

---

# Estudio biofísico de la resistencia de anastomosis arteriales. Resultados experimentales

M. González-Platas\* - N. Hernández-Siverio\*\* - R. Méndez-Medina\*\*\* - L. Díaz-Flores\*\*\*\*  
F. González-Hermoso\*\*\*\*\*

---

Departamentos de Anatomía, Anatomía Patológica y de Cirugía  
Hospital Universitario de Canarias  
La Laguna, Santa Cruz de Tenerife (España)

---

## RESUMEN

*Estudio experimental sobre materiales de sutura de media velocidad de absorción a fin de demostrar que la fuerza tensil de estos materiales, que posteriormente desaparecen con su absorción, es capaz de permitir una correcta y segura cicatrización arterial. Se efectuaron 32 anastomosis arteriales. Todas resistieron una presión de 300 mmHg, sin romperse.*

## SUMMARY

*Experimental study about suture materials of mean velocity absorption, in order to demonstrate their capacity to obtain a correct and sure arterial cicatrization by means of their tensile force, even though they disappear afterwards by absorption. 32 arterail anastomosis were carry out, and all of them resisted 300 mmHg of pressure, without to be broken.*

## Material y método

Hemos utilizado 9 perros híbridos con un peso medio de 20 Kg + 5,48 SD; en los que practicamos 32 anastomosis arteriales. Los animales fueron anestesiados con Ketamina d = 3 mg/Kg IM y Tiopental

sódico intravenoso a demanda; controlando el grado de anestesia por la respiración, reflejos palpebrales y corneales. Recibieron 1 gr intravenoso de Cefalexima 1 gr IM intraoperatorio de protección anti-biótica.

Mediante incisión inguinal y axilar se exponen los paquetes vasculonerviosos de las extremidades, se libera la arteria, ligando una o varias colaterales; procedemos a la colocación de un doble «clamp» aproximador y seccionamos transversalmente la arteria. Realizamos

adventiciectomía tipo Webster y procedemos a realizar la anastomosis mediante sutura continua en la cara anterior, giramos el «clamp» 180° y terminamos la anastomosis de la cara posterior. Soltamos el «clamp», primero del extremo distal y luego el extremo proximal, comprobando la efectividad de la anastomosis con el inicio del flujo sanguíneo (3, 4, 5).

El material empleado para la realización de las anastomosis fue en el **grupo A** Polidioxanona Violeta monofilamento, calibre 6/0 y aguja atraumática 11 mm; y en el **grupo B**, Poliglactin 910 trenzado y recubierto, calibre 6/0 y aguja atraumática 13 mm (Gráf. 1).

Los animales fueron reintervenidos a los 7, 15 y 30 días con la misma técnica anestésica. Liberamos la arteria en un trayecto de unos 10 cm aproximadamente, incluyendo la anastomosis vascular, la extraemos y la colocamos en solución de Krebs para realizar la prueba de resistencia vascular.

Se les practicó medición de la presión intraluminal. Las presiones intraluminales se registran sobre papel milimetrado por un kimógrafo electrónico marca Gould-Brush 260, a partir de una señal enviada por un transductor electrónico marca Gould-Statman modelo P2310 USA; al cual se conecta mediante cánulas de vidrio la arteria. Para calibrar el sistema empleamos un circuito cerrado al que aplicamos pre-

