

# Innovations en chirurgie herniaire de l'aine chez l'adulte : matériel et techniques

## Adult Groin Hernia Repair: What's New?

Jean-Pierre Cossa et le Club Hernie

Département de chirurgie générale et digestive - CMC Georges Bizet - Paris.

### Mots clés

- ◆ Hernie inguinale
- ◆ Prothèse pariétale
- ◆ Lichtenstein
- ◆ Laparoscopie
- ◆ Pré-péritonéal

### Résumé

En changeant de siècle, la chirurgie herniaire a changé de gold-standard : sous le contrôle des méta-analyses, le recours à un renfort prothétique s'est imposé de principe chez l'adulte, en démontrant un taux de récurrences inférieur de 50 % à celui des raphies, quel que soit la technique de pose ouverte ou laparoscopique. Le marché des prothèses pariétales est devenu florissant, conduisant la Haute Autorité de Santé à une classification de celles-ci en 2008.

Une meilleure connaissance des interactions entre l'organisme et le tissu prothétique implanté a initié le débat actuel sur les propriétés physiques à prendre en considération pour accroître le confort des réparations herniaires. Le matériau utilisé (polypropylène ou polyester essentiellement) n'est plus la seule caractéristique analysée ; sont également pris en compte désormais la taille des filaments, le type de tissage, l'hydrophilie et la taille des pores prothétiques. Des travaux expérimentaux ont établi des seuils de solidité, d'élasticité, de porosité, de surface et de poids requis ; ils sont à l'origine du concept de prothèse « légère », à large maillage et faible densité, dans une quête d'un meilleur contrôle du processus de fibrose péri-prothétique.

L'optimisation du geste opératoire guide également les évolutions du dessin des prothèses (implants préformés, prédécoupés, fendus, en trois dimensions) ou de leur ergonomie (auto-expansion, mémoire de forme, adhésivité). Agrafes (résorbables ou métalliques), colles (biologiques ou synthétiques), sutures autobloquantes complètent cet arsenal.

Bien que les partisans d'un abord conventionnel ou laparoscopique ne soient toujours pas départagés, les discussions se déplacent sur le site d'implantation prothétique (pré-péritonéal ou antérieur), avec l'apparition de techniques transfuges (TIPP, MOPP, Ugahary) ou mixtes (PHS, UHS). Sous l'égide des recommandations de l'European Hernia Society, la maîtrise de plusieurs techniques permet de répondre à toutes les situations cliniques. Seuls les milieux contaminés restent encore exclus de cet univers prothétique, dans l'attente de l'avènement des prothèses biologiques.

Fer de lance de la pratique ambulatoire, dotée d'un registre national reconnu, la chirurgie pariétale acquiert ses lettres de noblesse dans notre pays.

### Keywords

- ◆ Inguinal hernia
- ◆ Parietal prosthesis
- ◆ Lichtenstein
- ◆ Laparoscopy
- ◆ Pre-peritoneal

### Abstract

The gold standard for groin hernia repair has changed with the new century. Today prosthetic repair is the best choice in adults, in accordance with the results of meta-analyses that demonstrated a 50% reduction of the recurrence rate, whatever the method, laparoscopic or open. As parietal prostheses marketing developed, the French National Health Service published a classification in 2008.

Built on a better knowledge of interactions between the implanted prosthetic tissue and the human body, today the debate focuses on physical properties of the patch, which are mandatory to improve the patient comfort. Nature of the implanted material (mostly polypropylene or polyester) is no longer the main characteristic to notice. Physical properties of the implant, including strand size, weaving type, hydrophilicity and size of the pores should now be taken in consideration. Experimental works have established criteria of required solidity, elasticity, porosity, surface and weight for implants. They introduced the concept of Light Weight Mesh, with large pores and low density, to aim optimal control of the peri-prosthetic fibrotic process.

Evolution of the prosthesis shape tends to facilitate procedures (pre-shaped, tailored, split, three-dimensional) and ergonomics (self-expansion, memory of shape, adhesiveness). New fixation systems, such as staples (absorbable or not), glue (biologic or synthetic) and self-retaining sutures complete this arsenal.

The discussion between open or laparoscopic approach advocates is today modified with the development of new techniques of pre-peritoneal minimal invasive access (T.I.P.P., M.O.P.P). European Hernia Society guidelines recommend surgeons to be skilled in both techniques, so they are able to deal with all situations. Indications for the use of bio-prostheses in non-contaminated fields are not yet determined.

Avec le vingt-et-unième siècle, sous l'impulsion des méta-analyses de la littérature européenne (1) et nord-américaine (2), la chirurgie herniaire de l'adulte a changé de gold-standard. En démontrant un taux de récurrences inférieur de plus de 50 % par rapport aux procédés de raphie, et ce quel

que soit la technique ouverte ou laparoscopique, le recours systématique à un renfort prothétique s'est imposé comme nouveau dogme en chirurgie herniaire non contaminée, au détriment du Shouldice.

