

## Editorial

# ¿Qué propiedades de las mallas sintéticas conviene conocer?

## *Which properties of synthetic meshes should be known?*



El empleo de mallas en la cirugía de pared abdominal data del siglo XIX. Hoy, gracias a estudios multicéntricos y revisiones sistemáticas de la literatura con metaanálisis, sabemos que el uso de mallas en la reconstrucción de pared abdominal por defectos herniarios es beneficioso, ya que se asocia a una considerable reducción en el desarrollo de recurrencias.

Una vez que las mallas sintéticas se colocan en la pared abdominal, existen tres mecanismos celulares principales que ocurren de forma secuencial. El primero de ellos es el acúmulo de neutrófilos y tiene una actividad máxima durante la primera semana. El segundo es el acúmulo de macrófagos, que alcanza su pico de actividad máxima alrededor de la tercera semana. Finalmente, el tercero es la migración de fibroblastos, cuya función es la síntesis de colágeno (una proteína que se acumula en fibras empaquetadas y ordenadas de forma paralela que originan un tejido conectivo denso modelado y avascular que, al desarrollarse en exceso, representa la fibrosis).

De acuerdo con el profesor Uwe Klinge, uno de los máximos estudiosos de las mallas, las características relevantes de una malla sintética que tienen impacto en el resultado final, porque son propiedades estructurales que influyen en su capacidad para integrarse o no a la superficie biológica que contacta con ellas, son la porosidad, el diámetro de las fibras, el peso, la elasticidad y el polímero o material del que están hechas.

### POROSIDAD

En cuanto al poro, las mallas laminares (es decir, las que no tienen poros o tienen poros de unas cuantas micras de diámetro) no se integran en los tejidos y se denominan «separados de tejidos». Por otra parte, las mallas que tienen los poros amplios tienden a integrarse en los tejidos. Esto se explica de la siguiente forma: los poros de 60 micras permiten el paso

de una sola célula, pero no más, pero no permiten el paso de agua bajo presiones fisiológicas ni la angiogénesis. El concepto de *crecimiento de tejido* en un poro es distinto si se le considera como la presencia de células aisladas en él o como la formación de tejido organizado en su interior (U. Klinge, comunicación personal, 12 de febrero de 2020). La presencia de células aisladas ocurre con poros de 60 micras. Siendo así, existe cierto grado de crecimiento de tejido, consistente en células aisladas (predominantemente células mononucleares) cuando los poros son tan pequeños (como 60 micras).

Los poros de 100 micras permiten el paso de más de una célula, pero aún no permiten el paso de agua a presiones fisiológicas. Los poros de 200 micras ya permiten el paso de agua, pero no permiten que se dé el fenómeno de angiogénesis. Los poros de 300 micras permiten la formación de vasos sanguíneos. Cuando los poros tienen un diámetro de entre 600 y 1000 micras, se produce la formación de tejido graso organizado como un proceso de regeneración tisular local. Por otra parte, cada vez que se coloca una malla en la pared abdominal, los procesos celulares conducen al desarrollo de fibrosis alrededor de los filamentos que conforman la malla. Cada material induce el desarrollo de fibrosis con una capacidad diferente. En cuanto al polipropileno, la fibrosis se produce en un radio de 500 micras alrededor del filamento. Por esto, si el poro (que es el espacio entre los filamentos) tiene un diámetro inferior a 1000 micras, la fibrosis que se forma a un lado de un filamento termina por fundirse con la fibrosis que se forma al lado del filamento contiguo. Esto genera una placa formada exclusivamente por filamentos y fibrosis, sin tejido vascularizado, por lo que se comporta como un gran granuloma. Por otra parte, si el poro es mayor a 1000 micras, habrá un espacio entre la fibrosis de un filamento y la fibrosis del filamento contiguo. Este espacio estará formado por tejido vascularizado, que permitirá que la malla se integre. Mientras más grande sea el tamaño del poro, mayor cantidad de tejido habrá en él. Por lo tanto, en el contexto específico

del polipropileno, para que exista tejido organizado bien vascularizado en los poros que están entre los filamentos y, por lo tanto, para que exista integración de la malla, se requiere que los poros midan más de 1000 micras; es decir, más de 1 milímetro. En el caso del polivinilideno, para que este fenómeno ocurra se requiere que los poros sean mayores de 600 micras, porque inducen menos desarrollo de fibrosis que el polipropileno. En el caso del poliéster, este fenómeno no está estudiado (U. Klinge, comunicación personal, 12 de febrero de 2020).

