

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

ELIAS MARCELO BATISTA DA SILVA

**ESTUDO BIOMECÂNICO COMPARATIVO DE DUAS TÉCNICAS DE
SUTURA EM TENDÕES – ANÁLISE *IN VITRO* EM TENDÕES DE
BOVINOS**

CURITIBA

2012

ELIAS MARCELO BATISTA DA SILVA

**ESTUDO BIOMECÂNICO COMPARATIVO DE DUAS TÉCNICAS DE
SUTURA EM TENDÕES – ANÁLISE *IN VITRO* EM TENDÕES DE
BOVINOS**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica, Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Munhoz da Cunha

Coordenador: Prof. Dr. Antonio Carlos Ligocki Campos

CURITIBA

2012

Batista da Silva, Elias Marcelo

Estudo biomecânico comparativo de duas técnicas de sutura em tendões - análise *in vitro* em tendões de bovinos / Elias Marcelo Batista da Silva – Curitiba, 2012.

55 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antônio Munhoz da Cunha.

Dissertação (Mestrado) – Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná.

1.Biomecânica. 2.Técnicas de sutura. 3.Enxertos de tecidos. 4.Ligamento cruzado. I.Título.

NLM: WO 166



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA CIRÚRGICA
NÍVEIS: MESTRADO E DOUTORADO

Ata do julgamento da 380ª dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica da Universidade Federal do Paraná, referente ao aluno **ELIAS MARCELO BATISTA DA SILVA** com o título ESTUDO BIOMECÂNICO COMPARATIVO DE DUAS TÉCNICAS DE SUTURA EM TENDÕES – ANÁLISE “IN VITRO” EM TENDÕES DE BOVINOS **Linha de Pesquisa Cicatrização e Medidas de Resistência dos Tecidos Área de Concentração: Cicatrização e Medidas de Resistência dos Tecidos**, tendo como orientador Prof. Dr. Luiz Antônio Munhoz da Cunha.

As sete horas e trinta minutos do dia vinte e sete de julho de dois mil e doze, no auditório do Banco de Ossos no 6º andar do prédio central do Hospital de Clínicas, reuniu-se, em sessão pública, a Banca Examinadora de Avaliação composta pelos Professores Doutores João Luiz Vieira, Marcelo Abagge e Paulo Sérgio Santos sendo este último Presidente da Banca. Aberta a sessão, foi apresentada pelo Prof. Dr. Jorge Eduardo Fouto Matias, Vice-coordenador do Programa, a documentação probatória do cumprimento pelo candidato das exigências legais que lhe facultam submeter-se à avaliação da dissertação como última etapa à sua titulação no Programa. A seguir o Presidente da Banca Examinadora de Avaliação convidou o candidato a apresentar oralmente resumo de sua dissertação no prazo máximo de trinta minutos para demonstração de sua capacidade didática e para melhor conhecimento do tema por parte da audiência composta de professores, médicos, alunos, familiares e demais interessados. Seguiu-se a arguição e imediata resposta pelo candidato, sucessivamente pelos componentes da Banca Examinadora. Obedecido o tempo máximo de vinte minutos para a arguição e igual tempo para cada resposta. Terminada a etapa de arguição, reuniu-se a Banca Examinadora em sala reservada para atribuição das notas, dos conceitos e lavratura do Parecer Conjunto. O candidato foi considerado **APROVADO** considerando-se os parâmetros vigentes estabelecidos pelo programa e regidos pela legislação pertinente da instituição. Voltando à sala de sessão, o Senhor Presidente da Banca Examinadora leu os conceitos do Parecer Conjunto e deu por encerrada a sessão. E para que tudo conste, foi lavrada a presente Ata, que será assinada pelos seguintes componentes da Banca Examinadora de Avaliação.

João Luiz Vieira

Marcelo Abagge

Paulo Sérgio Santos



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA CIRÚRGICA
NÍVEL MESTRADO - DOUTORADO

**PARECER CONJUNTO DA BANCA EXAMINADORA
DA AVALIAÇÃO DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

Aluno **ELIAS MARCELO BATISTA DA SILVA**

Título da Dissertação: **ESTUDO BIOMECÂNICO COMPARATIVO DE DUAS
TÉCNICAS DE SUTURA EM TENDÕES – ANÁLISE “IN VITRO” EM TENDÕES
DE BOVINOS.**

CONCEITOS EMITIDOS

MEMBROS	CONCEITO	EQUIVALÊNCIA
João Luiz Vieira	A	10,0
Marcelo Abagge	A	10,0
Paulo Sérgio Santos	A	10,0

CONCEITO FINAL DE AVALIAÇÃO DA BANCA EXAMINADORA

Conceito: A Equivalência: 10,0

Curitiba, 27 de julho de 2012.

MEMBROS	ASSINATURA
João Luiz Vieira	
Marcelo Abagge	
Paulo Sérgio Santos	

À minha família que independente de qual o momento, os felizes ou tristes, estão sempre compartilhando aumentando intensidade da felicidade e atenuando a intensidade da tristeza.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Dr. Luiz Antonio Munhoz da Cunha pela dedicação nas correções e orientações.

Ao Dr. Mauro Batista Albano que me incentivou a executar esta pesquisa e que muito contribuiu para sua execução.

Ao Professor Dr. João Luiz Vieira da Silva, por sua prestimosa colaboração.

Ao Dr. Mario Massatomo Namba pelo exemplo de dedicação competência profissional e pela oportunidade de crescimento profissional.

Ao Dr. Francisco Assis Pereira Filho por mostrar a possibilidade deste trabalho.

Ao Dr. Hermes Augusto Agottani Alberti pelo entusiasmo e auxílio neste estudo.

Ao Professor Dr. Paulo Borges e ao acadêmico de Engenharia Mecânica, Roberto Luís de Assumpção, pelo suporte técnico nos ensaios realizados na Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Ao Professor Dr. Edmar Stieven Filho pela ajuda em diferentes fases deste trabalho.

A Instrumentadora Cirúrgica Silvana Cordeiro dos Santos e aos estagiários do curso de Traumatologia do Esporte e Artroscopia da UFPR, Dr. Alexandre Yoshio Hayashi e o Dr. Cristiano Felde Maia pela ajuda no preparo do experimento.

Ao Dr. Leonardo Dau e Dr. Luiz Fernando Bonaroski pelas observações que contribuíram ao término deste trabalho.

Aos meus pais Elias Batista da Silva (in memoriam) e Aldair Vendramel da Silva, por todas as oportunidades. À minha esposa Vanessa Ghedin Bianco e aos meus filhos Luan Bianco Batista da Silva e Thomás Bianco Batista da Silva, pelo sentido de viver.

“A ciência descreve as coisas
como são; a arte, como são sentidas, como se
sente que são.”

