



Université Lille 2  
Droit et Santé

UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE - LILLE 2  
**FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG**

Année : 2013

**THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT  
DE DOCTEUR EN MEDECINE**

**Intérêt de la Planification Préopératoire des Endoprothèses  
Aortiques Sous-Rénales avec une Station de Travail  
Radiologique 3D**

Présentée et soutenue publiquement le 21 mai 2013  
Par *Hovan Chenorhokian*

**Jury**

**Président : Monsieur le Professeur Jean-Pierre Chambon**

**Assesseurs : Monsieur le Professeur Jean-Pierre Pruvo  
Monsieur le Professeur Stéphan Haulon  
Monsieur le Docteur Marco Midulla**

**Directeur de Thèse : Monsieur le Docteur Jonathan Sobocinski**

## **Sommaire**

- I. Généralités (p. 3)**
  - a. Définition (p. 3)**
  - b. Epidémiologie (p. 3)**
  - c. Prise en charge des anévrismes de l'aorte abdominale (p.4)**
    - i. Traitement chirurgical (p. 5)**
    - ii. Traitement endovasculaire (p. 5)**
  - d. Complications spécifiques liées au traitement endovasculaire (p. 8)**
    - i. Les endofuites (p. 8)**
    - ii. Autres complications spécifiques aux endoprothèses (p. 10)**
  - e. Examens d'imagerie (p. 12)**
    - i. Echographie-Doppler artérielle (p. 12)**
    - ii. Artériographie numérisée (p. 12)**
    - iii. Angio-tomodensitométrie (p. 13)**
    - iv. Angiographie par résonance magnétique (p. 15)**
    - v. Traitement d'image par station de travail (p. 16)**
- II. Etude (p. 27)**
  - a. Matériel et Méthode (p. 27)**
    - i. Population d'étude (p.27)**
    - ii. Analyse statistique (p. 29)**
  - b. Résultats (p. 30)**
  - c. Discussion (p. 34)**
- III. Références bibliographiques (p. 38)**

## Abréviations

3D-VR : Rendu Volumique en 3 dimensions

AAA : Anévrisme de l'Aorte Abdominale

ADAM : Aneurysm Detection And Management

ARM : Angiographie par résonnance magnétique

BPCO : Bronchopneumopathie Obstructive Chronique

CPR : Reconstructions curvilignes

DREAM: Dutch Randomized Endovascular Aneurysm Management

EVAR : Endovascular Aortic Aneurysm Repair

HAS : Haute Autorité de Santé

HTA : Hypertension Artérielle

IMC : Indice de Masse Corporelle

MIP : Projection d'intensité maximale

MPR : Reconstructions Multiplanaires

PTE : Polyéthylène Téréphtalate

PTFE : PolyTétraFluoroEthylène

TDM : Tomodensitométrie

UKSAT: United-Kingdom Small Aneurysm Trial

## **I. Généralités**

### a. Définition

L'anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) correspond à une augmentation de calibre de l'aorte. La taille de l'aorte varie en fonction de l'âge et du sexe, rendant la définition d'un diamètre pathologique variable en fonction des auteurs. Les définitions les plus communément répandues correspondent, à l'étage abdominal, à un diamètre aortique supérieur à 30 mm<sup>1</sup>, ou encore une perte de parallélisme des bords de la paroi localisée, avec un diamètre augmenté à plus de 50% par rapport à l'aorte d'amont saine<sup>2</sup>.

### b. Epidémiologie

La prévalence des anévrismes de l'aorte abdominale est estimée chez les plus de 50 ans, entre 4 et 9% chez les hommes, et 0,7 à 2% chez les femmes.<sup>3,4</sup>

L'histoire naturelle des AAA tend vers une augmentation de diamètre d'autant plus rapide que la taille de l'anévrisme est importante (2 à 3 mm de croissance annuelle pour les AAA entre 30 et 55 mm)<sup>5</sup>. La rupture d'anévrisme aortique constitue une cause de mortalité importante dans les pays industrialisés (10<sup>ème</sup> cause de décès chez les hommes de plus de 55 ans aux Etats Unis, 9000 morts annuelles)<sup>6</sup>. Le risque de rupture est également corrélé à la taille de l'anévrisme (Tableau 1)<sup>5</sup>.

<u>Diamètre des AAA (mm)</u>	<u>Risque de rupture annuel (%)</u>
30-39	0
40-49	1
50-59	1-11
60-69	10-22
>70	30-33

Tableau 1 Risque de rupture à 12 mois des AAA

c. Prise en charge des anévrismes de l'aorte abdominale

Le traitement chirurgical des AAA est proposé pour prévenir la rupture anévrysmale. Le taux de mortalité en cas de rupture est estimé entre 80 et 90%, avec une mortalité post opératoire estimée à 50% pour les patients atteignant l'hôpital<sup>7</sup>.

Le traitement chirurgical est proposé quand le risque opératoire devient inférieur au risque de rupture, ce diamètre seuil a été défini à 55mm pour les chirurgiens anglo-saxons, basé sur les résultats de l'étude anglaise UKSAT<sup>8</sup> et de l'étude nord-américaine ADAM<sup>9</sup> et 50mm pour le reste du monde.

Concernant le traitement des AAA de taille compris entre 40 et 55 mm les études UKSAT et ADAM ont comparé la simple surveillance échographique d'AAA de ces diamètres comparativement au traitement chirurgical. La mortalité était statistiquement équivalente dans les 2 groupes à 30 jours : 5,8% vs 7,1% dans l'étude anglaise UKSAT<sup>8</sup> ; et 2,1% vs 1,8% dans l'étude américaine ADAM<sup>9</sup>. Il n'existait pas de différence dans la survie entre les groupes à moyen termes. Dans l'étude UKSAT, le sexe féminin était un facteur de risque de rupture pour les AAA de petite taille.

L'indication opératoire des AAA se pose donc si au moins une des conditions suivantes est présente :

-en cas de diamètre supérieur à 50 mm (en France et 55 mm pour les anglo-saxons).

-en cas d'anévrisme à croissance rapide (augmentation de diamètre à plus de 10 mm par an)

-anévrisme rompu ou symptomatique

#### i. Traitement chirurgical

Le premier traitement chirurgical des AAA décrit fut la résection anévrysmale et remplacement par une greffe prothétique en 1951 par Charles Dubost<sup>10</sup>. Cette technique permet un traitement curatif complet et définitif de toutes les formes d'anévrisme aortique ou aortoiliaque sous rénal. Les résultats à long termes de cette intervention sont bons, avec un taux de mortalité estimé à 29% à 4 ans (7% de mortalité liée à l'anévrisme)<sup>11</sup>. Les complications nécessitant une reprise chirurgicale à moyen et long termes correspondent à des complications de parois (éventration) ou digestives (occlusion sur bride). Le taux d'intervention secondaire pour cette technique est estimé à 6% à 4 ans<sup>11</sup>, et entre 10 et 17% à 8 ans<sup>12,13</sup>

Toutefois, cette technique est destinée aux patients à l'état général conservé, dont les comorbidités notamment respiratoires et cardiaques permettront de tolérer une laparotomie, un clampage aortique sous rénal avec des pertes sanguines importantes.

#### ii. Traitement endovasculaire

En 1991, Parodi a décrit le premier traitement endovasculaire d'un AAA, par exclusion de l'anévrisme à l'aide d'un stent couvert (endoprothèse)<sup>14</sup>. Ce traitement chirurgical a été développé initialement pour les patients récusés pour la chirurgie ouverte. Ce traitement implique le déploiement d'un module composé de stents recouverts d'un tissu synthétique (PTFE expansé ou PET) étanche, introduit par voie fémorale. Ce tissu étanche est interposé de part et d'autre de la lésion anévrysmale ; il

nécessite un segment artériel non pathologique en amont et en aval de l'anévrysme. L'étanchéité est en effet obtenue en appliquant l'endoprothèse sur un segment d'aorte sous rénale non pathologique proximal (collet proximal) et distal iliaque (collet distal). L'étanchéité est assurée par la force radiale des stents ; celle-ci peut être renforcée au niveau proximal pour certains modèles, en intégrant un stent proximal nu possédant des crochets sur sa face externe autorisant un ancrage pariétal limitant également les phénomènes de migration distale<sup>15</sup>. L'intervention s'affranchit donc de la nécessité d'une laparotomie et d'un clampage aortique, avec des pertes sanguines significativement moins importantes<sup>16</sup>. Les endoprothèses aortiques sont souvent composées de plusieurs modules s'imbriquant les uns dans les autres, et peuvent être bifurquée, aortobiiliaque ou tubulaire dégressive, aortouniiliaque associée très souvent dans ce dernier cas à la nécessité de revasculariser le côté exclu par un pontage extra-anatomique croisé interfémoral (Figure 1)

