



UNIVERSITE LILLE
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2019

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**EVALUATION DE L'APPORT DES OUTILS D'IMAGERIE
INTERVENTIONNELLE SUR LA PRECISION DE DEPLOIEMENT
DES ENDOPROTHESES AORTIQUES SOUS-RENALES**

Présentée et soutenue publiquement le 12 juin 2019 à 18h
Au Pôle Formation

Par Louis PRUVOT

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Jonathan SOBOCINSKI

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Thierry REIX

Monsieur le Docteur François PONTANA

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur Richard AZZAOU

Avertissement

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

Remerciements

Liste des abréviations

- AAA = anévrisme de l'aorte abdominale
- AIC = artère iliaque commune
- AR = artère rénale
- AUI = aorto-uni iliaque
- ATCD = antécédents
- CBCT = cone beam computed tomography
- DSA = digital subtraction angiography
- EDP = endoprothèse
- EVAR = endovascular aortic repair
- IC = intervalle de confiance
- IFU = instructions for use
- IQR = interquartile range
- LP = low profile
- OR = odd ratio

- LAO = left anterior oblique = axe du faisceau vers la gauche du patient (dont les degrés sont exprimés ici en valeurs positives)
- RAO = right anterior oblique = axe du faisceau vers la droite du patient (valeurs négatives)
- CRA = cranial = axe du faisceau vers la tête du patient (valeurs positives)
- CAU = caudal = axe du faisceau vers les pieds du patient (valeurs négatives)
- AO = anterior oblique = axe droite-gauche = axe RAO + axe LAO
- CC = cranio caudal = axe haut-bas = axe CRA + axe CAU

Liste des définitions

- Anévrisme de l'aorte abdominale sous rénal = AAA strictement sous-jacent à l'artère rénale la plus basse, avec présence d'une longueur de collet sous rénal suffisante (≥ 10 mm).
- Cercle de planification = cercle généré à partir de la ligne centrale et perpendiculaire à cette dernière, permettant de repérer/marker une zone d'intérêt du vaisseau (ostium, zone d'étanchéité, lésion) et qui apparaît sur le masque de fusion.
- Collet = zone d'aorte non dilatée, régulière et peu pathologique sur laquelle s'appliquera l'endoprothèse afin d'obtenir une étanchéité.
- Collet proximal ou sous rénal = zone d'aorte non dilatée, régulière et peu pathologique entre l'artère rénale la plus basse et le début de l'anévrisme.
- Cone beam computed tomography (CBCT) = acquisition rotationnelle, avec ou sans injection, réalisée en salle d'intervention hybride.
- Endofuite de type 1a = défaut d'étanchéité de l'endoprothèse dans le collet proximal avec perfusion antérograde persistante du sac anévrisimal.
- Ligne centrale = ligne déterminée semi automatiquement passant par le centre de la lumière vasculaire et permettant la mesure précise des diamètres et longueurs du vaisseau.
- Masque de fusion = reconstruction en volume 3D des vaisseaux du patient, déterminée à partir du scanner préopératoire ou d'une acquisition rotationnelle sur table, fusionnée avec les images de scopie per opératoire.
- Parallaxe = incidence de projection de l'arceau pour laquelle un cercle de planification devient une ligne.

Table des matières

Résumé	8
Introduction	10
Partie 1 – Etude prospective	13
Matériels et méthodes.....	13
I. Etape 1 : Analyse anatomique préopératoire	13
II. Etape 2 : Planification pré opératoire de l'intervention (figure 1)	14
III. Etape 3 : Intervention et mesure per opératoire.....	16
IV. Etape 4 : Analyse post opératoire	19
V. Statistiques	19
VI. Aspect éthique.....	20
Résultats	21
VII. Résultats descriptifs de la population incluse.....	21
VIII. Résultats descriptifs des couples de projection.....	22
IX. Résultats principaux de l'analyse des facteurs anatomiques influençant la distorsion.....	27
Partie 2 – Etude rétrospective	30
Matériels et méthodes.....	30
X. Analyse anatomique pré opératoire	30
XI. Planification pré opératoire de l'intervention	31
XII. Intervention	31
XIII. Suivi post opératoire.....	32
XIV. Statistiques.....	33
Résultats	34
Discussion	37
XV. Généralités.....	37
XVI. Partie 1 – Etude prospective	38
A. Justification du seuil et de l'analyse statistique	38
B. Discussion des facteurs anatomiques pouvant influencer cette discordance de projection	39
XVII. Partie 2 – Etude rétrospective	40
XVIII. L'imagerie de fusion dans la littérature	41
XIX. Les limites de l'étude.....	42
Conclusion.....	43
Références bibliographiques	44
Annexes	48

RESUME

Contexte : La précision de déploiement des endoprothèses (EDP) aortiques dans le collet proximal est un élément majeur du succès de ces procédures. Il peut être optimisé à l'aide des outils d'imagerie disponibles dans la plupart des salles hybrides, comme la fusion d'images et les cercles de planification. Nous avons souhaité évaluer la précision de ces outils avec, en 1^{ère} partie une étude prospective sur la discordance entre la planification préopératoire et la mesure peropératoire après déploiement de l'EDP ; ensuite, à partir d'une cohorte historique de patients nous avons évalué l'intérêt de ces outils sur la précision de déploiement proximal de l'EDP.

Méthode : Partie 1 : L'angioscanner pré opératoire des patients traités par EDP aortique sous rénale dans l'année 2018 a été analysé de manière prospective; les couples d'angulations antéro-oblique (AO) et cranio-caudale (CC) permettant l'alignement des cercles de planifications du collet sous rénal, générés à partir du volume de fusion, ont été relevés. Après déploiement de l'EDP, nous avons relevé le couple d'angles permettant d'aligner les marqueurs proximaux de l'EDP. La différence entre nos 2 projections a été calculée. Nous avons définis 2 groupes de patients (petite/grande différence) et analysé les facteurs de risques pouvant expliquer ces différences. Partie 2 : De manière rétrospective, nous avons comparé la distance entre l'artère rénale (AR) la plus basse et les marqueurs proximaux de l'EDP sur le 1^e scanner post opératoire de patients opérés d'une EDP sous rénale, en 2017 et 2018, à l'aide de l'imagerie de fusion d'une part et sans la fusion d'autre part.

Résultats : Partie 1 : Nous avons inclus 37 patients et observé une grande différence d'angle ($\geq 10^\circ$) sur l'axe AO et/ou CC chez 38% des patients (n=14). L'analyse des facteurs de risque d'une grande différence montrait que l'aspect non tubulaire du collet sous rénal avait influencé la discordance des angles, sur l'axe AO, avec un OR à 6,7 (p=0,026), de même qu'un index de tortuosité iliaque $\geq 1,5$ du côté de la montée de l'EDP avec un OR à 31,8 (p=0,001). Partie 2 : 41 patients ont été inclus. La distance médiane entre l'AR la plus basse et les marqueurs de l'EDP était de 1mm (IQR 0,5-2) dans le groupe avec fusion et de 2mm (IQR 1-3) dans le groupe sans fusion (p=0,03).

Conclusion : Une discordance importante a été observée entre la projection planifiée des cercles de planification générés à partir du volume de fusion et la projection relevée après déploiement de l'EDP. L'aspect du collet et l'index de tortuosité iliaque sont apparus comme facteurs influençant potentiellement cette différence. Le recours à l'outil de fusion semble bénéfique dans la précision du positionnement des EDP.

INTRODUCTION

Le traitement endovasculaire des anévrismes de l'aorte abdominale (AAA) par pose d'endoprothèse (EDP) s'installe comme l'un des traitements de référence chez des patients sélectionnés. C'est une technique de 1^{ère} intention chez les patients à risque opératoire élevé ou intermédiaire, moins invasive que la chirurgie ouverte. Son efficacité à court et moyen terme a été démontrée (1–4), tandis que ses résultats à long terme sont relativement peu présentés dans la littérature(5), voire remis en cause par certains auteurs sur le plan médico-économique en raison d'un plus grand nombre de ré interventions (6,7). La technologie endovasculaire a considérablement évolué depuis ses débuts, intégrant de nombreux changements dans les matériaux, la conception et l'imagerie pour optimiser le succès des procédures et offrant la possibilité de traiter une plus grande proportion d'anévrismes (8–10).

Le principe du traitement endovasculaire comporte le déploiement d'une EDP (stent recouvert d'un tissu étanche) qui va exclure de la circulation le segment aortique anévrisimal. Le temps de sélection du patient pour cette technique s'appuie sur une analyse fine de l'imagerie qui étudiera la présence de segments artériels réguliers en amont et en aval de l'anévrisme sur lesquels l'EDP s'appliquera pour obtenir l'étanchéité. Le positionnement proximal de l'EDP dans un segment d'aorte saine est un élément majeur du succès de ces procédures à court et à long terme. Un défaut d'étanchéité dans ce collet proximal peut conduire à une endofuite proximale (de type 1a) ou à une migration de l'EDP, qui maintiendrait une perfusion à haut débit au sein du sac anévrisimal, réexposant le patient à la rupture, potentiellement fatale (11–15). L'analyse anatomique permettant la sélection des patients et le choix de l'EDP sont déterminants et engagent le succès de la technique (16). Des critères anatomiques d'éligibilité à cette technique d'exclusion endovasculaire ont été déterminés et validés par les différentes sociétés savantes, notamment pour le collet proximal (17–20), mais ces éléments ne préjugent pas de la précision de pose des EDP.

Ces interventions se réalisent dans un environnement chirurgical assisté d'un système d'imagerie. Les blocs opératoires conventionnels peuvent recevoir un arceau mobile d'amplificateur de brillance pour réaliser les images de scopie

standards per opératoires. Cependant, aujourd'hui la plupart de ces procédures aortiques sont réalisées si possible dans des salles dites « hybrides » qui disposent d'un certain nombre d'outils apportant du confort au chirurgien et de la précision à la réalisation du geste (21). Les salles hybrides de dernières générations incluent des logiciels d'aide à la navigation, comme la fusion d'images, permettant d'afficher le volume de reconstruction 3D aortique de l'angioscanner préopératoire sur les images de fluoroscopie standard durant l'intervention. Cette technique d'imagerie présente des avantages démontrés en termes d'irradiation, de néphrotoxicité, de précision et de temps de navigation endovasculaire (22–26).

Sur le volume de fusion 3D, on peut faire apparaître des repères visuels sous forme de cercles, appelés cercles de planification, qui sont générés par logiciel informatique de reconstruction à partir d'une ligne passant par le centre de la lumière du vaisseau (ligne centrale). Ces cercles permettent de définir et de repérer a priori de façon précise l'origine d'une artère collatérale du vaisseau suivi et la zone d'application de l'EDP, optimisant son positionnement. Habituellement, pour une pose d'EDP sous rénale, un cercle de planification aortique est placé au bord inférieur de l'artère rénale (AR) la plus basse. Ce cercle représente ainsi le positionnement « idéal » théorique de la partie proximale couverte de l'EDP, repérée par des marqueurs radio-opaques, afin d'obtenir l'application la plus longue possible de l'EDP sur ce segment artériel favorisant l'étanchéité proximale. Cela permet ainsi de positionner l'arceau du système d'imagerie de manière à dérouler au mieux cette zone d'étanchéité en alignant les marqueurs de l'EDP avec le cercle pré établi (27).