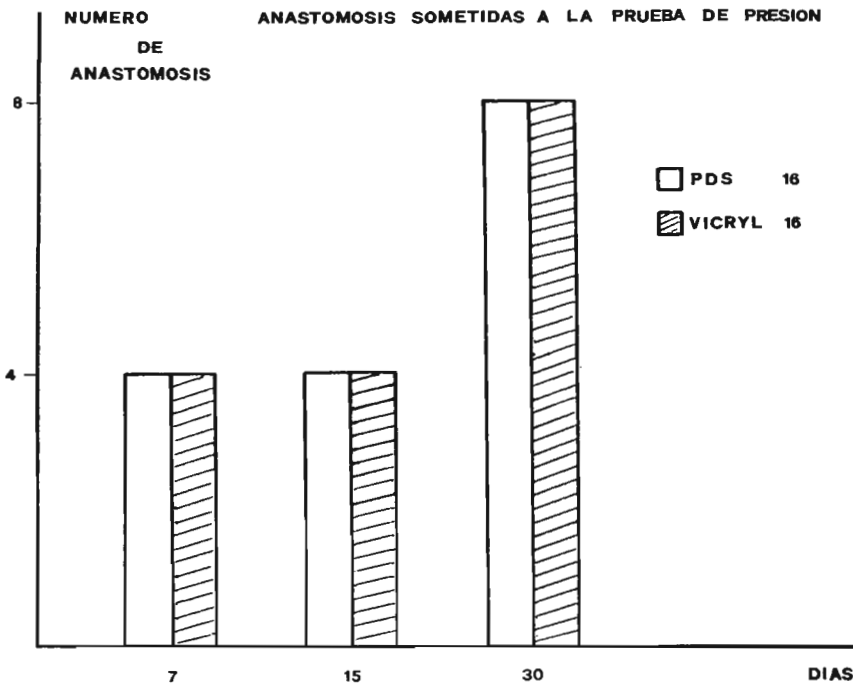
\* Médico, alumno becado del Departamento de Cirugía.

\*\* Profesor Adjunto de Patología y Clínica Quirúrgica.

\*\*\* Profesor Adjunto de Anatomía Patológica.

\*\*\*\* Catedrático de Anatomía Patológica.

\*\*\*\*\* Catedrático de Patología y Clínica Quirúrgica.



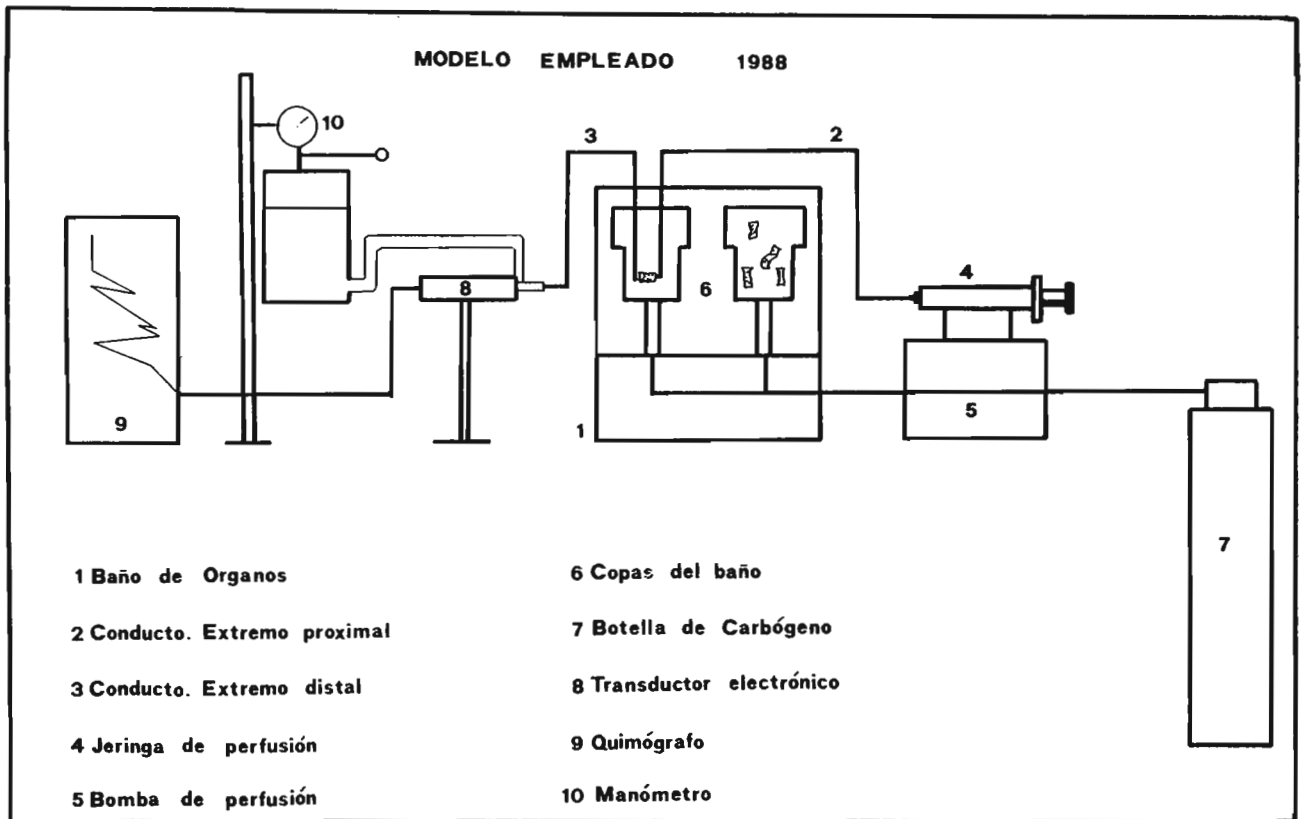
Gráfica 1 - Distribución del número de anastomosis efectuadas en cada grupo y series evolutivas.

