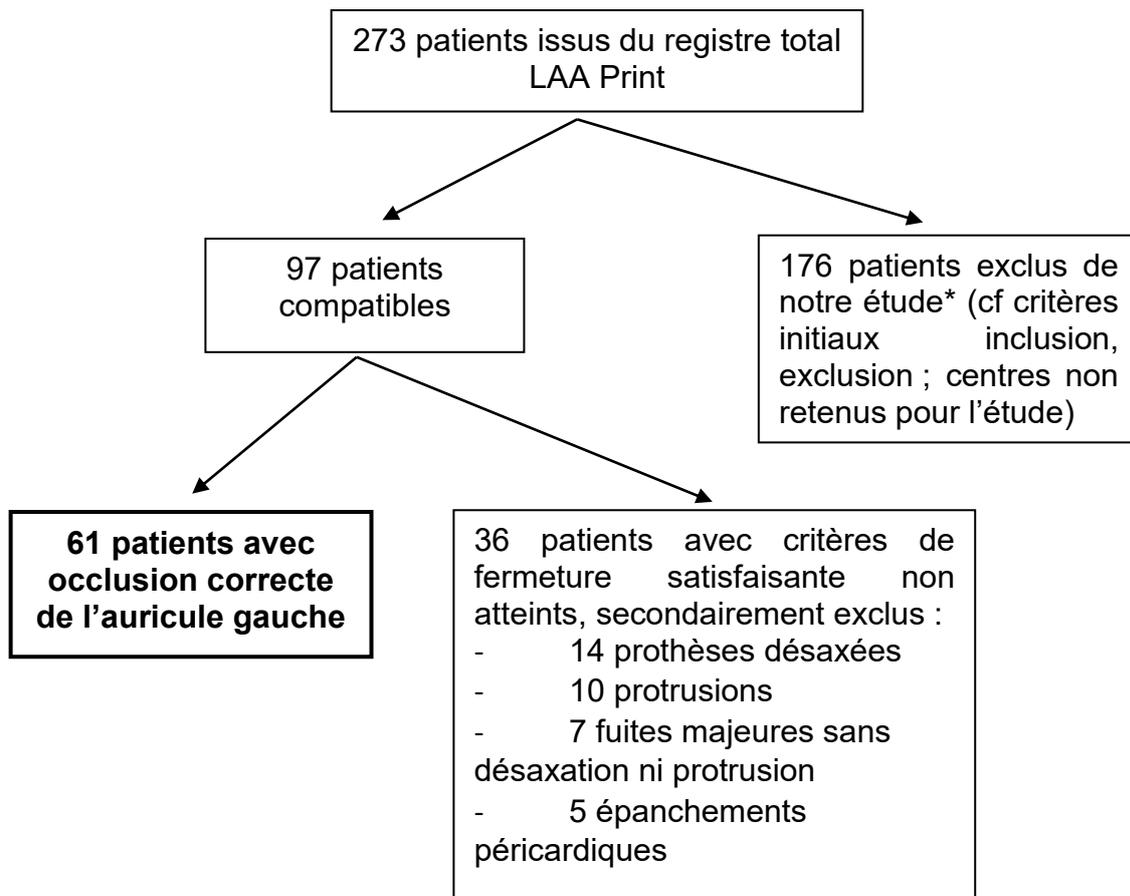
Les prothèses utilisées étaient des prothèses Watchman et Watchman flex (Boston Scientific Corporation, MA) ou Amulet (Abbott, IL) (figure 1).

Figure 1. Prothèses Watchman (A), Watchman flex (B) et Amulet (C).



A partir de la cohorte totale de patients inclus dans le registre nous avons réalisé notre travail sur une sous-population de 61 patients permettant de répondre à l'objectif (figure 2). Cette sous-population a été recrutée à partir de 3 centres (Clinique des Franciscaines (Nîmes), CHU Rangueil (Toulouse), HEGP (APHP)) et conformément à des critères d'inclusion et d'exclusion détaillés plus loin.

Figure 2. Diagramme de flux.



**Essentiellement en raison de l'absence de réalisation d'un scanner de contrôle. Quelques annulations de procédures ou échecs de procédures.*

II-2. OBJECTIF DE L'ETUDE

Valider l'utilisation de l'impression 3D dans la planification des interventions de fermeture d'auricule gauche en comparant cette technique aux données quantifiées issues du scanner pré-interventionnel et de l'ETO réalisée pendant la procédure.

II-3. CRITERE DE JUGEMENT

Vérifier l'adéquation de la taille de prothèse prédite par le scanner pré-interventionnel, par l'impression 3D et par l'ETO de la procédure avec la taille de prothèse finalement implantée lors de l'intervention et présentant de bons critères de fermeture d'auricule gauche sur le scanner de contrôle.

II-4. CRITERES D'INCLUSION

Les critères d'inclusions étaient les suivants :

- être inclus dans le registre LAA Print.
- avoir signé le consentement éclairé.
- avoir bénéficié d'un scanner pré-interventionnel de qualité ayant permis une impression 3D.
- avoir eu un guidage ETO pendant la procédure.
- avoir un scanner de contrôle de qualité.
- avoir au scanner de contrôle à distance de la procédure de bons critères de fermeture de l'auricule.

II-5. CRITERES D'EXCLUSION

Les critères d'exclusion étaient les suivants :

- Scanner pré-procédure de mauvaise qualité ne permettant pas l'impression 3D.
- Annulation de la procédure ou échec de la procédure.
- Complications de la procédure.
- Refus du patient du scanner de contrôle ou impossibilité de réaliser le scanner de contrôle à distance de l'intervention.
- Scanner de contrôle de mauvaise qualité ne permettant pas de valider la bonne implantation de prothèse.

II-6. SCHEMA DE L'ETUDE

Le déroulement de l'étude reposait sur un schéma assez classique des interventions de fermeture d'auricule, à savoir la réalisation d'examens d'imagerie quelques jours avant l'intervention afin de préparer celle-ci (un scanner et éventuellement une ETO pré-interventionnelle), la réalisation d'une ETO pendant la procédure, puis la réalisation d'une imagerie de contrôle (un scanner dans notre étude).

Il était ajouté au protocole classique d'imagerie la fabrication d'un modèle 3D printing préalable à l'intervention (figures 3 et 4) à partir du scanner pré-interventionnel.

L'ETO pré-procédure n'a pas été utilisée car non systématiquement réalisée.

Figure 3. Déroulement de l'étude.

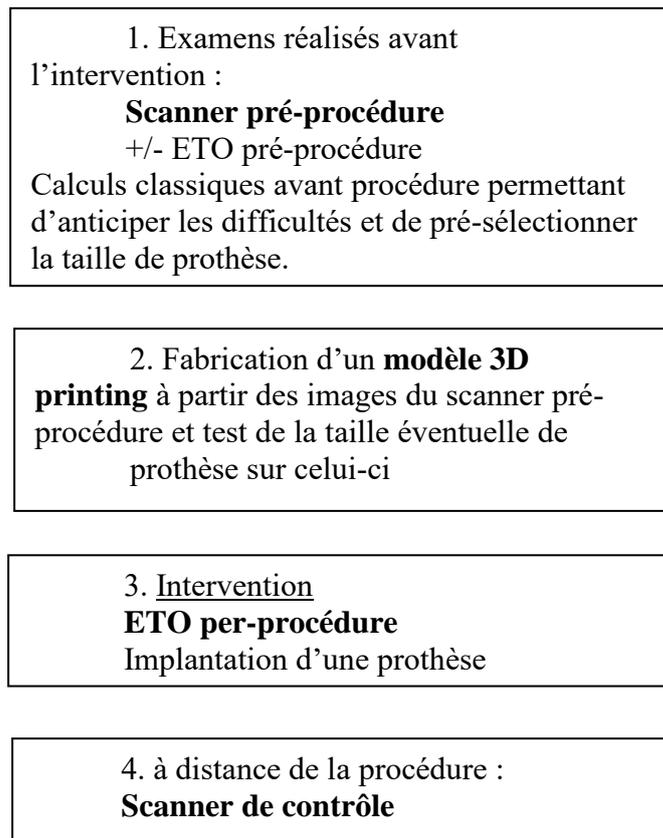
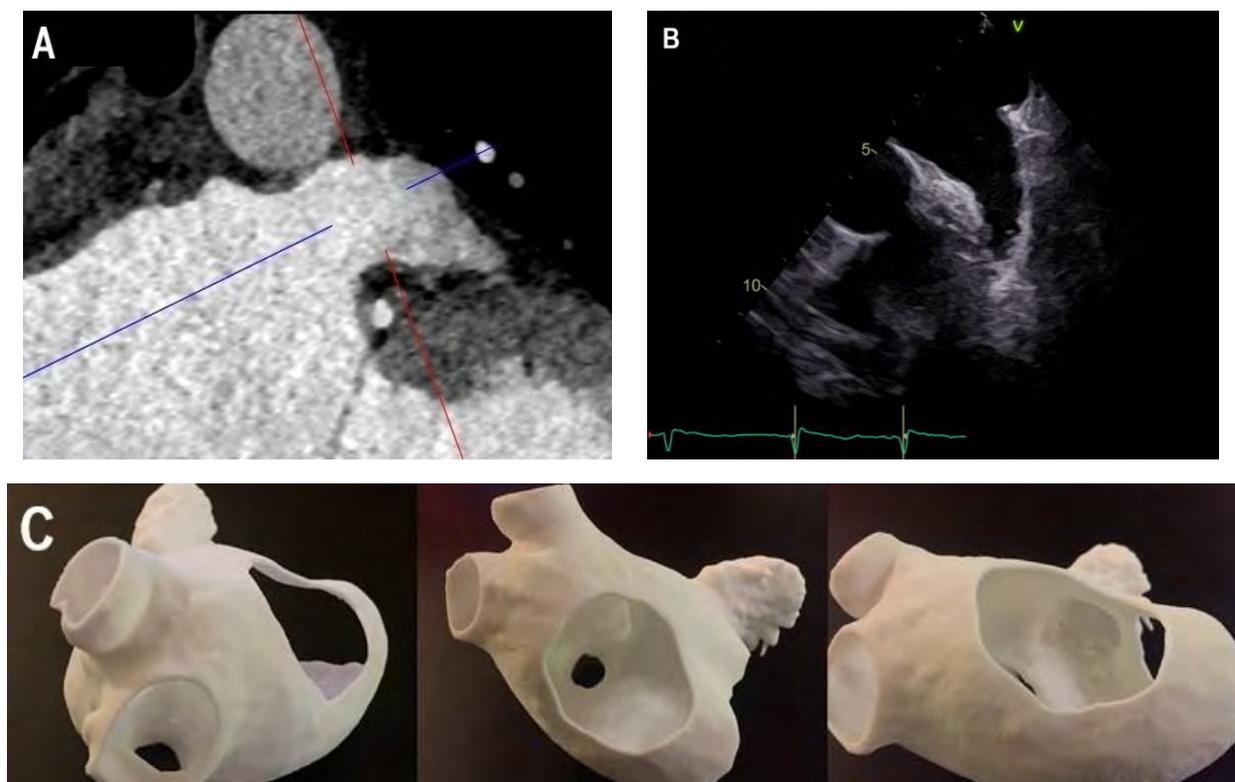


Figure 4. Scanner (A), ETO (B) et modèle 3D printing (C) d'auricule gauche.



Le scanner cardiaque de contrôle a permis de juger la qualité de l'implantation. Il a permis de sélectionner des patients dont les images montraient de bons critères d'implantation (figure 5) :

- Absence de fuite para-prothétique majeure (supérieure à 5 mm),
- Absence de protrusion excessive (supérieure à 7 mm),
- Axe de la prothèse correspondant à celui de la zone d'implantation.

Les patients ne répondant pas à ces critères étaient exclus de notre étude (figure 6).

Figure 5. Occlusion complète de l'auricule par prothèse Amulet (A) et Watchman (B).

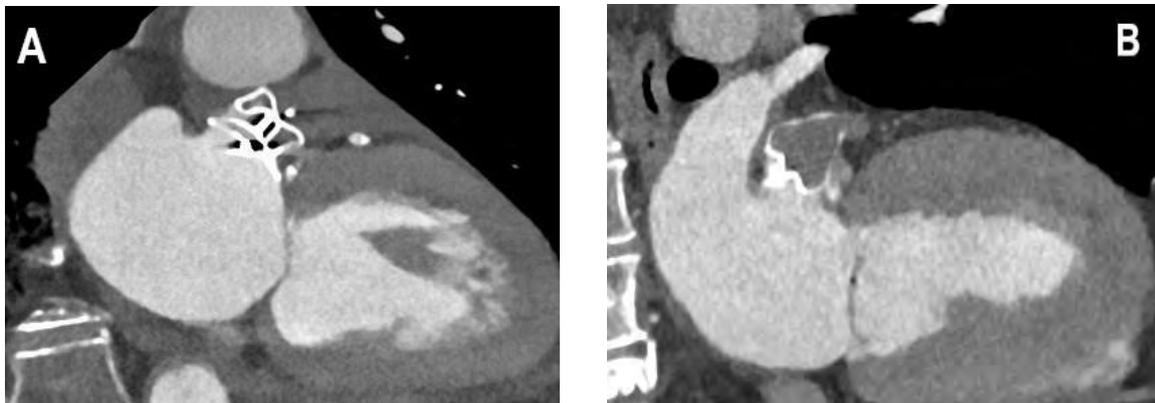
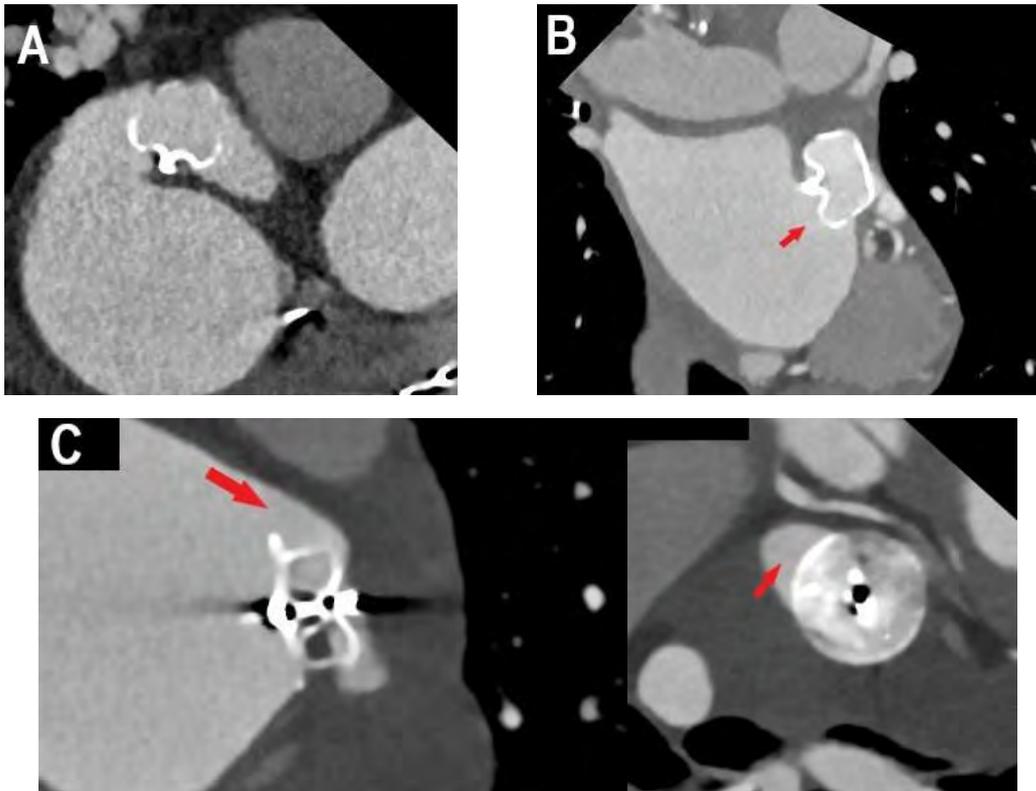


Figure 6. Mauvais critères de fermeture d'auricule. Exemples : Prothèse Watchman désaxée (A). Protrusion excessive d'une prothèse Watchman flex (B). Fuite para-prothétique majeure sur prothèse Amulet (C).