Toutefois, la pertinence clinique de ce cercle de planification n'a jamais été étudiée, ni ses distorsions imputables aux caractéristiques anatomiques et à la rigidité du matériel en place dans l'aorte au moment du déploiement. De plus, l'utilisation de l'imagerie de fusion n'a jamais prouvé sa supériorité en termes de précision de positionnement des EDP aortiques.

Cette étude a ainsi pour objectif d'étudier l'intérêt de l'utilisation des cercles de planification de l'imagerie de fusion. La possibilité d'appréhender leurs distorsions et donc d'optimiser la précision du positionnement proximal des EDP aortiques (directement attribuable à la rigidité du matériel déployé) sera également discutée. Nous proposons dans un premier temps de comparer l'angle de projection de ce cercle de planification avec la projection réelle des marqueurs de l'EDP déployée en per opératoire. Nous analyserons également les caractéristiques anatomiques aorto-

iliaques pouvant influencer cette différence de projection. Dans un second temps, nous proposerons une étude rétrospective où nous évaluons la distance entre le bas de l'AR la plus basse et le début du stent proximal couvert de l'EDP, sur l'angioscanner postopératoire, entre un groupe de patients opéré avec assistance du logiciel de fusion et un groupe de patients opérés en salle conventionnelle.

PARTIE 1 – ETUDE PROSPECTIVE

MATERIELS ET METHODES

Il s'agit d'une étude mono-centrique, observationnelle, prospective, non randomisée. Nous avons inclus tous les patients traités par implantation d'une EDP aortique sous rénale en salle hybride avec support de la fusion d'images au CHRU de Lille du 1^{er} janvier au 31 décembre 2018. Tous les patients étaient munis d'un angioscanner préopératoire datant de moins de 6 mois avant l'intervention, avec des coupes de moins de 3mm d'épaisseur. Les patients traités pour reconstruction aortique complexe par endoprothèse fenêtrée ou branchée pour des lésions thoraco-abdominales, para ou juxta rénales, ont été exclus.

I. Etape 1 : Analyse anatomique préopératoire

A partir du dossier médical et du scanner pré opératoire du patient, nous avons relevé les caractéristiques du patient (sexe, âge, antécédents aortiques) et les conditions techniques de réalisation de l'angioscanner (phase d'acquisition, épaisseur et espacement des coupes d'images utilisées pour la fusion).

L'angioscanner préopératoire de chaque patient a été analysé par un opérateur expérimenté, sur station de travail radiologique de reconstruction dédiée (iNuition Aquarius 3D Workstation TeraRecon Inc, San Mateo, Calif, USA) (28,29) en amont de la procédure. Pour chaque patient il a été relevé les caractéristiques anatomiques suivantes (cf annexe n°1 qui rapporte les définitions et modalités des relevés de mesures (17,20)) :

- Pour le collet proximal : longueur, diamètre maximal proximal et distal, AR la plus basse, aspect/forme, angulations alpha et beta, pourcentage/épaisseur maximale des calcifications et du thrombus.

- Pour l'anévrisme : extension de l'anévrisme aux artères iliaques, diamètre maximal, volume/pourcentage du thrombus de l'anévrisme, angulation aortique, diamètre de la bifurcation aortique, distance entre l'AR la plus basse et la bifurcation aortique.
- L'axe iliaque par lequel on avance le lanceur contenant le corps de l'EDP : longueur de l'artère iliaque commune (AIC), diamètre maximum et minimum de l'AIC, sténose significative de l'AIC, pourcentage de calcifications de l'AIC, index de tortuosité iliaque (17).

II. Etape 2 : Planification pré opératoire de l'intervention (figure 1)

Le scanner pré opératoire du patient est chargé sur un logiciel de reconstruction dédié (Advantage Windows Workstation, ADW 4.7, GE Healthcare, Chalfont St Giles, UK) (30) en salle hybride, nous permettant d'obtenir le volume aortique en 3D. A partir des images multi-planaires, les lignes centrales aorto-rénales et aorto-iliaques sont générées semi-automatiquement et nous permettent de dessiner manuellement les cercles de planifications, qui apparaissent sur le volume aortique 3D : un 1^{er} cercle est dessiné à la partie supérieure du collet sous rénal, au bord inférieur de l'AR la plus basse, et représente la position « idéale » des marqueurs proximaux de l'EDP ; et un 2nd cercle est dessiné à l'ostium de l'AR la plus basse.

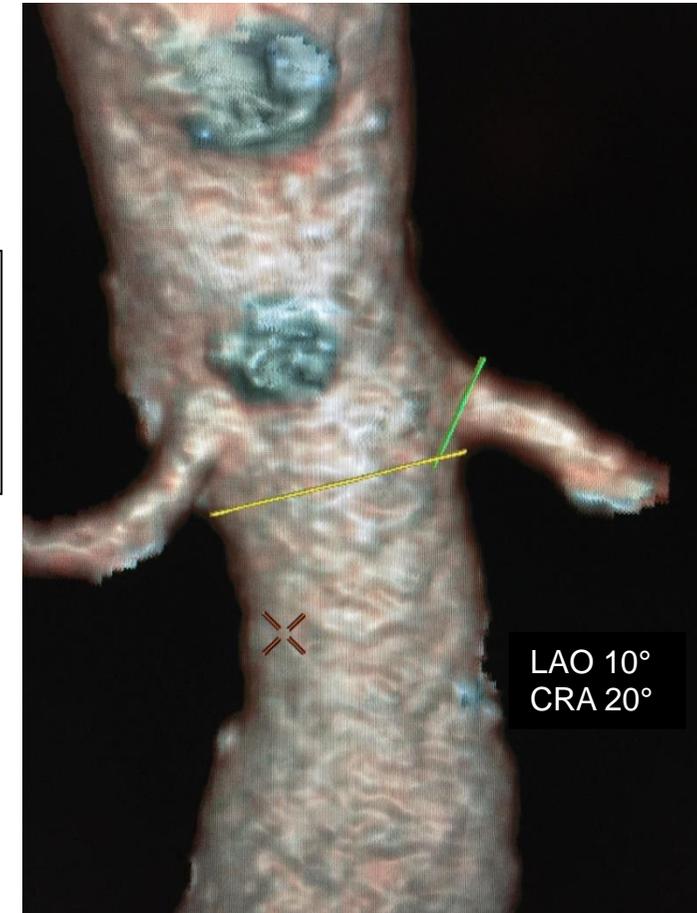
Le masque 3D de l'aorte du patient, avec les cercles de planifications, s'affichera sur l'écran d'intervention de la salle hybride pour se superposer aux images de scopie per opératoire (= fusion des images).

Le couple d'angulation (avec un angle sur l'axe antéro-oblique (AO) et un angle sur l'axe craniao-caudal (CC)) optimal est défini en obtenant l'alignement des parallaxes de ces 2 cercles de planification, en effectuant une rotation manuelle du volume aortique sur les 2 axes (AO et CC). Cette projection représente *in fine* la meilleure projection pour visualiser l'AR la plus basse à respecter et positionner au plus juste de l'EDP afin de maximiser son application sur la zone d'étanchéité proximale. Cette position peut également être enregistrée par le système d'imagerie et rappelée automatiquement lors la procédure.

Figure 1 : Exemple de reconstruction 3D de l'aorte, à partir de l'angioscanner pré opératoire, où les cercles de planification apparaissent ; le couple d'angulation permettant d'obtenir l'alignement des parallaxes des 2 cercles est relevé.



Rotation manuelle du volume aortique sur les axes AO et CC pour obtenir l'alignement des parallaxes des cercles de planification



Volume aortique sans modification de la projection (angulation à 0° sur les axes AO et CC = arceau à plat) ; les cercles de planification ne sont pas alignés.

Les cercles de planification sont alignés, on peut donc relever les angulations sur les axes AO et CC pour obtenir notre projection pré opératoire « idéale » pour le déploiement de l'EDP (exemple ici : LAO 10° / CRA 20°)

III. Etape 3 : Intervention et mesure per opératoire

Les procédures se déroulent sous anesthésie générale et sont conduites par des opérateurs expérimentés dans une salle hybride de dernière génération (Discovery IGS 730, GE Healthcare, Chalfont St Giles, UK) équipée d'un capteur plan de 30x30cm et d'une console de reconstruction ADW avec le logiciel Vision® permettant de traiter la fusion d'images. Le volume osseux du scanner pré opératoire est aligné sur l'anatomie du patient par 2 acquisitions fluoroscopiques à 0° et 90°, notamment sur les vertèbres L1 et L2, effectuées en début de procédure.

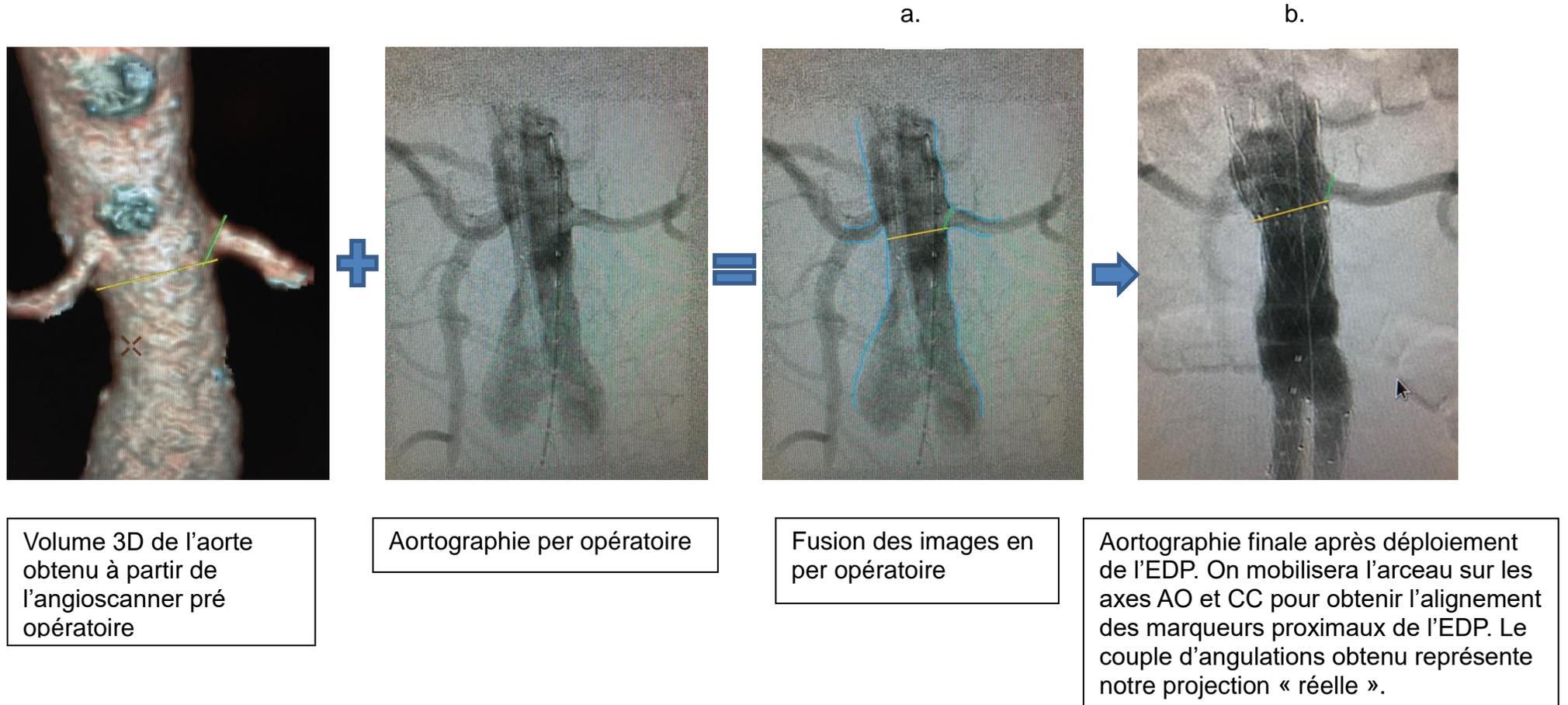
Les EDP utilisées sont des Zenith Low Profile (LP)® (Cook INC, Bloomington, IN, USA)(10,31) (cf annexe n°2 pour les IFU). Ces EDP ont toutes un stent non couvert de fixation supra rénale, qui renforce l'encrage proximal (2). Ces EDP comportent 3 modules : un module bifurqué, et 2 jambages iliaques. La procédure commence par le positionnement et le déploiement du module bifurqué proximal. Les interventions sont réalisées par voie percutanée ou avec exposition chirurgicale de l'artère fémorale commune (AFC) selon la corpulence du patient, le caractère pathologique de l'AFC ou encore la préférence de l'opérateur. Une aortographie est systématiquement effectuée avant déploiement de l'EDP afin de contrôler le positionnement et la perméabilité des AR. Cette première injection comporte un flush de 7,5ml de produit de contraste et permet de recaler précisément le masque de fusion : en effet, la présence de matériel dans l'aorte modifie la géométrie de l'arbre artériel sur lequel il exerce une contrainte (32). Les EDP sont montées sur guide rigide extra stiff (Lunderquist, Cook Medical) et sont déployées en positionnant les marqueurs radio-opaques proximaux au bord inférieur de l'ostium de l'AR la plus basse, au niveau du cercle de planification sous-rénal. Le déploiement du module bifurqué se fait en reculant la gaine d'introduction de haut en bas, le premier stent déployé est donc proximal.

