

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE CIÊNCIAS RURAIS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA

Lucas Krusch Bello

**PROPOSIÇÃO DE TÉCNICA PARA CONFECÇÃO DE CORDA  
CIRÚRGICA**

Santa Maria, RS  
2019

**Lucas Krusch Bello**

**PROPOSIÇÃO DE TÉCNICA PARA CONFECÇÃO DE CORDA CIRÚRGICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, Área de Concentração em Clínica e Cirurgia Veterinária, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do título de **Mestre em Medicina Veterinária**.

Orientador: Prof. Dr. Daniel Curvello de Mendonça Müller

Santa Maria, RS  
2019

Bello, Lucas Krusch  
Proposição de Técnica para Confecção de Corda Cirúrgica  
/ Lucas Krusch Bello.- 2019.  
33 p.; 30 cm

Orientador: Daniel Curvello de Mendonça Müller  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa  
Maria, Centro de Ciências Rurais, Programa de Pós  
Graduação em Medicina Veterinária, RS, 2019

1. Implante cirúrgico 2. Corda 3. Poliglactina 910  
4. Poliéster 5. Tração I. Curvello de Mendonça Müller,  
Daniel II. Título.

**Lucas Krusch Bello**

**PROPOSIÇÃO DE TÉCNICA PARA CONFECÇÃO DE CORDA CIRÚRGICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, Área de Concentração em Clínica e Cirurgia Veterinária, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do título de **Mestre em Medicina Veterinária**.

**Aprovado em 31 de julho de 2019:**

---

**Daniel Curvello de Mendonça Müller, Dr. (UFSM)**  
(Presidente/Orientador)

---

**Saulo Tadeu Lemos Pinto Filho, Dr. (UFSM)**

---

**Gabriele Maria Callegaro Serafini, Dra. (UNIJUI)**

Santa Maria, RS  
2019

## AGRADECIMENTOS

À minha mãe, **Jussara Krusch Bello**, que plantou a semente do amor em nossa família. Ao meu pai, **Dalnei de Moura Bello**, meu grande pilar. Ao meu irmão, **Thiago Krusch Bello**, meu outro eu. A minha noiva, **Juliana Cardoso**, minha parceira para todos os momentos.

Ao meu orientador, **Daniel Curvello de Mendonça Müller**, pela confiança e pela dedicação na execução deste trabalho. À UFSM, ao PPGMV, ao HVU e ao Laboratório de Materiais de Construção Civil (LMCC), pelo apoio na execução do projeto, e ao CAPES, pelo apoio financeiro.

A vocês, meu sincero e profundo agradecimento!

*O Passado pode doer, mas você pode fugir dele ou aprender com ele.*

*(Rafiki, Filme o Rei Leão)*

## RESUMO

### PROPOSIÇÃO DE TÉCNICA PARA CONFECÇÃO DE CORDA CIRÚRGICA

AUTOR: Lucas Krusch Bello

ORIENTADOR: Daniel Curvello de Mendonça Müller

O fio cirúrgico não metálico com maior resistência à tração é o poliéster nº 5. Ainda assim, sua carga representa 9,32% da resistência do ligamento cruzado cranial de cães e 5,86% do tendão gastrocnêmico canino até suas rupturas. Neste estudo, fios cirúrgicos foram agrupados e torcidos, resultando em uma corda com alta resistência mecânica. Foram analisadas a metodologia de confecção, a conformação final e a resistência à tração, baseados em três modelos de fios: "A" (poliglactina 910 nº 1), "B" (poliéster nº 1) e "C" (poliéster nº 5). Considerando as médias de espessura e carga final, os implantes "B" obtiveram menores valores do que "A", indicando que cordas de poliglactina 910 são mais resistentes que as de poliéster. Ademais, os implantes "C" resultaram nos maiores valores de carga e espessura, indicando que a espessura final é preditiva para resistência à tração. O poliéster nº 1 foi o único a gerar regressão linear para carga suportada, garantindo o incremento de 25,34 Newtons (N) a cada fio acrescido ao implante, o que sugere seu uso para criação de cordas não absorvíveis. A utilização da poliglactina 910 nº 1 promove médias de carga superiores ao poliéster nº 1, portanto, é indicada para confecção de cordas cirúrgicas absorvíveis.

**Palavras-chave:** Implante. Ligamento. Poliéster. Poliglactina 910. Tração.

## ABSTRACT

### TECHNIQUE PROPOSITION FOR SURGERY ROPE MAKING

AUTHOR: Lucas Krusch Bello

ADVISOR: Daniel Curvello de Mendonça Müller

The most tension resistant, non-metallic, surgical suture is 5 polyester. Still, its load represents 9,32% of canine cranial cruciate ligament's resistance and 5,86% of canine gastrocnemius tendon's up until it ruptures. In this study, surgical sutures were grouped and twisted, resulting in a rope with high mechanical resistance. We analyzed manufacturing methodology, final conformation and tension resistance, based on three sutures models: "A" (1 polyglactin 910), "B" (1 polyester) and "C" (5 polyester). Considering averages of thickness and final load, the "B" implants obtained lower values than "A", indicating that polyglactin 910 ropes are more resistant than those of polyester. Moreover, the "C" implants resulted in the highest values of load and thickness, indicating that final thickness is predictive towards tension resistance. Size 1 Polyester was the only one to generate linear regression for supported load, ensuring the 25,34 Newtons (N) increment to every suture added to the implant, which suggests its use for the creation of non-absorbable ropes. The use of 1 polyglactin 910 promotes load averages superior to 1 polyester, therefore, it is indicated for making absorbable surgical ropes.

**Keywords:** Implant. Ligament. Polyester. Polyglactin 910. Tension.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

### MANUSCRITO

Figura 1 – Confeção da corda cirúrgica.....	28
---	----

## LISTA DE TABELAS

### MANUSCRITO

Tabela 1 – Médias de carga, comprimento e espessura de acordo com o número de fios e material utilizado.....	27
--	----

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	11
2	MANUSCRITO.....	15
3	CONCLUSÃO.....	29
	REFERÊNCIAS.....	30

# 1 INTRODUÇÃO

Os fios de sutura cirúrgica são utilizados para selar vasos sanguíneos e aproximar tecidos, sendo desenvolvidos pela necessidade de controlar hemorragias e favorecer a cicatrização (RIBEIRO e GRAZIANO, 2003). Definido como fio ou fibra de material sintético ou natural, é utilizado para aproximação de tecido biológico por meio de sutura, com a finalidade de unir as bordas da ferida durante a cicatrização ou, ainda, fixar implantes e próteses (VICENTE et al., 2011).

