

REACCIONES DE MATERIALES DE SUTURA USADOS EN CIRUGÍA VETERINARIA.

Bimonte, D.

1 - CARACTERÍSTICAS DEL MATERIAL DE SUTURA IDEAL

El material de sutura debería ser no corrosivo, no tóxico, no favorecer el crecimiento bacteriano, ser confortable para el cirujano, dar seguridad en el armado de los nudos, mantener una adecuada tensión.

Además debería no ser electrolítico, tampoco capilar, no debiendo provocar una reacción alérgica ni ser carcinogénico, desencadenar una mínima reacción tisular.

Conjuntamente debe ser fácilmente accesible, barato y fácilmente esterilizable.

Tener un alto nivel de resistencia con una completa biodegradabilidad con rango predecible.-

2 - CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES DE SUTURA

ABSORBIBLES DE ORIGEN NATURAL

CATGUT - COLAGENO

ABSORBIBLES DE ORIGEN SINTETICO

ACIDO POLIGLICOLICO
ACIDO LACTOPOLIGLICOLICO
POLIDIOXANONA

NO ABSORBIBLES DE ORIGEN NATURAL

SEDA - ALGODON

NO ABSORBIBLES DE ORIGEN METALICO

ACERO INOXIDABLE

NO ABSORBIBLES DE ORIGEN SINTETICO

POLIAMIDAS - CAPROLATO
POLIESTERES - POLIOLEFINAS -
POLIPROPILENO - POLIETILENO

3 - ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS REACCIONES DESENCADENADAS POR LOS DIVERSOS MATERIALES DE SUTURA DESCRIPTAS EN LA BIBLIOGRAFIA.

Existen dos tipos principales de reacción dependiendo principalmente de la biorreactividad y de sus características físico-químicas a saber:

- La degradación de una fibra natural se lleva a cabo por fagocitosis, excisión enzimática o fragmentación mecánica.
- Por su parte la degradación de una fibra sintética puede llevarse a cabo por fragmentación mecánica con eventual encapsulación granulomatosa de los fragmentos más pequeños, hidrólisis enzimática o despolimerización de algunos y disolución. Algunos productos de degradación - de algunas suturas - son bacteriostáticas pudiéndose utilizarse en suturas contaminadas.

POLIDIOXANONA

Se degrada por hidrólisis, no habiendo prácticamente más que una mínima reacción celular, siendo la misma más marcada a los 140 días pero que desaparece por completo a los 180 días. Se han descrito dos reacciones moderadas ocurridas posoperatoriamente en perros, cuando se la empleó para el cierre de piel, pero de todas formas se considera apta para este cierre en comparación con otras usadas corrientemente (JOCHEN, R - SWITES, B. 1984).

La absorción ocurre más lentamente que para el ácido poliglicólico. Los productos de degradación son excretados por la orina. La reacción de degradación es similar a la del DEXON y VICRIL con una mínima reacción de cuerpo extraño siendo los macrófagos y los fibroblastos los tipos celulares más predominantes. Luego de la absorción de la sutura puede no estar presente signos de reacción o aparecer unos po-

cos macrófagos alargados y fibroblastos (BOOTHE, H.).

Es menos propensa a promover infección (LEAPER, D. 1985).

Esto se contradice con lo señalado por otros autores GAMMERGAARD, N. citado por LEAPER, los que le asignan al tiempo de permanencia una mayor predisposición a la infección.

ÁCIDO POLIGLICOLICO

En piel sólo se destaca un enrojecimiento en el lugar de la implantación. A nivel de la línea peritoneal revela una reacción inflamatoria localizada en la zona de la sutura consistente en hiperemia capilar y un moderado grado de infiltración polimorfonuclear en la línea subendotelial (BORTHWICK, 1973).

La reacción durante la hidrólisis es más baja que la del catgut y estos productos son bacteriostáticos pudiéndose ser empleados en heridas contaminadas.

Según BOOTHE citado por SLATTER se produce una marcada reacción en los estadios agudos de la infección siendo más leve en los estadios finales.