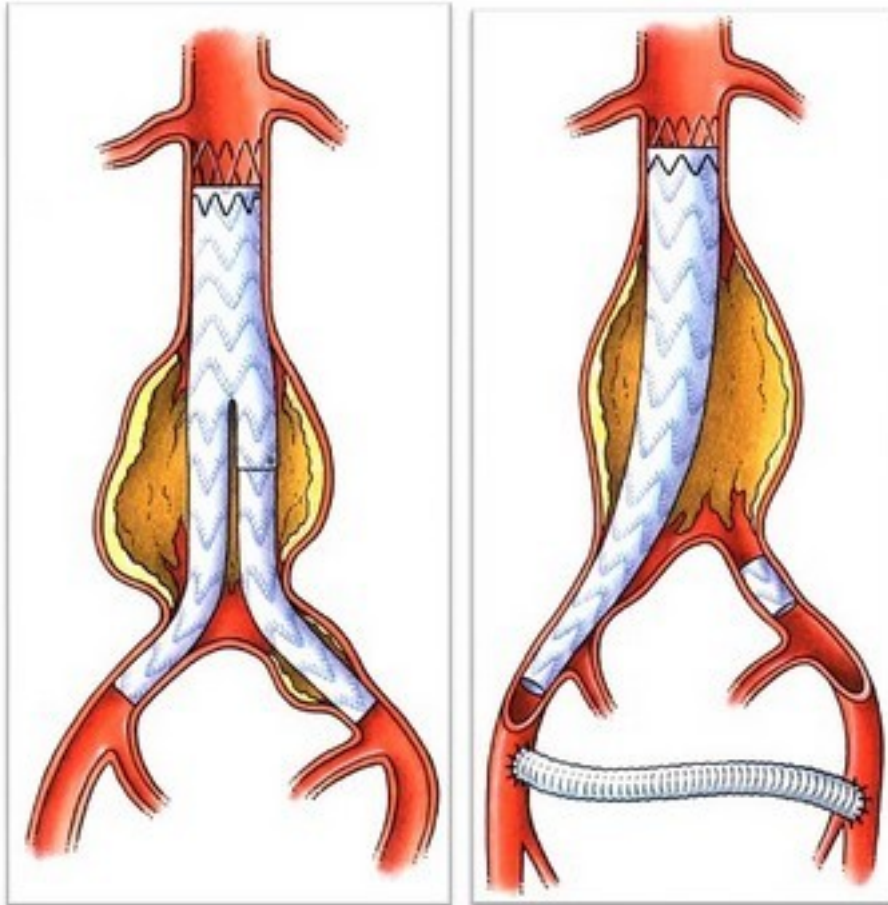


Figure 1 Endoprothèse aortobiiliaque (gauche) et aortouniiliaque (droite)

Plusieurs études randomisées ont évalué l'efficacité du traitement endovasculaire des AAA. L'étude hollandaise DREAM<sup>13</sup> et l'étude anglo-saxonne EVAR1<sup>12</sup> ont comparé de façon prospective et randomisé le traitement endovasculaire à la mise à plat greffe chirurgicale d'un AAA chez des patients présentant un risque opératoire jugé faible à intermédiaire. Elles ont mis en évidence une diminution de la mortalité à 30 jours chez les patients traités par exclusion endovasculaire d'un AAA par rapport aux patients ayant bénéficié d'un traitement chirurgical conventionnel (1,6% contre 6% de décès à 30 jours dans l'étude EVAR). Les résultats à 4 puis 8 ans de ces études retrouvent des taux de mortalité à moyen termes équivalents entre les 2 techniques. Ces études révélaient néanmoins que les patients ayant bénéficié d'un traitement



endovasculaire d'un AAA étaient soumis à un nombre d'intervention secondaire plus important. Dans l'étude EVAR, le taux d'intervention secondaire à 4 ans chez les patients ayant bénéficié d'un traitement endovasculaire était de 20%, contre 6% annoncé chez les patients ayant bénéficié d'un traitement chirurgical classique. Ce taux de reprise à moyen et long termes plus important est dû aux complications spécifiques liées à la technique. Ces interventions secondaires sont généralement réalisées par voie endovasculaire et relativement légère à tolérer sur le plan général par le patient.<sup>17</sup>

#### d. Complications spécifiques au traitement endovasculaire des AAA

##### i. Les endofuites

Elles correspondent à la persistance d'un flux sanguin intrasacculaire périprothétique, c'est à dire en dehors de la lumière de l'endoprothèse et à l'intérieur du sac anévrysmal. Elles sont le témoin d'une exclusion anévrysmale incomplète de la circulation sanguine. Plusieurs cas de figure sont rencontrés : elles peuvent être dues à une étanchéité incomplète entre l'endoprothèse et la paroi aortique au niveau du collet, à une connexion inadéquate entre les différentes composantes de l'endoprothèse, à une porosité du tissu de l'endoprothèse ou enfin à un flux rétrograde issu des branches collatérales (artères lombaires, iliolombaires, mésentérique inférieure) issues de l'aorte anévrysmale.

White et al ont proposé une classification des endofuites en fonction de plusieurs critères<sup>18</sup>. Les endofuites sont classées en fonction de leur délai d'apparition et de leur origine. Une endofuite primaire est définie comme apparaissant dans les 30 premiers

jours post interventionnels, les autres étant décrites comme secondaires. Le mécanisme de l'endofuite permet ensuite de les classer en 4 types (Figure 2).

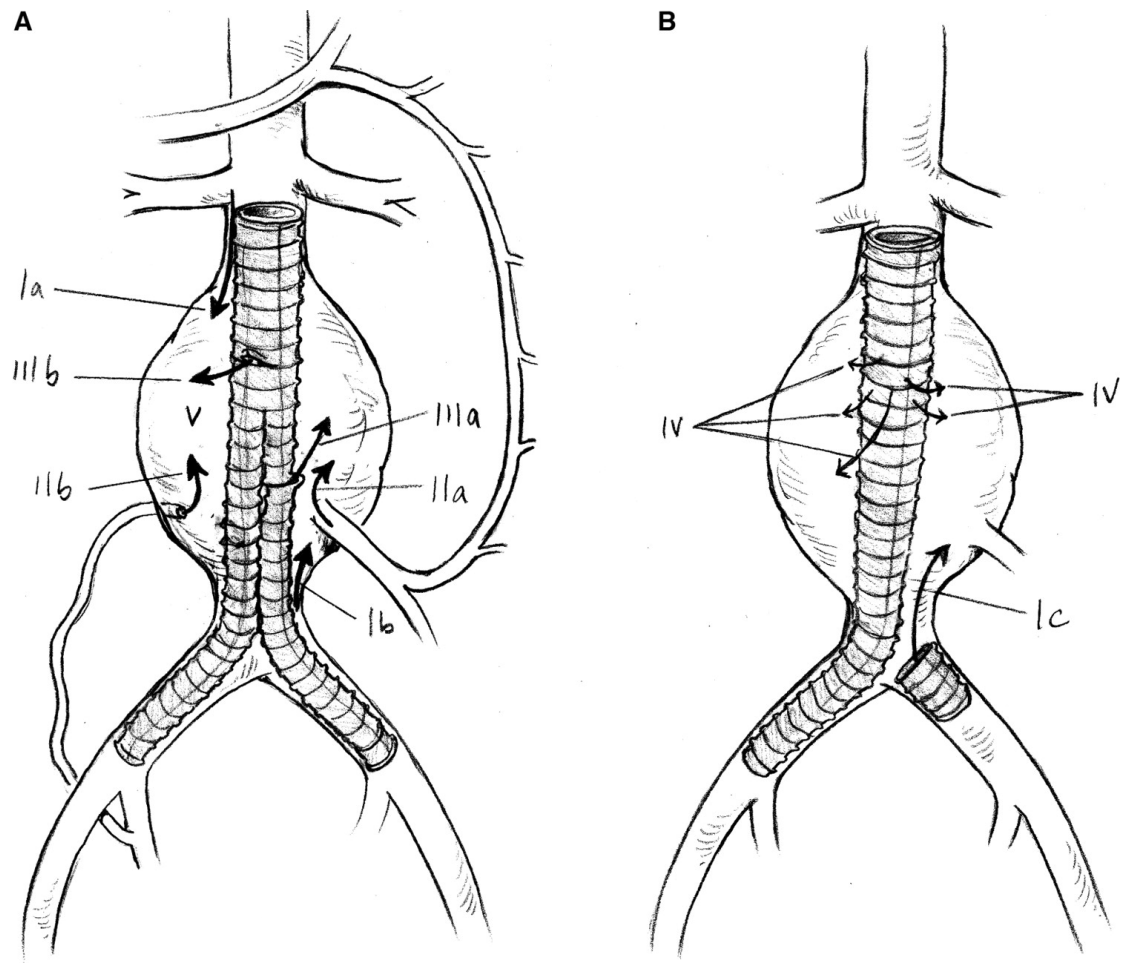


Figure 2. Classification des endofuites selon leur mécanisme<sup>18</sup>

Les endofuites de type I et III sont des fuites à haut débit et maintiennent une pression élevée dans le sac anévrysmal ; elles sont associées à une croissance rapide de ce dernier. Une prise en charge systématique de ces endofuites est recommandée, afin de prévenir le risque de rupture<sup>19</sup>.

Les endofuites de type II sont dites « physiologiques » et de loin les plus fréquentes, avec une incidence de 20% à un an<sup>20</sup>. Leur thrombose spontanée survient dans 40% des cas<sup>21</sup>. Certains auteurs préconisent une simple surveillance en l'absence d'augmentation significative (plus de 5mm) du sac anévrysmal concomitante<sup>22</sup>.

Les endofuites de type IV étaient surtout le fait des endoprothèses de première génération et ne sont plus rencontrées avec les nouveaux modèles.

Plusieurs cas de croissance du sac anévrysmal ont été décrits en l'absence de toute endofuite décelée, sous le nom d'endotension ; elles peuvent également se compliquer de rupture anévrysmale. Les différents mécanismes pouvant expliquer ce phénomène peuvent être des endofuites non décelables par les examens d'imagerie actuels ou encore la transmission de pression à travers le thrombus et/ou l'endoprothèse.

ii. Autres complications spécifiques aux endoprothèses aortiques

Elles ont été décrites par Chaikof et al<sup>23</sup> et comportent :

- L'impossibilité de mise en place de l'endoprothèse
- La plicature ou l'occlusion de jambage iliaque
- L'ischémie de membre
- la migration d'endoprothèse (>10 mm par rapport à un repère anatomique ou toute migration symptomatique ou nécessitant un traitement)
- la rupture d'anévrysme
- l'infection d'endoprothèse

La plupart des échecs du traitement endovasculaire reposent sur :

- une mauvaise sélection des patients ; ces derniers présentent des conditions anatomiques défavorables pour la mise en place d'une endoprothèse,
- le choix du matériel utilisé à partir des données préopératoires.

