

## **Fios de sutura**

### Surgical sutures

Aldo Cunha Medeiros, Irami Araújo-Filho, Marília Daniela Ferreira de Carvalho

---

Revisão realizada no Departamento de Cirurgia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), Brasil.

Suporte financeiro: nenhum.

Conflito de interesse: nenhum.

Correspondência: Departamento de Cirurgia – UFRN, Av. Nilo Peçanha 620, Natal, RN, Brasil,

E-mail: [cirurgex.ufrn@gmail.com](mailto:cirurgex.ufrn@gmail.com)

Submetido: 2 de dezembro 2016. Aceito em, após revisão: 20 de dezembro, 2016.

---

---

#### **ABSTRACT**

**Purpose:** This is a review with the aim of describing the physical and biological characteristics of the most used sutures in daily surgical practice, and their indications.

**Methods:** We reviewed the medical literature by searching the Pubmed and SciElo databases.

**Results:** Data on the ideal qualities of sutures, general classification, indications, uses criteria. The physical and biological characteristics of absorbable, nonabsorbable, monofilamentar and multifilamentar sutures were described.

**Conclusion:** With this review it was possible to synthesize current knowledge about sutures, which will certainly be useful for medical students, residents and surgeons.

**Key words:** Sutures Materials. Polymers. Absorbable. Non-absorbable.

---

---

#### **RESUMO**

**Objetivo:** Este é um estudo de revisão com o objetivo de descrever as características físicas e biológicas dos fios de sutura mais utilizados na prática cirúrgica diária, e suas indicações de uso.

**Métodos:** Foi feita revisão da literatura médica através de pesquisa nas bases de dados Pubmed e SciElo.

**Resultados:** Foram descritos dados relativos às qualidades ideais dos fios de sutura, classificação geral, critérios de indicações e usos, e as características físicas e biológicas dos fios absorvíveis, inabsorvíveis, monofilamentares e multifilamentares.

**Conclusão:** Com esta revisão foi possível sintetizar os conhecimentos atuais a respeito dos fios de sutura, que certamente serão úteis para estudantes de medicina, residentes e cirurgiões.

**Descritores:** Materiais de sutura. Polímeros. Absorvíveis. Inabsorvíveis.

---

O fio de sutura começou a ser usado para o fechamento das feridas 3.500 anos antes de Cristo no Egito<sup>1</sup> e até hoje o ato de suturar continua o método mais comum para reaproximação das bordas das feridas cirúrgicas. A seleção do material de sutura deve ser baseada nas propriedades biológicas dos tecidos a serem aproximados, nas características físicas e biológicas dos fios e nas condições da ferida a ser fechada.

Mesmo com o avanço atual da tecnologia, permanece verdadeira a ideia de que nenhum fio de sutura tem todas as características que o classifiquem como o fio ideal.

### **Qualidades do fio de sutura ideal**

- Resistência adequada.
- Mínima reação tecidual.
- Não se degradar em produtos tóxicos.
- Não facilitar a infecção e permanecer estável na sua presença.
- Calibre e resistência constantes.
- Coeficiente de atrito adequado.
- Capacidade de manter a resistência até quando necessária.
- Velocidade de absorção não afetada pelos líquidos corporais.
- Ser de fácil manuseio - nó fácil e firme.
- Elasticidade adequada
- Não ser alterado com a esterilização.
- Ter baixa capilaridade.
- Não alergênico e não mutagênico.
- Ser de baixo custo.

