



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

**Impact du capteur plan et de la fusion d'image sur l'irradiation
peropératoire lors des procédures endovasculaires aortiques**

Présentée et soutenue publiquement le 15 Novembre 2013
au Pôle Formation de la Faculté
Par Adrien HERTAULT

Jury

Président :	Monsieur le Professeur Thierry Reix
Assesseurs :	Monsieur le Professeur Xavier Leclerc Monsieur le Professeur Eric Steinmetz Monsieur le Professeur Stephan Haulon
Directeur de Thèse :	Madame le Docteur Blandine Maurel-Desanlis

Table des matières

Remerciements.....	5
Liste des abréviations.....	12
Introduction.....	13
Généralités sur les Anévrismes de l’Aorte Abdominale (AAA).....	13
Principes du traitement – Introduction de l’exclusion endovasculaire (EVAR).....	14
Bases physiques des rayons X et notion de dose	17
Risque biologique lié aux rayons X.....	18
Effet déterministe et littérature	19
Effet stochastique et littérature	20
Risque biologique lié aux rayons X en pathologie vasculaire	21
a) Pour le patient	21
b) Pour le personnel	22
Législation en Radioprotection et Principes ALARA	22
Application en pratique courante	24
Amplificateur de brillance, capteur plan et concept de salle hybride	24
Objectif de l’étude.....	27
Matériel et Méthode.....	28
Etude prospective en salle hybride	28
Sélection des patients.....	28
Equipement	28
Fusion.....	29
Mesures de protection du personnel et quantification de l’exposition	31

Recueil des données.....	32
Calibration du système.....	33
Estimation de la Peak Skin Dose (PSD) et de l'Effective Dose (ED).....	34
Comparaison à l'expérience historique du service utilisant un amplificateur mobile et à la littérature.....	34
Analyse statistique.....	34
Résultats.....	36
Validation de la mesure indirecte de la DAP.....	36
Etude descriptive des procédures conduites en salle hybride.....	37
Exposition du patient : Estimation de la PSD et de l'ED.....	38
Exposition de l'opérateur.....	39
Comparaison à l'expérience précédente du service utilisant un arceau mobile.....	41
Comparaison aux données de la littérature.....	42
Sur l'irradiation.....	42
Sur le volume de contraste.....	44
Discussion.....	44
Sur l'irradiation.....	46
Du patient.....	46
Du personnel.....	48
Apport de la dosimétrie active en temps réel (RaySafe™ i2, Billdal, Sweden).....	48
Moyens mis en œuvre pour la réduction de dose.....	49
Optimisation du temps de fluoroscopie et du nombre d'images produites.....	49
Contrôle des facteurs techniques influant la dose.....	51
Mesures spécifiques à la protection du personnel.....	54
Limites de l'étude.....	55

Conclusion 57

Bibliographie..... 58

Liste des abréviations

3DVR	3D Volume Rendering, ou Rendu Volumique 3D
AAA	Anévrisme de l'Aorte Abdominale
AK	Air Kerma
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
BMI	Body Mass Index, ou IMC, Indice de Masse Corporelle
DAP	Dose-Area Product, ou Produit Dose-Surface
ED	Effective Dose, ou Dose Efficace
EDP	Endoprothèse
ESD	Entrance Skin Dose, ou Dose à la peau
EVAR	Endovascular aortic Aneurysm Repair, exclusion endovasculaire d'anévrisme
Gy	Gray
HAS	Haute Autorité de Santé
IRCP	Commission Internationale de Radioprotection
LAR	Life Attributable Risk, ou risque sur l'ensemble de la vie
PCI	Produit de Contraste Iodé
PSD	Peak Skin Dose, ou Dose Cutanée Maximale
Sv	Sievert

Introduction

Généralités sur les Anévrismes de l'Aorte Abdominale (AAA)

L'anévrisme artériel est une pathologie liée à une faiblesse de la paroi vasculaire responsable d'une dilatation localisée et permanente de l'artère, avec perte du parallélisme des bords. Elle touche essentiellement l'aorte abdominale sous-rénale, mais l'ensemble de l'arbre artériel peut en être le siège.

La pathologie anévrysmale touche majoritairement les hommes. Au-delà de 60 ans, elle concerne 4 à 8% d'entre eux, et environ 1 à 3% des femmes. Son incidence est de 39 nouveaux cas/an pour 100 000 habitants. La principale cause de la maladie anévrysmale est l'athérosclérose. Cette maladie est donc liée aux facteurs de risque cardio-vasculaire, en particulier tabagisme, hypertension artérielle et antécédents familiaux. Des pathologies congénitales responsables d'anomalies de la structure des vaisseaux, ou certaines pathologies inflammatoires ou infectieuses peuvent également être à l'origine de cette maladie, mais moins fréquemment.

L'histoire naturelle des anévrismes montre une progression plus ou moins rapide du diamètre artériel, aboutissant le plus souvent à la rupture. Cette augmentation est d'autant plus rapide que la taille de l'anévrisme est importante (par exemple, au niveau de l'aorte abdominale, elle est en moyenne de 2,07+/- 3,23 mm par an pour les anévrismes de 30 à 39 mm, contre 4,72 +/- 5,93 mm pour les anévrismes de 40 à 49 mm, $p < 0,0001$) (1). Dans une étude parue dans le British Journal of Surgery en 1998, Vardulaki et al. (2) estimaient que le risque de rupture pour un anévrisme de l'aorte abdominale de 30 mm était de moins de 4% à 5 ans, alors que pour un anévrisme de 45 mm, ce même risque atteignait les 25%.

En cas de rupture, le pronostic est extrêmement sombre. Neuf patients sur dix décèderont avant d'atteindre l'hôpital, et seul un patient opéré sur deux survivra à l'intervention et à ses suites (3).

En comparaison, la mortalité post-opératoire en cas de chirurgie programmée est relativement faible (variant dans la littérature de 1,2 à 8%) (4,5). Il est donc actuellement recommandé de prendre en charge les anévrismes de l'aorte abdominale de manière préventive au-delà d'un diamètre transverse maximal de 50 mm en France, et de 55mm dans les pays anglo-saxons (3)

Principes du traitement - Introduction de l'exclusion endovasculaire (EVAR)

Il n'existe pas à l'heure actuelle de traitement médical curatif. Il est fondamental de rechercher et de prendre en charge les facteurs de risques cardio-vasculaires afin de réduire significativement la morbi-mortalité à court et long terme. Le sevrage tabagique apparaît essentiel dans le contrôle de la maladie. Certaines molécules, telles que les statines ou les tétracyclines, auraient un effet potentiel sur le ralentissement de la croissance des AAA (6), mais il n'existe, pour le moment, aucune validation à leur utilisation en pratique clinique.

La prise en charge chirurgicale conventionnelle consiste en la mise à plat première de l'anévrisme, puis au rétablissement de la continuité vasculaire par interposition d'une prothèse (Figure 1).

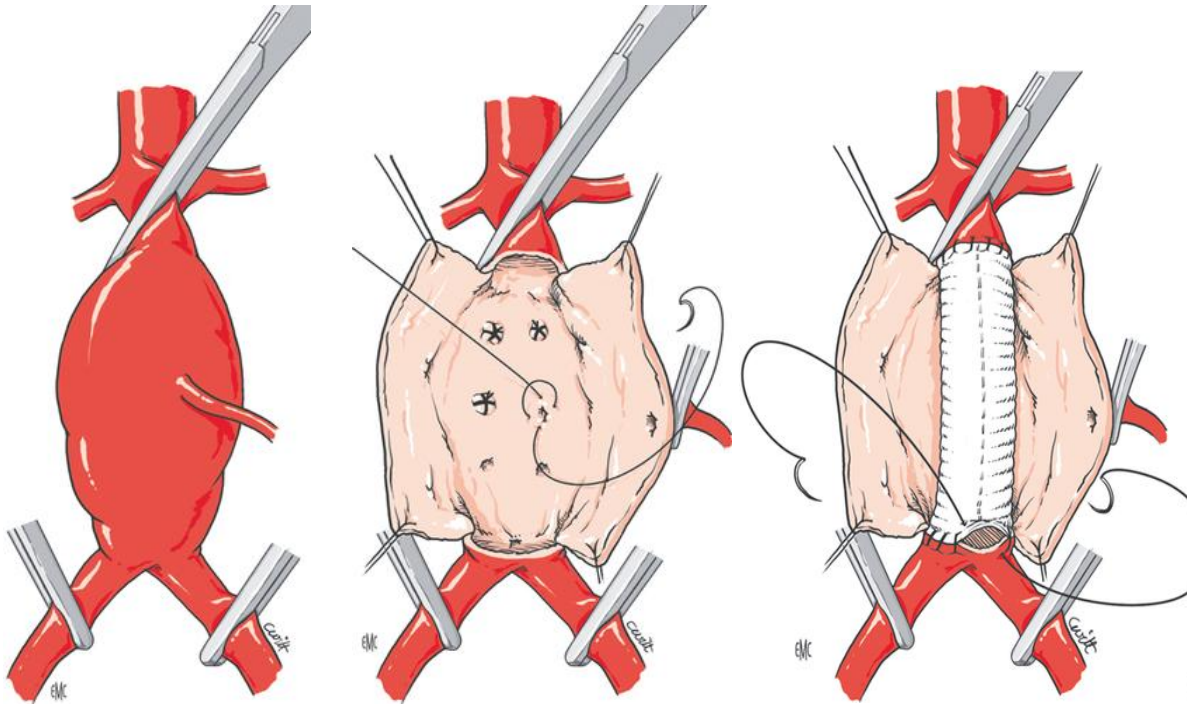


Figure 1 : Mise à plat-greffe prothétique d'un anévrisme de l'aorte abdominale (7)

Depuis les années 80, le développement des techniques endovasculaires à ouvert la voie à de nouveaux procédés dits « mini-invasifs ». L'alternative thérapeutique actuelle à la chirurgie conventionnelle consiste à exclure l'anévrisme de la circulation sanguine par mise en place d'une endoprothèse (EDP). Par voie endovasculaire, à partir d'un accès fémoral le plus souvent, on implante une prothèse bifurquée sertie sur un stent couvrant l'ensemble de l'anévrisme. Ainsi, le sac anévrysmal est exclu de la circulation sanguine et le flux redirigé vers le réseau d'aval (figure 2).

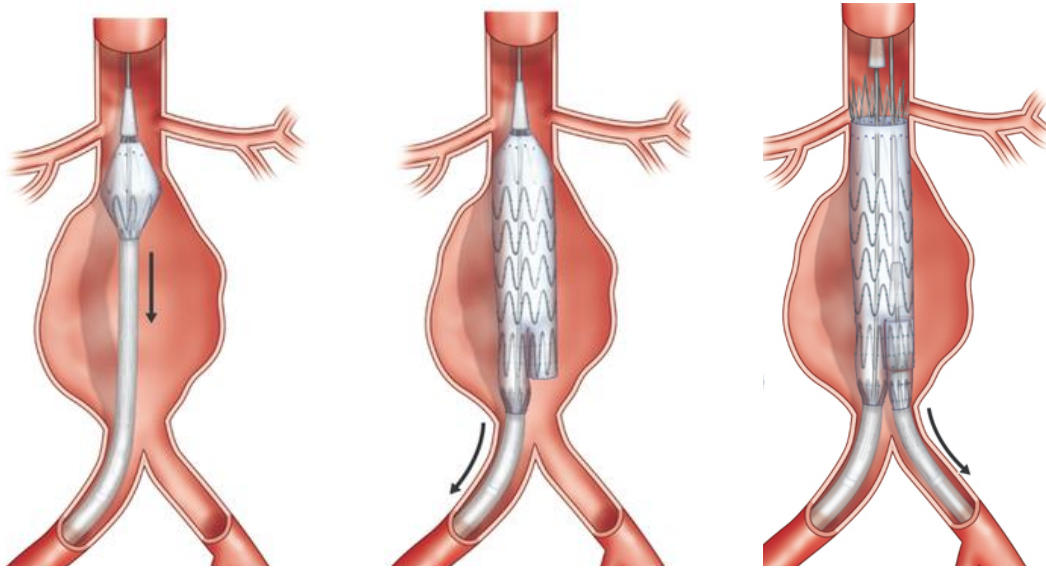


Figure 2 : Illustration du déploiement d'une endoprothèse bifurquée (8)

Il est nécessaire de disposer de zones d'artères saines en amont et en aval de l'anévrisme (appelées collets proximaux et distaux), où l'étanchéité peut être assurée. Cette alternative thérapeutique est donc dépendante de critères anatomiques et ne peut être proposée à l'ensemble des patients.