Segundo a Norma da ABNT (2003), os fios são classificados como absorvíveis (de origem animal ou sintética) e não absorvíveis (de origem animal, vegetal, sintética ou mineral). Em relação à sua morfologia, podem ser monofilamentar, multifilamentar torcido, multifilamentar trançado ou encapados paralelos.

A poliglactina 910, por exemplo, é absorvível, multifilamentar e formada por 90% de ácido glicólico e 10% de ácido lático. Cerca de 50% do fio é absorvido por hidrólise após o 28º dia pós-operatório e 100% após o 70º dia (RODEHEAVER, 1981). O poliéster trançado é multifilamentar, não absorvível e de alta resistência, confeccionado através da polimerização de éster resultante da combinação do etilenoglicol com o ácido tereftálico (MEDEIROS et al., 2016).

O fio ideal a ser usado deve ser resistente à tração, torção, esterilização e ao meio em que atua, e ter calibre uniforme, baixo índice de fricção, não ser cortante, ter boa segurança no nó e baixa reação tecidual (HERING, 1993). Mesmo com o avanço da tecnologia na atualidade, permanece verdadeira a ideia de que nenhum fio de sutura possui todas as características que o classifique como o fio ideal (MEDEIROS et al., 2016).

O sistema USP (Farmacopeia dos Estados Unidos) expressa a numeração dos fios como 2-0, 3-0, etc., sendo variável a relação entre a numeração do fio e seu diâmetro correspondente em milímetros. O que existe é valor mínimo e máximo na dependência do número (CASTRO et al., 2007).

Se cumpridos os padrões estabelecidos em norma técnica, a qual prevê requisitos de comprimento, diâmetro, resistência à tração e encastoamento dos fios, os critérios de qualidade são passíveis de serem atendidos (ABNT, 2003). Somado a isso, deve-se considerar, também, o cumprimento das boas práticas de fabricação (ANVISA, 2000).

Os ensaios biomecânicos têm grande importância na avaliação da qualidade do fio de sutura, proporcionando informações relacionadas à capacidade do fio de suportar o estresse promovido pelas forças atuantes em determinados tecidos (SARDENBERG et al., 2003). No ensaio mecânico de tração, o objeto alvo é submetido à ação de duas forças opostas, aplicadas em pontos distintos e sentidos contrários, cursando, então, com alongamento no sentido longitudinal e encurtamento no sentido transversal do material (MORAES et al., 2003). A resistência à tração é uma das características ideais que os fios de suturas devem conter, sendo essa a carga máxima que o fio consegue suportar até o ponto de ruptura (CASTRO et al., 2007; CAMPOS et al., 2009).

Acredita-se que a baixa resistência à tração esteja relacionada à variabilidade do diâmetro dos fios, pois os locais de menor diâmetro são zonas concentradoras de estresse, predispondo a ruptura dos mesmos (ALVES et al., 2017). Segundo Sardenberg (2003), a resistência máxima do fio com nó foi significativamente menor em relação ao fio sem nó, em todas as amostras do estudo.

Em procedimentos cirúrgicos, como reparos ligamentares, a qualidade do fio de sutura é fator primordial na obtenção de bons resultados. Cirurgiões especialistas no tratamento de lesões ortopédicas têm, com maior frequência, realizado estudos mecânicos com os materiais de sutura comumente empregados na área (KETCHUM et al., 1977; TRAIL et al., 1989).

No uso de fios de sutura, com o intuito de manter a redução cirúrgica de uma articulação, é necessário que eles tenham a capacidade de resistir a forças de tração que normalmente atuam nos ligamentos responsáveis pela estabilidade da articulação. O material ideal para a utilização deve ser, também, de boa manipulação (FUKUDA et al., 1986).

Segundo Müller et al. (2014), ligamentos cruzados suportaram, em média, 641,97 N até a ruptura. Brendolan (2001) obteve média de 648,31 N de carga suportada por ligamento. Contudo, o fio poliéster nº 5, é a possibilidade de fio não metálico, no Brasil, mais resistente à tração, suportando 60,43 N (ABNT, 2003). Este fio pode ser utilizado na estabilização da ruptura do ligamento cruzado cranial de cães através da técnica fabelo-tibial. Entretanto, deve-se considerar a sua resistência à tração que inviabiliza a técnica em animais de grande porte, assim como o aumento do risco de contaminação (JÚNIOR et al., 2007). O reparo dos tecidos depende de variáveis múltiplas que incluem as características do tecido,

propriedades do material de sutura e a técnica cirúrgica utilizada (GOMIDE et al., 2018).

Com a torção de fios sobrepostos, é possível evitar o deslizamento de um sobre o outro. A torção aumenta o contato entre eles devido ao acréscimo na pressão transversal, garantindo a permanência de força de atrito que, por sua vez, mantém a estrutura e continuidade da corda (SILVEIRA et al., 2010). As forças transversais na direção radial são responsáveis, também, por compactar o seu interior, reduzindo, assim, os espaços vazios existentes entre os feixes (LEECH e HEARLE, 1993; PAN et al., 2002; YILMAZ et al., 2007).

A torção aplicada ao fio é quantificada pelo fator de torção, que está diretamente associada com a inclinação que as fibras formam em relação à corda, influenciando diretamente na sua resistência à tração (RAO e FARRIS, 2000). Segundo AFIPOL (2006), as cordas de fibras naturais vêm sendo substituídas pelas sintéticas, sendo o polietileno, polipropileno, poliéster e poliamida as mais utilizadas na atualidade.

As cordas torcidas com três ou quatro “pernas” (conjunto de fios agrupados) são amplamente utilizadas nas atividades ligadas à navegação náutica e pesca. Suas principais características são a facilidade de confecção e sua geometria helicoidal, que garante maior alongamento à corda (AFIPOL, 2006).

O sentido de torção aplicado em cada componente da corda é alternado. Com isso, é possível melhorar a acomodação do material e sua resistência mecânica final. Baseando-se nessa dinâmica, é possível obter diversas configurações de cordas, que podem variar de acordo com a finalidade a que se destinam (MCKENNA et al., 2000).

Fios cirúrgicos são utilizados nos mais diversos procedimentos da medicina veterinária. Dependendo da tensão a qual o fio será submetido no tecido ou órgão, escolhe-se o calibre ideal. Alguns procedimentos utilizam-nos como implantes que substituem a função mecânica do tecido. Entretanto, por vezes, não é possível alcançar a tensão necessária.