II-7. METHODES D'IMAGERIE

II-7-a. SCANNER PRE-INTERVENTIONNEL

Chaque patient a bénéficié avant la procédure d'un scanner cardiaque avec injection de produit de contraste considéré de qualité et analysable. L'acquisition des images était synchronisée au rythme cardiaque, et réalisée à 40% de l'intervalle RR, c'est à dire au moment de la télésystole ventriculaire soit le moment où l'oreillette gauche et donc l'auricule gauche sont le plus dilatés.

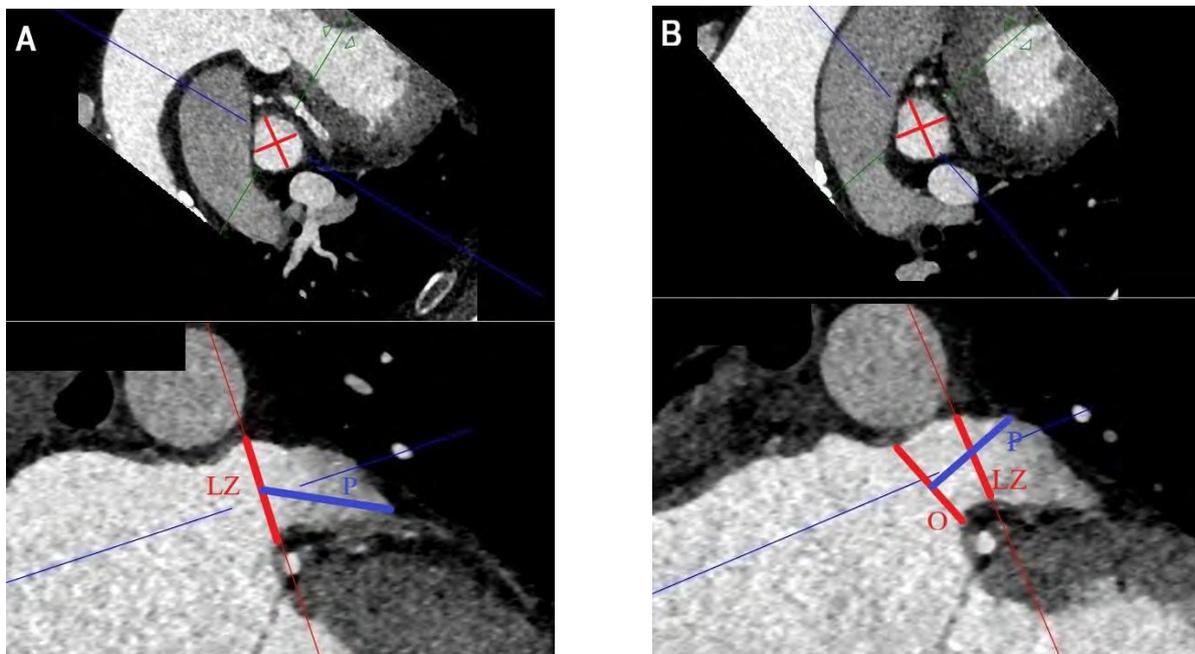
Pour notre étude, chaque scanner a été revu a posteriori, en aveugle de la taille de la prothèse implantée et des mesures réalisées avec les autres modalités d'imagerie.

Les modalités et paramètres de mesure utilisés sont ceux décrits par les constructeurs de chaque prothèse et retenus dans les recommandations d'experts sur l'utilisation du scanner dans la planification des procédures de fermeture d'auricule gauche [20].

Ainsi, pour les prothèses Watchman (Boston inc), la landing zone (zone d'implantation) est définie par une ligne reliant l'artère circonflexe à un point situé entre 1 et 2 cm à l'intérieur de l'extrémité du ridge (éperon) de la veine pulmonaire supérieure gauche. La profondeur est quant à elle mesurée de cette zone jusqu'au point le plus distal de l'auricule gauche (figure 7).

Pour les prothèses Amulet (Abott inc), il convient de mesurer l'ostium, qui correspond à une ligne reliant l'artère circonflexe à l'extrémité du ridge de la veine pulmonaire. La zone d'ancrage est ensuite localisée 10 à 12 mm en arrière de l'ostium. La profondeur est mesurée perpendiculairement au plan de l'ostium (figure 7).

Figure 7. Méthodes de mesure au scanner pour une prothèse Watchman (A) et Amulet (B) : ostium (O), landing zone (LZ) et profondeur (P).



Les mesures ont été réalisées dans un premier temps sur les logiciels de traitement d'images suivants (en fonction du centre) : Philips Intellispace (Philips, Pays Bas) et CHRS (Change Healthcare, TN).

Afin de valider la reproductibilité et la fiabilité des mesures scanners nous avons réalisé une analyse de variabilité intra-observateur et inter-observateur. Ainsi les mesures ont aussi été réalisées à deux reprises par deux observateurs différents pour 19 patients choisis au hasard dans la population d'étude.

Les mesures scanners ont également été réalisées (a posteriori et dans les mêmes conditions) à l'aide du logiciel de traitement d'images 3mensio (Pie Medical Imaging, Pays Bas), qui est un logiciel présentant un module dédié à l'analyse des images de scanner cardiaque avant fermeture d'auricule gauche, fréquemment utilisé dans cette indication et dans d'autres (ex : mesure de l'anneau aortique avant TAVI).

De la même manière que pour les logiciels classiques d'interprétation de scanner, une variabilité inter-individuelle et intra-individuelle pour les mêmes 19 patients a été réalisée entre deux praticiens en aveugle de la procédure.

La comparaison statistique des données issues des logiciels standards et celles issues du logiciel 3mensio a été réalisée sur ces 19 mêmes patients afin d'apprécier la valeur ajoutée d'un logiciel dédié type 3mensio en comparaison des logiciels standards.

II-7-b. ETO PER PROCEDURE

Les mesures ont été réalisées en ETO 2D durant la procédure, avant l'implantation de la prothèse, par un opérateur entraîné, selon les modalités décrites par les constructeurs des prothèses (identiques à celles réalisées en scanner).

Ces mesures étaient recueillies lors de l'intervention.

Pour un patient dont les mesures n'ont pas été recueillies lors de l'intervention, celles-ci ont été réalisées a posteriori sur les images d'ETO enregistrées au cours de la procédure en aveugle de la taille de la prothèse implantée.

II-7-c. 3D PRINTING

L'obtention d'un modèle 3D printing nécessite des images de bonnes qualités. Nous avons utilisé pour notre étude des images du scanner pré-interventionnel. Il est également techniquement possible d'utiliser des images d'ETO ou d'IRM, ce qui n'a pas été fait dans cette étude.

La segmentation, étape essentielle qui consiste à décomposer l'image en plusieurs régions d'intérêts (auricule, oreillette gauche, veines pulmonaires...), était réalisée avec le logiciel Philips Intellispace Portal V10 (Philips, Pays Bas). Les images de type Volume Rendering ainsi segmentées étaient ensuite converties en fichier de

type STL (Stereolithography) par le même logiciel. Ces fichiers STL étaient optimisés puis utilisés pour l'impression 3D.

Le procédé d'impression 3D utilisé pour cette étude était le Selective Laser Sintering (SLS) ou frittage sélectif par laser. La technologie SLS est réalisée sans phase liquide, et l'impression est faite couche par couche (de 30 à 50 microns) à partir de très fines poudres qui sont frittées (ou fusionnées) point par point grâce à l'énergie d'un laser de très forte puissance. Les imprimantes utilisées étaient des machines industrielles de prototypage EOS ou 3D systems. L'impression est une étape qui dure environ 12 à 14 heures.

Les modèles obtenus présentent une paroi de 1.2 à 1.4 mm d'épaisseur, permettant d'obtenir une souplesse proche de celle des tissus atriaux. Ils ont un bon niveau de détails grâce à une résolution de 50 micromètres, et les matériaux utilisés sont très résistants et présentent une mémoire de forme ce qui permet de multiples manipulations sans altération du modèle. De plus les matériaux sont radio-opaques permettant un contrôle scanner des modèles, par exemple après implantation d'une prothèse.

La fabrication des modèles était réalisée par la société 3DHeartModeling (Nîmes) en collaboration avec l'IMT Mines Alès.

Afin de valider la qualité des impressions 3D, des scanners (post-hoc) des modèles 3D printing ont été réalisées et comparées aux images du scanner de référence fait avant la procédure afin de s'assurer de l'absence de différence et ainsi attester la fiabilité de notre méthode d'impression 3D (figure 8).

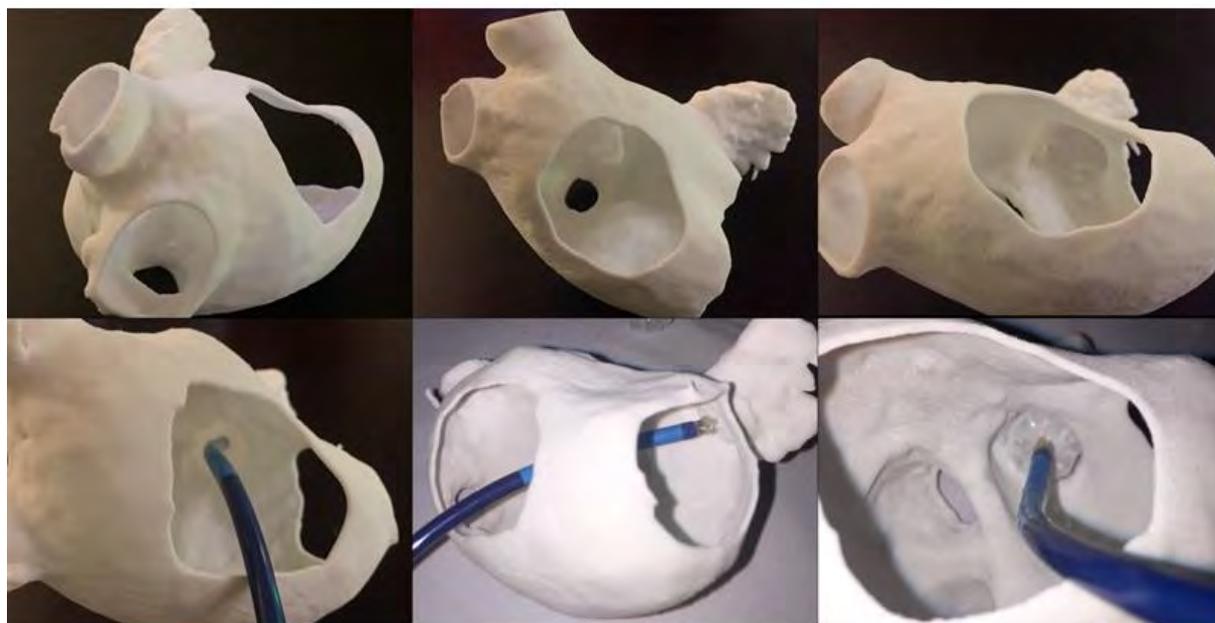
Cette validation s'est faite à partir des données de 10 patients choisis au hasard, en comparant le diamètre maximal et le diamètre minimal de la landing zone et la profondeur.

Figure 8. Comparaison du scanner d'un modèle 3D printing (A) avec le scanner pré interventionnel de référence (B).



Pour chaque patient inclus dans notre étude, des essais d'implantation de prothèse sur les modèles ont été réalisés par des opérateurs entraînés (figure 9). Le choix de la taille idéale de la prothèse selon l'opérateur était ensuite recueilli.

Figure 9. Testing sur modèle 3D printing.



Pour 36 patients, les essais d'implantation de prothèses ont été réalisée une 2^{ème} fois par un autre opérateur afin d'étudier la variabilité inter-individuelle.

II-8 MESURES REALISEES ET UTILISEES POUR LES ANALYSES

II-8-a. SCANNER PRE-PROCEDURE

Deux mesures ont été utilisées pour les comparaisons statistiques :

- le diamètre maximal,
- et le diamètre issu du périmètre.

Ces deux mesures ont été réalisées à partir d'un logiciel scanner standard ou du logiciel déporté 3mensio.

Pour simplification et par convention nous avons utilisé pour les analyses statistiques et dans les tableaux les dénominations :

- $TDM_{\text{péri}}$ et TDM_{max} pour les logiciels scanner standard,
- $3\text{mensio}_{\text{péri}}$ et $3\text{mensio}_{\text{max}}$ pour le logiciel 3mensio.

A l'aide des recommandations fournies par les constructeurs Abbott et Boston, il était déduit une taille de prothèse prédite à partir de chacune de ces mesures.

II-8-b. 3D PRINTING

Les tailles de prothèse possibles étaient testées sur le modèle en amont de la procédure.

Nous avons retenu la taille de prothèse qui selon l'opérateur permettait d'obtenir le meilleur résultat : axe, facilité d'implantation...

II-8-C ETO PER-PROCEDURE

La mesure utilisée était le diamètre maximal en 2D (ETO_{max}).

En effet, c'est la dimension dont l'utilisation est préconisée par les constructeurs pour le choix de la taille de la prothèse, et qui est utilisée depuis le début des interventions de fermeture d'auricule.