Les conditions morphologiques adéquates au traitement endovasculaire d'AAA sont décrites dans les recommandations de constructeurs d'endoprothèse (figure 3)<sup>24</sup>.

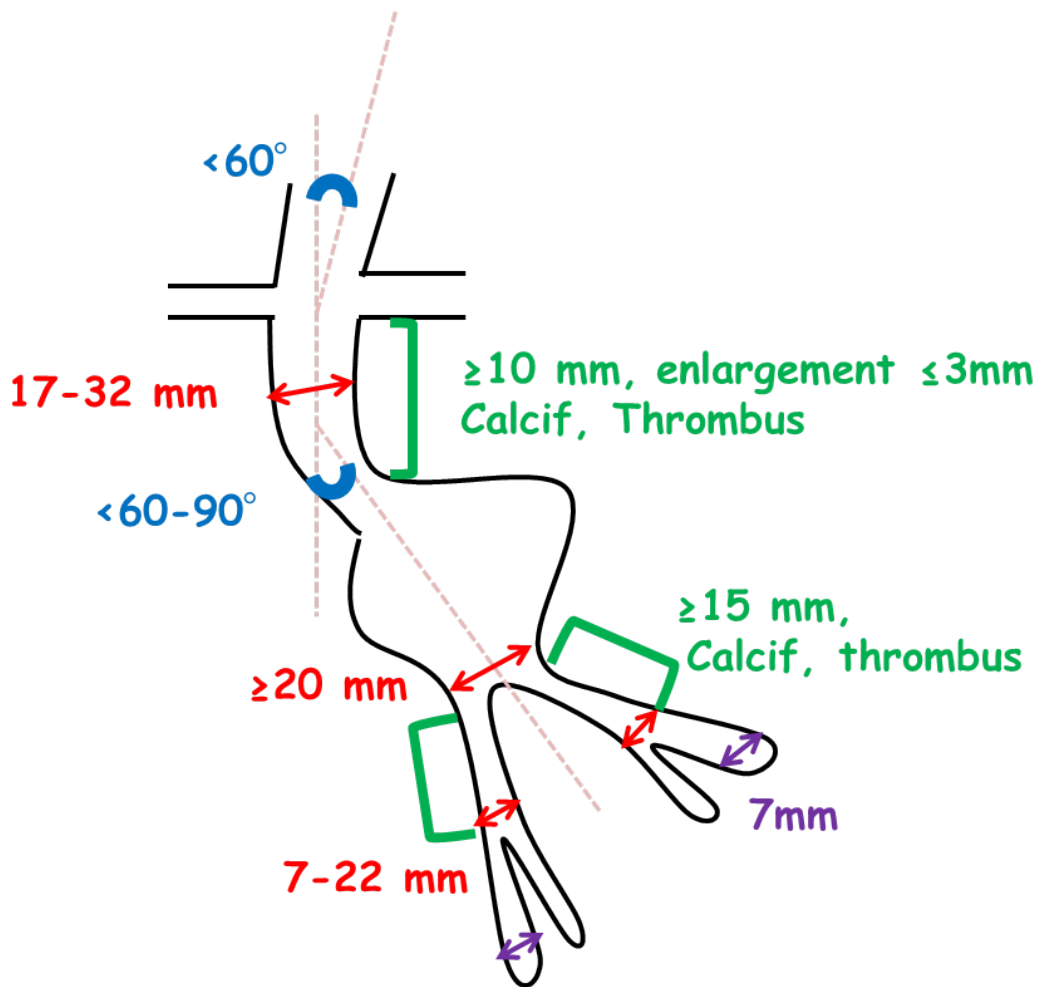


Figure 3. Conditions anatomiques requises pour le traitement endovasculaire d'un AAA

L'évaluation anatomique préopératoire d'un AAA est une étape importante dans le cadre d'une exclusion endovasculaire à la fois pour définir si le patient présente les critères anatomiques favorables à la mise en place de l'endoprothèse, et aussi pour la planification préopératoire de l'endoprothèse ; plusieurs moyens d'imagerie sont disponibles :

e. Examen d'imagerie pour l'évaluation préopératoire

i. Echographie-Doppler artérielle

Elle est l'imagerie de dépistage et de surveillance des AAA asymptomatiques. Elle est peu coûteuse, facilement disponible et a une sensibilité et une spécificité avoisinant les 100% pour le dépistage des AAA chez les patients asymptomatiques, avec néanmoins 3% d'examens non contributifs en raison d'interpositions digestives<sup>25</sup>. L'HAS a reconnu son intérêt pour le dépistage dans un sous-groupe à risque dans la population générale<sup>26</sup> néanmoins, l'exploration précise de l'aorte juxtarénale et des axes iliaques reste imprécise en échographie doppler, rendant cet examen insuffisant en cas de bilan préopératoire d'un AAA.

Dans le cadre du suivi des exclusions endovasculaires des AAA, l'écho-doppler est un outil de plus en plus utilisé. Il est fiable dans les relevés des diamètres et pour la détection des endofuites. Dans ce dernier cas, l'examen peut être sensibilisé par l'injection de produit de contraste non néphrotoxique (SonoVue, hexafluorure de Soufre, Altana, Wesel, Allemagne) sa précision a été jugée équivalente à l'angioTDM<sup>27</sup>, limitant également les problèmes liés à l'irradiation.

ii. Artériographie numérisée

Cette imagerie dans un cadre diagnostique a été abandonnée avant traitement endovasculaire des AAA. Elle permettait une visualisation intraluminale des axes aortoiliaques et de définir à l'aide de sondes graduées les différentes distances utiles à la planification préopératoire de l'endoprothèse aortique. Néanmoins, elle est rapidement limitée dans l'évaluation du thrombus mural et ne permet pas d'apprécier de façon satisfaisante les différents diamètres artériels (Figure 4). Cet acte invasif

n'est, de plus, pas anodin de part son caractère invasif et néphrotoxique et est associé à une mortalité évaluée à 0,06%<sup>28</sup>.



Figure 4. Artériographie d'un anévrysme abdominal étendu aux axes iliaques

### iii. Angio-tomodensitométrie

La tomodensitométrie (TDM) permet une analyse précise des structures vasculaires artérielles à la fois de la paroi et de la lumière, ainsi que des structures avoisinantes (veine rénale droite rétroaortique, rein en fer à cheval)<sup>29</sup>.

La TDM hélicoïdale, ou scanner à rotation continue, permet de cumuler les avantages de l'artériographie et de la TDM. Un des avantages consiste en l'acquisition d'images par une injection intraveineuse, permettant de diminuer la morbidité propre au

cathétérisme artériel. Les images obtenues ainsi peuvent être l'objet de reconstructions numériques. La TDM hélicoïdale est caractérisée par la rotation continue du couple tube-détecteur autour de la table d'examen, avec un déplacement à vitesse continue de cette dernière durant l'acquisition.

Les données brutes acquises correspondent à une hélice représentant le volume étudié. Des coupes axiales sont reconstruites à partir de ce volume en hélice. Le volume scanné est donc déterminé par la durée d'acquisition et la vitesse de déplacement. Les paramètres d'acquisition d'un scanner hélicoïdal permettent de déterminer l'épaisseur des coupes étudiées, le temps de rotation du tube ainsi que la tension et l'intensité du tube radiogène.

La TDM hélicoïdale a été améliorée par l'utilisation multiple détecteurs simultanément durant l'acquisition. Cette TDM hélicoïdale multibarrette ou multicoupe permet de diminuer le temps d'acquisition (acquisition de plusieurs coupes par tour) et d'augmenter la résolution longitudinale (via la réduction de l'épaisseur de coupes). Les coupes axiales étant reconstruites à partir d'un volume plein (hélice de données brutes), le défilement des coupes axiales le long de l'axe céphalo-caudal se fait de façon continue. Cette visualisation dynamique des plans de coupes axiales associées à la possibilité de modifier le fenêtrage de l'examen permet une excellente étude des branches collatérales de l'aorte et de leur tortuosité. Plusieurs études ont démontré ainsi la supériorité de l'angioTDM sur l'artériographie numérisée pour l'étude du collet de l'AAA<sup>30</sup>, la détection d'artère rénale accessoire<sup>31</sup>, le dépistage de sténose d'artère rénale<sup>32</sup>.

Il existe sur le marché actuellement plusieurs constructeurs proposant des scanners 64 barrettes, proposant des épaisseurs de coupes de 0,6 mm avec une vitesse de rotation de 0,4 secondes par tour. L'acquisition pour une imagerie millimétrique de l'ensemble

de l'aorte abdominale ainsi que des axes iliaques peut être réalisée en moins de 20 secondes, soit le temps d'une apnée, permettant de s'affranchir des artefacts liés aux mouvements respiratoires.

L'angioTDM est donc rapide d'acquisition, avec des résultats reproductibles et fournit l'ensemble des informations anatomiques nécessaires à l'évaluation préopératoire en vue d'un traitement endovasculaire d'AAA<sup>33</sup>.

L'irradiation des patients et l'utilisation de produits de contraste néphrotoxiques sont les défauts principaux de l'angioTDM, mais la modulation des paramètres d'acquisition (en intensité, notamment pour l'irradiation) permet d'atténuer cet inconvénient.