En heridas infectadas experimentalmente tuvieron un grado de reacción intermedia en comparación con la seda, el nylon y el acero inoxidable.

VARMA et al. citan para el ácido poliglicólico multifilamento, aplicado en heridas infectadas una intensidad de reacción máxima y comparable dentro de su estudio al obtenido con la seda y con el dacron multifilamento a los 6 días, la que disminuye en los 10, 20 y 40 días post implantación, siendo al principio (6 días) a predominancia de neutrófilos junto a los macrófagos, situación ésta que se invierte a los 10 y 20 días. Se ha visto invasión de fibras de suturas individualmente por parte de las células inflamatorias, llegando a romperlas en el entorno de los 20 días tiempo de inicio de la reabsorción, siendo esto más evidente a partir del día 40 en la que se

encontró parte de los tejidos sin material de sutura.

Se destaca que el mecanismo de la absorción es presumiblemente por actividad de esterasa y no por fagocitosis (BELLENGER, 1982 - STASHAK, 1978).

ÁCIDO LACTOPOLIGLICOLICO

Esta es una sutura multifilamentosa y por lo tanto más resistente a la hidrólisis que el ácido poliglicólico, al ser más hidrofóbica. De todos modos el mecanismo de absorción se efectúa por hidrólisis registrándose éste entre el día 40 y el 90 de su implantación. Es una sutura estable en heridas contaminadas, mostrando una reacción vascular no aguda post implante. Las reacciones son predominantemente mononucleares y limitadas a la vecindad del trayecto de sutura (CRAIG, 1975).

La velocidad de absorción está muy relacionada con la vascularización del tejido en el cual se implanta, siendo más rápida en tejidos vascularizados y más lenta en tejidos con relativamente poca vascularización.

MBIUK, 1983 describe que las células observadas alrededor del implante en vacunos, fueron macrófagos, células gigantes, eosinófilos, neutrófilos, fibroblastos y linfocitos hay infiltración celular de la sutura a partir del séptimo día. La reacción celular es más intensa a los 21 días siendo los macrófagos y las células gigantes más predominantes que en la reacción del catgut.

CATGUT

Este material de sutura tiene un patrón de absorción a través de la participación de los macrófagos (SALTERHOUSE citado por SLATTER) por medio de una actividad hidrolítica y colagenolítica siguiendo a esta una absorción por enzimas proteolíticas. Su composición colagena estimula una significativa reacción de cuerpo extraño. La absorción se ve incrementada prematuramente en catgut expuesto a secreciones estomacales, tejidos altamente vascularizados y entornos infectados. La impregnación por sales de cromo reduce la reactividad tisular (BELLENGER, 1982).

Es por esta razón y por la severa reacción tisular que el catgut simple no se emplea con tanta frecuencia en cirugía. Presenta además una alta antigenicidad (CAMPBELL et al. 1985).

En su estudio comparativo en gastrorrafias en perros (QUESSADA et al. 1987) describen al catgut como un material que presenta una reacción inflamatoria circundante al hilo la cual es intensa y a predominio de fibroblastos. Por su parte MBIUKI, 1983, halló que el tipo celular predominante en vacunos a los 7 días en anastomosis fueron los neutrófilos, encontrándose también macrófagos, células gigantes,

eosinófilos, fibroblastos y linfocitos. A los 21 días la reacción fue más intensa encontrándose el mayor grado de infiltración del material de sutura. Según VARMA et al 1981, el catgut simple y el cromado tuvieron igual comportamiento reaccional en heridas infectadas experimentalmente siendo esta más marcada a los 6 y 10 días y menos que la producida por la seda a los 20-40 días.

A los 6-10 días las células predominantes fueron los neutrófilos coincidiendo con MBIUK, con menos proporción de macrófagos y fibroblastos, además se ven linfocitos y células gigantes.

A los 20 días disminuyen los neutrófilos y aumentan relativamente los macrófagos y los fibroblastos, mientras que los linfocitos se ven ocasionalmente.