Os fios de sutura podem ser classificados de acordo com vários parâmetros que dizem respeito a sua estrutura, origem do material e permanência nos tecidos. Assim, quanto à degradação que eles sofrem *in vivo* são classificados em duas grandes categorias como absorvíveis e inabsorvíveis, ambas com fios que são fabricados de fibras naturais ou de materiais sintéticos. Embora os fios de fibras naturais tenham sido usados por muito tempo e até hoje o são com bons resultados, os fios sintéticos mais

modernos são considerados mais adequados. Entre outras razões, pela reação tecidual mais baixa quando comparados com os fios naturais ou orgânicos<sup>2</sup>. Os fios de sutura podem também ser caracterizados por sua configuração física. Aqueles constituídos de um único filamento são ditos monofilamentares e os formados por múltiplas fibras, trançadas ou torcidas, são chamados multifilamentares. O nylon e o aço são exemplos de fios disponíveis tanto como monofilamentares quanto multifilamentares.

A classificação geral dos fios de sutura pode ser observada na figura 1, onde foram acrescentados os nomes comerciais de alguns deles, com a única finalidade de facilitar a identificação dos mesmos.

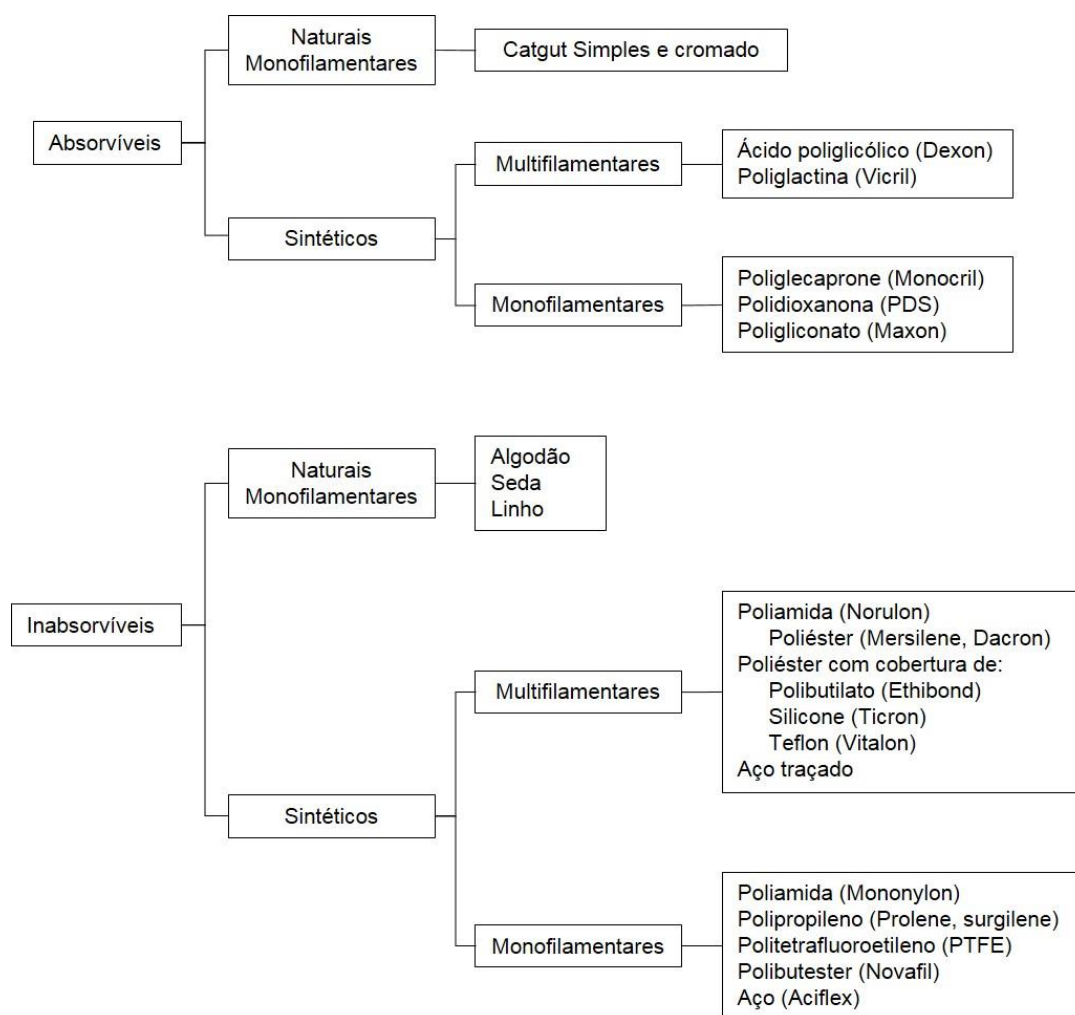


Figura 1 - Classificação dos fios de sutura disponíveis

A decisão do uso de fio absorvível, inabsorvível, monofilamentar ou multifilamentar depende de uma série de fatores. Há que se considerar o tempo necessário para a ferida cicatrizar, a tensão suportada pelos tecidos durante o

processo de cicatrização e a questão da necessidade temporária ou permanente do fio de sutura para garantir o suporte mecânico. Estudos experimentais revelaram que os fios de sutura em feridas da parede abdominal pararam de exercer suporte mecânico entre os dias 15 e 28 do pós-operatório<sup>3</sup>, e que a aponeurose readquiriu apenas 41% de sua resistência inicial 2 meses após ter sido suturada<sup>4</sup>. Tanto achados como estes, quanto a complexa dinâmica das estruturas músculo-aponeuróticas da parede abdominal e sua susceptibilidade a hérnias incisionais e deiscências, têm provocado discussão a respeito da escolha do melhor fio de sutura a ser usado.