Na ortopedia, algumas técnicas cirúrgicas substituem ligamentos rompidos por fios de sutura. A deficiência do ligamento cruzado cranial em cães, por exemplo, é uma afecção largamente estudada, mas implantes que substituam o ligamento são fabricados por empresas específicas ou de maneira experimental, como é o caso do TightRope Fiber Tap (Arthrex) e próteses absorvíveis, respectivamente

(JOHNSTON; TOBIAS, 2017). Com isso, esses implantes não são difundidos no Brasil. Esta dissertação teve como objetivo apresentar a elaboração de cordas a partir de fios de sutura, possibilitando a confecção transoperatória de implantes com alta resistência à tração.

## 2 MANUSCRITO

Os resultados deste trabalho encontram-se na forma de manuscrito que foi submetido à Revista Journal of Veterinary Science. As normas da revista podem ser conferidas no site: <https://vetsci.org>.

### 1                   **TECHNIQUE PROPOSITION FOR SURGERY ROPE MAKING**

2

3 Lucas Krusch Bello<sup>1</sup>; Fabricio Guedes Godoy<sup>2</sup>; José Pedro Marquezan de Oliveira<sup>3</sup>; Juliana  
4 Cardoso<sup>4</sup>; Daniel Curvello de Mendonça Müller<sup>5</sup>

5

6 <sup>1</sup> Programa de Pós-graduação em Medicina Veterinária, HVU, UFSM, Santa Maria, Brazil.

7 <sup>2</sup> Departamento de Clínica de Pequenos Animais, CCR, UFSM, Santa Maria, RS, Brazil.

8 <sup>3</sup> Laboratório de Materiais de Construção Civil, CT, UFSM, Santa Maria, RS, Brazil.

9 <sup>4</sup> Graduação em Design, UFN, Santa Maria, RS, Brazil.

10 <sup>5</sup> Departamento de Clínica de Pequenos Animais, CCR, UFSM, Santa Maria, RS, Brazil.

11 Researcher of CNPq-Brazil (308019/2015-6; 305876/2018-0).

12

#### 13 **Corresponding author:**

14 Lucas Krusch Bello

15 Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Avenida Roraima, 1000, 97105-900,  
16 Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brazil

17 ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4767-4363>

18 E-mail: [lucas\\_krusch\\_bello@hotmail.com](mailto:lucas_krusch_bello@hotmail.com)

19 Telephone number: +55 55 997042616.

20

21 **Running title:** SURGERY ROPE MAKING

22



## TECHNIQUE PROPOSITION FOR SURGERY ROPE MAKING

### ABSTRACT

The most tension resistant, nonmetallic, surgical suture is 5 polyester. Still, it's load represents 9,32% of canine cranial cruciate ligament's resistance and 5,86% of canine gastrocnemius tendon's up until it ruptures. In this study, surgical sutures were grouped and twisted, resulting in a rope with high mechanical resistance. We analyzed manufacturing methodology, final conformation and tension resistance, based on three sutures models: "A" (1 polyglactin 910), "B" (1 polyester) and "C" (5 polyester). Considering averages of thickness and final load, the "B" implants obtained lower values than "A", indicating that polyglactin 910 ropes are more resistant than those of polyester. Moreover, the "C" implants resulted in the highest values of load and thickness, indicating that final thickness is predictive towards tension resistance. Size 1 Polyester was the only one to generate linear regression for supported load, ensuring the 25,34 Newtons (N) increment to every suture added to the implant, wich suggests its use for the creation of non-absorbable ropes. The use of 1 polyglatctin 910 promotes load averages superior to 1 polyester, therefore, it is indicated for making absorbable surgical ropes.

**Keywords:** Implant, ligament, polyester, polyglactin 910, tension.

### INTRODUCTION

In medicine, surgical techniques using synthetic ligaments are attracting researchers' and clinics' attention. The prosthesis' objective is to allow the earlier leaning in on the limb in comparison with the autograft or allograft, being capable of resisting higher mechanical loads

1 and guaranteeing joint stability [14]. In prospective analysis of the use of polymer based  
2 synthetic ligament for replacing cranial cruciate ligament in 50 dogs, one can observe that the  
3 needed stability wasn't reached in 18 animals 24 weeks after the surgery [3].

4 However, in mechanical tests of synthetic implants for chronic rupture in the  
5 gastrocnemius tendon in dogs, favorable mechanical results were observed, such as those of  
6 the healthy tendon [12].

7 Analyzing clinical situations like cranial cruciate ligament ruptures in dogs, we know  
8 that they endured  $48,07\text{N} \pm 0,41$  by kilogram weight until the rupture [13] and the average  
9 load supported by ligament is  $648,31\text{N}$  [5].

10 However, the gastrocnemius tendon is capable of enduring  $1031,3\text{ N} \pm 317,6$  [10].  
11 Parallel to this, the most resistant nonmetallic surgical suture is 5 polyester, supporting a load  
12 of  $60,43\text{ N}$  [2].

13 Based on the concept of friction, it's possible to twist overlapping sutures and  
14 neutralize the shearing of a suture over the other, configuring, then, a rope. The final  
15 conformation of the rope must respect it's hierarchical tree, and can be made up of three legs.  
16 The twisting raises the contact between sutures, increasing transversal pressure, wich  
17 maintains the structure and continuity of the rope. The transversal forces in the radial  
18 direction are responsible, also, for compacting it's interior, reducing empty spaces between  
19 the bundles [15, 17].

20 The direction of twist applied in each component of the rope is alternated. With this,  
21 it's possible to improve material accommodation and its final mechanical resistance. Based on  
22 this dynamic, various rope configurations are obtained, wich can vary according to the goal  
23 for wich it's made [11]. In this study, we present the making of surgical ropes from sutures,  
24 allowing the confection of highly tensile resistant implants during the transoperatory period.

25

## 1 MATERIALS AND METHODS

2

3 Ropes were made from surgical sutures, and for that, only the basic surgical  
4 instruments were used, allowing implant creation during the transoperative period. The  
5 sutures used were 1 polyglactin 910 (A), 1 polyester (B) and 5 polyester (C).

6 The surgical ropes were divided into nine groups, each one identified by a letter and a  
7 number, matching the material and amount of sutures used, respectively. They were: Group  
8 A9 (nine 1 polyglactin 910 sutures), A12( twelve 1 polyglactin sutures), A15 (fifteen 1  
9 polyglatin sutures), B9 (nine 1 polyester sutures), B12 (twelve 1 polyester sutures), B15  
10 (fifteen 1 polyester sutures), C9 (nine 5 polyester sutures), C12 (twelve 5 polyester sutures)  
11 and C15 (fifteen 5 polyester sutures). Each group was composed of three samples, adding up  
12 to 27 tested implants.