En fin d'intervention, après déploiement complet de l'EDP et retrait du matériel rigide, on relève la projection permettant d'obtenir l'alignement (la parallaxe) des marqueurs proximaux de l'EDP (figure 2). Un contrôle final par une aortographie est systématiquement effectué.

Les données per opératoires suivantes seront recueillies :

- Caractéristiques de l'EDP, des jambages et des éventuelles extensions (type, longueur, diamètre).
- Côté de la montée du corps de l'EDP.
- Localisation et caractéristiques des gestes complémentaires associés.
- Durée de la procédure (min), volume de produit de contraste utilisé (mL), durée (min) et quantité d'irradiation (Gy.cm²).
- Événements indésirables / complications durant l'intervention (endofuite, couverture partielle ou complète d'une AR, migration de l'EDP, défaut de positionnement d'un des modules, lésion vasculaire iatrogène).

Figure 2 : Fusion des images : la reconstruction 3D de l'aorte à partir de l'angioscanner pré opératoire est superposée à l'aortographie en per opératoire (a). Après déploiement de l'EDP, on relèvera la projection « réelle » permettant d'obtenir la parallaxe des marqueurs radio opaques proximaux de l'EDP en per opératoire (b).



IV. Etape 4 : Analyse post opératoire

La différence, en valeur absolue, entre la projection préopératoire relevée sur le volume de fusion généré, et la projection peropératoire de la parallaxe des marqueurs de l'EDP, sera calculée sur chacun des axes (AO et CC). Les facteurs anatomiques pouvant influencer la différence de projection seront analysés. L'utilisation d'un seul et même type de matériel ne permet pas d'étudier ici son influence sur les distorsions des projections relevées.

V. Statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel SAS® (SAS Institute version 9.4, Cary, NC, USA). Les paramètres qualitatifs sont décrits par les effectifs et pourcentages. Les paramètres quantitatifs sont exprimés par la médiane et l'écart interquartile (IQR). Les facteurs prédictifs potentiels d'avoir une grande différence d'angle ($\geq 10^\circ$) ont été testés par un modèle de régression logistique (PROC LOGISTIC dans SAS®), en utilisant la correction de Firth pour petits échantillons. Le seuil de dichotomisation sur nos variables d'intérêts (différence d'angle sur l'axe AO et CC) était de 10° , afin d'obtenir nos 2 groupes de différence d'angles (petite / grande différence).

Les facteurs anatomiques influençant potentiellement ces distorsions ont été segmentés par un ou plusieurs seuils (annexe n°1), déterminés à partir de la littérature (17). Les modèles multivariés ont été construits en incluant toutes les variables significativement associées en analyse uni variée (seuil d'inclusion $p < 0,20$), et en supprimant les variables redondantes. L'absence d'interaction entre les composants du modèle multivarié était systématiquement contrôlée. Les résultats sont exprimés en odd ratio (OR) avec intervalle de confiance (IC) à 95%. Pour l'ensemble des tests statistiques réalisés, le niveau de significativité était fixé à 5% ($p < 0.05$).

VI. Aspect éthique

L'étude est non interventionnelle, sans modification par rapport à la prise en charge habituelle et pour laquelle aucun risque additionnel associé à l'étude n'est à prévoir. Le consentement des patients a été recueilli oralement.

RESULTATS

VII. Résultats descriptifs de la population incluse

Au cours de l'année 2018, 55 EDP sous rénales ont été implantées dans notre centre chez 55 patients. 13 de ces procédures ont été réalisées en dehors de la salle hybride et 5 patients ont refusé de participer à l'étude, 37 patients ont ainsi été inclus. L'analyse descriptive des patients est présentée dans le tableau 1. Il y avait 35 hommes (95%), une médiane d'âge de 75 ans (IQR 69-84), 31 AAA sous-rénale (84%) dont 8 avec extension iliaque, et 6 anévrismes iliaques isolés (16%). 35 des EDP (95%) étaient des aorto-bi iliaques et 2 (5%) étaient des aorto-uni iliaques (AUI). 13 patients (35%) ont bénéficié d'une extension par EDP iliaque branchée (uni ou bilatérale).

Un de nos patients avait un antécédent de mise à plat d'AAA avec tube aortique en 2008 et présentait un volumineux faux anévrisme de 9cm de l'anastomose distale et un collet proximal court à 13mm (entre l'AR la plus basse et la suture proximale). Chez ce patient, la différence d'angle était grande sur les 2 axes (34° en AO et de 18° en CC). Un patient a été opéré en urgence pour AAA rompu avec un collet angulé mais long. Une EDP aorto-bi iliaque était fenêtrée sur mesure, pour la préservation d'une AR accessoire inférieure, mais était « low profile » (LP) également. Trois patients (10%) ont été opérés avec un diamètre aortique maximal <50mm : 2 sacciformes et 1 associé à des anévrismes iliaques. Huit EDP (22%) ont été posées avec au moins 1 critère hors des instructions d'utilisation (IFU) (cf annexe n°2) : une sur une longueur de collet de 13mm, une sur un diamètre de collet de 17mm, une sur un angle alpha de 64°, trois sur un angle beta >60° (64°, 73° et 88°) et deux sur angle alpha >45° et beta >60° (46°/70° et 55°/75°).

Nous avons eu 3 complications per opératoires (8%) concernant le collet proximal : 1 couverture partielle volontaire d'AR, sur l'anévrisme rompu avec un collet angulé, et 2 endofuites 1a, liées à un défaut d'ouverture du stent proximal couvert de l'EDP, visualisées par l'acquisition rotationnelle (CBCT) en fin de procédure, et corrigées immédiatement (1 par stenting aortique complémentaire (stent acier Palmaz) et 1 par mise en place de modules proximaux complémentaires (un module

Zenith Alpha Converter et un stent acier Palmaz)). Nous avons eu 1 complication post opératoire précoce (3%): 1 faux anévrisme de l'AFC résolu par compression seule.

VIII. Résultats descriptifs des couples de projection

Les couples d'angulation des projections pré et per opératoires sont représentés dans la figure 3. La médiane d'angulation sur l'axe AO était de 10° (IQR 0-18) en LAO en pré opératoire et de 6° (IQR -1-13) en per opératoire. Pour l'axe CC, elle était respectivement de 19° (IQR 10-23) en CRA et de 14° (IQR 9-17).

Les différences de projections entre le pré et peropératoire sont représentées dans la figure 4. La médiane de la valeur absolue de la différence d'angle était de 3° (IQR 1-9) sur l'axe AO et de 5° (IQR 2-9) sur l'axe CC. Nous avons observé une différence $\geq 10^\circ$ sur l'axe AO et/ou CC chez 14 patients (38%).

Tableau 1 : Tableau descriptif de la population (n=37).

DONNEES ANATOMIQUES	
Localisation de l'anévrisme	
Sous-rénal	31 (83,8%)
Iliaque isolé	6 (16,2%)
Extension iliaque de l'anévrisme aortique	8 (25,8%)
Diamètre maximal de l'anévrisme aortique	55 (50-60)
Distance AR/bifurcation aortique (mm) (médiane, IQR)	116 (108-124)
Diamètre de la bifurcation aortique (mm) (médiane, IQR)	24 (21-29)
Volume de thrombus de l'anévrisme aortique (cm ³) (médiane, IQR)	47 (36-62)
Pourcentage de thrombus de l'anévrisme aortique (%) (médiane, IQR)	50 (38-61)
Angulation aortique de l'anévrisme (°) (médiane, IQR)	37 (22-50)
Longueur du collet sous rénal (mm) (médiane, IQR)	34 (24-40)
AR la plus basse	
Droite	14(37,8%)
Gauche	23 (62,2%)
Diamètre du collet proximal sous l'AR la plus basse (mm) (médiane, IQR)	22 (21-24)
Diamètre du collet proximal à sa partie distale (mm) (médiane, IQR)	22 (20-24)
Aspect du collet sous rénal	
Tubulaire	28 (75,7%)
Non tubulaire (angulé, conique, entonnoir)	9 (24,3%)
Angle alpha (°) (médiane, IQR)	13 (3-27)
Angle beta (°) (médiane, IQR)	27 (11-38)
Pourcentage de calcification sur la circonférence du collet sous rénal	
<25%	26 70,3%)
25-50%	8 (21,6%)
>50%	3 (8,1%)
Epaisseur maximale des calcifications du collet (mm) (médiane, IQR)	3 (3-4)
Pourcentage de thrombus sur la circonférence du collet sous rénal	
<25%	31 (83,8%)
25-50%	5 (13,5%)
>50%	1 (2,7%)
Epaisseur maximale du thrombus du collet (mm) (médiane, IQR)	3,5 (3-5)
Tortuosité iliaque (médiane, IQR)	1,3 (1,2-1,4)
Sténose ≥70% de l'AIC	2 (5,4%)
Calcifications de l'AIC	
<25%	10 (27,0%)
25-50%	4 (10,8%)
>50%	23 (62,2%)

(IQR = écart interquartile)

