



**HAL**  
open science

## Suivi des endoprothèses aortiques par scanner double énergie simple source : étude à propos de 25 cas

Maxime Gaffez

► **To cite this version:**

Maxime Gaffez. Suivi des endoprothèses aortiques par scanner double énergie simple source : étude à propos de 25 cas. Médecine humaine et pathologie. 2016. dumas-01376085

**HAL Id: dumas-01376085**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01376085>**

Submitted on 4 Oct 2016

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# TABLE DES MATIÈRES

<b>1) INTRODUCTION</b>	<b>1</b>
<b>2) GÉNÉRALITÉS</b>	<b>3</b>
<b>a) Anévrismes Aortiques</b>	<b>3</b>
i) Définition	3
ii) Epidémiologie	4
iii) Diagnostic	5
iv) Suivi	7
v) Traitement	7
vi) Suivi post EVAR	11
<b>b) Endofuites</b>	<b>13</b>
i) Définition	13
ii) Diagnostic	15
iii) Traitement	19
<b>c) Scanner double énergie</b>	<b>20</b>
i) Principes	20
ii) Technologies	25
iii) Séries MSI	27
<b>3) ETUDE</b>	<b>28</b>
<b>a) Objectif</b>	<b>28</b>
<b>b) Matériels et méthodes</b>	<b>28</b>
<b>c) Résultats</b>	<b>32</b>
<b>d) Discussion</b>	<b>35</b>
<b>4) CONCLUSION</b>	<b>38</b>
<b>5) BIBLIOGRAPHIE</b>	<b>39</b>

# 1) Introduction

Le traitement endovasculaire des anévrismes de l'aorte (EVAR) est aujourd'hui le traitement de première intention des anévrismes de l'aorte abdominale sous rénale si la configuration anatomique du patient le permet. La morbidité au moment de la pose du matériel est bien moindre qu'avec la chirurgie. Néanmoins l'inconvénient à long terme réside dans la surveillance des patients, à l'origine de scanners répétés (1). Les endofuites, définies par White sont la complication la plus fréquente de cette technique opératoire (2) (3) (4) (5). L'objectif du suivi post EVAR recommandé par les sociétés savantes est de contrôler la taille du sac anévrisimal résiduel, de dépister les endofuites et enfin de s'assurer de l'absence de migration, fracture ou vrillage de la prothèse (6). Le scanner hélicoïdal tri-phasique, composé d'une série sans injection et de séries injectées réalisées aux temps artériels et tardifs à deux minutes est la méthode de référence dans ce suivi (7).

La répétition dans le temps de scanners tri-phasiques chez un même patient dans le contrôle post-EVAR entraîne une irradiation non négligeable. Les images « virtuelles sans injection » (VSI) sont une solution efficace pour réduire l'exposition aux rayons X puisqu'elles permettent de se passer de l'acquisition de la série sans injection. L'application pratique des images VSI obtenues par scanner double énergie double source a récemment été évaluée dans les nodules hépatiques, rénaux et surrénaliens (8)(9)(10)(11).

Le principe récemment développé de l'imagerie spectrale double énergie simple source est une alternance du niveau d'énergie du tube par commutation ultra rapide entre haute et basse énergie. Cette technologie permet de reconstruire des images monochromatiques, ainsi que des images en décomposition de matière, dites polychromatiques (12). Les images « Matériel Suppressed Iodine » (MSI) sont un type d'images VSI obtenues par scanner double énergie simple source dont la reconstruction est basée sur les images monochromatiques à 70keV en supprimant l'iode des voxels sélectionnés (13). Pour ce faire, l'algorithme de reconstruction remplace le volume estimé de contraste dans chaque voxel par le même volume de la matière que le contraste a déplacé, à savoir le sang (14).

La série VSI réalisée par MSI pourrait être une alternative à la série sans injection et pourrait permettre de se passer d'une acquisition classiquement réalisée dans le suivi post EVAR et donc de diminuer l'irradiation des patients (15).

Les séries polychromatiques en décomposition de matière permettent quant à elles de générer des cartographies d'iode (CI).

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer l'intérêt clinique de la série VSI par MSI en la comparant à la série sans injection dans le suivi des endoprothèses aortiques et le diagnostic des endofuites. L'objectif secondaire est d'évaluer la série CI dans le diagnostic des endofuites.

## **2) Généralités**

### **a) Anévrismes Aortiques**

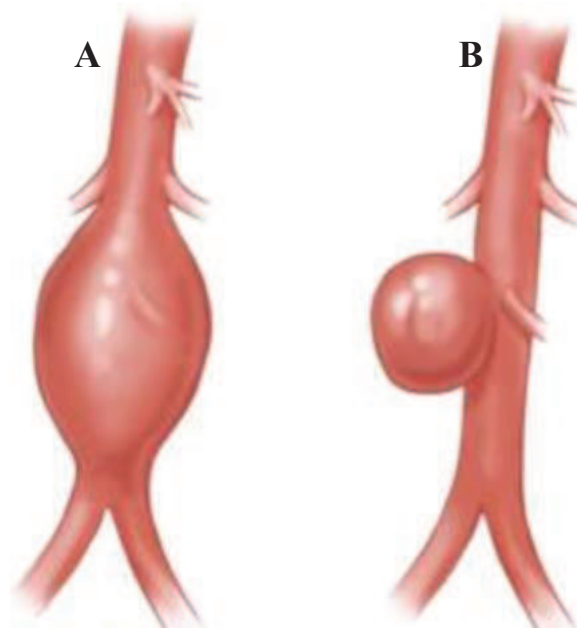
#### **i) Définition**

Un anévrisme artériel est une pathologie de la paroi vasculaire dont le contenu en cellules musculaires lisses et en élastine diminue et aboutit, par affaiblissement de la média, à une augmentation progressive du diamètre du vaisseau puis à sa rupture. Un anévrisme de l'aorte abdominale (AAA) est défini par une perte du parallélisme des trois tuniques de la paroi de l'aorte abdominale, localisée et permanente en l'absence de traitement antérieur.

La définition la plus utilisée est un diamètre maximal de l'aorte abdominale sous-rénale de plus de 30mm.

Deux types d'AAA sont à différencier selon leur forme (Figure 1) : les anévrismes fusiformes, où toute la circonférence de l'artère est concernée, et les anévrismes sacciformes, où seulement une partie du périmètre artériel est concernée. Les AAA restent localisés à l'aorte sous-rénale dans la moitié des cas, dans l'autre moitié des cas ils s'étendent sur une ou les deux artères iliaques.

Les anévrismes sont à différencier des faux anévrismes. Ces derniers n'ont pas de paroi artérielle, et sont la conséquence de l'irruption de sang sous pression en dehors de l'artère, une coque fibreuse souvent sphérique s'organisant alors pour contenir le débit sanguin. Les faux anévrismes sont secondaires à des lésions artérielles localisées, le plus souvent par ponction. Il existe des faux anévrismes anastomotiques ou septiques par rupture localisée de la paroi de l'artère.



**Figure 1 : Types d'anévrismes : Fusiforme (A), Sacciforme (B)**

## **ii) Epidémiologie**

La prévalence des AAA augmente en raison du vieillissement de la population et environ 6 % des patients de plus de 55 ans ont un diamètre aortique supérieur à 2,9 cm (16). Il existe une nette prédominance masculine avec un sexe-ratio homme / femme de 13 /1. Même si la mortalité globale liée aux AAA est en baisse, l'incidence des AAA et des AAA rompus continue d'augmenter d'année en année (17). Le risque de rupture, est évalué à 7 pour 100 000 (1). La mortalité opératoire est corrélée à la rupture de l'AAA, ainsi, en 2009-2010, 34 % des patients opérés en France d'un AAA rompu sont décédés alors qu'ils ne sont que 3% des patients opérés en cas d'AAA non rompu. Sur cette même période, l'incidence des anévrismes diagnostiqués et opérés était comprise entre 6 000 et 7 000 AAA par an, avec une augmentation de 29 % du nombre d'opérations d'anévrisme de l'aorte abdominale entre 2006 et 2010

### iii) Diagnostic

#### *Examen Clinique*

Les AAA sont le plus souvent présents chez des malades ayant une maladie athéroscléreuse dont les facteurs de risque sont le tabagisme, l'hypertension artérielle, les dyslipidémies, le diabète, l'âge et les antécédents familiaux. Cependant tous les malades athérosclérotiques ne développent pas d'AAA et certains développent au contraire des lésions aortiques sténosantes. Il existe donc probablement des facteurs surajoutés à l'athérosclérose qui expliquent l'évolution vers une maladie anévrismale plutôt que vers une maladie occlusive (18). L'athérome semble être une cause indirecte du développement des AAA, il agirait comme un stimulus favorisant les phénomènes protéolytiques au sein de la paroi artérielle chez des individus prédisposés (6).

Le mode de découverte d'un AAA est le plus souvent fortuit. Le diagnostic peut être suspecté lors d'un examen clinique cardio-vasculaire chez un patient présentant un ou plusieurs facteurs de risque cardiovasculaires : il s'agit classiquement d'une masse abdominale médiane ou paramédiane battante et expansive.

Le signe de de Backey, c'est-à-dire la possibilité de passer sa main entre la masse battante et l'auvent costal gauche, indique classiquement une localisation de l'anévrisme en dessous des artères rénales. Devant un malade porteur d'un AAA, il faut penser à rechercher d'autres anévrismes notamment poplités et fémoraux.

L'intérêt du dépistage est clair pour les sujets entre 65 et 80 ans. L'étude prospective Multicenter Aneurysm Screening Study (MASS) a montré une diminution de la mortalité liée aux anévrismes lorsqu'une population de plus de 65 ans était dépistée de manière systématique (19). Dans cette même population, l'intérêt du dépistage est conservé à 10 ans avec une réduction de moitié des décès liés aux anévrismes dans le groupe dépisté (20).

#### *Echographie*

L'échographie abdominale est l'examen para clinique de première intention pour le dépistage et le suivi régulier des malades porteurs de petits anévrismes (< 40mm). Il s'agit d'un examen peu coûteux, accessible et dépourvu d'effets secondaires.

L'échographie permet de mesurer le diamètre de l'aorte abdominale dans plus de 95 % des cas (21). Les diamètres antéropostérieur et transversal de l'aorte sont mesurés de bord externe à bord externe en incluant les calcifications. Il existe un risque de surestimation du

diamètre en cas d'aorte angulée. Elle permet de localiser l'anévrisme par rapport aux artères rénales et de déterminer son extension aux artères iliaques. Elle peut mettre en évidence l'existence d'un thrombus tapissant la paroi de l'AAA. L'échographie permet aussi de rechercher d'autres localisations anévrismales (iliaque, fémorale et poplitée).

### *Scanner*

Le scanner est l'examen de référence pour le bilan pré thérapeutique. Il localise l'anévrisme, son extension proximale (vers les artères viscérales) et distale (vers les artères iliaques). L'angioscanner permet de mesurer précisément les diamètres du collet proximal (entre l'artère rénale la plus basse et le début de l'anévrisme), de l'anévrisme, du collet distal (entre la fin de l'anévrisme et la bifurcation iliaque), des artères iliaques. Il mesure précisément les longueurs du collet proximal et des différents segments artériels. Les consoles permettent des reconstructions centrées sur l'axe du vaisseau. Les mesures de diamètres et de distances sont donc plus fiables, moins biaisées par les angulations des artères

Il offre la possibilité d'apprécier la qualité de l'aorte, notamment l'existence de calcifications pariétales et de thrombus intraluminal dans l'aorte non anévrismale. Il permet de diagnostiquer l'existence de tortuosités artérielles et de lésions occlusives des artères viscérales ou des axes iliofémoraux. Il est utile pour repérer les variations anatomiques : veine rénale gauche rétro aortique, anomalies de la veine cave inférieure, rein en « fer à cheval », duplicité rénale, artère polaire rénale, artère sacrée moyenne. Le scanner entraîne une exposition aux rayons X ainsi qu'une injection de produit de contraste iodé pouvant éventuellement être responsable de réaction anaphylactique ou d'insuffisance rénale.

### *IRM*

Même si le scanner est la technique la plus utilisée en routine, l'IRM peut aussi être utilisée dans le bilan pré thérapeutique (22). Cette technique non irradiante et pouvant être réalisée dans les cas d'insuffisance rénale sévère ou allergie aux produits de contraste iodés est comparable au scanner pour l'évaluation de la taille de l'anévrisme (23). Les avantages de l'IRM par rapport au scanner sont tout d'abord la résolution en contraste, en particulier pour les tissus mous. Cette excellente résolution en contraste permet l'analyse de l'aorte abdominale sans injection de gadolinium en évaluant à la fois la lumière aortique et la paroi vasculaire. Ces séquences sans injection pondérées T1 permettent d'apprécier la paroi aortique et de mesurer précisément l'AAA. Le gadolinium modifie le T1 du sang circulant et entraîne un rehaussement intense et uniforme du signal de l'aorte abdominale et de ses



branches (24) (25). Du fait de l'absence d'irradiation générée par cette méthode, une injection dynamique de gadolinium est réalisée et permet de multiplier les acquisitions à des temps d'injection différents. Les inconvénients de l'IRM sont la moins bonne résolution spatiale en comparaison au scanner, l'absence d'information sur les éventuelles calcifications ainsi que les artefacts de repliement en cas de matériel. La durée d'acquisition nécessaire à chaque séquence ainsi que la faible disponibilité de cette technique sont aussi des inconvénients en comparaison au scanner.

#### iv) Suivi

Les anévrismes asymptomatiques de moins de 5 cm doivent être surveillés cliniquement et par échographie régulièrement. Il n'est pas conseillé d'utiliser le scanner ou l'IRM (hors cas complexe) pour la surveillance des AAA dont le diamètre antéro-postérieur (AP) est inférieur à 5 cm (26).

Le Collège français de chirurgie vasculaire recommande le schéma de surveillance des AAA asymptomatiques suivant (26) :

Taille de l'AAA	Conduite à tenir
Diamètre AP compris entre 25 et 30 mm (artériomégalie, ectasie mineure)	Contrôle à 5 ans
Diamètre AP compris entre 30 et 39 mm	Surveillance écho dans un délai de 1 à 3 ans
Diamètre AP entre 40 et 44 mm	Surveillance écho annuelle
Diamètre AP entre 45 et 49 mm	Surveillance écho semestrielle. Veiller à corriger les facteurs susceptibles d'interférer sur le risque opératoire en vue d'une prochaine intervention
Diamètre AP supérieur ou égal à 50mm	Indication opératoire recommandée

#### v) Traitement

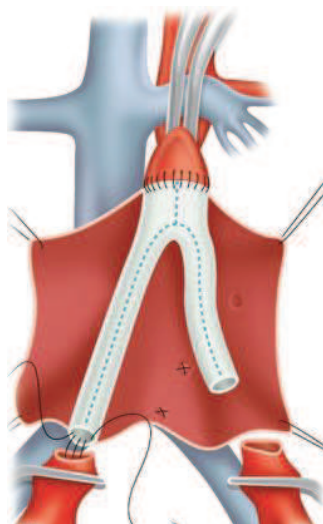
En France, le consensus est de traiter les AAA de plus de 5 cm aussi bien par les techniques chirurgicales conventionnelles qu'endovasculaires. Lorsque le risque opératoire est modéré, il peut être indiqué de traiter certains AAA de moins de 5 cm, par exemple ceux dont le diamètre augmente de plus de 10mm par an. Les anévrismes sacciformes et

symptomatiques doivent être traités plus précocement en raison du risque de rupture plus élevé.