II-9 METHODES STATISTIQUES

Les variables qualitatives sont décrites par le calcul de leur fréquence et de leur pourcentage, tandis que les variables quantitatives sont exprimées sous forme de moyenne et de déviation standard.

Le coefficient alpha de Cronbach a été utilisé pour tester la reproductibilité des mesures faites sur les scanners, ainsi que celle du choix de prothèse par la méthode utilisant les impressions 3D. Ce même test statistique a été utilisé pour comparer les mesures des scanners des impressions 3D par rapport à celles faites sur les scanners de référence.

Le test de Chi² est utilisé pour tester l'association entre 2 variables qualitatives, et le test de Fisher si les conditions d'applications du précédent test ne sont pas remplies.

Les coefficients de corrélation de Pearson, ou de Spearman (en cas d'absence de distribution linéaire), sont utilisés pour tester l'association entre 2 variables quantitatives.

Le test t-student ou le test non paramétrique de Mann & Whitney (lorsque les conditions d'application du test t-student ne sont pas remplies) ont été utilisés pour tester l'association entre variables qualitatives et quantitatives.

Un modèle prédictif basé sur un modèle de régression logistique linéaire utilisant la taille de la prothèse implantée comme variable dépendante a été construit pour déterminer le meilleur paramètre prédicteur. Plusieurs modèles prédictifs ont été construits, avec et sans données du 3D PRINT.

Une valeur $p \leq 0.05$ est considérée comme statistiquement significative.

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel SPSS version 20 (SPSS Inc., IBM, Chicago, IL).

III. RESULTATS

III-1 CARACTERISTIQUES DE LA POPULATION

61 patients appartenant à 3 centres différents répondaient aux critères d'inclusions et d'exclusions fixés par notre étude.

L'âge moyen de notre population était de 77.4 ans. 67.2% de nos patients étaient des hommes.

Les indications de fermeture d'auricule étaient principalement l'association d'un haut risque thrombo-embolique et d'une contre-indication aux anti-coagulants chez 54 patients, devant une récurrence d'événement thrombo-embolique artériel sous traitement anticoagulant bien conduit chez 6 patients. Un patient a été implanté devant la persistance d'un thrombus de l'auricule malgré une anticoagulation curative (encaging).

Ces patients présentaient un haut risque thrombo-embolique, avec un score CHA₂DS₂VASc moyen à 4.31 et 54.1% avaient un antécédent d'AVC ischémique ou d'embolie systémique.

Ce sont des patients qui présentaient un haut risque hémorragique, puisque 50.8% avaient un antécédent d'hémorragie cérébrale et 27.9% d'hémorragies digestives. Le score HASBLED moyen est de 3.06.

18 patients ont été implantés d'une prothèse Watchman, 8 patients d'une prothèse Watchman flex et 35 patients d'une prothèse Amulet.

Nous retrouvons des mesures très proches entre la moyenne des TDM_{max} et celle des 3mensio_{max}, de même qu'entre la moyenne des TDM_{péri} et des 3mensio_{péri}. En clair, les résultats des mesures scanners sont très proches que nous utilisons 3mensio ou un autre logiciel.

A noter également une moyenne des ETO_{max} inférieure d'environ 3.5 mm à celles des TDM_{max} et 3mensio_{max}.

L'ensemble des caractéristiques des patients sont décrites dans les tableaux 1a et 1b.

Tableau 1a.				
Variables	Population totale N= 61	Prothèses Amulet N=35	Prothèses watchman N=26	P value
Age lors de la procédure	77.44 ± 6.68	77.48 ± 6.95	77.38 ± 6.45	0.954
Sexe (Homme)	41 (67.2%)	22 (62.9%)	19 (73.1%)	0.400
Rythme en FA durant la procédure	42 (68.9%)	26 (74.3%)	16 (61.5%)	0.288
Type de FA				0.436
- Paroxystique	16 (26.2%)	7 (20.0%)	9 (34.6%)	
- Persistante	27 (44.3%)	17 (48.6%)	10 (38.5%)	
- Permanente	18 (29.5%)	11 (31.4%)	7 (26.9%)	
Indication				0.496
- FA et CI aux anticoag	54 (88.5%)	32 (91.4%)	22 (84.6%)	
- Récidive embolique sous anticoag	6 (9.8%)	2 (5.7%)	4 (15.4%)	
- Encaging	1 (1.6%)	1 (2.9%)	0 (0%)	
CHA ₂ DS ₂ VASc	4.31 ± 1.41	4.25 ± 1.40	4.38 ± 1.44	0.730
- Insuffisance cardiaque	4 (6.6%)	3 (8.6%)	1 (3.8%)	0.629
- HTA	40 (65.6%)	21 (60.0%)	19 (73.1%)	0.288
- Age ≥ 75ans	44 (72.1%)	24 (68.6%)	20 (76.9%)	0.472
- Diabète	7 (11.5%)	5 (14.3%)	2 (7.7%)	0.688
- AVC / embolie systémique	33 (54.1%)	17 (48.6%)	16 (61.5%)	0.315
- Maladie vasculaire	21 (34.4%)	15 (42.9%)	6 (23.1%)	0.108
- Age entre 65 et 74 ans	16 (26.2%)	10 (28.6%)	6 (23.1%)	0.629
- Femme	21 (34.4%)	13 (37.1%)	8 (30.8%)	0.604
HAS BLED	3.06 ± 0.99	3.029 ± 1.09	3.12 ± 0.86	0.740
- HTA	29 (47.5%)	15 (42.9%)	14 (53.8%)	0.395
- Anomalie rénale et/ou hépatique	8 (13.1%)	5 (14.3%)	3 (11.5%)	1
- AVC	24 (39.3)	12 (34.3%)	12 (46.2%)	0.348
- Hémorragie	53 (86.9%)	31 (88.6%)	22 (84.6%)	0.713
- INR labile	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1
- Age > 65 ans	60 (98.4%)	34 (94.1%)	26 (100%)	1
- Médicaments	11 (18%)	9 (25.7%)	2 (7.7%)	0.097
- Alcool	2 (3.3%)	0 (0%)	2 (7.7%)	0.178
Hémorragie cérébrale	31 (50.8%)	17 (48.6%)	14 (53.8%)	0.684
Hémorragie digestive	17 (27.9%)	11 (31.4%)	6 (23.1%)	0.472
Tabac	13 (78.7%)	5 (14.3%)	8 (30.8%)	0.120
Dyslipidémie	13 (21.3%)	5 (14.3%)	8 (30.8%)	0.120
IMC	25.77 ± 4.02	25.45 ± 4.39	26.20 ± 3.50	0.479

Cardiopathie ischémique	16 (26.2%)	10 (28.6%)	6 (23.1%)	0.629
Infarctus du myocarde	8 (13.1%)	3 (8.6%)	5 (19.2%)	0.263
Valvulopathie	7 (11.5%)	6 (17.1%)	1 (3.8%)	0.222
Bioprothèse valvulaire	5 (8.2%)	4 (11.4%)	1 (3.8%)	0.382
MTEV	6 (9.8%)	4 (11.4%)	2 (7.7%)	1
BPCO	4 (6.6%)	2 (5.7%)	2 (7.7%)	1
Insuffisance rénale	13 (21.3%)	6 (17.1%)	7 (26.9%)	0.356
Hépatopathie	1 (1.6%)	1 (2.9%)	0 (0%)	1
Thrombus de l'auricule Gauche	4 (6.6%)	3 (8.6%)	1 (3.8%)	0.629
<i>FA : fibrillation atriale ; CI : Contre-indication ; Anticoag : anticoagulants ; HTA : hypertension artérielle ; INR : international normalized ratio ; IMC : indice de masse corporelle ; MTEV : maladie thrombo-embolique veineuse ; BPCO : bronchopneumopathie chronique obstructive.</i>				

Tableau 1b.				
Variables	Population totale N= 61	Prothèses Amulet N=35	Prothèses Watchman N=26	P value
Forme de l'auricule				
- Windsock	27 (44.3%)	14 (40.0%)	13 (50.0%)	0.172
- Chicken Wing	24 (39.3%)	17 (48.6%)	7 (26.9%)	
- Cactus	8 (13.1%)	4 (11.4%)	4 (15.4%)	
- Cauliflower	2 (3.3%)	0 (0%)	2 (7.7%)	
TDM _{max} moyen	24.10 ± 4.33	24.00 ± 4.69	24.23 ± 3.87	0.839
TDM _{péri} moyen	21.83 ± 3.90	21.78 ± 4.38	21.90 ± 3.22	0.906
3mensio _{max} moyen	24.00 ± 4.40	23.83 ± 4.93	24.24 ± 3.63	0.724
3mensio _{péri} moyen	22.01 ± 3.66	22.09 ± 4.17	21.91 ± 2.93	0.851
ETO _{max} moyen	20.62 ± 3.93	20.66 ± 4.53	20.58 ± 4.53	0.938

Il n'existe pas de différence significative entre les patients implantés d'une prothèse Watchman par rapport à ceux implantés d'une prothèse Amulet pour les caractéristiques décrite dans les tableaux 1a et 1b.

III-2 COMPARAISON ENTRE SCANNER DU MODELE 3D PRINTING ET SCANNER PRE-PROCEDURE

Nos résultats valident la qualité des impressions 3D réalisées pour l'étude.

Pour 10 patients tirés au sort, une étude de la variabilité entre les mesures du scanner du modèle 3D printing et les mesures du scanner qui avait servi de référence pour l'impression de ces modèles a été réalisée.

Cette variabilité est très faible puisque le coefficient alpha de Cronbach est respectivement de 0.998 pour le diamètre maximal de la landing zone, de 0.999 pour le diamètre minimal de la landing zone et de 0.992 pour la profondeur de la landing zone (tableau 2).

Tableau 2. Variabilité entre les mesures du scanner et celles du scanner du modèle		
Variabiles	Alpha de Cronbach	Intervalle de confiance
TDM _{max} vs TDM _{max} modèle	0.998	[0.993-1]
TDM _{min} vs TDM _{min} modèle	0.999	[0.995-1]
TDM _{prof} vs TDM _{prof} modèle	0.992	[0.968-0.998]
<i>TDM_{max} : diamètre max sur le scanner ; TDM_{max} modèle : diamètre max sur le scanner du modèle ; TDM_{min} : diamètre min sur le scanner ; TDM_{min} modèle : diamètre min sur le scanner du modèle ; TDM_{prof} : profondeur sur le scanner ; TDM_{prof} modèle : profondeur sur le scanner du modèle.</i>		

III-3 VARIABILITE INTRA ET INTER-OBSERVATEUR AU SCANNER : VALIDATION DE LA REPRODUCTIBILITE DES MESURES ET COMPARAISON ENTRE LOGICIELS

Nos résultats montrent une grande reproductibilité des mesures intra-observateurs et inter-observateurs.

Il n'y a pas de valeur ajoutée du logiciel 3mensio en comparaison des logiciels classiquement utilisés pour l'interprétation des scanners.

Concernant l'analyse des images de scanner avec les logiciels standards de traitement d'images, on retrouve une variabilité intra et inter observateur faible (tableau 3).

Pour le TDM_{max} , le coefficient alpha de Cronbach était de 0.993 et 0.993 pour les variabilités intra-observateurs 1 et 2, 0.988 pour la variabilité inter-observateur.

Pour le $TDM_{péri}$, le coefficient alpha de Cronbach était de 0.991 et 0.984 pour les variabilités intra-observateurs 1 et 2, 0.974 pour la variabilité inter-observateur.

Tableau 3. Variabilité des mesures scanners sur logiciels standards		
Variabiles	Alpha de Cronbach	Intervalle de confiance
Variabilité intra-observateur 1		
TDM_{max}	0.993	[0.982-0.997]
$TDM_{péri}$	0.991	[0.977-0.997]
Variabilité intra-observateur 2		
TDM_{max}	0.993	[0.981-0.997]
$TDM_{péri}$	0.984	[0.959-0.994]
Variabilité inter-observateur		
TDM_{max}	0.988	[0.968-0.995]
$TDM_{péri}$	0.974	[0.933-0.990]

Concernant l'analyse des images de scanner avec le logiciel 3mensio, on retrouve aussi une variabilité intra et inter-observateur faible (tableau 4).

Pour le $3mensio_{max}$, le coefficient alpha de Cronbach était de 0.994 et 0.842 pour les variabilités intra-observateurs 1 et 2, 0.946 pour la variabilité inter-observateur.

Pour le $3mensio_{péri}$, le coefficient alpha de Cronbach était de 0.994 et 0,894 pour les variabilités intra-observateurs 1 et 2, 0.961 pour la variabilité inter-observateur.

Tableau 4. Variabilité des mesures scanners sur logiciel 3mensio.		
Variabiles	Alpha de Cronbach	Intervalle de confiance
Variabilité intra-observateur 1		
$3mensio_{max}$	0.994	[0.985-0.998]
$3mensio_{péri}$	0.994	[0.985-0.998]
Variabilité intra-observateur 2		
$3mensio_{max}$	0.842	[0.590-0.939]
$3mensio_{péri}$	0.894	[0.726-0.959]
Variabilité inter-observateur		
$3mensio_{max}$	0.946	[0.859-0.979]
$3mensio_{péri}$	0.961	[0.898-0.985]

Une analyse de la variabilité intra-observateur entre le logiciel 3mensio et les logiciels standards montre également une faible variabilité avec un coefficient alpha de Cronbach de 0.977 pour le diamètre maximal, et de 0.973 pour le diamètre issu du périmètre (tableau 5).

Tableau 5. Variabilité entre logiciels standards et logiciel 3mensio		
Variabes	Alpha de Cronbach	Intervalle de confiance
TDM _{max} vs 3mensio _{max}	0.977	[0.939-0.991]
TDM _{péri} vs 3mensio _{péri}	0.973	[0.931-0.990]

III-4 VARIABILITE DU CHOIX DE PROTHESE AVEC LES IMPRESSIONS 3D

Lorsque nous comparons les tailles de prothèses anticipées à partir du modèle 3D par l'opérateur et celles anticipées par un médecin en aveugle de la procédure, il existe une bonne reproductibilité dans le choix de la taille de prothèse (tableau 6).

En effet, le coefficient alpha de Cronbach est de 0.935.

Tableau 6. Variabilité du choix de prothèse sur les impressions 3D		
Variabes	Alpha de Cronbach	Intervalle de confiance
Taille de prothèse opérateur 1 vs taille de prothèse opérateur 2	0.935	[0.876-0.966]

III-5 CORRELATION ENTRE LA TAILLE DE PROTHESE ANTICIPEE PAR CHAQUE TECHNIQUE ET LA TAILLE DE PROTHESE IMPLANTEE LORS DE LA PROCEDURE

Les analyses bivariées mais aussi multivariées entre la taille de la prothèse implantée et la taille de la prothèse prédite par chaque technique montrent une meilleure corrélation pour le 3D printing (tableau 7).

