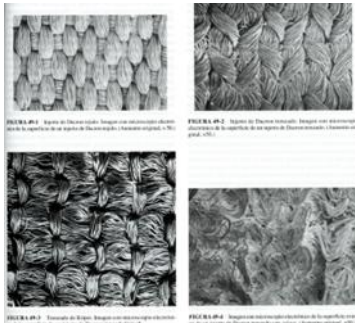


INJERTOS VASCULARES SINTÉTICOS

La búsqueda de injertos vasculares artificiales, se remonta a finales de la década de los cuarenta del siglo XX, cuando Hufnagel, Donovan y Zimmerman, y Moore experimentaron con tubos de metacrilato y polietileno, para sustitución aórtica en animales. En 1952, se introducen los tejidos plásticos porosos y plegables, para sustituir un segmento vascular arterial; este indudable avance se debe a autores como Voorhoeve, Jaretzky y Blakemore que, en animales de experimentación, demuestran la permeabilidad de injertos vasculares realizados con tubos de «Vinyon-N» trenzado. El fracaso inicial de materiales como el metal, vidrio, marfil, seda y nailon permitió concentrarse en dos aspectos: trombogenicidad (formar trombos) y durabilidad. La investigación se dirigió a conseguir materiales relativamente inertes, con poca interacción con la sangre y los tejidos. Knox y West empezaron a utilizar un nuevo tejido, el tereftalato de polietileno o poliéster corrugado (Dacrón).

La experimentación demostró que, de todos estos materiales, el más adecuado era el dacrón, de gran porosidad y malla ancha, que favorecía la cura biológica del interior de la prótesis, provocando la arteriogénesis con



la formación de una neoíntima adherente. El injerto vascular debe ser impermeable, para evitar pérdidas de sangre a través de su pared y lo ideal es que la hemorragia por los agujeros de sutura sea mínima. Este problema, que tenían todos los injertos tejidos con dacrón, tuvo una primera solución precoagulando la prótesis con la sangre

del paciente, justo antes de la implantación (1). La solución definitiva, para evitar la extravasación de sangre, vino con la fabricación de dacrón con revestimiento de colágeno en el tercio externo de la pared del injerto, haciéndole más impermeable y evitando su manipulación antes del implante (2). Sin embargo, el dacrón no daba resultados satisfactorios en las extremidades. En 1970, Bill Gore propone el politetrafluoroetileno expandido (PTFEe), también conocido como Goretex, material de gran porosidad y muy inerte, impermeable a la extravasación, de gran biocompatibilidad y escasa reacción tisular. Tras unos ensayos en cerdos y modificaciones, en 1975, aparece la primera prótesis de PTFE Goretex y, en 1980, se comercializa el PTFE bifurcado. Hoy disponemos de diferentes

opciones de prótesis de PTFE, de paredes finas, de calibres decrecientes y anillados (3). Los anillos o espirales, añadidos a la superficie del injerto mejoran el soporte externo, aumentan la resistencia del injerto a la compresión externa y reducen la torsión.



Tras medio siglo de uso, podemos afirmar que los injertos de Dacrón y PTFEe funcionan bien por lo general, con diámetros superiores a 6 mm, con limitaciones y resultados pobres cuando el diámetro es pequeño (<6 mm) y sigue siendo un reto importante. La tecnología de ingeniería tisular, ha permitido desarrollar nuevos sustitutos vasculares viables y podría ser la solución definitiva para el injerto vascular de pequeño diámetro, en pacientes en los que no se disponga de injerto venoso autólogo.

En resumen, el tratamiento ideal de la oclusión arterial crónica, es la sustitución del segmento obliterado por un injerto vascular. En esta vitrina tenemos tres tipos de material protésico, confeccionados con tejidos plásticos. El más antiguo y de mayor sección (1), es una prótesis aortica de Dacrón. La alta porosidad de este injerto trenzado necesitaba una precoagulación, para evitar la extravasación extramural de sangre. Este problema se solucionó, parcialmente, con los injertos impregnados de gelatina y colágeno (2), que aumentaban su impermeabilidad. La solución definitiva a la impermeabilidad llegó con las prótesis de PTFEe (politetrafluoroetileno expandido), o GORETEX (3) que se suturaban con hilo del mismo material (4).