Fernando Pessoa

RESUMO

Título: Estudo biomecânico comparativo de duas técnicas de sutura em tendões – análise *in vitro* em tendões de bovinos. **Introdução:** As lesões ligamentares e tendinosas são comuns. Técnicas adequadas de sutura de tendões são necessárias para tratamento destas lesões, como no reparo direto, transferência tendinosa e na reconstrução ligamentar. Inúmeros estudos sobre técnicas de sutura no tratamento das lesões tendinosas são encontrados na literatura, porém poucos são os estudos sobre a resistência da sutura no preparo de enxertos utilizados nas reconstruções ligamentares. **Objetivo:** Avaliar e comparar o comportamento biomecânico com relação à Força Máxima de Ruptura; Rigidez e Tensão de duas diferentes configurações de suturas: em “X” e em “Laçada”, preparadas em tendões extensores digitais comuns de bovinos, utilizando fio de poliéster, sintético, trançado número 5. **Materiais e Métodos:** Dez tendões extensores digitais comuns de bovinos foram adquiridos. Cada tendão foi dividido formando pares. Os pares foram separados em dois grupos de 10 tendões num total de vinte tendões e todos com 20 cm de comprimento. O primeiro grupo de 10 tendões recebeu ponto de configuração em “X” nas duas extremidades, preparado com fio agulhado de poliéster, sintético, trançado número 5, iniciando a sutura na porção distal do enxerto com pontos transfixante em toda substância do tendão, com espaçamento entre os pontos de 7,5 mm até alcançar 3 cm distal ao início da sutura, retornando a sutura da mesma maneira transfixando o tendão nos espaços livres. O segundo grupo de 10 tendões recebeu pontos de configuração em “Laçada” nas duas extremidades, com uma agulha avulsa e o mesmo tipo de fio agulhado do primeiro grupo, entretanto com a agulha removida para utilização somente do fio que foi montado de maneira dupla na agulha avulsa. Iniciando a sutura 3 cm distal ao término do enxerto através de laçadas e pontos transfixantes em toda substância do tendão, com espaçamento entre os pontos de 7,5 mm. Todos os tendões previamente preparados foram dobrados ao meio e mensurados suas secções transversas em seguida adaptados individualmente em uma máquina de tração universal hidráulica, que forneceu Forças Máximas de Ruptura e as resultantes de força versus deslocamento. Os dados obtidos foram avaliados pelos testes estatísticos Shapiro-Wilk e T Student. **Resultado:** O ponto em “Laçada” apresentou uma média de Força Máxima de Ruptura de 444,45 N o ponto em “X” de 407,59 N. Depois da retirada dos valores discrepantes os grupos apresentaram diferenças estatísticas significantes ($p=0,030$). A Rigidez média do ponto em “Laçada” foi 11,57 N/mm e no ponto em “X” foi 11,804 N/mm com diferença estatística não significativa ($p=0,350$). A Tensão média obtida no ponto em “Laçada” foi de 27,67 MPa e no ponto em “X” foi de 25,73 MPa, depois da retirada dos valores discrepantes, a diferença estatística foi significativa ($p=0,036$). **Conclusão:** Ponto em “Laçada” apresentou uma média de Força Máxima de Ruptura maior que a do ponto em “X” com diferença estatística significativa. A média da Tensão máxima do ponto em “Laçada” também foi maior que a do ponto em “X” com diferença estatística significativa e a Rigidez dos pontos não demonstrou diferenças estatísticas.

Palavras chave: Biomecânica. Técnicas de sutura. Enxertos de tecidos. Ligamento cruzado.

ABSTRACT

Title: Comparative biomechanical study of two suture technique in tendons - analysis *in vitro* in bovine tendons. **Introduction:** The ligament and tendon injuries are common. Appropriate techniques for suture of tendons are required to treat these lesions, such as direct repair, tendon transfer and ligament reconstruction. Numerous studies on suture techniques in the treatment of tendon injuries are found in literature, but there are few studies about the resistance of the suture in the preparation of grafts used in ligament reconstruction. **Objective:** To evaluate and compare the biomechanical behavior with regard to Maximum of Rupture Forces, Stiffness and Tension sutures two different configurations: "X" and in "Loop", prepared in bovine common digital extensor tendon using polyester thread, synthetic braided number 5. **Materials and Methods:** Ten common digital extensor tendons of bovine animals were purchased. Each tendon was divided in pairs. The pairs were divided into two groups of 10 a total of twenty tendons and all with 20 cm length. The first group of 10 tendons, received sutures "X" on both ends, prepared with needled polyester thread, synthetic, braided number 5, starting the suture in the distal graft in all sutures transfixing the tendon substance, with spacing points to reach 7.5 mm 3 cm distal to the beginning of the suture, the suture back the same way transfixing the tendon in open spaces. The second group of tendon 10, sutures received in configuration "Loop" at both ends, with the wire only same type of thread needled, but with the needle for use withdrawal of the wire of the was passed way of a double in a single piece needle. Starting the suture 3 cm distal to the end of the graft through the loops and transfixing sutures throughout the tendon substance, with spacing between the points of 7.5 mm. All tendons were prepared previously folded in half and measured their transverse sections and then individually adapted in a universal hydraulic tensile machine, which provided the Maximum of Rupture Forces and the resulting force versus displacement. The data were evaluated by Shapiro-Wilk and T Student statistical test. **Results:** The suture at "Loop" had an average Maximum of Rupture Forces of 444.45 N at suture "X" of 407.59 N. After removal of outliers, the groups showed significant statistical differences ($p = 0.030$). The Stiffness suture average in "Loop" was 11.57 N / mm and the suture in "X" was 11.804 N / mm with no significant difference ($p = 0.350$). The average Tension obtained at the point in "Loop" was 27.67 MPa and the point in "X" was 25.73 MPa, after removal of outliers the difference was statistically significant ($p = 0.036$). **Conclusion:** suture in "Loop" had an average Maximum of Rupture Forces greater than that of sutures "X" with a statistically significant difference. The mean maximum Tension sutures "Loop" was also higher than the sutures "X" with a statistically significant difference and the Stiffness of both sutures was not significant.