Le bilan pré thérapeutique doit être exhaustif concernant le terrain (maladie anévrismale, risque vasculaire, tabagisme). Il faut noter que 60 % des malades atteints d'AAA présentent une pathologie coronarienne associée (27) mais il n'existe pas de consensus concernant le dépistage et le traitement des lésions coronaires associées à un AAA. La coronarographie n'est pas systématique mais est indiquée pour des patients sélectionnés en fonction de la présentation clinique (antécédents familiaux ou personnels de coronaropathie, angor d'effort) et d'examens complémentaires non invasifs.

### *Chirurgie ouverte*

Il s'agit de la méthode de référence. La technique de « mise à plat-greffe » a été décrite pour la première fois par Dubost en 1951 (28). Elle permet d'exclure l'anévrisme de circulation de manière complète et définitive. Il s'agit d'une mise à plat de l'anévrisme suivie d'un remplacement du segment aortique par une prothèse vasculaire aorto-aortique ou aorto-bi-iliaque. La mortalité opératoire de cette chirurgie est en moyenne de 2,1 % dans les études monocentriques, de 4,2 % dans les études multicentriques et 7,3 % dans les études de population (29). Les voies d'abord dépendent des habitudes de chaque opérateur et sont la voie transpéritonéale par laparotomie médiane et les voies rétropéritonéales par lombotomie gauche le plus souvent. La survenue d'ischémie colique postopératoire peut être évitée par la réimplantation de l'artère mésentérique inférieure en fonction du reflux ou de la pression résiduelle dans l'artère constatée en peropératoire. La conservation d'au moins une artère iliaque interne est souhaitable.

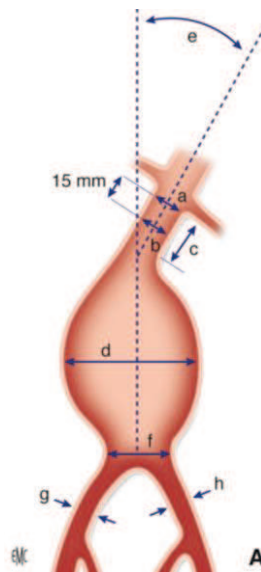


**Figure 2: Technique de mise à plat-greffe**  
(Source : EMC)

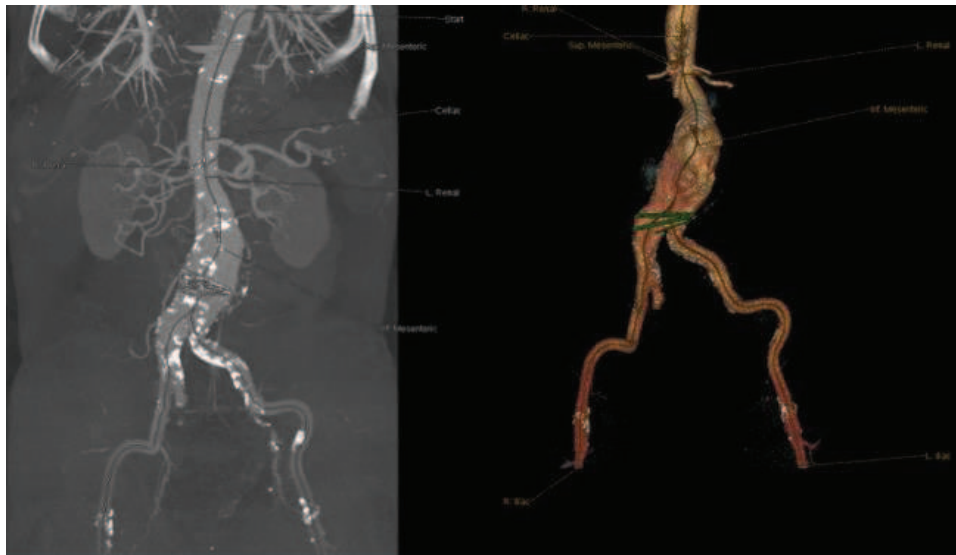
### *Traitement endovasculaire (endo vascular arterial repair « EVAR »)*

Depuis les premières implantations dans les années 1990 où il était réservé aux patients à risque chirurgical élevé, le traitement endovasculaire par endoprothèse n'a cessé de progresser et aujourd'hui l'EVAR est le traitement de choix pour la majorité des patients porteurs d'un AAA sous rénal. En effet, les complications post thérapeutiques ainsi que la mortalité post opératoire sont moindres que lors d'un traitement par chirurgie ouverte (30) (31). Depuis avril 2011, le risque chirurgical n'est plus spécifié dans l'indication (32), seuls les critères anatomiques suivants doivent être respectés : un collet aortique proximal d'au moins 15 mm de longueur et de moins de 32 mm de diamètre, une absence d'angulation du collet aortique de plus de 40° et des artères iliaques sans rétrécissement ni tortuosité sévère (Figure 3) (1).

Un relevé précis des mesures aortiques, à partir des données de l'imagerie (angioscanner ou angio-IRM), est nécessaire en préopératoire (Figure 4).



**Figure 3 : Mesures idéales permettant la pose d'une endoprothèse standard : c>15mm, b<32mm, angulation e<40°, 1 artère iliaque perméable (Source : EMC)**



Nom de la mesure	Longueur
InRnToProx (De la rénale inférieure au début de l'anévrisme)	34.4 ± 0.6 mm
InRnToDis (De la rénale inférieure à la fin de l'anévrisme)	133.4 ± 0.6 mm
ProxToDis (Hauteur de l'anévrisme)	105.0 ± 0.6 mm
RI_ength (Longueur de l'artère iliaque commune droite)	64.4 ± 0.6 mm
InRnToAort (De la rénale inférieure à la bifurcation aortique)	121.2 ± 0.6 mm
InRnToRI (De la rénale inférieure à la bifurcation iliaque droite)	185.6 ± 0.6 mm
InRnTo_L (De la rénale inférieure à la bifurcation iliaque gauche)	193.1 ± 0.6 mm

**Figure 4 : Tableau de résumé du relevé de mesures préthérapeutique obtenu après angi scanner aortique**

L'EVAR a pour but d'exclure complètement l'anévrisme de la circulation artérielle en disposant dans l'aorte anévrismale une endoprothèse couverte. La mise en place de l'endoprothèse se fait par abord des artères fémorales communes, soit chirurgical, soit percutané sous anesthésie locale ou générale. Toute la procédure est réalisée sous contrôle radiologique par amplificateur de brillance.

Trois configurations prothétiques sont possibles : le tube aorto-aortique qui n'est pratiquement plus utilisé actuellement, l'endoprothèse aorto-bi-iliaque (Figure 5), l'endoprothèse aorto-uni-iliaque associée à un pontage croisé et un bouchon occlusif endovasculaire disposé dans l'artère iliaque primitive controlatérale. Il n'y a actuellement pas

de consensus sur le meilleur montage, l'endoprothèse bifurquée semblant recueillir les faveurs des auteurs quand les conditions anatomiques sont favorables (31).

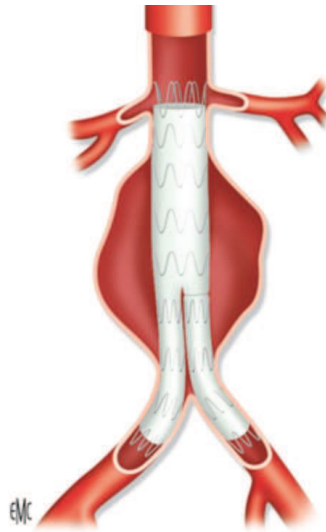


Figure 5 : Schéma d'une endoprothèse aorto bi-iliaque (Source : EMC)

#### vi) Suivi post EVAR

Les endoprothèses aortiques font l'objet d'une surveillance en combinant plusieurs modalités d'imagerie, notamment l'échographie-doppler et l'angioscanner.

Les endofuites, compte tenu de leur risque d'évolutivité sur le sac anévrysmal doivent être diagnostiquées précocement.

En France, la Haute Autorité de Santé a établi ce calendrier de surveillance des patients post EVAR (1) : en dehors du contrôle angiographique réalisé en fin de procédure, le suivi doit comporter : en postopératoire immédiat ou dans les 30 jours qui suivent l'implantation :

- Une radiographie de l'abdomen sans préparation sous 3 incidences (face, profil et trois-quarts).
- Un examen tomodensitométrique avec acquisitions précoce et tardive après injection de produit de contraste.
- Si l'examen tomodensitométrique ne peut être réalisé, un examen par imagerie de résonance magnétique (IRM).

- Si l'IRM ne peut être réalisée, une échographie-Doppler vasculaire.

En l'absence d'endofuite, de détérioration de la prothèse endovasculaire ou d'évolutivité de l'anévrisme, les examens suivants devront être réalisés à 6 mois puis annuellement, en l'absence de complication :

- Un examen tomodensitométrique avec injection de produit de contraste.
- Si l'examen tomodensitométrique ne peut être réalisé, un examen par imagerie de résonance magnétique (IRM) couplé à une radiographie de l'abdomen sans préparation sous 3 incidences (face, profil et trois-quarts).
- Si l'IRM ne peut pas être réalisée, une échographie-Doppler couplée à une radiographie de l'abdomen sans préparation sous 3 incidences (face, profil et trois-quarts).

En présence d'une endofuite, d'une détérioration de l'endoprothèse, ou d'une évolutivité de l'anévrisme, un traitement correctif doit être discuté. S'il n'est pas jugé nécessaire, la surveillance doit être répétée 3 mois plus tard. La persistance ou l'aggravation des anomalies observées peut conduire à prendre des mesures correctives, consistant en un traitement endovasculaire ou chirurgical. La stabilité des anomalies observées ou la disparition d'une endofuite permet de revenir à une surveillance habituelle telle que mentionnée ci-dessus.

Cependant, compte tenu de l'importance de l'irradiation générée par la répétition des scanners de contrôle ainsi que de la néphrotoxicité des produits de contraste iodés, certains auteurs suggèrent d'effectuer le suivi post-EVAR via l'écho-doppler si aucune endofuite ou croissance du sac anévrisimal n'est détectée sur le scanner effectué à 30 jours (33). Il a aussi été recommandé de supprimer le scanner de contrôle des 6 mois si le scanner à 30 jours ne montre pas d'endofuite (33) (34). Il a par ailleurs été démontré l'excellente sensibilité (97,5% vs 62,5%) et valeur prédictive négative (97,3% vs 63,1%) de l'échographie de contraste par rapport à l'échographie doppler classique dans le diagnostic des endofuites (35) (36). Ainsi, la Fédération française d'imagerie cardio-vasculaire (FICV) recommande désormais le schéma de suivi suivant (Figure 6) afin de limiter l'irradiation et l'exposition aux néphrotoxiques (37) (7). Néanmoins, d'après une étude très récente, seuls 43% des patients sont compliant dans leur suivi post EVAR (38).

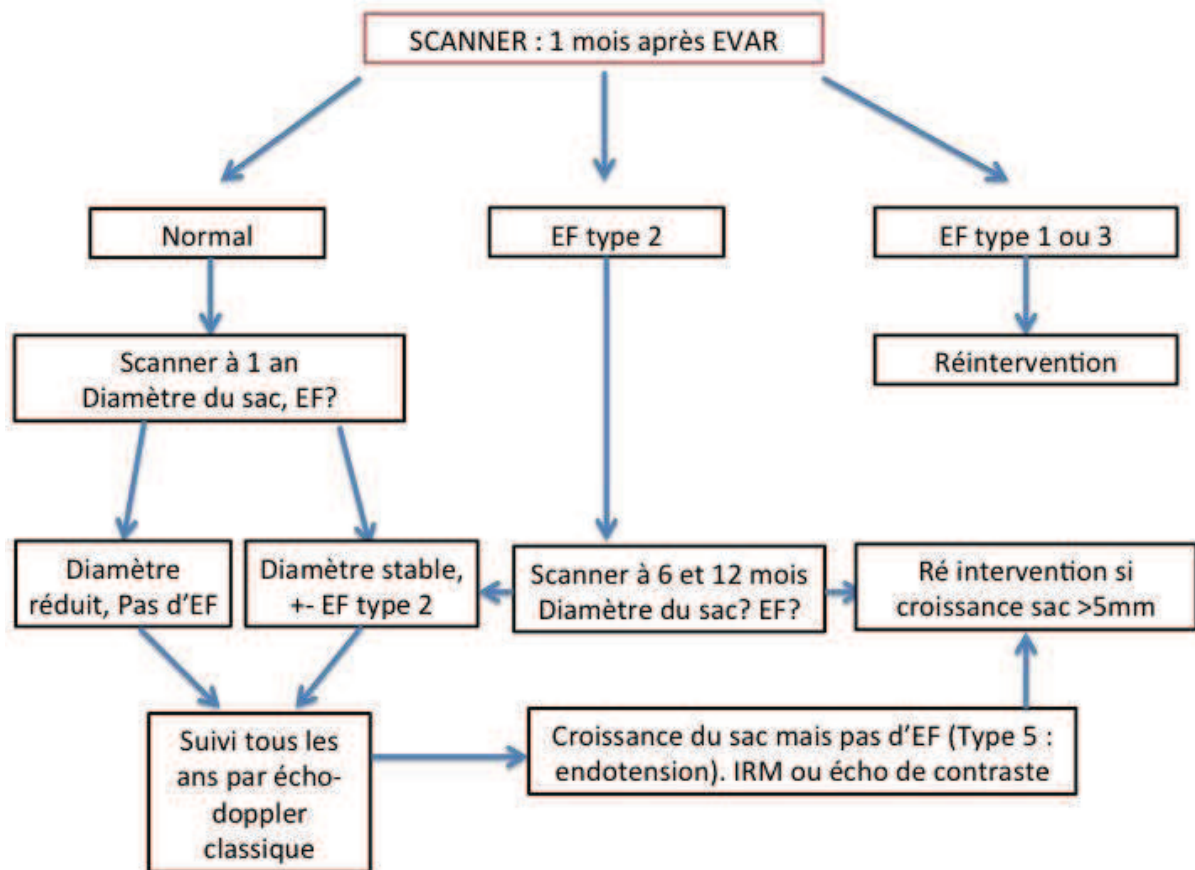


Figure 6 : Schéma de suivi post EVAR proposé par la FICV (EF) : Endofuite

## b) Endofuites

### i) Définition

Les endofuites sont la principale complication à rechercher après EVAR. Elles sont heureusement moins fréquentes avec les endoprothèses récentes qu'avec les prothèses de première génération. L'endofuite se définit par la persistance d'un flux sanguin circulant entre l'endoprothèse et la paroi de l'anévrisme. Elle maintient une pression dans le sac anévrisimal, source d'évolutivité, voire de rupture d'anévrisme. Les endofuites ont été classées en cinq types définis par White (2) (3) (4) (Figure 7).

D'après les 6787 patients du registre Eurostar, l'incidence des endofuites de type 1 et de type 3 est de 6%, celles des endofuites de type 2 est de 11,8% (39). La fréquence des endofuites de type 5 est moins documentée et a été estimée à 3,1% sur la cohorte de 160 patients étudiée par Mennander et al (40).

### *Type 1*

Les endofuites de type I, proximales (IA) ou distales (IB) sont les plus dangereuses. Elles correspondent à un défaut d'attache de l'endoprothèse à la paroi par ouverture incomplète, tortuosité ou angulation. En effet, dans ce cas, la pression dans le sac anévrismal reste égale à la pression systémique et le risque de rupture persiste.