A los 40 días el panorama varía de acuerdo a la dilución del cultivo bacteriano inoculado. A una dilución de 1:1 hay un número equivalente de neutrófilos y macrófagos; en una dilución de 1:10 hay pocos neutrófilos y más macrófagos y fibroblastos; a una dilución de 1:100 aparece de un 3% a un 4% de neutrófilos estando los macrófagos y los fibroblastos en un número igual.

COLAGENO

Según SLATTER el método de absorción y su tasa son similares a la del catgut y el colágeno tiene menos proteína no colágena que el catgut. Ocasiona un mínimo de reacción tisular.

SEDA

Una de las desventajas de la seda es la reacción tisular que esta desencadena, la que a menudo no es severa pero si es la mayor de todas las que producen los materiales de sutura no absorbibles y esta se debe a su habilidad para ligar gamaglobulina lo que lleva a una reacción inflamatoria aguda (BELLENGER, 1982). Otra desventaja es la posibilidad de producir ulceración de la mucosa gástrica si esta protruye en la luz, hecho en el que coinciden CAMPBELL 1985 y QUESSADA 1987 quien encontró una reacción inflamatoria a predominio de fibroblastos. También este material de sutura puede desencadenar la formación de litiasis urinaria y biliar.

Según WOOD et al. 1984, la reacción de la seda en línea alba en perros, se clasifica como granulomatosa o piogranulomatosa, observándose además una reacción epitelioide adjacente a la sutura y en la periferia compuesta por linfocitos, células plasmáticas y macrófagos con un fondo de tejido de granulación, con neutrófilos que se filtran en el hilo de sutura. A los 120 días se encuentran filamentos aislados conteniendo células gigantes multinucleadas.

En cuanto a la intensidad de la reacción, esta es moderada a los 30 días, pero se vuelve severa a los 60, 90, y 120 días. Se ha observado mineralización a los 90 días en todos los perros implantados.

Se ha observado la deposición de material eosinófilo amorfo alrededor de la sutura concordante a un fenómeno de Splendore-Hoeppli, a los 40 y 120 días. Esto solamente fue observado para suturas de seda tanto para heridas asepticas como para contaminadas (WOOD et al 1984 y VARMA et al 1981).

En heridas contaminadas experimentalmente (VARMA et al 1981) encontraron que la reacción fue similar a la inducida por el ácido poliglicólico y el catgut a los 6 días y solo similar al catgut a los 10 días.

Los neutrófilos son las células predominantes siendo menor el número de macrófagos y fibroblastos y ocasionales los linfocitos. La reacción se mantiene a los 10 y 20 días mientras que a los 40 días los neutrófilos descienden al 40% en las 3 diluciones de inóculo bacteriano.

ALGODÓN

Este material de sutura tiene la propiedad de potenciar la infección por su capilaridad y su reactividad tisular. Según QUESSADA et al. 1987 aplicándolo al cierre de heridas de gastrotomía, independiente del tiempo recorrido se presentaban fragmentados y circundados por una reacción inflamatoria discreta a predominio fibroblástico con un pequeño número de células gigantes de cuerpo extraño.

ACERO INOXIDABLE

Es un material biológicamente inerte con una reacción prácticamente no inflamatoria. Puede causar reacción de tipo mecánico. La reacción fue predominantemente fibrosa menos frecuente la fibromononuclear con un grado de mínimo a suave (WOOD et al. 1984).

VARMA et al. 1981, trabajando con implantes de acero inoxidable en heridas infectadas experimentalmente se encontró con zonas reaccionales pequeñas.

A los 10 y 20 días disminuyeron los neutrófilos y aumentaron los macrófagos, a los 20 días hay menos del 10% de neutrófilos y a los 40 días menos del 1% de neutrófilos siendo las células predominantes los fibroblastos con ocasionales células plasmáticas siendo coincidentes con lo hallado por WOOD.

POLIAMIDAS

NYLON

Es una sutura biológicamente inerte causando una mínima reacción tisular. Produce una reacción tardía luego de la implantación en el tendón canino. Parece que la pérdida de tensión está asociada con degradación química STASHAK 1978 citado por SLATTER.