As variações no comportamento dos diferentes tipos de materiais de sutura têm sido amplamente estudadas *in vivo*, *in vitro*, experimentalmente e clinicamente, cada estudo ressaltando as qualidades de cada um deles. Em geral, os fios monofilamentares são apontados como mais vantajosos, pois os multifilamentares proporcionam condições propícias para o desenvolvimento de infecção, uma vez que colônias bacterianas são formadas nos espaços entre os filamentos<sup>5</sup>. Os fios absorvíveis naturais (*catgut*) são responsáveis pela reação inflamatória mais intensa entre todos os fios de sutura, além de apresentarem um tempo de absorção muito curto e imprevisível. O aparecimento dos fios absorvíveis sintéticos foi muito promissor, por vários motivos: a) desencadeiam reações inflamatórias significativamente menores que os absorvíveis naturais. b) mantêm muito da sua resistência até que o processo de absorção tenha início e se complete. c) são disponíveis com tempos de absorção curto, médio e longo, dando oportunidade para o cirurgião escolher o fio adequado para cada caso. d) a qualidade mecânica dos nós é a mesma para todos os fios absorvíveis sintéticos testados.

A descrição de cada fio de sutura é feita a seguir.

## **ABSORVÍVEIS**

### ***Catgut***

Fio fabricado a partir do colágeno extraído da submucosa do intestino de ovinos ou da serosa intestinal de bovinos, existe disponível sob a forma de

*catgut* simples e *catgut* cromado. O simples perde metade da resistência após 5 a 7 dias nos tecidos e 100% após 3 a 4 semanas. O tratamento do fio com sais de cromo prolonga o tempo de absorção e aumenta sua resistência à tensão. O *catgut* cromado perde 50% da resistência em 19 a 20 dias e 100% após 5 semanas nos tecidos. Trata-se de um fio monofilamentar, absorvido pelo mecanismo de digestão enzimática, que provoca reação tecidual significativamente mais intensa do que os absorvíveis sintéticos<sup>7</sup>.

Deve ser evitado em suturas de tendões e fâscias, uma vez que são estruturas de cicatrização lenta, que são submetidas a esforços e tensões constantes. Além disso, o tempo de absorção do *catgut* é imprevisível. É contra-indicado em suturas de úlceras duodenais sangrantes ou perfuradas, anastomoses pancreatojejunais e anastomoses biliares, pois pode ser rapidamente desintegrado pela ação de enzimas proteolíticas<sup>8</sup>.