13 For standardizing, every suture was sectioned at a 17 centimeters (cm) size. This way,  
14 a 70 cm suture was subdivided in four sutures, leaving a safety margin of two centimeters for  
15 the process of sectioning the tips.

16 To start the rope making process, two hemostatic Crile forceps fixed one of the ends of  
17 all the sutures together. For that, the forceps were positioned in the opposite direction from  
18 one another, easing their handling during the rope making. This end was named the “Anchor  
19 End” and its creation is the first step in the making of all ropes (Fig 1a).

20 On the other end, the total amount of sutures per implant was divided in three bundles,  
21 and each bundle tip was held together by a Crile forceps. This originated the three legs of the  
22 rope. The implants with nine, 12 and 15 sutures had their legs composed of three, four and  
23 five sutures, respectively. This end was called the “Leg End” (Fig 1a).

24 After defining the ends of the implants began the twisting step, wich was timed. The  
25 three forceps on the leg end were twisted in isolation around their own axis with 15 complete

1 rounds, one after another, in the same direction (standardized in this study as clockwise to the  
2 leg end forceps manipulator). The anchor end stayed still. During the twisting, tension was  
3 exerted continuously between the leg and anchor ends, thus, minimizing the chance of making  
4 irregularly twisted legs.

5         Afterward, the anchor end was twisted counterclockwise to its forceps manipulator,  
6 while the leg end was still. It was twisted 15 complete rounds around the implant axis,  
7 respecting the continuous tension between the ends during the process. To avoid losing  
8 implant length, ligature was done immediately before the forceps were opened and removed.  
9 With this, the rope making process is done (Fig 1b). Every implant was made by the same  
10 pair of researchers.

11         With the help of a caliper, each rope's thickness was measured in millimeters (mm) in  
12 three different spots: Beginning (anchor end), middle and end (leg end). The final length  
13 (from ligature to ligature) was evaluated with the help of a ruler. The measuring were done by  
14 the same devices and researcher.

15         The tensile test of the 27 samples was done in the Construction Materials Lab at  
16 Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brazil. The tensile tests were done  
17 in the tensile and compression tests press, Anmsle brand, universal model. The machine has a  
18 hydraulic load system, two conical claws, 10 ton capacity and manually controlled speed  
19 (minimum 50 kilogram per second). The ropes were fixed to a solid iron bar, wich was  
20 attached to the conical claws of the press. The sample was tensioned until breaking while the  
21 press scale recorded the maximum supported load in kilogram. Afterward, the load was  
22 transformed in Newton.

23         For data analysis, the statistical package SAS®, version 9.4 was used. After the  
24 normalcy test (Shapiro-Wilk) variance analysis was made. Through the MIXED procedure,  
25 the number of sutures, materials and their interactions were considered as fixed effects, and

1 samples and residue as random effects. When differences were observed, the averages were  
2 compared using the lsmeans resource and the interactions were unfolded when significant at  
3 5% probability.

4 The regression analysis between the number of sutures and the answer variables was  
5 done through the REG procedure. The correlation evaluation was done through the CORR  
6 procedure. Probability limits values of 5% were adopted for significance.

7

## 8 **RESULTS**

9

10 There was no significant interaction between the number of sutures and type of  
11 material to load variable ( $P>0,05$ ; Table 1). However, isolated, both factors influenced final  
12 resistance ( $P>0,05$ ; Table 1).

13 Using nine sutures resulted in load 19,81% lower than using 12 and 15 sutures (Table  
14 1). Material “C” supported loads 86% and 150% higher than materials “A” and “B”,  
15 respectively ( $P>0,05$ ; Table 1).

16 There was interaction between number of sutures and type of material for the variables  
17 length and thickness ( $P>0,05$ ; Table 1). When nine, 12 and 15 sutures were used, the  
18 thickness was superior in material “C” (3,30, 4,00 e 4,63 mm, respectively), intermediary in  
19 material “A” (2,34, 2,80 e 3,20 mm, respectively) and inferior in material “B” (2,23, 2,43e  
20 2,73 mm, respectively). The highest length was observed in material “A” (13,87, 13,40 e  
21 13,07cm, respectively), intermediary in material “B” (13,08, 12,63 e 12,53 cm, respectively),  
22 and inferior in material “C” (12,30, 11,17 e 10,23cm, respectively).

23 Positive correlation was observed between load and thickness ( $P<0,01$ ;  $r=0,92$ ),  
24 indicating that the higher the thickness, higher the expected final load. Negative correlation  
25 was observed between number of sutures and length ( $P=0,03$ ;  $r=-0,42$ ) and between load and

1 length ( $P < 0,01$ ;  $r = -0,77$ ), indicating that the higher the number of sutures, higher will be the  
2 supported load and lower will be the final implant length.

3 We observed significant linear regression between the number of sutures and the  
4 length ( $\hat{Y} = 14,741 - 0,189x$ ;  $P = 0,03$ ;  $R = 17\%$ ) creating a 0,189 cm reduction in the final  
5 implant length for each suture added to the rope. There was also linearity between number of  
6 sutures and thickness ( $\hat{Y} = 1,300 + 0,148x$ ;  $P = 0,01$ ;  $R = 23\%$ ), every suture added raised by  
7 0,148 mm the final thickness of the implant. There was also linearity between load and  
8 thickness ( $\hat{Y} = -290,983 + 254,795x$ ;  $P < 0,01$ ;  $R = 84\%$ ) indicating that for each mm of thickness  
9 added, a raise of 254,975 N in load is expected. Therefore, upon adding one suture to the  
10 rope, an increment of 37,736 N in final load is expected.

11 For material "A", significant linear regression was observed between the number of  
12 sutures and thickness ( $\hat{Y} = 1,122 + 0,139x$ ;  $P < 0,001$ ;  $R = 97\%$ ), representing a 0,139 mm raise  
13 in final thickness for every suture added to the implant. For implant "B", there was linear  
14 regression between number of sutures and load ( $\hat{Y} = 1,667 + 25,339x$ ;  $P < 0,001$ ;  $R = 81\%$ ) and  
15 between number of sutures and thickness ( $\hat{Y} = 1,467 + 0,083x$ ;  $P < 0,001$ ;  $R = 94\%$ ). Thus, every  
16 suture added to the rope will result in a 25,339 N raise in load and a 0,083 mm raise in final  
17 thickness of the implant. There was also linear regression between load and thickness ( $\hat{Y} = -$   
18  $371,675 + 274,625x$ ;  $P < 0,01$ ;  $R = 70\%$ ) indicating that each mm of thickness creates a 274,625  
19 N raise in final load.