Le coefficient de corrélation r de Spearman est de 0.966 pour le 3D print, 0.732 pour ETO_{max}, 0.723 pour TDM_{péri}, 0.711 pour 3mensio_{max}, 0.695 pour TDM_{max}, et 0.684 pour 3mensio_{péri}.

Tableau 7. Prédicibilité de la taille de prothèse (analyses bivariées)		
Variables	r de spearman	p value
Prothèse implantée vs Prothèse TDM _{max}	0.695	<0.05
Prothèse implantée vs Prothèse TDM _{péri}	0.723	
Prothèse implantée vs Prothèse 3mensio _{max}	0.711	
Prothèse implantée vs Prothèse 3mensio _{péri}	0.684	
Prothèse implantée vs Prothèse ETO _{max}	0.732	
Prothèse implantée vs Prothèse Testing 3D	0.966	

Lorsque les analyses bivariées étaient réalisées séparément entre les prothèses Watchman et Amulet, on retrouvait une corrélation légèrement meilleure pour les prothèses Amulet (tableau 8 et 9).

Tableau 8. Prédicibilité de la taille de prothèse Amulet (analyses bivariées)		
Variables	r de spearman	P value
Prothèse implantée vs Prothèse TDM _{max}	0.751	<0.05
Prothèse implantée vs Prothèse TDM _{péri}	0.808	
Prothèse implantée Prothèse 3mensio _{max}	0.783	
Prothèse implantée vs Prothèse 3mensio _{péri}	0.791	
Prothèse implantée vs Prothèse ETO _{max}	0.825	
Prothèse implantée vs Prothèse Testing 3D	0.987	

Tableau 9. Prédicibilité de la taille de prothèse Watchman (analyses bivariées)		
Variables	r de spearman	P value
Prothèse implantée vs Prothèse TDM _{max}	0.702	<0.05
Prothèse implantée vs Prothèse TDM _{péri}	0.719	
Prothèse implantée Prothèse 3mensio _{max}	0.754	
Prothèse implantée vs Prothèse 3mensio _{péri}	0.688	
Prothèse implantée vs Prothèse ETO _{max}	0.729	
Prothèse implantée vs Prothèse Testing 3D	0.887	

A noter que dans notre étude, les analyses multivariées excluant le 3D printing (soit en pratique courante) montrent une supériorité du diamètre calculé à partir du périmètre de la landing zone avec les logiciels standards (TDM_{péri}) juste devant le diamètre maximal mesuré lors de l'ETO per-procédure (ETO_{max}) (tableau 10).

Tableau 10. Prédicibilité de la taille de prothèse sans 3D printing (analyses multivariées)			
Modèle	Beta non standardisé	Beta standardisé	Significativité
1. TDM _{max}	-.039	-.037	.847
TDM _{péri}	.414	.385	.043
3mensio _{max}	.257	.247	.248
3mensio _{péri}	-.044	-.041	.839
ETO _{max}	.299	.317	.024
2. TDM _{péri}	.397	.369	.029
3mensio _{max}	.232	.223	.200
3mensio _{péri}	-.040	-.037	.850
ETO _{max}	.300	.318	.022
3. TDM _{péri}	.381	.354	.017
3mensio _{max}	.216	.208	.170
ETO _{max}	.295	.313	.020
4. TDM _{péri}	.502	.467	.0001
ETO _{max}	.366	.388	.002

Lorsque le 3D printing est inclus dans les analyses multivariées évaluant l'ensemble des techniques de prédiction de la taille de la prothèse, il apparaît nettement supérieur aux autres (Tableau 11).

Tableau 11. Prédicibilité de la taille de prothèse (analyses multivariées)			
Modèle	Beta non standardisé	Beta standardisé	Significativité
1. TDM _{max}	.157	.148	.072
TDM _{péri}	-.147	-.136	.114
3mensio _{max}	-.099	-.096	.301
3mensio _{péri}	-.033	-.031	.714
ETO _{max}	.101	.107	.074
3D print	.987	.988	.0001
2. TDM _{max}	.160	.151	.064
TDM _{péri}	-.161	-.150	.054
3mensio _{max}	-.115	-.110	.182
ETO _{max}	.097	.103	.077
3D print	.987	.988	.0001
3. TDM _{max}	.091	.086	.187
TDM _{péri}	-.161	-.150	.055
ETO _{max}	.075	.079	.153
3D print	.966	.967	.0001
4. TDM _{péri}	-.095	-.088	.158
ETO _{max}	.087	.092	.094
3D print	.967	.968	.0001
5. ETO _{max}	.058	.061	.226
3D print	.919	.920	.0001
6. 3D print	.965	.965	.0001

Enfin, l'expression de ces résultats en pourcentage de prothèses correctement prédites confirme la nette supériorité du 3D printing dans la prédiction de la taille de celles-ci (Tableau 12).

Tableau 12. Corrélation entre la taille de prothèse prédite et la taille de prothèse implantée pour chaque paramètre.		
Modalité de mesure	Paramètre utilisé	Pourcentage de corrélation
TDM	TDMmax	21.3%
	TDMpéri	40.9%
	3mensiomax	13.1%
	3mensiopéri	34.4%
ETO	ETOMax	44.3%
3D printing		96.7%

IV. DISCUSSION

Notre étude valide l'utilisation du testing sur modèle 3D printing dans la prédiction de la bonne taille de prothèse par rapport aux autres méthodes d'imagerie utilisées, à la fois dans les analyses bivariées et multivariées.

Ce résultat vient conforter ceux obtenus dans de précédentes études ^[17-18] mais qui avait des effectifs plus faibles que notre étude et des méthodologies différentes.

En effet, dans l'étude de Hell et al ^[18], le choix de la taille de la prothèse implantée lors de l'intervention était basé uniquement sur le testing sur modèle 3D printing réalisé préalablement. Sur les 22 patients de l'étude, il n'y avait eu qu'une seule recapture de prothèse suivi de l'implantation d'une prothèse plus large. L'ETO de contrôle à 1 mois montrait une occlusion complète de l'auricule chez 20 patients et une fuite de moins de 3mm chez 2 patients, soit d'excellents résultats. La corrélation entre la prothèse implantée et le 3D printing était de 95% alors qu'elle était de 77% pour le scanner pré-procédure (TDM_{max}) et 55% pour l'ETO pré-procédure (ETO_{max}). A noter qu'à la différence de notre étude, c'est l'ETO pré-procédure et non per-procédure qui avait été utilisée pour comparaison.

Dans l'étude de Goitein et al ^[17], qui incluait 29 patients, on notait une bonne corrélation entre le 3D printing et la prothèse implantée pour les prothèses Amplatzer (coefficient de corrélation de 0.778) mais pas pour les prothèses Watchman (coefficient de corrélation de 0.315). Cependant, le choix de la prothèse implantée était basé sur les données de l'ETO et de l'angiographie per-procédure uniquement. Aucune données concernant les critères de bonne occlusion de l'auricule sur une imagerie de contrôle ne sont précisées à la différence de notre étude.

Les 61 patients inclus dans notre étude présentaient des critères de bonne fermeture de l'auricule gauche sur le scanner de contrôle. C'est un point fort de notre travail, car cela nous a permis de comparer nos prédictions de taille de prothèse par 3D printing et par les différentes autres modalités avec la taille de la prothèse ayant occlus de façon satisfaisante l'auricule.

Un autre point fort de notre étude est la validation de notre méthodologie de fabrication des modèles 3D printing en comparant les dimensions de l'auricule du modèle 3D printing et du scanner pré-interventionnel, ce qui n'avait a priori jamais été réalisé auparavant. Afin de faciliter la comparaison et la réalisation des mesures, nous avons réalisé un scanner des modèles 3D printing. Les résultats montrent une excellente corrélation entre ces mesures, ce qui nous permet d'affirmer la fiabilité des méthodes de production des modèles 3D printing que nous avons utilisées.

Notre étude montre également une excellente reproductibilité dans le choix de la taille de prothèse avec la méthode utilisant les impressions 3D. C'est un autre élément important de notre étude et qui n'avait a priori pas été évalué auparavant.

Si on s'intéresse aux autres techniques d'imagerie utilisées dans notre étude, on remarque qu'elles présentent toutes, sur les analyses bivariées, un bon niveau de prédictibilité de la taille de prothèse implantée toutefois bien inférieur à celui du 3D printing. En effet, le coefficient de corrélation est proche de 0.7 pour l'ETO 2D per-procédure et pour le scanner pré-procédure, et supérieure à 0.9 pour le 3D printing. L'analyse multivariée excluant le 3D printing quant à elle, montre que le diamètre issu du périmètre par mesure scanner ($TDM_{\text{péri}}$) est meilleur que les autres paramètres juste devant le diamètre maximal mesuré à l'ETO.

Comme dans l'article de Morcos et al ^[21] qui compare les différentes modalités d'imagerie dans cette indication à partir de 32 études sur le sujet, notre étude retrouve une sous-estimation des dimensions de l'auricule mesurées par l'ETO par rapport au scanner. Il existe une différence de près de 3.5 mm entre le diamètre maximal mesuré par ETO et par scanner. Dans ce même article, il est préconisé d'utiliser l'ETO 3D plutôt que 2D, qui donne des résultats proches du scanner. On regrettera l'absence de mesure ETO 3D dans notre étude.

Ces résultats sont également à confronter aux autres études ayant comparées le scanner et l'ETO dans la planification des procédures de fermeture d'auricule. Dans ces études, on observe une grande variabilité des résultats en termes de prédiction de la taille de prothèse implantée.

Dans l'étude de Xu et al ^[9], portant sur 80 patients implantés d'une prothèse Watchman avec 1 seul patient présentant une fuite importante sur l'imagerie de contrôle, c'est le diamètre maximal mesuré par scanner qui prédisait le mieux la taille de la prothèse implantée (62%). Le diamètre maximal mesuré par ETO per-procédure (26%) et le diamètre issu du périmètre par scanner (23%) donnaient de nettement moins bons résultats.

Dans l'étude de Saw et al ^[12], 50 patients ont été implantés (32 avec une prothèse Watchman). Le diamètre maximal mesuré par scanner prédisait la taille de la prothèse implantée dans 84% des cas et le diamètre maximal mesuré lors de l'ETO per-procédure dans 76% des cas.

Dans l'étude de Chow et al ^[13], comportant 67 patients, le scanner prédisait dans 83% des cas la taille des prothèses correctement implantées et l'ETO pré-procédure dans 57% des cas. Concernant le scanner, l'étude suggère que le diamètre maximal est mieux adapté pour la prédiction de la taille des prothèses Watchman, alors que c'est le diamètre issu du périmètre qui prédit le mieux la taille des prothèses Amulet et Watchman Flex.

La comparaison de nos résultats pour l'ETO et le scanner avec ces études montre une capacité très variable de ces 2 examens à prédire correctement la taille de prothèse à implanter. Et notre étude montre de biens meilleurs résultats pour le 3D printing aussi bien pour les prothèses Amulet (r de Pearson à 0.987) que Watchman et Watchman flex (0.887).

Dans notre étude, il existe une bonne reproductibilité des mesures scanners à la fois intra-observateur et inter-observateur, que ce soit avec le logiciel 3mensio ou avec les logiciels standards. Toutefois le logiciel 3mensio ne donne pas de meilleurs résultats que les logiciels standards pour la prédiction de la bonne taille de prothèse dans les analyses bivariées, et c'est même le diamètre issu du périmètre mesuré avec les logiciels standards qui est le meilleur paramètre selon les analyses multivariées en l'absence de 3D printing.

V. LIMITES ET PERSPECTIVES

Concernant l'ETO, nous regretterons l'absence de mesures ETO 3D dans notre étude, modalité qui semble donner de bons résultats. Une comparaison des données de l'ETO pré-procédure avec celle de l'ETO per-procédure aurait été également utile.

Même si notre étude semble montrer un réel intérêt à l'utilisation systématique de modèles 3D printing dans le choix de la prothèse, il ne faut pas perdre de vue que c'est une technique moins disponible que l'ETO et le scanner, et que son utilisation ajoute un coût supplémentaire à l'évaluation pré-interventionnelle de fermeture d'auricule gauche. Ceci fait du 3D printing une méthode plutôt réservée aux cas complexes en pratique courante. En l'absence de modèle 3D printing, nous préconiserons l'utilisation de plusieurs modalités d'imagerie pour la planification de l'intervention.

Par ailleurs notre travail a porté sur la prédiction de la taille de la prothèse à utiliser, mais d'autres éléments de la préparation de l'intervention semblent tout aussi importants afin de garantir une bonne occlusion et une sécurisation optimale du geste.

Le choix de la localisation de la ponction trans-septale et de la courbure du cathéter-guide dans l'abord de l'auricule sont 2 éléments essentiels d'optimisation et de sécurisation de la procédure. Le 3D printing pourrait également s'avérer très utile à cet égard en améliorant la préparation de la procédure.

Une étude prospective randomisée, comparant un groupe de patient dont le choix de la prothèse est fait par ETO, un groupe où ce choix est fait par scanner et un groupe se basant sur le 3D printing, serait nécessaire pour évaluer les temps de procédure, le nombre moyen de prothèses utilisées par procédure, les complications, la qualité du résultat final.

Enfin, notre travail devra confronter les résultats obtenus dans un groupe de patients pour lequel la fermeture est optimale aux résultats observés chez des patients pour lesquels la fermeture d'auricule est jugée mauvaise sur le scanner de contrôle.

En effet, dans une étude préalable, Ciobotaru et al ^[19], avaient montré que la différence entre la taille de la prothèse prédite par le testing sur modèle 3D printing et la taille de la prothèse implantée était le meilleur prédicteur de fuite para-prothétique majeure en post procédure.

L'étude LAA PRINT permettra d'analyser un groupe de patients mal implantés et d'évaluer les paramètres de prédiction.

Une dernière perspective concernant l'utilisation de la technologie de 3D printing sera la fabrication de prothèses sur mesures ^[22].

VI. CONCLUSION

Notre étude montre que le scanner pré-procédure et l'ETO per-procédure, qui sont les méthodes classiquement utilisées, permettent une bonne prédiction de la taille de prothèse. Le diamètre issu du périmètre mesuré par scanner est le meilleur paramètre devant le diamètre maximal mesuré par ETO.

Les mesures scanners sont très reproductibles quel que soit le logiciel utilisé (standard ou 3mensio).