siones conocidas mediante un manómetro anaerobio (Gráf. 2).

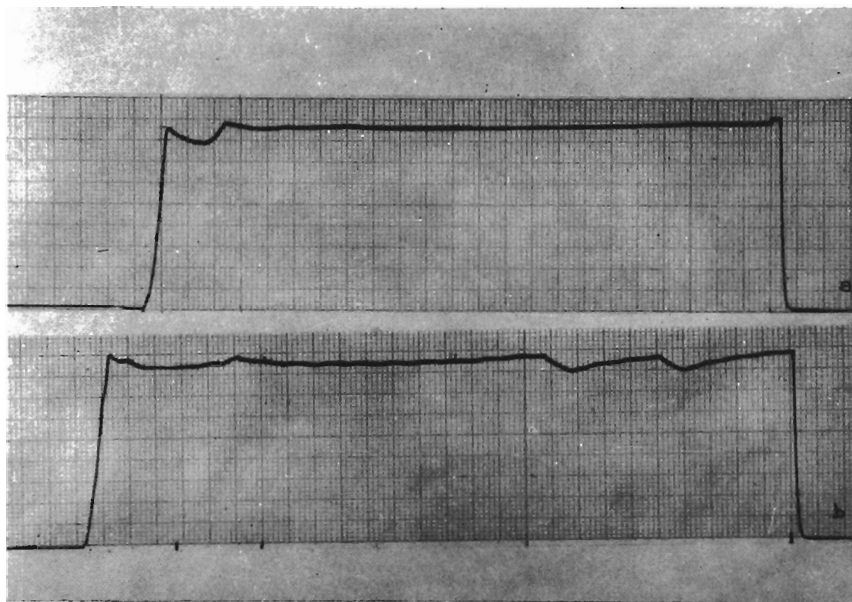
## Resultados

1. **Resultados clínicos.** Se han intervenido un total de 9 perros híbridos, en los que se practicaron 32 anastomosis (Gráf. 1). No observando mortalidad en ningún animal. La recuperación del postoperatorio fue favorable; el primer día permanecieron tranquilos, durmieron prácticamente todo el día y el segundo día comenzaron la deambulación sin ningún problema, su comportamiento fue normal. La coloración y temperatura de las extremidades fue adecuada y la palpación de los pulsos fue positiva.

2. **Resultados biofísicos.** Todas las arterias soportaron una presión de más de 300 mm de Hg sin que se produjese rotura o escape



Gráfica 2 - Esquema de nuestro modelo de medición de la presión intraluminal.



**Fig. 1 - Curva de presión obtenida en arterias del grupo A a los 7 días de evolución.**

- a) Obsérvese un trayecto casi constante de la presión.
- b) Obsérvese un trayecto con múltiples oscilaciones de la presión.

res próximos a los 300 mm de Hg. Esta oscilación de la curva no obedece a cambios en la velocidad de mantenimiento, más bien parece ser debida a fenómenos de contracción-relajación de la arteria sometida a la presión intraluminal (Fig. 1a,b).