Initialement réservé aux patients considérés «à risque chirurgical élevé», le traitement endovasculaire des anévrismes de l'aorte abdominale (EVAR) s'est progressivement imposé, grâce aux évolutions techniques successives, comme une véritable alternative dans la prise en charge des anévrismes. Ces dernières années, plusieurs études ont permis de mettre en évidence un net bénéfice sur la morbi-mortalité précoce, en faveur de EVAR par rapport à la chirurgie conventionnelle (5,9–11). Ainsi, la Haute Autorité de Santé (HAS) reconnaît en 2009 qu'il est licite de proposer ce traitement comme alternative à une chirurgie conventionnelle à l'ensemble des patients, si les critères anatomiques sont compatibles.

Afin de pouvoir proposer une solution endovasculaire aux patients présentant des anévrismes plus complexes, des endoprothèses disposant de fenêtres, ou de branches, ont été développées

pour assurer la vascularisation des principales artères naissant de l'aorte abdominale. Ces endoprothèses fenêtrées ou branchées permettent de diriger le flux sélectivement vers les différentes artères de la palette viscérale. On peut ainsi aller chercher une zone d'étanchéité plus haut dans l'aorte si l'anévrysme est étendu.

Les procédures endovasculaires nécessitent l'utilisation de rayons X et le rehaussement de la lumière vasculaire par injection de produit de contraste iodé (PCI). De nouvelles problématiques liées à la toxicité de ces procédés sont apparues. Ainsi, la question de la radioprotection est devenue centrale dans la pratique quotidienne des équipes de chirurgie vasculaire, le nombre d'interventions endovasculaires et leur complexité étant en constante augmentation.

Bases physiques des rayons X et notion de dose

Les rayons X sont, comme la lumière, une forme de rayonnement électromagnétique. Ils sont caractérisés par une fréquence s'étalant entre $2.4 \cdot 10^{17}$ à 10^{19} Hz (entre les ultraviolets et les rayons gamma) et transportent une énergie de 10^3 à $4 \cdot 10^4$ electron-volt. Dans le domaine médical, ils sont produits par la collision d'électrons à haute vitesse contre une cible (anode) en métal. C'est la source (ou tube).

En traversant les tissus vivants, une partie de leur énergie est absorbée, en fonction de la composition et de la densité des différentes structures rencontrées. L'intensité du faisceau de rayons X qui a traversé le corps n'est donc plus uniforme, mais varie d'un point à l'autre. Ce faisceau est recueilli et transformé en image lumineuse par un film (radiographie) ou un écran (radioscopie). C'est le capteur (ou récepteur).

Ainsi, les renseignements obtenus le sont au détriment de l'absorption d'une partie de la dose par le patient et son environnement.

La dose absorbée correspond à une quantité d'énergie par unité de masse, soit des Joules par kilos ou Gray (Gy). Pour les dispositifs médicaux d'imagerie interventionnelle, elle est évaluée par l'Air Kerma (AK), c'est-à-dire l'énergie extraite du faisceau de rayons X par unité de masse d'air à environ 15 cm du centre du système, ce qui correspond approximativement au point de contact du faisceau avec la peau. Elle est donc fortement corrélée à la dose cutanée maximale ou Peak Skin Dose (PSD in Gy) (12).

Le Produit Dose-Surface ou Dose-Area Product (DAP en Gy.cm²) est le produit de l'AK par la surface exposée. Une estimation de la DAP est fournie par les équipements d'imagerie interventionnelle et représente actuellement le meilleur paramètre objectif pour comparer l'irradiation entraînée par deux procédures.

La dose efficace (Effective Dose, ED en Sievert, Sv) est le produit de la dose reçue par un facteur propre à un organe spécifique, représentant sa sensibilité aux rayons X. Ce paramètre peut être estimé par simulation informatique (modèle de Monte-Carlo).

Chez l'homme et en conditions biologiques, pour les rayons X, un Gray équivaut à un Sievert.

Risque biologique lié aux rayons X

Les radiations ionisantes ont deux types d'effet sur l'organisme :

1. Les effets dits « déterministes » : Ils se manifestent lorsque la dose reçue dépasse un certain seuil, et sont ensuite proportionnels à la dose totale. Leur première manifestation est cutanée (érythème) et s'observe pour des PSD supérieures à 2 Gy (13). Des expositions répétées sur une courte période peuvent également entraîner des lésions du cristallin (une cataracte radio-induite).

2. Les effets dits « stochastiques » (ou aléatoires) : Ils sont liés à l'altération de la structure de l'ADN et sont principalement responsables de l'induction de cancers ou de malformations dans la descendance du sujet. Il n'existe pas de seuil, et la quantité de rayonnement est cumulative. Ces effets peuvent survenir pour de très faibles doses, mais leur gravité ne peut être prédite. L'ED est souvent utilisée pour évaluer leur risque de survenue.

Effet déterministe et littérature

Dans les années 90, plus de 70 cas d'atteintes cutanées consécutives à des procédures sous contrôle radiologique ont été rapportés (14). Ces lésions allaient de l'érythème simple à la nécrose cutanée. Elles survenaient dans les heures suivant l'intervention jusqu'à plusieurs mois après (Tableau 1). Ce risque a été spécifiquement étudié dans le cadre des EVAR. Il est évalué par l'estimation de *l'entrance skin dose* (ESD) ou de la PSD en Gray (Gy) (13). Weerakkody et al. ont rapporté une série prospective de 96 patients traités par EVAR (15). Dans 29% des procédures, le seuil de 2 Gy, au-delà duquel des lésions cutanées apparaissent, était dépassé. La PSD n'étant souvent pas disponible en pratique courante, Stecker et al recommandaient en 2009, une surveillance clinique spécifique des patients au-delà d'une dose absorbée de 3 Gy AK (ou d'un temps de fluoroscopie supérieur à 60 minutes) (12).

Irradiation cutanée (Gy)	Type de réaction	Délai d'apparition
0 à 2	Aucune	Aucun
2 à 5	Erythème ou dépilation transitoire	Deux semaines, puis cicatrisation pouvant prendre jusqu'à deux ans
>5	Erythème ou dépilation permanente	Deux semaines
>10	Desquamation, atrophie cutanée	Deux semaines – Possible nécessité de chirurgie reconstructrice

Tableau 1: Principales conséquences de l'irradiation cutanée, d'après S. Balter et al.(16)

Effet stochastique et littérature

L'effet stochastique des rayons X est principalement représenté par l'induction de cancers. L'étude des survivants des catastrophes nucléaires, notamment japonaises, a démontré une augmentation de leur fréquence d'apparition pour des doses excédant les 100mSv. En-deca de ce seuil, plusieurs modèles ont été proposés pour estimer ce risque, mais leur pouvoir de prédiction reste à ce jour très imprécis. Selon la Food and Drug Administration, une exposition de 10 mSv (millisiverts) lors d'un scanner serait associée à une augmentation d'incidence d'un cas de cancer létal pour 2000 patients examinés (17). Le Biological Effects of Ionizing Radiation 7th Report (BEIR VII) introduit en 2005 un modèle d'estimation du risque de survenue de cancer attribuable à une exposition aux rayons X (18) (ou Lifetime attributable risk – LAR). Ce risque demeure présent sur l'ensemble de la vie du patient, et est donc plus important chez les sujets jeunes et les patients requérant des examens itératifs. Ainsi le LAR suite à un coroscanner est de 0,7% (1 cas de cancer pour 143 examens) chez une femme de 20 ans, alors qu'il est de 0.075% (1 cas pour 1338 examens) chez une femme de plus de 80 ans (19). En 2007, la Commission Internationale de Radioprotection (ICRP) proposait une estimation plus simple, mais grossière, du risque à 5% par Sv reçu (20). Ce risque est probablement largement surestimé, et ne prend pas en compte l'espérance de vie du sujet exposé.

Il n'existe, à l'heure actuelle, aucun moyen fiable de prédire la survenue d'effets stochastiques pour des doses inférieures à 100mSv (domaine d'application médicale). L'ED doit donc être utilisée à des fins de prévention, et non de prédiction.

Risque biologique lié aux rayons X en pathologie vasculaire

a) Pour le patient

Concernant le traitement des anévrismes de l'aorte abdominale par endoprothèse, l'utilisation des rayons X est nécessaire à plusieurs étapes de la prise en charge du patient :

1. En préopératoire, principalement par la réalisation d'un angioscanner diagnostique, et parfois par un second scanner qui servira à prendre les mesures nécessaires à la confection de l'EDP (sizing)
2. En peropératoire, afin d'effectuer la mise en place de l'EDP,
3. En postopératoire, car les techniques endovasculaires nécessitent une surveillance rapprochée (angioscanner annuel ou biannuel) afin de vérifier la bonne exclusion de l'anévrysme au long cours ainsi que le bon positionnement du matériel.

On estime qu'en 2004, au Royaume-Uni, environ 0,6% du risque cumulé d'apparition d'un cancer chez un patient de 75 ans peut être attribué à l'imagerie diagnostique (21). Si on extrapole ce risque à l'utilisation actuelle du scanner, il est d'environ 1,5 à 2% (22)

Les modèles de simulation du sur-risque d'apparition de cancer chez les patients exposés de manière répétée aux rayons X, dans le cadre d'une surveillance après EVAR, comparativement aux patients alternant une surveillance par angioscanner et écho-doppler, prédisent une diminution significative du risque de survenue théorique de cancer en faveur du second groupe (23,24).

Compte-tenu de l'implosion de l'utilisation de l'imagerie diagnostique et thérapeutique dans le domaine médical, l'utilisation raisonnée des rayons X est une nécessité.

b) Pour le personnel

Lorsqu'un faisceau de rayons X entre en contact avec la matière, une partie du faisceau incident est réfléchi dans une direction différente de celle du faisceau primaire (diffraction). Le rayonnement induit par ce phénomène est dit « diffusé » et crée un risque pour le personnel médical et paramédical présent lors des procédures. Au bloc opératoire, au-delà de 30° d'inclinaison oblique droite ou gauche du faisceau primaire, le rayonnement diffusé est plus important et augmente avec l'angle pour être maximal en projection latéral. Il s'agit de la principale source d'exposition du personnel.

La généralisation des procédures endovasculaires à tous les domaines de la pathologie vasculaire a accru l'exposition des opérateurs et de leurs équipes. La question de la radioprotection est donc devenue centrale dans la pratique courante en chirurgie vasculaire et répond désormais à des obligations légales.

Législation en Radioprotection et Principes ALARA

En 1997, la directive européenne Euratom 97/43 rappelle que toute irradiation à but médical doit pouvoir être justifiée vis-à-vis du risque biologique qu'elle induit (25). Il convient de privilégier en première intention les procédures non irradiantes, et si l'utilisation des rayons X ne peut être évitée, de tout mettre en œuvre pour réduire la dose.

En 1990, l'application de la balance Bénéfice/Risque à l'irradiation dans le domaine médical a donné le jour au concept du « As Low As Reasonably Achievable » ou ALARA (26). Le principe est d'utiliser la dose minimale nécessaire à l'obtention d'une qualité d'image conforme à la pratique médicale en toute sécurité.

Voici une liste non exhaustive des moyens pouvant être mis en œuvre à cet effet :

- a. Réglage optimal des paramètres de production des rayons X, pour obtenir la meilleure qualité d'image à la dose la plus faible (paramètre constructeur)**
- b. Utiliser le mode pulsé, en opposition au mode continu**
- c. Privilégier la fluoroscopie à la fluorographie**
- d. Limiter les temps d'acquisition au strict nécessaire**
- e. Utiliser des volets (utiliser la collimation pour diminuer l'aire d'acquisition, et donc l'exposition) (27)**
- f. Limiter les angulations de l'arceau**
- g. Maximiser la distance source-patient et minimiser la distance récepteur-patient**
- h. Limiter l'utilisation du zoom (magnification)**

La protection du personnel passe également par l'application de ces mesures et l'utilisation de moyens de protection :

- i. Port de protections plombées (tunique, protège-thyroïde, lunettes), mise en place de volets et jupes de table, utilisation d'un bouclier plombé.**
- j. Formation adaptée de tout le personnel travaillant en présence de rayons X.**
- k. Maximiser la distance avec la source**
- l. Utiliser des dosimètres actifs, restituant l'information en temps réel. L'utilisation de dosimètres passifs peut également favoriser la prise de conscience en restituant une information mensuelle.**

Application en pratique courante

L'application de ces recommandations dans notre pratique courante avec un amplificateur mobile (OEC 9900, GE Healthcare), par des opérateurs entraînés a déjà permis une réduction significative de la dose par rapport aux données disponibles dans la littérature (28).