### Correspondance :

Jean-Pierre Cossa

CMC Georges Bizet - 21, rue Georges Bizet - 75116 Paris.

E-Mail : [docteurcossa@gmail.com](mailto:docteurcossa@gmail.com) / Site : [www.club-hernie.com](http://www.club-hernie.com)

Disponible en ligne sur [www.acad-chirurgie.fr](http://www.acad-chirurgie.fr)

1634-0647 - © 2015 Académie nationale de chirurgie. Tous droits réservés.

DOI : 10.14607/emem.2015.4.021

Si ce sont les Français qui, dès les années cinquante, ont initié cette démarche avec la conquête prothétique de l'espace pré-péritonéal (3,4) et s'ils sont les principaux promoteurs de sa déclinaison laparoscopique (5,6), c'est surtout aux Américains que l'on doit la généralisation de l'usage prothétique avec la mise au point de techniques d'implantation antérieure, d'apprentissage beaucoup plus rapide (7). Mais ce sont les auteurs des pays nordiques, grâce à la tenue de registres exhaustifs, qui ont soulevé les premières interrogations sur les douleurs et inconforts potentiels liés aux réactions d'intégration prothétique (8-10). Et ce sont les Allemands qui ont mené les travaux de recherche les plus aboutis afin de faire évoluer la qualité des implants de renfort de paroi (11).

Le marché des prothèses est vite devenu florissant et la multiplication des modèles disponibles a conduit la Haute Autorité de Santé en France à proposer en 2008 une classification de ceux-ci, sous l'égide de la commission d'évaluation des produits et prestations (CEPP), en trois catégories : les implants plans, les implants préformés en trois dimensions et les implants biface (12). Mais une connaissance de plus en plus fine des interactions entre l'organisme et le tissu prothétique implanté a depuis fait évoluer le débat actuel sur les propriétés physiques des implants à prendre en considération pour optimiser la fiabilité et surtout le confort des réparations herniaires.

## L'évolution des idées sur les implants synthétiques

Les réparations pariétales réglées de l'aine chez l'adulte imposent le recours à un implant synthétique non résorbable en l'absence de milieu contaminé (12). Les implants synthétiques résorbables ont en effet démontré leur inefficacité à long terme en raison de la faiblesse structurelle du tissu de reconstruction induit. Cependant, des prothèses lentement résorbables de nouvelle génération sont en cours d'évaluation, notamment dans le cadre de réparations pariétales au cours de sepsis pariétaux ou abdominaux pour lesquels les prothèses biologiques, d'origine humaine ou animale, peinent à s'imposer en raison de leur coût.

Selon la Food and Drug Administration, qui règlemente l'autorisation de mise sur le marché américain, un implant prothétique doit répondre à trois critères précis : exercer la fonction désirée, avoir fait l'objet d'un protocole d'étude d'intégration approfondi et ne provoquer aucun effet secondaire local ou systémique (13).

Fabriqués à partir de polypropylène, de polyester ou de polytétrafluoroéthylène (ePTFE), les treillis prothétiques modernes sont des renforts textiles obtenus par tissage, tricotage ou collage. Le tressage peut être mono ou multifilamenteux. Dans une quête de meilleure intégration, certains fabricants usent en outre de procédés spécifiques : tressage mixte de polypropylène et de treillis résorbable de polygalactine (Vypro®) ou de polyglycaprone (Ultrapro®), enduction de bétaDglucane (Glucamesh®) ou d'acide poly-L-lactique (4DDome®).

Après implantation prothétique chirurgicale, les fibres du treillis vont initier une réaction inflammatoire initialement conduite sous l'égide des macrophages et polynucléaires, aboutissant à une réaction d'encapsulation fibroblastique. Cette réaction, communément appelée à corps étranger, est dépendante de la quantité de matériel implanté et détermine la quantité de tissu conjonctif induit. Cobb (14), le premier, a montré la persistance d'une réaction inflammatoire plus marquée avec les prothèses de haute densité et une meilleure construction stromale et fibroblastique avec les prothèses de densité plus légère. En cas de fibrose excessive, on s'expose à une colonisation conjonctive non-contrôlée par confluence des engainements péri-prothétiques pouvant être à l'origine

d'altérations des propriétés physiques du textile implanté sous l'effet des facteurs suivants :

- Compression périphérique source de rétraction de la surface de couverture prothétique (*shrinkage*), avec la possibilité de récurrence herniaire secondaire (15) ;
- Rigidification segmentaire avec pour conséquence une perte de souplesse du renfort implanté (*scaring*), conduisant à un inconfort ou même une rupture de la réparation (16) ;
- Extension de la fibrose aux éléments anatomiques de voisinage, notamment nerveux, avec risque d'encapsulation (*trapping*) et de douleurs chroniques (16) ;
- Développement et entretien de sérome par le maintien d'une atmosphère inflammatoire ;
- Pérennisation d'une infection prothétique en cas de contamination bactérienne initiale par limitation d'accès des processus de défense de l'organisme.