### *Type 2*

Les endofuites de type II sont liées au reflux par les artères collatérales de l'aorte sous-rénale, principalement les artères lombaires et l'artère mésentérique inférieure. Les collatérales lombaires sont alimentées par les branches lombaires ascendantes des artères hypogastriques. Elles communiquent entre elles par des réseaux collatéraux secondaires. La mésentérique inférieure est alimentée par l'arcade de Riolan. Ces endofuites, provenant d'une ou de plusieurs collatérales, ont des évolutions aléatoires. Elles peuvent être temporaires : 60% se thrombosent spontanément. Elles peuvent récidiver dans des délais variables. Longtemps considérées comme anodines, elles sont néanmoins statistiquement associées à une progression lente des diamètres du sac (41)

### *Type 3*

Les endofuites de type III se font par soit par déconnexion des jambages composant l'endoprothèse soit par fracture de la prothèse et sont particulièrement dangereuses. Elles surviennent après un délai assez long pendant lequel la dépressurisation temporaire de l'anévrisme a contribué à l'atrophie de la paroi de l'aorte. Cette paroi atrophiée ne peut pas résister à une brutale re-pressurisation et expose donc à une éventuelle rupture. Aujourd'hui, elles sont devenues rares, principalement grâce aux nouvelles prothèses au nitinol ainsi qu'aux polyesters plus résistants.

### *Type 4*

Les endofuites de type IV sont des micro fuites qui se produisent par porosité au niveau des sutures entre les composants métalliques qui constituent l'armature de la prothèse. Elles maintiennent une pression dans le sac qui entraîne soit l'absence de régression du diamètre, soit son augmentation. La croissance de l'anévrisme peut à terme aboutir à un élargissement des collets et une migration de l'endoprothèse.

### *Type 5*

Les endofuites de types V sont dues à une porosité excessive de la prothèse qui aboutit à la constitution d'un sérome péri prothétique. Elles se définissent par la persistance de la pressurisation de l'AAA après traitement endovasculaire malgré l'absence d'endofuite détectable et sont aussi appelées « endotension ».



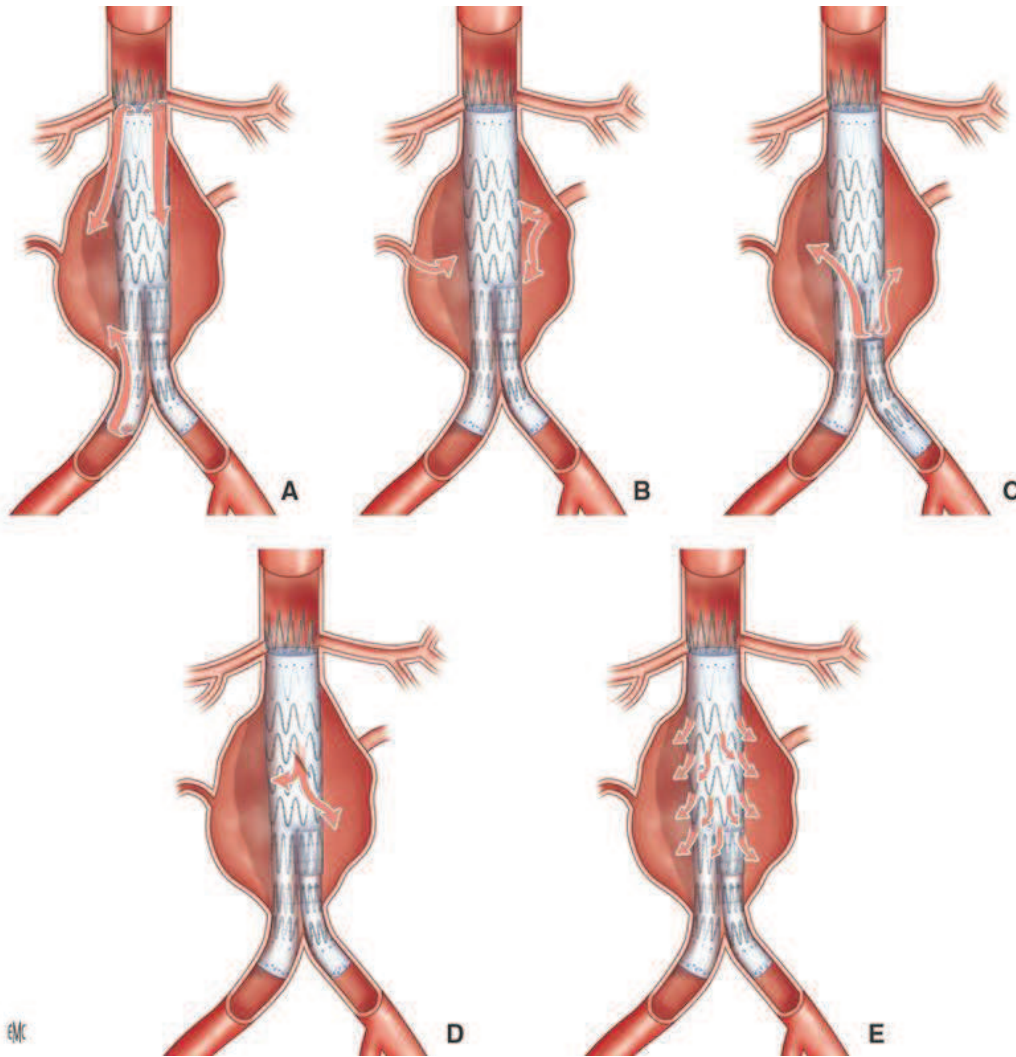


Figure 7: Types d'endofuites. Type 1 (A) ; type 2 (B) ; type 3 (C) ; type 4 (D) ; type 5 (E).  
(Source : EMC)

## ii) Diagnostic

Désormais, la FICV propose un suivi d'imagerie multi modal post EVAR afin de limiter l'exposition aux rayons X et aux produits néphrotoxiques (37) (7) (Figure 6) .

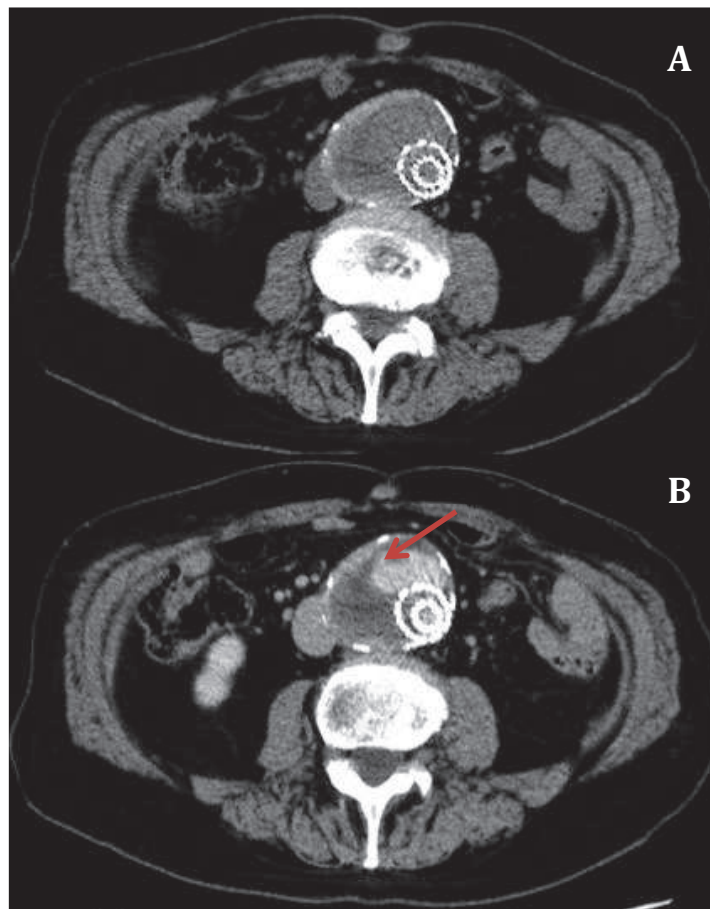
### *Radiologie conventionnelle*

Objectiver la structure macroscopique de l'endoprothèse est toujours un élément indispensable du suivi post EVAR afin de rechercher d'éventuelles luxations, dilatations, fractures ou déconnexion de l'une des branches de la prothèse. Ces éléments peuvent être retrouvés sur un cliché antéro postérieur d'abdomen sans préparation. Néanmoins, les endofuites ne sont pas visibles directement par cette technique. En pratique, l'analyse de la structure de l'endoprothèse se fait désormais sur les reconstructions volumiques du scanner (42) et de ce fait, les clichés conventionnels sont de moins en moins effectués.

### Scanner

La détection des endofuites en scanner est relativement simple. Elle nécessite une injection de produit de contraste iodé et elle est basée sur la présence d'un flux de produit de contraste partant de l'extérieur de la prothèse et venant ré-injecter le sac anévrisimal (Type II), sur la présence de microfuites péri-prothétiques (type IV) et sur la croissance du sac anévrisimal (Type V). L'acquisition est faite d'abord au temps artériel, puis 2 minutes après injection. Au préalable, une acquisition sans injection est effectuée afin de rechercher des hyperdensités spontanées dans le sac anévrisimal afin de ne pas les confondre avec une endofuite (43) (Figure 8). La prise de contraste du sac anévrisimal est définie comme une modification de plus de 20 UH de la densité du sac anévrisimal entre la série sans injection et les séries injectées

Les principaux inconvénients de cette technique sont ceux du scanner en général, c'est à dire l'exposition répétée aux rayons X et l'injection de produits de contraste iodés, potentiellement néphrotoxiques et allergènes (7)

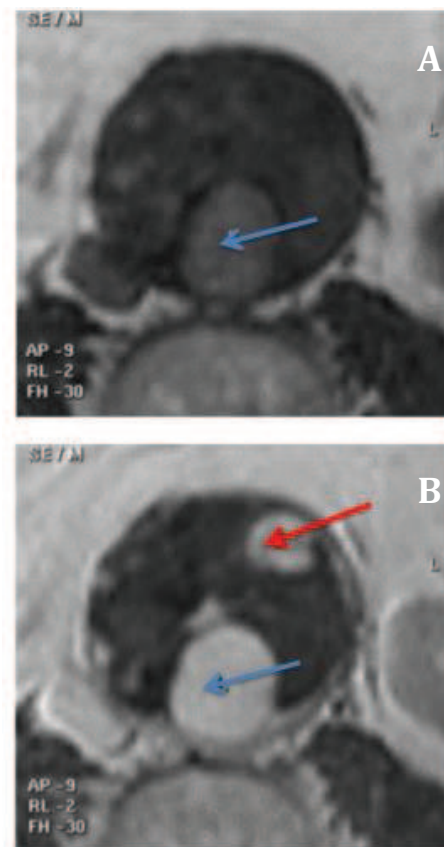


**Figure 8 : Détection d'une endofuite par scanner. L'acquisition sans injection (A) ne montre pas d'hyperdensité spontanée dans le sac anévrisimal. L'acquisition au temps artériel (B) montre une prise de contraste du sac (flèche rouge) en rapport avec une endofuite de type 2.**

## IRM

L'exploration par IRM consiste en une séquence axiale pondérée T1 en écho de gradient associée à une angiographie par résonance magnétique (MRA) axial et coronal pondérée T1 après administration dynamique intraveineuse de gadolinium (44). Comme en scanner, l'endofuite est définie comme un rehaussement en dehors de l'endoprothèse au sein du sac anévrisimal en comparaison à la séquence avant injection de gadolinium (Figure 9) (45).

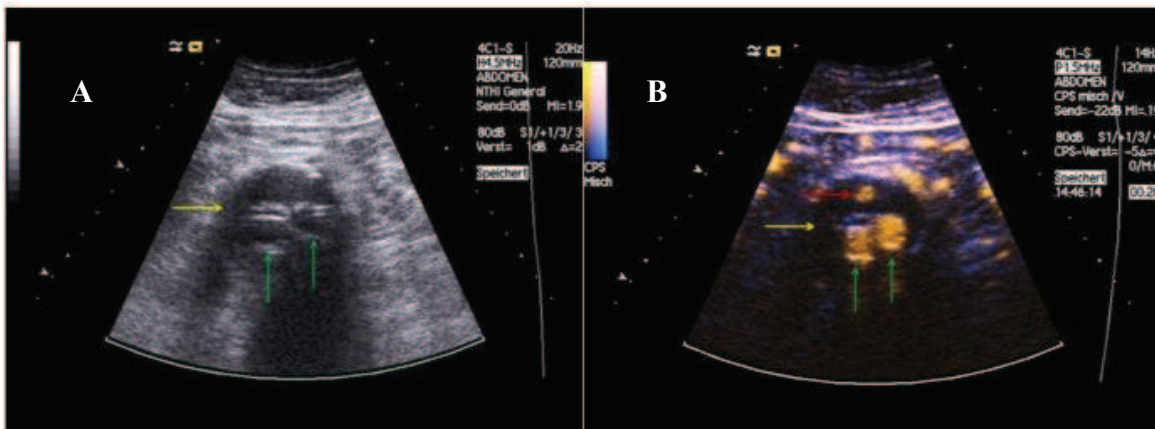
L'IRM a comme principaux avantages l'absence d'irradiation et peut être utilisée dans le cadre de l'insuffisance rénale chronique terminale. Néanmoins cette technique a des inconvénients, en plus des contre indications classiques à l'IRM, principalement les artéfacts de susceptibilité magnétiques pouvant être générés par la prothèse qui peuvent entraîner une distorsion de l'image et rendre l'examen ininterprétable (7). Il existe aussi par ailleurs un risque théorique de chauffage de la prothèse même si aucun cas n'a été décrit à 1,5 Tesla (46).



**Figure 9 : Détection d'une endofuite en IRM. Séquence axiale T1 avant injection de Gadolinium (A). Séquence T1 après injection de Gadolinium au temps artériel (B). La flèche rouge montre une fuite de produit de contraste au sein du sac anévrisimal, en rapport avec une endofuite. La flèche bleue montre la lumière de l'endoprothèse**

## Echographie / Echographie de contraste

L'exploration ultrasonographique, avec injection de produit de contraste ou non offre plusieurs avantages : pas de toxicité rénale induite, pas d'exposition aux rayons X, technique plus accessible et dont le coût est moins élevé que les autres modalités de suivi, même si l'échographie de contraste n'est pas encore remboursée en France (7). L'échographie est désormais aussi fiable que le scanner pour évaluer le diamètre du sac anévrismal (47). L'échographie de contraste est réalisée en injectant par voie intra veineuse des microbulles stabilisées et permet de visualiser les endofuites sous la forme d'un rehaussement à l'intérieur du sac anévrismal en dehors de l'endoprothèse (Figure 10) (48) (49). Néanmoins, l'échographie avec ou sans contraste trouve ses limites chez les patients obèses, porteurs d'une hernie abdominale et peut être gênée par les gaz digestifs. De plus, elle ne permet pas d'apprécier la structure mécanique de l'endoprothèse (7).



**Figure 10 (49) : Détection d'une endofuite de type 2 en échographie doppler . A : Echographie mode B classique. B : Echographie après injection de produit de contraste. Les flèches vertes montrent la lumière de l'endoprothèse, la flèche jaune montre le sac anévrismal et la flèche rouge désigne la prise de contraste du sac anévrismal en dehors de la prothèse en rapport avec une endofuite de type 2.**

### iii) Traitement

Les endofuites de type I et III exposent à la rupture secondaire rapide de l'AAA et doivent être traitées rapidement. Les fuites de type II peuvent se tarir spontanément ou persister et maintenir un stress pariétal sur la paroi anévrismale faisant persister une évolutivité, un risque de rupture de l'anévrisme ou de déconnexion de jambage. Il est ainsi observé un taux de ré-intervention de 20 à 30 % à 6 ans. (50) (51) (52).