Le 3D printing améliore significativement la prédictibilité en comparaison au scanner pré-procédure et à l'ETO per-procédure. De plus notre étude montre que c'est également une méthode très reproductible.

Ces résultats très encourageants concernant le 3D printing doivent cependant être confrontés dans une étude à venir à ceux obtenus chez un groupe de patients mal implantés ou dont la procédure a été compliquée (hémopéricarde, embolisation de prothèse, changement de prothèse...), afin d'établir si l'utilisation de cette technique innovante aurait pu permettre d'obtenir de meilleurs résultats.

Finalement, l'utilisation du 3D printing dans le choix de la taille de prothèse, et plus largement, dans la préparation d'une intervention de fermeture d'auricule gauche semble supérieure aux méthodes classiques d'imageries que sont l'ETO et le scanner. Malheureusement la généralisation de cette technique est limitée en raison de sa faible disponibilité et du surcoût associé. Son utilisation reste pour le moment limitée aux cas complexes.

Vu permis d'imprimer
Le Doyen de la Faculté
De Médecine Rangueil

E. SERRANO

19.9.2021

Vu le Président du Jury
H Y P

Professeur GALINIER Michel
Service de Cardiologie
CHU Toulouse Rangueil-Purpan
31-059 Toulouse Cédex 9
RPPS : 10002862190

VII. BIBLIOGRAPHIE

- [1] Gerhard Hindricks, Tatjana Potpara, Nikolaos Dagres et al. 2020 ESC Guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS): The Task Force for the diagnosis and management of atrial fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC. *European Heart Journal*, Vol 42, Issue 5, pp 373 à 498.
- [2] David R Holmes, Vivek Y Reddy, Zoltan G Turi et al. Percutaneous closure of the left atrial appendage versus warfarin therapy for prevention of stroke in patients with atrial fibrillation: a randomised non-inferiority trial. *Lancet* 2009 ; 374 : pp 534 à 542.
- [3] David R. Holmes JR, Saibal Kar, Matthew J. Price et al. Prospective Randomized Evaluation of the Watchman Left Atrial Appendage Closure Device in Patients with Atrial Fibrillation Versus Long-Term Warfarin Therapy the PREVAIL Trial. *JACC* Vol. 64, No. 1, 2014 : pp 1 à 12.
- [4] Vivek Y. Reddy, David Holmes, Shephal K. Doshi et al. Safety of Percutaneous Left Atrial Appendage Closure Results from the Watchman Left Atrial Appendage System for Embolic Protection in Patients With AF (PROTECT AF) Clinical Trial and the Continued Access Registry. *Circulation*. 2011 ; 123 : pp 417 à 424.
- [5] Vivek Y. Reddy, Shephal K. Doshi, Saibal Kar et al. 5-Year Outcomes After Left Atrial Appendage Closure from the PREVAIL and PROTECT AF Trials. *JACC* Vol. 70, No. 24, 2017 : pp 2964 à 2975.
- [6] David R. Holmes, JR, Vivek Y. Reddy, Nicole T. Gordon et al. Long-Term Safety and Efficacy in Continued Access Left Atrial Appendage Closure Registries. *JACC* Vol. 74, No. 23, 2019 : pp 2878 à 2889.
- [7] Roy Beigel, Nina C. Wunderlich, Siew Yen Ho et al. The Left Atrial Appendage: Anatomy, Function, and Noninvasive Evaluation. *JACC: Cardiovasc Imaging*, Vol. 7, No. 12, 2014 : pp 1251 à 1265.
- [8] Adil Rajwani, Adam J. Nelson, Masoumeh G. Shirazi et al. CT sizing for left atrial appendage closure is associated with favourable outcomes for procedural safety. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging* (2017) 18, 1361–1368.
- [9] Bo Xu, Jorge Betancora, Kimi Sato et al. Computed tomography measurement of the left atrial appendage for optimal sizing of the Watchman device. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 12 (2018) 50–55.

- [10] Mirna Kaafarani, Jacqueline Saw, Matthew Daniels et al. Role of CT imaging in left atrial appendage occlusion for the WATCHMAN™ device. *Cardiovasc Diagn Ther* 2020 ; 10 (1) : pp 45 à 58.
- [11] Alberto Clemente, Francesco Avogliero, Sergio Berti et al. Multimodality imaging in preoperative assessment of left atrial appendage transcatheter occlusion with the Amplatzer Cardiac Plug. *European Heart Journal – Cardiovascular Imaging* (2015) 16, 1276–1287.
- [12] Jacqueline Saw, Peter Fahmy, Ryan Spencer et al. Comparing Measurements of CT Angiography, TEE, and Fluoroscopy of the Left Atrial Appendage for Percutaneous Closure. *J Cardiovasc Electrophysiol*, Vol. 27, pp. 414-422, April 2016.
- [13] Danny HF Chow, Gintautas Bieliauskas, Fadi J Sawaya et al. A comparative study of different imaging modalities for successful percutaneous left atrial appendage closure. *Open Heart* 2017;4:e000627.
- [14] Xavier Freixa, Adel Aminian, Apostolos Tzikas et al. Left atrial appendage occlusion with the Amplatzer Amulet: update on device sizing. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, 2020, 59, pp 71 à 78.
- [15] Marija Vukicevic, Bobak Mosadegh, James K. Min et al. Cardiac 3D printing and its future directions. *JACC Cardiovasc Imaging* 2017, vol 10, No. 2, pp 171 à 184.
- [16] James M. Otton, Roberto Spina, Romina Sulas et al. Left Atrial Appendage Closure Guided by Personalized 3D-Printed Cardiac Reconstruction. *JACC: Cardiovasc Interv* vol. 8, No. 7, 2015 : pp 1004 à 1006.
- [17] Orly Goitein, Noam Fink, Victor Guetta et al. Printed MDCT 3D models for prediction of left atrial appendage (LAA) occluder device size: a feasibility study. *EuroIntervention* 2017 ; 13 : pp 1076 à 1079.
- [18] Michaela M. Hell, Stephan Achenbach, In Seong Yoo et al. 3D printing for sizing left atrial appendage closure device: head-to-head comparison with computed tomography and transoesophageal echocardiography. *EuroIntervention* 2017 ; 13 : pp 1234 à 1241.
- [19] Vlad Ciobotaru, Nicolas Combes, Claire A. Martin et al. Left atrial appendage occlusion simulation based on three-dimensional printing: new insights into outcome and technique. *EuroIntervention* 2018 ; 14 : pp 176 à 184.
- [20] Kasper Korsholm, Sergio Berti, Xavier Iriart et al. Expert Recommendations on Cardiac Computed Tomography for Planning Transcatheter Left Atrial Appendage Occlusion. *JACC Cardiovasc Interv* 2020 ; 13(3) : pp 277 à 292.

- [21] Ramez Morcos, Haider Al Taii, Priya Bansal et al. Accuracy of Commonly-Used Imaging Modalities in Assessing Left Atrial Appendage for Interventional Closure: Review Article. *Journal of clinical medicine* 2018, 7, 441.
- [22] Alexandra Le Bras. 3D printing of personalized implants for left atrial appendage occlusion. *Nature Reviews Cardiology* 2018, 15, 134.

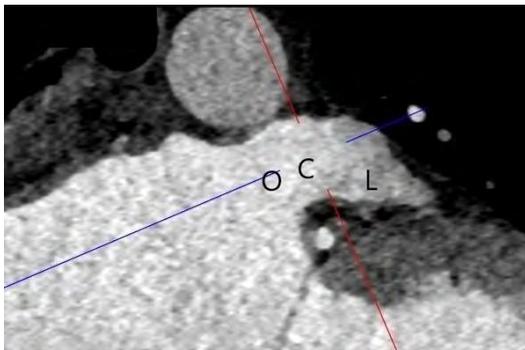
VII. ANNEXES

ANATOMIE DE L'AURICULE GAUCHE

L'auricule gauche est un petit appendice développé au dépend de l'oreillette gauche, dans sa partie latérale. Cette structure est un réservoir se remplissant lors de la systole ventriculaire et se vidant dans l'oreillette gauche lors de la diastole ventriculaire. Sa paroi est très fine et constituée de multiples trabéculations.

Il est constitué de 3 parties : un ostium, un collet, et un ou plusieurs lobes (figure 10).

Figure 10. Segmentation de l'auricule : ostium (O), collet (C) et lobe (L).



L'ostium est souvent situé à la partie supérieure de la paroi latérale de l'oreillette gauche. Il est en contact avec la veine pulmonaire supérieure gauche, l'artère circonflexe et la valve mitrale (au niveau de la commissure antéro-latérale de celle-ci).

Le collet est une courte portion de l'auricule située entre l'ostium et le lobe. C'est généralement la zone qui reçoit la prothèse de fermeture d'auricule.

Le lobe est la partie la plus distale. En général, il se dirige vers l'avant et vient donc au contact du ventricule gauche, de la chambre de chasse du ventricule droit et de l'artère pulmonaire. Il existe souvent plusieurs lobes, d'importance variable.

Chacune de ses parties, ostium, lobe et collet, présentent une morphologie extrêmement variable. Il existe souvent un angle plus ou moins important entre le collet et le lobe.

Quatre morphologies principales sont décrites :

- Chicken wing lorsque l'auricule présente une importante courbure dans sa partie proximale ou moyenne (48% des patients).
- Cactus lorsqu'il existe un lobe principal prédominant avec de nombreux petits lobes secondaires sur ces bord antérieurs et postérieurs (30% des patients).
- Windsock lorsqu'il existe un lobe dominant avec parfois quelques petits lobes secondaires (19% des patients).
- Cauliflower lorsqu'il présente une forme très irrégulière sans que l'on puisse clairement identifier un lobe dominant (3% des patients).

La présence d'un collet court, d'un angle important entre le collet et le lobe, d'une forme conique de l'auricule, d'un auricule dirigé postérieurement peuvent représenter des difficultés lors de la procédure.

TYPES DE PROTHESES UTILISEES

Deux types de prothèse sont couramment utilisées dans les interventions de fermeture d'auricule gauche (fig 1).

La prothèse Amulet (Abbott, IL), est constituée d'un lobe muni de crochets, qui est la partie permettant l'ancrage de la prothèse à l'auricule, et d'un disque, qui vient recouvrir l'ostium est ainsi réaliser l'occlusion de l'auricule. Ces 2 parties sont reliées entre elles par une articulation autorisant un certain degré d'angulation.

La prothèse Watchman (Boston Scientific Corporation, MA), qui est une prothèse auto-expansible formée d'un cadre métallique recouvert d'une membrane en polyéthylène téréphthalate sur le versant OG de la prothèse. Le cadre est muni de crochet permettant sa fixation à l'auricule.

Plus récemment est apparue la prothèse Watchman Flex (Boston Scientific Corporation, MA). Dérivée de la prothèse Watchman, sa forme a été modifiée pour mieux s'adapter à la morphologie de l'auricule selon le constructeur.

DEROULEMENT DE LA PROCEDURE

L'intervention est classiquement réalisée sous anesthésie générale, avec guidage par ETO et fluoroscopie. Elle est réalisée par abord veineux fémoral. Une fois que le guide atteint l'oreillette droite, une ponction trans-septale est réalisée, généralement dans le cadran postéro-inférieur du septum inter-atrial.

De fortes doses d'héparine non fractionnée sont administrées afin d'obtenir un bon niveau d'anticoagulation. Un remplissage vasculaire est réalisé pour obtenir une pression intra-OG supérieure à 12 mmHg, afin de s'assurer que l'auricule gauche est bien dilaté.

Ensuite la gaine contenant la prothèse est avancée jusqu'à l'auricule gauche, au niveau de la landing zone. La prothèse est ensuite déployée dans l'auricule.

Si les critères de bon positionnement de la prothèse, vérifiés par ETO, sont atteints, la prothèse est larguée dans l'auricule.

SERMENT D'HIPPOCRATE

Sur ma conscience, en présence de mes maîtres et de mes condisciples, je jure d'exercer la médecine suivant les lois de la morale, de l'honneur et de la probité.

Je pratiquerai scrupuleusement tout mes devoirs envers les malades, mes confrères et la société.

**3D PRINTING ASSESSMENT FOR DEVICE SIZING BEFORE
LEFT ATRIAL APPENDAGE CLOSURE: COMPARISON TO
CT SCAN AND TOE.**

SUMMARY

Background. Device sizing is of paramount importance in left atrial appendage closure interventions to prevent complications, like pericardial effusion or device embolisation, and ensure good results. TOE and CT scans are routinely performed in this indication, but criteria of good LAA closure are not always satisfied. 3D printing is a promising technique for planning cardiac interventions, and a few little studies have investigated the feasibility and utility of this method in planning LAA closure. Our study aimed to validate the use of 3D printing for device sizing before LAA closure.

Methods. In this multicenter study, adult patients with a LAA closure indication were recruited. Device sizing was done for every patient on preprocedural CT scan, during testing on 3D printing models, and on procedural TOE. Each technique was compared in patients with good criteria of LAA closure on a control CT scan performed several weeks after the intervention. To validate our 3D printing methodology, CT scans of 3D printing models were compared to the preprocedural CT scan. Variability was also assessed.

Results. 61 well implanted patients recruited in 3 different French centers participated. Each technique (preprocedural CT scan, procedural TOE, and device testing on 3D printing models) were good in predicting the correct device size with either Watchman or Amulet devices, but 3D printing was the best. There was no significant difference between the dimensions of the 3D printing models CT scans and the preprocedural CT scans, ensuring the reliability of our 3D printing method. We found that 3D printing is a replicable technique.

Conclusion. Our study shows that device testing on 3D printing models is replicable and is the best method in device sizing for LAA closure.