Amplificateur de brillance, capteur plan et concept de salle hybride

Différents systèmes d'imagerie sont disponibles en chirurgie vasculaire. Un bref rappel de leurs spécificités est présenté ci-dessous :

Amplificateur mobile (C-arm ou arceau mobile) (figure 3) : Il s'agit d'un système mobile, comprenant une source et un capteur. L'image optique est transformée au niveau du récepteur en image numérique par un amplificateur de brillance. Leur mobilité facilite l'utilisation de ces systèmes au bloc opératoire, dans des conditions stériles (peu de câbles, pas de système de fixation au plafond, peu d'interaction avec le flux laminaire). Leur taille ne permet pas l'installation d'un système de refroidissement. Il est donc nécessaire de couper le système en cas de surchauffe.



Figure 3 : Illustration d'un arceau mobile (C-arm) de type OEC 9900 (GE Healthcare)

Salle fixe et capteur plan (figure 4) : les systèmes fixes permettent l'utilisation de sources plus puissantes, disposant de système de refroidissement. Le capteur plan autorise une acquisition numérique directe de l'image. On peut théoriquement obtenir une image de meilleure qualité, tout en réduisant l'irradiation. Ces salles offrent un très bon support d'imagerie, mais ne répondent pas aux critères de stérilité indispensable au bloc opératoire. Il est possible d'y réaliser des procédures entièrement percutanées, mais de pas de chirurgie ouverte.



Figure 4 : Illustration de salle hybride (ici salle fixe Allura CV20, Philips Healthcare)

Les premières études comparant l'irradiation donnée pour une même procédure entre les différents systèmes ont démontré une nette augmentation de la dose pour les systèmes fixes (29). Ainsi, Geijer et al. (30) ont démontré que l'utilisation des C-arm au bloc opératoire réduirait considérablement la dose reçue comparativement aux procédures réalisées en salle d'angiographie.

Le concept de **salle hybride** repose sur l'introduction en milieu chirurgical des dernières technologies en matière d'imagerie médicale. Elle combine à la fois les conditions stériles du bloc opératoire et les dernières innovations dans le domaine de l'imagerie interventionnelle, offrant ainsi un support technologique adaptée aux procédures endovasculaires complexes, et la possibilité de réaliser des abords chirurgicaux conventionnels. Elle dispose d'une station de travail (Workstation) permettant l'étude fine de l'imagerie réalisée en préopératoire par diverses méthodes de reconstruction (multiplanaires, curvilinéaires, tridimensionnelles,...). Ces reconstructions peuvent ensuite être intégrées aux images acquises pendant l'intervention (fusion d'images), et ce faisant, réalisent une cartographie virtuelle sur laquelle peut s'appuyer l'opérateur durant la procédure.

Objectif de l'étude

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer notre expérience initiale de l'utilisation d'une salle hybride, permettant la navigation endovasculaire assistée par le système de fusion, lors des procédures endovasculaires aortiques standard et complexes. L'étude analysait en particulier l'exposition du patient et de l'opérateur aux rayons X. Les objectifs secondaires étaient de comparer ces résultats avec notre expérience historique utilisant un arceau mobile, ainsi qu'avec la littérature.

Matériel et Méthode

Etude prospective en salle hybride

Sélection des patients

Entre Décembre 2012 et Juillet 2013, tous les patients traités par EDP pour un anévrisme aortique, en dehors d'un contexte d'urgence, en salle hybride avec support de la fusion d'image, ont été inclus de façon prospective. Les patients traités pour anévrisme de la crosse aortique par endoprothèse branchée ont été exclus, cette procédure étant toujours en cours d'évaluation.

Equipement

Les procédures étaient réalisées sous contrôle scopique (Discovery IGS 730, GE Healthcare, Chalfont St Giles, UK), à l'aide d'un capteur plan de dimension 30x30cm. Les paramètres de la source étaient réglés par défaut en basse dose, pulsée, à 7,5 images par seconde. En cas de nécessité (qualité d'image contraire à la poursuite de la procédure en toute sécurité), ces paramètres pouvaient être modifiés par l'opérateur tout au long de l'intervention à l'aide d'un écran tactile fixé au bord de table. La distance capteur-patient était automatiquement minimisée par le système, et la distance source-patient était maximisée, tout en conservant une hauteur de table compatible avec la procédure. Suivant les principes ALARA, la fluoroscopie était préférée à la fluorographie et son utilisation limitée autant que possible. L'utilisation des volets permettait de limiter le champ de détection à la zone de travail (collimation). Leur placement était optimisé par l'utilisation de la fusion et des volets virtuels (prévisualisation du champ d'acquisition sans utilisation de la scopie). L'utilisation des angulations de l'arceau était raisonnée et les angles de travail étaient prédéfinis après

reconstruction du scanner préopératoire sur la station de travail fournie (Advantage Workstation, GE Healthcare, Chalfont St Giles, UK). L'utilisation d'un écran de grande dimension (56 pouces) pour restituer l'image permettait d'éviter la magnification (zoom).

Les artériographies étaient réalisées à l'aide d'un injecteur automatique. Le produit de contraste utilisé était Omnipaque™ (300 mg I/ml, GE Healthcare) ou Visipaque™ (320 mg I/ml, GE Healthcare) si la fonction rénale était altérée (définie comme clairance de la créatinine inférieure à 60mL.min⁻¹)

Fusion

Avant chaque procédure, l'angioscanner préopératoire était chargé dans la station de travail. Des reconstructions bi- et tridimensionnelles (3D) des structures vasculaires et osseuses étaient réalisées de manière semi-automatique (Figure 5) et pouvaient être affinées manuellement pour les besoins de la procédure. Les reconstructions 3D (ou rendus volumiques, 3DVR) aortiques et osseuses étaient sauvegardées et exportées vers le système de scopie afin d'être fusionnées à l'imagerie 2D peropératoire. Afin d'assurer un positionnement précis, le 3DVR osseux était recalé manuellement sur les structures osseuses du patient en salle d'intervention, sur deux incidences orthogonales obtenues par fluoroscopie (Figure 6). Une fois cette étape réalisée, le 3DVR aortique était correctement superposé à l'anatomie du patient et pouvait être utilisé pour positionner le capteur plan et assister la navigation ou le cathétérisme (Figure 7). Cette superposition pouvait être affinée manuellement par l'opérateur à tout moment de la procédure (recalage dynamique), en particulier sur les artériographies.

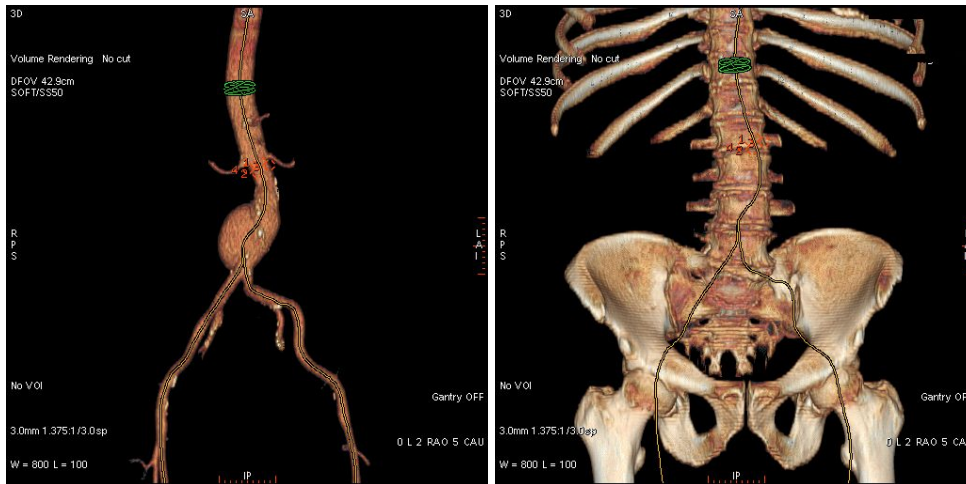


Figure 5 : Reconstructions semi-automatiques des volumes 3D aortique, à gauche, et osseux, à droite, réalisées sur la station de travail à partir du scanner préopératoire.

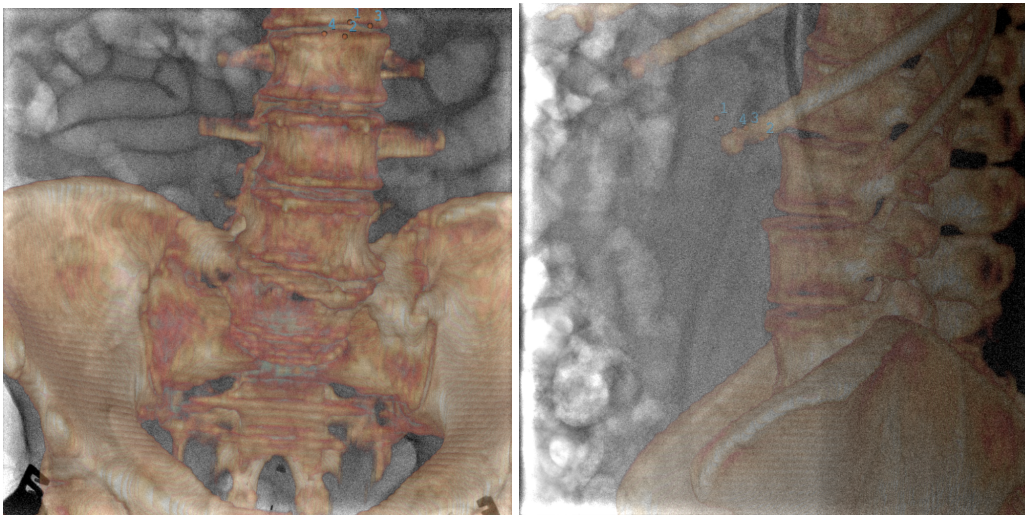


Figure 6 : Recalage du volume osseux sur la fluoroscopie peropératoire, sur deux incidences orthogonales, aux structures osseuses du patient.

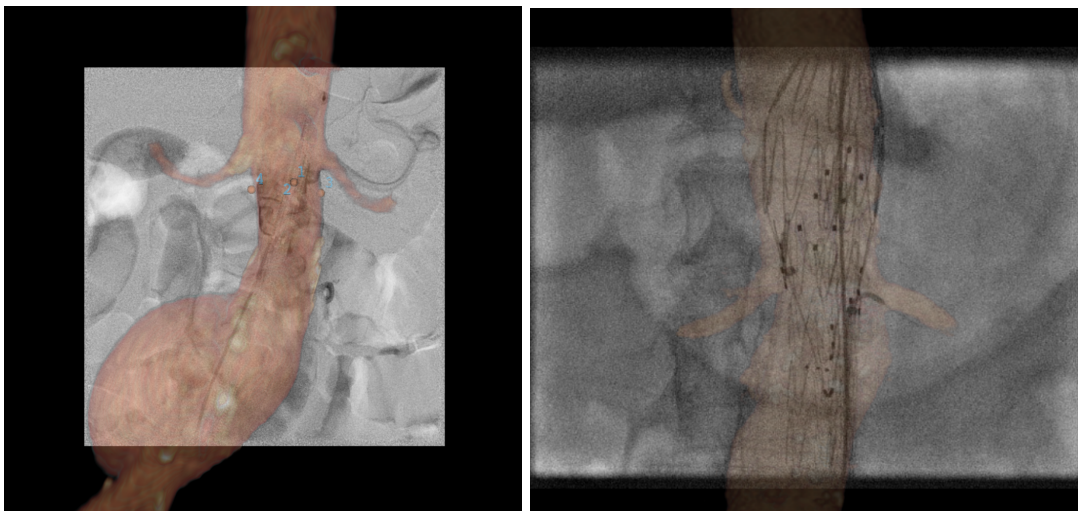


Figure 7 : Obtention d'une cartographie 3D permettant de faciliter le positionnement (image de gauche), ou le cathétérisme des artères cibles, ici la rénale gauche (image de droite).

Mesures de protection du personnel et quantification de l'exposition

Le port d'un tablier plombé était systématique pour l'ensemble du personnel présent en salle hybride. Si la présence en salle n'était pas nécessaire, le personnel était invité à rester derrière les vitres plombées de la salle de contrôle. Pour l'opérateur et ses assistants, le port d'un tablier en deux parties, couvrant également le dos, ainsi que de lunettes de protection et d'un protège-thyroïde était recommandé. Des jupes de table plombées étaient systématiquement déployées de part et d'autre du patient, et un bouclier plombé mobile, fixé au plafond, placé entre le faisceau primaire et l'opérateur.