### **Ácido poliglicólico (Dexon)**

Fio multifilamentar trançado, sintético, absorvível por hidrólise, na qual é liberado o monômero ácido glicólico solúvel. Foi demonstrado experimentalmente que o ácido poliglicólico perde totalmente sua resistência após 28 dias nos tecidos e é 100% absorvido decorridos 60 dias. Quanto a aderências pós-operatórias, sob a forma de gel pode reduzir a formação de aderências pericárdicas<sup>9,10</sup>. Estudo clínico mostrou que o fechamento de parede abdominal com ácido poliglicólico resultou em 16% de infecção, índice significativamente maior do que os 7% de infecção que ocorreram quando as feridas foram fechadas com fio absorvível sintético monofilamentar<sup>11</sup>.

### **Poliglactina 910 (Vicril)**

Multifilamentar, é formado por 90% de ácido glicólico e 10% de ácido láctico. Cerca de 50% do fio é absorvido por hidrólise após o 28º dia pós-operatório e 100% após o 70º dia<sup>12</sup>. Quando comparado com a polidioxanona (PDS) em suturas intradérmicas quanto à presença de eritema, endurecimento, infecção e cicatriz hipertrófica, não houve diferença significativa<sup>13</sup>. Usado em pieloplastia experimental em coelhos, revelou-se o fio mais adequado em comparação com outros fios absorvíveis naturais e sintéticos<sup>14</sup>.

Os materiais de sutura interagem com células imunocompetentes, podendo afetar a imunidade do hospedeiro. Em trabalho experimental foi estudada a influência de fatores solúveis de vários fios de sutura sobre a função dos macrófagos. Verificou-se que sua capacidade de fagocitose, de aderência, de produção de lisosima e de fator de necrose tumoral foi significativamente mais afetada pela poliglactina, em comparação com os demais fios<sup>15</sup>.

### **Polidioxanona (PDS)**

Fio monofilamentar produzido a partir da polimerização da paradiioxanona. De cor violeta, absorvido por hidrólise, seu tempo de absorção é mais prolongado que o da poliglactina. Estudo em ratos mostrou que a polidioxanona estava presente em anastomoses vasculares após 120 dias, sugerindo que esse material é seguro em suturas vasculares<sup>16</sup>.

Em média a absorção do fio inicia após 90 dias e termina após 180 dias. Anastomoses e microanastomoses realizadas mostraram que a polidioxanona provocou pequena reação inflamatória quando comparada com outros materiais de sutura<sup>17,18</sup>. Estudo *in vitro* demonstrou que os fios de sutura liberam fatores imunotóxicos que influenciam consideravelmente o comportamento dos macrófagos e que esses efeitos podem ter implicações clínicas importantes. Dentre os fios testados no estudo, a polidioxanona e o aço foram os materiais que provocaram a menor inibição nas funções dos macrófagos<sup>15</sup>.

### **Poliglecaprone (Monocril)**

Monofilamentar absorvível, é um copolímero da epsilon-caprolactona e glicolida. Testes laboratoriais mostraram que apresenta excelente facilidade de manuseio, resistência mínima durante a passagem através dos tecidos e resistência à tensão adequada. O tempo de absorção completa-se entre 90 e 120 dias de implantação nos tecidos, com mínima reação tecidual<sup>19</sup>.

## **Poligliconato (Maxon)**

Monofilamentar de absorção lenta, apresenta alta resistência. Estudo clínico randômico demonstrou que o poligliconato, mesmo usado com menor diâmetro do que o ácido poliglicólico, manteve grande resistência à tensão no pós-operatório, quando empregado no fechamento de parede abdominal<sup>20</sup>. Em se tratando de fio monofilamentar, apresentou índice de infecção significativamente menor (7%) no fechamento de laparotomias, quando comparado com o ácido poliglicólico (16%). Apresenta o nó mecanicamente mais seguro do que o poliglecaprone e poliglactin<sup>21</sup>. Estudo realizado em coelhos, em que foram realizadas anastomoses da artéria femoral sob tensão normal e aumentada mostrou, à microscopia ótica e eletrônica, que o fio de poligliconato mantém a resistência à tensão até a completa cicatrização das anastomoses. A reação tecidual revelou-se mínima e a absorção completa foi seguida de regeneração total da parede vascular, demonstrando que o fio é adequado para esse tipo de tecido.