#### iv. Angiographie par résonance magnétique

Bien que moins fréquemment utilisée dans la pathologie anévrysmale aortique, l'ARM permet l'obtention de mesures suffisamment précises pour apprécier l'anatomie aortique et réaliser la planification préopératoire de l'endoprothèse (Figure 5). Des résultats équivalents par rapport à l'angioTDM sur la planification préopératoire ont été rapportés<sup>34</sup>. L'ARM permet une analyse plus fine de la paroi artérielle en cas de lésions inflammatoires<sup>35</sup>. L'ARM limite l'exposition irradiante, ainsi que l'injection de produits de contraste hautement néphrotoxiques. Les inconvénients de l'ARM résident dans la présence fréquente d'artefact, le temps long d'acquisition, ainsi que son coût plus élevé que l'angioTDM.



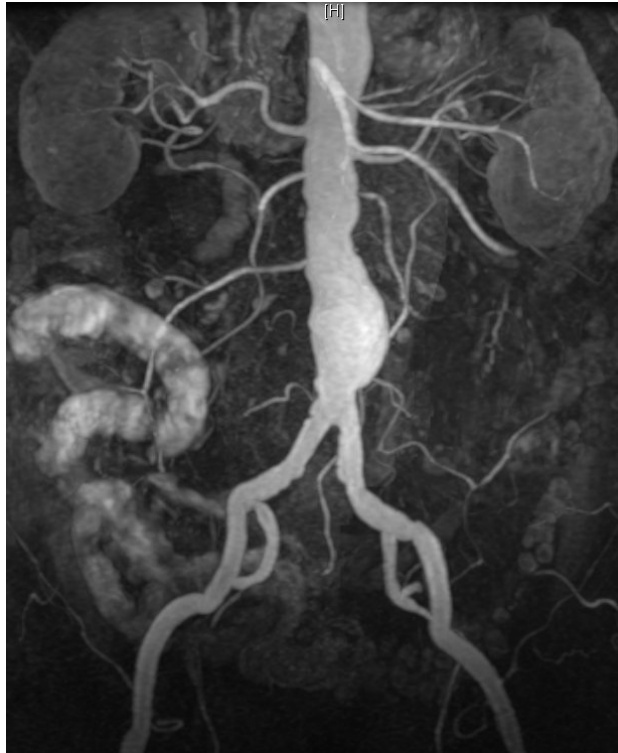


Figure 5. Angiographie par résonance magnétique d'un anévrysme de l'aorte abdominale.

v. Le traitement d'image par station de travail

Plusieurs logiciels de reconstruction d'image équipent les stations de travail. Ils permettent à partir des données acquises par une TDM hélicoïdale ou ARM une évaluation très précise de l'anatomie aortique à travers plusieurs outils. Les reconstructions multiplanaires ou MPR permettent de visualiser l'examen selon plusieurs plans (coronal, sagittal ou encore un angle défini par l'utilisateur) sans perte d'information. Le positionnement d'un plan perpendiculaire à la lumière d'un vaisseau permet la mesure exacte du diamètre de ce dernier, ainsi que l'étude de sa paroi, le dépistage de sténose, occlusion ou calcification (Figure 6)



Figure 6. Deux coupes en MPR, une parallèle à une artère iliaque primitive (en haut) pour évaluer son angulation, l'autre perpendiculaire à son trajet (en bas), pour mesurer précisément son diamètre

La projection d'intensité maximale, ou MIP, permet l'affichage sur une matrice en deux dimensions des voxels d'atténuation maximale. Elle permet de superposer ainsi l'information de plusieurs coupes (donc un volume) sur un écran, en affichant les densités les plus élevées rencontrées du volume sur une coupe. La MIP peut être mise en défaut en présence de calcifications importantes des vaisseaux. Ces dernières présentant un taux d'atténuation maximal, leur présence masque la lumière des vaisseaux en MIP. D'autre part, la perception de profondeur est, par définition perdue avec cette technique, ne permettant pas de différencier la position antérieure ou postérieure des différentes structures superposées. Afin de palier à ces carences, un mode de MIP sur tranche est effectué par la plupart des logiciels. Il permet la construction automatique d'images en MIP, avec la possibilité de paramétrer l'épaisseur des tranches et la mobilisation du plan de projection dans le volume. La rotation de l'angle de vision permet une évaluation des rapports entre les structures dans l'espace et de s'affranchir des superpositions gênantes. Ce mode permet une étude plus fine des vaisseaux de petits calibres ou mal opacifiés. En cas de doute sur une sténose ou un calibre de vaisseau, une mesure orthogonale en mode MPR doit être effectuée pour confirmer cette mesure (Figure 7).

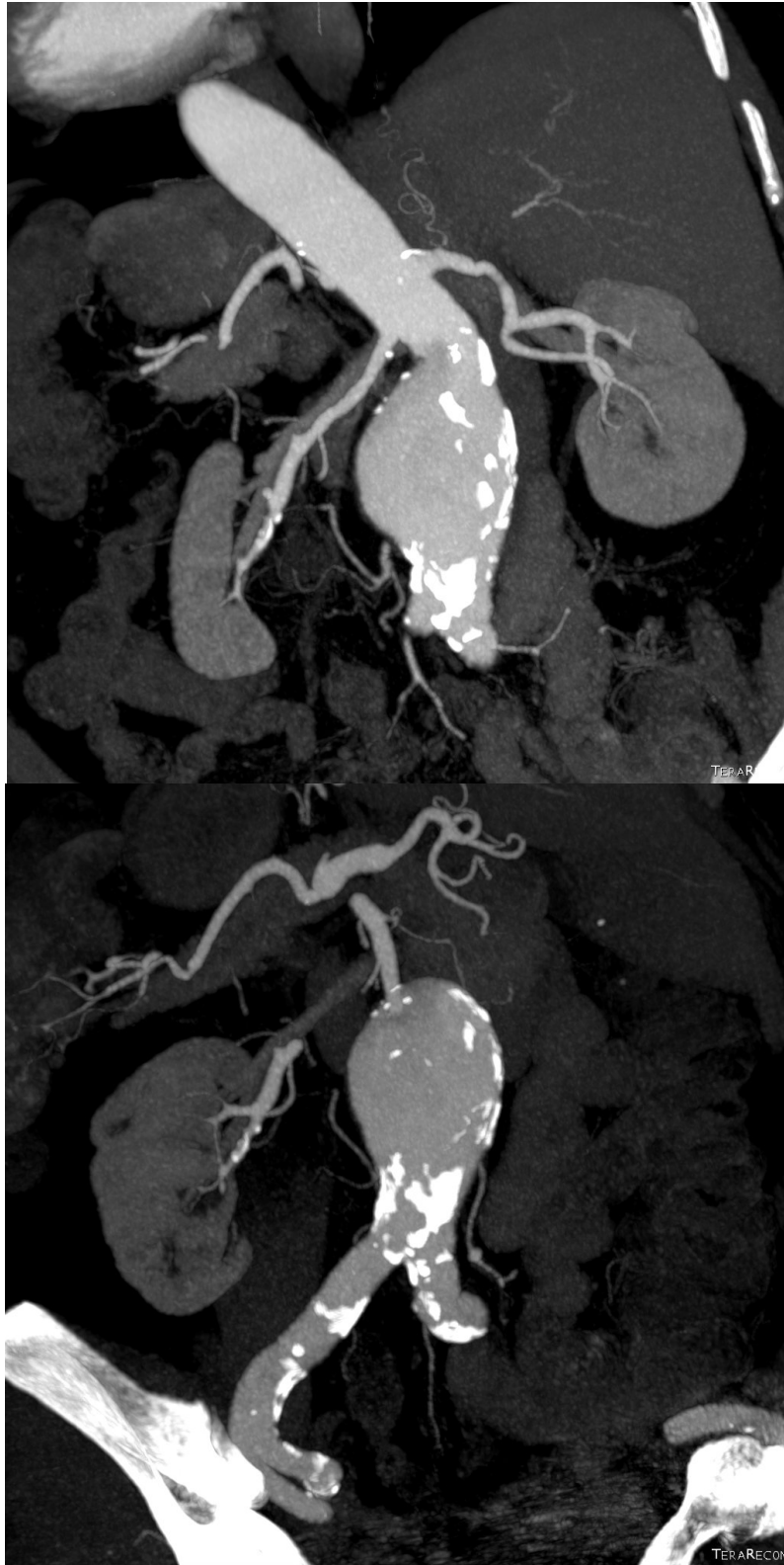


Figure 7. Mode MIP permettant de suivre en un plan de coupe le trajet des 2 artères rénales (en haut) ou d'évaluer les calcifications d'une bifurcation iliaque (en bas).

Le rendu volumique direct permet une visualisation en 3 dimensions (3D-VR). Une fonction de transfert permet d'attribuer une mesure d'opacité et une couleur à chaque unité de densité mesurée. Les valeurs d'opacité vont de 0 à 100% (totalement transparente à totalement opaque) et sont assignées à l'aide d'un lancer de rayon à travers le volume étudié. Les différents tissus (os, tissus mous, vaisseaux opacifiés par le produit de contraste) sont différenciés par l'application de textures sur le volume. Les couleurs de ces textures sont définies arbitrairement pour une meilleure lecture de l'image (blanc pour l'os, orange pour le produit de contraste par exemple) et ne sont pas corrélées à l'intensité des niveaux de gris de l'imagerie scannographique habituelle. Ces reconstructions en 3D-VR peuvent ensuite être manipulées pour une meilleure observation : l'image peut être pivotée, certains volumes retirés manuellement pour une meilleure visibilité, les seuils de sensibilité d'application de texture modulés. La 3D-VR permet une évaluation directe et rapide en trois dimensions d'une artériographie virtuelle, permettant de s'affranchir des limites de l'aortographie numérisée (acquisition par soustraction sur plaque, strictement en 2 dimensions, d'un volume)(Figure 8).