En routine, le personnel présent en salle était tenu de porter, au niveau de la poitrine, sous les protections plombées, un dosimètre dit « passif », renouvelé chaque mois et qui enregistrerait la dose cumulée avec un seuil de sensibilité de 50 μSv et un dosimètre dit « actif » ou « opérationnel » qui signalait les expositions importantes. Ce dosimètre « actif » enregistrerait également toute exposition supérieure à 1 μSv .

Dans le cadre de cette étude, un dosimètre actif de type RaySafe™ i2 (Billdal, Sweden) était également placé au niveau de la poitrine de l'opérateur, au-dessus des protections plombées, et permettait de connaître en temps réel la dose d'exposition (en μSv) du personnel. Cette information était retranscrite sur un écran disposé en salle, à l'aide d'un code couleur simple, rapidement et facilement compréhensible par le personnel (Vert : faible exposition, Orange : exposition tolérable, Rouge : exposition importante, Figure 8). En fin d'intervention, la dose cumulée lors de la procédure était disponible.



Figure 8 : Exemple d'information fournie par le système RaySafe™ i2 (Billdal, Sweden). Chaque ligne représente un opérateur. Son exposition est représentée par un codage couleur gradué et chiffrée en temps réel.

Recueil des données

Pour chaque procédure, le type d'intervention (endoprothèse bifurquée, thoracique, branchée iliaque, fenêtrée ou multibranche), la durée totale de l'intervention (min), le volume de contraste utilisé (mL) ainsi que l'indice de masse corporel (IMC ou Body mass Index, BMI) du patient étaient enregistrés.

Une estimation de la DAP (en $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$) et le temps de fluoroscopie (en min) étaient fournis par le système.

L'exposition de l'opérateur aux rayonnements X (en μSv) pour chaque intervention était mesurée par le boîtier RaySafe™ i2. Le succès technique immédiat, défini par l'absence d'endofuite de type I ou III, et la perméabilité des vaisseaux cibles et des accès, sur l'angiographie finale, était également analysé.

Les données étaient en partie enregistrées de manière automatique par le système et rendues sous format Excel et en partie recueillies manuellement, puis insérées ou saisies de manière prospective dans une base de données informatique (Microsoft Office Excel 2007, Microsoft Corporation, Albuquerque, NM, US) par un opérateur unique.

Calibration du système

Afin de valider la mesure indirecte de la DAP fournie par le système, la corrélation entre cette valeur et une mesure directe de la dose chez 19 patients a été étudiée. Pour ce faire, des films radiochromiques (GAFCHROMIC XR RV3, Internal Specialty Products, Wayne, NJ, USA) étaient placés sous les patients. Ces films ont la propriété de foncer proportionnellement à leur exposition à une irradiation. Selon les recommandations du constructeur, la corrélation entre la densité optique du film et la dose reçue a d'abord été établie par la confection d'un jeu d'échantillons de films radiochromiques, soumis à des doses successives allant de 100 à 2000 mGy dans notre salle hybride. L'exactitude de la dose délivrée était contrôlée par l'utilisation d'un dosimètre RADCAL 2026 (Radcal Corporation, Monrovia, CA). Les paramètres de production des rayons X étaient fixes (80kV, 30fps, 0.3mmCu, 100mA, pW=10ms) simulant la pratique clinique. Les films utilisés lors des procédures étaient ensuite scannés, et le niveau de gris, traduisant l'exposition, obtenu par soustraction avec un film non exposé. Ces données étaient ensuite comparées au jeu d'échantillons établi. Le pixel le plus intense donnait la PSD et le produit de la surface exposé par l'intensité des différents pixels la DAP. Ces valeurs étaient ensuite comparées à la DAP fournie par le système.

Estimation de la Peak Skin Dose (PSD) et de l'Effective Dose (ED)

Comme proposé par Howells et al. (31), le rapport median de la PSD sur la DAP, mesurées par les films radiochromiques, était calculé. Il était ensuite utilisé pour obtenir une estimation de la PSD, à partir de la DAP fournie par le système pour chaque procédure.

Afin d'estimer l'ED, on retenait le coefficient de conversion de $0,29\text{mSv}/(\text{Gy}\cdot\text{cm}^2)$ proposé par Suzuki et al. (32) pour l'abdomen, qu'on appliquait à la DAP recueillie.

Comparaison à l'expérience historique du service utilisant un amplificateur mobile et à la littérature

L'expérience du service avec un amplificateur mobile a été précédemment publiée par Maurel et al. (28). Nous avons comparé ces résultats aux procédures réalisées en salle hybride.

Une revue de la littérature a été effectuée afin de comparer notre expérience aux différentes séries récemment publiées. Les résultats étaient harmonisés en $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ pour la DAP, en Gy pour la PSD et en mSv pour l'ED.

Analyse statistique

Les variables quantitatives étaient exprimées en médiane, avec interquartile Q1Q3, ou en moyenne avec écart-type. Les variables qualitatives étaient exprimées en pourcentage, avec intervalle de confiance à 95%.

Les corrélations entre DAP indirecte, fournie par le système, et PSD et DAP mesurées par les films radiochromiques étaient étudiées par le test de Pearson. Les résultats étaient exprimés à l'aide d'un coefficient de corrélation au carré, R^2 , et d'un seuil de significativité, p.

Les comparaisons entre les variables qualitatives étaient réalisées à l'aide du test du Khi-2. Pour les variables quantitatives, les comparaisons étaient menées par le test de Student si possible, ou par le test non-paramétrique de Mann et Whitney. Les médianes observées étaient comparées aux médianes « théoriques » rapportées dans la littérature par le test de Wilcoxon. La significativité était retenue pour un seuil $p < 0,05$. Toutes les analyses statistiques étaient réalisées à l'aide du logiciel SPSS (SPSS 20, IBM, Chicago, Ill).

Résultats

Validation de la mesure indirecte de la DAP

Dix-neuf films radiochromiques (figure 9) ont été réalisés. Il s'agissait de 13 procédures pour endoprothèses bifurquées, 3 endoprothèses thoraciques et 3 fenêtrées. La DAP indirecte, fournie par le système et la DAP mesurée par l'intermédiaire des films étaient fortement corrélées ($R^2=0.93$, figure 10).

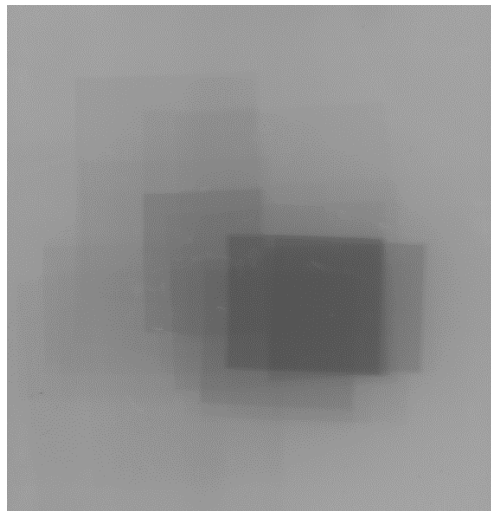


Figure 9 : Exemple des niveaux de gris recueillis sur un film radiochromique, ici pour une endoprothèse bifurquée. La PSD est déduite de la zone la plus exposée, grâce au set de calibrage, et la DAP correspond au produit de la surface irradiée par l'intensité du pixel.

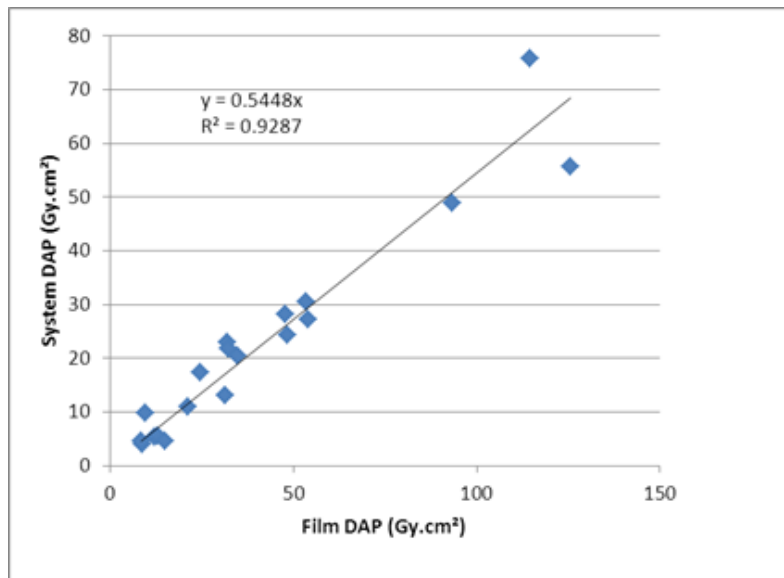


Figure 10 : Courbe de corrélation entre DAP mesurée (sur les films radiochromiques) et DAP fournie par le système (DAP : Dose Area Product).

Etude descriptive des procédures conduites en salle hybride

De Décembre 2012 à Juillet 2013, 110 procédures endovasculaires pour exclusion d'anévrismes aortiques par EDP ont été conduites dans notre salle hybride. Trois procédures réalisées en urgence vitale, deux procédures réalisées sans fusion et trois anévrismes de la crosse aortique traités par EDP branchées ont été exclus de l'étude. Les données de 102 procédures ont donc pu être analysées

Il s'agissait à 97,1% (99) de patients de sexe masculin, avec un âge médian de 69.8 ans (62.9-76.4). Le BMI médian était de 26.7 kg/m² (23.6-30.7). Tout type de procédure confondu, le temps d'intervention médian était de 120 minutes (85 à 180). Le taux de succès immédiat était de 100%. Les données spécifiques à chaque type de procédure sont rapportées tableau 3.

Type de procédure	Nombre de procédures	IMC	DAP (Gy.cm ²)	Contraste (mL)	Temps de fluoroscopie (min)	Temps d'intervention (min)
EDP bifurquées	44 (43.1%)	27.7(24.2-29.9)	12.2 (8.7-19.9)	59 (50-75)	10.6 (9.1-14.7)	92.5 (75-120)
EDP branchées ou 4 fenêtres	20 (19.6%)	24.5 (21.7-29.8)	47.4 (37.2-108.2)	120 (100-170)	39.5 (34.8-51.6)	205 (169-240)
EDP 2 ou 3 fenêtres	18 (17.6%)	28.4 (25.9-33.3)	43.7 (24.7-57.5)	105 (70-136)	30.7 (20.2-40.5)	150 (150-160)
EDP thoraciques	14 (13.7%)	24.7 (22.0-28.7)	26.0 (11.9-34.9)	80 (50-100)	8.9 (6.0-10.5)	80 (60-105)
EDP branchées iliaque	6 (5.9%)	29.7 (26.2-31.7)	41.2 (38.2-51.3)	85 (60-120)	27.3 (22.4-30.1)	140 (120-180)

Tableau 3 : Description des principales variables d'intérêt en fonction du type de procédure. Les variables sont exprimées par leur médiane avec interquartile Q1Q3 (IMC=Index de Masse Corporelle, EDP=endoprothèses, DAP=Dose-area Product).

La DAP était plus élevée pour les procédures complexes (EDP fenêtrées, branchées iliaques et multibranches) que pour les procédures plus simples (EDP bifurquées et thoraciques) ($p < 0,001$).

Exposition du patient : Estimation de la PSD et de l'ED

A l'aide des films radiochromiques, le rapport médian entre PSD et DAP mesurées était calculé à $5.14 \cdot 10^{-5} \cdot \text{cm}^{-2}$ ($4.78 \cdot 10^{-5} - 8.12 \cdot 10^{-5}$). Six films ont été exclus (correspondant aux procédures thoraciques et fenêtrées), afin de ne pas sous-estimer la PSD. En effet, le film n'étant pas exposé aux incidences latérales, une partie de l'irradiation totale n'était pas prise en compte, faussant le rapport PSD/DAP. Ce ratio est donc, dans notre série, uniquement applicable aux procédures bifurquées. Sur les 44 patients correspondants, la PSD estimée était donc de $0.63 \cdot 10^{-3} \text{ Gy}$ ($0.44 \cdot 10^{-3} - 1.03 \cdot 10^{-3}$). La dose cutanée maximale de 2 Gy n'était dépassée dans aucune de ces procédures.

La dose efficace estimée est présentée tableau 4. La méthode de Suzuki utilisant un coefficient déterminé pour l'abdomen, l'ED pour les procédures thoraciques n'a pu être calculée.

Type de procédure	ED estimée pour l'abdomen (mSv)
EDP bifurquée	3.5 (2.5-5.6)
EDP 2 ou 3 fenêtres	12.7 (7.2-16.7)
EDP branchée ou 4 fenêtres	13.7 (10.8-31.4)
EDP branchée iliaque	12.0 (8.0-14.9)

Tableau 4 : Présentation des doses efficaces estimées au niveau de l'abdomen, par type de procédure à partir de la méthode proposée par Suzuki et al (32) (ED=Effective Dose, ou Dose Efficace, EDP=endoprothèse).