## **INABSORVÍVEIS**

### **Algodão, linho e seda**

São fios multifilamentares de fibras naturais, possuem elevada resistência, são de fácil manuseio e proporcionam nó mecanicamente firme. Sua grande virtude é o baixo custo, razão pela qual ainda hoje são amplamente utilizados em muitos hospitais. Por serem multifilamentares de alta capilaridade, potencializam a infecção mais do que os fios monofilamentares inabsorvíveis. A intensa reação inflamatória que provocam diminui a resistência dos tecidos à infecção e a estrutura multifilamentar retém as bactérias na sua intimidade. Isso facilita a infecção de parede, a formação de fístulas e a eliminação de pontos através das feridas operatórias. Desse modo, esses fios devem ser evitados na sutura de feridas que apresentam contaminação bacteriana grosseira. A seda, em particular, exerce um considerável efeito inibidor sobre as funções dos macrófagos, prejudicando principalmente a adesividade dessas células<sup>15</sup>.

### **Poliéster (Dacron, Mersilene)**

Confeccionado através da polimerização de éster resultante da combinação do etilenglicol com o ácido tereftálico, é multifilamentar, trançado, de alta resistência. Por ser um fio de alto coeficiente de atrito, o manuseio não é dos mais fáceis, o que torna seu uso limitado. Os nós apresentam qualidades mecânicas desfavoráveis, o que fez com que se tentasse a melhoria da qualidade revestindo sua superfície com teflon, silicone e polibutilato, visando também, diminuir sua capilaridade.

O poliéster induz uma reação tecidual significativamente maior do que o polipropileno no fechamento de feridas abdominais, com maior risco de infecção<sup>22</sup>. A adição de materiais inertes e impermeáveis como cobertura dos filamentos de poliéster não alterou significativamente a resposta inflamatória tecidual, nem fez diminuir a incidência de infecção em feridas contaminadas suturadas com esse fio. Assim sendo, deve ser evitado em feridas com essas características.

### **Poliamida (Nylon)**

Disponível como monofilamentar e multifilamentar trançado, o nylon provoca pequena reação tecidual, pode ser utilizado e é bem tolerado em tecidos infectados na apresentação monofilamentar. É de baixo custo, de fácil manuseio, porém, os nós podem desfazer-se com muita facilidade. Tal característica obriga o cirurgião a confeccionar múltiplos nós em cada ponto de uma sutura, fazendo com que bactérias proliferem nas reentrâncias desses nós.

Tido outrora como material quimicamente inerte, o nylon decompõe-se ao longo do tempo em 1-6-hexanodiamina e ácido adípico, de maneira que após 6 meses nos tecidos perde quase totalmente sua resistência à tensão<sup>23</sup>. Essa perda de resistência dá-se pela degradação química e não por fenômenos físicos como exaustão da matéria ou desfeita dos nós. Enzimas proteolíticas provocam a hidrólise ao atacarem o grupo amida do polímero, resultando em 1-6-hexanodiamina e ácido adípico. Estudo *in vitro* indicou uma provável ação antibacteriana desses produtos de degradação do nylon, capazes de reduzir o número de colônias de *Staphylococcus aureus* em



concentrações variadas<sup>3</sup>. Entretanto, quando o fio foi implantado no subcutâneo de ratos por um período prolongado, seus supostos produtos de degradação não apresentaram qualquer ação antibacteriana<sup>24</sup>.