20 For material "C", there was linear regression between the number of sutures and  
21 length ( $\hat{Y} = 15,367 - 0,344x$ ;  $P < 0,001$ ;  $R = 94\%$ ) indicating that for every suture added to the  
22 implant, a 0,344 cm reduction is expected in the final length. There was also linearity between  
23 number of sutures and thickness ( $\hat{Y} = 1,311 + 0,222x$ ;  $P < 0,001$ ;  $R = 93\%$ ) indicating that every  
24 suture added to the implant results in a 0,222 mm raise in final thickness.

1           The average time of the twisting stage was 73 sec  $\pm$ 39 sec. Complications such as  
2 shearing sutures between forceps were the only ones observed in this stage, not representing  
3 problems for the conclusion of the process beyond the need to restart the making of the rope.  
4

## 5 **DISCUSSION**

6

7           The tested sutures were chosen because of the correspondence of diameter between  
8 “A” and “B” and raw material between “B” and “C”. The thickness and final load averages  
9 were lower in “B” than “A”. Moreover, the “C” implants resulted in the highest values (Table  
10 1). Such results indicate that the polyglactin 910 ropes are more resistant than those of  
11 polyester, however final thickness is predictive for higher resistance.

12           Material “B” was the only one to obtain significant linear regression for supported  
13 load. The implants are subject to thickness variability according to the pressure applied during  
14 their making. Low tensile resistances are believed to be related to variability in suture  
15 diameter, because the places with the lowest diameter are stress concentration zones,  
16 predisposing their rupture [1]. In this sense, the variability could explain the absence of linear  
17 regression in “A” and “C”, as well as the non-interaction between number of sutures and type  
18 of material to the supported load (Table 1).

19           The tissues’ repair depends on multiple variables, wich include the tissue  
20 characteristics, suture material properties and surgical technique used [8]. When using  
21 surgical sutures to recover lost articular stability, the implants must be able to resist the same  
22 tensile forces to wich the original ligaments were submitted [7]. Thereby, previous knowledge  
23 of the structure to be replaced by the rope is imperative, allowing the estimate of number of  
24 sutures and material necessary for the making of the implant.

1           When bone tunnels are used to replace deficient cranial cruciate ligaments with  
2 synthetic grafts, the implants must be lengthy enough to go through the orifices [9]. Thus, the  
3 negative correlation found in this study between number of sutures and length must be  
4 considered during the surgical planning and rope making. The linear regression of material  
5 “C” (reduction of 0,344 cm in final implant length for every suture added) allows the  
6 shortening of the ropes to be calculated. The thickness was linear for all groups, allowing the  
7 diameter of the drill for the bone tunnel to be estimated after the implant choice.

8           The TightRope Fiber Tape system is composed by synthetic multifilament and  
9 possesses high biomechanical resistance, being used for correction of cranial cruciate  
10 ligament deficiency in dogs [4, 6]. The biomechanical analysis of tensile resistance of the  
11 Fiber Tape implant resulted in an average load of 725 N [16]. Comparing to our data, material  
12 “C” obtained superior load averages (764,09 N) with average thickness of 3,98mm. The  
13 linearity of supported load in material “B” allows the estimate that an implant with 29 sutures  
14 will support a similar average load (734,831 N), resulting in a device with approximately  
15 2,407 mm thickness.

16           In conclusion, we assert that the methodology of implant making is simple and the  
17 production time is short (73 sec  $\pm$ 39), not compromising surgical time. There is interaction  
18 and positive correlation between final implant thickness and its tensile resistance. We suggest  
19 the use of 1 polyester for the making of non-absorbable implants, because it’s possible to  
20 estimate the increased strength for every added suture to the implant (25,339 N). The use of 1  
21 polyglactin 910 promotes load averages superior to those of 1 polyester, therefore, indicated  
22 for the making of absorbable surgical ropes.

## 23

## 24 **ACKNOWLEDGMENTS**

25



1 I thank all those who somehow collaborated in the execution of this study. Especially  
2 CAPES and UFSM for their support in carrying out the work.

3

#### 4 **AUTHOR CONTRIBUTION**

5

6 Conceptualization: Lucas Krusch Bello; Data curation: Lucas Krusch Bello; Formal  
7 analysis: Daniel Curvello de Mendonça Müller; Funding acquisition: Daniel Curvello de  
8 Mendonça Müller; Investigation: Fabricio Guedes Godoy; Methodology: Lucas Krusch Bello,  
9 Juliana Cardoso, Fabricio Guedes Godoy, José Pedro Marquezan de Oliveira and Daniel  
10 Curvello de Mendonça Müller; Project administration: Daniel Curvello de Mendonça Müller;  
11 Resources: Lucas Krusch Bello, Juliana Cardoso, Fabricio Guedes Godoy, José Pedro  
12 Marquezan de Oliveira and Daniel Curvello de Mendonça Müller; Software: Daniel Curvello  
13 de Mendonça Müller; Supervision: Daniel Curvello de Mendonça Müller; Validation: Daniel  
14 Curvello de Mendonça Müller; Visualization: Daniel Curvello de Mendonça Müller; Writing  
15 - original draft: Lucas Krusch Bello; Writing - review & editing: Daniel Curvello de  
16 Mendonça Müller.