Si analizamos la primera parte de la curva (curva tipo A), comprobamos que todas las anastomosis ar-

por la zona anastomótica en ningún caso.

Durante los 20 minutos que mantuvimos la presión en torno a los 300 mm de Hg, las curvas de presión (parte B de la curva) presentaron una oscilación de los valores de la presión intraluminal cuyo valor medio es la presión obtenida y cuyo intervalo de oscilación lo expresamos con el valor de la desviación estándar «SD» (Fig. 1a,b).

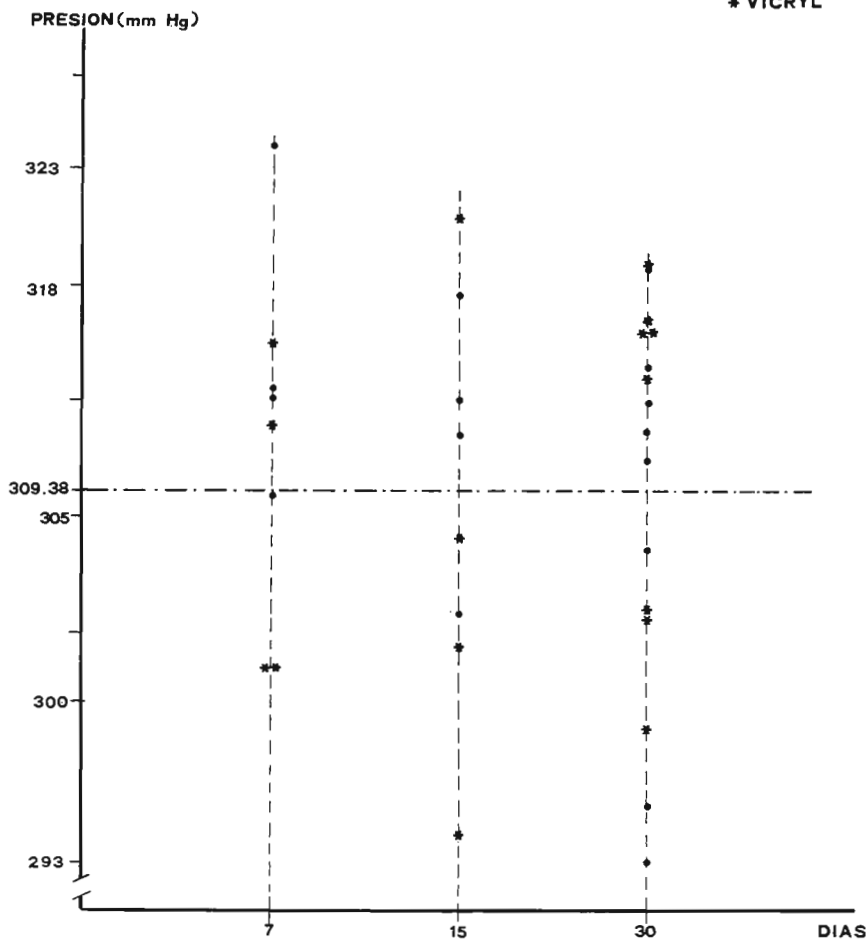
No observamos diferencias entre los grupos A y B; de la misma forma que en las distintas series evolutivas (Gráf. 3).