### **Polipropileno (Prolene, Surgilene)**

Fio monofilamentar, disponível na cor azul, biologicamente inerte mesmo na presença de infecção. É de fácil manuseio, o nó é firme, tem elasticidade adequada e grande resistência química a ácidos, álcalis e enzimas. Sua resistência à tensão permaneceu imutável em testes realizados após vários anos de implantação nos tecidos. O polipropileno apresenta grande resistência à ruptura, embora possa com facilidade ser fraturado pelo porta-agulhas, como ocorre frequentemente com os fios monofilamentares. A alta resistência, aliada à adequada elasticidade, faz dele um fio adequado para anastomoses vasculares, anastomoses de tendões e suturas da parede abdominal<sup>25,26</sup>.

### **Politetrafluoroetileno (PTFE)**

É um fio monofilamentar não absorvível, testado com bons resultados na cirurgia plástica. Em estudo comparativo com 10 outros fios de sutura, foi verificado que o PTFE provocou a menor reação tecidual, tornando-o considerado o fio de escolha para a cirurgia plástica facial, onde são críticos os resultados funcionais e estéticos<sup>27</sup>.

### **Polibutester (Novafil)**

Monofilamentar sintético não absorvível que apresenta elasticidade, flexibilidade e resistência à tensão que o diferenciam dos outros fios da mesma categoria. O grau de alongamento no momento da ruptura e a segurança dos nós são semelhantes aos encontrados nos outros fios de sutura inabsorvíveis sintéticos monofilamentares<sup>28</sup>. Essas características o tornam potencialmente benéfico para fechamento da parede abdominal<sup>29</sup>. O fio foi testado na pele da parede abdominal para aferir o grau de hipertrofia e largura da cicatriz, e a presença de marcas transversais. Concluíram os autores que o polibutester diminui o risco de cicatriz hipertrófica por possuir especial elasticidade, que

permite adaptação dos tecidos à tensão que é exercida sobre eles. Quando comparado com o nylon, mostrou-se superior em todos os parâmetros estudados<sup>28</sup>. Em anastomoses vasculares o polibutester demonstrou grande facilidade de manuseio, nó firme, e elasticidade mais adequada que o polipropileno para acompanhar a complacência dos vasos<sup>30</sup>.

### **Aço (Aciflex)**

O índice de infecção relativamente alto encontrado com o uso de fios de aço mono ou multifilamentares pode ser o resultado de suas características físicas e químicas. O aço não é tão inerte quanto os polímeros sintéticos. O metal pode degradar-se através da corrosão ou por eletrólise, resultando em lenta transferência de íons metálicos para os tecidos. Ambos os processos são muito lentos, mas podem ter importância na etiologia da infecção de ferida operatória. Os fios de aço, por serem rígidos, podem provocar considerável irritação mecânica nos tecidos com os movimentos dos operados, gerando desconforto. O tecido assim lesado pode tornar-se susceptível à infecção. Alguns trabalhos relatam o uso de esponjas de colágeno impregnadas com gentamicina em suturas de esternotomias para prevenir infecção, sem bons resultados<sup>31</sup>.

O fio de aço é de alta resistência e de difícil manuseio pela escassa flexibilidade que apresenta. É frequentemente utilizado nas suturas em massa da parede abdominal, nas esternorragias, na cirurgia traumato-ortopédica e nas herniorragias. Edlich et al<sup>26</sup> realizaram ampla revisão coletiva da literatura que mostrou o desempenho confiável de suturas de aço inoxidável monofilamentar nas seguintes técnicas de fechamento de ferida: fixação esternal, fechamento de ferida abdominal, reparo de hérnia inguinal e fechamento de feridas de pele<sup>32</sup>.