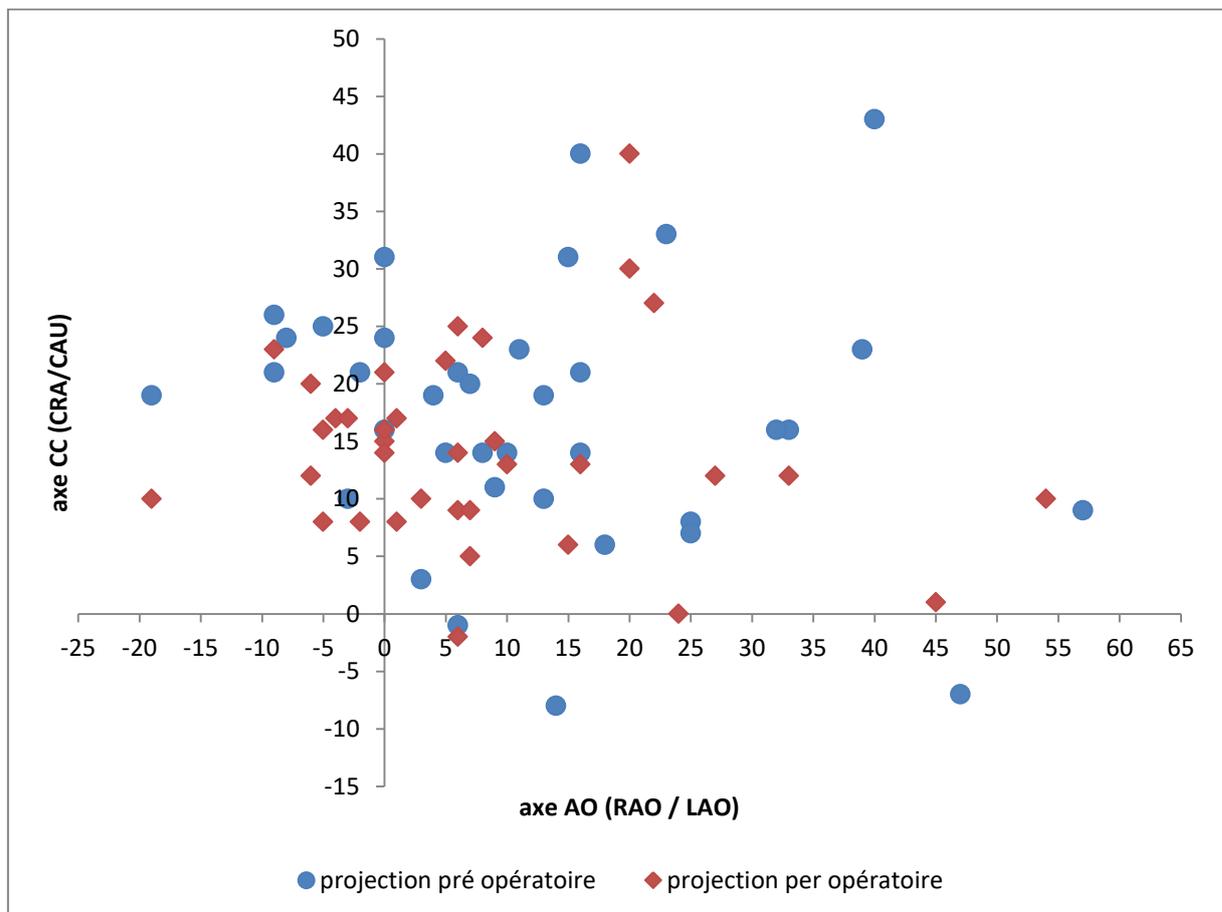
Tableau 1 (suite) :

DONNEES DEMOGRAPHIQUES	
Age (années) (médiane, IQR)	75 (69-84)
Sexe (femme)	2 (5,4%)
ATCD AORTIQUES	2 (5,4%)
PROTOCOLE DU SCANNER	
Epaisseur des coupes	
≤ 1 mm	22 (59,5%)
> 1mm	15 (40,5%)
Espacement des coupes	
≤ 1mm	31 (84%)
> 1mm	6 (16%)
Phase d'acquisition	
Artérielle	34 (92%)
Veineuse	3 (8%)

PROJECTIONS	
AO pré opératoire (°) (médiane, IQR)	10 (0-18)
AO per opératoire (°) (médiane, IQR)	6 (-1-13)
CC pré opératoire (°) (médiane, IQR)	19 (10-23)
CC per opératoire (°) (médiane, IQR)	14 (9-17)
DIFFERENCE DE PROJECTIONS	
Valeur absolue de la différence d'angle dans le plan AO (°) (médiane, IQR)	3 (1-9)
Valeur absolue de la différence d'angle dans le plan CC (°) (médiane, IQR)	5 (2-9)

DONNEES PER OPERATOIRES	
EDP AUI	2 (5%)
Extension iliaque branchée (EDP Zbis)	13 (35%)
Montée par la droite du corps de l'EDP	28 (76%)
Intervention en urgence	2 (5%)
Temps opératoire (min) (médiane, IQR)	75 (58-115)
Dose d'irradiation (Gy.cm ²) (médiane, IQR)	26,9 (12,5-56,2)
Volume de produit de contraste (mL) (médiane, IQR)	60 (43-77)
Complications per opératoires	3 (8%)

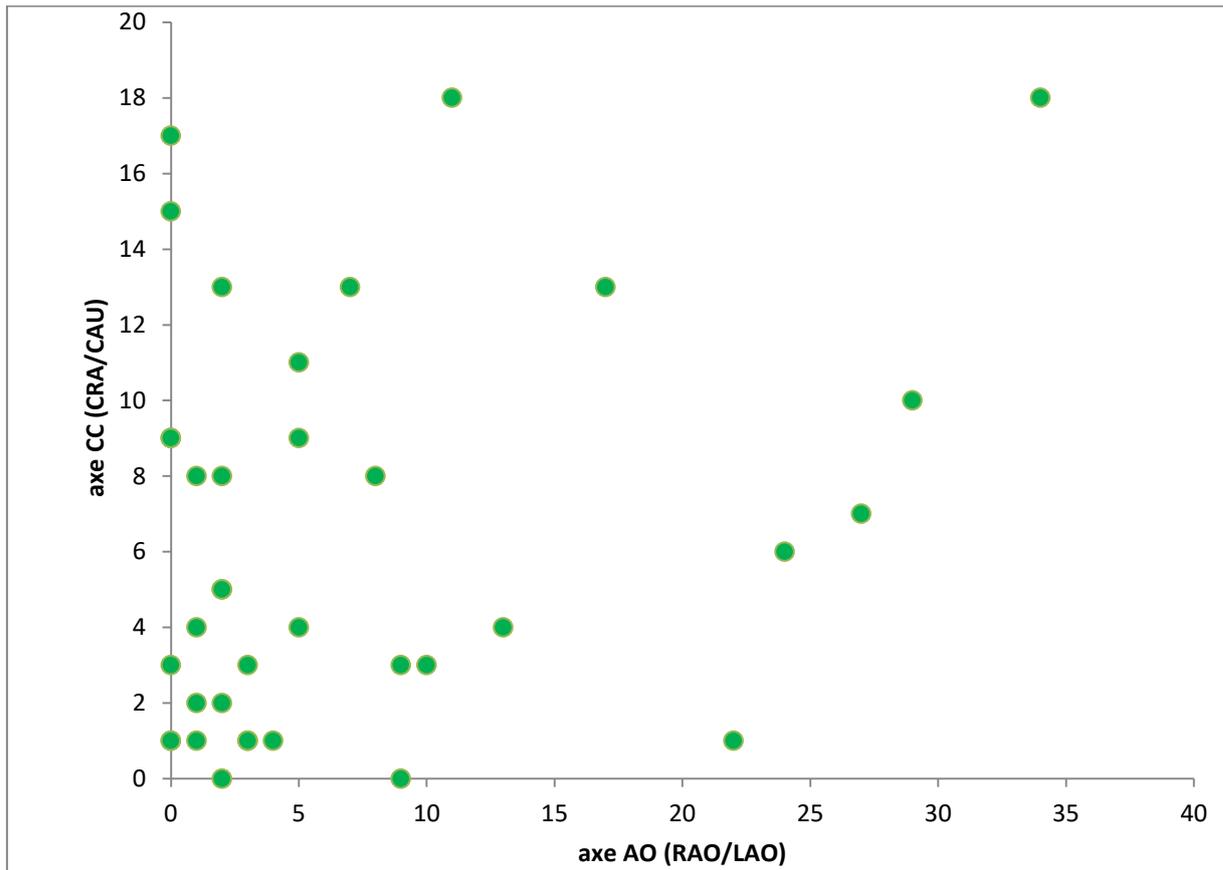
Figure 3 : Représentation des couples d'angulation déterminant les projections pré et per opératoires pour notre population.



- axe des abscisses = axe AO = axe RAO + axe LAO, avec les angles RAO en valeurs négatives (à gauche) et les angles LAO en valeurs positives (à droite).

- axe des ordonnées = axe CC = axe CRA + CAU, avec les angles CRA en valeurs positives (en haut) et les angles CAU en valeurs négatives (en bas).

Figure 4 : Représentation de la différence d'angulation (en valeur absolue) entre les projections pré et per opératoires.



IX. Résultats principaux de l'analyse des facteurs anatomiques influençant la distorsion

Il n'y avait pas de résultats significatifs pour les facteurs influençant la distorsion sur l'axe CC. Sur l'axe AO, l'aspect non tubulaire du collet sous rénal et l'index de tortuosité iliaque $\geq 1,5$ du côté de la montée de l'EDP sont apparus comme facteurs influençant la différence d'angle (tableaux 2 et 3) :

- aspect du collet : OR 6,7 ($p=0,026$) en univarié, et OR 26,0 ($p=0.04$) en multivarié.
- index de tortuosité iliaque : OR 31,8 ($p=0,001$) en univarié, et OR 84.9 ($p=0.005$) en multivarié.

Tableau 2 : Analyse uni variée des facteurs prédictifs potentiels de grande différence de projection sur l'axe AO.