## Les caractéristiques prothétiques à privilégier

C'est aux travaux de recherche expérimentaux menés in vitro et chez l'animal à Aix la Chapelle par l'équipe de Schumpelick (16) que l'on doit la définition du cahier des charges à respecter pour définir aujourd'hui l'implant prothétique idéal. Lors de sa fabrication, que celle-ci utilise un procédé de tricotage, de tissage ou de production en masse par effet thermique et indépendamment de la composition chimique du matériau utilisé, un certain nombre de caractéristiques textiles doivent en effet être prises en considération. Ce sont :

- Le diamètre du filament de textile utilisé ;
- Le type de tressage (mono ou multi-filamenteux) ;
- Le calibre de maillage (définissant la taille des pores).

En agissant directement sur les composantes architecturales du treillis, ces éléments sont les leviers de l'optimisation des qualités de solidité, d'élasticité, de porosité, de surface et d'hydrophilie de l'implant qu'il faut prendre en considération aujourd'hui.

## La résistance pour la solidité

Le premier paramètre prothétique à étudier concerne la solidité minimale requise pour résister aux efforts de tension de la paroi abdominale (14). En apparentant la cavité abdominale à une enceinte de pression sphérique et en calculant selon Laplace les variations des forces de tension de surface en fonction des fluctuations de la pression endo-luminale, on peut déterminer que le seuil de résistance minimale de l'implant doit être supérieur à la valeur de pression physiologique maximale, qui est observée dans les conditions de la vie de tous les jours lors des efforts de saut ( $p=252\text{mm Hg}$ ) (17). L'ensemble des prothèses disponibles sur le marché et soumises à ces mesures ont passé avec succès ce test, avec une marge souvent importante mais qui n'est pas inutile selon Schumpelick (11). Celui-ci rappelle en effet que les treillis en nylon ont été abandonnés en raison d'altérations constitutionnelles survenant avec le temps, tout en insistant sur l'âge moyen de cure chirurgicale d'une hernie de l'aine, qui est dans les pays développés de 54,6ans (18). Si l'on tient compte de l'espérance de vie en augmentation constante sous nos latitudes (19), une stabilité structurelle de l'implant sur une période de quarante voire cinquante années doit donc être aujourd'hui démontrable, en incluant une marge de sécurité lors du procédé initial de fabrication (20).

## L'élasticité pour le confort

Les travaux de Junge (21) sur l'élasticité de la paroi abdominale, en objectivant une différence physiologique entre les axes vertical et horizontal (respectivement de 25 % et 15 % à

une pression de 16newton/cm<sup>2</sup>) et entre les sexes (supérieure chez la femme), conditionnent le deuxième paramètre prothétique à prendre en considération. Une analyse précise de l'élasticité résiduelle de la paroi abdominale après implantation prothétique a été effectuée par Welty (22) au moyen de capteurs d'imagerie tridimensionnelle implantés chez deux-cent-trente-cinq patients opérés de hernies ventrales et chez lesquels a été comparée l'élasticité post-opératoire après répartition en trois groupes de réparations prothétiques distinctes : une altération constante de l'élasticité a été observée, avec toutefois une amélioration secondaire (au quatrième mois post-opératoire) dans le groupe avec prothèse à maillage large. Le bénéfice du maintien d'un certain degré d'élasticité de la paroi appareillée dépend néanmoins du siège d'implantation prothétique. Privilégié pour la région de l'aîne où il est important de maintenir un confort optimal lors des mouvements de flexion-extension, il sera plus effacé derrière l'effet de contention à optimiser dans la réparation d'une hernie de la ligne blanche (21,23). Dans tous les cas, afin de se rapprocher au mieux des propriétés physiologiques de la sangle abdominale, le ratio d'éirement devra être de 2/1 entre les axes longitudinal et transversal (24).

### La porosité pour l'intégration

C'est le troisième paramètre à prendre en considération dans la conception d'une prothèse de renfort pariétal. Après implantation, chaque fibre constitutive du treillis prothétique va en effet progressivement être engainée de tissu conjonctif dans le cadre du processus d'intégration tissulaire. En cas de maillage serré et en l'absence d'espaces inter-fibres suffisants pour éviter les connexions mutuelles entre les gaines fibreuses péri-prothétiques, on va observer la construction de véritables ponts fibreux (phénomène de *Bridging*) ; cette fusion des granulomes à l'origine d'une rigidification prothétique complète est source d'inconfort post-opératoire et fait courir le risque de rupture secondaire (16). A l'inverse, le respect d'un espacement inter-fibres suffisant, en autorisant l'interposition de tissu graisseux inerte entre les fibres prothétiques engainées, garantit une meilleure reconstruction tissulaire au sein du treillis et favorise la longévité de la réparation.