#### *Type 1*

Les endofuites de type I, proximal ou distal doivent être traitées si possible par technique endovasculaire qui consistent, lorsque cela est possible, à couvrir l'endofuite par une extension proximale. Lorsqu'il y a une migration importante avec un collet assez long, cette technique est relativement simple. Par un court abord fémoral, ou par voie percutanée, l'extension aortique est montée dans l'ancienne endoprothèse et placée entre le bord inférieur des artères rénales et le corps de la prothèse. Pour limiter les déconnexions ultérieures on doit utiliser des surfaces de recouvrement d'au moins un stent. Parfois le collet est court et cette technique est aléatoire. On peut alors avoir recours à une extension fenêtrée.

#### *Type 2*

En l'absence d'évolutivité de l'anévrisme, elles sont surveillées. En cas d'endofuites massives ou d'évolutivité, une intervention est licite. On fait appel le plus souvent à des techniques endovasculaires. La plus utilisée est l'embolisation. (53) (54)

L'embolisation de l'artère mésentérique inférieure est réalisée sous anesthésie locale. Par ponction fémorale, on monte un cathéter dans l'artère mésentérique supérieure. Puis un microcathéter est poussé dans l'arcade de Riolan jusqu'à l'ostium de l'artère mésentérique inférieure. Des microcoils sont placés dans l'anévrisme et à l'origine de l'artère mésentérique inférieure.

L'embolisation des artères lombaires est réalisée par cathétérisme sélectif des artères hypogastriques. Un microcathéter est ensuite placé le plus distalement possible pour emboliser l'émergence des artères lombaires depuis l'aorte. Il faut souvent emboliser plusieurs de ces artères, qui réalisent parfois un véritable cavernome.

En cas d'échec des techniques de cathétérisme sélectif, il est possible de ponctionner directement l'anévrisme par une voie lombaire et tenter d'emboliser les orifices successivement ou de mettre en place des substances thrombosantes.

### *Type 3*

Elles peuvent être traitées par le réaligement des deux segments d'endoprothèses. Pour ce faire, il faut cathétériser successivement le segment distal puis proximal par ponction fémorale homolatérale. On peut alors interposer entre les deux segments une nouvelle endoprothèse qui assure l'étanchéité. Lorsque ceci n'est pas possible, il convient de réaliser une endoconversion, c'est à dire de changer la prothèse par voie endovasculaire.

### *Type 4 et 5*

Elles peuvent être traitées par endoconversion ou par conversion chirurgicale classique.

## **c) Scanner double énergie**

### **i) Principes**

L'examen tomодensitométrique conventionnel est basé sur la mesure du coefficient d'atténuation linéaire (mesuré en unité Hounsfield, UH) de chaque structure pour un kilovoltage (kV) donné. Le kilovoltage est la tension appliquée au tube de rayons X. La principale limite à cette technologie est que deux éléments donnés, comme le calcium et l'iode peuvent avoir une densité UH voisine pour un kV donné. Le kilo-electron-volt (keV) est l'unité de mesure de l'énergie des photons X.

Le scanner double énergie, aussi appelé scanner spectral ou imagerie spectrale est une technique évaluée depuis la fin des années 1970 (55) et disponible commercialement depuis la fin des années 2000 (56), basée sur la capacité à distinguer des structures au sein d'un voxel en utilisant deux faisceaux de rayons X d'énergie différents (80 et 140kVp), le kilo volt peak (kVp) étant l'énergie maximale d'un faisceau de rayons X.

Les éléments soumis à un faisceau de rayons X n'atténuent pas les photons de manière équivalente suivant l'énergie des photons incidents (57) (Figure 11). Du fait de la différence d'atténuation en fonction de l'énergie du faisceau, le scanner va pouvoir déterminer la concentration d'un élément dans un voxel (58) (Figure 12). Grace à cette propriété, une fois que la concentration d'un élément est déterminée, le logiciel de post traitement va pouvoir générer des images en différenciant les matériaux contenus dans un voxel. Il est donc possible en post traitement de différencier une paire de matériaux. L'une des paires les plus utilisées

est la paire Eau / Iode. Le logiciel, sachant quelle concentration d'eau et d'iode se trouve dans chaque voxel, va pouvoir soustraire l'un de ces deux éléments de l'image.

On aura ainsi accès à deux types d'images dites « polychromatiques » en densité de matériaux (Figure 13) :

- Une série appelée Water (Iodine) où l'iode aura été soustraite de l'image, réalisant une série virtuelle sans injection
- Une série appelée Iodine (Water) où l'eau aura été soustraite de l'image réalisant ainsi une cartographie d'iode

De plus, à partir de ces acquisitions faites aux niveaux d'énergie 80 et 140kVp et des courbes d'atténuation générées, on peut obtenir grâce au logiciel de post-traitement une image « monochromatique » (Figure 14) de 40 à 140 keV soit 101 niveaux d'énergie (58). Il est ainsi possible de choisir, pour une image donnée, le niveau d'énergie permettant une analyse avec le meilleur rapport signal sur bruit (Figure 15).

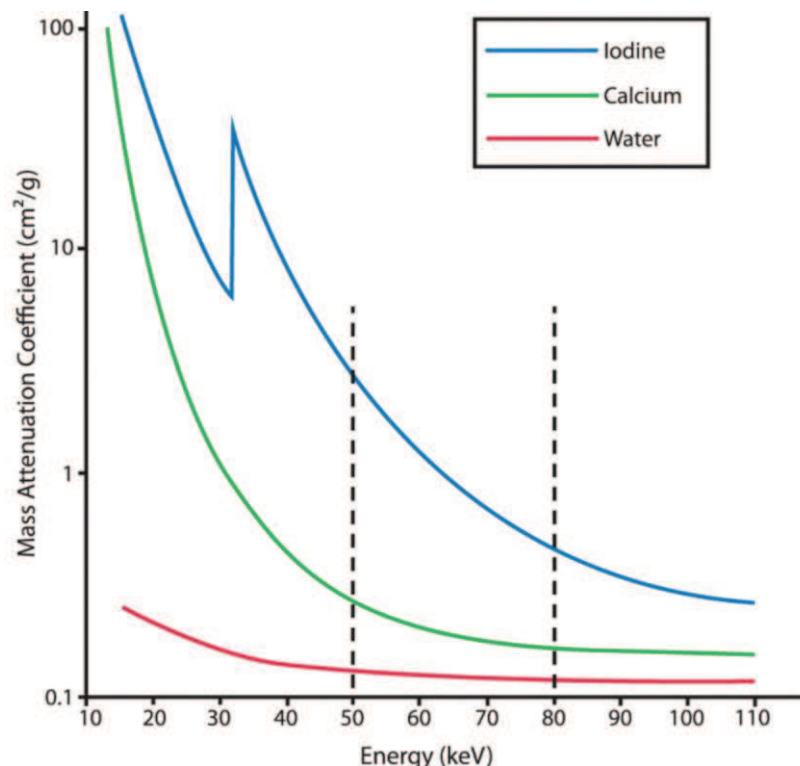


Figure 11 (57) : Graphique représentant l'atténuation de l'iode, du calcium et de l'eau en fonction de l'énergie des photons. Les deux barres en pointillés représentent grossièrement l'énergie moyenne des photons des deux hélices à 80kVp (Emoy=50keV) et à 140kVp (Emoy=80keV).

Le pic d'atténuation de l'iode (33,2keV) est représenté sur la courbe bleue.

Il existe une plus grande différence d'atténuation entre l'iode et l'eau à 50keV plutôt qu'à 80keV.

Ces matériaux peuvent donc être caractérisés en comparant leur atténuation à basse énergie à leur atténuation à haute énergie, base de la différenciation entre ces deux structures par le scanner double énergie.

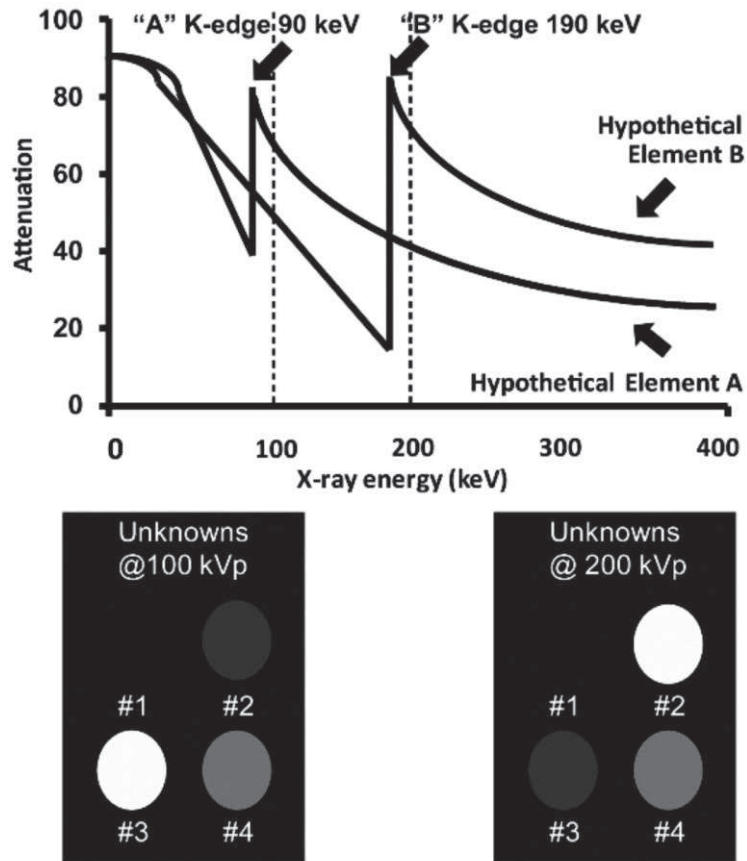


Figure 12 (58) : Principe de la différenciation entre les structures par le scanner double énergie :

- Soit deux éléments A et B ayant un coefficient d'atténuation (k edge) égal à 90keV (Elément A) et 190keV (Elément B) et quatre solutions contenant ces deux éléments dans des concentrations inconnues. On soumet ces quatre solutions à deux énergies différentes, proches du pic d'atténuation de chaque élément (100 et 200 kVp)

- La solution 1 n'atténue ni à 100 ni à 200kVp, elle ne contient donc pas d'élément A ou B
- La solution 2 atténue plus à 200kVp qu'à 100kVp, elle contient donc plus d'élément B que d'élément A
- La solution 3 atténue plus à 100kVp qu'à 200kVp, elle contient donc plus d'élément A que d'élément B
- La solution 4 atténue autant à 100kVp qu'à 200kVp, elle contient autant d'élément A que d'élément B



Images Polychromatiques

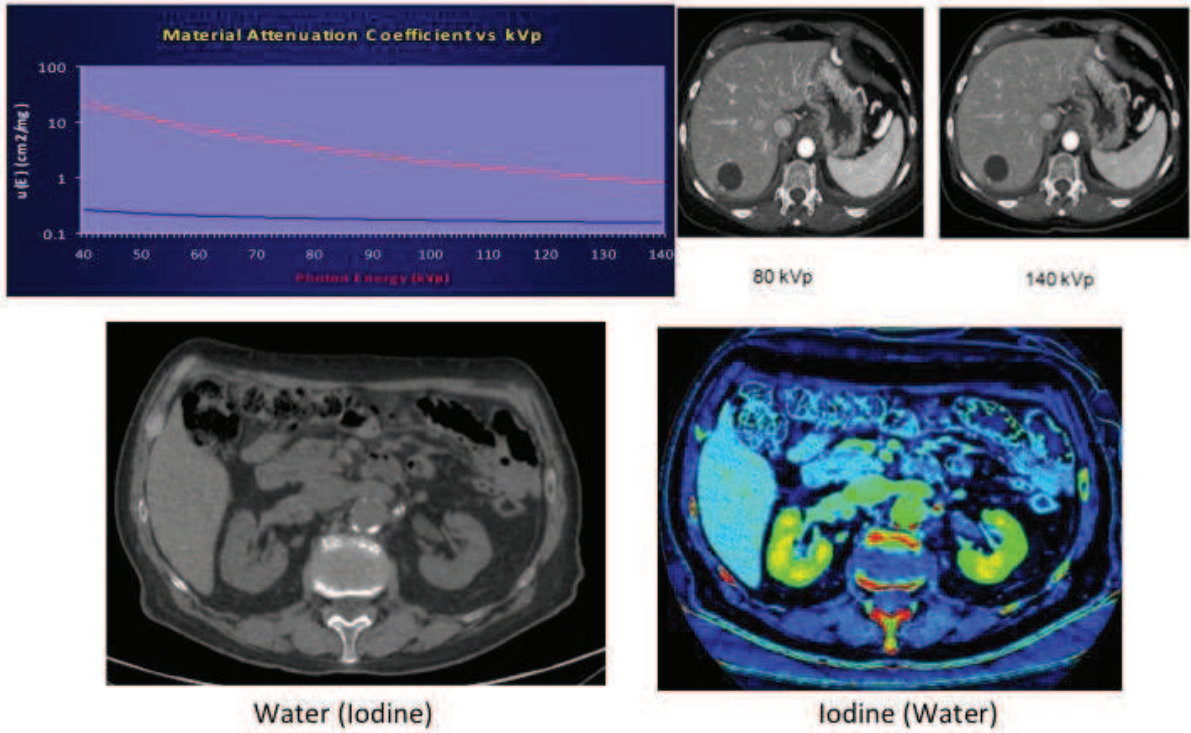


Figure 13 : Images « Polychromatiques ». L'iode et l'eau ont des coefficients d'atténuation différents selon le niveau d'énergie auquel ils sont soumis. C'est cette différence d'atténuation qui permet de soustraire l'un des deux éléments de l'image.