ABBREVIATIONS

AF: Atrial fibrillation

CHRS: Change Healthcare Radiology Solutions

CT: Computed tomography

CT_{depth}: LAA depth measured with CT scan standard software

CT_{max}: LZ maximum diameter measured with CT scan standard software

CT_{min}: LZ minimum diameter measured with CT scan standard software

CT_{peri}: LZ perimeter-derived diameter measured with CT scan standard software

ECG: Electrocardiogram

IL: Illinois

IMT: Institut Mines Telecom

LAA: Left atrial appendage

MA: Massachusetts

SLS: Selective laser sintering

STL: Stereolithography

TN: Tennessee

TOE: Transoesophageal echocardiography

2D: 2 dimensionnal

3D: 3 dimensionnal

3mensio_{max}: LZ maximum diameter measured with 3mensio software

3mensio_{peri}: LZ perimeter-derived diameter measured with 3mensio software

TABLE OF CONTENTS

I. Introduction.....	56
II. Methods.....	58
1. Study population.....	58
2. Study goal.....	59
3. Primary endpoint.....	59
4. Inclusion criteria.....	60
5. Exclusion criteria.....	60
6. Study design.....	60
7. Imaging modalities.....	62
8. Measurements used for analysis.....	64
9. Statistical analysis.....	65
III. Results.....	66
1. Study population.....	66
2. 3D printing models CT scan vs preprocedural CT scan.....	68
3. CT scan intra and inter-operator variability.....	69
4. Device sizing reproducibility with 3D printing.....	70
5. Correlation between implanted device size and predicted device size for each modality.....	71
IV. Discussion.....	73
V. Limitations and perspectives.....	75
VI. Conclusion.....	76
VII. References.....	77

I. INTRODUCTION

Atrial fibrillation is the most common sustained supraventricular arrhythmia, with an increasing prevalence, currently estimated between 2 and 4% [1]. It is one of the leading causes of stroke, a disease source of an important mortality and handicap. That's why AF patients with a high stroke risk most be treated with oral anticoagulants.

But some of these patients can also have a high bleeding risk and some diseases can be a contraindication to oral anticoagulation, leaving these patients unprotected from stroke.

Left atrial appendage closure is an interesting alternative to oral anticoagulation for the prevention of stroke for patients with non-valvular AF.

Two randomized and controlled trials (PROTECT-AF and PREVAIL) and their associated registries, demonstrated the non-inferiority of LAA closure in comparison with Warfarine to prevent stroke [2-6].

Last ESC guidelines on AF recommend that LAA closure may be considered for stroke prevention in AF patients contraindicated for long-term anticoagulant treatment (grade IIb B) [1]. Other indications have been used such as stroke recurrence under oral anticoagulant therapy.

LAA is a cardiac structure which can have a complex morphology making the procedure planning difficult [7].

Device sizing is an important step before performing the procedure. Using a too small device can lead to device embolisation (a rare but serious adverse event) or severe para-device leak. A too large device can also be responsible for its embolisation, or pericardial effusion by causing a LAA wall perforation.

As a result, a good device sizing is of paramount importance, allowing to choose the more appropriate device to obtain a good LAA closure and to avoid per and post-procedure complications.

This step was essentially based on 2D TOE during the procedure development. But other imaging modalities are now used, like CT scan, with a better spatial resolution that can provide more precise measurements [8-10].

However, many studies have evaluated these different imaging techniques showing differences in device size prediction and with the implanted device size. Also, control imaging after the procedure can sometimes find poorly implanted device, and even if a multimodal evaluation (TOE, CT scan, angiography) was performed for device sizing [11-14]. Another point is that many parameters were used in previous studies, like maximum diameter or perimeter-derived diameter or area-derived diameter, with variable results.

3D printing is an emerging and promising technique in cardiac interventions planning (congenital heart disease, valvulopathy...) [15]. It consists in using digital images (frequently CT scan imaging) and a 3D printer to make a physical model with synthetic materials.

There are a few studies investigating the feasibility of this technique in LAA closure procedure planning [16-19]. But these studies are limited to a few numbers of patients. Our study aims to validate the use of 3D printing for device sizing in LAA closure in comparison to preprocedural CT scan and procedural TOE.

II. METHODS

II-1. STUDY POPULATION

LAA print (N° Clinical Trial: NCT03330210) is a multicenter (15 French centers), non-randomized, prospective study assessing the use of 3D printing models of the left atrium before left atrial appendage closure procedures. Patients were included from January 2018 to March 2020.

The study was approved by an institutional review committee of Montpellier University Hospital (2017_CLER_MTP_07-20), and is conform to the French law concerning data processing and the use of personal data in health research field.

Major patients with an indication of LAA closure were included after informed and written consent. 273 patients were included in the study.

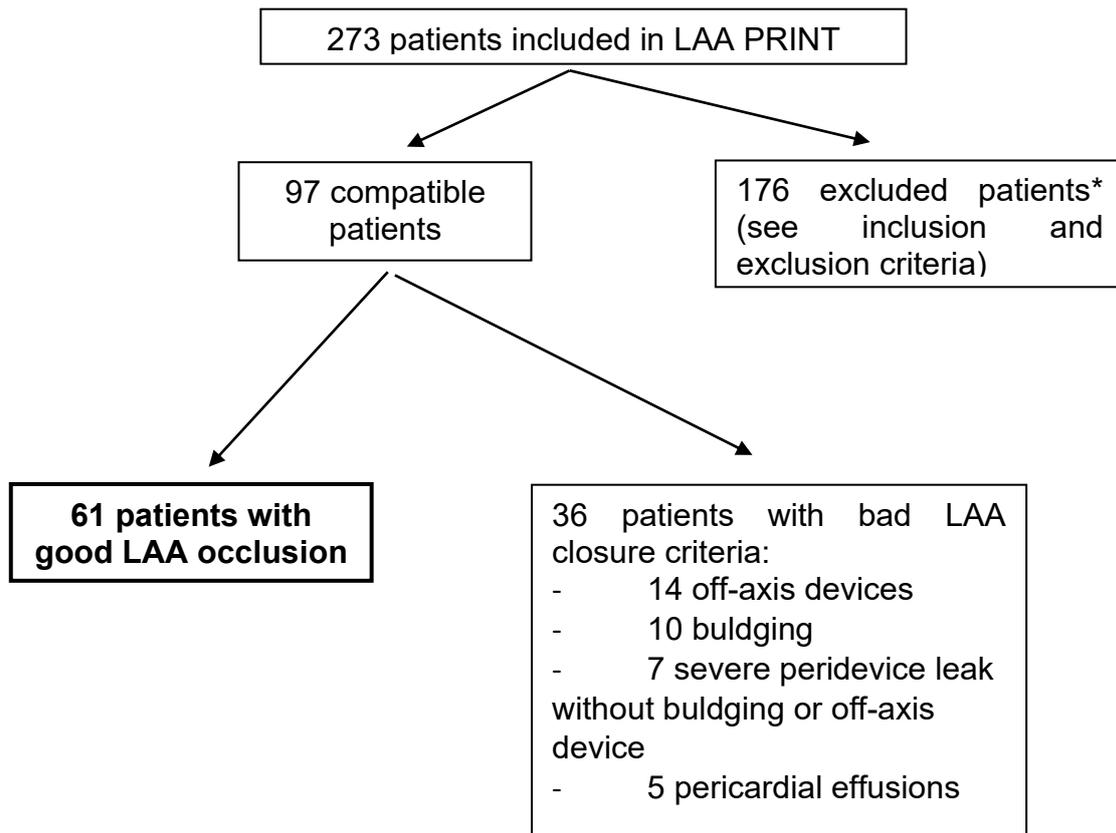
Every patient performed a CT scan which was used to make a 3D printing model.

The choice of the implanted device was done by the physicians performing the intervention using TOE, CT scan or 3D printing data.

Watchman, Watchman Flex (Boston Scientific Corporation, MA) or Amulet (Abbott, IL) devices were implanted.

61 patients were selected from LAA print according to the inclusion/exclusion criteria (figure 1).

Figure 1. Flow chart.



**Essentially because of the lack of a control CT scan. Sometimes because of procedure failure or cancellation.*

II-2. STUDY GOAL

3D printing assessment in LAA closure procedure planning in comparison to preprocedural CT scan and procedural TOE measurements.

II-3. PRIMARY ENDPOINT

To assess the prediction of the implanted device size by preprocedural CT scan, 3D printing and procedural TOE in well implanted patients.

II-4. INCLUSION CRITERIA

Inclusion criteria were:

- Patient included in LAA Print.
- Informed written consent obtained.
- Preprocedural CT scan performed and 3D printing model made.
- Procedural TOE guidance performed.
- Good quality control CT scan.
- Good LAA closure criteria on control CT scan.

II-5. EXCLUSION CRITERIA

Exclusion criteria were:

- Bad quality preprocedural CT scan with impossibility to make a 3D printing model.
- Procedure failure or cancellation.
- Procedural complications.
- No control CT scan.
- Bad quality CT scan with impossibility to confirm good device implantation.

II-6. STUDY DESIGN

A few days or weeks before the procedure, a CT scan was always performed and sometimes a TOE too. TOE was used for procedure guidance. A CT scan was performed a few weeks after the intervention to assess the implanted device. 3D printing model manufacturing before the procedure was added to the standard procedure planning and obtained from the preprocedural CT scan (figure 2 and 3). Preprocedural TOE was not assessed in our study.

Figure 2. Study design.

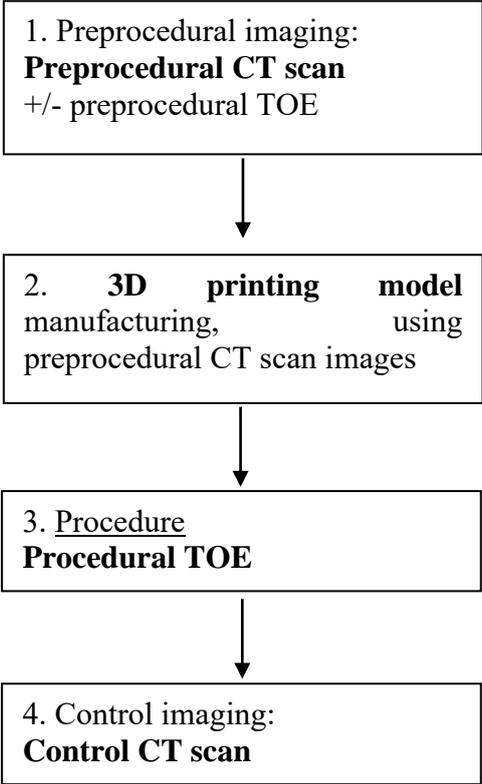
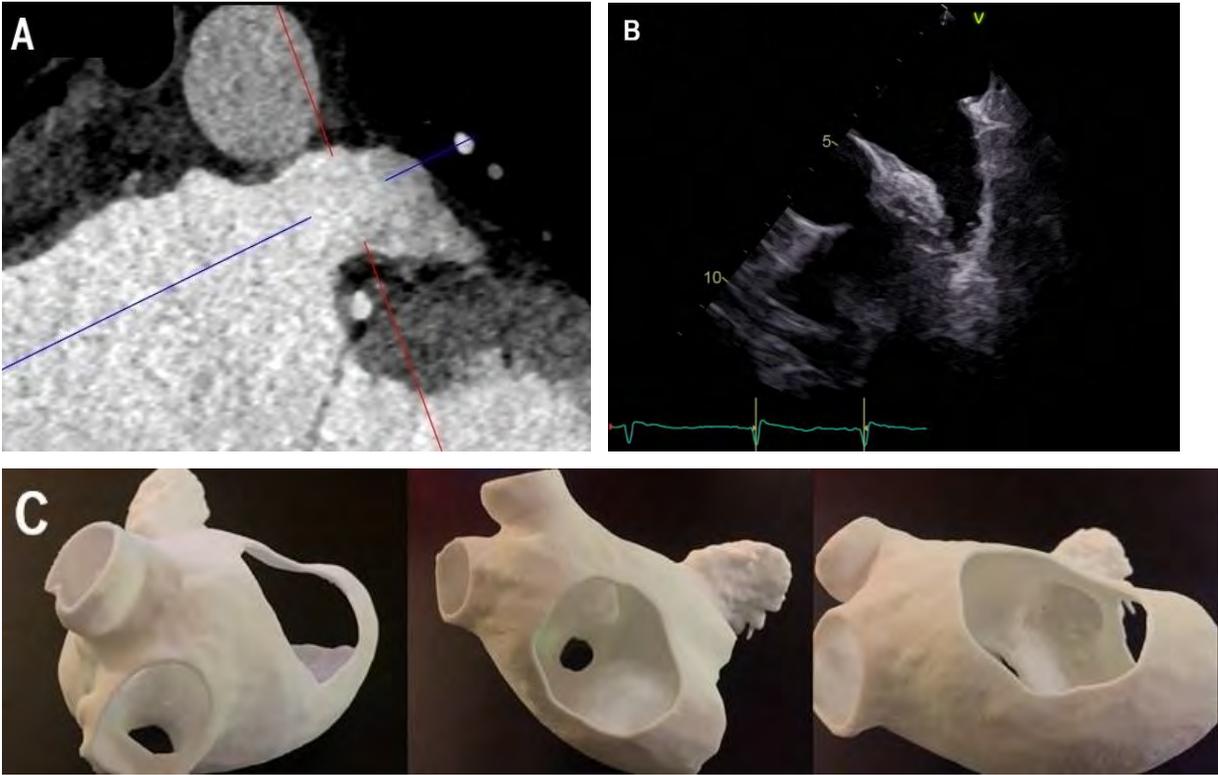


Figure 3. LAA on CT scan (A), TOE (B) and 3D printing model (C).



The control CT scan performed after the procedure enable to judge the implantation quality. It was used to select patients with good implantations criteria:

- No severe para-device leak (> 5 mm),
- No device bulging (> 7 mm),
- No off-axis device.

Patients without these criteria were excluded.

II-7. IMAGING MODALITIES

PREPROCEDURAL CT SCAN

Preprocedural CT scans were performed as described in the expert recommendations on cardiac computed tomography for planning LAA occlusion [20]. In our study, physicians blinded for implanted device size and for the result of TOE and 3D printing sizing performed a posteriori CT scan measurement. Then, device size was deducted using devices companies' instructions.

Measurements were performed on standard software: Philips Intellispace (Philips, Netherlands) and CHRS (Change Healthcare, TN). We also used a dedicated software: 3mensio (Pie Medical Imaging, Netherlands).

We randomly selected 19 patients to assess intra and inter-operator variabilities.

TOE DURING THE PROCEDURE

TOE sizing was performed during the procedure, before device implantation, by an experienced operator, using device constructors sizing algorithms.

Diameters were collected during the procedure.

For one patient, data was lacking and the measurements was performed a posteriori on the procedural TOE images, blinded from other sizing results.

3D PRINTING

Good quality images are mandatory for 3D printing model manufacturing. In our study preprocedural CT scan images were used.

Segmentation is an important step, consisting in delimitating each cardiac structure (LAA, left atrium, pulmonary veins...). This was realized using Philips Intellispace

Portal V10 software (Philips, Netherlands). Volume rendering images obtained after segmentation was then converted into STL (Stereolithography) data, which can be used for 3D printing.

Selective Laser Sintering (SLS) was the 3D printing process used. This technology uses high-powered lasers to sinter finely powdered material together into a solid structure. The 3D printing model is made layer by layer (30 to 50 μm). 3D printers EOS or 3D systems were used. Printing lasts 12 to 14 hours.