Figure 8. Reconstructions en 3D VR permettant de mesurer l'angulation nécessaire pour être face aux 2 artères rénales (en haut), ou celle pour être face à la bifurcation iliaque externe et interne gauche

Le trajet d'un vaisseau étant rarement en un seul plan, le mode MPR ne permet de visualiser l'intégralité d'un axe artériel et sa lumière en une seule image. La création d'une ligne centrale intraluminale à un vaisseau permet de pallier ce déficit. Cette ligne peut être acquise de façon manuelle ou semi automatisée selon plusieurs techniques. La première est le calcul d'un trajet idéal reliant deux ou plusieurs points prédéfinis dans le vaisseau, en relation avec plusieurs paramètres externes (niveaux de gris et contraste local homogène) et internes (longueur et courbe de la ligne). L'autre procédé consiste en un premier temps à la segmentation d'image du vaisseau cible. Le vaisseau cible est identifié des tissus environnant à l'aide d'une approche « par région » issue d'un point. Les voxels avoisinant ayant des paramètres proches du point sont englobés dans la zone segmentée, et ainsi de suite de proche en proche. La segmentation achevée, le vaisseau est isolé sur le volume étudié puis squelettisé. La ligne centrale intraluminale est déterminée à l'aide de ce vaisseau segmenté. L'utilisation d'une ligne centrale intraluminale permet la visualisation de coupe en MPR passant par l'axe complet d'un vaisseau (défini par la ligne centrale). Ces reconstructions planaires curvilignes (CPR) permettent une étude globale complète d'un axe artériel. Afin de pouvoir mesurer précisément les diamètres et les longueurs artériels, le vaisseau peut être artificiellement allongé le long de la ligne centrale. Cette présentation permet une étude précise des diamètres et longueurs de collets, ainsi que d'éventuelles sténoses (Figure 9).



Figure 9. Mode CPR permettant de visualiser tout l'axe collet-anévrisme-axe iliaque gauche (en haut) et de l'allonger (en bas), afin de mesurer les hauteurs nécessaires à la programmation d'une endoprothèse.



Les logiciels de traitement d'images peuvent également travailler à partir d'ARM. L'accumulation de plusieurs séquences d'acquisition permet de bien différencier la lumière artérielle, la paroi, et un éventuel thrombus mural. Les différents modes décrits ci-dessus sont tous disponibles, permettant la création d'une ligne centrale intraluminale et une visualisation en rendu volumique. Toutefois, les calcifications artérielles sont mal visualisées en imagerie magnétique, rendant l'évaluation d'artères iliaques tortueuses ou de collet aortique court difficiles.

L'ensemble de ces reconstructions sont actuellement réalisables de façon automatisée ou semi-automatisée à l'aide de plusieurs logiciels sur le marché. Les reconstructions tridimensionnelles obtenues permettent une mesure précise, reproductible et rapide de l'angulation du collet aortique en préopératoire<sup>36</sup>.

D'autre part, l'utilisation de reconstructions 3D-VR permet de prévoir l'angulation optimale du bras de fluoroscopie pendant l'intervention, perpendiculaire aux artères cibles (ostium de l'artère rénale la plus basse, et ostia des artères iliaques internes).

L'utilisation d'une ligne centrale intraluminale permet de virtuellement dérouler l'ensemble du complexe collet-sac anévrysmal-axe iliaque, s'affranchissant des angulations. Cette ligne centrale permet donc une mesure précise des longueurs ainsi que des diamètres perpendiculaires à la lumière en préopératoires<sup>37</sup>. L'utilisation d'une ligne centrale pour la planification permet de diminuer significativement les erreurs de mesures, et donc l'utilisation d'extension iliaques correctrices en peropératoire, comparée à la planification par angioTDM seule<sup>38</sup>.

Plusieurs stations de traitement d'image sont actuellement disponibles sur le marché. Certaines sont proposées par des constructeurs de matériel d'imagerie médical, tels que Advantage Windows for Diagnostic Imaging (General Electric Healthcare, General Electric, Conn, Etats-Unis d'Amérique) ou EasyVision (Philips Medical

Systems, Eindhoven, Pays-Bas). D'autres sont proposées par des entreprises spécialisées dans le traitement d'imagerie médicale, comme Aquarius iNtuition viewer (Aquarius, TeraRecon, San Matteo, Calif, Etats-Unis d'Amérique). Enfin, quelques logiciels libres de droit sont également disponibles, par exemple Osirix (Pixmeo, Genève, Suisse).

Si l'utilisation de ces logiciels se généralise progressivement pour sélectionner les patients candidats traitement endovasculaire des AAA et pour la planification préopératoire des endoprothèses aortiques, aucune donnée n'est disponible à notre connaissance dans la littérature sur leur impact dans la survenue de complications post opératoires et d'interventions secondaires après le traitement endovasculaire initial.

## II. Etude

### a. Matériel et méthode

#### i. Population étudiée

Les patients traités dans notre centre par endoprothèse pour un AAA entre janvier 2006 et décembre 2009 ont été considérés dans cette étude. L'ensemble des données des patients a été analysé rétrospectivement à partir d'une base de données remplie de façon prospective. Seuls les patients avec un minimum de 2 ans de suivi ont été inclus. 2 groupes de patients ont été définis :

- Le Groupe 1 (planification non assistée par logiciel) inclut les patients traités avant janvier 2008, pour lesquels la planification préopératoire de l'endoprothèse aortique s'est faite d'après les coupes axiales de la TDM.
- Le Groupe 2 (planification assistée par logiciel) inclut les patients traités après janvier 2008, pour lesquels la planification préopératoire de l'endoprothèse s'est faite à partir de la TDM en utilisant une station de travail radiologique capable de générer une ligne centrale intraluminale permettant des reconstructions curvilignes, ainsi que des reconstructions multiplanaires et 3D-VR.

Depuis 2005, toutes les TDM sont réalisées dans notre centre avec un scanner 64 barrettes (Philips Brilliance 64 CT scanner, Philips Healthcare, Eindhoven, Pays-Bas). L'acquisition comporte 3 phases du thorax jusqu'au trigone fémoral: une phase sans injection, une phase artérielle précoce et une phase tardive (à 70 sec).

Dans le groupe 1, les mesures aortiques préopératoires pour la planification de l'endoprothèse ont été réalisées à partir des coupes axiales natives. Les diamètres

maximaux dans le plan axial de l'aorte sous l'artère rénale la plus basse, puis 15 mm plus bas, de la bifurcation aortoiliaque et les diamètres de la partie distale des artères iliaques primitives ont été relevés.

Les longueurs entre le bas de l'ostium artériel rénal le plus bas et la bifurcation aortoiliaque et entre le bas de l'ostium artériel rénal le plus bas et les bifurcations iliaques externes / internes ont été approximativement déterminés en faisant dérouler manuellement les coupes axiales. Un contrôle per opératoire de ces longueurs a été réalisé en début de procédure à l'aide d'une sonde graduée (5Fr Pigtail catheter, Cook Medical, Bloomington, Ind, USA) lorsque des incertitudes persistaient.

Dans le groupe 2, le logiciel utilisé pour réaliser les reconstructions était l'Aquarius iNtuition Viewer (Aquarius, TeraRecon, San Matteo, Calif, USA). Une ligne centrale intraluminale, comme précédemment décrite était calculée de façon à permettre une évaluation fine de la morphologie aortique<sup>39</sup>.

Les caractéristiques et comorbidités des patients inclus ont été collectées avant l'intervention.

Les données sur la procédure endovasculaire, le matériel implanté et les difficultés rencontrées ont été détaillés.

Tous les patients ont pu bénéficier d'une TDM de contrôle dans la semaine suivante à l'intervention ; lorsqu'il ne pouvait pas réaliser cet examen en raison d'une insuffisance rénale, nous considérons comme acceptable de faire réaliser au patient une TDM non injectée associée à un écho-doppler aortique sensibilisé à l'hexafluorure de Soufre<sup>27</sup>.

A la sortie du patient, le calendrier de suivi habituel comportait la réalisation d'un écho-doppler aortoiliaque à 6 mois, puis d'une consultation annuelle avec TDM et radiographies de l'abdomen sans préparation.

Les données recensées durant le suivi incluaient l'état clinique du patient, ainsi que le diamètre aortique maximal transverse mesuré sur la TDM de contrôle. Le nombre et le type de complications postopératoires ainsi que les interventions secondaires étaient relevées après 2 ans de suivi et décrites d'après la méthodologie de Chaikof et al<sup>23</sup>. Le délai entre la procédure initiale et les événements postopératoires (complication(s) et intervention(s) secondaire(s)) était également précisé.

La mortalité à 30 jours, le taux de survie global ainsi que le taux de survie sans intervention secondaire à 1 et 2 ans ont été calculés pour chaque groupe.

Concernant la variation du diamètre aortique maximal, a été considérée comme significative une augmentation ou une diminution de plus de 5 mm.

## ii. Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée en utilisant le logiciel SPSS (version 20, IBM Armonk, N.Y., USA). La comparaison de la distribution des 2 groupes pour les variables discrètes a été faite par le test du Chi-2 ou par le test t de Student (ou le test de Fischer) pour les variables continues ; un test non paramétrique de Mann et Whitney était réalisé quand la distribution n'était pas considérée comme normale pour les variables continues.

Les courbes de survie ont été calculées par la méthode Kaplan Meier ; la comparaison des courbes de survie entre les groupes a été faite par le test du Log-rank.