Concernant la dose efficace, celle-ci ne dépassait jamais le seuil à risque de 100mSv.

Exposition de l'opérateur

Sur l'ensemble des procédures, la dose cumulée par le système Raysafe™, reflet de la dose à laquelle est exposé l'opérateur, était de 1621,6 microSv. Sur la période de l'étude, la dose enregistrée par le dosimètre actif, placé sur la poitrine de l'opérateur, sous les protections plombées était de 7 microSv. Cependant, le type de dosimètre utilisé ne retenait pas les expositions <1 microSv. La dose réelle, sous les protections, absorbée par l'opérateur était donc probablement plus importante. Les taux d'exposition médian relevés par le Raysafe™, par type de procédure, sont exposés tableau 5.

Type de procédure	Exposition de l'opérateur (μSv)
EDP bifurquée	3.7 (0.2-215.7)
EDP 2 ou 3 fenêtres	9.1 (1.8-67.7)
EDP branchée ou 4 fenêtres	23.1 (6.3-248.0)
EDP branchée iliaque	11.6 (3.6-94.4)
EDP thoracique	1.9 (0.0-19.7)

Tableau 5 : Valeurs médianes (avec interquartiles) de l'exposition de l'opérateur, enregistrée par le RaySafe™ i2 (Billdal, Sweden), en fonction du type de procédure (EDP = Endoprothèse).

Les doses enregistrées chaque mois par le dosimètre passif étaient sous le seuil de sensibilité de 50 μSv.

Comme suggéré par la figure 11, il semblerait qu'il existe une chute significative des doses enregistrées par le dosimètre actif, à compter de la mise en route de la salle hybride (Octobre 2012), comparativement aux doses enregistrées auparavant avec l'utilisation de l'amplificateur mobile.

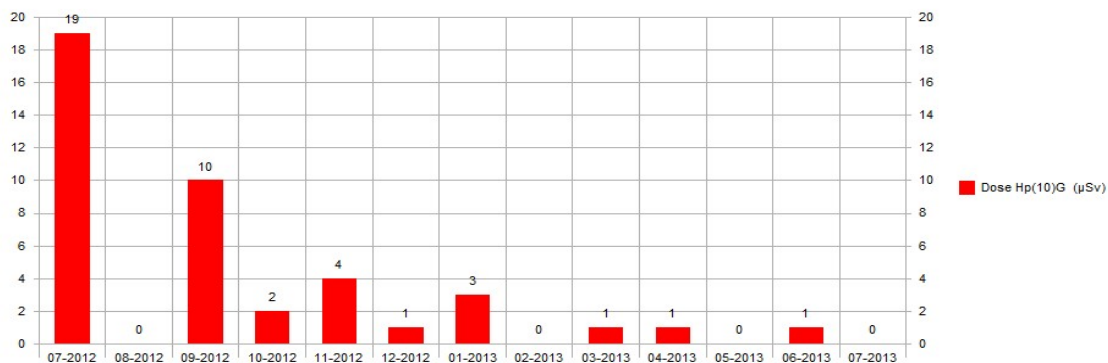


Figure 11 : Rapport d'exposition relevée par les dosimètres passifs de l'opérateur. Ouverture de la salle hybride en Octobre 2012.

Comparaison à l'expérience précédente du service utilisant un arceau mobile

Dans notre série précédemment publiée, 301 patients avaient été inclus (188 endoprothèses bifurquées, 54 fenêtrées, 20 branchées, 28 thoraciques et 11 aorto-uni-iliaques).

Le tableau 6 résume les comparaisons entre les procédures réalisées avec l'amplificateur mobile et celles réalisées en salle hybride. On note que la DAP était diminuée de manière significative pour toutes les procédures, à l'exception des endoprothèses thoraciques, lorsqu'elles étaient réalisées en salle hybride.

		Arceau mobile (n=301)	Salle hybride (n=102)	p-value
DAP (Gy.cm²)	BIF	30 (4.3-280)	12.2 (8.7-19.9)	<0.001
	FEN	72.9 (11.6-290)	43.7 (24.7-57.5)	0.001
	BR	159 (101.8-222.4)	47.4 (37.2-108.2)	<0.001
	THO	20 (11.4-30)	24.7 (22.0-28.7)	0.626
Volume de contraste (mL)	BIF	80 (20-260)	59 (50-75)	0.336
	FEN	138 (25-225)	105 (70-136)	0.025
	BR	226 (80-466)	120 (100-170)	0.006
	THO	100 (24-304)	80 (50-100)	0.066
Temps d'intervention (min)	BIF	93 (24-270)	92.5 (75-120)	0.972
	FEN	150 (40-330)	150 (150-160)	0.391
	BR	210 (122-445)	205 (169-240)	0.869
	THO	117 (40-246)	80 (60-105)	0.223

Tableau 6 : Comparaison des résultats obtenus en salle hybride, avec la précédente expérience du service avec un arceau mobile (OEC 9900 Elite MD mobile C-arm, GE OEC Medical Systems, Inc. Salt Lake City, UT, USA). Les résultats sont donnés en médianes, accompagnées de leurs interquartiles (BIF: endoprothèses bifurquées, FEN: endoprothèses 2 ou 3 fenêtrées, BR: endoprothèses branchées ou 4 fenêtrées, THO: endoprothèses thoraciques)

De même, il existait une réduction significative du volume de produit de contraste utilisé lors des procédures complexes (endoprothèses fenêtrées et bifurquées) en salle hybride. Nous n'avons pas mis en évidence d'impact sur le temps d'intervention.

Les temps de fluoroscopie n'étaient pas comparables entre les deux appareils, car ils ne traduisaient pas la même information. En effet, il s'agissait d'un temps total d'utilisation de la machine en salle hybride, alors que l'arceau mobile enregistrerait un temps d'émission de rayons X.

Comparaison aux données de la littérature

Sur l'irradiation

1. Données relatives à l'irradiation du patient

Les principales séries rapportant leur expérience en termes de dose lors des EVAR sont présentées tables 7 et 8.

Premier Auteur (Année)	Effectifs	DAP (Gy.cm2)	P value
Lille salle hybride (2013)	44	12.2 (8.7-19.9)	-
Lille C-arm, Maurel (2011) (28)	188	40.5	<0.001
Geijer (2005) (30)	24	60.1 (16.6-195)	<0.001
Weiss (2008) (33)	12	151.66 (52.07-245.36)	<0.001
Weerakkody (2008) (15)	96	150 (90-659)	<0.001
Kalef-Ezra (2009) (34)	62	37.4 (9-139)	<0.001
Peach (2012) (35) – avec contrôle par un manipulateur	57	69	<0.001
Peach (2012) (35) – avec contrôle par l'opérateur	65	49	<0.001
Fossaceca (2012) (29) – avec amplificateur de brillance	79	27 (19-44)	<0.001
Fossaceca (2012) (29) – avec capteur plan mobile	26	333 (250-423)	<0.001
Fossaceca (2012) (29) – avec capteur plan fixe	48	410 (241-619)	<0.001
Jones (2010) (36)	320	46.9	<0.001
Walsh (2012) (37)	111	85.8	<0.001
Howells (2012) (31)	630	173 (109.40-3343.40)	<0.001

Tableau 7 : Revue de la littérature reprenant les principales DAP médianes rapportées lors de l'implantation d'endoprothèses bifurquées. Comparaison de la médiane observée aux médianes théoriques (Test de Wilcoxon) (DAP, Dose-Area Product).

Premier Auteur (Année)	ED (mSv)	PSD (Gy)
Lille salle hybride (2013)	3.5 (2.5-5.6)	0.63 10 ⁻³ (0.44 10 ⁻³ -1.03 10 ⁻³)
Geijer (2005) (30)	8.7 (2.5-28.1)	
Weiss (2008) (33)		0.75 (0.27-1.25)
Weerakkody (2008) (15)	27 (16–117)	0.85 (0.51-3.74)
Kalef-Ezra (2009) (34)	6.2 (1.3-20)	(0.227-0.773)
Fossaceca (2012) (29) – avec amplificateur de brillance	6.8 (3.5–7.8)	0.15 (0.10–0.24)
Fossaceca (2012) (29) – avec capteur plan mobile	60 (47–80)	1.8 (1.4–2.3)
Fossaceca (2012) (29) – avec capteur plan fixe	110 (71–185)	2.2 (1.3–3.3)
Jones (2010) (36)	11.7 (0,5-51)	
Walsh (2012) (37)	12.4	0.69
Ho (2007) (38)	12.7	
Howells (2012) (31)	53 (33–1000)	0.71 (0.44–13.7)

Table 8 : Principales doses efficaces et dose cutanée maximale rapportées lors de l'implantation d'endoprothèses bifurquées (ED, dose efficace, PSD, dose cutanée maximale)

Peu de données sont publiées sur les procédures plus complexes. En ce qui concerne les endoprothèses multibranches, on retrouve deux études rapportant des données sur l'irradiation. Celle de Panuccio et al. (39), pour la Cleveland Clinic, rapportant une DAP médiane de 696,6 Gy.cm² (p<0.001) et une PSD à 2 Gy sur 47 procédures, et celle d'Howells et al. (31), avec une DAP à 320.6 (172.1–2133.2) et une PSD à 1.3 (0.7–8.7) Gy pour 53 procédures (p<0,001).

2. Données relatives à l'irradiation du personnel

Pour les endoprothèses bifurquées, Kalef-Ezra et al. (34) rapportent une exposition de l'opérateur allant jusqu'à 8 µSv en conditions chirurgicales (p=0.02). Pour les endoprothèses branchées, seule la série de Panuccio et al. (39) relate une exposition médiane de 560 µSv (p<0.001).

Sur le volume de contraste

Les volumes de contraste utilisés décrits dans la littérature, lors d'implantation d'endoprothèses bifurquées, sont exposés Tableau 9.

Premier Auteur (Année)	Volume de contraste (mL)	p value
Lille salle hybride (2013)	59 (50-75)	-
Lille C-arm (2011), Maurel (28)	80 (20-260)	0.336
Peach (2012) (35) – avec contrôle par un manipulateur	130 (65–240)	<0.001
Peach (2012) (35) – avec contrôle par l'opérateur	120 (60–205)	<0.001
Jones (2010) (36)	163.9	<0.001

Tableau 9 : Description des volumes de contraste utilisés rapportés lors de l'implantation d'endoprothèses bifurquées dans la littérature. Comparaison de la médiane observée aux médianes théoriques (Test de Wilcoxon).

Concernant les endoprothèses multibranches, Panuccio et al. (39) et Howells et al. (31) rapportent respectivement des volumes de contraste de 137 et 180 mL ($p=0.687$ et $p=0.002$, en comparaison aux 120 mL retrouvés dans notre expérience). Tacher et al. (40) ont démontré une réduction significative du volume de contraste injecté avec utilisation des techniques de fusion sur une petite série (Moyennes +/- déviations standard 65 ± 28 mL contre 235 ± 145 , $p<0.0001$)

Discussion

Dans cette étude, nous avons mis en évidence que l'utilisation des nouvelles technologies en matière d'imagerie interventionnelle au bloc opératoire (salle hybride) permettait de réduire de manière significative l'irradiation du patient et de l'opérateur lors du traitement endovasculaire des anévrysmes de l'aorte abdominale, par rapport à notre expérience historique avec un amplificateur mobile et comparativement à la littérature. Cette réduction

était retrouvée dans l'ensemble des procédures aortiques simples ou complexes, à l'exception de la mise en place des endoprothèses thoraciques, où il existait une tendance à la majoration de la dose. Ceci peut s'expliquer par le fait qu'une grande partie des patients traités en salle hybride bénéficiaient de l'implantation d'une endoprothèse thoracique dans le cadre du traitement de l'évolution anévrysmale d'un faux chenal de dissection aortique. Ces procédures sont habituellement considérées comme plus complexes que les exclusions d'anévrysme thoracique athéromateux, du fait de difficultés de navigation et de cathétérisme liées à la présence du flap intimal de la dissection.

Nous avons également retrouvé une diminution significative du volume de contraste utilisé pour les procédures complexes (105 (40-200) vs. 138 (25-225) mL, $p=0.025$, pour les endoprothèses fenêtrées et 120 (60-210) vs. 226 (80-446) mL, $p=0.006$, pour les endoprothèses branchées).