**Discusión**

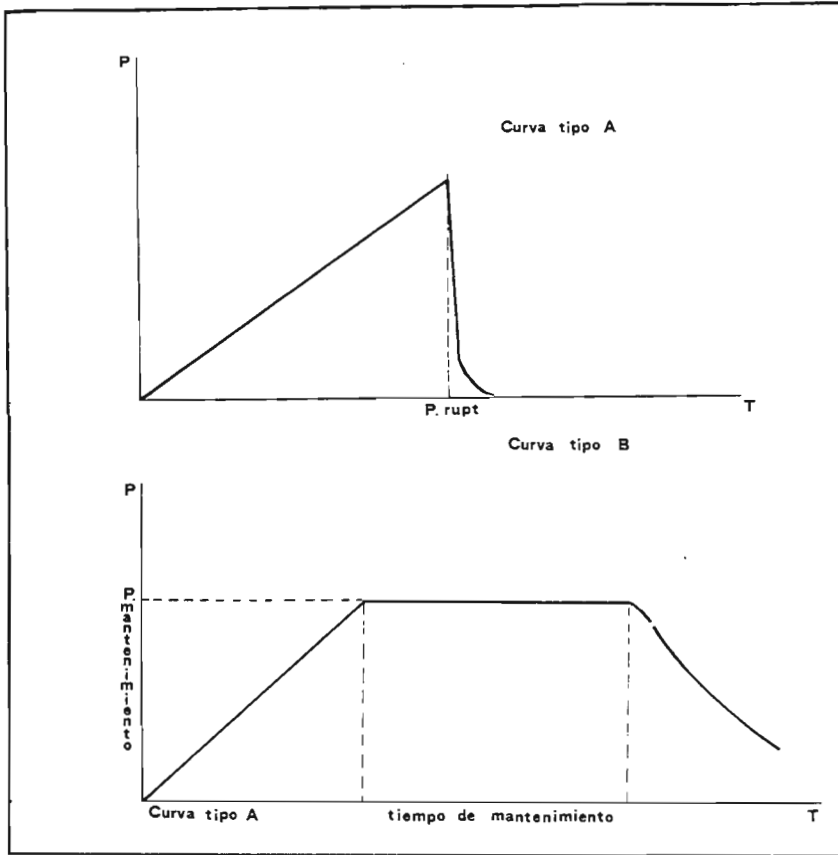
Las curvas de presión obtenidas al someter las arterias a presión, presentan una parte inicial (curva tipo A) correspondiente al ascenso de la presión intraluminal de 0 a 300 mm de Hg (Gráf. 4). La segunda parte de la curva (curva tipo B), es una línea que oscila entre valo-

**RESULTADOS DE LA PRUEBA DE PRESION**

- PDS
- \* VICRYL



**Gráfica 3 - Resultados biofísicos de la presión media obtenida durante la prueba en cada grupo y series evolutivas.**



Gráfica 4 - Distintos tipos de curvas. En la curva tipo A observamos un aumento de la presión intraluminal hasta que se produce la ruptura y la presión decae. En la curva tipo B observamos un aumento progresivo, una plataforma de mantenimiento y un descenso de la presión por ruptura.

teriales soportan un ascenso de 300 mm de Hg sin que se produzcan fugas en la anastomosis; estos resultados coinciden con los obtenidos por **Pae** 1981 (6), **Myers** 1981-1982 (7, 8) y **Chiu** 1988 (9). Estos autores utilizan líquido como fluido transmisor de presión y ésta es registrada en un manómetro anaerobio situado en serie (6) o en paralelo (7, 8, 9) cerrando el extremo distal de la arteria.

Nosotros utilizamos el sistema en serie y como registro de presión un kimógrafo electrónico que nos permite registrar en papel los cambios de presión que se producen con mayor sensibilidad. Además hemos introducido un segundo estudio; sabemos que las anastomo-

sis arteriales soportan 300 mm de Hg de forma puntual, pero pueden soportar esta presión durante un tiempo sin sufrir una rotura. Nuestra experiencia revela que las anastomosis realizadas soportan esta presión durante al menos 20 minutos.

La observación de fenómenos de contracción-relajación del segmento arterial indica que nuestro sistema de nutrición y mantenimiento es idóneo, y la arteria permanece con funcionalidad durante el experimento.

Se piensa que el hecho más fidedigno de valorar la eficacia biológica de una anastomosis arterial sería comprobar su presión de ruptura. Esto implicaría, a nuestro jui-

cio, la utilización de un sistema de altas presiones. A este respecto **Sako**, 1949 (10), utiliza un sistema rudimentario con aire como fluido transmisor de presiones, valora la presión de ruptura de diferentes anastomosis arteriales realizadas con seda y catgut crómico, y obtiene presiones de ruptura con una amplia variabilidad, presiones que oscilan entre 210 y más de 760 mm de Hg, sin relación con el material de sutura empleado, tiempo de evolución o técnica anastomótica empleada. Si bien sus resultados no son comparables con los nuestros, pues utilizó un sistema de aire como transmisor de presión y un manómetro de mercurio para valorarlo, sus datos aseguran la necesidad de utilizar sistemas de alta presión para valorar la eficacia biológica por medio de la presión de ruptura. Estos datos experimentales no coinciden con los de nuestro experimento, ya que, nosotros no observamos ninguna fuga, cuando sometimos a las arterias a 300 mm de Hg durante 20 minutos.