Initialement résumé par la mesure de la taille des pores selon le calibrage des mailles du filet prothétique, le concept de porosité qui s'impose actuellement est l'aboutissement du constat fait par Mühl (25) que la taille des pores peut être inégale au sein d'un même treillis du fait de l'architecture de tissage ou de tricotage, notamment dans les configurations de maillage avec fibres intermédiaires, à l'origine de sous-segmentations des pores principaux. La recherche d'une plus grande précision de mesure l'a conduit à développer le concept de porosité prothétique, qui se définit comme le ratio de la surface totale des pores prothétiques par rapport à la surface libre totale couverte par la prothèse. Sa mesure, faite au laboratoire, est appelée porosité initiale. Après intégration tissulaire dans le cadre d'une implantation chirurgicale, il faut prendre en considération la porosité effective, qui évalue la calibration résiduelle des pores après l'engainement fibreux lié à la colonisation de la prothèse par l'organisme. On la définit donc comme le ratio de la surface totale des pores résiduels après intégration par rapport à la surface libre totale couverte par la prothèse. La porosité effective *in vivo* est de fait inférieure à la porosité initiale *in vitro* (25).

Dépendante directement de l'architecture du treillis, la porosité est en outre variable en fonction du diamètre du filament utilisé et de l'intensité de la réaction conjonctive. Ainsi, si la taille des pores a initialement été un élément reconnu comme discriminant avec un seuil minimal rapporté par Bringman de 2,5mm (16) voire de 3-6mm pour d'autres, la porosité, en affinant cette référence, devient aujourd'hui la caractéristique physique à privilégier comme principale garantie d'inté-

gration tissulaire. Klinge recommande de fait une porosité effective minimale de 60 % (26).

### La surface pour la sécurité

Quatrième paramètre de caractérisation architecturale de l'implant, la surface prothétique va être directement dépendante de trois variables : le diamètre et la longueur totale du filament utilisé ainsi que le caractère mono ou multifilamenteux du tressage. Sa mesure obéit à un exercice de calcul trigonométrique de la surface d'un cylindre, figurant la surface totale du filament utilisé. On peut en effet écrire la formule suivante :

$Surface\ totale = (CxL) + (2xS)$ , où  $C$  représente la circonférence du filament ( $C = 2\pi xR$ ),  $L$  la longueur du filament et  $S$  la surface de section du filament ( $S = \pi xR^2$ ).

Il est alors aisé de comprendre la variation de surface prothétique totale en fonction de ses caractéristiques de fabrication. Par exemple, à diamètre de fil constant, la calibration d'un maillage trois fois plus large utilisera pour la fabrication d'un implant de taille identique trois fois moins de fil et développera une surface totale trois fois moins importante ; à l'opposé, le choix d'un fil deux fois plus gros (par exemple pour rendre un implant plus rigide et faciliter sa manipulation chirurgicale) aura pour autre effet de multiplier sa surface également par deux.

Ce calcul, simple en cas de treillis mono-filamenteux, devient plus complexe pour un treillis multi-filamenteux. Il est toutefois admis que l'augmentation de surface induite par ce type d'architecture est de 135 % (27). Ces éléments de calcul de surface prennent toute leur importance en cas de colonisation bactérienne de l'implant. On observe alors un risque de pérennisation du processus septique directement majoré par l'augmentation de surface de l'implant (27,28) et ce quel que soit le seuil de concentration bactérienne selon le travail expérimental de Meritt (29), qui conclut que les treillis de tissage mono-filamenteux et avec filament fin sont à moindre risque de complication septique.

### Le poids de l'implant : un résumé insuffisant

Weyhe (30) a été le premier à parler de poids prothétique en 2006, en fixant un seuil de densité de 50g/m<sup>2</sup> pour distinguer les prothèses dites légères (LWM ou *Light Weight Mesh*) des prothèses dites lourdes (HWM ou *Heavy Weight Mesh*), dans le contexte d'une recherche d'un meilleur contrôle de la réaction tissulaire péri-prothétique. Coda a récemment fait évoluer cette classification en quatre classes (implant ultraléger, léger, standard, lourd) (31). La littérature s'est progressivement imprégnée de ce concept et plusieurs travaux ont rapporté des résultats comparés de confort des réparations herniaires et de douleurs chroniques selon le poids de la prothèse utilisée (18). Parmi ceux-ci, il faut citer deux méta-analyses récentes en faveur d'une diminution des douleurs post-opératoires et de la sensation de corps étranger après implantation de prothèses légères LWM sans majoration du risque de récurrence, dans les techniques de réparation par voire antérieure (32,33).