En estudios realizados "in vitro", SHARP et al. 1982, encontraron que los productos de degradación del nylon son potentes agentes antibacterianos (radicales bacteriostáticos según CAMPBELL et al. 1985) algo similares a lo que ocurre con el ácido lactopoliglicólico y al ácido poliglicólico.

La incidencia de infección en tejidos contaminados conteniendo nylon monofilamento es baja, probablemente relacionado con los hallazgos experimentales. Esto también apoya el hecho de que las reacciones microscópicas del nylon en heridas contaminada son menores comparadas con las del acero inoxidable en iguales condiciones.

Según WOOD et al. 1984 trabajando en línea alba de caninos, vieron que la reacción del nylon es similar a la del acero inoxidable y fue clasificada como fibrosa o fibromononuclear con una graduación de suave a moderada.

QUESSADA et al. 1987 aplicando nylon en gastrografía encontró una reacción inflamatoria moderada que envolvía al material de sutura con presencia de fibroblastos y células mononucleares.

Por su parte VARMA et al. 1981, siempre trabajando sobre heridas infectadas experimentalmente encontró que excepto a los 6 días los cambios microscópicos de los implantes de nylon fueron similares a aquellos que ocurren con acero inoxidable. Las células predominantes a los 6 días fueron neutrófilos con pocos macrófagos y fibroblastos y ocasionalmente células gigantes, linfocitos, células plasmáticas y eosinófilos. A los 10 días hay menos de 20% de neutrófilos siendo predominantes los macrófagos y los fibroblastos. Los linfocitos fueron más predominantes que a los 6 días. A los 20 y 40 días hay menos del 5% de neutrófilos. La reacción consiste regularmente en fibroblastos y macrófagos y pocas células plasmáticas.

CAPROLATO

Tiene una reacción intermedia. Las incisiones en piel cerradas con este material son generalmente más reactivas e inflamadas que aquellas suturadas con agrafes de acero inoxidable. Se ha registrado una excesiva inflamación en el 21% de las cirugías de rodillas usando este material extrarticularmente.

POLIESTERES

Este grupo incluye al teflón, silicona y el polybutilato. Los poliésteres producen la mayor reacción tisular de los materiales de sutura sintéticos, siendo comparable a la producida por el catgut crómico implantados por 4 semanas en tendón canino. Los implantes de poliéster son encapsulados por tejido fibroso. Su uso en heridas contaminadas o infectadas ha sido asociada con una infección local persistente y una reacción tisular exagerada.

POLIOLEFINAS PLASTICAS

POLIPROPILENO

Se trata de la sutura menos trombogénica y de ahí su uso en cirugía vascular. No transforma una herida contaminada en infectada. Según SLATTER y CAMPBELL tiene una reacción tisular mínima y resistencia a la contaminación bacteriana.

Por su lado WOOD et al. 1984, trabajando con implantes en línea alba canina clasifica a la reacción producida por este material como fibro mononuclear leve a moderadamente severa. Destaca que se encontró variación en distintos animales implantados tales como que a los 30 días en un animal encontró marcada reacción fibromononuclear y en otros dos apenas una reacción mínima y fibrosa. Dos perros con una persistencia de implante de 90 días, en uno de ellos se detectó una reacción marcada piogranulomatosa mientras que en el otro fue moderada a mínima lo que habla de una gran variación de la reacción.

4 - CONCLUSIONES SOBRE EL EMPLEO DE LOS MATERIALES DE SUTURA EN CONCORDANCIA CON EL TIPO DE REACCIONES PRODUCIDAS.