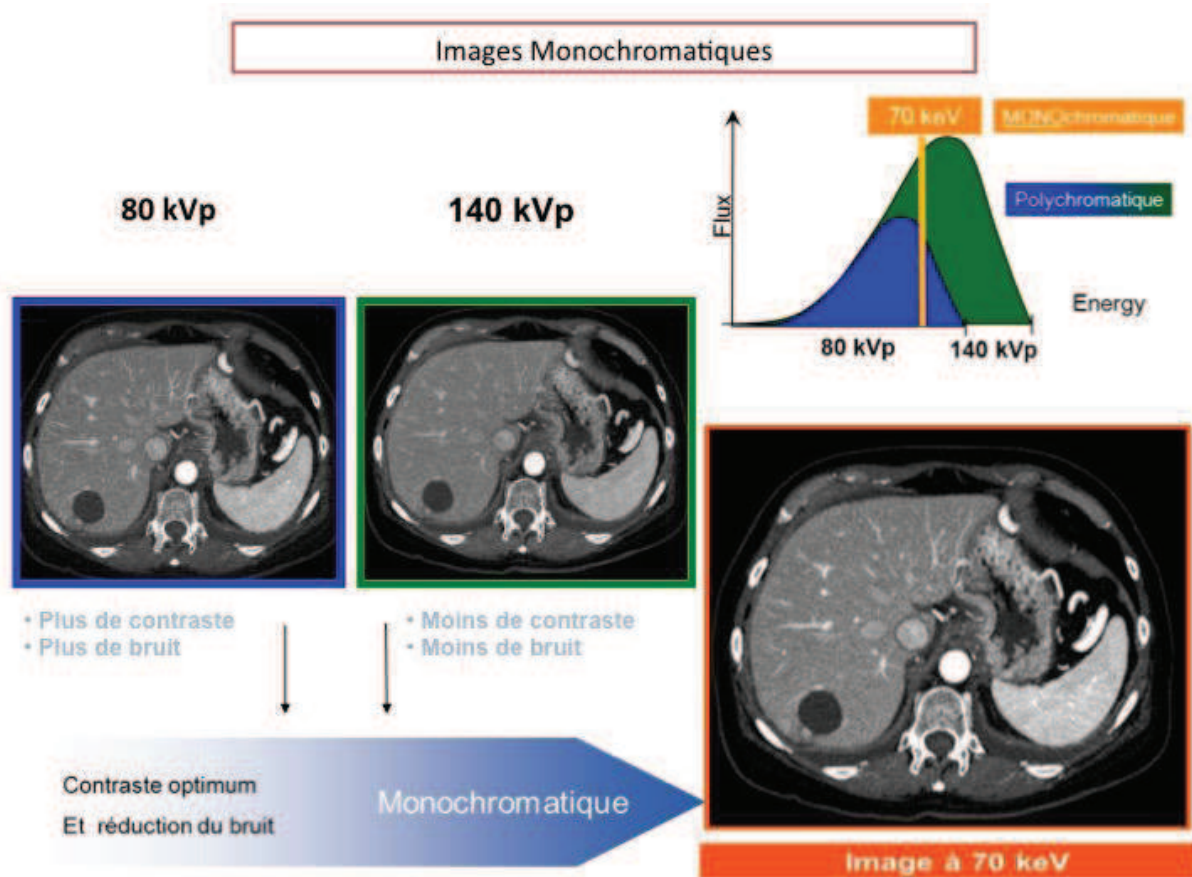


Figure 14 : A partir des acquisitions faites aux niveaux d'énergie 80 et 140kVp, on peut obtenir grâce au logiciel de post-traitement une image « monochromatique » de 40 à 140 keV soit 101 niveaux d'énergie. Il est ainsi possible de choisir, pour une image donnée le niveau d'énergie permettant une analyse avec le meilleur rapport signal sur bruit.

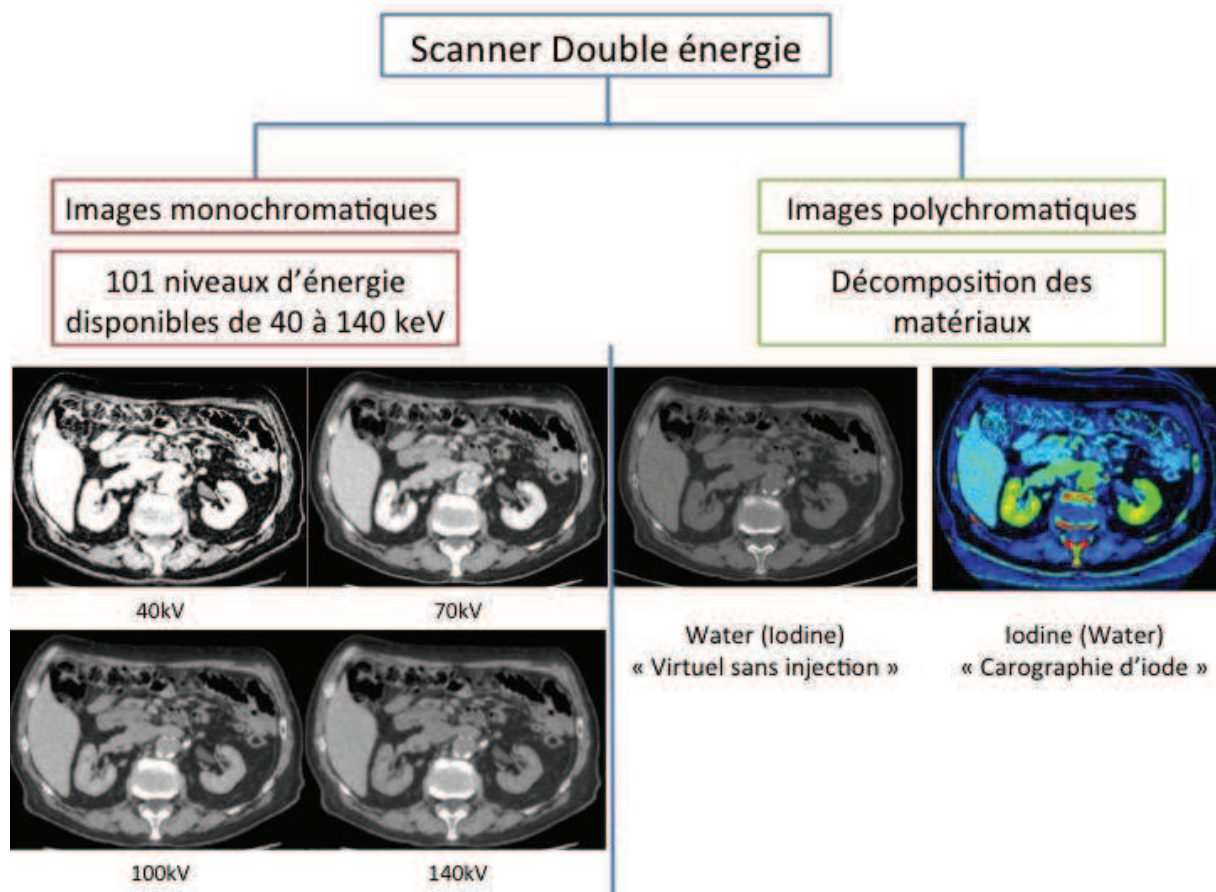


Figure 15 : Récapitulatif des images générées par l'imagerie spectrale

## ii) Technologies

Il existe aujourd'hui trois technologies différentes pour obtenir une image double énergie (12) :

### *Double source*

Emission par deux tubes placés à 90° d'écart en rotation simultanée de deux faisceaux d'énergie différents : un spectre à bas (80kVp) et haut (140kVp) kilovoltage, avec une rangée de détecteurs en face de chaque tube (Siemens Healthcare, Erlangen, Allemagne)

Le scanner double tube présente comme principal avantage de pouvoir optimiser les paramètres (kV, mA et filtres) pour chaque tube de façon indépendante et de pouvoir séparer les données entre les deux niveaux d'énergie. Cependant le champ de vue (FOV) utilisable pour le mode double énergie est limité car il se trouve au centre du croisement des faisceaux (environ 33cm) , ce qui limite son utilisation dès que le périmètre à explorer augmente.

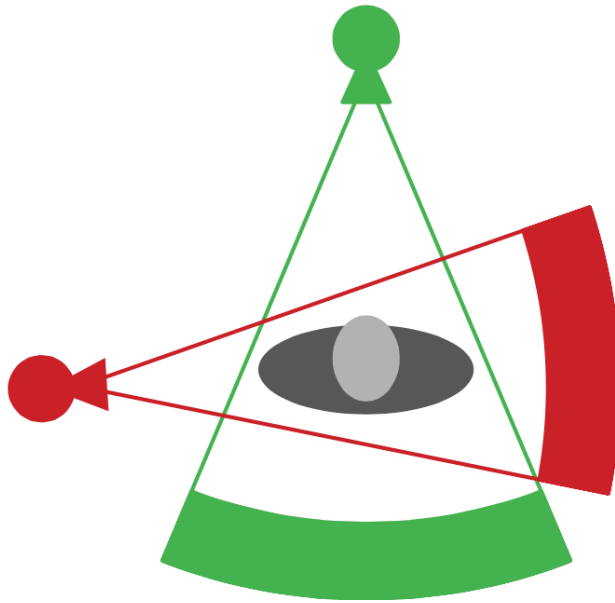


Figure 16 : Schéma de la technologie Double Source

*Simple source*

Emission par un seul tube d'un faisceau alternant très rapidement deux niveaux d'énergie, par commutation ultra rapide de la tension (80 et 140 kVp) du tube (GE Healthcare, Milwaukee, Wi, USA). Le principal avantage de cette technologie est de permettre des acquisitions avec un FOV de taille comparable (50cm) à ceux utilisés en scanner conventionnel.

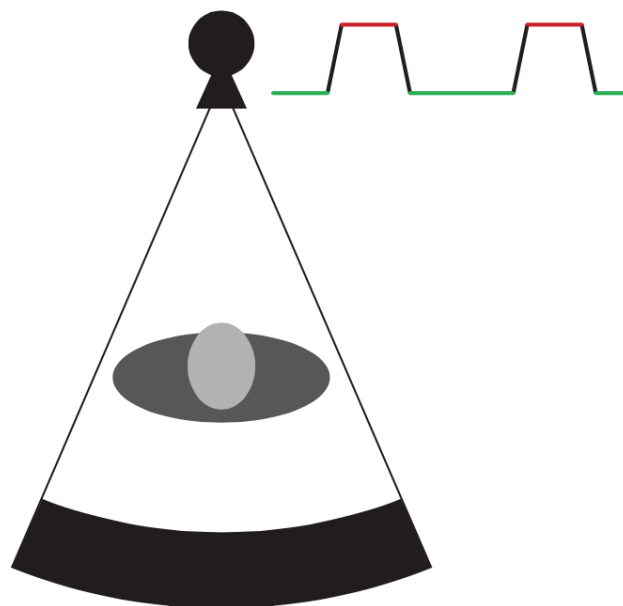
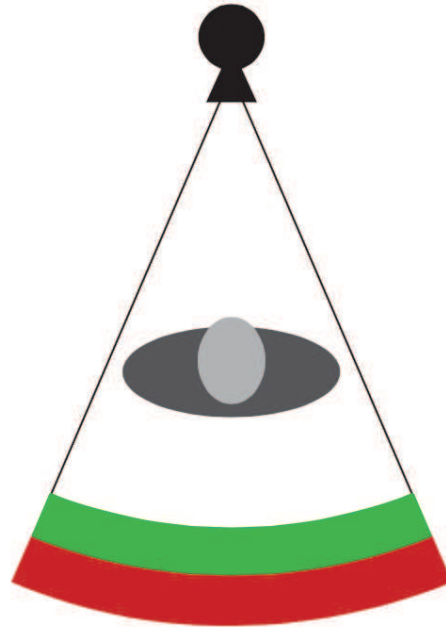


Figure 17 : Schéma de la technologie Simple Source

### *Detector selection*

Emission par un seul tube d'un faisceau polychromatique. Analyse du signal par deux couches de détecteurs traitant chacune un niveau d'énergie (Prototype)



**Figure 18 : Schéma de la technologie detector selection**

On obtient donc, quelque soit la méthode employée, deux volumes de données superposables à deux tensions différentes en une seule acquisition.

### **iii) Séries MSI**

Les séries « Material Supressed Iodine » (MSI) sont des séries virtuelles sans injection de développement récent obtenues à partir des images monochromatiques d'une acquisition double énergie simple source. L'algorithme de reconstruction permettant la suppression de l'iode de l'image est basé sur le remplacement du volume estimé de contraste dans chaque voxel par le même volume de la matière que le contraste a déplacé, à savoir le sang (14).

### **3) Etude**

#### **a) Objectif**

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer l'intérêt clinique de la série VSI par MSI en la comparant à la série sans injection dans le suivi des endoprothèses aortiques et le diagnostic des endofuites. L'objectif secondaire est d'évaluer la série CI dans le diagnostic des endofuites.

#### **b) Matériels et méthodes**

##### *Population*

Entre février 2014 et août 2014, vingt-cinq patients porteurs d'une endoprothèse aortique mise en place pour traitement d'un anévrisme de l'aorte abdominale ont été étudiés. Ils ont bénéficié dans cadre de leur surveillance habituelle post EVAR d'un scanner double énergie à la place du scanner simple énergie réalisé en routine dans notre centre. Tous les patients présentaient une clairance de la créatinine selon MDRD supérieure à 30 ml/min. Aucun n'avait d'antécédent de réaction anaphylactique sévère aux produits de contraste iodés. Les caractéristiques démographiques des patients de l'étude sont résumées dans le tableau 1. L'âge moyen des patients était de 70 ans  $\pm$  10 (43-89). Il existe notamment dans la population étudiée plus d'hommes que de femmes (92% vs 8%). La majorité des patients étudiés (64%) était par ailleurs asymptomatique au moment du traitement par endoprothèse. Deux anévrismes (8%) étaient rompus lors de la prise en charge.

Les patients ont été dans 88% des cas traités par endoprothèse aorto bi-iliaque, dans les autres cas le traitement consistait en une prothèse aorto uni-iliaque avec occlusion iliaque controlatérale associée à un pontage croisé inter-fémoral. Dans notre population, 8 endofuites soit 32% des patients de l'étude ont été diagnostiquées. Parmi ces endofuites, 87,5% étaient des endofuites de type 2. Il n'a pas été mis en évidence d'endofuite de type 1, de type 3 ni de type 4.

### *Technique d'acquisition*

Tous les examens ont été réalisés sur un scanner à 64 détecteurs (Discovery CT 750 HD, GE Healthcare, Milwaukee, Wi, USA). Le protocole d'acquisition était composé des séries suivantes : acquisition sans injection (SI), acquisition au temps artériel mono énergie réalisée après détection automatique du bolus de contraste dans l'aorte abdominale sus rénale et acquisition tardive à 2 minutes double énergie réalisée à 80kVp et à 140kVp. Le même produit de contraste était utilisé pour chaque patient, un produit de contraste de haute concentration était choisi afin d'obtenir le meilleur contraste vasculaire (iomeprol, Iomeron® 400, Bracco, Milan, Italy). Le produit de contraste était injecté selon un protocole biphasique habituel par voie intra veineuse périphérique à un volume de 80ml, à un débit de 3,5 ml/s puis 40 ml de sérum physiologique injecté à 3 ml/s. Les patients ont été installés en décubitus dorsal. L'acquisition était réalisée dans le sens cranio-caudal. Le volume examiné partait des coupes diaphragmatiques jusqu'à la bifurcation iliaque pour les séries sans injection et tardives ; pour l'acquisition au temps artériel, le volume couvrait jusqu'aux trépièdes fémoraux. Une apnée pendant l'acquisition des données était requise. L'index de dose scannographique de volume (CTDIvol) et le produit dose longueur (PDL) étaient enregistrés pour chaque phase. Le PDL était obtenu en multipliant le CTDIvol par la longueur du volume exploré.

### *Post traitement*

Une série virtuelle sans injection (VSI) par « Material Supressed Iodine » (MSI) ainsi qu'une cartographie d'iode (CI) ont été obtenues avec le logiciel GSI Volume Viewer (GE Healthcare, Milwaukee, Wi, USA).

Les différentes mesures de densité, établies à l'aide de régions d'intérêt (ROI), sont exprimées en unité Hounsfield, à l'exception des mesures effectuées sur la cartographie d'iode, exprimées en µg/ml.

Pour chaque patient, trois ROI sont placées respectivement dans le sac anévrisimal, dans le muscle psoas gauche puis au sein de la lumière de l'endoprothèse et sont comparées entre les séries sans injection et VSI (Figure 19).