Keywords: Biomechanics. Suture technique. Tissue grafts. Cruciate ligament.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - SUTURA CRISSCROSSES	14
FIGURA 2 - SUTURA WHIPSTITCH OU BASEBALL STITCH	15
FIGURA 3 - (A) SUTURA KRACKOW. (B) SUTURA TIPO LOOP PRÉ FABRICADO COM BLOQUEIO	15
FIGURA 4 - GRÁFICO DE FORÇA-ALONGAMENTO	19
FIGURA 5 - (A) MEMBRO ANTERIOR DO BOVINO; (B) RETIRADA DO TENDÃO EXTENSOR DIGITAL COMUM.....	22
FIGURA 6 - (A) TENDÃO EXTENSOR COMUM DIGITAL BOVINO INTEIRO COM PAQUÍMETRO DEMONSTRANDO 3 CM ONDE SERÁ REALIZADA A SUTURA. (B) TENDÃO DIVIDIDO, UM COM O COMPRIMENTO TOTAL E OUTRO COM 20 CM.....	23
FIGURA 7 - (A) INÍCIO DO PREPARO DO PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “X” NA PORÇÃO DISTAL DO TENDÃO COM PONTOS TRANSFIXANTE EM TODA SUBSTÂNCIA E ESPAÇAMENTO ENTRE OS PONTOS DE 7,5MM. (B) RETORNANDO A SUTURA DA MESMA MANEIRA TRANSFIXANDO O TENDÃO NOS ESPAÇOS LIVRES. (C) PONTO COM CONFIGURAÇÃO EM “X” CONCLUÍDO	24
FIGURA 8 - (A) TENDÃO EM PREPARO COM PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “X” E (B) JÁ PRONTO	24
FIGURA 9 -(A) FIO AGULHADO DE POLIÉSTER, SINTÉTICO TRANÇADO NÚMERO CINCO. (B) AGULHA SEPARADA DO FIO. (C) FIO DE POLIÉSTER, SINTÉTICO TRANÇADO NÚMERO 5, MONTADA DE MANEIRA DUPLA EM UMA AGULHA AVULSA	25
FIGURA 10 - (A) INICIO DO PREPARO PONTO COM CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA”, LAÇANDO O TENDÃO 3 CM PROXIMAL AO TÉRMINO DO ENXERTO. (B) PRIMEIRO PONTO TRANSFIXANDO O ENXERTO 3 CM PROXIMAL AO TÉRMINO DO ENXERTO (C, D, E, F, G) LAÇADAS DO TENDÃO E PONTO TRANSFIXANDO O TENDÃO COM ESPAÇAMENTO DE 7,5MM. (F) PONTO COM CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA” CONCLUÍDO	26
FIGURA 11 - TENDÃO PREPARADO COM PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA”	26
FIGURA 12 - PONTO COM CONFIGURAÇÃO EM “X” E PONTO COM CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA”	27
FIGURA 13 - CORPO DE PROVA	27

FIGURA 14 - MÁQUINA DE TRAÇÃO UNIVERSAL HIDRÁULICA MTS 810.....	28
FIGURA 15 -.....CORPO DE PROVA POSICIONADO NA MÁQUINA DE TRAÇÃO (A) FIXADO EM CAVALEIRO (B) FIXADO COM A PINÇA HEMOSTÁTICA	29
FIGURA 16 - DEMONSTRANDO PINÇA HEMOSTÁTICA E A FORMA COMO SE FIXAVA AO FIO	29
FIGURA 17 - RESULTADO FORÇA VERSUS DESLOCAMENTO	30
FIGURA 18 - CONFIGURAÇÃO DE UM GRÁFICO BOXPLOT; OS DADOS QUE FICAM ACIMA DA CERCA SUPERIOR E OU ABAIXO DA CERCA INFERIOR SÃO CONSIDERADOS <i>OUTLIER</i>	31
GRÁFICO 1 - DISTRIBUIÇÃO DE FORÇA MÁXIMA DE RUPTURA COM OS <i>OUTLIERS</i>	34
GRÁFICO 2 - DISTRIBUIÇÃO DE FORÇA MÁXIMA DE RUPTURA SEM OS <i>OUTLIERS</i>	34
FIGURA 19 - FALHA DOS PONTOS NO ENSAIO DE TRAÇÃO	35
GRÁFICO 3 - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO COM O <i>OUTLIER</i>	36
GRÁFICO 4 - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO SEM O <i>OUTLIER</i>	36
TABELA 1 - RESULTADOS DOS CORPOS DE PROVA COM PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM "X".(N=10)	37
TABELA 2 - RESULTADOS DOS CORPOS DE PROVA COM PONTO DE	
CONFIGURAÇÃO EM "LAÇADA".(N=10)	37

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 OBJETIVOS.....	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 TÉCNICAS DE SUTURA DE TENDÕES	14
2.2 FIO DE SUTURA NO PREPARO DOS ENXERTOS	16
2.3 MODELOS EXPERIMENTAIS DE ESTUDO DE SUTURAS DE TENDÕES.....	17
2.4 ARMAZENAMENTO DOS ENXERTOS	17
2.5 TENSÃO NECESSÁRIA PARA FIXAÇÃO DO ENXERTO	18
2.6 DEFINIÇÕES DAS PROPRIEDADES DE ENSAIO DE TRAÇÃO	18
3 MATERIAL E MÉTODO	22
3.1 COMITÊ DE ÉTICA	22
3.2 TENDÕES E AQUISIÇÃO	22
3.3 PREPARO DOS TENDÕES	23
3.4 MENSURAÇÕES DA ÁREA DOS CORPOS DE PROVA	27
3.5 EXPERIMENTO	28
3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	30
4 RESULTADOS	33
4.1 FORÇA MÁXIMA DE RUPTURA.....	33
4.2 RIGIDEZ	35
4.3 TENSÃO	35
4.4 RESUMO DOS DADOS OBTIDOS PARA CORPO DE PROVA COM PONTOS DE CONFIGURAÇÃO EM "X"	37
4.5 RESUMO DOS DADOS OBTIDOS PARA CORPO DE PROVA COM PONTOS DE CONFIGURAÇÃO EM "LAÇADA"	37
5 DISCUSSÃO	39
6 CONCLUSÃO	45

REFERÊNCIAS.....	46
APÊNDICE 1 - RESULTADOS OBTIDOS EM CADA TESTE NOS CORPOS DE	
PROVA COM PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “X” (N=10)	50
APÊNDICE 2 - RESULTADOS OBTIDOS EM CADA TESTE NOS CORPOS DE	
PROVA COM PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA” (N=10)	51
ANEXO 1 - SUMÁRIO MECÂNICO DOS TIPOS DE FIOS DE SUTURA.....	53
ANEXO 2 - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	54
ANEXO 3 - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA TROCA DO TÍTULO DO PROJETO DE PESQUISA.....	55

1 INTRODUÇÃO

As lesões ligamentares e tendinosas são comuns na prática ortopédica, estima-se que ocorram na Inglaterra anualmente 166,6 lesões por 100.000 homens e 52,1 por 100.000 mulheres (CLAYTON; COURT-BROWN, 2008).

A maioria das lesões tendinosas e ligamentares necessita de reparação, que podem ser realizadas através de diferentes técnicas de suturas, tais como reparo direto, transferência tendinosa e reconstrução ligamentar com diferentes tipos de enxerto. Frequentemente, as lesões ligamentares suturadas, devem permitir uma reabilitação precoce antes mesmo da total cicatrização do tecido suturado (CHARLICK; CABORN, 2000; WHITE *et al.*, 2010).