Using this technology, high fidelity models are produced with characteristics close to atrial tissue. Materials make model resistant, permitting multiple manipulations and testing without altering it.

3D printing models manufacturing was made by 3DHeartModeling (Nîmes) in collaboration with IMT Mines Alès.

CT scans of 10 models were performed and compared with preprocedural CT scans to certify the reliability of our 3D printing process. Maximum and minimum diameters and depth were compared (figure 4).

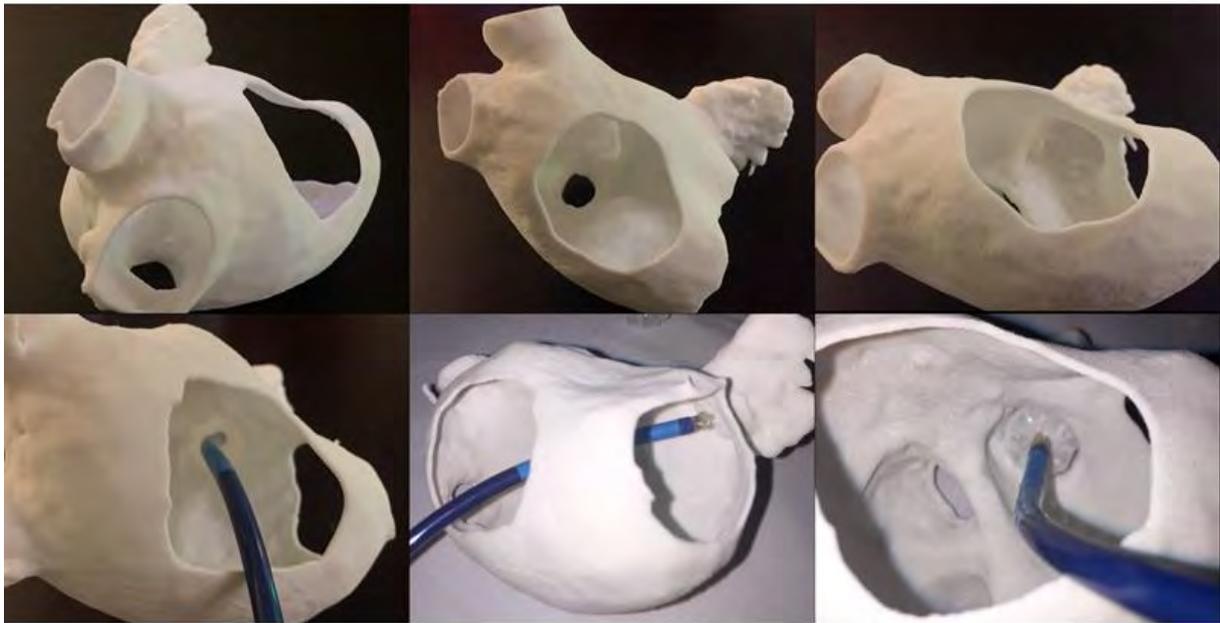
Figure 4. 3D printing model CT scan (A) vs preprocedural CT scan (B).



For every patient included in our study, testing on 3D printing model were done by experienced LAA closure operators (figure 5). The best device size was collected for comparison.

36 3D printing models were randomly selected, and testing were performed another time to assess variability.

Figure 5. 3D printing testing.



II-8. MEASUREMENTS USED FOR ANALYSIS

PREPROCEDURAL CT SCAN

Maximum diameter and perimeter-derived diameter were used.

They were performed with standard software (CT_{max} and CT_{peri}) and 3mensio software ($3mensio_{max}$ and $3mensio_{peri}$).

Using the manufacturers instruction's, a device size was deducted from each parameter.

PROCEDURAL TOE

Maximum diameter (TOE_{max}) was used for procedural 2D TOE since it is the officially recommended parameter in the company's instructions.

3D PRINTING

For 3D printing, the device size providing the best result during testing was collected.

II-9. STATISTICAL ANALYSIS

Qualitative variables are described with frequency and percentage. For quantitative variables we used mean and standard deviation.

Cronbach's alpha was used to test CT scan intra and inter-operator variability, 3D printing variability and compare 3D printing CT scans to preprocedural CT scans.

Chi2 was used to test association between 2 qualitative variables, and Fischer test if Chi2 test cannot be performed.

Pearson or Spearman tests were used to test association between 2 quantitative variables (implanted device size vs predicted device size by each imaging modality).

T-student test or Mann & Whitney test were used to test association between quantitative and qualitative variables.

A linear logistic regression model using the implanted device size as dependent variable was used for multivariate analysis.

A p value ≤ 0.05 was considered to be statistically significant.

Statistical analysis were performed on SPSS version 20 software (SPSS Inc., IBM, Chicago, IL).

III. RESULTS

III-1. STUDY POPULATION

61 patients from 3 French centers were included in our study.

Mean age was 77.4 years old and 67.2% of our patients were men.

Indications for LAA closure were essentially a high stroke risk associated with a contraindication to oral anticoagulation for 54 patients and a recurrence of stroke or systemic embolism under anticoagulant treatment for 6 patients. For 1 patient, the indication was an encaging.

Patients were at high stroke risk with a CHA₂DS₂VASc of 4.3. 54.1% had a history of stroke or systemic embolism.

They had also a high bleeding risk with a HASBLED of 3.06. 50.8% had a history of intracranial hemorrhage, and 27.9% of intestinal bleeding.

18 patients were implanted with a Watchman device, 8 with a Watchman Flex device and 35 with an Amulet device.

Mean CT_{max} are close to mean 3mensio_{max}, and mean CT_{peri} are similar to mean 3mensio_{peri}.

TOE_{max} is close to 3.5 mm smaller than CT_{max} and 3mensio_{max}.

All our population characteristics are described in table 1a and 1b.

Table 1a.				
Variables	Study population N= 61	Amulet device N=35	Watchman device N=26	P value
Age at procedure	77.44 ± 6.68	77.48 ± 6.95	77.38 ± 6.45	0.954
Gender (Male)	41 (67.2%)	22 (62.9%)	19 (73.1%)	0.400
AF during procedure	42 (68.9%)	26 (74.3%)	16 (61.5%)	0.288
AF type				0.436
- Paroxysmal	16 (26.2%)	7 (20.0%)	9 (34.6%)	
- Persistent	27 (44.3%)	17 (48.6%)	10 (38.5%)	
- Permanent	18 (29.5%)	11 (31.4%)	7 (26.9%)	
Indication				0.496
- AF with OAC contraindication	54 (88.5%)	32 (91.4%)	22 (84.6%)	
- Recurrant embolism under OAC	6 (9.8%)	2 (5.7%)	4 (15.4%)	
- Encaging	1 (1.6%)	1 (2.9%)	0 (0%)	
CHA ₂ DS ₂ VASc	4.31 ± 1.41	4.25 ± 1.40	4.38 ± 1.44	0.730
- Heart failure	4 (6.6%)	3 (8.6%)	1 (3.8%)	0.629
- HTA	40 (65.6%)	21 (60.0%)	19 (73.1%)	0.288
- Age ≥ 75	44 (72.1%)	24 (68.6%)	20 (76.9%)	0.472
- Diabetes	7 (11.5%)	5 (14.3%)	2 (7.7%)	0.688
- Stroke / systemic embolism	33 (54.1%)	17 (48.6%)	16 (61.5%)	0.315
- Vascular disease	21 (34.4%)	15 (42.9%)	6 (23.1%)	0.108
- Age between 65 and 74	16 (26.2%)	10 (28.6%)	6 (23.1%)	0.629
- Femme	21 (34.4%)	13 (37.1%)	8 (30.8%)	0.604
HAS BLED	3.06 ± 0.99	3.029 ± 1.09	3.12 ± 0.86	0.740
- HTA	29 (47.5%)	15 (42.9%)	14 (53.8%)	0.395
- Renal or liver disease	8 (13.1%)	5 (14.3%)	3 (11.5%)	1
- Stroke history	24 (39.3)	12 (34.3%)	12 (46.2%)	0.348
- Prior major bleeding	53 (86.9%)	31 (88.6%)	22 (84.6%)	0.713
- Labile INR	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1
- Age > 65	60 (98.4%)	34 (94.1%)	26 (100%)	1
- Drug	11 (18%)	9 (25.7%)	2 (7.7%)	0.097
- Alcool	2 (3.3%)	0 (0%)	2 (7.7%)	0.178
Intracranial hemorrhage	31 (50.8%)	17 (48.6%)	14 (53.8%)	0.684
Intestinal bleeding	17 (27.9%)	11 (31.4%)	6 (23.1%)	0.472
Smoker	13 (78.7%)	5 (14.3%)	8 (30.8%)	0.120
Dyslipidemia	13 (21.3%)	5 (14.3%)	8 (30.8%)	0.120
BMI	25.77 ± 4.02	25.45 ± 4.39	26.20 ± 3.50	0.479
Coronary disease	16 (26.2%)	10 (28.6%)	6 (23.1%)	0.629
Myocardial infarction	8 (13.1%)	3 (8.6%)	5 (19.2%)	0.263
Valvulopathy	7 (11.5%)	6 (17.1%)	1 (3.8%)	0.222

Bioprosthesis	5 (8.2%)	4 (11.4%)	1 (3.8%)	0.382
VTE history	6 (9.8%)	4 (11.4%)	2 (7.7%)	1
COPD	4 (6.6%)	2 (5.7%)	2 (7.7%)	1
Renal failure	13 (21.3%)	6 (17.1%)	7 (26.9%)	0.356
Liver disease	1 (1.6%)	1 (2.9%)	0 (0%)	1
LAA thrombus	4 (6.6%)	3 (8.6%)	1 (3.8%)	0.629
<i>AF : atrial fibrillation ; OAC : oral anticoagulation ; ; HTA : hypertension ; INR : international normalized ratio ; BMI : Body Mass Index ; VTE : Veinous thrombo-embolism ; COPD : Chronic obstructive pulmonary disease.</i>				

Table 1b.				
Variables	Study population N= 61	Amulet device N=35	Watchman device N=26	P value
LAA shape				
- Windsock	27 (44.3%)	14 (40.0%)	13 (50.0%)	0.172
- Chicken Wing	24 (39.3%)	17 (48.6%)	7 (26.9%)	
- Cactus	8 (13.1%)	4 (11.4%)	4 (15.4%)	
- Cauliflower	2 (3.3%)	0 (0%)	2 (7.7%)	
Mean CT _{max}	24.10 ± 4.33	24.00 ± 4.69	24.23 ± 3.87	0.839
Mean CT _{peri}	21.83 ± 3.90	21.78 ± 4.38	21.90 ± 3.22	0.906
Mean 3mensio _{max}	24.00 ± 4.40	23.83 ± 4.93	24.24 ± 3.63	0.724
Mean 3mensio _{peri}	22.01 ± 3.66	22.09 ± 4.17	21.91 ± 2.93	0.851
Mean TOE _{max}	20.62 ± 3.93	20.66 ± 4.53	20.58 ± 4.53	0.938

There is no significant difference between patients implanted with a Watchman device or an Amulet device.

III-2. 3D PRINTING MODELS CT SCAN VS PREPROCEDURAL CT SCAN

CT scans of 10 3D printing models were made and compared to preprocedural CT scans.

There is no significant difference between those CT scans, proving that our 3D printing process is accurate (table 2).

Table 2. 3D printing model CT scan vs preprocedural CT scan		
Variables	Cronbach's alpha	Confidence interval
CT _{max} vs model CT _{max}	0.998	[0.993-1]
CT _{min} vs model CT _{min}	0.999	[0.995-1]
CT _{depth} vs model CT _{depth}	0.992	[0.968-0.998]
<i>CT_{max}: CT scan maximum diameter ; model CT_{max}: Model CT scan maximum diameter ; CT_{min}: CT scan minimum diameter ; model CT_{min}: model CT scan minimum diameter ; CT_{depth}: CT scan depth ; model CT_{depth}: model CT scan depth.</i>		

III-3. CT SCAN INTRA AND INTER-OPERATOR VARIABILITY

Evaluation of CT scan intra and inter-operator variability doesn't show significant differences with standard software and 3mensio software (table 3 and 4).

Table 3. Standard CT scan software variability		
Variables	Cronbach's alpha	Confidence interval
Intra-operator 1 variability		
CT _{max}	0.993	[0.982-0.997]
CT _{peri}	0.991	[0.977-0.997]
Intra-operator 2 variability		
CT _{max}	0.993	[0.981-0.997]
CT _{peri}	0.984	[0.959-0.994]
Inter-operator variability		
CT _{max}	0.988	[0.968-0.995]
CT _{peri}	0.974	[0.933-0.990]

Table 4. 3mensio software variability.		
Variables	Cronbach's alpha	Confidence interval
Intra-operator 1 variability		
3mensio _{max}	0.994	[0.985-0.998]
3mensio _{peri}	0.994	[0.985-0.998]
Intra-operator 2 variability		
3mensio _{max}	0.842	[0.590-0.939]
3mensio _{peri}	0.894	[0.726-0.959]
Inter-operator variability		
3mensio _{max}	0.946	[0.859-0.979]
3mensio _{peri}	0.961	[0.898-0.985]

There is also no significant difference between standard software and 3mensio (table 5).

Table 5. 3mensio vs standard software variability		
Variables	Cronbach's alpha	Confidence interval
CT _{max} vs 3mensio _{max}	0.977	[0.939-0.991]
CT _{peri} vs 3mensio _{peri}	0.973	[0.931-0.990]

III-4. DEVICE SIZING REPRODUCIBILITY WITH 3D PRINTING

There is a good sizing reproducibility for 3D printing (table 6).

Table 6. Device sizing reproducibility with 3D printing		
Variables	Cronbach's alpha	Confidence interval
Operator 1 sizing vs Operator 2 sizing	0.935	[0.876-0.966]

III-5. CORRELATION BETWEEN IMPLANTED DEVICE SIZE AND PREDICTED DEVICE SIZE FOR EACH MODALITY

Bivariate analysis show a good correlation between implanted device size and predicted device size for each technique (TOE, CT and 3D printing) (table 7).

Table 7. Device size predictability (bivariate analysis)		
Variables	Spearman r	p value
Implanted device vs CT _{max} device	0.695	<0.05
Implanted device vs CT _{peri} device	0.723	
Implanted device vs 3mensio _{max} device	0.711	
Implanted device vs 3mensio _{peri} device	0.684	
Implanted device vs TOE _{max} device	0.732	
Implanted device vs Testing 3D device	0.966	

When multivariate analysis are performed, 3D printing is the best sizing technique from far (Table 8).