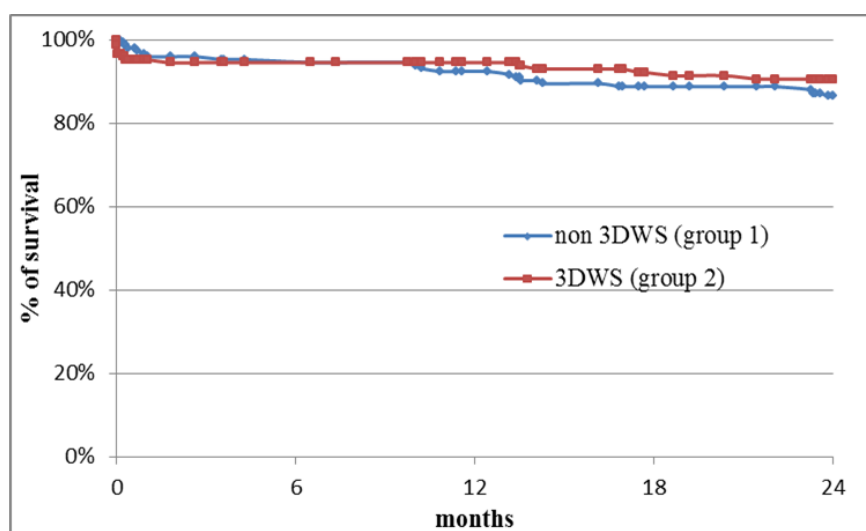
## b. Résultats

Entre janvier 2006 et décembre 2009, 326 patients présentant un AAA ont été traités par l'implantation d'une endoprothèse aortique sous-rénale. 295 patients sur 326 (90,5%) ont eu un suivi minimum de 2 ans et ont été inclus dans notre étude (groupe 1=149 patients et groupe 2=146 patients). 251 (77,4%) endoprothèses étaient bifurquées et 44 (22,6%) étaient mono-iliaques. 287 Zenith (Cook Medical, Bloomington, Ind, Etats-Unis d'Amérique) et 8 Talent (Medtronic, Minneapolis, Minn, Etats-Unis d'Amérique) ont été implantées. La répartition statistique des caractéristiques préopératoires des patients des 2 groupes sont présentées dans le tableau 1; les 2 groupes étaient comparables pour l'ensemble des variables analysées ( $p > 0,05$ ).

	Groupe 1 (n=149)	Groupe 2 (n=146)	valeur-p
Age (années, moyenne $\pm$ DS)	72,77 ( $\pm$ 8,46)	72,81 ( $\pm$ 8,74)	0,968
Homme	143 (96%)	139 (95,2%)	0,784
IMC (kg/m <sup>2</sup> , moyenne $\pm$ DS)	28,25 ( $\pm$ 5,07)	27,54 ( $\pm$ 4,74)	0,244
Diamètre AAA (mm, moyenne $\pm$ DS)	58,7 ( $\pm$ 11,22)	58,22 ( $\pm$ 10,56)	0,244
HTA	114 (76,5%)	112 (76,7%)	1
Diabète type 2	26 (17,4%)	26 (17,8%)	1
Coronaropathie	63 (42,3%)	64 (43,8%)	0,81
BPCO	61 (40,9%)	54 (37%)	0,55
Insuffisance rénale	22 (14,8%)	25 (17,1%)	0,63
Insuffisance respiratoire	4 (2,7%)	9 (6,2%)	0,16
AVC	11 (7,4%)	18 (12,3%)	0,17
EDP			
Aorto-uniiliaque	27 (18,1%)	17 (11,6%)	0,14
Aorto-biiliaque	122 (81,9%)	129 (88,4%)	0,14
Embolisation hypogastrique	11 (7,4%)	11 (7,5%)	0,87

Tableau 2 – Données préopératoires des patients de notre cohorte ; IMC : index de masse corporelle, DS : déviation standard, HTA : Hypertension artérielle, BPCO : Broncho-pneumopathie chronique obstructive, AVC : Accident Vasculaire Cérébral, EDP : endoprothèse

La médiane du suivi était de 41,5 mois [écart 24,2-75,2 mois] dans le groupe 1 et de 36,4 mois [écart 24-50,2 mois] pour le groupe 2 ( $p<0.001$ ). La mortalité à 30 jours était de 2,3% (2,0% dans le groupe 1 et 2,7% dans le groupe 2,  $p=0,68$ ). La survie globale à 1 et 2 ans selon Kaplan-Meier était respectivement de 92,6% et 85,9% dans le groupe 1 et de 90,4% et 85,6% dans le groupe 2 (test du Log-rank :  $p=0.88$ ) [Figure 10].



No. at risk (in months)	0	6	12	18	24
<b>non 3DWS</b>	146	136	128	119	111
<b>3DWS</b>	149	128	125	117	113

Figure 10 – Courbe de la Survie globale des 2 groupes de notre cohorte (groupe 1 : ligne bleue, groupe 2 : ligne rouge) selon Kaplan Meier

21 patients sont décédés au cours du suivi pour les 2 groupes ; 8 de ces décès ont été définis comme liés à la pathologie anévrismale aortique (3 dans le groupe 1 et 5 dans le groupe 2,  $p=0,21$ ). Aucune différence concernant la variation du diamètre aortique maximal n'a été mise en évidence.

Le nombre total de complications post-opératoires pour les 2 groupes après 2 ans de suivi tel que décrit dans le tableau 2 était de 47 (27 pour le groupe 1 et 20 pour le groupe ;  $p=0,23$ ). Le groupe 2 avait un taux plus faible d'endofuites de types 1 et/ou 3 (groupe 1 = 16 patients (10,7%) vs groupe 2 = 3 patients (2%),  $p=0,02$ ). Il n'y avait pas de différence significative si on comparait les autres complications postopératoires entre les 2 groupes (Tableau 3).

	Groupe 1 (n=149)		Groupe 2 (n=146)		valeur-p
	n	%	n	%	
Endofuites de type 1 ou 3	16	10,7	3	2	0,02
Endofuites de type 2	2	1,3	2	3,4	0,93
Plicature ou sténose de l'EDP	0	0	1	0,7	0,31
Thrombose de l'EDP	5	3,3	6	4,1	0,73
Sténose d'AR liée à l'EDP	1	0,7	3	2	0,98
Colite ischémique	1	0,7	0	0	0,32
Décès lié à l'AAA	3	2	5	3,4	0,45

Tableau 3 – Complications postopératoires présentées après 2 ans de suivi ; AR : artère rénale. EDP : endoprothèse, AR : artère rénale.

Le taux d'intervention secondaire consécutive à une endofuite de type 1 et/ou 3 était significativement plus élevé dans le groupe 1 après 2 ans de suivi que dans le groupe 2 ( $p=0,034$ ) comme résumé dans le tableau 4.



	Groupe 1 (n=149)		Groupe 2 (n=146)		valeur p
	n	%	n	%	
Endofuites de type 1 ou 3	7	4,7	1	0,7	0,034
Endofuites de type 2	2	1,3	3	2	0,939
Thrombose de l'EDP	5	3,3	6	4,1	0,734
Sténose ou plicature de l'EDP	0	0	1	0,7	0,13
Problèmes lié à la voie d'abord	3	2	1	0,7	0,989
Colite ischémique	1	0,7	0	0	0,323
Stenting de l'AR	1	0,7	3	2	0,989
Total	19	12,7	14	9,6	0,405

Tableau 4 – Interventions secondaires réalisées après 2 ans de suivi ; AR : artère rénale, EDP : endoprothèse

Le taux cumulé (groupes 1 et 2) de survie sans intervention secondaire était de 88% à 2 ans; aucune différence significative était notée entre les 2 groupes (groupe 1=87,3% et groupe 2=90,4% ; Figure 11).

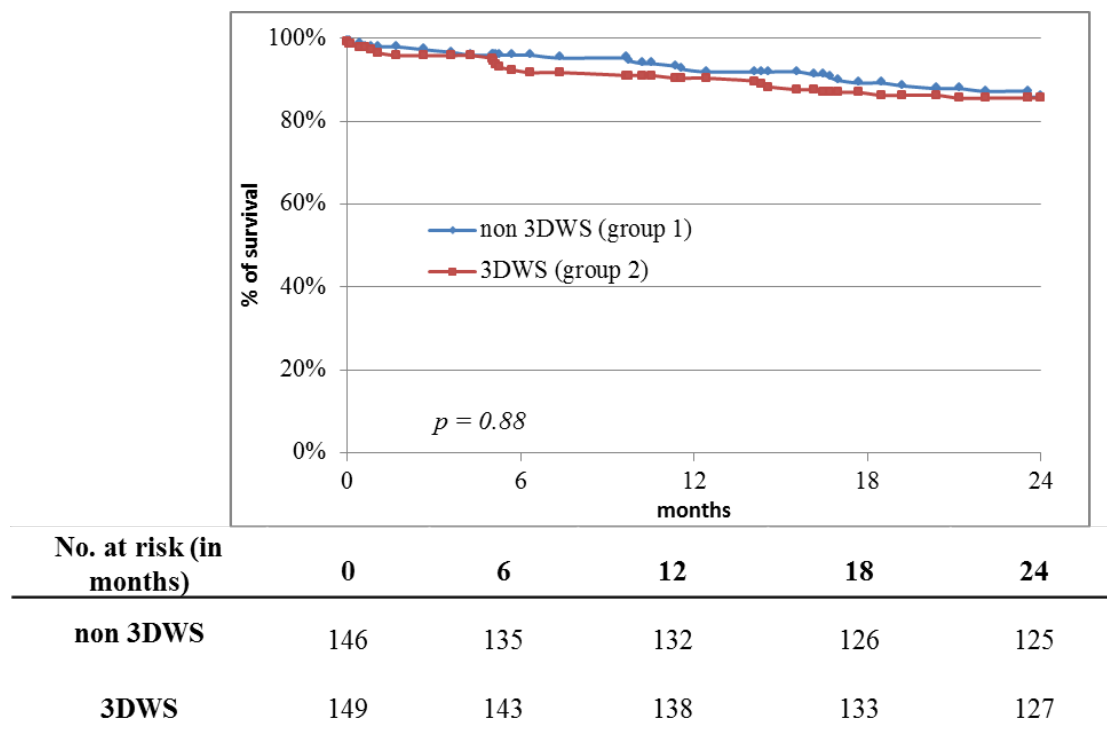


Figure 11. Courbe de Survie sans intervention secondaire pour les 2 groupes de notre cohorte (groupe 1 : ligne bleue, groupe 2 : ligne rouge) selon Kaplan Meier

La médiane de délai entre l'intervention initiale et l'intervention secondaire était de 17 mois [écart 0-23,3 mois] (groupe 1= 18 mois et groupe 2 = 15 mois,  $p = 0,6$ ).