Cette réduction de l'irradiation et du volume de contraste utilisé peut s'expliquer par l'apport de la fusion d'image entre le scanner préopératoire et la fluoroscopie (Figure 12), qui octroie une cartographie vasculaire précise, facilitant navigation et cathétérisme, et permet d'éviter les injections de contraste et l'utilisation des rayons X pour se repérer durant l'intervention.

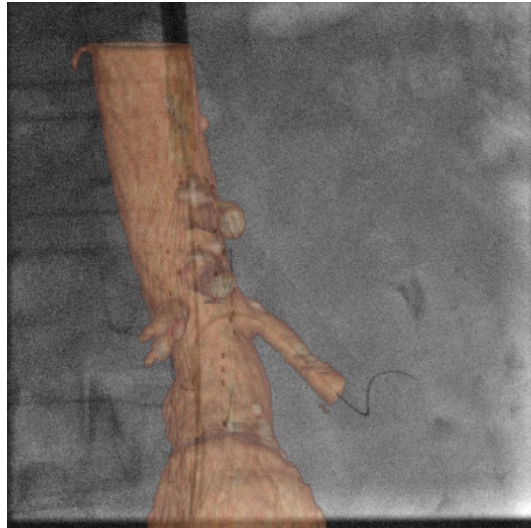


Figure 12 : Illustration de l'utilisation de la fusion d'image entre le scanner préopératoire et la fluoroscopie, ici pour guider le cathétérisme de l'artère rénale gauche, dans le cadre de l'implantation d'une endoprothèse fenêtrée.

Sur l'irradiation

Du patient

Les données d'irradiation lors des EVARs sont peu rapportées dans la littérature. De plus, les paramètres utilisés pour évaluer la dose sont très hétérogènes. La DAP reste la mesure la plus consensuelle, bien qu'il s'agisse d'une valeur physique, sans reflet du risque biologique. De même, il existe une grande variation des résultats entre les différentes séries, avec une DAP médiane pouvant aller de 27 Gy.cm² avec un amplificateur mobile, jusqu'à 410 Gy.cm² avec un système fixe équipé d'un capteur plan (29). Nos résultats sont significativement inférieurs (12.2 (8.7-19.9) Gy.cm², p<0.001) à ceux que nous avons pu retrouver dans la littérature.

Weerakkody et al. (15) ont rapporté une série prospective de 96 patients traités par EVAR(15). Dans 29% des procédures, le seuil de 2 Gy, au-delà duquel des lésions cutanées apparaissent, était dépassé. Ce seuil était également franchi dans l'étude de Fossaceca et al. (PSD à 2.2 Gy (1.3–3.3)), et considéré comme lié à l'utilisation d'un capteur plan (29). Ces

données sont en contradiction avec nos observations, ce qui sous-tend l'hypothèse selon laquelle les moyens mis en œuvre pour réduire la dose de rayonnement émis (principes ALARA), indépendamment du type de matériel d'imagerie utilisé, sont essentiels. De même, dans cette étude (29), la dose efficace médiane était de 110 mSv, soit supérieure au seuil de 100 mSv au-delà duquel l'augmentation de la survenue de cancers est avérée. Dans une cohorte de 320 patients irlandais, opérés entre 1998 et 2008, la dose moyenne reçue au bloc opératoire était de 11.7 +/- 7.1 mSv, à laquelle s'associait en moyenne 24,0 mSv liés aux angioscanners la première année (36), soit une exposition 17 fois supérieure à l'exposition naturelle annuelle (environ 1,2 à 2mSv par an en France). De plus, Motaganahalli et al. ont démontré en 2012 que le protocole de suivi annuel par angioscanner des patients porteurs d'EDP, augmentait significativement le risque prédit de survenue de cancer (23). Ceci souligne la nécessité de rechercher constamment l'irradiation la plus faible possible. Dans notre revue de la littérature, les doses efficaces rapportées étaient environ 2 à 30 fois supérieures à celles que nous avons observées.

En dehors des EVAR abdominales, une série (31) relatait une DAP médiane de 194.4 (112.8–351) sur 232 endoprothèses thoraciques. Ces résultats sont supérieurs à ceux que nous avons pu observer dans notre série (24.7 (22.0-28.7), $p=0.001$).

En ce qui concerne les procédures aortiques complexes, nous n'avons pas retrouvé de données spécifiques sur la dose lors des endoprothèses fenêtrées. Les deux principales séries faisant état de l'irradiation lors d'endoprothèses multibranches (31,39) rapportaient des résultats de l'ordre de 8 à 16 fois supérieurs aux nôtres ($p<0.001$).

Du personnel

En 2000, Lipsitz et al. (41) rapportaient l'exposition annuelle de 3 opérateurs ayant réalisés 47 procédures endovasculaires pour AAA. Celle-ci était enregistrée par des dosimètres placés sous les tuniques de protection. Bien que les doses mesurées restaient sous le seuil de 20mSv/an, recommandé par l'IRCP, elles n'étaient pas négligeables, compte-tenu du faible volume de procédures réalisées par opérateur.

En 2007, l'équipe de Ho et al. (38) s'est intéressé à la dose efficace reçue par l'opérateur en fonction du type de procédure réalisé. Il en ressortait que l'exposition était plus importante pour les procédures aortiques et notamment pour les EVARs, que pour les procédures périphériques.

Les doses d'exposition enregistrées dans notre série sont de l'ordre de quelques microsieverts par procédure, donc très faibles. De plus, elles deviennent quasiment indétectables sous les protections plombées. Ceci démontre qu'une activité endovasculaire importante et une réduction du risque lié aux rayons X sont possibles, sous réserve d'une bonne utilisation.

Apport de la dosimétrie active en temps réel (RaySafe™ i2, Billdal, Sweden)

Les dosimètres Raysafe™ fournissent une information précise sur l'exposition de l'opérateur. Celle-ci est restituée en temps réel sur un écran disposé en salle d'intervention et selon un code couleur simple. Si la couleur est verte, l'exposition est $\leq 0,2$ mSv/h, orange elle est ≤ 2 mSv/h et rouge ≤ 20 mSv/h). Les évaluations cliniques de ce système ont démontré qu'il permet de sensibiliser l'opérateur à la dose à laquelle il est exposé. En prenant en compte cette information, il est possible de mieux positionner les écrans de protection, d'optimiser les positions de travail pour l'ensemble du personnel et d'apprendre de manière didactique à

gérer la collimation, les angulation et à ne pas utiliser la fluoroscopie plus qu'il n'est nécessaire (42). Dans notre expérience, l'utilisation de ce système nous a amené à revoir le placement du personnel lors des acquisitions, notamment des anesthésistes, le rayonnement diffusé au niveau de la tête du patient étant très important.

Les différences observées dans la littérature témoignent essentiellement de l'hétérogénéité des pratiques, reflet des progrès pouvant encore être accomplis dans l'optimisation de l'utilisation des rayons X en chirurgie vasculaire.

Moyens mis en œuvre pour la réduction de dose

Optimisation du temps de fluoroscopie et du nombre d'images produites

– Mode pulsé :

Afin de limiter le temps d'acquisition, il est actuellement admis qu'il est préférable de travailler en mode pulsé. Ainsi la production de rayons X est intermittente, ce qui a une action directe sur la réduction de la dose totale d'une intervention. Dans notre expérience personnelle, à une cadence image de 7.5 images/seconde, l'image n'apparaît pas saccadée et est de qualité suffisante pour mener l'intervention à bien. Cette cadence correspond environ à une réduction de 90% du nombre d'images produites par rapport au mode continu, et donc, à réglage équivalent du tube, à une réduction identique de la dose (42).

– Acquisition du strict nécessaire :

Toute acquisition inutile doit être proscrite et l'utilisation de la fluoroscopie doit être réduite au strict nécessaire, c'est-à-dire dès que l'information recherchée est acquise (43).

– **Planification des incidences de travail :**

Dans la même optique, la planification de l'intervention, à l'aide de reconstructions dans les trois dimensions du scanner préopératoire sur une console d'imagerie (workstation), permet de repérer les différentes angulations de travail au préalable, et ainsi d'éviter les acquisitions autrefois nécessaires au positionnement de l'arceau (angulations dégagant la naissance des artères hypogastriques par exemple).

– **Fusion d'images :**

Elle permet de disposer d'une cartographie 3D permanente, asservie aux mouvements de l'arceau, autorisant ainsi le positionnement en regard de la zone de travail et dans les angulations optimales, sans recours à la fluoroscopie.

Différentes techniques de fusion d'image sont actuellement disponibles, et dépendent essentiellement de l'industriel concevant la salle hybride.

Dans notre protocole, la fusion d'image est réalisée à partir du scanner préopératoire. Deux brèves acquisitions orthogonales (antéropostérieure et latérale) permettent de repérer les structures osseuses (colonne vertébrale le plus souvent) qui serviront à superposer le modèle 3D à la fluoroscopie préopératoire dans les différents plans de l'espace. Ce procédé est rapide, facile à mettre en œuvre, peu onéreux en rayons et ne nécessite pas d'injection de contraste. Il est cependant réputé moins précis.

Les autres procédés disponibles sont basés sur la réalisation d'une acquisition rotationnelle sur table de bloc opératoire, avec ou sans injection de produit de contraste. Ces acquisitions rotationnelles sont responsables d'une irradiation supplémentaire non négligeable, surtout en cas de procédures standards (EVAR). Ainsi, Nordon et al. rapportaient une irradiation supplémentaire de $37.51 \pm 8.35 \text{ Gy.cm}^2$, à laquelle s'ajoute une injection de 48 cc de produit de contraste (44) pour les EVAR. La DAP totale d'une intervention comparable dans notre série était de 12.2 Gy.cm^2 (8.7-19.9).

Pour les procédures plus complexes (endoprothèses fenêtrées et branchées), Dijkstra et al. (45) attribuaient environ 15% de la dose totale d'une intervention à l'acquisition rotationnelle réalisée dans le cadre du contrôle en fin de procédure. Dans leur série, le même protocole était appliqué en début d'intervention pour la réalisation de la fusion. Cependant, dans ce type de procédure, la dose totale étant plus élevée, la part attribuable à l'acquisition rotationnelle est moindre, mais reste cependant non négligeable, d'autant plus qu'il n'existe à l'heure actuelle aucune preuve de la supériorité de ce mode de fusion.

Contrôle des facteurs techniques influant la dose

- Favoriser la scopie à la graphie:

La graphie, ou mode record, correspond à l'enregistrement d'images « haute définition », et nécessite une irradiation importante. Historiquement, ce mode permettait de sauvegarder des séquences ou de créer des masques de soustraction. A l'ère de l'imagerie numérique, il est possible de stocker les séquences de fluoroscopie, et même d'en extraire des masques de soustraction. L'utilisation de la graphie est donc de plus en plus obsolète, et doit se restreindre à l'acquisition d'images de qualité supérieure.

- Réglage optimal des paramètres machine :

L'utilisation de la fonction demi-dose, disponible sur la plupart des appareils, permet chez la plupart des constructeurs, la production d'images de qualité, sans compromis sur la sécurité.

La nouvelle génération d'appareils dispose également de boucle d'ajustement automatique des paramètres du tube (kilo-voltage, ampérage, ...) en fonction de l'épaisseur estimée du patient, afin de limiter l'irradiation (Figure 13). Goetti et al. ont démontré que l'utilisation de ce type de système permettait une réduction significative de la dose, sans altération de la

qualité d'image. (46). Ces paramètres sont réglés par l'industriel, après évaluation des besoins des opérateurs. Des abaques de compromis sur la qualité d'image et la dose délivrée sont établis pour chaque appareil, et servent de référence aux boucles d'ajustement (Figure 14).

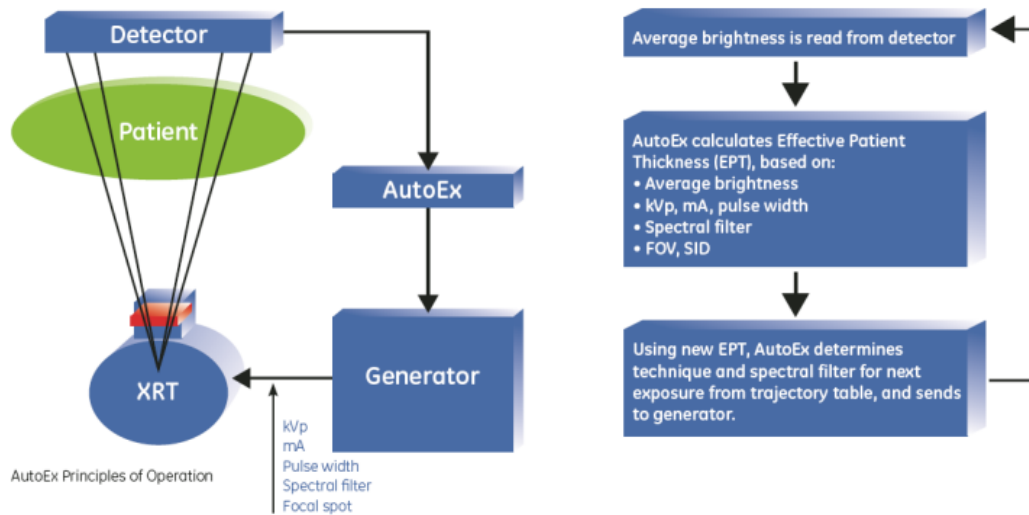


Figure 13 : Principe de fonctionnement de la boucle d'ajustement automatique. Lors des fluoroscopies, le système évalue l'épaisseur du patient et adapte les paramètres de production des rayons X au niveau de la source, afin de produire la dose minimale.