Variable	Seuils / Catégories	Test		Analyse univariée - Différence d'angle $\geq 10^\circ$			
		Catégorie de référence	Catégorie testée	OR	IC 95 %		p
Atcd aortiques	oui/non	non	oui	3,24	0,18	57,62	0,424
Epaisseur des coupes de scanner	$\leq 1 / > 1$ mm	≤ 1 mm	> 1 mm	0,06	0,00	1,22	0,138
Phase d'acquisition	artériel/veineux	artériel	vein	0,38	0,01	12,75	0,592
Localisation de l'anévrisme	iliaque/sous-rénal	iliaque	sous rénal	0,18	0,01	4,47	0,297
Extension iliaque de l'anévrisme	oui/non	non	oui	3,36	0,62	18,29	0,160
Diamètre maximal de l'anévrisme aortique	70mm	< 70 mm	≥ 70 mm	2,43	0,34	17,25	0,375
Diamètre de la bifurcation aortique	20mm	< 20 mm	≥ 20 mm	3,49	0,12	99,78	0,465
Pourcentage de thrombus de l'anévrisme aortique	50%	< 50	≥ 50	1,22	0,26	5,69	0,798
Index de tortuosité aortique	1,15	$< 1,15$	$\geq 1,15$	1,68	0,37	7,62	0,502
Angulation aortique	40°	$< 40^\circ$	$\geq 40^\circ$	0,29	0,06	1,51	0,142
Longueur du collet sous rénal	20mm	< 20 mm	≥ 20 mm	0,16	0,01	1,95	0,152
Diamètre du collet en sous rénal	24mm	< 24 mm	≥ 24 mm	1,86	0,36	9,54	0,455
Aspect du collet sous rénal	tubulaire/non tubulaire	tubulaire	non tubulaire	6,66	1,26	35,17	0,026
Angle alpha	30°	$< 30^\circ$	$\geq 30^\circ$	1,86	0,36	9,54	0,455
Angle beta	45°	$< 45^\circ$	$\geq 45^\circ$	3,16	0,50	19,78	0,220
Pourcentage de calcification du collet	$< 25 / 25-50 / > 50$ %	< 25 %	global				0,616
			25-50%	2,01	0,37	10,79	0,344
			> 50 %	0,45	0,01	15,50	0,524
Epaisseur maximale des calcifications du collet	3mm	< 3 mm	≥ 3 mm	0,99	0,16	6,25	0,988
Pourcentage de thrombus du collet	$< 25 / 25-50 / > 50$ %	< 25 %	global				0,652
			25-50%	0,22	0,01	5,63	0,481
			> 50 %	0,78	0,01	78,04	0,835
Epaisseur maximale du thrombus du collet	3mm	< 3 mm	≥ 3 mm	0,01	$< 0,001$	1,12	0,056
Index de tortuosité iliaque	1,5	$< 1,5$	$\geq 1,5$	31,81	4,29	236,08	0,001
Sténose de l'AIC	oui/non	non	oui	0,56	0,01	24,79	0,763
Pourcentage de calcification de l'AIC	$< 25 / 25-50 / > 50$ %	< 25 %	global				0,727
			25-50%	0,24	0,01	8,10	0,442
			> 50 %	0,80	0,16	4,01	0,630

Tableau 3 : Résultats significatifs de l'analyse multivariée des facteurs prédictifs de grande différence de projection sur l'axe AO.

Variable	Seuils / catégories	Test		Analyse multivariée - Différence d'angle $\geq 10^\circ$			
				OR	IC 95 %		p
Aspect du collet sous rénal	tubulaire/non tubulaire	tubulaire	non tubulaire	26,02	1,14	591,78	0,041
Index de tortuosité iliaque	1,5	<1,5	$\geq 1,5$	84,86	3,74	>999,99	0,005

PARTIE 2 – ETUDE RETROSPECTIVE

MATERIELS ET METHODES

Il s'agit d'une étude mono centrique, comparative, rétrospective en cours dans notre centre. Nous avons inclus les patients traités par implantation d'une EDP aortique sous rénale au CHRU de Lille en 2017 et 2018. Tous les patients étaient munis d'un angioscanner préopératoire datant de moins de 6 mois avant l'intervention, avec des coupes de moins de 3mm d'épaisseur. Les patients devaient avoir un angioscanner dans les 12 premiers mois suivant l'intervention. Les patients traités pour reconstruction aortique complexe par endoprothèse fenêtrée ou branchée pour des lésions thoraco-abdominales, para ou juxta rénales, ont été exclus. Les patients n'ayant pas de scanner post opératoire étaient également exclus.

X. Analyse anatomique pré opératoire

A partir du dossier médical et du scanner préopératoire du patient, nous avons relevé les caractéristiques du patient et les conditions techniques de réalisation de l'angioscanner. L'angioscanner préopératoire de chaque patient a été analysé par un opérateur expérimenté, sur station de travail radiologique de reconstruction dédiée (Aquarius) en amont de la procédure. Pour chaque patient il a été relevé les caractéristiques anatomiques aorto-iliaques (cf partie 1).

XI. Planification pré opératoire de l'intervention

Le scanner préopératoire de chaque patient a été chargé sur un logiciel de reconstruction dédié (ADW) en salle hybride, nous permettant d'obtenir le volume aortique en 3D. A partir des images multi-planaires, les lignes centrales aorto-rénales et aorto-iliaques sont générées semi automatiquement et nous permettent de dessiner manuellement les cercles de planifications, qui apparaissent sur le volume aortique 3D : un 1^{er} cercle est dessiné à la partie supérieure du collet sous rénal, au bord inférieur de l'AR la plus basse, et représente la position optimale des marqueurs proximaux de l'EDP (distance entre le bord inférieur de l'AR et les marqueurs = 0mm) ; et un 2nd cercle est dessiné à l'ostium de l'AR la plus basse.

XII. Intervention

Les procédures se déroulent sous anesthésie générale et sont conduites par des opérateurs expérimentés. Les EDP utilisées sont des Zenith LP® (Cook). Les modalités et les temps opératoires sont les mêmes qu'en partie 1.

En revanche, un groupe de patients a été opéré en salle hybride avec imagerie de fusion et un groupe en salle opératoire conventionnelle munie d'un amplificateur de brillance mobile (OEC 9900 Elite GE Healthcare) et une table flottante, selon la disponibilité des salles.

Les données per opératoires suivantes ont été recueillies :

- Caractéristiques de l'EDP, des jambages et des éventuelles extensions (type, longueur, diamètre).
- Côté de la montée du corps de l'EDP.
- Localisation et caractéristiques des gestes complémentaires associés réalisés.
- Durée de la procédure (min), volume de produit de contraste utilisé (mL), durée (min) et quantité d'irradiation (Gy.cm²).
- Événements indésirables / complications durant l'intervention (endofuite, couverture partielle ou complète d'une AR, migration de l'EDP, défaut de positionnement d'un des modules, lésion vasculaire iatrogène).

XIII. Suivi post opératoire

Les complications cliniques liées à l'intervention (ischémie de membre inférieur, ischémie digestive, rupture de l'anévrisme, complications des points de ponction ou de l'abord chirurgical) et biologiques (insuffisance rénale aigue), les éventuelles ré interventions (type et délai) ainsi que la durée de suivi (en mois), ont été relevées.

Tous les patients ont bénéficié d'un 1^{er} angioscanner abdominal de contrôle dont le délai de réalisation dépendait des conditions d'intervention et de l'évolution clinique. Les patients opérés en salle hybride et n'étant pas suspects de complications réalisaient le scanner de contrôle à 1 an, correspondant au suivi standard dans notre centre. Les patients opérés avec l'arceau mobile avaient un scanner post procédure de façon précoce, avant ou après l'hospitalisation. Les patients chez qui l'on suspectait une complication bénéficiaient d'un scanner immédiatement. A noter, qu'un écho doppler artériel abdominal et des membres inférieurs était systématiquement réalisé avant la sortie d'hospitalisation ainsi qu'à 6 mois.

Le critère de jugement principal était la distance entre le bord inférieur de l'AR la plus basse et les marqueurs proximaux de la partie couverte de l'EDP (distance AR / EDP). Nous l'avons mesuré sur le 1^{er} scanner post opératoire chez tous les patients, sur logiciel de reconstruction dédié (Aquarius) à l'aide de la ligne centrale.

Les autres données scannographiques relevées sont les suivantes :

- Délai de réalisation (en mois), phase d'acquisition, épaisseur et espacement des coupes du scanner
- Différence de diamètre maximal de l'AAA (par rapport au scanner pré opératoire)
- Déformation ou plicature de l'EDP (plicature interne de l'armature liée à un défaut expansion d'un stent ou une sténose ou une angulation)
- Présence d'une endofuite proximale (1a)

XIV. Statistiques

Les paramètres qualitatifs sont décrits par les effectifs et pourcentages. Les paramètres quantitatifs sont exprimés par la médiane et l'écart interquartile (IQR). La comparaison des 2 groupes a été effectuée par des tests de Mann-Whitney pour les variables quantitatives, après vérification de l'homogénéité des variances par le test de Levene, et par le test de Fisher pour les variables qualitatives. Pour l'ensemble des tests statistiques réalisés, le niveau de significativité était fixé à 5% ($p < 0.05$).

RESULTATS

41 patients ont été inclus, avec 21 patients pour le groupe « avec fusion » et 20 pour le groupe « sans fusion ». Les résultats intermédiaires de cette étude en cours sont décrits dans le tableau 4. Nos 2 groupes sont anatomiquement comparables. Notons une durée de suivi significativement plus longue pour le groupe « sans fusion » (18 vs 10 mois, $p=0,01$).

La différence sur le critère de jugement principal est significative avec une distance AR / EDP médiane de 1mm (IQR 0,5-2) pour le groupe « avec fusion », et de 2mm (IQR 1-3) pour celui « sans fusion » ($p=0,031$).

Un patient dans chaque groupe a présenté une complication per opératoire : une endofuite proximale (1a), sur défaut d'expansion de l'EDP et corrigée par modules proximaux complémentaires (un module Zenith Alpha Converter et un stent acier Palmaz), dans le groupe « avec fusion », et un défaut de positionnement du jambage gauche (nécessitant son explantation et réimplantation d'un nouveau jambage) dans le groupe « sans fusion ».

Une endofuite proximale a été visualisée au scanner de contrôle chez un patient dans chaque groupe (ces 2 patients n'avaient pas de complications per opératoires) : dans le groupe « avec fusion », cette endofuite, sur défaut d'ouverture du stent proximal couvert, a été corrigée par mise en place d'un stent proximal complémentaire (stent acier Palmaz), et, dans le groupe « sans fusion », elle a été tolérée car minime.

Trois autres ré interventions ont été réalisées (chez des patients différents) dans le groupe « avec fusion » : une thrombectomie de jambage à M2 et un pontage croisé à M3 pour thrombose de jambage, et une implantation d'un module iliaque complémentaire pour endofuite 1b ; dans le groupe « sans fusion », une ré intervention a été effectuée à M13 pour embolisation d'une endofuite de type 2. Il n'y avait pas de différence significative entre les 2 groupes sur le taux de réinterventions.

Tableau 4 : Résultats intermédiaires de l'étude rétrospective.