Para evitar falhas, é importante considerar a qualidade do tecido a ser suturado, o tipo de fio de sutura a ser utilizado e a resistência máxima alcançada com a técnica de sutura indicada (BECKER *et al.*, 1999).

Vários estudos abordam as técnicas de sutura para o tratamento da rotura de tendões extensores e flexores das mãos e pés e também para o tratamento da rotura de tendões maiores como o Tendão Calcâneo e Patelares que exigem uma resistência maior no reparo tecidual (GREENWALD; HONG; MAY, 1994; SHAIIB; SINGER, 1997; SCHÄDEL-HÖPFNER *et al.*, 2010); porém, poucos são os estudos sobre a resistência da sutura no preparo de enxertos utilizados nas reconstruções ligamentares.

Os poucos trabalhos que existem sobre técnicas de preparo dos enxertos de tendões mostram descrição de técnica sem testes objetivos de força e resistência. (MARTIN; FALWORTH, 2007). Como há pouca evidência de estudos que demonstrem uma técnica de preparo “ideal”, a escolha do modo de sutura e do preparo depende da experiência de cada cirurgião.

A justificativa para a realização do estudo foi fornecer dados objetivos para fundamentar a escolha de duas diferentes técnicas de sutura em preparo de enxertos de tendões.

1.1 OBJETIVO

O objetivo do presente estudo é avaliar e comparar o comportamento biomecânico com relação à Força Máxima de Ruptura, Rigidez e Tensão de duas diferentes configurações de suturas: a) sutura com ponto de configuração em “X” e b) sutura com ponto de configuração em “Laçada”, preparadas em tendões extensores digitais comuns de bovinos, utilizando fio de poliéster, sintético, trançado número 5.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TÉCNICAS DE SUTURA DE TENDÕES

Técnicas adequadas de sutura em tendões são necessárias para inúmeros procedimentos ortopédicos, entre eles o reparo direto, transferência de tendões e reconstruções ligamentares. Devem permitir uma reabilitação precoce antes mesmo da total cicatrização. Muitas variáveis estão associadas a falhas de construção de uma sutura: a qualidade do tecido suturado, o fio de sutura utilizado e a resistência máxima alcançada em cada técnica (BECKER *et al.*, 1999).

As suturas dos enxertos dos tendões flexores do joelho (isquios tibiais) são bem conhecidas na reconstrução dos ligamentos cruzados do joelho. Têm as funções de auxiliar a retirada do tendão no sítio doador e permitir, no momento de sua fixação e posicionamento no sítio receptor, níveis de força suficientes para promover as melhores condições de incorporação. Entretanto não existe um método padrão sobre a melhor técnica de preparo (CHARLICK; CABORN, 2000; WHITE *et al.*, 2010).

Alguns autores preferem como escolha a sutura em *Crisscrosses* (FIGURA 1). Que sutura as bordas dos tendões (semitendíneo e grácil) unindo-os com pontos simples e em X. Porém não demonstram dados biomecânicos objetivos sobre este tipo de preparo (HOWELL; GOTTLIEB, 1996).

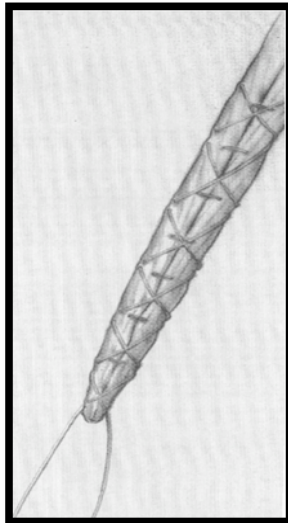


FIGURA 1 - SUTURA CRISSCROSSES
FONTE: HOWELL; GOTTLIEB (1996)

Outros adotam como método o ponto tipo *Whipstitch* ou *Baseball Stitch* (FIGURA 2). Ponto com chuleios em uma borda do tendão que iniciam na parte distal em direção proximal e retornam de proximal para distal na outra borda. Alguns autores utilizaram esta sutura em tendões de músculo semitendíneo de cadáveres conservados em formalina e observaram uma Força Máxima de Ruptura de 120,9 Newton (N) e outros autores utilizando a sutura em tendões flexores profundos de ovinos apresentaram uma Força Máxima de Ruptura de 188,8 N (KRAPPINGER *et al.*, 2007; ASSUNÇÃO *et al.*, 2011).



FIGURA 2 - SUTURA WHIPSTITCH OU BASEBALL STITCH
FONTE: ASSUNÇÃO (2011)

Outros tipos de suturas usadas no preparo dos enxertos de tendão são o ponto em *Krackow* e o ponto tipo “loop” pré fabricado (*Fiber loop*) com bloqueio. Segundo WHITE em 2010 o ponto em *Krackow* apresentou uma Força Máxima de Ruptura de 301,3 N e o ponto tipo “loop” pré fabricado (*Fiber loop*) com bloqueio demonstrou uma Força Máxima de Ruptura de 344,0 N. Ambos os estudos foram realizados em tendões de Aquiles de porcinos (WHITE *et al.*, 2010) (FIGURA 3).

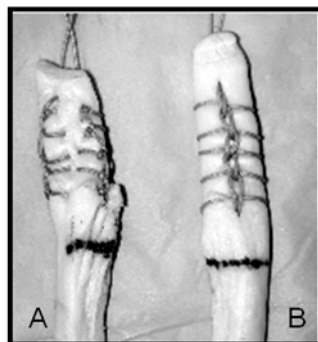


FIGURA 3 - (A) SUTURA KRACKOW (B), SUTURA TIPO
LOOP PRÉ FABRICADO COM BLOQUEIO
FONTE: WHITE (2010)

2.2 FIO DE SUTURA NO PREPARO DOS ENXERTOS

A escolha do fio de sutura para fixação de tecidos moles requer certas considerações:

- A força de fixação deve ser adequada durante o período crítico de cicatrização.
- As dimensões e espessuras dos fios e nós de sutura devem estar dentro de limites aceitáveis.
- A reação dos tecidos moles para a sutura deve ser mínima.

Existem vários tipos de fios que são empregados no preparo de enxertos de tendões e estão em contínuo desenvolvimento.

BISSON *et al.* em 2008 e TÜRKER *et al.* em 2011 classificaram os fios de sutura em duas denominações os “tradicionais” e os “novos”.

Como os “tradicionais”, podemos citar:

- 1- Os fios multifilamentares de poligalactina 910 e o de ácido poliglicólico ambos absorvíveis por hidrólise (*Vicryl®* e *Dexon®*).
- 2- Os fios inabsorvíveis sintéticos de poliamida (*Mononaylon®* e *Prolene®*).
- 3- O fio de sutura inabsorvível de poliéster trançado (*Ethibond®*; Ethicon Inc, Johnson and Johnson, Piscataway, NJ).