Sin embargo, nosotros creemos que no es necesario valorar el punto de ruptura, ya que si sometemos a las arterias a una situación de stress tan importante como es soportar una presión de 300 mm de Hg durante 20 minutos, sin que éstas sufran alteración alguna en la zona anastomótica, este hecho es suficientemente indicativo de una cicatrización correcta.

### Agradecimientos

Al Departamento de Farmacología de la Facultad de Medicina de la Universidad de La Laguna, y en especial al doctor don Miguel Angel Benítez Rosario, por su inestimable ayuda e instrucción en la utilización de los aparatos utilizados en el estudio biofísico de la resistencia arterial.

A don Juan Manuel González por la realización de las distintas cá-

nulas de vidrio realizadas para esta experiencia.

Este trabajo ha sido realizado gracias a la beca de investigación DCICYT N.º SM88-0040.

## BIBLIOGRAFIA

1. ANSCOMBE, D. R.; HIRA, N.; HUNT, B.: The use of a new absorbable suture material (polyglycolic acid) in general surgery. «Br. J. Surg.» 57: 917-929, 1970.
2. GONZALEZ-BETHENCOURT, J. V.: «Materiales de sutura en cirugía». Barcelona. S. E. 1980 (133).
3. HERNANDEZ - GONZALEZ, N.; GONZALEZ-ALVAREZ, P.; GONZALEZ-ESPINOSA, C.; GONZALEZ-HERMOSO, F.; DIAZ-FLORES, L.: Suturas vasculares con ácido poliglicólico en arterias en Crecimiento. Estudio experimental. «An. Esp. Pediatr.» 20: 800-806, 1984.
4. GONZALEZ-ALVAREZ, P.; HERNANDEZ-SIVERIO, N.; FRIEND, H.; GOMEZ-CULEBRAS, M. A.; PEREZ-PALMA, J.: Anastomosis vascular en arteria femoral del perro con doble clamp aproximador. «Rev. Quir. Esp.», 15: 144-147, 1988.
5. GONZALEZ-ALVAREZ, P.: «Anastomosis arterial. Estudio experimental». (Tesina). La Laguna. Universidad de La Laguna. 1982 (145).
6. PAE, E.; WALDHAUSEN, J. A.; PROPHET, G. A.; PIERCE, W.: Primary vascular anastomosis in growing pigs. Comparison of Polipropileno and poliglicolic acid Suture. «J. Thorac. Cardiovasc. Surg.» 81: 921-927, 1981.
7. MYERS, J. L.; PAE, W. E.; WALDHAUSEN, L. A.; PIERCE, W.: Vascular anastomoses in growing vessels. Comparison of absorbable polydioxanone and nonabsorbable polypropylene monofilament suture materials. «Surg. Forum.», 32: 339-341, 1981.
8. MYERS, J. L.; WALDHAUSEN, J. A.; PAE, E.; ABT, A. B.; PROPHET, G. A.; PIERCE, W. S.: Vascular anastomoses in growing vessels. The use of absorbable sutures. «Ann. Thorac. Surg.», 34: 529-537, 1982.
9. CHIU, I. S.; HUN, C. R.; CHAO, S. F.; HUANG, S. H.; HOW, S. V.: Growth of the aortic anastomosis in pigs. Comparison of continuous absorbable suture with nonabsorbable suture. «J. Thorac. Cardiovasc. Surg.», 95: 112-118, 1988.
10. SACO, Y.; CHRISHOLM, T. C.; MERIINDINO, K. A.; VARCO, R.: An experimental evaluation of certain methods of suturing the thoracic Aorta. «Ann. Surg.», 130: 363-383, 1949.