	Avec fusion (n=21)	Sans fusion (n=20)	p
DONNEES ANATOMIQUES			
Localisation de l'anévrisme			0,343
Sous-rénale	17 (81,0 %)	19 (95,0 %)	
Iliaque	4 (19,0 %)	1 (5,0 %)	
Diamètre maximal de l'AAA (mm) (médiane, IQR)	55 (46-60)	53 (50-55)	0,846
Distance AR/bifurcation aortique (mm) (médiane, IQR)	116 (106-123)	119 (105-125)	0,989
Diamètre de la bifurcation aortique (mm) (médiane, IQR)	27 (21-31)	27 (20-32)	0,788
Volume du thrombus de l'AAA (cm ³) (médiane, IQR)	38 (30-52)	47 (10-60)	0,418
Pourcentage de thrombus de l'AAA (%) (médiane, IQR)	46 (30-57)	45 (16-50)	0,469
Angulation aortique (°) (médiane, IQR)	28 (0-43)	34 (18-41)	0,513
Longueur du collet sous rénal (mm) (médiane, IQR)	36 (22-40)	33 (30-44)	0,959
AR la plus basse			0,216
Droite	10 (50,0 %)	6 (30,0 %)	
Gauche	10 (50,0 %)	13 (65,0 %)	
Diamètre sous rénal du collet (mm) (médiane, IQR)	22 (21-24)	23 (22-24)	0,18
Diamètre distal du collet (mm) (médiane, IQR)	22 (20-25)	24 (22-25)	0,203
Aspect du collet			0,146
Tubulaire	16 (76,0 %)	12 (60,0 %)	
Angulé	2 (9,5%)	0 (0,0 %)	
Conique	3 (14,2 %)	4 (20,0 %)	
Entonnoir	0 (0,0 %)	3 (15,0 %)	
Angle alpha (°) (médiane, IQR)	10 (5-27)	13 (9-23)	0,876
Angle beta (°) (médiane, IQR)	31 (13-42)	21 (12-25)	0,079
Pourcentage de calcification du collet			0,707
<25%	15 (71%)	13 (65%)	
25-50%	5 (24%)	4 (20%)	
>50%	1 (5%)	3 (15%)	
Pourcentage de thrombus du collet			0,607
<25%	17 (81%)	18 (90%)	
25-50%	3 (14%)	1 (5%)	
>50%	1 (5%)	0 (0%)	

Tableau 4 (suite) :

	Avec fusion (n=21)	Sans fusion (n=20)	p
DONNEES DEMOGRAPHIQUES			
Sexe (femme)	2 (9,5%)	0 (0,0 %)	0,488
Age (années)	78 (72-84)	74 (68-82)	0,377
ATCD AORTIQUES	1 (4,7 %)	0 (0,0 %)	1
PROTOCOLE DU SCANNER			
Epaisseur des coupes de scanner ≤1mm	11 (52,3 %)	13 (65,0 %)	0,53
Phase d'acquisition artérielle	21 (100,0 %)	18 (90,0 %)	0,332

INTERVENTION			
Complications per opératoires	1 (5%)	1 (5%)	1

POST OPERATOIRE			
Evénements cliniques	3 (14%)	1 (5%)	0,186
Délai du 1e scanner (mois) (médiane, IQR)	3 (0-7)	1 (0-3)	0,119
Epaisseur des coupes de scanner ≤1mm	16 (76%)	17 (85%)	0,424
Phase d'acquisition artérielle du scanner	19 (90,0 %)	16 (80,0 %)	0,661
Différence de diamètre de l'AAA (mm) (médiane, IQR)	0 (-1-2)	0 (-1-1)	0,511
Endofuite 1a	1 (5%)	1 (5 %)	1
Deformation/plicature de l'EDP	2 (10%)	0	0,488
Distance AR/EDP (mm) (médiane, IQR)	1 (0,5-2)	2 (1-3)	0,031
Réinterventions	4 (19%)	1 (5%)	0,184
Durée de suivi (mois) (médiane, IQR)	10 (7-14)	18 (10-25)	0,01

DISCUSSION

XV. Généralités

Avant implantation d'une EDP aortique, l'anatomie vasculaire des patients doit être rigoureusement évaluée. Les travaux de Schanzer et al. (11) ont rappelé qu'une mauvaise appréciation de l'anatomie et ainsi une mauvaise sélection du patient augmente le risque d'échec de l'exclusion endovasculaire. Un temps assez long est donc consacré à l'évaluation de l'anatomie du patient sur station radiologique de travail dédiée. Cela permet dans un premier temps d'analyser la faisabilité du geste, la stratégie à adopter, et le matériel à implanter.

Une fois le patient jugé éligible à la technique, la procédure est planifiée et des outils d'aide à la navigation viennent en support pour assurer son bon déroulement. L'arrivée des salles hybrides comportant des logiciels de post-traitement de l'image apporte un confort important à l'opérateur et une sécurité supplémentaire à la procédure (21), notamment avec l'imagerie de fusion. Les cercles de planification peuvent être ajoutés sur ces images pour repérer les zones d'intérêts.

Le second temps fort est la procédure en elle-même où le succès à long terme de l'exclusion peut être menacé en l'absence de déploiement adapté du dispositif. Ainsi, la précision du déploiement de la partie proximale du corps bifurqué de l'EDP au plus près de l'AR la plus basse est primordiale. L'anatomie aortique présente des variabilités inter-individuelles, et ainsi il convient d'anticiper et de calculer l'inclinaison optimale de l'arceau durant la procédure permettant de dégager au mieux l'AR la plus basse afin de ne pas la couvrir, mais toutefois de se placer au plus près de son origine. Cette planification préopératoire est indispensable si l'on veut anticiper les écueils liés à un positionnement non optimal de l'EDP (16,28). Notre étude s'articule autour d'un seul et même objectif : optimiser la précision du déploiement proximal de l'EDP.

Elle comporte une 1^{ère} partie prospective analysant la différence de positionnement entre le cercle de planification sous rénal de l'imagerie de fusion, qui représente le positionnement idéal des marqueurs proximaux de l'EDP pour obtenir une étanchéité maximale, avec le positionnement réel de ces derniers. Une

différence entre les 2 expose à un mauvais dégagement de la zone anatomique d'intérêt et ainsi à un positionnement non optimal de l'EDP, avec un risque de couverture accidentelle d'une AR en cas de positionnement trop proximal, ou un risque d'endofuite de type 1a ou de migration de l'EDP en cas de positionnement trop distal.

Cette différence de position des marqueurs proximaux a été exprimée en différence de projection, par rapport à la planification préopératoire, dans notre 1^{ère} étude prospective, avec une assez grande proportion de patients (38%) ayant une différence jugée importante ($\geq 10^\circ$). La 2^{ème} partie comporte un travail rétrospectif, où à partir d'une cohorte de patients traités soit en salle hybride avec fusion ou soit en salle conventionnelle avec amplificateur de brillance on a souhaité étudier la distance postopératoire entre l'AR la plus basse et les marqueurs de l'EDP. On a pu montrer ainsi que sur une faible cohorte il semblait y avoir une différence significative entre les 2 groupes, avec une distance plus faible pour le groupe de patients opéré « avec fusion » par rapport à celui « sans fusion ».

XVI. Partie 1 – Etude prospective

A. Justification du seuil et de l'analyse statistique

Nous avons considéré que la différence d'angle était importante lorsqu'elle était $\geq 10^\circ$. Ce seuil a été choisi, avant tout selon la distribution de notre population : en effet, la distribution statistique sur nos variables d'intérêts (valeur absolue de la différence d'angle dans l'axe AO et CC) ne répondait pas à une distribution suivant la loi normale. Néanmoins 2 sous-groupes se clivaient autour de ce seuil de 10° . Nous avons donc jugé pertinent de conserver cette valeur seuil afin de déterminer nos 2 groupes de différence d'angles, et d'analyser les facteurs anatomiques pouvant influencer cette différence par un modèle de régression logistique, et non pas en régression linéaire qui est plus adaptée dans les populations à distribution normale (33,34).

B. Discussion des facteurs anatomiques pouvant influencer cette discordance de projection

L'analyse statistique de nos résultats et des facteurs anatomiques pouvant influencer la survenue d'une différence de projection a fait ressortir de manière significative l'aspect non tubulaire du collet et la présence d'un index de tortuosité iliaque $\geq 1,5$. Néanmoins, les intervalles de confiance de ces OR apparaissent particulièrement larges (respectivement 1,14-591,78 et 3,74-999,9 en analyse multivariée) pour les considérer comme pertinents. Cela est sans doute lié à un manque de puissance statistique.

On peut, malgré tout, noter que les 3 patients qui ont présenté une complication per opératoire avaient un collet non tubulaire (1 patient avait un collet conique et 2 avaient un collet angulé et conique), et présentaient une différence d'angle $\geq 10^\circ$. L'aspect conique du collet est reconnue comme un facteur de risque d'endofuite proximale (35,36).

La tortuosité iliaque est classiquement décrite comme critère d'accès difficile et comme facteur de risque de thrombose de jambage (37), mais elle n'est pas associée dans la littérature à un défaut de déploiement proximal de l'EDP.

Notons l'homogénéité des patients sur le type d'EDP avec un seul modèle (Zenith LP, Cook), ce facteur ne pouvait donc être retrouvé comme facteur de risque dans notre série.

XVII. Partie 2 – Etude rétrospective

A notre connaissance, aucune équipe n'a étudié spécifiquement, et à grande échelle, l'intérêt de l'imagerie de fusion et des cercles de planification sur la précision du déploiement des EDP aortiques, aussi bien dans le traitement des AAA que des anévrismes thoraciques. Cette constatation semble étonnante lorsqu'il est facilement compréhensible qu'un défaut de déploiement de l'EDP influencera directement les résultats à court terme (couverture accidentelle d'une ou des 2 AR) et à moyen et long termes (endofuites à haut débit, migration).

Dans la partie rétrospective de notre travail, nous avons noté, sur un effectif modeste, des différences entre nos 2 groupes de patients sur la distance AR / EDP (1mm pour le groupe « fusion » vs 2mm pour le groupe « sans fusion », $p=0,03$), malgré la tendance (non significative) à une différence de la médiane d' angle beta plus importante dans le groupe « avec fusion » (31° vs 21° , $p=0,079$), reflet d'une anatomie « plus difficile » dans ce groupe.

Des facteurs confusionnels, pouvant influencer les résultats, doivent être évoqués : les opérateurs sont différents selon la salle opératoire, une différence inter-opérateur peut donc exister, malgré des modalités opératoires identiques ; de plus, la qualité d'image, supérieure en salle hybride (21), peut également jouer sur la précision de pose de l'EDP.

Schuurman et al. ont présenté une étude sur cette distance AR / EDP sur 81 patients (38): elle était entre 0 et 3mm chez 44% des patients et >3mm chez 26% (couverture partielle de l'AR chez 30%). Les résultats de notre étude sont concordants, avec une distance entre 0 et 3mm chez 57% des patients dans le groupe « avec fusion » et chez 50% dans le celui « sans fusion ». Les résultats de l'étude de Bastos Goncalves et al. (39) vont également dans le même sens avec 29% des cas présentant une distance >5mm (sur 131 patients). Il apparaît donc que la longueur de collet sain utilisable n'est pas utilisée de façon optimale chez un bon nombre de patients. En d'autres termes, une certaine longueur de collet sous rénal ne garantit pas une application de l'EDP sur l'ensemble de cette longueur. Schuurmann et al.(40) ont même fait un lien entre cette distance et le risque de complication : ils ont mis en évidence que les groupes de patients avec endofuite 1a ($n=36$) et/ou migration d'EDP ($n=9$) présentaient, de manière significative, une plus

grande distance AR / EDP par rapport un à groupe témoin indemne de complications (n=37).

XVIII. L'imagerie de fusion dans la littérature

Des études ont évalué la précision des logiciels de fusion (27,41,42) : elles ont analysé la position de l'AR la plus basse entre le masque 3D et l'aortographie per opératoire, le masque étant généré à partir d'un scanner sur table d'intervention (CBCT) ou du scanner pré opératoire et recalé sur le volume osseux. Les résultats de ces études sont concordants avec un décalage d'environ 3mm de l'AR sur l'axe cranio-caudal ou droite-gauche avant tout début de procédure ou introduction de matériel rigide dans l'aorte (acquisition réalisée avec un cathéter souple de type Pigtail). L'ajustement du masque 3D sur l'aortographie reste nécessaire pour une superposition précise des images, permettant une procédure EVAR en toute sécurité.