Como os “novos”, temos:

- 1- O fio de sutura de poliéster que tem em seu núcleo uma molécula de ultra-alto peso de polietileno (UHMWPE) (*Fiberwire®*; Arthrex Inc, Naples, Fla).
- 2- O fio de sutura trançado de fibras de polietileno não absorvível, sem um núcleo longitudinal (*Ultrabraid®*; Smith and Nephew Inc, London, England).
- 3- O fio de sutura que combina um núcleo absorvível de polidioxanona (PDS) revestido com poligalactina 910 e uma luva (UHMWPE) inabsorvível, com o objetivo de deixar uma sutura de perfil mais baixo uma vez que o PDS se dissolva (*Orthocord®*; DePuy Mitek Inc, Johnson and Johnson, Piscataway, NJ).
- 4- O fio de sutura com trançado de polietileno 100% associado a *Dyneema* (*MaxBraid®*; Biomet Sports Medicine Inc, Warsaw, IN).

Não existe um “padrão” para escolha do tipo do fio para realizar o preparo do enxerto. Considerando a Força Máxima de Ruptura dos fios acima citados a maior é a do fio de sutura de poliéster que tem em seu núcleo UHMWPE (*Fiberwire®*) número dois, com 624.7 N.

O valor de Força Máxima de Ruptura do fio de sutura de poliéster trançado (*Ethibond®*) número 5 foi 249 N, duas vezes menores que Força Máxima de Ruptura do fio de sutura de poliéster que tem em seu núcleo UHMWPE (*Fiberwire®*) número 2 (ANEXO 1).

2.3 MODELOS EXPERIMENTAIS DE ESTUDO DE SUTURAS DE TENDÕES

Com o aumento dos estudos experimentais *in vitro* de técnicas que envolvem procedimentos ortopédicos com tendões, ocorreu aumento da demanda por tendões. Entretanto, tendões humanos são escassos, caros e podem transmitir doenças.

Na tentativa de diminuir custos e ter uma grande fonte de suprimento, tendões de animais criados em fazendas, como ovinos, porcos e bovinos tem sido utilizados nos estudos experimentais *in vitro* quando apresentam propriedades mecânicas similares aos tendões humanos (SMITH *et al.*, 2005).

Os tendões extensores digitais comuns bovinos possuem propriedades mecânicas compatíveis com os tendões flexores (semitendíneo e grácil) da articulação do joelho humano, com Força Máxima de Ruptura de 2901 Newton (N) para os tendões bovinos e 2914 N para humanos e a Tensão máxima de 71,8 MPa bovinos e 65,6 MPa humanos. Desta forma, concluiu-se que os enxertos de tendões extensores digitais comuns de bovinos podem ser substitutos dos tendões flexores de joelho humano em ensaios de tração (DONAHUE *et al.*, 2001).

2.4 ARMAZENAMENTO DOS ENXERTOS

Existem várias opções para o armazenamento dos enxertos entre a retirada e seu uso. Essas formas de armazenamento visam não alterar as propriedades biomecânicas dos tendões. Os métodos mais usados são: congelamento, formaldeído, formalina, nitrogênio líquido, liofilização e solução isotônica de cloreto

de sódio (VIEGAS; CAMANHO, 2003).

Matthews e Ellis em 1968 não observaram mudanças nas propriedades mecânicas de tendões de gatos quando comparadas com tendões frescos e congelados apesar de ocorrer uma diminuição do módulo de elasticidade dos tendões quando conservados congelados.

2.5 TENSÃO NECESSÁRIA PARA FIXAÇÃO DO ENXERTO

A Tensão (força por unidade de área) dada no enxerto no momento de sua fixação inicial tem como objetivo fornecer melhores condições de incorporação do enxerto ao sítio receptor e restaurar a cinemática e as forças de contato articular do joelho (FLEMING *et al.*, 2001).

Na busca de produzir índices ideais de restauração cinemática para a articulação, alguns autores defendem no momento da fixação o tensionamento dos enxertos com força entre 60 N e 140 N, na reconstrução do ligamento cruzado anterior (ABRAMOWITCH *et al.*, 2003; BEYNNON *et al.*, 2005).

2.6 DEFINIÇÕES DAS PROPRIEDADES DE ENSAIO DE TRAÇÃO

O ensaio de tração consiste, basicamente, em se tracionar um Corpo de Prova (CP) até a sua ruptura. Diversos parâmetros podem ser medidos. Força Máxima de Ruptura, Força de Rendimento, Rigidez e Tensão.

O comportamento mecânico de materiais sob tração é representada como uma curva de força por alongamento. A relação inicialmente é linear, mas muda quando a força aumenta. O ponto em que essa mudança ocorre é chamado de Ponto de Rendimento. Como a força continua a elevar o alongamento começa a aumentar rapidamente a cada elevação de força. O alongamento adicional ainda requer um aumento na carga de tração. A carga eventualmente atinge seu valor máximo, e a força correspondente é chamada de Força Máxima de Ruptura (FIGURA 4).