Table 8. Device size predictability (multivariate analysis)			
Models	Unstandardized beta	Standardized beta	Significativity
1. CT _{max}	.157	.148	.072
CT _{peri}	-.147	-.136	.114
3mensio _{max}	-.099	-.096	.301
3mensio _{peri}	-.033	-.031	.714
TOE _{max}	.101	.107	.074
3D printing	.987	.988	.0001
2. CT _{max}	.160	.151	.064
CT _{peri}	-.161	-.150	.054
3mensio _{max}	-.115	-.110	.182
TOE _{max}	.097	.103	.077
3D printing	.987	.988	.0001
3. CT _{max}	.091	.086	.187
CT _{peri}	-.161	-.150	.055
TOE _{max}	.075	.079	.153
3D printing	.966	.967	.0001
4. CT _{peri}	-.095	-.088	.158
TOE _{max}	.087	.092	.094
3D printing	.967	.968	.0001
5. TOE _{max}	.058	.061	.226
3D printing	.919	.920	.0001
6. 3D printing	.965	.965	.0001

When multivariate analysis are performed without 3D printing, CT_{peri} is the best predictor of the device size. Performance of TOE_{max} is really close to CT_{peri} (Table 9).

Table 9. Device size predictability without 3D printing (multivariate analysis)			
Models	Unstandardized beta	Standardized beta	Significativity
1. CT_{max}	-.039	-.037	.847
CT_{peri}	.414	.385	.043
$3mensio_{max}$.257	.247	.248
$3mensio_{peri}$	-.044	-.041	.839
TOE_{max}	.299	.317	.024
2. CT_{peri}	.397	.369	.029
$3mensio_{max}$.232	.223	.200
$3mensio_{peri}$	-.040	-.037	.850
TOE_{max}	.300	.318	.022
3. CT_{peri}	.381	.354	.017
$3mensio_{max}$.216	.208	.170
TOE_{max}	.295	.313	.020
4. CT_{peri}	.502	.467	.0001
TOE_{max}	.366	.388	.002

IV. DISCUSSION

Our study demonstrates in the multivariate analysis the superiority of device testing on 3D printing model to predict the best device size for LAA closure.

These results are corroborating those obtained in past smaller studies with different designs.

In Hell and al. study ^[18], including 22 patients, device sizing was exclusively based on preprocedural 3D printing testing. Only 1 device was recaptured and changed for a bigger one. TOE performed 1 month after the procedure found well implanted devices with 20 sealed LAA and 2 small peri-device leak of less than 3 mm.

Correlation with implanted device was excellent (95%) and better than the correlation with the maximum diameter measured on preprocedural CT scan (77%) and with the maximum diameter measured during procedural TOE (55%).

In Goitein and al. study ^[17], with 29 patients included, there was a good correlation between 3D printing testing and the implanted device size for Amplatzer device (0.778) but not for Watchman device (0.315). But in this study, sizing was made on TOE and angiography measurements, not on 3D printing testing. Unfortunately, information on the implantation results on a control imaging are not available.

Our study is focused on well implanted patients confirmed on a control CT scan. It is one of our study strengths, because we compared our predicted device size for each technique with a device size providing an appropriate LAA closure.

Another strength, is the validation of our 3D printing process by the comparison of CT scans of our models with preprocedural CT scans for 10 patients. And the results of this comparison are actually good, demonstrating the accuracy of our 3D printing process.

In addition, our findings show an excellent reproducibility when using 3D printing for device sizing.

Even if our study proves an important benefit using 3D printing for LAA closure device sizing over other modalities, procedural TOE and preprocedural CT scan remain good techniques in this indication. Actually, bivariate analysis show good

results (near 0.7), and multivariate analysis excluding 3D printing demonstrate that CT_{peri} and TOE_{max} are the best parameters to consider.

In Morcos and al. publication ^[21], mixing the results of 32 studies on sizing modalities for LAA closure, TOE tends to underestimate LAA dimensions in comparison to CT scan. Our findings confirm it, and there's a mean difference close to 3.5 mm for our 61 patients. In Morcos and al. study, the use of 3D TOE is recommended over 2D TOE, arguing that 3D TOE performances are close to CT scans'. It's a shame that 3D TOE have not been studied in our research.

Our findings concerning TOE and CT scan have to be compared to other studies, which show really variable results.

In Xu and al. study ^[9], 80 patients were implanted with a Watchman device, and only one patient presented an important peridevice leak on a control CT scan. CT scan maximum diameter was the best sizing parameter (62%). Procedural TOE maximum diameter (26%) and CT scan perimeter-derived diameter (23%) had worse results.

In Saw and al. ^[12], 50 patients were implanted (32 with Watchman) and CT scan maximum diameter (84%) showed better results than procedural TOE (76%).

In Chow and al. study ^[13], with 67 patients, CT scan (83%) was better than preprocedural TOE (57%). Concerning CT scan, maximum diameter was the best predictor for Watchman devices and perimeter-derived diameter was better for Amulet and Watchman flex devices.

Our findings confirms that accuracy of CT scan and TOE is not optimal. Whereas 3D printing shows good results for Amulet and Watchman devices.

In our study, inter and intra-operator variability is scarce whatever the software used for CT scan interpretation. There is no benefit using 3mensio instead of a standard CT scan interpretation software.

V. LIMITATIONS AND PERSPECTIVES

Concerning TOE, our study lacks 3D measurements which seems a good modality in other studies. Comparing preprocedural TOE and procedural TOE would have been interesting.

Even if our study demonstrates a real benefit using 3D printing technology for device sizing in LAA closure interventions, we must keep in mind that this modality is of poor availability and adds a substantial cost for preprocedural planning. It makes 3D printing a method reserved to complex cases in daily practice. In absence of 3D printing, we recommend using both CT scan and TOE.

Another limitation is that our study is focused on device sizing, but other parameters may be considered to obtain a good LAA occlusion, like the location of the transeptal puncture or the delivery catheter shape. 3D printing is probably very useful for this too.

A prospective study comparing different groups, a CT scan sizing group, a TOE sizing group and a 3D printing sizing group seems necessary.

Analysis of a bad implanted group of patients lacks in our study and may have bring interesting informations.

Actually, in Ciobotaru and al. study ^[19], a difference between the implanted device size and the predicted device size with 3D printing testing was the best predictor of significant peridevice leak.

A bad implanted group of patients from LAA Print study will be investigated.

Finally, building tailor-made devices for LAA closure interventions using 3D printing process should be an interesting application ^[22].

VI. CONCLUSION

Our study demonstrates that preprocedural CT scan and procedural TOE, techniques used in daily practice, allow good device sizing in LAA closure. CT scan perimeter-derived diameter is the best parameter.

CT scan is a reproducible technique for LAA closure device sizing.

3D printing clearly improves device sizing in comparison with TOE and CT scan. In addition, it is a reproducible technique.

These promising results for 3D printing must be compared to those obtained in a group of bad implanted patients, to establish if 3D printing device testing would have led to better results.

Finally, 3D printing use in LAA closure device sizing, and more widely in planning the procedure seems to be a better technique than those used in daily practice, namely TOE and CT scan. Unfortunately, the technique spread is limited by a bad availability and an important cost. It is now reserved to complex cases.

VII. REFERENCES

- [1] Gerhard Hindricks, Tatjana Potpara, Nikolaos Dagres et al. 2020 ESC Guidelines for the diagnosis and management of atrial fibrillation developed in collaboration with the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS): The Task Force for the diagnosis and management of atrial fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA) of the ESC. *European Heart Journal*, Vol 42, Issue 5, pp 373 à 498.
- [2] David R Holmes, Vivek Y Reddy, Zoltan G Turi et al. Percutaneous closure of the left atrial appendage versus warfarin therapy for prevention of stroke in patients with atrial fibrillation: a randomised non-inferiority trial. *Lancet* 2009 ; 374 : pp 534 à 542.
- [3] David R. Holmes JR, Saibal Kar, Matthew J. Price et al. Prospective Randomized Evaluation of the Watchman Left Atrial Appendage Closure Device in Patients with Atrial Fibrillation Versus Long-Term Warfarin Therapy the PREVAIL Trial. *JACC* Vol. 64, No. 1, 2014 : pp 1 à 12.
- [4] Vivek Y. Reddy, David Holmes, Shephal K. Doshi et al. Safety of Percutaneous Left Atrial Appendage Closure Results from the Watchman Left Atrial Appendage System for Embolic Protection in Patients With AF (PROTECT AF) Clinical Trial and the Continued Access Registry. *Circulation*. 2011 ; 123 : pp 417 à 424.
- [5] Vivek Y. Reddy, Shephal K. Doshi, Saibal Kar et al. 5-Year Outcomes After Left Atrial Appendage Closure from the PREVAIL and PROTECT AF Trials. *JACC* Vol. 70, No. 24, 2017 : pp 2964 à 2975.
- [6] David R. Holmes, JR, Vivek Y. Reddy, Nicole T. Gordon et al. Long-Term Safety and Efficacy in Continued Access Left Atrial Appendage Closure Registries. *JACC* Vol. 74, No. 23, 2019 : pp 2878 à 2889.
- [7] Roy Beigel, Nina C. Wunderlich, Siew Yen Ho et al. The Left Atrial Appendage: Anatomy, Function, and Noninvasive Evaluation. *JACC: Cardiovasc Imaging*, Vol. 7, No. 12, 2014 : pp 1251 à 1265.
- [8] Adil Rajwani, Adam J. Nelson, Masoumeh G. Shirazi et al. CT sizing for left atrial appendage closure is associated with favourable outcomes for

- procedural safety. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging* (2017) 18, 1361–1368.
- [9] Bo Xu, Jorge Betancora, Kimi Sato et al. Computed tomography measurement of the left atrial appendage for optimal sizing of the Watchman device. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 12 (2018) 50–55.
- [10] Mirna Kaafarani, Jacqueline Saw, Matthew Daniels et al. Role of CT imaging in left atrial appendage occlusion for the WATCHMAN™ device. *Cardiovasc Diagn Ther* 2020 ; 10 (1) : pp 45 à 58.
- [11] Alberto Clemente, Francesco Avogliero, Sergio Berti et al. Multimodality imaging in preoperative assessment of left atrial appendage transcatheter occlusion with the Amplatzer Cardiac Plug. *European Heart Journal – Cardiovascular Imaging* (2015) 16, 1276–1287.
- [12] Jacqueline Saw, Peter Fahmy, Ryan Spencer et al. Comparing Measurements of CT Angiography, TEE, and Fluoroscopy of the Left Atrial Appendage for Percutaneous Closure. *J Cardiovasc Electrophysiol*, Vol. 27, pp. 414-422, April 2016.
- [13] Danny HF Chow, Gintautas Bieliauskas, Fadi J Sawaya et al. A comparative study of different imaging modalities for successful percutaneous left atrial appendage closure. *Open Heart* 2017;4:e000627.
- [14] Xavier Freixa, Adel Aminian, Apostolos Tzikas et al. Left atrial appendage occlusion with the Amplatzer Amulet: update on device sizing. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, 2020, 59, pp 71 à 78.
- [15] Marija Vukicevic, Bobak Mosadegh, James K. Min et al. Cardiac 3D printing and its future directions. *JACC Cardiovasc Imaging* 2017, vol 10, No. 2, pp 171 à 184.
- [16] James M. Otton, Roberto Spina, Romina Sulas et al. Left Atrial Appendage Closure Guided by Personalized 3D-Printed Cardiac Reconstruction. *JACC: Cardiovasc Interv* vol. 8, No. 7, 2015 : pp 1004 à 1006.
- [17] Orly Goitein, Noam Fink, Victor Guetta et al. Printed MDCT 3D models for prediction of left atrial appendage (LAA) occluder device size: a feasibility study. *EuroIntervention* 2017 ; 13 : pp 1076 à 1079.
- [18] Michaela M. Hell, Stephan Achenbach, In Seong Yoo et al. 3D printing for sizing left atrial appendage closure device: head-to-head comparison with computed tomography and transoesophageal echocardiography. *EuroIntervention* 2017 ; 13 : pp 1234 à 1241.

- [19] Vlad Ciobotaru, Nicolas Combes, Claire A. Martin et al. Left atrial appendage occlusion simulation based on three-dimensional printing: new insights into outcome and technique. *EuroIntervention* 2018 ; 14 : pp 176 à 184.
- [20] Kasper Korsholm, Sergio Berti, Xavier Iriart et al. Expert Recommendations on Cardiac Computed Tomography for Planning Transcatheter Left Atrial Appendage Occlusion. *JACC Cardiovasc Interv* 2020 ; 13(3) : pp 277 à 292.
- [21] Ramez Morcos, Haider Al Taii, Priya Bansal et al. Accuracy of Commonly-Used Imaging Modalities in Assessing Left Atrial Appendage for Interventional Closure: Review Article. *Journal of clinical medicine* 2018, 7, 441.
- [22] Alexandra Le Bras. 3D printing of personalized implants for left atrial appendage occlusion. *Nature Reviews Cardiology* 2018, 15, 134.

VALIDATION DE L'IMPRESSIION 3D DANS L'ANTICIPATION PRE-INTERVENTIONNELLE DE LA TAILLE DE PROTHESE DE FERMETURE D'AURICULE GAUCHE : COMPARAISON AU SCANNER ET A L'ETO.

RESUME EN FRANÇAIS :

Le choix de la taille de prothèse implantée lors des interventions de fermeture d'auricule gauche repose actuellement sur des mesures réalisées sur des images d'ETO et de scanner réalisées avant l'intervention et sur l'ETO réalisée pendant l'intervention. Dans un nombre non négligeable de cas, le choix de la taille de prothèse n'est pas le bon. Il en résulte la survenue de complications pendant et après la réalisation de la procédure ou une mauvaise fermeture de l'auricule. Le 3D printing est une technologie de plus en plus utilisée dans la planification des interventions cardiologiques et de petites études semblent montrer un intérêt dans l'anticipation de la taille de prothèse de fermeture de l'auricule. Notre étude vise à comparer le 3D printing à l'ETO et au scanner dans cette indication.

TITRE EN ANGLAIS : 3D PRINTING ASSESSMENT FOR DEVICE SIZING BEFORE LEFT ATRIAL APPENDAGE CLOSURE: COMPARISON TO CT SCAN AND TOE.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Médecine spécialisée clinique

MOTS-CLÉS : Fermeture d'auricule gauche, 3D printing, Scanner, ETO, Amulet, Watchman, Watchman flex, sizing, fuite para-prothétique, épanchement péricardique, embolisation de prothèse, fibrillation atriale, risque thrombo-embolique.

INTITULÉ ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :
Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de médecine Toulouse-Purpan,
37 Allées Jules Guesde 31000 Toulouse

Directeur de thèse : Pr ELBAZ Meyer