### c. Discussion

L'impact sur les résultats cliniques de l'utilisation des stations de travail radiologiques pour la planification préopératoire des endoprothèses aortiques n'a pas été à notre connaissance clairement évalué. Au sein de notre département, la première version de notre station de travail radiologique Aquarius iNtuition Viewer (Aquarius, TeraRecon, San Matteo, Calif, Etats-Unis d'Amérique) a été mise à disposition dans les derniers mois de 2007 ; dans l'analyse de l'influence qu'elle a pu avoir sur les résultats de la technique d'exclusion endovasculaire des AAA, on a donc considéré que les patients traités à partir du mois de janvier 2008 avaient pu tirer le maximum de bénéfice de la planification préopératoire assistée (temps estimé de la courbe d'apprentissage pour une bonne exploitation du logiciel de la station de travail radiologique). Actuellement, l'imagerie TDM préopératoire réalisée en routine propose des reconstructions 3D à tous les cliniciens<sup>40</sup>. Dans notre étude, 2 groupes comparables de patients ont été traités d'un AAA par implantation d'une endoprothèse (groupe 1: planification non assistée par logiciel et groupe 2 : planification assistée par logiciel). La survie globale à 2 ans de notre cohorte (85,9% groupe 1 and 85,6% groupe 2) est comparable à celle observée dans les études EVAR et DREAM<sup>12,41</sup>. Tous les patients incluent dans l'étude avait un minimum de 2 ans de suivi. Nous avons considéré de façon arbitraire qu'un suivi minimum de 2 ans était nécessaire, afin d'évaluer les résultats à court et moyen termes.

Il est admis que le nombre d'interventions secondaires est supérieur après traitement endovasculaire par rapport à la chirurgie ouverte (si on met de côté les complications de paroi liées à la voie d'abord)<sup>13</sup> ; il est reconnu que ces événements postopératoires entachent la qualité de vie<sup>42</sup> et font grimper le coût de la procédure<sup>43,44</sup>.

Dans notre cohorte, le nombre d'endofuites de type 1 ou de type 3 mises en évidence au cours du suivi, ainsi que les interventions secondaires en résultant étaient supérieures dans le groupe 1 (planification non assistée par logiciel) par rapport au groupe 2 (planification assistée par logiciel) (respectivement  $p = 0,02$  et  $p = 0,03$ ); néanmoins le nombre global d'intervention secondaire entre les 2 groupes n'était pas significativement différent ( $p = 0,33$ ).

Dans l'étude EVAR 1, en postopératoire avaient été dénombrées respectivement 8,1% d'endofuites de type 1 (43/529) (incluant les migrations d'endoprothèse) et 1,9% d'endofuites de type 3 (10/529)<sup>11</sup>. La classification des endofuites a été décrite par White RA et al. en 1998<sup>18</sup>. Les endofuites de type 1 et 3 sont des fuites à haut débit et nécessitent généralement de réintervenir. Les endofuites de type 1 correspondent à une fuite périprothétique par défaut d'étanchéité de l'EDP au niveau des collets proximal sous rénal ou distal iliaque ; 2 situations sont rencontrées :

- L'endoprothèse est non adaptée (diamètre et/ou longueur) à l'anatomie du patient, du fait d'une mauvaise planification.
- Le patient a été mal sélectionné, et n'est pas un bon candidat au traitement endovasculaire.<sup>23,45</sup>

Les endofuites de type 3 sont définies par une fuite au sein de l'endoprothèse reperfusant le sac anévrysmal soit par déchirure du tissu imperméable de l'endoprothèse ou soit par défaut de chevauchement des différents composants.

Notre étude a mise en évidence que la planification préopératoire des endoprothèse à l'aide d'une station de travail radiologique pourvu de logiciel de reconstruction a permis de diminuer de façon significative le nombre d'endofuites de type 1 ou 3 (groupe 1=10,7%, groupe 2=2%;  $p=0,02$ ), ainsi que le nombre d'intervention secondaire subséquente (groupe 1=4,7%, groupe 2=0,7%;  $p = 0,03$ ) au cours du suivi ;

ces améliorations peuvent être attribués à l'utilisation d'une station de travail en préopératoire, permettant une meilleure sélection des patients et une évaluation plus fine des mesures anatomiques pour la planification des endoprothèses. Des études antérieures ont démontrées que des logiciels (PEMS de Medical Media System, West Lebanon, N.H., Etats-Unis d'Amérique) assistant la planification préopératoire de l'EDP avait réduit le nombre d'extensions iliaques utilisées lors de la procédure initiale<sup>38</sup>.

Le nombre de logiciel disponible intégrant ou non des stations de travail radiologiques s'est bien étoffé ces 10 dernières années. Certaines sont proposées par des constructeurs de matériel d'imagerie médical, tels que Advantage Workstation for Diagnostic Imaging (General Electric Healthcare, General Electric, Conn, USA) ou EasyVision (Philips Medical Systems, Eindhoven, Pays-Bas). D'autres sont proposées par des entreprises spécialisées dans le traitement d'imagerie médicale, comme Aquarius iNtuition viewer (Aquarius, TeraRecon, San Matteo, Cal, Etats-Unis d'Amérique). Enfin, quelques logiciels libres de droit sont également disponibles, par exemple Osirix (Pixmeo, Genève, Suisse).

L'implantation d'une endoprothèse sous-rénale dans le traitement des AAA est une procédure relativement simple; toutefois des informations sur les diamètres aortiques/iliaques ainsi que sur les distances depuis l'artère rénale la plus basse aux bifurcations aortoiliaque et iliaques (iliaques interne/externe) sont requises.

La possibilité de tracer une ligne centrale (semi-automatique ou automatique) est un outil précieux permettant de mieux apprécier les longueurs et donc de mieux adapter l'endoprothèse à l'anatomie du patient<sup>46-48</sup>.

La dernière génération des stations de travail radiologiques incluant des logiciels de reconstruction facilitant la planification préopératoire des endoprothèses est

très simple d'utilisation ; non seulement pour des radiologues expérimentés mais également pour des chirurgiens néophytes. Elles peuvent être considérées comme « nécessaires » dans la pratique quotidienne des cliniciens pratiquant le traitement endovasculaire aortique.

### III. Références Bibliographiques

1. Steinberg I, Stein HL. Arteriosclerotic abdominal aneurysms. Report of 200 consecutive cases diagnosed by intravenous aortography. *JAMA* 1966;195:1025-9.
2. Johnston KW, Rutherford RB, Tilson MD, Shah DM, Hollier L, Stanley JC. Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. Subcommittee on Reporting Standards for Arterial Aneurysms, Ad Hoc Committee on Reporting Standards, Society for Vascular Surgery and North American Chapter, International Society for Cardiovascular Surgery. *J Vasc Surg* 1991;13:452-8.
3. Lindholt JS, Juul S, Fasting H, Henneberg EW. Screening for abdominal aortic aneurysms: single centre randomised controlled trial. *BMJ* 2005;330:750.
4. Ashton HA, Buxton MJ, Day NE, et al. The Multicentre Aneurysm Screening Study (MASS) into the effect of abdominal aortic aneurysm screening on mortality in men: a randomised controlled trial. *Lancet* 2002;360:1531-9.
5. Stonebridge PA, Draper T, Kelman J, et al. Growth rate of infrarenal aortic aneurysms. *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery* 1996;11:70-3.
6. Gillum RF. Epidemiology of aortic aneurysm in the United States. *Journal of clinical epidemiology* 1995;48:1289-98.
7. Bown MJ, Sutton AJ, Bell PR, Sayers RD. A meta-analysis of 50 years of ruptured abdominal aortic aneurysm repair. *The British journal of surgery* 2002;89:714-30.
8. Mortality results for randomised controlled trial of early elective surgery or ultrasonographic surveillance for small abdominal aortic aneurysms. The UK Small Aneurysm Trial Participants. *Lancet* 1998;352:1649-55.

9. Lederle FA, Wilson SE, Johnson GR, et al. Immediate repair compared with surveillance of small abdominal aortic aneurysms. *The New England journal of medicine* 2002;346:1437-44.
10. Dubost C, Allary M, Oeconomos N. Resection of an aneurysm of the abdominal aorta: reestablishment of the continuity by a preserved human arterial graft, with result after five months. *AMA archives of surgery* 1952;64:405-8.
11. participants Et. Endovascular aneurysm repair versus open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1): randomised controlled trial. *Lancet* 2005;365:2179-86.
12. United Kingdom ETI, Greenhalgh RM, Brown LC, et al. Endovascular versus open repair of abdominal aortic aneurysm. *The New England journal of medicine* 2010;362:1863-71.
13. De Bruin JL, Baas AF, Buth J, et al. Long-term outcome of open or endovascular repair of abdominal aortic aneurysm. *The New England journal of medicine* 2010;362:1881-9.
14. Parodi JC, Palmaz JC, Barone HD. Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms. *Annals of vascular surgery* 1991;5:491-9.
15. Greenberg RK, Chuter TA, Cambria RP, Sternbergh WC, 3rd, Fearnot NE. Zenith abdominal aortic aneurysm endovascular graft. *J Vasc Surg* 2008;48:1-9.
16. Lovegrove RE, Javid M, Magee TR, Galland RB. A meta-analysis of 21,178 patients undergoing open or endovascular repair of abdominal aortic aneurysm. *The British journal of surgery* 2008;95:677-84.