17

#### 18 **CONFLICT OF INTEREST**

19

20 There is no conflict of interest.

21

**1 REFERENCES**

- 2
- 3 1. Omini L, Martin S, Tambella AM. Innovative, intra-articular, prosthetic technique for  
4 cranial cruciate ligament reconstruction in dogs: a cadaveric study. *J Vet Med Sci* 2018; 80.  
5 doi: 10.1292/jvms.16-0483.
- 6 2. Barnhart MD, Maritato K, Schankereli K, Wotton H, Naber S. Evaluation of an intra-  
7 articular synthetic ligament for treatment of cranial cruciate ligament disease in dogs: a six-  
8 month prospective clinical trial. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2016; 29. doi: 10.3415/VCOT-  
9 15-12-0206.
- 10 3. Morton MA Whielock RG, Innes JF. Mechanical Testing of a Synthetic Canine  
11 Gastrocnemius Tendon Implant. *Vet Surg* 2015; 44. doi: org/10.1111/j.1532-  
12 950X.2015.12329.x.
- 13 4. Müller DCM, Spier JD, Amaral BP, Batista M, Basso PC. Propriedades do implante de  
14 polipropileno versus ligamento cruzado cranial de cães. *Jornal Brasileiro de Cirurgia*  
15 *Veterinária* 2014;3.
- 16 5. Brendolan AP, Rezende CMF, Pereira MM. Biomechanical properties of canine fascia lata  
17 and cranial cruciate ligament. *Arq Bras Med Vet Zootec* 2001; 53. doi: org/10.1590/S0102-  
18 09352001000100005.
- 19 6. Jopp I, Reese S. Morphological and biomechanical studies on the common calcaneal  
20 tendon in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2009; 22. doi:10.3415/VCOT-08-03-0029.
- 21 7. Associação brasileira de normas técnicas. NBR 13904. Fios para sutura cirúrgica. Rio de  
22 Janeiro 2003.
- 23 8. Pan N, Brookstein D. Physical properties of twisted structures. Part ii: industrial yarns,  
24 cords, and ropes. *J Appl Polym Sci* 2002; 83. doi: org/10.1002/app.2261.

- 1 9. Yilmaz D, Göktepe F, Göktepe Ö, Kremenakova D. Packing density of compact yarns.  
2 Text Res J 2007; 77. doi: 10.1177/0040517507078796.
- 3 10. Mckenna HA, Hearle JWS, Hear NO. Handbook of Fibre Rope Technology 2004. The  
4 Textile Institute. North America: CRC Press LLC.
- 5 11. Alves AP, Sá MJC, Fook MVL, Felipe GC, Henrique FV, Albuquerque EE, Medeiros  
6 LKG, Alexandre PRS. Avaliação biomecânica e dimensional do fio de sutura à base de  
7 quitosana. Arq Bras Med Vet Zootec 2017; 69. doi: org/10.1590/1678-4162-9164.
- 8 12. Gomide LC, Campos DO, Araújo CA, Menegaz GL, Cardoso RS, Júnior SCS. Estudo  
9 mecânico das propriedades dos fios de sutura usados em cirurgias ortopédicas. Rev Bras  
10 Ortop 2018. doi: org/10.1016/j.rbo.2018.02.001.
- 11 13. Fukuda K, Craig EV, An KN, Cofield RH, Chao EY. Biomechanical study of the  
12 ligamentous system of the acromioclavicular joint. J Bone Joint Surg Am 1986; 68. doi:  
13 10.2106/00004623-198668030-00019.
- 14 14. Johnston SA, Tobias, KM. Veterinary Surgery Small Animal 2017; 2.ed. Saunders, MO,  
15 USA.
- 16 15. Biskup JJ, Griffon DJ, Socie M, Schaeffer DJ, Kurath P. Ability of the Tightrope1 and  
17 Percutaneous Lateral Fabellar Suture Techniques to Control Cranial Tibial Translation. Vet  
18 Surg 2014; 43. doi: 10.1111/j.1532-950X.2013.12111.x.
- 19 16. Cook JL, Luther JK, Beetem J, Karnes J, Cook CR. Clinical Comparison of a Novel  
20 Extracapsular Stabilization Procedure and Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Treatment  
21 of Cranial Cruciate Ligament Deficiency in Dogs. Vet Surg 2010; 39. Doi: 10.1111/j.1532-  
22 950X.2010.00658.x.
- 23 17. Rose ND, Goerke D, Evans RB, Conzemius MG. Mechanical Testing of Orthopedic  
24 Suture Material Used for Extra-Articular Stabilization of Canine Cruciate Ligament-Deficient  
25 Stifles. Vet Surg 2012; 41. doi: 10.1111/j.1532-950X.2011.00887.x.

1 **TABLES**

2

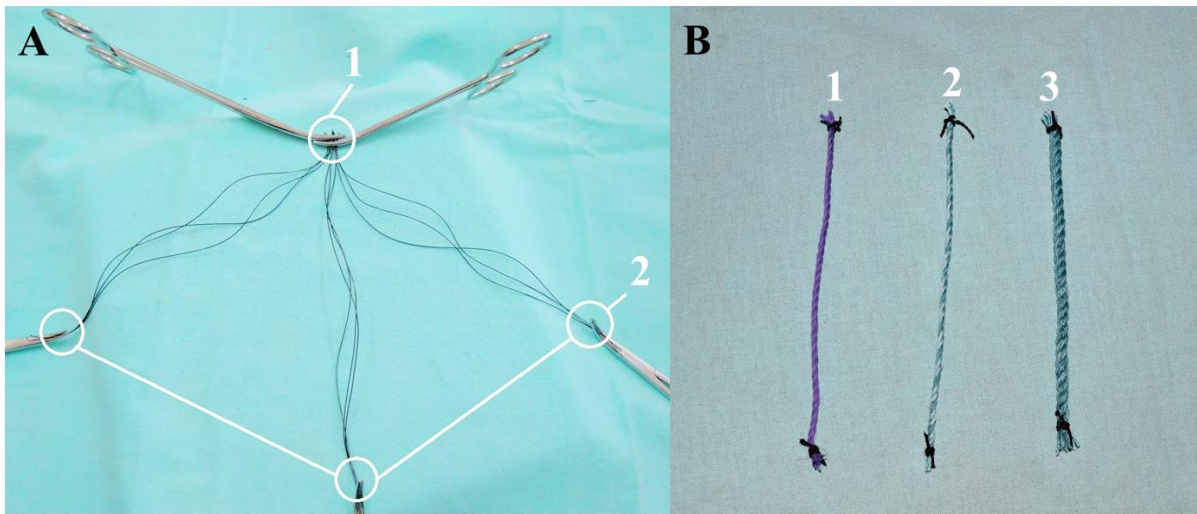
3 Table 1 – Averages according to the number of sutures and material used.

Variables	Number of sutures (S)			Type of material (M)			SEM*	Probability		
	9	12	15	A	B	C		S	M	S*M
Load**										
(N)	423.47b	500.3a	555.89a	409.83b	305.73c	764.09a	20.80	<0.01	<0.01	0.34
Length										
(cm)	13.08	12.4	11.94	13.44	12.74	11.23	0.12	<0.01	<0.01	<0.02
Thickness										
(mm)	2.63	3.08	3.52	2.79	2.47	3.98	0.04	<0.01	<0.01	<0.01

4 \*SEM = Standard error of the means

5 \*\* For the load variable, distinct letters indicate statistical variation between averages.