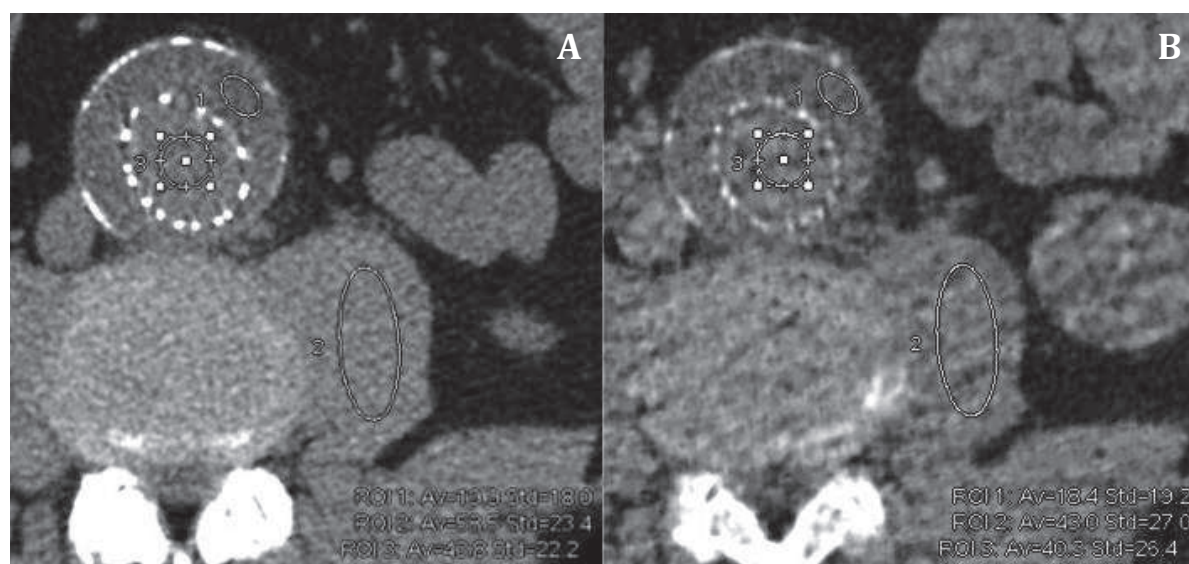
Des ROI sont aussi placées dans le sac anévrisimal sur la cartographie d'iode afin de déterminer la concentration d'iode au sein de celui-ci (Figure 20).

L'indice de bruit de l'image était comparé pour chaque patient entre les séries sans injection et VSI en plaçant une ROI dans le muscle psoas gauche, cet indice correspondant à

l'écart-type des densités des pixels au sein de la ROI était exprimé en déviation standard (Figure 21).

Caractéristiques démographiques des patients		
Caractéristique		Valeur
Age (ans)		70 ± 10
Hommes		23/25 (92%)
Femmes		2/25 (8%)
Présentation clinique		
	Asymptomatique	16/25 (64%)
	Symptomatique	7/25 (28%)
	Rompue	2/25 (8%)
Type de prothèse		
	Endoprothèse aorto bi-iliaque	22/25 (88%)
	Endoprothèse aorto uni-iliaque + pontage croisé	3/25 (12%)
Endofuite		
	Aucune	17/25 (68%)
	Type 1	0/25
	Type 2	7/25 (28%)
	Type 3	0/25
	Type 4	0/25
	Type 5	1/25 (4%)

**Tableau 1 : Caractéristiques des patients**



**Figure 19: Mesure de la densité du sac anévrismal (ROI 1), de la densité du psoas (ROI 2) ainsi que de la densité au sein de l'endoprothèse (ROI 3) sur la série sans injection (A) et la série VSI par MSI (B).**



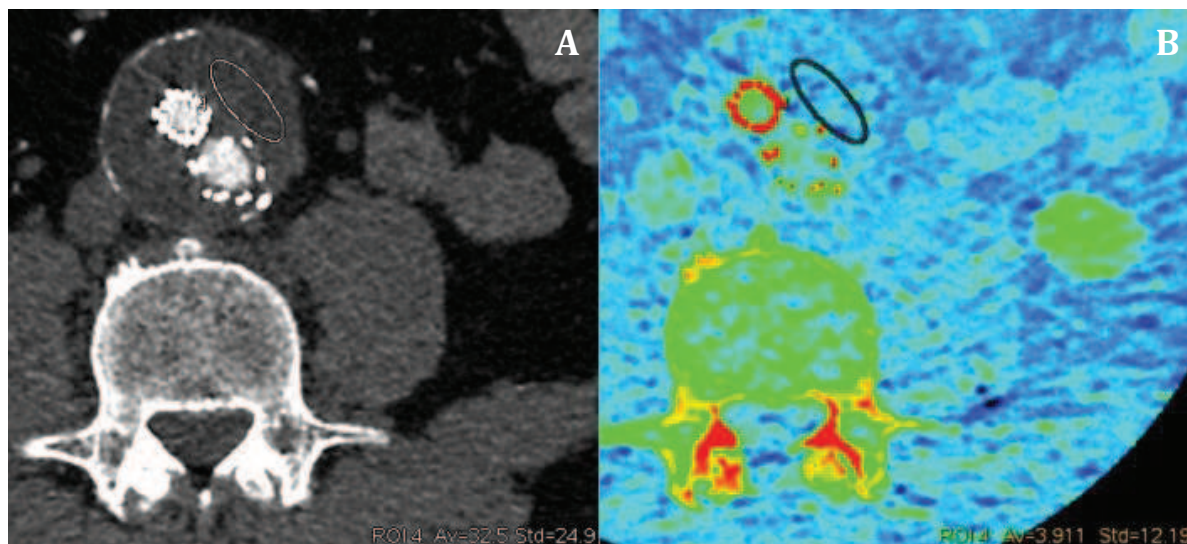


Figure 20 : Scanner au temps aortique classique (A). Mesure de la concentration d'iode au sein du sac anévrisimal sur la cartographie d'iode (B).

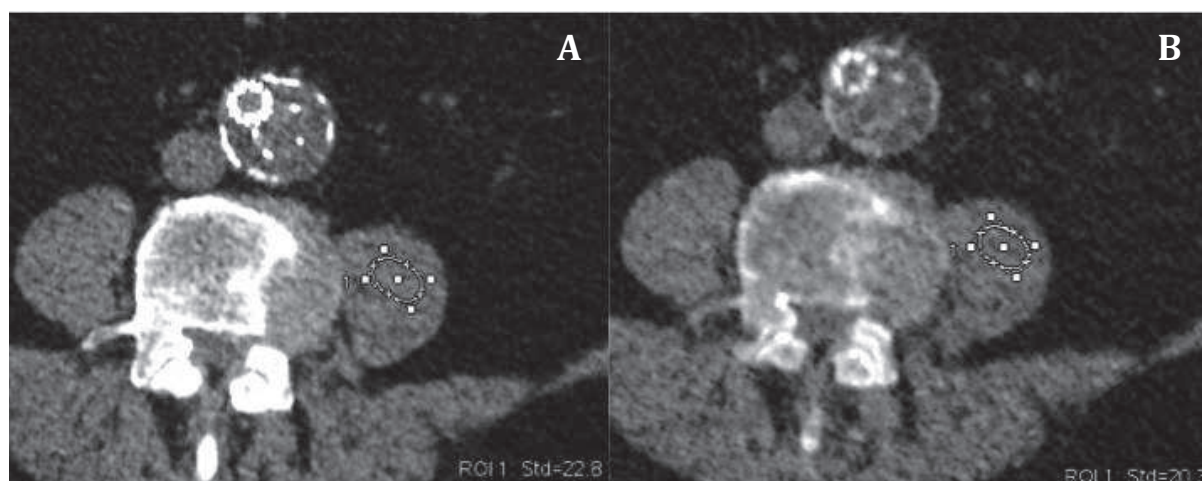


Figure 21 : Mesure de l'indice de bruit sur la série sans injection (A) et la série VSI par MSI (B)

### *Analyse des données*

L'analyse statistique des données a consisté en un facteur de corrélation de Pearson ainsi qu'un test t de student afin de comparer les données des séries VSI et SI.

## c) Résultats

### 1) Comparaison des séries VSI et sans injection

Les moyennes des densités mesurées au sein du sac anévrismal, au niveau du muscle psoas gauche, dans la lumière de l'endoprothèse et comparées entre les séries VSI et SI sont indiquées dans le tableau 2 et les données statistiques sont illustrées dans la figure 22. La moyenne des densités dans le sac anévrismal était de  $22,4 \pm 8,8$  UH pour la série VSI et de  $27,0 \pm 7,0$  UH pour la série SI, celle du psoas était de  $38,7 \pm 8,3$  UH pour la série VSI et de  $45,9 \pm 7,0$  UH pour la série SI. Enfin la moyenne des densités au sein de la lumière de l'endoprothèse était de  $34,9 \pm 9,4$  UH pour la série VSI et de  $40,0 \pm 9,2$  UH pour la série SI. La médiane des densités au sein du sac anévrismal était de 22,05 UH pour la série VSI et de 26,7 pour la série SI. Au niveau du psoas, elle était de 40,2 UH pour la série VSI et de 47,1 UH pour la série SI. Enfin la médiane des densités au sein de la lumière de l'endoprothèse était de 37,1 UH pour la série VSI et de 38,3 UH pour la série SI.

Le facteur de corrélation de Pearson entre les séries VSI et SI était  $r=0,893$  avec  $p<0.01$  (Figure 23).

La moyenne des indices de bruit était de  $19,14 \pm 6,2$  SD pour la série VSI et de  $24,17 \pm 3,7$  SD pour la série SI.

### 2) Analyse de la cartographie d'iode

Sur la série cartographie d'iode (CI), la moyenne des concentrations d'iode au sein du sac anévrismal était de  $251 \mu\text{g/ml}$  en l'absence d'endofuite, de  $1147 \mu\text{g/ml}$  en cas d'endofuite de type 2 et de  $125 \mu\text{g/ml}$  en cas d'endofuite de type 5. La concentration d'iode maximale dans le sac en cas d'absence d'endofuite était de  $379 \mu\text{g/ml}$ , la concentration d'iode minimale dans le sac en cas d'endofuite de type 2 était de  $405 \mu\text{g/ml}$  (Figure 24).

### 3) Dosimétrie

Les valeurs des PDL pour chaque phase sont résumées dans la Table 3. La moyenne des PDL était de  $667,47 \pm 255,81$  mGy.cm pour la série sans injection, de  $997,21 \pm 325,29$  mGy.cm pour la série au temps artériel et de  $657,68 \pm 182,06$  mGy.cm pour la série au temps tardif, réalisée en double énergie.

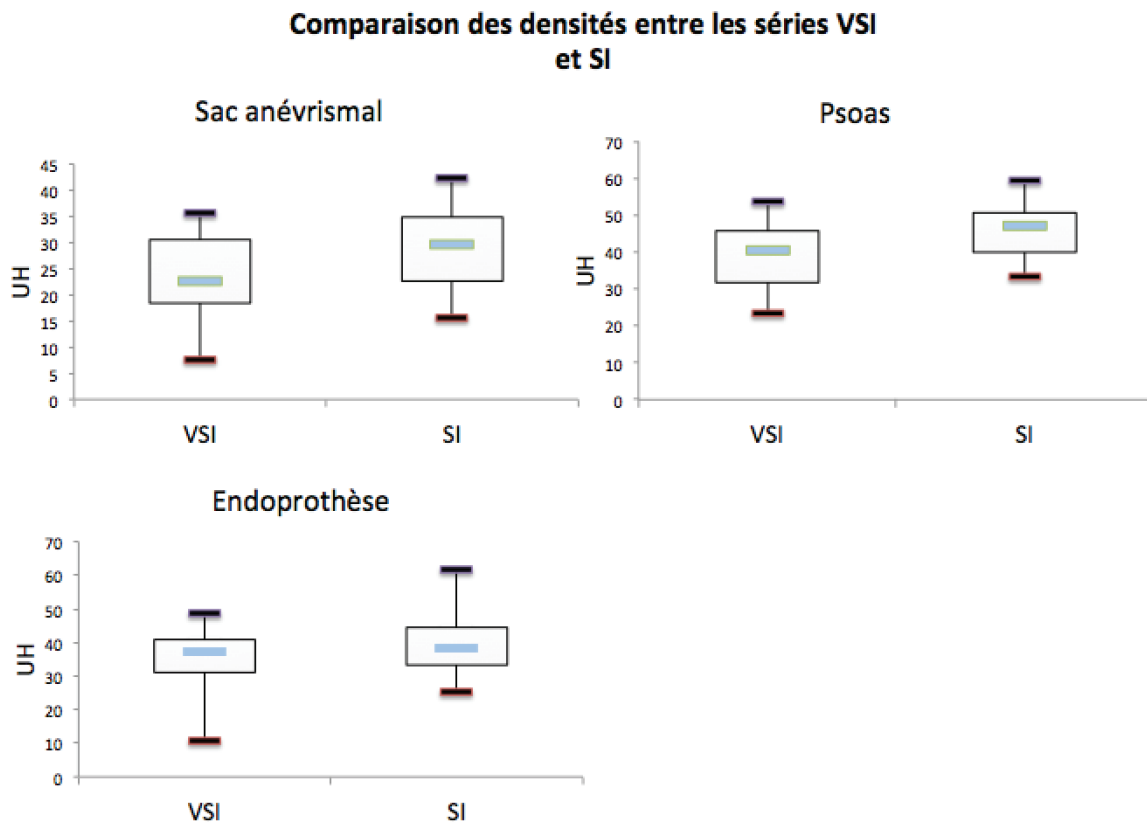
La moyenne des PDL totaux par patient était de  $2322,45 \pm 622,80$  mGy.cm.

La moyenne du CTDIvol pour la série tardive réalisée en double énergie était de 20,3 mGy. Parmi les 25 patients ayant eu une exploration par double énergie, 18 avaient précédemment bénéficié dans le cadre de leur suivi d'un protocole classique simple énergie réalisé sur le même imageur. Pour ces 18 patients, le CTDIvol pour la série tardive était de 19,6 mGy.