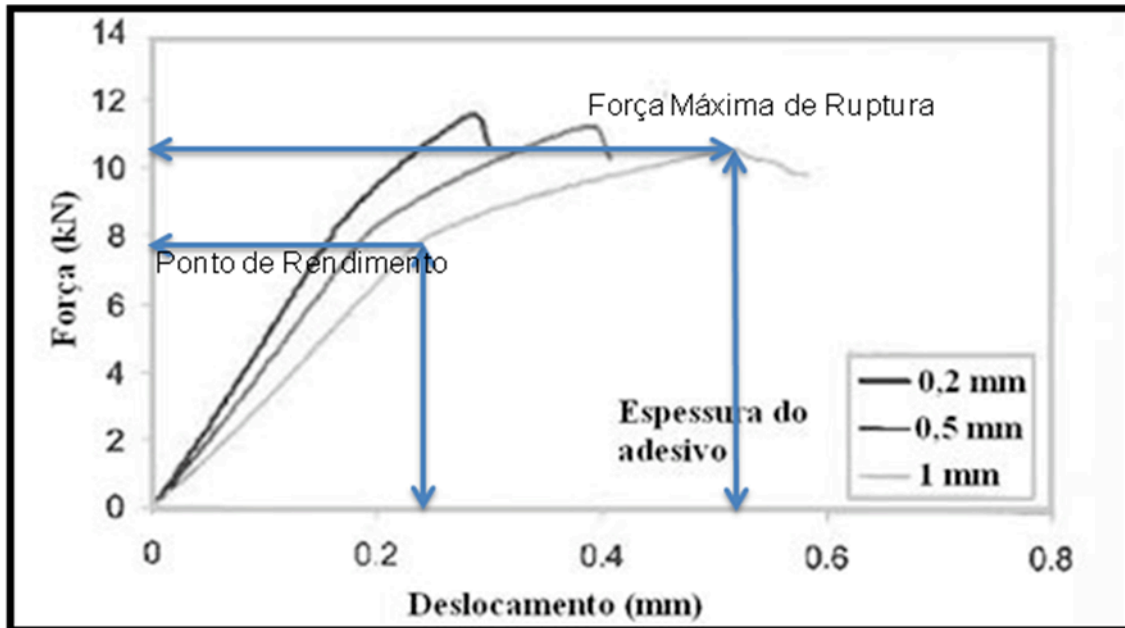


FIGURA 4 – GRÁFICO DE FORÇA-ALONGAMENTO
 FONTE: O AUTOR

Força de Rendimento é medida no local onde a inclinação da curva de força por alongamento primeira diminui em mais de 50%. Este ponto representa a força que precipita um fracasso inicial irreversível, como o deslizamento do nó de sutura, o deslizamento da sutura do tendão ou arrancamento da âncora do osso. Em alguns casos, a força aumenta além do valor de rendimento para um valor maior final; em outros casos, o ponto de falha inicial é também o ponto de falha final. Assim, a Força de Rendimento é sempre menor ou igual à Força Máxima de Ruptura. Esta definição difere daquela comumente utilizada para metais, porque metais e tendões não se comportam de forma idêntica, mas as duas definições transmitem essencialmente o mesmo significado.

Rigidez é representada pela inclinação da região linear da curva de força-alongamento por unidade de comprimento. No entanto, essas duas propriedades são numericamente diferentes porque a rigidez é normalizada para eliminar o efeito do comprimento da amostra. Alongamento é relatado como uma porcentagem do comprimento inicial do espécime e rigidez é relatada como a força por alongamento por unidade de comprimento do espécime (SILVA *et al.*, 1998).

Tensão é a força por unidade de área ou intensidade das forças distribuídas sobre uma dada secção, é denotada pela letra grega σ (sigma). A tensão num elemento de área com uma secção transversal medida em metros quadrados sujeito a um esforço axial medido em Newton é então obtida através do quociente do valor força do esforço pela área em metros quadrados (NORTON, 2000).

3 MATERIAL E MÉTODO

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 COMITÊ DE ÉTICA

O projeto de pesquisa foi encaminhado para aprovação no comitê de ética em pesquisas da Secretaria da Saúde do Paraná/Hospital do Trabalhador (CEP/SESA/PR) onde recebeu aprovação nº 174/2010 (ANEXO 2).

Conforme lei 11.794 de 08 de Outubro de 2008 que regulamenta o inciso VII do § 1º do art. 225 da Constituição Federal, que estabelece os procedimentos para o uso científico de animais. Elimina a necessidade de aprovação nas Comissões de Ética no Uso de Animais – CEUAs, para os procedimentos relacionados às práticas agropecuárias como o abate e comércio de carne.

3.2 TENDÕES E AQUISIÇÃO

Dez tendões extensores digitais comuns de bovinos, da raça nelore, frescos e com idade média de abate de dois anos foram adquiridos em uma empresa especializada no abate e comércio de carne bovina [Frigorífico Argus LTDA].

A retirada dos tendões extensores digitais comuns dos bovinos ocorreu sob supervisão do pesquisador. Obtendo para extração, a parte distal do membro anterior do bovino (FIGURA 5).

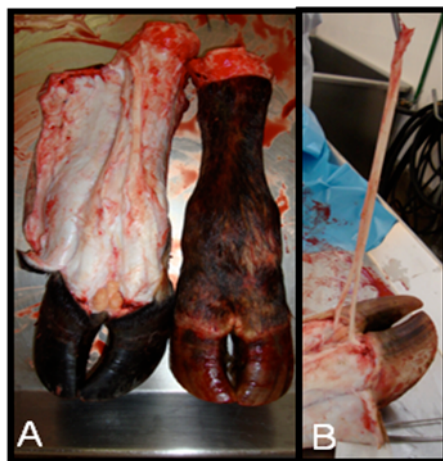


FIGURA 5 - (A) MEMBRO ANTERIOR DO BOVINO. (B) RETIRADA DO TENDÃO EXTENSOR DIGITAL COMUM
FONTE: O AUTOR

3.3 PREPARO DOS TENDÕES

Os tendões adquiridos foram embalados em plásticos e levados ao laboratório de pesquisa do CTEA (Centro de Traumatologia Esportiva e Artroscopia) - Hospital Vita Curitiba, perfazendo um período de 60 minutos da retirada ao início do preparo.

Cada tendão extensor digital comum de bovino foi dividido formando pares (FIGURA 6). (DONAHUE *et al.*, 2001). Os pares foram separados em dois grupos de dez tendões num total de vinte tendões e deixados todos com vinte centímetros (cm) de comprimento.

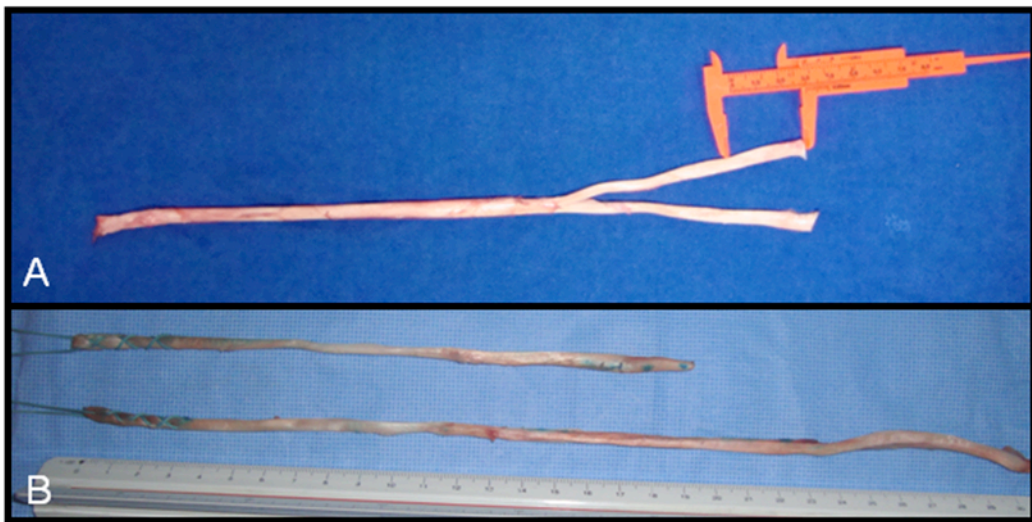


FIGURA 6 - (A) TENDÃO EXTENSOR DIGITAL COMUM BOVINO INTEIRO COM PAQUÍMETRO DEMONSTRANDO 3 CM ONDE SERÁ REALIZADA A SUTURA. (B) TENDÃO DIVIDIDO, UM COM O COMPRIMENTO TOTAL E OUTRO COM 20 CM

FONTE: O AUTOR

O primeiro grupo, definido como ponto de configuração em “X”, foi preparado com fio agulhado de poliéster, sintético, trançado número 5 (*Ethibond*®) a sutura foi iniciada na porção distal do enxerto, em uma das margens, com pontos transfixante em toda substância do tendão, com espaçamento entre os pontos de 7,5 mm até alcançar 3 cm distal ao início da sutura, retornando a sutura da mesma maneira, pela margem do início da sutura, transfixando o tendão nos espaços livres, intercalando os pontos, cruzando a sutura em configuração “X”. O mesmo procedimento foi realizado na outra extremidade do tendão (FIGURAS 7 e 8).