Par ailleurs, il est évident qu'il peut exister des modifications de l'anatomie et un défaut d'alignement du volume de fusion par l'introduction de matériel rigide, avec les contraintes exercées par ce matériel sur la paroi aortique. Des études ont d'ailleurs évalué spécifiquement la discordance des images de fusion après introduction du matériel rigide :

Maurel et al.(32) ont démontré que l'insertion du matériel rigide entraîne un déplacement important de l'aorte viscérale et inter-rénale (segment 4) et de l'origine des branches principales par rapport au scanner préopératoire : le déplacement ostial médian de l'AMS et des AR était supérieur à 6mm. Un recalage parfait d'emblée des images de fusion ne pourrait obtenu qu'en réalisant un volume aortique avec acquisition rotationnelle (CBCT) injectée après introduction du matériel rigide.

Becquemin et al.(43) ont testé une simulation informatique de la déformation artérielle par un guide rigide, à partir de l'angioscanner préopératoire de 14 patients traités par EVAR : le déplacement moyen de la ligne centrale était respectivement de 0,7mm au niveau des AR et de 1,4mm au niveau de la partie distale du collet sous rénal. Le déplacement était plus important au niveau iliaque. Cette simulation pourrait permettre d'anticiper et de quantifier les déformations artérielles et donc d'optimiser potentiellement le sizing pré opératoire et le positionnement des modules de l'EDP.

Dans ce cadre de réaxation des vaisseaux par le matériel rigide, l'angulation du collet et la tortuosité iliaque sont souvent retrouvés comme facteur de discordance des images de fusion (27,43,44). Ces études évoquent un autre facteur de distorsion de la fusion qui est la position du patient sur la table opératoire qui peut être différente de celle lors de l'angiographe préopératoire et qui peut être modifiée par les manœuvres de l'ultime installation du patient sur table (mobilisation, détersion et aseptie cutanée, mise en place des champs stériles). Il serait donc conseillé de réaliser cette installation avant l'alignement des images sur le volume osseux. Les mouvements respiratoires du patient doivent être également pris en compte, car il existe un écart de position des ostia des AR entre l'inspiration et l'expiration (45).

XIX. Les limites de l'étude

Une limite de notre étude est le manque de puissance par un faible nombre de patients inclus. Ce manque de puissance se traduit notamment par un grand IC pour certains de nos résultats d'analyse de facteurs de risque.

Les mesures anatomiques aorto-iliaques sur logiciel de reconstruction et les mesures d'angle de la projection des marqueurs en peropératoire sont opérateur-dépendantes, ce qui affaiblit nos résultats principaux. Des mesures par plusieurs opérateurs expérimentés avec analyse de la cohérence inter opérateurs pourrait être effectuée afin d'optimiser la fiabilité de ces mesures. La mesure de la projection de la parallaxe des marqueurs de l'EDP sur un scanner ou CBCT systématique post procédure pourrait être une solution, mais exposerait à une irradiation supplémentaire. Notons que la distance AR / EDP constitue une mesure plus simple et plus reproductible par rapport à une mesure de projection.

CONCLUSION

Notre étude a révélé une grande proportion de patients présentant une grande différence de projection entre le positionnement « idéal » de l'EDP prévu lors de la planification de la procédure, et le positionnement réel de celle-ci, dans le cadre de l'exclusion endovasculaire d'anévrismes sous rénaux. L'aspect non tubulaire du collet sous rénal et l'index de tortuosité iliaque sont ressortis comme facteurs de risque potentiels de cette différence de projection, mais avec une robustesse statistique discutable. Le positionnement de l'EDP semble être plus précis lorsqu'elle est implantée avec le support de l'imagerie de fusion mais cela nécessitera d'être confirmé sur une cohorte plus importante.

La sélection des patients via l'analyse anatomique aorto-iliaque sur angioscanner, la planification préopératoire des interventions et le choix du matériel utilisé sont essentiels au succès technique et à la durabilité de ces procédures. Les particularités anatomiques doivent être repérées afin d'anticiper les difficultés per opératoires et le positionnement de l'EDP. Les outils d'imagerie interventionnelle des salles hybrides permettent d'optimiser ces interventions en termes de sécurité, de confort et de précision.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Chaikof EL, Blankensteijn JD, Harris PL, White GH, Zarins CK, Bernhard VM, et al. Reporting standards for endovascular aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg.* mai 2002;35(5):1048-60.
2. Chaikof EL, Dalman RL, Eskandari MK, Jackson BM, Lee WA, Mansour MA, et al. The Society for Vascular Surgery practice guidelines on the care of patients with an abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg.* janv 2018;67(1):2-77.e2.
3. Powell JT, Sweeting MJ, Ulug P, Blankensteijn JD, Lederle FA, Becquemin J-P, et al. Meta-analysis of individual-patient data from EVAR-1, DREAM, OVER and ACE trials comparing outcomes of endovascular or open repair for abdominal aortic aneurysm over 5 years. *Br J Surg.* févr 2017;104(3):166-78.
4. Becquemin J-P, Pillet J-C, Lescalie F, Sapoval M, Goueffic Y, Lermusiaux P, et al. A randomized controlled trial of endovascular aneurysm repair versus open surgery for abdominal aortic aneurysms in low- to moderate-risk patients. *J Vasc Surg.* mai 2011;53(5):1167-1173.e1.
5. Sweeting MJ, Patel R, Powell JT, Greenhalgh RM. Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysm in Patients Physically Ineligible for Open Repair: Very Long-term Follow-up in the EVAR-2 Randomized Controlled Trial. *Ann Surg.* nov 2017;266(5):713-9.
6. Abdominal aortic aneurysm: diagnosis and management. 2018;36.
7. Patel R, Sweeting MJ, Powell JT, Greenhalgh RM. Endovascular versus open repair of abdominal aortic aneurysm in 15-years' follow-up of the UK endovascular aneurysm repair trial 1 (EVAR trial 1): a randomised controlled trial. *The Lancet.* nov 2016;388(10058):2366-74.
8. Desgranges P, Kobeiter H, Cochenec F, Tacher V, Touma J, Majewski M, et al. Endoprothèses aortiques pour anévrisme : 20 ans après, l'expérience de 1900 patients. *Presse Médicale.* févr 2018;47(2):128-34.
9. Belvroy VM, Houben IB, Trimarchi S, Patel HJ, Moll FL, Van Herwaarden JA. Identifying and addressing the limitations of EVAR technology. *Expert Rev Med Devices.* 3 août 2018;15(8):541-54.
10. Sobocinski J, Briffa F, Holt PJ, Martin Gonzalez T, Spear R, Azzaoui R, et al. Evaluation of the Zenith low-profile abdominal aortic aneurysm stent graft. *J Vasc Surg.* oct 2015;62(4):841-7.
11. Schanzer A, Greenberg RK, Hevelone N, Robinson WP, Eslami MH, Goldberg RJ, et al. Predictors of Abdominal Aortic Aneurysm Sac Enlargement After Endovascular Repair. *Circulation.* 21 juin 2011;123(24):2848-55.

12. Antoniou GA, Georgiadis GS, Antoniou SA, Kuhan G, Murray D. A meta-analysis of outcomes of endovascular abdominal aortic aneurysm repair in patients with hostile and friendly neck anatomy. *J Vasc Surg.* févr 2013;57(2):527-38.
13. Bastos Goncalves F, Hoeks SE, Teijink JA, Moll FL, Castro JA, Stolker RJ, et al. Risk Factors for Proximal Neck Complications After Endovascular Aneurysm Repair Using the Endurant Stentgraft. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* févr 2015;49(2):156-62.
14. Lee JT, Ullery BW, Zarins CK, Olcott C, Harris EJ, Dalman RL. EVAR Deployment in Anatomically Challenging Necks Outside the IFU. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* juill 2013;46(1):65-73.
15. Zacharias N, Warner CJ, Taggert JB, Roddy SP, Kreienberg PB, Ozsvath KJ, et al. Anatomic characteristics of abdominal aortic aneurysms presenting with delayed rupture after endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg.* déc 2016;64(6):1629-32.
16. Hu DK, Pisimisis GT, Sheth RA. Repair of abdominal aortic aneurysms: preoperative imaging and evaluation. *Cardiovasc Diagn Ther.* avr 2018;8(S1):S157-67.
17. Chaikof EL, Fillinger MF, Matsumura JS, Rutherford RB, White GH, Blankensteijn JD, et al. Identifying and grading factors that modify the outcome of endovascular aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg.* mai 2002;35(5):1061-6.
18. Simons JP, Schanzer A. Exploring EVAR Instructions for Use in 2016. :4.
19. Jordan WD, Ouriel K, Mehta M, Varnagy D, Moore WM, Arko FR, et al. Outcome-based anatomic criteria for defining the hostile aortic neck. *J Vasc Surg.* juin 2015;61(6):1383-1390.e1.
20. Moll FL, Powell JT, Fraedrich G, Verzini F, Haulon S, Waltham M, et al. Management of Abdominal Aortic Aneurysms Clinical Practice Guidelines of the European Society for Vascular Surgery. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* janv 2011;41:S1-58.
21. HERTAULT A, SOBOCINSKI J, SPEAR R, AZZAOUY R, DELLOYE M, FABRE D, et al. What should we expect from the hybrid room? *J Cardiovasc Surg (Torino)* [Internet]. févr 2017 [cité 21 mai 2019];(2). Disponible sur: <http://www.minervamedica.it/index2.php?show=R37Y2017N02A0264>
22. Varu VN, Greenberg JI, Lee JT. Improved Efficiency and Safety for EVAR with Utilization of a Hybrid Room. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* déc 2013;46(6):675-9.
23. Hertault A, Maurel B, Sobocinski J, Martin Gonzalez T, Le Roux M, Azzaoui R, et al. Impact of Hybrid Rooms with Image Fusion on Radiation Exposure during Endovascular Aortic Repair. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* oct 2014;48(4):382-90.
24. Dias NV, Billberg H, Sonesson B, Törnqvist P, Resch T, Kristmundsson T. The effects of combining fusion imaging, low-frequency pulsed fluoroscopy, and low-concentration contrast agent during endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg.* mai 2016;63(5):1147-55.