Zone explorée	ROI 1 : Sac anévrismal	ROI 2 : Psoas	ROI 3 : Lumière de l'endoprothèse
<b>Densités (UH)</b>			
VSI	23,3 ± 7,7 (7,7-35,7)	38,7 ± 8,3 (23,2-53,6)	34,9 ± 9,4 (10,9-48,6)
SI	29,0 ± 7,5 (15,6-42,3)	45,9 ± 7,0 (33,5-59,2)	40,0 ± 9,2 (25,5-44,5)

*ROI : Région d'intérêt, UH : unité Hounsfield, VSI : virtuel sans injection, SI : sans injection*

**Tableau 2 : Moyennes des densités mesurées dans chaque région d'intérêt.**



**Figure 22 : Comparaison des densités entre les séries VSI et SI dans le sac anévrismal, le psoas ainsi que l'endoprothèse**  
**UH : Unité Hounsfield.**

### Corrélation des densités mesurées au sein du sac anévrismal entre les séries VSI et SI

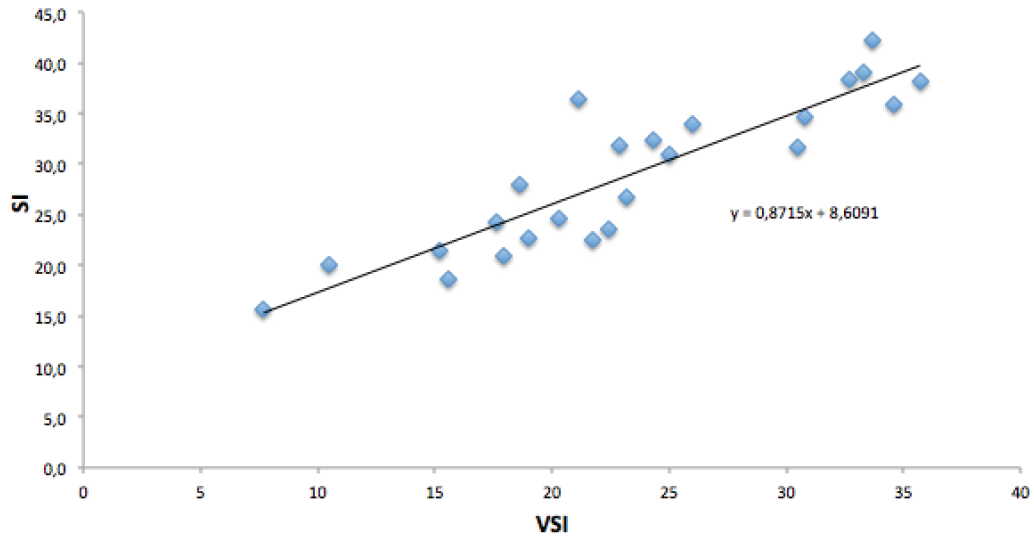


Figure 23 : Corrélation entre les séries VSI et SI pour les densités mesurées au sein du sac anévrismal  
UH : Unité Hounsfield

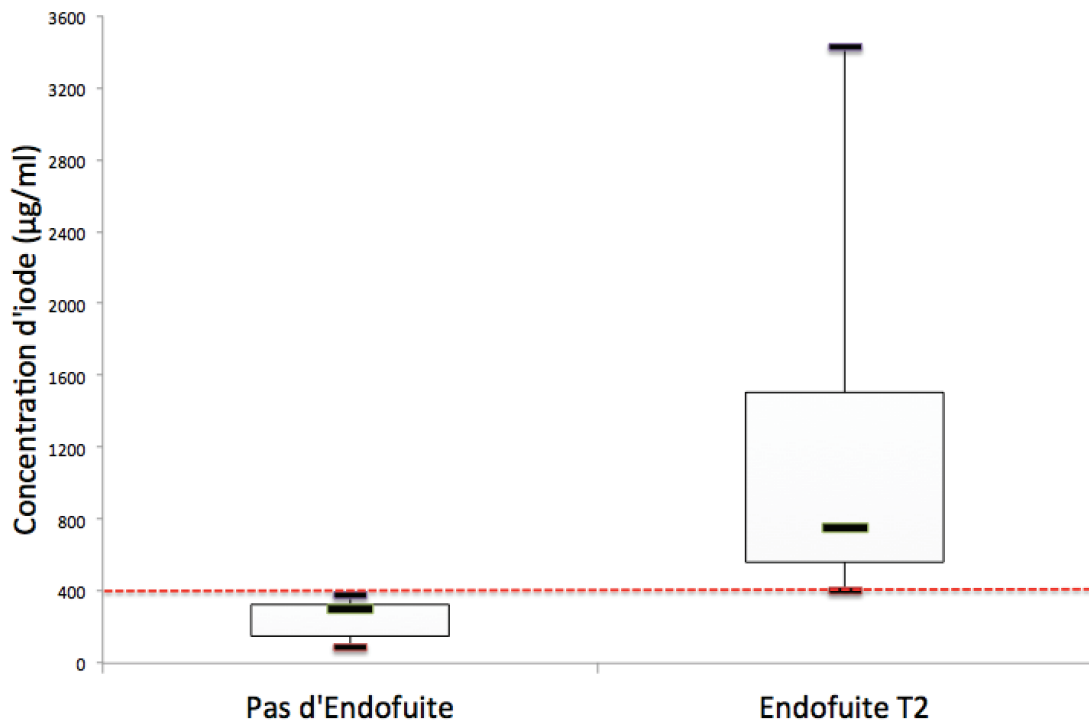


Figure 24 : Comparaison des concentrations d'iode au sein du sac anévrismal selon le type d'endofuite

Phase	Sans injection	Artériel	Tardif
<b>PDL</b> (mGy.cm)	667,5 ± 255,8 (249,0-1135,9)	997,2 ± 325,3 (504,2-1539)	657,7 ± 182,0 (323,0-1112)

*PDL : Produit dose-longueur*

Tableau 3 : Moyennes des PDL selon la phase du scanner

## d) Discussion

Les résultats suggèrent que la série VSI par MSI est équivalente à la série sans injection dans le suivi des endoprothèses aortiques. Les moyennes ainsi que les médianes des densités prises dans le sac anévrisimal sont proches entre les deux séries, avec un excellent facteur de corrélation. Ainsi la série VSI par MSI permet de détecter une hyper densité spontanée au sein du sac anévrisimal et donc de ne pas la confondre avec une endofuite. Comme le montrent les résultats, la suppression de l'iode de l'image sur la série VSI par l'algorithme de reconstruction est aussi efficace sur les vaisseaux avec rehaussement intense comme la lumière de l'endoprothèse que sur les structures musculaires.

Plusieurs études récentes ont montré l'intérêt des séries VSI acquises sur un imageur double énergie double source. Sun et al. ont montré que la série virtuelle sans injection par scanner double énergie était équivalente à la série sans injection pour le diagnostic des saignements gastro-intestinaux : pas de différence significative dans les mesures de densités effectuées sur le foie, la rate, le pancréas, le rein, le psoas et l'aorte abdominale ( $p > 0,05$ ) (59). Shaida et al. ont montré l'équivalence de la série virtuelle sans injection à la série sans injection dans l'étude de l'aorte abdominale mais pas dans l'étude de l'aorte thoracique : il n'existait pas de différence significative entre les deux séries pour les mesures effectuées au niveau de l'aorte abdominale ( $p = 0,15$ ) mais il existait une différence significative entre deux séries pour l'étude de l'aorte thoracique ( $p < 0,01$ ) (60). Graser et al. ont démontré que les images virtuelles sans injection pouvaient remplacer les images sans injection dans l'étude des masses rénales : pas de différence significative entre les deux séries ( $p = 0,29$ ) pour les mesures faites sur le parenchyme rénal et ainsi diminuer l'irradiation de 35% dans cette indication (61). L'équipe de Stolzmann et al, quant à elle, a démontré l'efficacité de la série VSI dans le diagnostic des endofuites : la sensibilité de la série VSI associée à la série tardive pour le diagnostic des endofuites était de 100% avec une spécificité de 97% (62).

A notre connaissance, notre étude est la seule à utiliser la technologie double énergie simple source permettant d'obtenir des images VSI par MSI pour le suivi des endoprothèses aortiques. Cette technologie de développement récent a été étudiée par Chai et al. dans le cadre des carcinomes gastriques où il a été démontré non seulement que les images virtuelles sans injection fournissaient les mêmes informations que les « vraies » images sans injection mais qu'en plus, il n'existait pas de différence significative du point de vue de la qualité de l'image ( $p > 0,05$ ) (63) . Notre étude démontre la très bonne corrélation entre la série VSI et la série SI pour les mesures effectuées dans le sac anévrisimal ; de plus, la série VSI par MSI

présente un indice de bruit moindre que la série sans injection pour une dose équivalente, ce qui confirme les données de Chai et al.

White et Macdonald ont estimé en 2010 le risque de cancer induit par l'irradiation secondaire à la répétition des scanners lors du suivi post EVAR. Le suivi constitué de scanners tri-phasiques réalisés à 1, 3, 6 et 12 mois puis chaque année entraîne une dose efficace d'irradiation comprise entre 145 et 205 mSv au bout de 5 ans. Un homme de 70 ans exposé à une dose de 145 mSv présente un risque de cancer de 0,42%, en cas d'exposition à 205 mSv, le risque est de 0,60%. Pour diminuer ce risque de cancer radio induit, ils proposent de diminuer le nombre de phases réalisées à chaque scanner (64).

D'après nos résultats, la série tardive réalisée en double énergie présente un CTDI<sub>vol</sub> proche de celui de la série tardive en simple énergie réalisée chez les mêmes patients lors des contrôles antérieurs (20,3 mGy pour la série double énergie contre 19,6 mGy pour la série habituelle simple énergie). Ainsi la série double énergie n'entraîne pas de sur-irradiation en comparaison au protocole tri-phasique habituel.

Macari et al. proposent de supprimer la phase artérielle du scanner tri phasique habituel (65). Comme l'information contenue sur la série SI est accessible par VSI, il nous semble plus raisonnable de supprimer cette série SI plutôt que de supprimer la phase artérielle dont l'information n'est pas accessible sur une autre phase. Dans notre étude, le PDL moyen de la série sans injection était de  $667,47 \pm 255,81$  mGy.cm, cette dose pourrait donc être épargnée lors de chaque contrôle.

Très récemment, Gong et al. ont effectué des mesures quantitatives de concentration d'iode dans la détermination du stade des cancers colo rectaux et démontré que la concentration d'iode intra lésionnelle est plus importante dans les tumeurs de haut grade ( $p < 0,01$ ). D'après leurs calculs, une concentration d'iode dans la tumeur d'au moins 1,92 mg/ml est associée à une lésion de haut grade avec une spécificité de 97% (66).

Notre étude montre qu'il existe vraisemblablement un seuil de concentration d'iode au sein du sac anévrisimal permettant de dire s'il existe ou non une endofuite de type 2. La concentration d'iode au sein du sac anévrisimal dans le cas d'endofuite de type 5 n'est pas significative, ce qui confirme l'absence de rehaussement du sac anévrisimal dans ce type d'endofuite.

Malgré le fait qu'aujourd'hui le scanner triple phase habituel soit l'examen de référence dans le suivi des endoprothèses aortiques, il convient de rappeler que parmi les 117 patients de l'étude de Manning et al. 8 endofuites avaient un écho-Doppler standard habituel positif avec un scanner négatif, il s'agissait de faux négatifs de la tomodensitométrie. Le diagnostic de

certitude était apporté par angiographie (67).

Nous proposons d'après nos résultats le seuil de 400  $\mu\text{g/ml}$  comme la concentration d'iode au sein du sac anévrisimal à partir de laquelle une endofuite de type 2 doit être suspectée. Ce seuil de concentration d'iode au sein du sac anévrisimal pourrait donc permettre de diminuer le nombre de faux négatifs en scanner.

## 4) Conclusion

Notre étude suggère que le protocole classique à trois phases (sans injection, temps artériel, temps tardif à 2 minutes) en scanner simple énergie pourrait être remplacé par un protocole à deux phases avec un scanner double énergie (temps aortique simple énergie et temps tardif double énergie). En effet la série tardive réalisée en double énergie n'est pas plus irradiante qu'une série habituelle en simple énergie et les reconstructions VSI par MSI ont une excellente corrélation avec les images sans injection et permettent donc de se passer de ces dernières. La cartographie d'iode générée par la double énergie pourrait permettre d'affiner le diagnostic d'endofuite et de diminuer les faux négatifs en scanner.

Le seuil de 400  $\mu\text{g/ml}$  peut être proposé comme la concentration d'iode dans le sac anévrisimal à partir de laquelle une endofuite de type 2 peut être suspectée. Il conviendra donc dans le futur de confirmer ces données avec un échantillon de patients plus important.



## 5) Bibliographie

1. **HAS.**  
Évaluation des endoprothèses aortiques abdominales utilisées pour le traitement des anévrismes de l'aorte abdominale sous rénale.  
2009
2. **White GH, Yu W, May J.**  
Endoleak--a proposed new terminology to describe incomplete aneurysm exclusion by an endoluminal graft.  
J Endovasc Surg 1996; 3:124–125.
3. **White GH, May J, Waugh RC, Yu W.**  
Type I and Type II endoleaks: a more useful classification for reporting results of endoluminal AAA repair.  
J Endovasc Surg 1998; 5:189–191.
4. **White GH, May J, Waugh RC, Chaufour X, Yu W.**  
Type III and type IV endoleak: toward a complete definition of blood flow in the sac after endoluminal AAA repair.  
J Endovasc Surg 1998; 5:305–309.
5. **Sampram ESK, Karafa MT, Mascha EJ, Clair DG, Greenberg RK, Lyden SP, et al.**  
Nature, frequency, and predictors of secondary procedures after endovascular repair of abdominal aortic aneurysm.  
J Vasc Surg 2003; 37:930–937.
6. **Stavropoulos SW, Charagundla SR.**  
Imaging Techniques for Detection and Management of Endoleaks after Endovascular Aortic Aneurysm Repair.  
Radiology 2007; 243:641–645.
7. **Cassagnes L, Pérignon R, Amokrane F, Petermann A, Bécaud T, Saint-Lebes B, et al.**  
Aortic stent-grafts: Endoleak surveillance.  
Diagn Interv Imaging 2016; 97:19–27.
8. **Zhang L-J, Peng J, Wu S-Y, Wang ZJ, Wu X-S, Zhou C-S, et al.**  
Liver virtual non-enhanced CT with dual-source, dual-energy CT: a preliminary study.  
Eur Radiol 2010; 20:2257–2264.
9. **Kim YK, Park BK, Kim CK, Park SY.**  
Adenoma Characterization: Adrenal Protocol with Dual-Energy CT.  
Radiology 2013; 267:155–163.

10. **Song KD, Kim CK, Park BK, Kim B.**  
Utility of Iodine Overlay Technique and Virtual Unenhanced Images for the Characterization of Renal Masses by Dual-Energy CT.  
Am J Roentgenol 2011; 197:1076–1082.
11. **Graser A, Johnson TRC, Chandarana H, Macari M.**  
Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen.  
Eur Radiol 2009; 19:13–23.
12. **Johnson TRC.**  
Dual-energy CT: general principles.  
Am J Roentgenol 2012; 199:3–8.
13. **Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC.**  
State of the Art: Dual-Energy CT of the Abdomen.  
Radiology 2014; 271:327–342.
14. **Maddah M, Mendonca PRS, Bhotika R.**  
Physically meaningful virtual unenhanced image reconstruction from dual-energy CT.  
IEEE; 2010:808–811.
15. **Vlahos I, Chung R, Nair A, Morgan R.**  
Dual-energy CT: vascular applications.  
Am J Roentgenol 2012; 199:87–97.
16. **Singh K, Bønaa KH, Jacobsen BK, Bjørk L, Solberg S.**  
Prevalence of and risk factors for abdominal aortic aneurysms in a population-based study : The Tromsø Study.  
Am J Epidemiol 2001; 154:236–244.
17. **Pleumeekers HJ, Hoes AW, van der Does E, van Urk H, Grobbee DE.**  
Epidemiology of abdominal aortic aneurysms.  
Eur J Vasc Surg 1994; 8:119–128.
18. **Defawe OD, Colige A, Lambert CA, Munaut C, Delvenne P, Lapière CM, et al.**  
TIMP-2 and PAI-1 mRNA levels are lower in aneurysmal as compared to atherosclerotic abdominal aortas.  
Cardiovasc Res 2003; 60:205–213.
19. **Ashton HA, Buxton MJ, Day NE, Kim LG, Marteau TM, Scott R a. P, 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; 360:1531–1539.
20. **Thompson SG, Ashton HA, Gao L, Scott R a. P, et al.**  
Multicentre Aneurysm Screening Study Group. Screening men for abdominal aortic aneurysm: 10 year mortality and cost effectiveness results from the randomised Multicentre Aneurysm Screening Study.  
BMJ 2009; 338:2307.