Il s'agit cependant d'un paramètre mal utilisé car souvent confondu avec le maillage prothétique. Le poids d'un implant dépend certes de la taille de ses pores, mais varie également avec le diamètre, la surface totale et la modalité de tressage du filament choisi pour sa fabrication, comme démontré plus haut. La terminologie correcte pour un implant dit léger devrait donc être « à porosité importante et surface faible ». C'est ce qui ressort d'une étude très récente de Klinge, qui au terme de l'analyse de 1 000 prothèses pariétales explantées, met en avant la porosité effective comme facteur discriminant à utiliser (34).

## L'ergonomie prothétique pour travailler

### La taille de la prothèse

Elle doit largement déborder la déhiscence herniaire, avec d'importantes marges de couverture pour optimiser la répartition des efforts de pression tout autour du défaut et permettre un ancrage solide de l'implant sur des éléments pariétaux fiables. Il faut en effet se prémunir de deux écueils :

- Le bombement officiel initial (ou *bulging*), favorisé par une pression trop concentrée sur la zone de défaut appareillée en pont par un implant trop petit ou trop souple ;
- La rétraction secondaire (ou *shrinkage*), conséquence inéluctable de la maturation du processus de colonisation conjonctive de l'implant, avec pour conséquence une diminution de surface de couverture prothétique pouvant conduire à un risque de récurrence herniaire tardive, en l'absence de marges de sécurité suffisantes.

### Le dessin de la prothèse

Au fil des années, les implants évoluent pour mieux répondre aux impératifs de réalisation de la procédure chirurgicale, et ceci s'observe pour toutes les techniques. Les implants pour technique de Lichtenstein sont ainsi prédécoupés dans la recherche d'une forme et d'une taille adaptées, pré-fendus et/ou avec volet éventuel pour mieux laisser passer les éléments du cordon. Les plugs officiels sont également proposés avec de nouvelles architectures moins agressives, notamment en forme de dôme (4DDôme®, Prefix Plug®), ou acquièrent une mémoire de forme pour mieux épouser le comblement du défaut herniaire (Ultraproplug®). C'est également cet effet qui est utilisé par certains implants à destination laparoscopique afin de faciliter leur déploiement lors de leur pose (3Dmax®, Swing Mesh 4A®). Des implants en trois dimensions (PHS®, UHS®, 3DPatch®) autorisent la combinaison de renforcements prothétiques à la fois antérieurs et postérieurs de la région inguinale, tandis que l'armature périphérique ajoutée à de larges implants plans facilite leur expansion dans l'espace pré-péritonéal au cours d'abord mini-invasifs antérieurs isolés, offrant ainsi à leurs promoteurs une « troisième voie chirurgicale de cœlio sans cœlio » (35).

### Les moyens de fixation

Si les agrafes résorbables continuent d'avoir la préférence de certains laparoscopistes, plus particulièrement avec l'apparition sur le marché d'agrafes en « U » (Securestrap®) plus adaptées à la fixation des prothèses à large mailles que les classiques agrafes spiroïdes, de nombreux opérateurs s'affranchissent de plus en plus de toute fixation prothétique inguinale, en faisant confiance au plaquage physiologique de la prothèse par la pression du sac viscéral contre le mur pariétal. C'est aussi le cas pour d'autres défenseurs de la voie antérieure utilisant des prothèses auto-fixantes grâce à une structure composée de multiples ergots de surface s'accrochant aux tissus avec lesquels ils entrent en contact. Ce procédé, mis au point pour le Lichtenstein (Progrip®), est en cours d'évaluation pour la laparoscopie (Swing Contact®, Adhesix®). Les colles, biologiques ou synthétiques, sont également présentes sur le marché, mais leur coût freine leur diffusion. Les fils autobloquants (V-Lock®, Stratafix®), permettant de s'affranchir de la réalisation de nœuds, parfois fastidieuse en laparoscopie, complètent cet arsenal. Ces évolutions servent la tendance de toutes les techniques actuelles à vouloir minimiser le risque de traumatisme tissulaire et notamment nerveux lors de l'implantation de la prothèse, dans un objectif global d'optimisation du confort post-opératoire

(36). Dans le même esprit, l'imprégnation de polydioxanone, à effet bactéricide anti-staphylococcique cherche à sécuriser les fermetures de paroi (PDS plus®, Vicryl plus®) (37,38).

## Les recommandations pour décider

Les débats passionnés du début des années 2000, où chaque défenseur de telle technique antérieure ou laparoscopique faisait valoir ses qualités propres pour imposer sa suprématie, ont gagné aujourd'hui en maturité avec le poids de méta-analyses conséquentes qui ont construit les bases des recommandations de l'European Hernia Society (EHS) (39). Après avoir établi une classification internationale des hernies de l'aine, l'EHS distingue les voies antérieure et laparoscopique en deux classes de techniques, et recommande la maîtrise simultanée d'au moins une technique dans chaque classe, afin de pouvoir prendre en charge tous les types de hernie de l'aine et répondre plus spécifiquement à la réparation itérative des hernies récidivées par un abord différent de celui utilisé initialement.