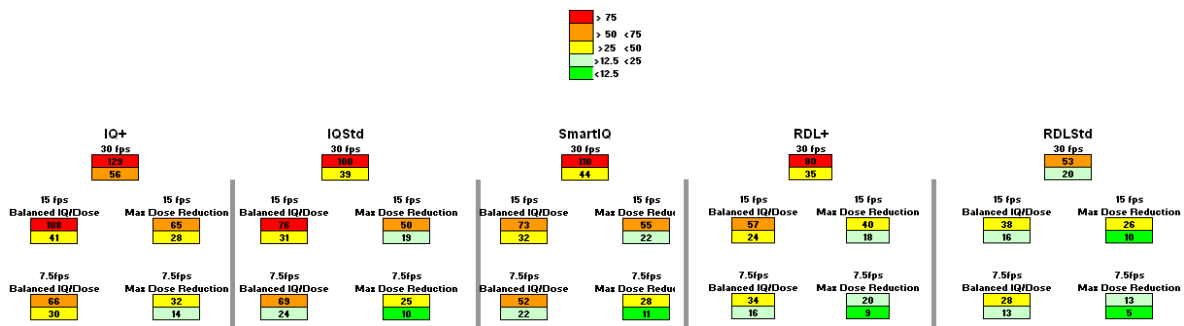


Figure 14: Exemple d'abaque des compromis qualité de l'image/dose pour un appareil donné. Chaque protocole possède 4 niveaux de sensibilité, en fonction de la cadence image et du niveau de détail souhaité.

- Collimation maximale :

L'utilisation de volets de collimation horizontaux et verticaux permet une réduction de la dose proportionnelle à celle du champ de vision (Figure 15). En conservant uniquement la zone d'intérêt, on peut donc réduire de manière très importante l'irradiation (27). De plus, l'utilisation de la collimation virtuelle, associée aux techniques de fusion permet le pré-positionnement des volets sans recours à la fluoroscopie.

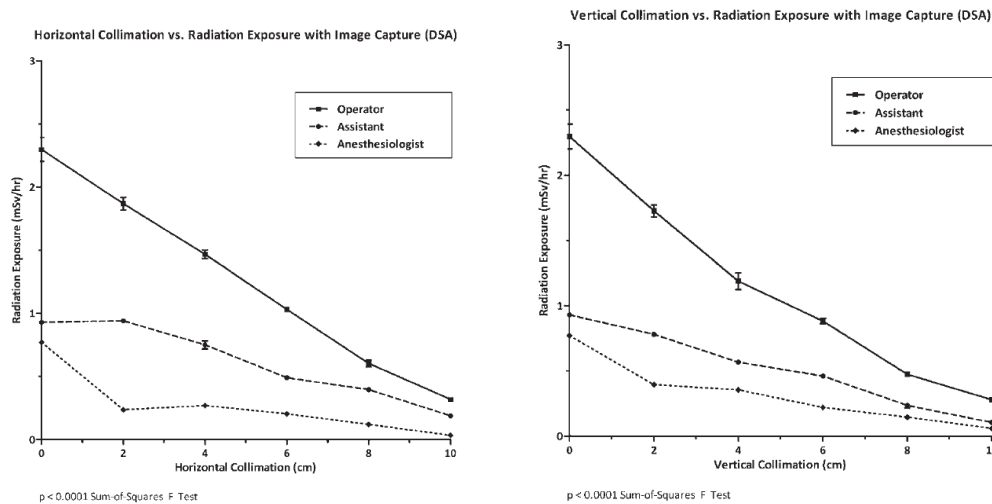


Figure 15 : Effet de la collimation sur le rayonnement diffusé auquel est exposé le personnel (27).

- Limiter la magnification :

L'utilisation de la magnification (zoom) nécessite d'incrémenter la production de rayons X au niveau du tube, et donc l'irradiation. Certains équipements disposent de zoom « numérique », permettant d'agrandir l'image par traitement informatique. Cependant, ce processus de traitement peut être responsable de l'apparition d'un délai entre l'image capturée et l'image affichée (latence du traitement). L'utilisation d'un écran de grande taille peut permettre de limiter le recours à la magnification.

- Contrôle par l'opérateur :

Peach et al. ont démontré que la gestion des commandes par l'opérateur, en bord de table, et non par un manipulateur à distance, permettait de réduire significativement la dose (35). En effet, sur 65 patients traités pour EVAR, pour lesquels l'opérateur avait le contrôle complet du système d'imagerie, contre 57 patients pour lesquels le contrôle était délégué, la DAP médiane était significativement diminuée (49 (12.5-13) contre 69 Gy.cm² (19.1-950)).

Mesures spécifiques à la protection du personnel

- Limiter les angulations :

Le rayonnement diffusé est plus important pour l'opérateur au-delà de 30° d'oblique droite ou gauche, et de 15° d'angulation crâniale (Figure 16). Dans la mesure du possible, il est donc recommandé de ne pas dépasser ces angulations seuil. Qui plus est, en projection latérale (Oblique gauche à 90°), l'épaisseur traversée est plus importante chez un patient de gabarit standard, et donc également le rayonnement diffusé (27).

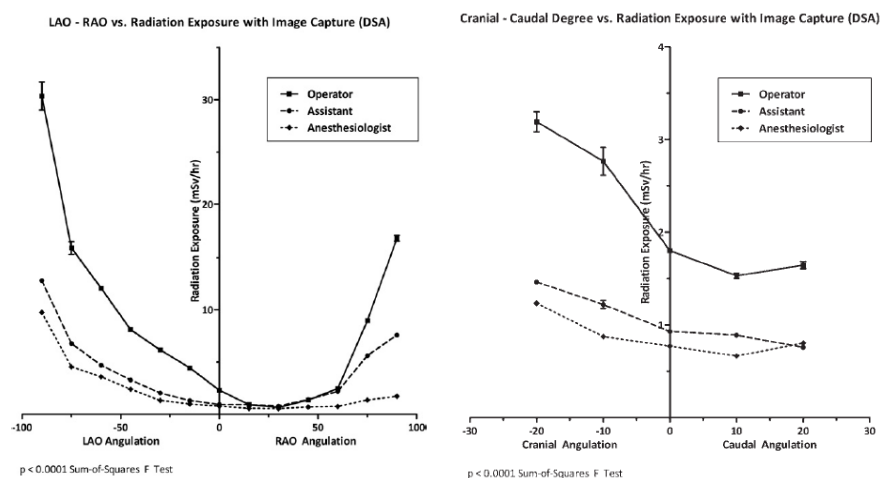


Figure 16 : Illustration de l'augmentation du rayonnement diffusé selon l'angulation de l'arceau (27).

- Minimiser la distance patient-capteur :

Dans une étude sur cadavres, Haqqani et al. (27) ont démontré que lorsque le capteur est positionné à 20 cm du patient, le rayonnement diffusé est plus important que lorsque celui-ci est très proche (figure 17). Afin de réduire cette distance, il est préférable de descendre le capteur, plutôt que de monter la table. En effet, plus la hauteur de table est importante, plus le rayonnement diffusé reçu par l'opérateur sera important (exposition de l'abdomen et du thorax).

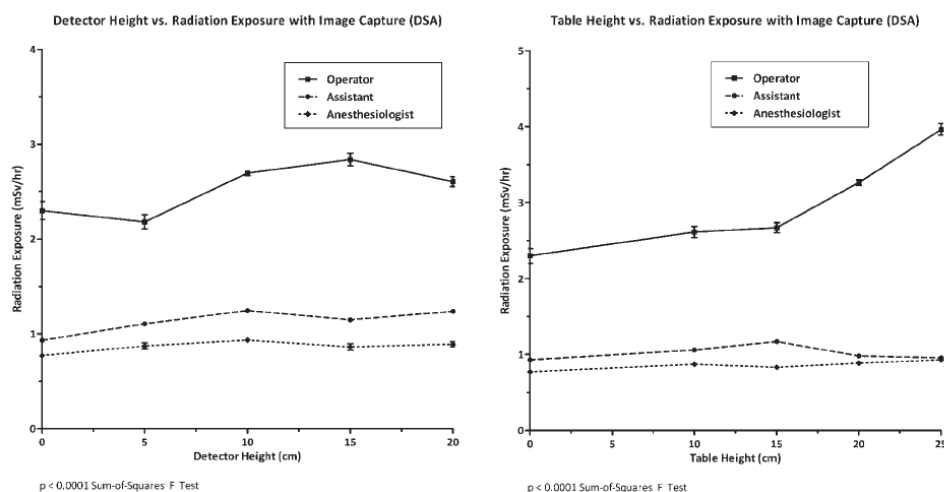


Figure 17 : Illustration de l'importance de la distance patient/récepteur et de la hauteur de table sur le rayonnement diffusé (27).

Limites de l'étude

Il s'agit d'une étude monocentrique relatant l'activité d'un centre à haut volume, réalisant ces interventions en pratique quotidienne, ce qui peut expliquer en partie les différences rencontrées avec certaines publications. De plus, la plupart des procédures ont été réalisées par un même opérateur expérimenté et sensibilisé à la réduction de la dose, entouré d'une équipe apportant une attention particulière à l'irradiation lors des interventions.

Les méthodes utilisées pour déterminer la PSD et l'ED ont fait l'objet de publications mais restent des moyens indirects d'évaluer ces données. Des logiciels d'estimation de la PSD, avec cartographie de l'irradiation cutanée par patient et par procédure, sont en cours de développement, et permettront certainement de réaliser des analyses plus fines. Nos mesures directes de la PSD à l'aide de films radiochromiques ne nous ont pas permis de déterminer un ratio PSD/DAP fiable pour les procédures autre que bifurquées.

Le coefficient standardisé pour estimer l'ED pour l'abdomen proposé par Suzuki et al. n'était bien entendu pas applicable aux procédures à l'étage thoracique (32). L'ED peut être calculée, organe par organe, de manière plus précise à l'aide de logiciels utilisant des simulations de Monte-Carlo.

Le temps de fluoroscopie est une donnée importante, notamment pour estimer la complexité de l'intervention. Cependant, cette information n'était pas enregistrée de la même façon entre nos deux appareils, ni avec ceux utilisés dans la littérature, n'autorisant pas la réalisation de comparaisons avec les résultats de cette étude.

Enfin, la comparaison aux données de la littérature n'a pas été réalisée à partir des données brutes des différents articles. Ces résultats reflètent la distribution de notre série par rapport à l'estimateur central (médiane le plus souvent) des séries publiées. Il ne s'agit donc pas de comparaisons de distribution à distribution et ces résultats doivent être interprétés avec retenue.

Conclusion

Cette étude fournit des renseignements pertinents sur l'irradiation du patient et de l'opérateur lors des procédures aortiques endovasculaires standard et complexes dans une salle hybride, munie d'applications avancées de traitement de l'image. A notre connaissance, il s'agit de la plus importante série rapportée à ce jour, faisant appel à ces nouvelles technologies d'imagerie. Nous avons pu observer une réduction significative de l'irradiation, en comparaison à notre expérience précédente avec un arceau mobile et à la littérature. En conclusion, nous recommandons donc l'utilisation de cette technique de fusion et l'application stricte des principes ALARA en salle hybride afin d'obtenir une réduction nette de l'irradiation. L'utilisation de dosimètres actifs en temps réel permet une meilleure prise de conscience de l'exposition du personnel, et favorise l'adaptation des pratiques.