21. **Sakalihasan N, Limet R, Defawe OD.**  
Abdominal aortic aneurysm.  
Lancet 2005; 365:1577–1589.
22. **Petersen MJ, Cambria RP, Kaufman JA, LaMuraglia GM, Gertler JP, Brewster DC, et al.**  
Magnetic resonance angiography in the preoperative evaluation of abdominal aortic aneurysms.  
J Vasc Surg 1995; 21:891–898
23. **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 2011; 41:1–58.
24. **Prince MR, Narasimham DL, Stanley JC, Wakefield TW, Messina LM, Zelenock GB, et al.**  
Gadolinium-enhanced magnetic resonance angiography of abdominal aortic aneurysms.  
J Vasc Surg 1995; 21:656–669.
25. **Prince MR.**  
Gadolinium-enhanced MR aortography.  
Radiology 1994; 191:155–164.
26. **Becker F, Baud JM.**  
Dépistage des anévrismes de l'aorte abdominale et surveillance des petits anévrismes de l'aorte abdominale : argumentaire et recommandations de la société française de médecine vasculaire Available from:  
<http://www.emconsulte.com/en/article/125482#N10572>
27. **Hertzer NR, Beven EG, Young JR, O'Hara PJ, Ruschhaupt WF, Graor RA, et al.**  
Coronary artery disease in peripheral vascular patients. A classification of 1000 coronary angiograms and results of surgical management.  
Ann Surg 1984; 199:223–233.
28. **Dubost C, Allary M, Oeconomos N.**  
Treatment of aortic aneurysms; removal of the aneurysm; re-establishment of continuity by grafts of preserved human aorta.  
Mém Académie Chir Fr. 1951; 77:381–383.
29. **Zarins CK, Harris EJ.**  
Operative repair for aortic aneurysms: the gold standard.  
J Endovasc Surg 1997; 4:232–241.
30. **Prinssen M, Verhoeven ELG, Buth J, Cuypers PWM, van Sambeek MRHM, Balm R, et al.**  
A randomized trial comparing conventional and endovascular repair of abdominal aortic aneurysms.  
N Engl J Med 2004; 351:1607–1618.

31. **Bosch JL, Beinfeld MT, Halpern EF, Lester JS, Gazelle GS.**  
Endovascular versus open surgical elective repair of infrarenal abdominal aortic aneurysm : predictors of patient discharge destination.  
Radiology 2001; 220:576–580.
32. Arrêté du 7 avril 2011 relatif à l'extension d'indications des endoprothèses aortiques abdominales ZENITH et ZENITH FLEX de la société COOK France inscrites au chapitre 1er du titre III de la liste des produits et prestations remboursables prévue à l'article L. 165-1 du code de la sécurité sociale.
33. **Sternbergh WC, Greenberg RK, Chuter TAM, Tonnessen BH.**  
Redefining postoperative surveillance after endovascular aneurysm repair : recommendations based on 5-year follow-up in the US Zenith multicenter trial.  
J Vasc Surg 2008; 48:278–284
34. **Go MR, Barbato JE, Rhee RY, Makaroun MS.**  
What is the clinical utility of a 6-month computed tomography in the follow-up of endovascular aneurysm repair patients?  
J Vasc Surg 2008; 47:1181–1186
35. **Iezzi R, Basilico R, Giancristofaro D, Pascali D, Cotroneo AR, Storto ML.**  
Contrast-enhanced ultrasound versus color duplex ultrasound imaging in the follow-up of patients after endovascular abdominal aortic aneurysm repair.  
J Vasc Surg 2009; 49:552–560.
36. **Henao EA, Hodge MD, Felkai DD, McCollum CH, Noon GP, Lin PH, et al.**  
Contrast-enhanced Duplex surveillance after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: improved efficacy using a continuous infusion technique.  
J Vasc Surg 2006; 43:259–264
37. **Chaikof EL, Brewster DC, Dalman RL, Makaroun MS, Illig KA, Sicard GA, et al.**  
The care of patients with an abdominal aortic aneurysm: The Society for Vascular Surgery practice guidelines.  
J Vasc Surg 2009; 50:2–49.
38. **AbuRahma AF, Yacoub M, Hass SM, AbuRahma J, Mousa AY, Dean LS, et al.**  
Compliance of postendovascular aortic aneurysm repair imaging surveillance.  
J Vasc Surg 2016; 3:589–595.
39. **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; 35:461–473.
40. **Mennander A, Pimenoff G, Heikkinen M, Partio T, Zeitlin R, Salenius J-P.**  
Nonoperative approach to endotension.  
J Vasc Surg 2005; 42:194–199.

41. **van Marrewijk CJ, Fransen G, Laheij RJF, Harris PL, Buth J,**  
Is a type II endoleak after EVAR a harbinger of risk? Causes and outcome of open conversion and aneurysm rupture during follow-up.  
Eur J Vasc Endovasc Surg 2004; 27:128–137.
42. **Roos JE, Hellinger JC, Hallet R, Fleischmann D, Zarins CK, Rubin GD.**  
Detection of endograft fractures with multidetector row computed tomography.  
J Vasc Surg 2005; 42:1002–1006.
43. **Rozenblit AM, Patlas M, Rosenbaum AT, Okhi T, Veith FJ, Laks MP, et al.**  
Detection of endoleaks after endovascular repair of abdominal aortic aneurysm: value of unenhanced and delayed helical CT acquisitions.  
Radiology 2003; 227:426–433.
44. **Alerci M, Oberson M, Fogliata A, Gallino A, Vock P, Wyttenbach R.**  
Prospective, intraindividual comparison of MRI versus MDCT for endoleak detection after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms.  
Eur Radiol 2009; 19:1223–1231.
45. **van der Laan MJ, Bartels LW, Viergever MA, Blankensteijn JD.**  
Computed tomography versus magnetic resonance imaging of endoleaks after EVAR.  
Eur J Vasc Endovasc Surg 2006; 32:361–365.
46. **Shellock FG.**  
Biomedical implants and devices: assessment of magnetic field interactions with a 3.0-Tesla MR system.  
J Magn Reson Imaging 2002; 16:721–732.
47. **Demirpolat G, Ozturk N, Parildar M, Posacioğlu H, Tamsel S.**  
Duplex ultrasound evaluation of endoluminally treated aortic aneurysms with emphasis on diameter measurement: A comparison with computed tomography.  
J Clin Ultrasound 2011; 39:263–269.
48. **Mirza TA, Karthikesalingam A, Jackson D, Walsh SR, Holt PJ, Hayes PD, et al.**  
Duplex Ultrasound and Contrast-Enhanced Ultrasound Versus Computed Tomography for the Detection of Endoleak after EVAR: Systematic Review and Bivariate Meta-Analysis.  
Eur J Vasc Endovasc Surg 2010; 39:418–428.
49. **Gürtler VM, Sommer WH, Meimarakis G, Kopp R, Weidenhagen R, Reiser MF, et al.**  
A comparison between contrast-enhanced ultrasound imaging and multislice computed tomography in detecting and classifying endoleaks in the follow-up after endovascular aneurysm repair.  
J Vasc Surg. 2013; 58:340–345.

50. **Prinssen M, Verhoeven ELG, Buth J, Cuypers PWM, van Sambeek MRHM, et al.**  
A randomized trial comparing conventional and endovascular repair of abdominal aortic aneurysms.  
N Engl J Med. 2004; 351:1607–1618.
51. **Greenhalgh RM, Brown LC, Powell JT, Thompson SG, Epstein D, et al.**  
Endovascular versus open repair of abdominal aortic aneurysm.  
N Engl J Med 2010; 362:1863–1871.
52. **De Bruin JL, Baas AF, Buth J, Prinssen M, Verhoeven ELG, Cuypers PWM, et al.**  
Long-term outcome of open or endovascular repair of abdominal aortic aneurysm.  
N Engl J Med 2010; 362:1881–1889.
53. **Baum RA, Carpenter JP, Stavropoulos SW, Fairman RM.**  
Diagnosis and management of type 2 endoleaks after endovascular aneurysm repair.  
Tech Vasc Interv Radiol. 2001; 4:222–226.
54. **Baum RA, Carpenter JP, Golden MA, Velazquez OC, Clark TWI, Stavropoulos SW, et al.**  
Treatment of type 2 endoleaks after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: comparison of transarterial and translumbar techniques.  
J Vasc Surg 2002; 35:23–29.
55. **Chiro GD, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, et al.**  
Tissue signatures with dual-energy computed tomography.  
Radiology 1979; 131:521–523.
56. **Plank F, Friedrich G, Bartel T, Mueller S, Bonaros N, Heinz A, et al.**  
Benefits of high-pitch 128-slice dual-source computed tomography for planning of transcatheter aortic valve implantation.  
Ann Thorac Surg 2012; 94:1961–1966.
57. **Kaza RK, Platt JF, Cohan RH, Caoili EM, Al-Hawary MM, Wasnik A.**  
Dual-energy CT with single- and dual-source scanners: current applications in evaluating the genitourinary tract.  
Radiographics 2012; 32:353–369.
58. **Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, Paulson EK, Ho LM, Neville AM, et al.**  
Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging?  
Radiographics 2010; 30:1037–1055.
59. **Sun H, Hou X-Y, Xue H-D, Li X-G, Jin Z-Y, Qian J-M, et al.**  
Dual-source dual-energy CT angiography with virtual non-enhanced images and iodine map for active gastrointestinal bleeding: Image quality, radiation dose and diagnostic performance.  
Eur J Radiol 2015; 84:884–891.

60. **Shaida N, Bowden DJ, Barrett T, Godfrey EM, Taylor A, Winterbottom AP, et al.**  
Acceptability of virtual unenhanced CT of the aorta as a replacement for the conventional unenhanced phase.  
Clin Radiol 2012; 67:461–467.
61. **Graser A, Johnson TRC, Hecht EM, Becker CR, Leidecker C, Staehler M, et al.**  
Dual-Energy CT in Patients Suspected of Having Renal Masses: Can Virtual Nonenhanced Images Replace True Nonenhanced Images?  
Radiology 2009; 252:433–440.
62. **Stolzmann P, Frauenfelder T, Pfammatter T, Peter N, Scheffel H, Lachat M, et al.**  
Endoleaks after Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair: Detection with Dual-Energy Dual-Source CT.  
Radiology 2008; 249:682–691.
63. **Chai YR, Gao JB, Xing JJ, Liang P, Lü PJ, Chen XH.**  
Virtual unenhanced images derived from spectral CT imaging accessing gastric carcinoma: a feasible study.  
Zhonghua Yi Xue Za Zhi 2016; 96:329–333.
64. **White HA, Macdonald S.**  
Estimating risk associated with radiation exposure during follow-up after endovascular aortic repair (EVAR).  
J Cardiovasc Surg 2010; 51:95–104.
65. **Macari M, Chandarana H, Schmidt B, Lee J, Lamparello P, Babb J.**  
Abdominal Aortic Aneurysm: Can the Arterial Phase at CT Evaluation after Endovascular Repair Be Eliminated to Reduce Radiation Dose?  
Radiology 2006; 241:908–914.
66. **Gong H, Zhang K, Wu L-M, Baigorri BF, Yin Y, Geng X, et al.**  
Dual Energy Spectral CT Imaging for Colorectal Cancer Grading: A Preliminary Study.  
Plos One 2016; 11:47-56.
67. **Manning BJ, O’Neill SM, Haider SN, Colgan MP, Madhavan P, Moore DJ.**  
Duplex ultrasound in aneurysm surveillance following endovascular aneurysm repair: a comparison with computed tomography aortography.  
J Vasc Surg 2009; 49:60–65.

## SUIVI DES ENDOPROTHÈSES AORTIQUES PAR SCANNER DOUBLE ENERGIE SIMPLE SOURCE

**OBJECTIF :** Le bilan après traitement endovasculaire des anévrismes de l'aorte (EVAR) consiste habituellement en un scanner abdomino-pelvien triphasique comprenant des séries sans injection (SI), artérielles et tardives à 2 minutes. La répétition de ces scanners triphasiques entraîne une irradiation non négligeable. Les images « Material Supressed Iodine », un nouveau type d'imagerie virtuelle sans injection (VSI) et les cartographies d'iode (CI) sont générées par scanner double énergie simple source. L'objectif de cette étude est de comparer la série VSI à la série SI et d'évaluer la série CI dans le suivi post EVAR.

**MATERIELS ET METHODES :** Entre février 2014 et août 2014, vingt-cinq patients ont bénéficié d'un scanner double énergie simple source à la place du scanner simple source effectué habituellement dans notre centre. Pour chaque patient, la densité du sac anévrisimal a été mesurée ainsi que celle du muscle psoas gauche et celle au sein de la lumière de l'endoprothèse sur les séries VSI et SI. Les concentrations d'iode dans le sac anévrisimal ont été mesurées pour chaque patient sur la série CI.

**RESULTATS :** Il existe une excellente corrélation entre les séries VSI et SI pour les densités mesurées dans le sac anévrisimal ( $r=0.893$  avec  $p<0.01$ ). La moyenne des indices de bruit était de  $19,4 \pm 6,2$  SD pour la série VSI et de  $24,17 \pm 3,7$  SD pour la série SI. Sur la série CI une endofuite de type 2 pouvait être suspectée en cas de concentration d'iode dans le sac anévrisimal supérieure à  $400 \mu\text{g/ml}$ . La moyenne des Produit-dose-longueur de la série VSI était de  $667.5 \pm 255.8$  mGy.cm, celle de la série SI était de  $657.7 \pm 182.0$  mGy.cm.

**CONCLUSION :** Les séries SI et VSI sont équivalentes pour les mesures effectuées dans le sac anévrisimal ce qui suggère que la série SI pourrait être remplacée par la série VSI pour le suivi post EVAR. Une endofuite de type 2 pourrait être suspectée dès que la concentration d'iode dans le sac anévrisimal est supérieure à  $400 \mu\text{g/ml}$ .

**Mots clés :** Endoprothèse aortique, anévrisme de l'aorte, scanner double énergie, virtuel sans injection.

## FOLLOW-UP OF AORTIC STENT GRAFT USING SINGLE SOURCE DUALCT ENERGY

**BACKGROUNDS :** Endovascular aortic replacement (EVAR) follow-up usually consists in triphasic abdominopelvic CT, including non enhanced (NE), arterial and delayed (2 minutes) phases. The repetition of such triphasic CT scans results in a significant irradiation issue. The "Material Suppressed Iodine" series, a new type of virtual non enhanced imaging (VNE), and the Iodine Cartographies (IC), are easily generated by single source dual CT energy. The purpose of this study is to compare VNE series with NE series and to evaluate the IC series in the EVAR follow-up.

**METHODS :** 25 patients underwent single source dual CT energy instead of single source scanner usually performed in our center between February and August, 2014. For each patient, the density within the aneurysmal bag, the left psoas muscle, and the lumen of the stentgraft, was measured on the NE and VNE series. Iodine concentration in the aneurysmal bag was measured for each patient on the IC series.

**RESULTS :** It exists an excellent correlation between NE and VNE series for the densities measured in the aneurysmal bags ( $r=0.893$  with  $p < 0.01$ ). On the IC series, a type 2 endoleak could be suspected if the iodine concentration in the aneurysmal bag was higher than  $400 \mu\text{g/ml}$ . The dose-length product average was  $667.5 \pm 255.8$  mGy.cm on the VNE series and  $657.7 \pm 182.0$  mGy.cm on the NE series.

**CONCLUSIONS :** NE and the VNE series are equivalent concerning the density measured in the aneurysmal bag. This suggests a higher place for VNE series in the EVAR follow-up. A type 2 endoleak could be suspected when the iodine concentration in the aneurysmal bag is higher than  $400 \mu\text{g/ml}$ .

**Key words :** Aortic Stentgraft, Aortic Aneurysm, DualCT energy. Virtual non Enhanced.