17. Bendermacher BL, Stokmans R, Cuypers PW, Teijink JA, Van Sambeek MR. EVAR reintervention management strategies in contemporary practice. *The Journal of cardiovascular surgery* 2012;53:411-8.
18. White GH, Yu W, May J, Choufour X, Stephen MS. Endoleak as a complication of endoluminal grafting of abdominal aortic aneurysms: classification, incidence, diagnosis, and management. *Journal of endovascular surgery : the official journal of the International Society for Endovascular Surgery* 1997;4:152-68.
19. Veith FJ, Baum RA, Ohki T, et al. Nature and significance of endoleaks and endotension: summary of opinions expressed at an international conference. *J Vasc Surg* 2002;35:1029-35.
20. Silverberg D, Baril DT, Ellozy SH, et al. An 8-year experience with type II endoleaks: natural history suggests selective intervention is a safe approach. *J Vasc Surg* 2006;44:453-9.
21. Makaroun M, Zajko A, Sugimoto H, Eskandari M, Webster M. Fate of endoleaks after endoluminal repair of abdominal aortic aneurysms with the EVT device. *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery* 1999;18:185-90.
22. van Marrewijk C, Buth J, Harris PL, Norgren L, Nevelsteen A, Wyatt MG. Significance of endoleaks after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: The EUROSTAR experience. *J Vasc Surg* 2002;35:461-73.
23. Chaikof EL, Blankensteijn JD, Harris PL, et al. Reporting standards for endovascular aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg* 2002;35:1048-60.
24. Moll FL, Powell JT, Fraedrich G, et al. Management of abdominal aortic aneurysms clinical practice guidelines of the European society for vascular surgery. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2011;41 Suppl 1:S1-S58.

25. Quill DS, Colgan MP, Sumner DS. Ultrasonic screening for the detection of abdominal aortic aneurysms. *The Surgical clinics of North America* 1989;69:713-20.
26. Pertinence de la mise en place d'un programme de dépistage des anévrismes de l'aorte abdominale en France. Haute autorité de Santé 2012.
27. Perini P, Sediri I, Midulla M, Delsart P, Gautier C, Haulon S. Contrast-enhanced ultrasound vs. CT angiography in fenestrated EVAR surveillance: a single-center comparison. *Journal of endovascular therapy : an official journal of the International Society of Endovascular Specialists* 2012;19:648-55.
28. Lang EK. A Survey of the Complications of Percutaneous Retrograde Arteriography: Seldinger Technic. *Radiology* 1963;81:257-63.
29. van Keulen JW, van Prehn J, Prokop M, Moll FL, van Herwaarden JA. Dynamics of the aorta before and after endovascular aneurysm repair: a systematic review. *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery* 2009;38:586-96.
30. Diehm N, Herrmann P, Dinkel HP. Multidetector CT angiography versus digital subtraction angiography for aortoiliac length measurements prior to endovascular AAA repair. *Journal of endovascular therapy : an official journal of the International Society of Endovascular Specialists* 2004;11:527-34.
31. Errington ML, Ferguson JM, Gillespie IN, Connell HM, Ruckley CV, Wright AR. Complete pre-operative imaging assessment of abdominal aortic aneurysm with spiral CT angiography. *Clinical radiology* 1997;52:369-77.
32. Urban BA, Ratner LE, Fishman EK. Three-dimensional volume-rendered CT angiography of the renal arteries and veins: normal anatomy, variants, and clinical applications. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2001;21:373-86; questionnaire 549-55.

33. Balm R, Eikelboom BC, van Leeuwen MS, Noordzij J. Spiral CT-angiography of the aorta. *European journal of vascular surgery* 1994;8:544-51.
34. Wolf F, Plank C, Beitzke D, et al. Prospective evaluation of high-resolution MRI using gadofosveset for stent-graft planning: comparison with CT angiography in 30 patients. *AJR American journal of roentgenology* 2011;197:1251-7.
35. Tennant WG, Hartnell GG, Baird RN, Horrocks M. Radiologic investigation of abdominal aortic aneurysm disease: comparison of three modalities in staging and the detection of inflammatory change. *J Vasc Surg* 1993;17:703-9.
36. van Keulen JW, Moll FL, Tolenaar JL, Verhagen HJ, van Herwaarden JA. Validation of a new standardized method to measure proximal aneurysm neck angulation. *J Vasc Surg* 2010;51:821-8.
37. van Keulen JW, Moll FL, van Herwaarden JA. Tips and techniques for optimal stent graft placement in angulated aneurysm necks. *J Vasc Surg* 2010;52:1081-6.
38. Velazquez OC, Woo EY, Carpenter JP, Golden MA, Barker CF, Fairman RM. Decreased use of iliac extensions and reduced graft junctions with software-assisted centerline measurements in selection of endograft components for endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg* 2004;40:222-7.
39. O'Neill S, Greenberg RK, Resch T, et al. An evaluation of centerline of flow measurement techniques to assess migration after thoracic endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg* 2006;43:1103-10.
40. Parker MV, O'Donnell SD, Chang AS, et al. What imaging studies are necessary for abdominal aortic endograft sizing? A prospective blinded study using conventional computed tomography, aortography, and three-dimensional computed tomography. *J Vasc Surg* 2005;41:199-205.

41. Blankensteijn JD, de Jong SE, Prinssen M, et al. Two-year outcomes after conventional or endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. *The New England journal of medicine* 2005;352:2398-405.
42. Prinssen M, Buskens E, Blankensteijn JD, participants Dt. Quality of life endovascular and open AAA repair. Results of a randomised trial. *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery* 2004;27:121-7.
43. Epstein DM, Sculpher MJ, Manca A, et al. Modelling the long-term cost-effectiveness of endovascular or open repair for abdominal aortic aneurysm. *The British journal of surgery* 2008;95:183-90.
44. Blackhouse G, Hopkins R, Bowen JM, et al. A cost-effectiveness model comparing endovascular repair to open surgical repair of abdominal aortic aneurysms in Canada. *Value in health : the journal of the International Society for Pharmacoeconomics and Outcomes Research* 2009;12:245-52.
45. Schanzer A, Greenberg RK, Hevelone N, et al. Predictors of abdominal aortic aneurysm sac enlargement after endovascular repair. *Circulation* 2011;123:2848-55.
46. Aziz I, Lee J, Lee JT, et al. Accuracy of three-dimensional simulation in the sizing of aortic endoluminal devices. *Annals of vascular surgery* 2003;17:129-36.
47. Muller-Eschner M, Rengier F, Partovi S, et al. Accuracy and Variability of Semiautomatic Centerline Analysis versus Manual Aortic Measurement Techniques for TEVAR. *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery* 2013;45:241-7.
48. Sprouse LR, 2nd, Meier GH, 3rd, Parent FN, et al. Is three-dimensional computed tomography reconstruction justified before endovascular aortic aneurysm repair? *J Vasc Surg* 2004;40:443-7.

**AUTEUR : Nom : Chenorhokian**

**Prénom : Hovan**

**Date de Soutenance : 21/05/2013**

**Titre de la Thèse : Intérêt de la Planification Préopératoire des Endoprothèses Aortiques Sous-Rénales avec une Station de Travail Radiologique 3D**

**Thèse - Médecine - Lille 2013**

**Cadre de classement : *DES chirurgie générale, DESC chirurgie vasculaire***

**Mots-clés : Anévrisme, aorte, endoprothèse**

**Résumé :**

**Objectifs :** Evaluer l'effet de la planification préopératoire à l'aide d'une station de travail 3D des endoprothèses aortiques sur les résultats à court et moyens termes.

**Matériel et Méthodes :** tous les patients traités dans notre centre par exclusion endovasculaire d'un anévrisme de l'aorte abdominale sous rénal entre 2006 et 2009 ont été inclus dans cette étude. Avant 2008 (groupe 1), la planification préopératoire été réalisée à partir de coupes axiales de TDM. A partir de 2008 (groupe 2), la planification préopératoire a toujours été réalisée en utilisant une station de travail 3D (Aquarius, TeraRecon). Tous les événements survenus durant les 24 premiers mois de suivi post opératoires ont été consignés prospectivement dans une base de donnée informatique. La mortalité globale, la mortalité liée à l'anévrisme et le taux d'absence de reprise ont été estimée par la méthode de Kaplan Meier et comparée avec le test de log-rank.

**Résultats :** 295 patients (149 dans le groupe 1, 146 dans le groupe 2) ont été inclus. Tous les patients avaient au minimum 2 ans de suivi. Durant ces 2 ans, des endofuites de type 1 ou 3 ont été dépistée chez 11% des patient du groupe 1 et 2% des patients du groupe 2 ( $p=0,02$ ). Le taux d'intervention secondaires dus aux endofuites de type 1 ou 3 était de 4,7% dans le groupe 1 et de 0,7% dans le groupe 2 ( $p=0,034$ ). Aucune différence ne fut mise en évidence concernant la mortalité globale, la mortalité liée à l'anévrisme et le taux d'absence de reprise à 2 ans de suivi.

**Conclusion :** L'utilisation systématique de station de travail 3D pour la planification des exclusions endovasculaires des anévrismes réduit de façon significative les endofuites de type 1 et 3 mais n'améliore pas la survie ou le taux d'absence d'intervention secondaire à moyen terme.

**Composition du Jury :**

**Président : Pr Jean-Pierre Chambon**

**Assesseurs : Pr Jean-Pierre Pruvo**

**Pr Stéphan Haulon**

**Dr Marco Midulla**

**Dr Jonathan Sobocinski (directeur de thèse)**