Ces recommandations datent toutefois de 2009 et doivent faire l'objet d'une mise à jour intégrant les procédés de renforcement de l'espace pré-péritonéal mené par voie antérieure et non plus par voie laparoscopique. Reprenant le principe de Rives et Stoppa, développée par Gilbert aux USA (40) et par Palot en France (41), la diffusion de ces techniques prend aujourd'hui un nouvel essor avec les travaux de Ugahary (42) et plus récemment de Pélissier (43). Réalisables sous anesthésie locale, au moyen d'un court abord de 3-4cm, les différentes variantes de cette nouvelle technique dite Minimale Ouverte Pré-Péritonéale (M.O.P.P.) ou Trans-inguinale Pré-Péritonéale (T.I.P.P.) s'appuient sur le clivage de l'espace pré-péritonéal par une dissection semi-aveugle au doigt et la mise en place d'une large prothèse à mémoire de forme dont le déploiement est aidé par un arceau périphérique rigide. Les prothèses ainsi étalées assurent une couverture complète de l'orifice musculo-pectinéal en respectant les principes du Stoppa et de sa déclinaison laparoscopique.

Cette troisième voie, répondant donc à une troisième classe de techniques selon l'EHS, a été créée en réponse aux impératifs de la pratique ambulatoire qui se généralise dans la conduite de la chirurgie herniaire. Le respect des règles de sécurité anesthésique et plus spécifiquement le délai incompressible de surveillance avant mise à la rue du patient après une anesthésie générale est en effet, dans certains centres, un frein à l'exploitation des salles d'opérations au-delà d'une certaine heure et donc à la programmation dans l'après-midi de cures de hernies de l'aine, notamment sous laparoscopie car tributaires d'une anesthésie générale. Certains chirurgiens ont ainsi érigé en pratique courante les voies M.O.P.P. et T.I.P.P., réalisables sous anesthésie locorégionale, tout en conservant la stratégie d'une implantation prothétique pré-péritonéale, gage d'une reconstruction anatomique assortie d'un confort de vie post-opératoire supérieur (44), ainsi que le laissent envisager plusieurs travaux comparatifs entre voie antérieure et laparoscopique (10,45). Ce choix, déjà validé par certains (35), demande à être confirmé par des études prospectives homogénéisant les différentes variantes de cette nouvelle classe de techniques, notamment en France grâce au registre du Club Hernie.

## Conclusion

Au moment de réaliser une réparation herniaire, en dehors d'un milieu contaminé, le chirurgien dispose aujourd'hui d'un large éventail de choix parmi plus de 150 prothèses synthétiques disponibles sur le marché. Il peut ainsi construire la tactique de sa réparation en fonction de la situation clinique locale et générale de son patient, en ayant à l'esprit l'idée

émérgente que la décision stratégique de l'implant utilisé engage sa responsabilité au même titre que l'ensemble des paramètres de réalisation technique de la procédure chirurgicale. Après avoir été sensibilisé à la notion du poids de la prothèse, le chirurgien pariétal en 2015 doit savoir que le concept de « prothèse légère » plébiscité actuellement pour l'obtention de réparations herniaires à la fois sûres et confortables, valide en fait l'association d'une haute porosité et d'une faible surface prothétiques. Une labellisation internationale sous l'égide de l'EHS, conduisant idéalement à une obligation de mention de ces paramètres sur l'emballage de conditionnement des prothèses serait un progrès.

## Discussions en séance

### Questions d'E Estour

La majorité des douleurs n'est-elle pas surtout liée au *shrinkage* ? // Faut-il dans ce contexte préférer le polyester par rapport au polypropylène ?

### Réponses

Le *shrinkage*, ou rétraction prothétique, est une des manifestations d'une fibrose péri-prothétique excessive ; on lui attribue surtout la responsabilité de récurrences tardives par diminution secondaire de la surface de couverture prothétique. C'est plus le *scarring*, ou rigidification cicatricielle du socle prothétique ainsi que le *trapping*, ou engainement des filets nerveux de proximité qui sont évoqués dans la genèse des inconforts et des douleurs chroniques. Au-delà de cette distinction, il est clair que les trois phénomènes répondent tous d'une construction fibroblastique intra et péri-prothétique trop importante, à l'origine de ponts fibreux entre les mailles du filet prothétique (*bridging*), caractéristiques d'une densité de colonisation du filet prothétique excessive.

Plus que la nature du textile implanté, ce sont aujourd'hui les paramètres de son architecture et plus spécifiquement sa porosité (larges pores) et sa surface (mono filament) qui doivent être pris en compte pour optimiser son intégration.

### Question de JH Alexandre

Quelle place pour la chirurgie robotique dans la cure de hernie ?