O fio de aço multifilamentar tem sido usado com bons resultados em diversos tipos de sutura de diferentes órgãos. McDonald et al<sup>27</sup> demonstraram que este fio assegurou uma fixação segura ao tendão, quando comparado ao Ethibond e Supramid, apresentando mínimo alongamento do multifilamento de aço inoxidável e melhor capacidade de retenção do nó, resultando em uma maior resistência à tração final em reparos de tendões<sup>33</sup>.

## REFERÊNCIAS

1. Snyder CC. On the history of the suture. *Plast Reconstr Surg* 1976;58(4):401-6.
2. Dennis C, Sethu S, Nayak S, Mohan L, Morsi YY, Manivasagam G. Suture materials - Current and emerging trends. *J Biomed Mater Res A*. 2016;104(6):1544-59.
3. Barros M, Gorgal R, Machado AP, Correia A, Montenegro N. Surgical basic skills: surgical sutures. *Acta Med Port*. 2011;24 (Suppl 4):1051-6.
4. Zellner EM, Hedlund CS, Kraus KH, Burton AF, Kieves NR. Comparison of tensile strength among simple interrupted, cruciate, intradermal, and subdermal suture patterns for incision closure in ex vivo canine skin specimens. *J Am Vet Med Assoc*. 2016;248(12):1377-82.
5. Hennessey DB, Carey E, Simms CK, Hanly A, Winter DC. Torsion of monofilament and polyfilament sutures under tension decreases suture strength and increases risk of suture fracture. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;12:168-73.
6. Al-Thunayan TA, Al-Zahrani MT, Hakeem AA, Al-Zahrani FM, Al-Qattan MM. A biomechanical study of pediatric flexor profundus tendon repair. Comparing the tensile strengths of 3 suture techniques. *Saudi Med J*. 2016;37(9):957-62.
7. MacLean AB, MacLean SB. Suture materials and subsequent wound strength. *J Obstet Gynaecol*. 2008;28(6):561-2.
8. García-Osogobio SM, Takahashi-Monroy T, Velasco L, Gaxiola M, Sotres-Vega A, Santillán-Doherty P. Single-layer colonic anastomoses using polyglyconate (Maxon) vs. two-layer anastomoses using chromic catgut and silk. [Experimental study]. *Rev Invest Clin*. 2006;58(3):198-203..
9. Medeiros AC, Lima AD, Almeida AC. O ácido poliglicólico implantado no subcutâneo de ratos como agente antibacteriano. *Revista Saúde-UFRN*. 1990;8: 22-5.
10. Yoshioka I, Saiki Y, Sakuma K, Iguchi A, Moriya T, Ikada Y, Tabayashi K. Bioabsorbable gelatin sheets latticed with polyglycolic acid can eliminate pericardial adhesion. *Ann Thorac Surg*. 2007 ;84(3):864-70.
11. Chunder A, Devjee J, Khedun SM, Moodley J, Esterhuizen T. A randomised controlled trial on suture materials for skin closure at caesarean section: Do wound infection rates differ? *S Afr Med J*. 2012;102:374-6.
12. Rodeheaver GT, Thacker JG, Edlich RF. Mechanical performance of polyglycolic acid and polyglactine 910 synthetic absorbable sutures. *Surg Gynecol Obstet*. 1981;153:835-41.