25. Maurel B, Martin-Gonzalez T, Chong D, Irwin A, Guimbretière G, Davis M, et al. A prospective observational trial of fusion imaging in infrarenal aneurysms. *J Vasc Surg.* déc 2018;68(6):1706-1713.e1.
26. Kaladji A, Villena A, Pascot R, Lalys F, Daoudal A, Clochard E, et al. Fusion Imaging for EVAR with Mobile C-arm. *Ann Vasc Surg.* févr 2019;55:166-74.
27. Schulz CJ, Schmitt M, Böckler D, Geisbüsch P. Fusion Imaging to Support Endovascular Aneurysm Repair Using 3D-3D Registration. *J Endovasc Ther.* oct 2016;23(5):791-9.
28. Sobocinski J, Chenorhokian H, Maurel B, Midulla M, Hertault A, Le Roux M, et al. The Benefits of EVAR Planning Using a 3D Workstation. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* oct 2013;46(4):418-23.
29. Lee WA. Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Sizing and Case Planning Using the TeraRecon Aquarius Workstation. *Vasc Endovascular Surg.* févr 2007;41(1):61-7.
30. Tinelli G, Hertault A, Gonzalez TM, Spear R, Azzaoui R, Sobocinski J, et al. Evaluation of a new imaging software for aortic endograft planning. :8.
31. Verzini F, Romano L, Parlani G, Isernia G, Simonte G, Loschi D, et al. Fourteen-year outcomes of abdominal aortic endovascular repair with the Zenith stent graft. *J Vasc Surg.* févr 2017;65(2):318-29.
32. Maurel B, Hertault A, Gonzalez TM, Sobocinski J, Le Roux M, Delaplace J, et al. Evaluation of Visceral Artery Displacement by Endograft Delivery System Insertion. *J Endovasc Ther.* avr 2014;21(2):339-47.
33. Pandis N. Linear regression. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* mars 2016;149(3):431-4.
34. Austin PC, Merlo J. Intermediate and advanced topics in multilevel logistic regression analysis: Multilevel logistic regression. *Stat Med.* 10 sept 2017;36(20):3257-77.
35. Pitoulias GA, Valdivia AR, Hahtapornsawan S, Torsello G, Pitoulias AG, Austermann M, et al. Conical neck is strongly associated with proximal failure in standard endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg.* déc 2017;66(6):1686-95.
36. Shutze W, Suominen V, Jordan W, Cao P, Oweida S, Milner R. The incidence and effect of noncylindrical neck morphology on outcomes after endovascular aortic aneurysm repair in the Global Registry for Endovascular Aortic Treatment. *J Vasc Surg.* déc 2018;68(6):1714-24.
37. Taudorf M, Jensen LP, Vogt KC, Grønvall J, Schroeder TV, Lönn L. Endograft Limb Occlusion in EVAR: Iliac Tortuosity Quantified by Three Different Indices on the Basis of Preoperative CTA. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* nov 2014;48(5):527-33.
38. Schuurmann RCL, Overeem SP, Ouriel K, Slump CH, Jordan WD, Muhs BE, et al. A Semiautomated Method for Measuring the 3-Dimensional Fabric to Renal Artery

Distances to Determine Endograft Position After Endovascular Aneurysm Repair. *J Endovasc Ther.* oct 2017;24(5):698-706.

39. Bastos Gonçalves F, van de Lijstgaarden KM, Hoeks SE, Hendriks JM, ten Raa S, Rouwet EV, et al. Adequate seal and no endoleak on the first postoperative computed tomography angiography as criteria for no additional imaging up to 5 years after endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg.* juin 2013;57(6):1503-11.

40. Schuurmann RCL, van Noort K, Overeem SP, van Veen R, Ouriel K, Jordan WD, et al. Determination of Endograft Apposition, Position, and Expansion in the Aortic Neck Predicts Type Ia Endoleak and Migration After Endovascular Aneurysm Repair. *J Endovasc Ther.* juin 2018;25(3):366-75.

41. Kauffmann C, Douane F, Therasse E, Lessard S, Elkouri S, Gilbert P, et al. Source of Errors and Accuracy of a Two-Dimensional/Three-Dimensional Fusion Road Map for Endovascular Aneurysm Repair of Abdominal Aortic Aneurysm. *J Vasc Interv Radiol.* avr 2015;26(4):544-51.

42. Fukuda T, Matsuda H, Doi S, Sugiyama M, Morita Y, Yamada M, et al. Evaluation of Automated 2D-3D Image Overlay System Utilizing Subtraction of Bone Marrow Image for EVAR: Feasibility Study. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* juill 2013;46(1):75-81.

43. Kaladji A, Dumenil A, Castro M, Cardon A, Becquemin J-P, Bou-Saïd B, et al. Prediction of deformations during endovascular aortic aneurysm repair using finite element simulation. *Comput Med Imaging Graph.* mars 2013;37(2):142-9.

44. Carrell TWG, Modarai B, Brown JRI, Penney GP. Feasibility and Limitations of an Automated 2D-3D Rigid Image Registration System for Complex Endovascular Aortic Procedures. *J Endovasc Ther.* août 2010;17(4):527-33.

45. Draney MT, Zarins CK, Taylor CA. Three-Dimensional Analysis of Renal Artery Bending Motion During Respiration. *J Endovasc Ther.* juin 2005;12(3):380-6.

ANNEXES

Annexe 1 :

Liste des définitions et modalités de mesures (accompagnées de leurs seuils pour l'analyse statistique)(17,20)

Général :

- Toutes les valeurs de distance sont exprimées en mm.
- Tous les diamètres sont des diamètres externes (mesure de l'adventice à l'adventice).
- Tous les diamètres et longueurs sont mesurés à partir de la ligne centrale.
- Pour les anévrismes iliaques isolés, les données suivantes n'ont pas été recueillies: diamètre maximal de l'anévrisme, longueur du collet sous rénal, volume et pourcentage du thrombus de l'anévrisme, diamètre distal du collet, angle beta.

Pour le collet sous rénal :

- Longueur = distance entre l'artère rénale la plus basse et le début de l'anévrisme (seuil = 20mm).
- Diamètre sous rénal = diamètre du collet juste sous la rénale la plus basse (seuil = 24mm).
- Diamètre distal = diamètre du collet à sa partie distale.
- Angle alpha = angulation maximale entre l'aorte sus rénal et le collet sous rénal (seuil = 30°).
- Angle beta = angulation maximale entre le collet sous rénal et l'anévrisme (seuil = 45°).
- Forme du collet (tubulaire/non tubulaire) :
 - Tubulaire = différence ≤ 3 mm entre le diamètre sous-rénal et distal du collet
 - Conique = élargissement > 3 mm entre le diamètre sous-rénal et distal du collet
 - Entonnoir = rétrécissement > 3 mm entre le diamètre sous-rénal et distal du collet
 - Angulé = collet avec angle alpha $\geq 30^\circ$ et/ou angle beta $\geq 45^\circ$

- Pourcentage de calcification/thrombus = pourcentage de calcification/thrombus \geq 2mm d'épaisseur de la circonférence du collet sur sa coupe axiale avec le plus de calcification/thrombus (<25%/25-50%/>50%).
- Epaisseur maximale calcification/thrombus = épaisseur maximale des calcification/thrombus au sein du collet proximal (seuil = 3mm).

Pour l'anévrisme (AAA) :

- Diamètre maximal de l'anévrisme (seuil = 70mm).
- Diamètre de la bifurcation aortique (seuil = 20mm).
- Volume de thrombus de l'AAA = volume total de l'AAA moins le volume de sa lumière (calculé semi automatiquement par le logiciel de reconstruction).
- Pourcentage de thrombus de l'AAA = volume de thrombus sur volume total de l'AAA (seuil = 50%).
- Index de tortuosité aortique = distance entre l'AR la plus basse et la bifurcation aortique en ligne centrale sur la distance directe entre ces 2 points (seuil = 1.15).
- Angulation aortique = angulation maximale au sein l'AAA (seuil = 40°).

Pour les axes iliaques :

- Pourcentage de calcification : pourcentage de calcification de l'AIC sur sa longueur (<25%/25-50%/>50%).
- Index de tortuosité iliaque = distance entre la bifurcation aortique et la jonction ilio-fémorale en ligne centrale sur la distance directe entre ces 2 points (seuil = 1.5).

Annexe 2 :

Instructions d'utilisation (IFU) concernant les conditions anatomiques pour les EDP aortiques sous rénales Zenith de Cook Medical

- Longueur du collet aortique sous rénal ≥ 15 mm
- Diamètre du collet aortique sous rénal : 18-32mm
- Angle alpha $<45^\circ$
- Angle beta $<60^\circ$
- Longueur iliaque ≥ 10 mm
- Diamètre iliaque : 7-20mm

AUTEUR : Louis PRUVOT

Date de Soutenance : 12 juin 2019

Titre de la Thèse : EVALUATION DE L'APPORT DES OUTILS D'IMAGERIE INTERVENTIONNELLE SUR LA PRECISION DE DEPLOIEMENT DES ENDOPROTHESES AORTIQUES SOUS-RENALES

Thèse - Médecine - Lille - 2019

Cadre de classement (DES + spécialité) : Chirurgie vasculaire et endovasculaire

Mots-clés : EDP aortique, AAA, collet sous rénal, imagerie de fusion

Résumé :

Contexte : La précision de déploiement des endoprothèses (EDP) aortiques dans le collet proximal est un élément majeur du succès de ces procédures. Il peut être optimisé à l'aide des outils d'imagerie disponibles dans la plupart des salles hybrides, comme la fusion d'images et les cercles de planification. Nous avons souhaité évaluer la précision de ces outils avec, en 1^{ère} partie une étude prospective sur la discordance entre la planification préopératoire et la mesure peropératoire après déploiement de l'EDP ; ensuite, à partir d'une cohorte historique de patients nous avons évalué l'intérêt de ces outils sur la précision de déploiement proximal de l'EDP.

Méthode : Partie 1 : L'angioscanner pré opératoire des patients traités par EDP aortique sous rénale dans l'année 2018 a été analysé de manière prospective; les couples d'angulations antéro-oblique (AO) et cranio-caudale (CC) permettant l'alignement des cercles de planifications du collet sous rénal, générés à partir du volume de fusion, ont été relevés. Après déploiement de l'EDP, nous avons relevé le couple d'angles permettant d'aligner les marqueurs proximaux de l'EDP. La différence entre nos 2 projections a été calculée. Nous avons définis 2 groupes de patients (petite/grande différence) et analysé les facteurs de risques pouvant expliquer ces différences. Partie 2 : De manière rétrospective, nous avons comparé la distance entre l'artère rénale (AR) la plus basse et les marqueurs proximaux de l'EDP sur le 1^{er} scanner post opératoire de patients opérés d'une EDP sous rénale, en 2017 et 2018, à l'aide de l'imagerie de fusion d'une part et sans la fusion d'autre part.

Résultats : Partie 1 : Nous avons inclus 37 patients et observé une grande différence d'angle ($\geq 10^\circ$) sur l'axe AO et/ou CC chez 38% des patients (n=14). L'analyse des facteurs de risque d'une grande différence montrait que l'aspect non tubulaire du collet sous rénal avait influencé la discordance des angles, sur l'axe AO, avec un OR à 6,7 (p=0,026), de même qu'un index de tortuosité iliaque $\geq 1,5$ du côté de la montée de l'EDP avec un OR à 31,8 (p=0,001). Partie 2 : 41 patients ont été inclus. La distance médiane entre l'AR la plus basse et les marqueurs de l'EDP était de 1mm (IQR 0,5-2) dans le groupe avec fusion et de 2mm (IQR 1-3) dans le groupe sans fusion (p=0,03).

Conclusion : Une discordance importante a été observée entre la projection planifiée des cercles de planification générés à partir du volume de fusion et la projection relevée après déploiement de l'EDP. L'aspect du collet et l'index de tortuosité iliaque sont apparus comme facteurs influençant potentiellement cette différence. Le recours à l'outil de fusion semble bénéfique dans la précision du positionnement des EDP.

Composition du Jury :

Président : Pr Jonathan SOBOCINSKI

Asseseurs : Pr Thierry REIX, Dr François PONTANA

Directeur de thèse : Dr Richard AZZAOU