### Réponse

En se donnant les moyens d'une bonne formation, il n'y a actuellement pas de difficulté technique à la reproduction de la technique de Rives et Stoppa en chirurgie herniaire par voie coelioscopique classique. Le positionnement sous-péritonéal de la prothèse permet une stabilisation immédiate aisée de l'implant, que ce soit par agrafage, collage ou même simple étalage isolé, sans imposer de sutures de stabilisation, dont certains ont pu proposer la réalisation à l'aide du robot dans les réparations de la paroi antérieure. En outre, après affranchissement d'une courbe d'apprentissage certes plus longue qu'en chirurgie ouverte, la procédure est réalisable avec un temps moyen suffisamment court pour ne pas justifier d'y ajouter le temps d'installation et le surcoût du recours au robot.

## Références

1. EU Hernia Trialist Collaboration. Mesh compared with non-mesh methods of groin hernia repair: systematic review of randomized trials. *Br J Surg* 2000;87:860-7.
2. Scott NW, Mc Cormack K, Graham P, Go PM, Ross SJ, Grant AM. *Cochrane Database Syst Rev*. 2002;(4):CD 002197.
3. Fruchaud H. Anatomie chirurgicale des hernies de l'aine. Doin Ed, Paris, 1957.
4. Rives J, Stoppa R, Fortesa L, Nicaise H. Les pièces en dacron et leur place dans la chirurgie des hernies de l'aine. A propos de 65 cas recueillis sur une statistique intégrale de 274 interventions pour hernie. *Ann Chir* 1968;22:159-71.
5. Leroy J, Fromont G. hernies de l'aine de l'adulte : prothèse sous-

péritonéale sous contrôle coelioscopique (à propos de 110 cas). *J Coelio Chir* 1992;1:22-5.

6. Begin G. Cure coelioscopique des hernies de l'aine par voie péritonéale. *J Coelio Chir* 1993;7:23-9.
7. Lichtenstein IL, Shulman AG, et al. The tension free hernioplastie. *Am J Surg* 1989;157:188.
8. Nienhuijs S, Staal E, Strobbe L, Rosman C, Groenewoud H, Bleichrodt R. Chronic pain after mesh repair of inguinal hernia: a systematic review. *Am J Surg*. 2007;194:394-400.
9. Bay-Nielsen M, Nilsson E, Nordin P, Kehlet H. Swedish Hernia Data Base the Danish Hernia Data Base. Chronic pain after open mesh and sutured repair of indirect inguinal hernia in young males. *Br J Surg*. 2004;91:1372-6.
10. Aasvang E, Kehlet H. Surgical management of chronic pain after inguinal hernia repair. *Br J Surg*. 2005;92:795-801.
11. Schumpelick V. Comment on B Klosterhalfen et al: Pathology of traditional surgical mesh for hernia repair after long-term implantation in the human. *Chirurg*. 2000;71:589-91.
12. Evaluation des implants de réfection de paroi, de suspension et d'enveloppement en chirurgie digestive et dans les indications spécifiques à la chirurgie pédiatrique. HAS, 2008:1-14.
13. Williams D. Revisiting the definition of biocompatibility. *Med Device Technol*. 2003;14:10-3.
14. Cobb WS, Kercher KW, Heniford BT. The argument for lightweight polypropylene mesh in hernia repair. *Surg Innov*. 2005;12:63-9.
15. Klinge U, Klosterhalfen B, Müller M, Ottinger AP, Schumpelick V. Shrinking of polypropylene mesh in vivo: an experimental study in dogs. *Eur J Surg*. 1998;164:965-9.
16. Bringman S, Conze J, Cucurullo D, Deprest J, Junge K et al. Hernia repair: the search for ideal meshes. *Hernia* 2010;14:81-7.
17. Holste JL. Are meshes with lightweight construction strong enough? *Int Surg*. 2005;90(3 Suppl):S10-2.
18. Bringman S, Wollert S, Osterberg J, Smedberg S, Granlund H, Heikkinen TJ. Three-year results of a randomized clinical trial of lightweight or standard polypropylene mesh in Lichtenstein repair of primary inguinal hernia. *Br J Surg*. 2006;93:1056-9.
19. Raftery AE, Lalic N, Gerland P. Joint Probabilistic Projection of Female and Male Life Expectancy. *Demogr Res*. 2014;30:795-822.
20. Klosterhalfen B, Klinge U, Hermanns B, Schumpelick V. Pathology of traditional surgical nets for hernia repair after long-term implantation in humans. *Chirurg*. 2000;71:43-51.
21. Junge K, Klinge U, Prescher A, Giboni P, Niewiera M, Schumpelick V. Elasticity of the anterior abdominal wall and impact for reparation of incisional hernias using mesh implants. *Hernia* 2001;5:113-8.
22. Welty G, Klinge U, Klosterhalfen B, Kasperk R, Schumpelick V. Functional impairment and complaints following incisional hernia repair with different polypropylene meshes. *Hernia* 2001;5:142-7.
23. Song C, Alijani A, Frank T, Hanna GB, Cuschieri A. Mechanical properties of the human abdominal wall measured in vivo during insufflation for laparoscopic surgery. *Surg Endosc* 2006;20:987-90.
24. Förstemann T, Trzewik J, Holste J, Batke B, Konerding MA et al. Forces and deformations of the abdominal wall--a mechanical and geometrical approach to the linea alba. *J Biomech*. 2011;44:600-6.
25. Mühl T, Binnebösel M, Klinge U, Goedderz T. New objective measure to characterize the porosity of textile implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008;84:176-83.
26. Klinge U, Klosterhalfen B, Birkenhauer V, Junge K, Conze J, Schumpelick V. Impact of polymer pore size on the interface scar formation in a rat model. *J Surg Res* 2002;103:208-14.
27. Engelsman AF, van der Mei HC, Ploeg RJ, Busscher HJ. The phenomenon of infection with abdominal wall reconstruction. *Biomaterials* 2007;28:2314-27.
28. Klinge U, Junge K, Spellerberg B, Piroth C, Klosterhalfen B, Schumpelick V. Do multifilament alloplastic meshes increase the infection rate? Analysis of the polymeric surface, the bacteria adherence, and the in vivo consequences in a rat model. *J Biomed Mater Res*. 2002;63:765-71.
29. Merritt K, Hitchins VM, Neale AR. Tissue colonization from implantable biomaterials with low numbers of bacteria. *J Biomed Mater Res*. 1999;44:261-5.
30. Weyhe D, Schmitz I, Belyaev O, Grabs R, Müller KM et al. Experimental comparison of monofilament light and heavy polypropylene meshes: less weight does not mean less biological response. *World J Surg* 2006;30:1586-91.
31. Coda A, Lamberti R, Martorana S. Classification of prosthetics used in hernia repair based on weight and biomaterial. *Hernia*. 2012;16:9-20.
32. Sajid MS, Leaver C, Baig MK, Sains P. Systematic review and meta-analysis of the use of lightweight versus heavyweight mesh in