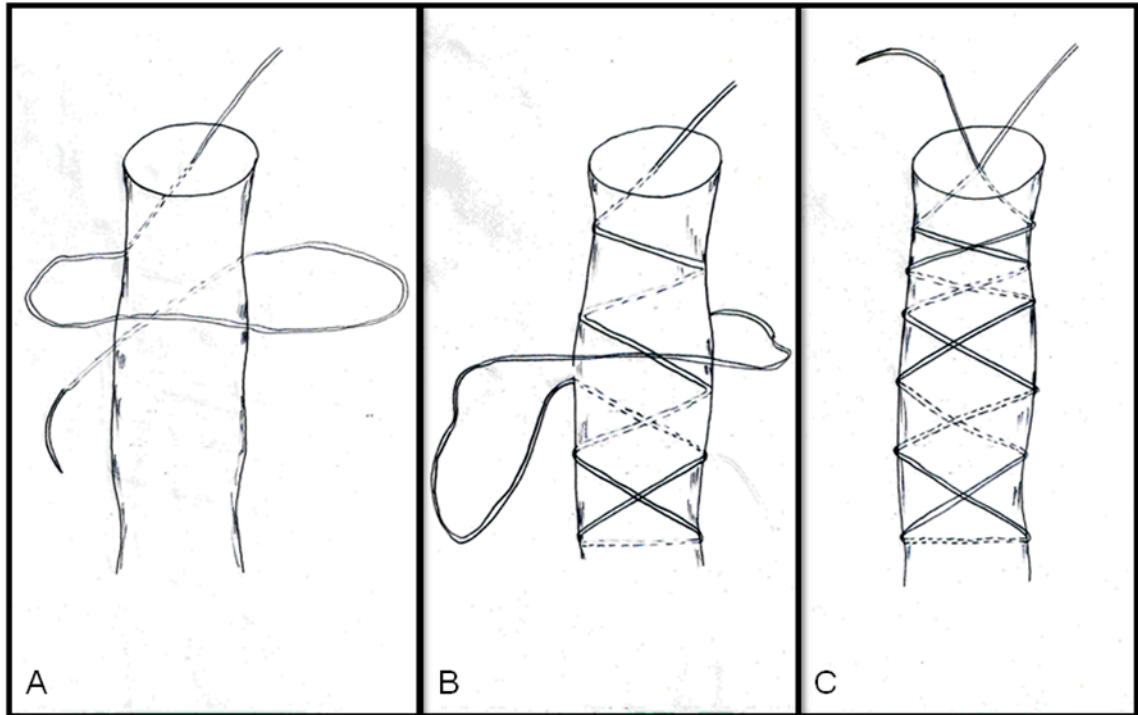


FIGURA 7 -(A) INÍCIO DO PREPARO DO PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM "X" NA PORÇÃO DISTAL DO TENDÃO COM PONTOS TRANSFIXANTE EM TODA SUBSTÂNCIA E ESPAÇAMENTO ENTRE OS PONTOS DE 7,5MM. (B) RETORNANDO A SUTURA DA MESMA MANEIRA TRANSFIXANDO O TENDÃO NOS ESPAÇOS LIVRES. (C) PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM "X" CONCLUÍDO

FONTE: O AUTOR

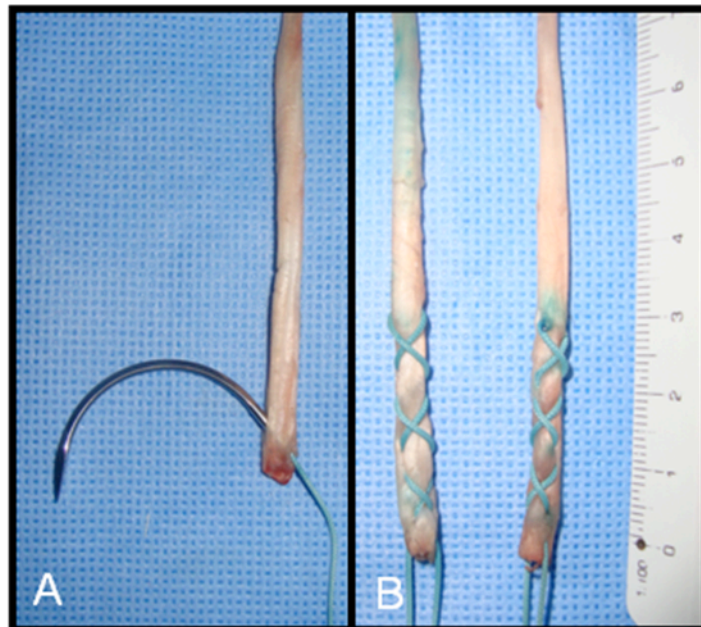


FIGURA 8 - (A) TENDÃO EM PREPARO COM PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM "X" E (B) CONCLUÍDO

FONTE: O AUTOR

O segundo grupo, definido como ponto de configuração em “Laçada”, foi preparado com o mesmo tipo de fio agulhado de poliéster, sintético, trançado número 5 (*Ethibond*®), entretanto com a agulha do fio retirada para utilização somente do fio que foi montando de maneira dupla em uma agulha avulsa formando um laço (FIGURA 9). A extremidade do tendão foi introduzida no laço, posicionando a agulha superiormente, os pontos foram realizados transfixando o tendão da face superior para inferior em cada ponto. Iniciou-se a sutura 3 cm distal ao término do enxerto através de laçadas e pontos transfixantes em toda substância do tendão, com espaçamento entre os pontos de 7,5 mm (FIGURAS 10 e 11). O que também era realizado na outra extremidade do tendão.

Todos os tendões foram pré tensionados após confecção dos pontos com carga de 100 Newton para retirar as folgas do sistema (FIGURA 12) (DERAMO *et al.*, 2008).