13. Guyuron B, Vaughan C. Comparison of polydioxanone and polyglactin 910 in intradermal repair. *Plast Reconstr Surg.* 1996;98: 817-20.
14. Wainstein M, Anderson J, Eoder JS. Comparison of effects of suture materials on wound healing in a rabbit pyeloplasty model. *Urology.* 1997;49: 261-4.
15. Uff CR, Scott AD, Pockley AG, Phillips RK. Influence of soluble suture factors on in vitro macrophage function. *Biomaterials.* 1995;16: 355-60.
16. Park JH, Song HY, Shin JH, Kim JH, Jun EJ, Cho YC, Kim SH, Park J. Polydioxanone biodegradable stent placement in a canine urethral model: analysis of inflammatory reaction and biodegradation. *J Vasc Interv Radiol.* 2014;25(8):1257-64.
17. Quesada D, Diago V, Redondo L, et al. Histologic effects of different suture materials in microsurgical anastomosis of the rat uterine horn. *J Reprod Med.* 1995;40: 579-84.
18. Pihlajamäki HK, Salminen ST, Tynnenen O, Böstman OM, Laitinen O. Tissue restoration after implantation of polyglycolide, polydioxanone, polylevolactide, and metallic pins in cortical bone: an experimental study in rabbits. *Calcif Tissue Int.* 2010;87(1):90-8.
19. Bezvada RS, Jomilkowski DD, Lee LY, et al. Monocryl suture, a new ultra-pliable absorbable monofilament suture. *Biomaterials* 1995;16: 1141-8.
20. Trimpos JB, Niggebrugge A, Trimpos R, Van Rijssel EJ. Knotting abilities of a new absorbable monofilament suture: poliglecaprone 25 (Monocryl). *Eur J Surg.* 1995;161:319-22.
21. Thompson SR, Gregory MA, Mars M, et al. Morphological aspects of microarterial anastomosis: a comparison of nylon with polydioxanone. *Br J Plast Surg.* 1995;48: 165-71.
22. Okada N, Oshima H, Narita Y, Usui A. Nonanastomotic Rupture of a Woven Polyester Graft Caused by a Tacking Stitch After Aortic Arch Replacement. *Ann Thorac Surg.* 2015;100(6):2370-6.
23. Netscher DT, Badal JJ, Yang J, Kaufman Y, Alexander J, Noble P. Biomechanical evaluation of double-strand (looped) and single-strand polyamide multifilament suture: influence of knot and suture size. *Hand (N Y).* 2015;10(3):417-24.
24. Medeiros AC, Pinto Jr FEL, Costa MGMA, et al. Efeitos antibacterianos dos produtos de degradação dos fios de nylon. Estudo experimental. *Rev Ass Med RN.* 1996; 1: 8-10.
25. Nilsson T. The relative importance of Vicryl and Prolene sutures in the strenght of healing abdominal wounds. *Acta Chir Scand.* 1981 147: 503-7.

26. O'Brain ES, Earley MJ, Smyth H, Hooper AC. Absorbable sutures in tendon repair. A comparison of PDS with Prolene in rabbit tendon repair. *J Hand Surg.* 1995;20:505-8.
27. Setzen G, Willams EF. Tissue response to suture materials implanted subcutaneously in a rabbit model. *Plast Reconstr Surg* 1997;100: 1788-95,.
28. Rodeheaver GT, Borzelleca DC, Thacker JG, Edlich RF. Unique performance characteristics of Novafil. *Surg Ginecol Obstet* 1987;164: 230-6,.
29. Rodeheaver GT, Nesbit WS, Edlich RF. Novafil: A dynamic suture for wound closure. *Ann Surg* 1986;204: 193-9.
30. Megerman J, Hamilton G, Schmitz-Rixen T, Abbott WM. Compliance of vascular anastomosis with polybutester and polypropylene sutures. *J Vasc Surg* 1993;18: 827-34.
31. Godbole G, Pai V, Kolvekar S, Wilson AP. Use of gentamicin-collagen sponges in closure of sternal wounds in cardiothoracic surgery to reduce wound infections. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2012;14(4):390-4.
32. Edlich RF, Drake DB, Rodeheaver GT, Winters KL, Greene JA, Gubler KD, Long WB 3rd, Britt LD, Winters SP, Scott CC, Lin KY. Syneture stainless STEEL suture. A collective review of its performance in surgical wound closure. *J Long Term Eff Med Implants.* 2006;16(1):101-10.
33. McDonald E, Gordon JA, Buckley JM, Gordon L. Comparison of a new multifilament stainless steel suture with frequently used sutures for flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 2011;36(6):1028-34.