La «porosidad textil» se refiere a la superficie de toda la malla que no está formada por filamentos y depende del tamaño de sus poros antes de ser usada. Una vez colocada en un tejido, se formará fibrosis alrededor de los filamentos, lo que hará que haya menos espacio libre en esos poros. La superficie que haya quedado libre de filamentos y de fibrosis se denomina «poro efectivo», es menor que el poro textil y representa la superficie de toda la malla libre de cuerpo extraño y de material avascular, y en la que quedará tejido vascularizado. Una malla que no permite formación de tejido en sus poros por tenerlos muy pequeños tiene una porosidad efectiva del 0 %. Para evitar que una malla se comporte como una gran placa de granuloma, se requiere que tenga una porosidad efectiva superior al 0 %. Aunque existen muchas clasificaciones de las mallas de acuerdo con las dimensiones de sus poros, la más actual, y que tiene impacto clínico, las divide entre microporosas, si tienen una porosidad efectiva del 0 %, y macroporosas si tienen una porosidad efectiva superior al 0 %. Debido a que funcionan como una placa fibrosa, las mallas microporosas son más rígidas, mientras que las mallas macroporosas son más flexibles al haber tejido en sus poros. Además, hoy se sabe que lo que primordialmente se contrae tiempo después de colocada una malla no es la malla misma, sino la fibrosis que se forma en ella, de modo que mientras más fibrosis hay, más «contracción de la malla» ocurre.

Por otra parte, las mallas macroporosas dejan libre de formación de fibrosis cierta cantidad de la superficie tisular en sus poros, lo que genera menos fenómeno de atrapamiento de microterminales nerviosas, mientras que con las mallas microporosas todo el tejido en contacto con ellas queda embebido en cuerpo extraño o en fibrosis.

Mientras mayor sea el porcentaje de porosidad efectiva, mayor será la cantidad de tejido vascularizado que habrá en ella y mayor será el grado de integración. Para que este fenómeno ocurra en las mallas de polipropileno, el tamaño de los poros debe ser mayor a 1000 micras. No obstante, la deformación que sufren los poros de las mallas cuando se someten a cierto grado de tensión, como ocurre cuando están colocadas en la pared abdominal, hace que la distancia entre los filamentos se modifique, lo que puede generar cierto grado de colapso de los poros. Por ello, mientras mayor es la elasticidad (o capacidad de deformación) de una malla, menor es su porosidad efectiva.

Igualmente, la geometría original de los poros tiene un impacto significativo en su deformación, de forma que, si tienen una forma cuadrada, existe una mayor distancia entre los filamentos y el poro, lo que incrementa su porosidad efectiva; no obstante, si la geometría adopta una forma rectangular, se reduce la distancia entre los filamentos en uno de los sentidos, lo que favorece su colapso y, por tanto, se reduce su porosidad efectiva. Otras formas geométricas tienen un comportamiento intermedio al observado entre el cuadrado y el rectángulo (U. Klinge, comunicación personal, 14 de febrero de 2020).

## DIÁMETRO DE LAS FIBRAS

Así como los materiales de sutura tienen distintos diámetros (medidos en  $0$ 's), cada malla está hecha con filamentos que difieren en su diámetro entre la gran diversidad de mallas existentes y que se miden en decenas o cientos de micras. Mientras mayor sea el diámetro de los filamentos, más resistencia tendrá la malla a la rotura.

## PESO

El peso de una malla depende de dos factores: de la cantidad de material usado y de la gravedad específica del material. La cantidad de material usado es justamente un equilibrio entre las dos propiedades ya vistas: el poro y el diámetro de los filamentos. Ante un diámetro de filamento fijo, mientras mayor sea el tamaño del poro, menor será el peso de la malla. Ante un tamaño de poro fijo, mientras mayor sea el diámetro de los filamentos, mayor será el peso de la malla. El otro factor implicado en el peso de la malla es la gravedad específica del material, y se mide en  $\text{g/cm}^2$ . Así, el polipropileno tiene una gravedad específica de  $0.9 \text{ g/cm}^2$ ; el poliéster,  $1.28 \text{ g/cm}^2$ , y el polivinilideno,  $1.7 \text{ g/cm}^2$ . Existen diversas clasificaciones de las mallas de acuerdo con su peso. De ellas, la propuesta por David Earle las divide en cuatro densidades: ultraligeras (menos de  $35 \text{ g/m}^2$ ), ligeras ( $35\text{-}50 \text{ g/m}^2$ ), de peso intermedio ( $50\text{-}90 \text{ g/m}^2$ ) y pesadas (más de  $90 \text{ g/m}^2$ ).

## ELASTICIDAD

Se ha medido que, de todas las actividades físicas que realizamos los humanos, la que genera la mayor presión intraabdominal es toser, que genera una presión de hasta  $180 \text{ cmH}_2\text{O}$ , que equivale a  $130 \text{ mmHg}$  (igual a  $20 \text{ kPa}$ ). Tomando en consideración una presión intraabdominal máxima de  $20 \text{ kPa}$  y un diámetro abdominal estándar de  $50 \text{ cm}$ , se ha calculado que la fuerza tensil máxima en la superficie de la pared abdominal de los humanos al toser es  $16 \text{ N/cm}$ , mientras que la fuerza tensil antes de romperse sería de  $32 \text{ N/cm}$ . Estudios en paredes abdominales humanas han demostrado que, si se aplica una fuerza tensil constante de  $16 \text{ N/cm}$ , la elasticidad (o capacidad de deformación) de la pared abdominal es del  $18$  al  $32 \%$ , dependiendo del género y del segmento de la pared abdominal estudiados, ya que hay segmentos más elásticos que otros. Además, el grado de elasticidad es distinto, dependiendo de la dirección en que se aplica la fuerza tensil, fenómeno denominado «anisotropía», y que también puede estar presente en las mallas.