En general los materiales de sutura no absorbibles pueden usarse en su totalidad en suturas externas y con restricciones en las internas, lo inverso puede decirse de los absorbibles, con la excepción del catgut, que en piel, produjo una reacción inflamatoria la que puede predisponer a la herida en donde se aplica a la infección, lo cual lo hace no aconsejable para uso en piel. En lo que refiere a la selección del material de sutura conviene tener presente en donde éste se va a implantar (externa o interna), estado bacteriológico de la herida, siendo aconsejables en estos casos ácido poliglicólico, ácido lactopoliglicólico, y nylon, por su comportamiento en heridas infectadas y grado de reactividad (que en el caso de ser de alta reactividad no absorbible conviene sea utilizado en suturas externas que puedan ser fácilmente removibles a los 10 días).

En general los materiales de suturas de-

rivados de proteínas no se recomiendan para suturas en piel aún siendo reabsorbibles como así los derivados textiles de seda o lino no absorbibles no se aconsejan para suturas internas debido a su alta reactividad tisular y actuar como cuerpo extraño y por la posibilidad de que produzcan adherencias no deseables y poder ser núcleos de cristalización de sales que puedan derivar en litiasis.-

5 - BIBLIOGRAFIA

- 1) BOOTHE, H. Suture materials and tissue adhesives, Chapter 27 in Slatter Textbook of Small Animal Surgery, Vol 1, 334-344.-
- 2) BORTHWICK, R. Experiences in the clinical use of poliglicolic acid as an absorbable synthetic suture material. *Vet. Rec.* (1973) 92 15:386-391.-
- 3) BRASS, G.E. et al. Results obtained using various types of suture materials in laparotomy and the treatment of umbilical hernia in horses. *Tijdschrift voor Diergeneeskund* (1977) 102 (16) 969-974.-
- 4) CAMPBELL, J.R. et al. Suture materials and suturing techniques. In Practice, May 1985 (72-75).-
- 5) DE VILLIERS, B. Study of sutures. Trial of a new synthetic resorbable material (polyglycolic acid). *These Ecole Nac. Vet. d'Alfort* (1975) 83 pp.
- 6) GAJARDO, C.S. et al. Comparison of two suture materials (dexon and catgut) in median laparotomy in dogs. *Arch. Med. Vet. Chile* (1981) 13 (1) 60.-
- 7) HEATON, N. Absorbable vs. nonabsorbable sutures. *Dis. Colon Rectum* 1985, Oct. 28 (10):759.-
- 8) JOCHEN, R.F. et al. Veterinary surgeons compare performance of suture materials. *Vet. Med. Small An. Science* (1984) 79 (7) 969-972.-
- 9) JOCHEN, R.F. et al. Clinical evaluation of coated polyglactin 910 synthetic absorbable suture materials. *Moderns Vet. Pract.* (1982) 63 (7) 555-557.-
- 10) JHONSON, L.W. et al. Tissue reaction to suture materials in infected surgical wounds a histopathological evaluation (in dog). *Am J. Vet. Research* (1981) 42 (4) 563-570.-
- 11) KNOWLES, R.P. Critic of suture materials in small animals surgery. *JAAHA*, 12 (670-672) 1976.-
- 12) LEAPER, D.J. et al. Abdominal wound closure: A controlled Trial of Polyamide (Nylon) and Polydioxanone suture (PDS)
- 13) MBIUK, S.M. Small intestinal reaction to suture material in cattle. *Vet. Rec.* (1983) 113: 64-65.-
- 14) PEARSON, H. The complication of ovariohysterectomy in the bitch. *J. Small. An. Practice* (1973) 14 (2): 257-266.-
- 15) QUESSADA, A.M. et al. Estudio comparativo de utilización de diversos fios na gastrografía em plano unico, no cão. *Arq. Bras. Med. Vet. Zoot.* 39(2) 241-53, 1987.-
- 16) VARMA, S. et al. Tissue reaction to suture materials in infected surgical wounds a histopathologic evaluation. *JAAHA*, (1981) 17(4) 589-571
- 17) VARMA, S. et al. Further studies with polycyclic acid (Dexon) and other sutures in infected experimental wounds. *AJVR* (1981) 42 (4) 571-574.-
- 18) WOOD, A. F. et al. Tissue reaction to nonabsorbable suture materials in the canine linea alba a histological evaluation. *JAAHA* (1984) 29 (1) 39-44.-