- open inguinal hernia repair. *Br J Surg* 2012;99:29-37.
33. Li J, Ji Z, Cheng T. Lightweight versus heavyweight in inguinal hernia repair: a meta-analysis. *Hernia* 2012;16:529-39.
  34. Klinge U, Klosterhalfen B. Modified classification of surgical meshes for hernia repair based on the analyses of 1,000 explanted meshes. *Hernia* 2012;16:251-8.
  35. Gillion JF, Chollet JM. Chronic pain and quality of life (QoL) after transinguinal preperitoneal (TIPP) inguinal hernia repair using a totally extraperitoneal, parietalized, Polysoft® memory ring patch: a series of 622 hernia repairs in 525 patients. *Hernia* 2013;17:683-92.
  36. Alfieri S, Amid PK, Campanelli G, Izard G, Kehlet H et al. International guidelines for prevention and management of post-operative chronic pain following inguinal hernia surgery. *Hernia* 2011;15:239-49.
  37. Galal I, El-Hindawy K. Impact of using triclosan-antibacterial sutures on incidence of surgical site infection. *Am J Surg* 2011;202:133-8.
  38. Justinger C, Moussavian MR, Schlueter C, Kopp B, Kollmar O, Schilling MK. Antibacterial [corrected] coating of abdominal closure sutures and wound infection. *Surgery* 2009;145:330-4.
  39. Simons MP, Aufenacker T, Bay-Nielsen M, Bouillot JL, Campanelli G et al. European Hernia Society guidelines on the treatment of inguinal hernia in adult patients. *Hernia* 2009;13:343-403.
  40. Gilbert AI, Graham MF, Voigt VJ. A bilayer patch device for inguinal hernia repair. *Hernia* 1999;3:161-6.
  41. Palot JP. Surgery for inguinal hernia: indications and operative principles. *Rev Prat.* 2003;53:1651-8.
  42. Veenendaal LM, de Borst GJ, Davids PH, Clevers GJ. Preperitoneal gridiron hernia repair for inguinal hernia: single-center experience with 2 years of follow-up. *Hernia* 2004;8:350-3.
  43. Pelissier EP. Inguinal hernia: preperitoneal placement of a memory-ring patch by anterior approach. Preliminary experience. *Hernia.* 2006;10:248-52.
  44. Berrevoet F, Maes L, Reyntjens K, Rogiers X, Troisi R, de Hemptinne B. Transinguinal preperitoneal memory ring patch versus Lichtenstein repair for unilateral inguinal hernias. *Langenbecks Arch Surg.* 2010;395:557-62.
  45. Bittner R, Sauerland S, Schmedt CG. Comparison of endoscopic techniques vs Shouldice and other open nonmesh techniques for inguinal hernia repair: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Surg Endosc* 2005;19:605-15.