6

**FIGURE LEGENDS**

3  
4 **Fig. 1.** Surgery rope making. (A) Grouping all sutures on one end with two hemostatic Crile  
5 forceps in opposite directions, originating the “Anchor End” (1). The opposite end is divided  
6 in three equal parts and held together with hemostatic Crile forceps, resulting in the creation  
7 of the “Leg End” (2). (B) Exemple of implants with nine, 12 and 15 sutures of 1 polyglactin  
8 910 (1), 1 polyester (2) and 5 polyester (3), respectively.

### 3 CONCLUSÃO

Em conclusão, afirmamos que a metodologia de confecção dos implantes é simples e o tempo de realização curto (73 sec  $\pm$ 39), não comprometendo o tempo cirúrgico. Há interação e correlação positiva entre a espessura final do implante e sua resistência à tração. Sugerimos a utilização do poliéster nº 1 para confecção de implantes não absorvíveis, por ser possível estimar o acréscimo de força a cada fio adicionado ao implante (25,339 N). A utilização da poliglactina 910 nº 1 promove médias de carga superiores ao poliéster nº 1, ficando indicado o seu uso para confecção de cordas cirúrgicas absorvíveis.

## REFERÊNCIAS

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **RDC Nº 59/2000**. Boas Práticas de Fabricação de Produtos Médicos. Diário Oficial da União: ANVISA, 27 de junho de 2000. Disponível em:

<[http://portal.anvisa.gov.br/documents/10181/2718376/RDC\\_331\\_2002\\_COMP.pdf/22c23e02-84e4-48a9-bc4e-f63f3b06b3b5?version=1.0](http://portal.anvisa.gov.br/documents/10181/2718376/RDC_331_2002_COMP.pdf/22c23e02-84e4-48a9-bc4e-f63f3b06b3b5?version=1.0)>. Acesso em: 10 jul. 2019.

ALVES, A. P. et al. Avaliação biomecânica e dimensional do fio de sutura à base de quitosana. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**. v. 69, n. 4, p. 896-900, jan. 2017. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0102-09352017000400896&script=sci\\_abstract&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0102-09352017000400896&script=sci_abstract&tlng=pt)>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1590/1678-4162-9164.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 13904**. Fios para sutura cirúrgica. Rio de Janeiro, RJ: ABNT, maio, 2003. 15p. Disponível em: <<https://www.abntcatalogo.com.br/norma.aspx?ID=2297>>. Acesso em: 10 jul. 2019.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DOS PRODUTORES DE FIBRAS POLIOLEFÍNICAS. **Manual Prático de cordas**. AFIPOL, 2006. Disponível em: <[http://www.afipol.org.br/manual\\_de\\_cordas.php#Tipos%20de%20Cordas](http://www.afipol.org.br/manual_de_cordas.php#Tipos%20de%20Cordas) >. Acesso em: 10 jul. 2019.

BARNHART, M. D. et. al. Evaluation of an intra-articular synthetic ligament for treatment of cranial cruciate ligament disease in dogs: a six-month prospective clinical trial. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology**. v. 29, n. 6, p. 491-498, dez. 2006. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27709221>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.3415/VCOT-15-12-0206.

BISKUP, J. J. et. al. Ability of the Tightrope<sup>1</sup> and Percutaneous Lateral Fabellar Suture Techniques to Control Cranial Tibial Translation. **Veterinary surgery**. v. 43, n. 8, p. 959-965, nov. 2014. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24433385>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1111/j.1532-950X.2013.12111.x.

BRENDOLAN, A. P. et al. Propriedades biomecânicas da fâscia lata e do ligamento cruzado cranial de cães. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**. Belo Horizonte, v. 53, n. 1, p. 27-36, 2001. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0102-09352001000100005&script=sci\\_abstract&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0102-09352001000100005&script=sci_abstract&tlng=pt) >. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1590/S0102-09352001000100005.

CAMPOS, G. J. L. et al. Análise da resistência de tensão de três diferentes fios de sutura utilizados em cirurgia bucal. **Revista Brasileira de Cirurgia da Cabeça e Pescoço**. v. 38, n. 1, p. 15-18, 2009. Disponível em: <[http://www.sbccc.org.br/wp-content/uploads/2014/11/art\\_04.pdf](http://www.sbccc.org.br/wp-content/uploads/2014/11/art_04.pdf)>. Acesso em: 10 jul. 2019.

CASTRO, H. L. et. al. Propriedades físicas dos fios de sutura usados na odontologia. **Ciência Odontológica Brasileira**. v. 10, n. 2, p. 85-90, 2007. Disponível em:

<<https://ojs.ict.unesp.br/index.php/cob/article/view/344>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.14295/bds.2007.v10i2.344.

COOK J. L et. al. Clinical Comparison of a Novel Extracapsular Stabilization Procedure and Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Deficiency in Dogs. **Veterinary Surgery**. v. 39, n. 3, p. 315-323, abr. 2010. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20345535>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1111/j.1532-950X.2010.00658.x.

FUKUDA, K. et al. Biomechanical study of the ligamentous system of the acromioclavicular joint. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**. v. 68, n. 3, p. 434-440, 1986. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3949839>>. Acesso em: 10 jul. 2019.

GOMIDE, L. C. et al. Estudo mecânico das propriedades dos fios de sutura usados em cirurgias ortopédicas. **Revista Brasileira de Ortopedia**. 2018. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0102361617303259>>. DOI: 10.1016/j.rbo.2018.02.001.

HERING, F. L. O.; GABOR, S.; ROSENBERG, D. **Bases técnicas e teóricas de fios de sutura**. 1 ed. São Paulo: Roca; 1993.

JOHNSTON, S. A.; TOBIAS, K. M. **Veterinary Surgery Small Animal**. 2.ed. United States, Saunders, MO, 2017.

JOPP, I.; REESE, S. Morphological and biomechanical studies on the common calcaneal tendon in dogs. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology**. v. 22, n. 2, p. 119-124, 2009. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19290392>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.3415/VCOT-08-03-0029.

JÚNIOR, D.B. et al. Técnica de interligação extracapsular fêmoro-fabelo-tibial na ruptura do ligamento cruzado cranial em cães: achados clínicos e radiográficos. **Ciência Rural**. v. 37, n. 3, p. 769-776, 2007. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0103-84782007000300026&script=sci\\_abstract&lng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0103-84782007000300026&script=sci_abstract&lng=pt)>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1590/S0103-84782007000300026.