Bibliographie

1. Vega de Céniga M, Gómez R, Estallo L, Rodríguez L, Baquer M, Barba A. Growth rate and associated factors in small abdominal aortic aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2006;31(3):231-236.
2. Vardulaki KA, Prevost TC, Walker NM, Day NE, Wilmink AB, Quick CR, et al. Growth rates and risk of rupture of abdominal aortic aneurysms. *Br J Surg.* 1998;85(12):1674-1680.
3. Hoornweg LL, Storm-Versloot MN, Ubbink DT, Koelemay MJW, Legemate DA, Balm R. Meta Analysis on Mortality of Ruptured Abdominal Aortic Aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2008;35(5):558-570.
4. Zarins CK, Harris EJ Jr. Operative repair for aortic aneurysms: the gold standard. *J Endovasc Surg.* 1997;4(3):232-241.
5. 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(16):1607-1618.
6. Rughani G, Robertson L, Clarke M. Medical treatment for small abdominal aortic aneurysms. *Cochrane Database Syst Rev.* 2012;9:CD009536.
7. Kieffer E. Chirurgie des anévrismes de l'aorte abdominale sous-rénale: techniques chirurgicales. *EMC - Techniques chirurgicales - Chirurgie vasculaire.* 2006;1(1):1-30.
8. Becquemin J-P, Cochenec F, Marzelle J. Chirurgie endovasculaire des anévrismes de l'aorte abdominale. *EMC - Techniques chirurgicales - Chirurgie vasculaire.* 2008;3(1):1-30.
9. Greenhalgh RM, Brown LC, Powell JT, Thompson SG, Epstein D, Sculpher MJ. Endovascular versus open repair of abdominal aortic aneurysm. *N Engl J Med* 2010;362(20):1863-1871.
10. Brown LC, Powell JT, Thompson SG, Epstein DM, Sculpher MJ, Greenhalgh RM. The UK EndoVascular Aneurysm Repair (EVAR) trials: randomised trials of EVAR versus standard therapy. *Health Technol Assess.* 2012;16(9):1-218.
11. Sobocinski J, Maurel B, Delsart P, D' Elia P, Guillou M, Maioli F, et al. Should We Modify Our Indications After the EVAR-2 Trial Conclusions? *Ann Vasc Surg.* 2011;25(5):590-597.
12. Stecker MS, Balter S, Towbin RB, Miller DL, Vañó E, Bartal G, et al. Guidelines for patient radiation dose management. *J Vasc Interv Radiol.* 2009;20(7 Suppl):S263-273.

13. Valentin J. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. *Ann ICRP*. 2000;30(2):7-67.
14. Koenig TR, Mettler FA, Wagner LK. Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: part 2, review of 73 cases and recommendations for minimizing dose delivered to patient. *Am J Roentgenol*. 2001;177(1):13-20.
15. Weerakkody RA, Walsh SR, Cousins C, Goldstone KE, Tang TY, Gaunt ME. Radiation exposure during endovascular aneurysm repair. *BJS*. 2008;95(6):699-702.
16. Balter S, Hopewell JW, Miller DL, Wagner LK, Zelefsky MJ. Fluoroscopically guided interventional procedures: a review of radiation effects on patients' skin and hair. *Radiology*. 2010;254(2):326-341.
17. Budoff MJ, Achenbach S, Blumenthal RS, Carr JJ, Goldin JG, Greenland P, et al. Assessment of coronary artery disease by cardiac computed tomography: a scientific statement from the American Heart Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, and Committee on Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology. *Circulation*. 2006;114(16):1761-1791.
18. Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, Board on Radiation Effects Research, Division on Earth and Life Studies, National Research Council of the National Academies. *Health Risks from exposure to low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2*. Washington, DC: The National Academies Press; 2006.
19. Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA*. 2007;298(3):317-323.
20. Wrixon AD. New ICRP recommendations. *J Radiol Prot*. 2008;28(2):161-168.
21. Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*. 2004;363(9406):345-351.
22. Brenner DJ, Hall EJ. Computed Tomography - An Increasing Source of Radiation Exposure. *N Eng J Med*. 2007;357(22):2277-2284.
23. Motaganahalli R, Martin A, Feliciano B, Murphy MP, Slaven J, Dalsing MC. Estimating the risk of solid organ malignancy in patients undergoing routine computed tomography scans after endovascular aneurysm repair. *J Vasc Surg*. 2012;56(4):929-937.
24. Zhou W. Radiation exposure of vascular surgery patients beyond endovascular procedures. *J Vasc Surg*. 2011;53(1):39S-43S.
25. Teunen D. The European Directive on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposures (97/43/EURATOM). *J Radiol Prot*. 1998;18(2):133-137.

26. Implementation of the principle of as low as reasonably achievable (ALARA) for medical and dental personnel. In: NCRP Report No 107. Bethesda, Md: National Council on Radiation Protection and Measurements; 1990;p. 1990
27. Haqqani OP, Agarwal PK, Halin NM, Iafrati MD. Minimizing radiation exposure to the vascular surgeon. *J. Vasc Surg.* 2012;55(3):799-805.
28. Maurel B, Sobocinski J, Perini P, Guillou M, Midulla M, Azzaoui R, et al. Evaluation of Radiation during EVAR Performed on a Mobile C-arm. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2012;43(1):16-21.
29. Fossaceca R, Brambilla M, Guzzardi G, Cerini P, Renghi A, Valzano S, et al. The impact of radiological equipment on patient radiation exposure during endovascular aortic aneurysm repair. *Eur Radiol.* 2012;22(11):2424-2431.
30. Geijer H, Larzon T, Popek R, Beckman K-W. Radiation exposure in stent-grafting of abdominal aortic aneurysms. *Br J Radiol.* 2005;78(934):906-912.
31. Howells P, Eaton R, Patel AS, Taylor P, Modarai B. Risk of radiation exposure during endovascular aortic repair. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2012;43(4):393-397.
32. Suzuki S, Furui S, Yamaguchi I, Yamagishi M, Watanabe A, Abe T, et al. Effective dose during abdominal three-dimensional imaging with a flat-panel detector angiography system. *Radiology.* 2009;250(2):545-550.
33. Weiss DJ, Pipinos II, Longo GM, Lynch TG, Rutar FJ, Johannig JM. Direct and indirect measurement of patient radiation exposure during endovascular aortic aneurysm repair. *Ann Vasc Surg.* 2008;22(6):723-729.
34. Kalef-Ezra JA, Karavasilis S, Ziogas D, Dristiliaris D, Michalis LK, Matsagas M. Radiation burden of patients undergoing endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *J Vasc Surg.* 2009;49(2):283-287; discussion 287.
35. Peach G, Sinha S, Black SA, Morgan RA, Loftus IM, Thompson MM, et al. Operator-controlled Imaging Significantly Reduces Radiation Exposure during EVAR. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2012;44(4):395-398.
36. Jones C, Badger SA, Boyd CS, Soong CV. The impact of radiation dose exposure during endovascular aneurysm repair on patient safety. *J Vasc Surg.* 2010;52(2):298-302.
37. Walsh C, O'Callaghan A, Moore D, O'Neill S, Madhavan P, Colgan MP, et al. Measurement and Optimization of Patient Radiation Doses in Endovascular Aneurysm Repair. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2012;43(5):534-539.
38. Ho P, Cheng SWK, Wu PM, Ting ACW, Poon JTC, Cheng CKM, et al. Ionizing radiation absorption of vascular surgeons during endovascular procedures. *J Vasc Surg.* 2007;46(3):455-459.

39. Panuccio G, Greenberg RK, Wunderle K, Mastracci TM, Eagleton MG, Davros W. Comparison of indirect radiation dose estimates with directly measured radiation dose for patients and operators during complex endovascular procedures. *J Vasc Surg.* 2011;53(4):885-894.
40. Tacher V, Lin M, Desgranges P, Deux J-F, Grünhagen T, Becquemin J-P, et al. Comparison of Two-dimensional (2D) Angiography, Three-dimensional Rotational Angiography, and Preprocedural CT Image Fusion with 2D Fluoroscopy for Endovascular Repair of Thoracoabdominal Aortic Aneurysm. *J Vasc Interv Radiol.* 2013. [In Press].
41. Lipsitz EC, Veith FJ, Ohki T, Heller S, Wain RA, Suggs WD, et al. Does the endovascular repair of aortoiliac aneurysms pose a radiation safety hazard to vascular surgeons? *J Vasc Surg.* 2000;32(4):704-710.
42. Vano E, Fernandez JM, Sanchez R. Occupational dosimetry in real time. Benefits for interventional radiology. *Radiation Measurements.* 2011;46(11):1262-1265.
43. Miller DL, Balter S, Noonan PT, Georgia JD. Minimizing Radiation-induced Skin Injury in Interventional Radiology Procedures. *Radiology.* 2002;225(2):329-336.
44. Nordon IM, Hinchliffe RJ, Malkawi AH, Taylor J, Holt PJ, Morgan R, et al. Validation of DynaCT in the morphological assessment of abdominal aortic aneurysm for endovascular repair. *J Endovasc Ther.* 2010;17(2):183-189.
45. Dijkstra ML, Eagleton MJ, Greenberg RK, Mastracci T, Hernandez A. Intraoperative C-arm cone-beam computed tomography in fenestrated/branched aortic endografting. *J Vasc Surg.* 2011;53(3):583-590.
46. Goetti R, Winklehner A, Gordic S, Baumueller S, Karlo CA, Frauenfelder T, et al. Automated Attenuation-Based Kilovoltage Selection: Preliminary Observations in Patients After Endovascular Aneurysm Repair of the Abdominal Aorta. *Am J Roentgen.* 2012;199(3):380-385.

Auteur : HERTAULT Adrien

Date de Soutenance : 15 Novembre 2013

Titre de la Thèse : Impact du capteur plan et de la fusion d'image sur l'irradiation peropératoire lors des procédures endovasculaires aortiques

Thèse, Médecine, Lille,

Cadre de classement : *DES Chirurgie Générale, DESC Chirurgie Vasculaire*

Mots-clés : Anévrisme de l'aorte, endoprothèse, irradiation, salle hybride, fusion d'image

Résumé :

Objectif : Evaluer l'irradiation lors des exclusions endovasculaires d'anévrismes aortiques (EVAR) assistées par la fusion d'image avec le scanner préopératoire en salle hybride.

Méthode : Tous les patients bénéficiant de l'implantation d'une endoprothèse standard bifurquée (BIF) et thoracique (THO), ou complexe fenêtrée (FEN) et branchée (BR) dans notre salle hybride avec support de la fusion étaient prospectivement inclus. Le produit dose-surface indirect (PDS), le volume de contraste, le temps de fluoroscopie (FT) et d'intervention étaient enregistrés. La calibration du système était vérifiée par des mesures directes du PDS et de la dose maximale cutanée (DMS) à l'aide de films radiochromiques chez 19 patients. La DMS et la dose efficace (DE) étaient estimées à partir de la PDS. L'exposition de l'opérateur était enregistrée en temps réel par un dosimètre actif placé au-dessus des protections plombées. La dose absorbée cumulée était évaluée à l'aide de dosimètres, actif et passif, placés sous les protections. Ces données étaient comparées à notre expérience avec un amplificateur mobile, et à la littérature. Les résultats sont présentés sous forme de médiane avec interquartile.

Résultats : De Décembre 2012 à Juillet 2013, 102 patients bénéficiaient de l'implantation d'endoprothèses standard (56.8%) ou complexes (43.2%). Les PDS indirectes ($Gy.cm^2$) étaient: BIF 12.2 [8.7-19.9]; THO 26.0 [11.9-34.9]; FEN 43.7 [24.7-57.5] and BR 47.4 [37.2-108.2]. Les temps de fluoroscopie (min) étaient: BIF 10.6 [9.1-14.7]; THO 8.9 [6.0-10.5]; FEN 30.7 [20.2-40.5]; BR 39.5 [34.8-51.6]. Les volumes de contraste (ml) étaient: BIF 59 [50-75]; THO 80 [50-100]; FEN 105 [70-136]; BR 120 [100-170]. En comparaison avec notre expérience avec un amplificateur mobile, il existait une réduction significative de la PDS lors des procédures BIF, FEN et BR, et du volume de contraste pour FEN et BR. Il existait également une réduction significative de la PDS lors des BIF par rapport à la littérature ($p < 0.001$). L'exposition médiane de l'opérateur (μSv) par type de procédure était de: BIF 3.7 [1.2-7.0]; THO 1.9 [0.9-8.9]; FEN 9.1 [5.4-15.1]; BR 23.1 [10.9-32.3]. Les mesures directes de la PDS étaient fortement corrélées aux mesures indirectes fournies par le système ($r^2=0.93$).

Conclusion: L'irradiation est fortement réduite par l'utilisation de la fusion d'image en salle hybride lors des implantations d'endoprothèses standard ou complexes.

Composition du Jury :

Président :

Monsieur le Professeur Thierry Reix

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Xavier Leclerc

Monsieur le Professeur Eric Steinmetz

Monsieur le Professeur Stephan Haulon

Directeur de Thèse :

Madame le Docteur Blandine Maurel-Desanlis