Las mallas sintéticas tienen más fuerza tensil que la pared abdominal, entre  $50$  y  $500 \text{ N/cm}$ , y también tienen menos elasticidad. A una fuerza tensil de  $16 \text{ N/cm}$ , las mallas de peso alto tienen una elasticidad (o capacidad de deformación) del  $4$  al  $16 \%$ , restringiendo así entre  $2$  y  $4$  veces la distensibilidad de la pared abdominal. En un estudio que empleó un modelo computarizado, el grupo del profesor Juan Manuel Bellón mostró que las mallas isotrópicas, es decir, aquellas que tienen el mismo grado de elasticidad en ambas direcciones, restringen más la dirección del movimiento natural de la pared abdominal comparadas con las mallas anisotrópicas. También mostró que el grado de deformación de la malla es mayor si el eje más elástico se coloca en sentido transversal y el eje más rígido se coloca en sentido longitudinal.

## POLÍMERO O MATERIAL

Las mallas sintéticas pueden estar hechas de un material absorbible o de un material permanente. De los materiales absorbibles, el ácido poliglicólico se absorbe en 13 semanas; el ácido poliláctico, en 24 semanas; el ácido poliglicólico mezclado con carbonato de trimetileno, en 30 semanas; la polidioxanona, en 32 semanas; el poli-4-hidroxitirato, en 52 semanas; la fibroína derivada de la seda, en 104 semanas, y la mezcla de carbonato de trimetileno con ácido poliláctico y ácido poliglicólico se absorbe en 156 semanas.

En cuanto a las mallas permanentes, las hay «parietales»; es decir, que se adhieren a la pared abdominal en ambos lados y están diseñadas para su colocación supraaponeurótica, retromuscular o preperitoneal, y las hay «separadoras de tejidos», con un lado parietal y otro que reduce la adherencia al tejido sobre el que se coloca y que están diseñadas para su colocación intraabdominal.

Las mallas sintéticas parietales están hechas de polipropileno, poliéster, polivinilideno o politetrafluoretileno condensado. Hay una presentación con mezcla de polipropileno con poliéster. La mayoría de las mallas sintéticas parietales ultraligeras tienen entrelazado, además, algún material absorbible como poliglecaprone, polidioxanona, ácido poliglicólico, caprolactone o ácido poliláctico.

En su cara parietal, las mallas sintéticas separadoras de tejidos igualmente están hechas de polipropileno, poliéster, polivinilideno o politetrafluoretileno condensado. Del lado intraabdominal, pueden contener alguno o una mezcla de estos materiales: politetrafluoretileno expandido, hidrogel, silicón, celulosa oxidada, poliuretano, dimetilsiloxano, poliglecaprone, polidioxanona, colágeno absorbible, carbonato de trimetileno o fluoruro de polivinilideno.

Finalmente, existe una malla que contiene una lámina de polipropileno entre varias capas de submucosa de intestino delgado porcino.

De esta forma, existen más de 160 mallas sintéticas hechas por alrededor de 40 casas comerciales diferentes. El conocimiento de sus propiedades nos ayudará a guiarnos en el proceso de toma de decisiones quirúrgicas.

## BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

1. Earle DB, Mark LA. Prosthetic material in inguinal hernia repair: How do I choose? *Surg Clin N Am.* 2008;88:179-201.
2. Hernández-Gascón B, Peña E, Grasa J, et al. Mechanical response of the herniated human abdomen to the placement of different prostheses. *J Biomech Eng.* 2013;135:51004-1-51004-8.
3. Jordan SW, Fligor JE, Janes LE, et al. *Plast Reconstr Surg.* 2018;141:103e-12e.
4. Klinge U, Klosterhalfen B. Mesh implants for hernia repair: an update. *Expert Rev Med Devices.* 2018;15:735-46.
5. 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.

Antonio Espinosa de los Monteros  
Jefe de Cirugía Plástica. Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán. Vocal del Comité Científico, Sociedad Hispanoamericana de Hernia (SOHAH) Ciudad de México (México)

Correo electrónico:

[paredabdominal@incmnsz.mx](mailto:paredabdominal@incmnsz.mx)

2255-2677/© 2020 Sociedad Hispanoamericana de Hernia.

Publicado por Arán Ediciones, S.L.

Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-SA (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>).

<http://dx.doi.org/10.20960/rhh.00314>