KETCHUM, L. D.; MARTIN, N. L.; KAPPEL, D. A., Experimental evaluation of factors affecting the strength of tendon repairs. **Plastic and Reconstructive Surgery**. v. 59, n. 5, p. 709-719, 1977. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/322173>>. Acesso em: 10 jul. 2019.

LEECH, M. C.; HEARLE, J. W. S. Modelling tension and torque properties of fibre ropes and splices. **International offshore and polar engineering conference. Proceedings**. Singapore, p. 3-11, jun. 1993. Disponível em: <<https://www.semanticscholar.org/paper/Modelling-tension-and-torque-properties-of-fibre-Leech-Hearle/85095d919fc05e44535ca420071bb068e0b0cb0d>>. Acesso em: 10 jul. 2019.



MCKENNA, H. A. et al. **Handbook of Fibre Rope Technology**. 1ed. The Textile Institute. North America, United States: CRC Press, 2000.

MEDEIROS, A. C. M. et al. Fios de sutura. **Journal of Surgical Research**. v. 7, n. 2, p. 74-86, 2016. Disponível em: <<https://periodicos.ufrn.br/jscr/article/view/11437>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.20398/jscr.v7i2.11437.

MORAES, J. R. E. et al. Propriedades mecânicas de três fios de sutura no reparo do músculo flexor profundo do dedo de cães. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v.40, n. 6, p.443-451, 2003. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-95962003000600008&script=sci\\_abstract&lng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-95962003000600008&script=sci_abstract&lng=pt)>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1590/S1413-95962003000600008.

MORTON, M. A.; WHIELOCK, R. G.; INNES, J. F. Mechanical Testing of a Synthetic Canine Gastrocnemius Tendon Implant. **Veterinary surgery**. v. 44, n. 5, p. 596-602, jul. 2015. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26114897>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1111/j.1532-950X.2015.12329.x.

MÜLLER, D. C. M. et al. Propriedades do implante de polipropileno versus ligamento cruzado cranial de cães. **Jornal Brasileiro de Cirurgia Veterinária**. v. 3, n. 7, p. 1-93, jan. 2014.

OMINI, L.; MARTIN, S.; TAMBELLA, A. M. Innovative, intra-articular, prosthetic technique for cranial cruciate ligament reconstruction in dogs: a cadaveric study. **The Journal of veterinary medical science**. v. 80, n. 4, p. 583-589, abr. 2018. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29459502>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1292/jvms.16-0483.

PAN, N.; BROOKSTEIN, D. Physical properties of twisted structures. Part ii: industrial yarns, cords, and ropes. **Journal of Applied Polymer Science**, v. 83, p. 610–630, 2002. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/app.2261>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1002/app.2261.

RAO, Y.; FARRIS, R. J. A modeling and experimental study of the influence of twist on the mechanical properties of high-performance fiber yarns. **Journal of Applied Polymer Science**. v. 77, p.1938–1949, 2000. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/1097-4628%2820000829%2977%3A9%3C1938%3A%3AAID-APP9%3E3.0.CO%3B2-D>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1002/1097-4628(20000829)77:9<1938::AID-APP9>3.0.CO;2-D.

RIBEIRO, A. R.; GRAZIANO, K. U. Os fios de sutura cirúrgica e a enfermeira de centro cirúrgico: critérios de previsão e provisão segundo a natureza das instituições hospitalares. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**. v. 37, n. 4, p. 61-68, 2003. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0080-62342003000400007&script=sci\\_abstract&lng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0080-62342003000400007&script=sci_abstract&lng=pt)>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1590/S0080-62342003000400007.

RODEHEAVER, G. T.; THACKER J. G.; EDLICH R. F. Mechanical performance of polyglycolic acid and polyglactine 910 synthetic absorbable sutures. **Surgery, gynecology and obstetrics**. v. 153, p. 835-41, 1981. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6272438>>. Acesso em: 10 jul. 2019.

ROSE, N. D. et al. Mechanical Testing of Orthopedic Suture Material Used for Extra-Articular Stabilization of Canine Cruciate Ligament-Deficient Stifles. **Veterinary Surgery**. v. 41, n. 2, p. 266-272, fev. 2012. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22092233>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1111/j.1532-950X.2011.00887.x.

SANDENBERG, T. et al. Avaliação das propriedades mecânicas e dimensões de fios de sutura utilizados em cirurgias ortopédicas. **Acta Ortopédica Brasileira**. v.11, n. 2, p.88-94, 2003. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-78522003000200004&script=sci\\_abstract&lng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-78522003000200004&script=sci_abstract&lng=pt)>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1590/S1413-78522003000200004.

SILVEIRA, H. L et al. **UTILIZAÇÃO DO PRINCÍPIO DE TORÇÃO POR ATRITO PARA ADENSAMENTO DA PALHA DE CANA-DE-AÇÚCAR EM CORDAS**. 2010. 124 p. Dissertação (mestrado engenharia agrícola)- Faculdade de Engenharia Agrícola, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2010. Disponível em: <[http://repositorio.unicamp.br/jspui/bitstream/REPOSIP/256922/1/Silveira\\_HenriqueLeandro\\_M.pdf](http://repositorio.unicamp.br/jspui/bitstream/REPOSIP/256922/1/Silveira_HenriqueLeandro_M.pdf)>. Acesso em: 10 jul. 2019.

TRAIL, I. A.; POWELL, E. S.; NOBLE, J. An evaluation of suture materials used in tendon surgery. **Journal of hand surgery, British volume**. v. 14, n. 4, p. 422-427, 1989. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2695589>. Acesso em: 10 jul. 2019.

VICENTE, M. G. et al. **Comportamento de fios para sutura cirúrgica no Brasil a partir de dados de Tecnovigilância**. 2011. Disponível em: <[http://www.anvisa.gov.br/boletim\\_tecno/boletim\\_tecno\\_dezembro\\_2011/PDF/BIT%204\\_comportamentodefios\\_atualizado.pdf](http://www.anvisa.gov.br/boletim_tecno/boletim_tecno_dezembro_2011/PDF/BIT%204_comportamentodefios_atualizado.pdf)>. Acesso em: 03 set. 2018.

YILMAZ, D. et al. Packing density of compact yarns. **Textile Research Journal**. v. 77, n. 9, p. 661-667, 2007. Disponível em: <<https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0040517507078796?journalCode=trj>>. Acesso em: 10 jul. 2019. DOI: 10.1177/0040517507078796.