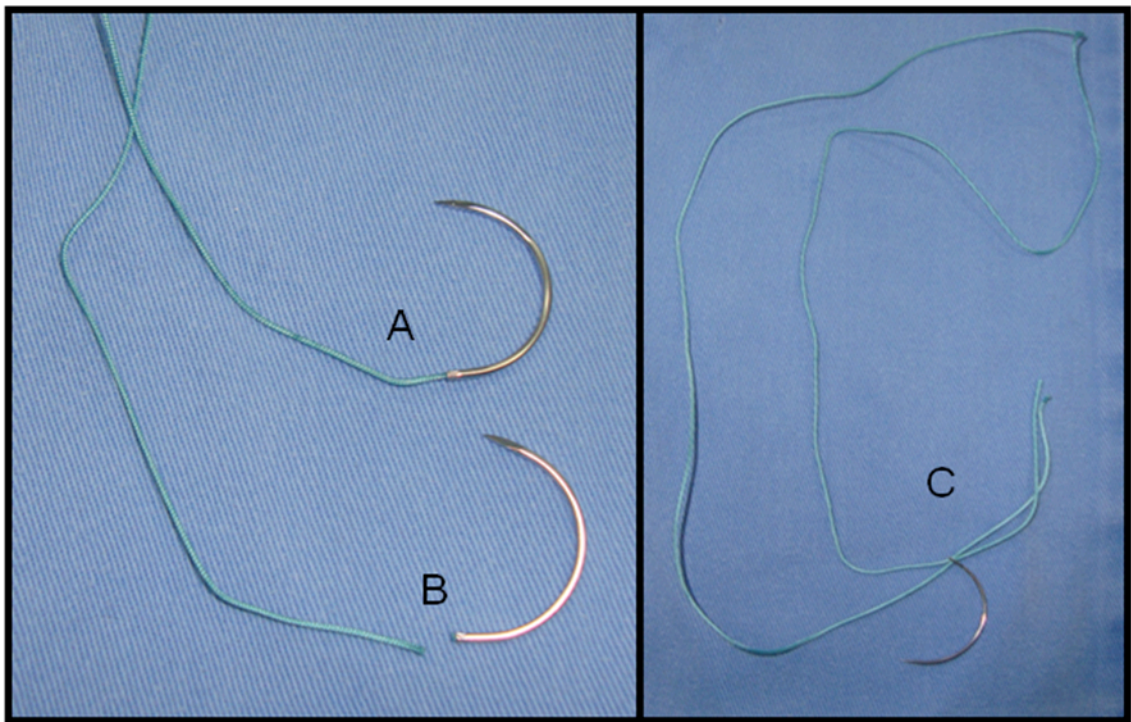


FIGURA 9 - (A) FIO AGULHADO DE POLIÉSTER, SINTÉTICO TRANÇADO NÚMERO 5. (B) AGULHA SEPARADA DO FIO. (C) FIO DE POLIÉSTER, SINTÉTICO TRANÇADO NÚMERO 5 MONTADO DE MANEIRA DUPLA EM UMA AGULHA AVULSA
FONTE: O AUTOR

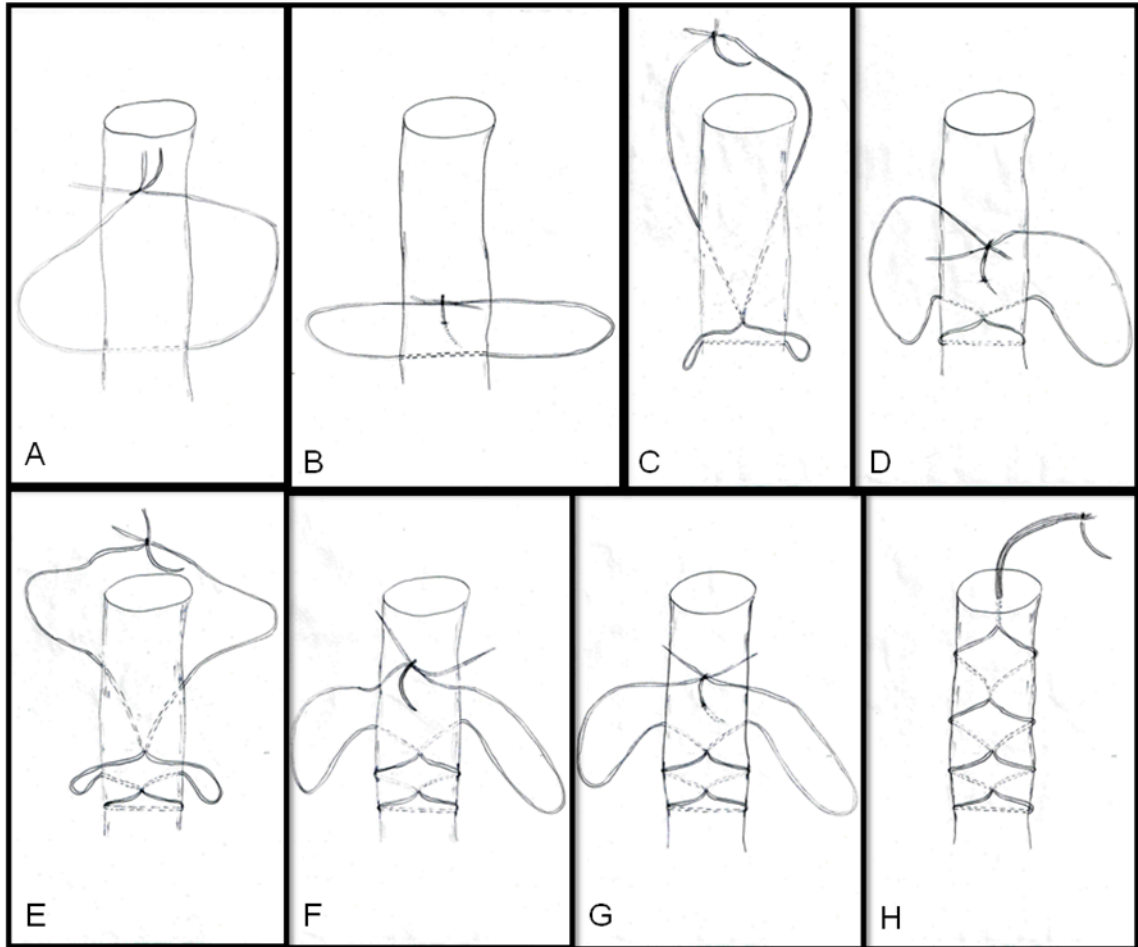


FIGURA 10 - (A) INÍCIO DO PREPARO PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA”, LAÇANDO O TENDÃO 03 CM PROXIMAL AO TÉRMINO DO ENXERTO. (B) PRIMEIRO PONTO TRANSFIXANDO O ENXERTO 03 CM PROXIMAL AO TERMINO DO ENXERTO (C, D, E, F, G) LAÇADAS DO TENDÃO E PONTO TRANSFIXANDO O TENDÃO COM ESPAÇAMENTO DE 7,5 MM. (F) PONTO COM CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA” JÁ CONCLUÍDO

FONTE: O AUTOR



FIGURA 11 - TENDÃO PREPARADO COM PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA”
FONTE: O AUTOR

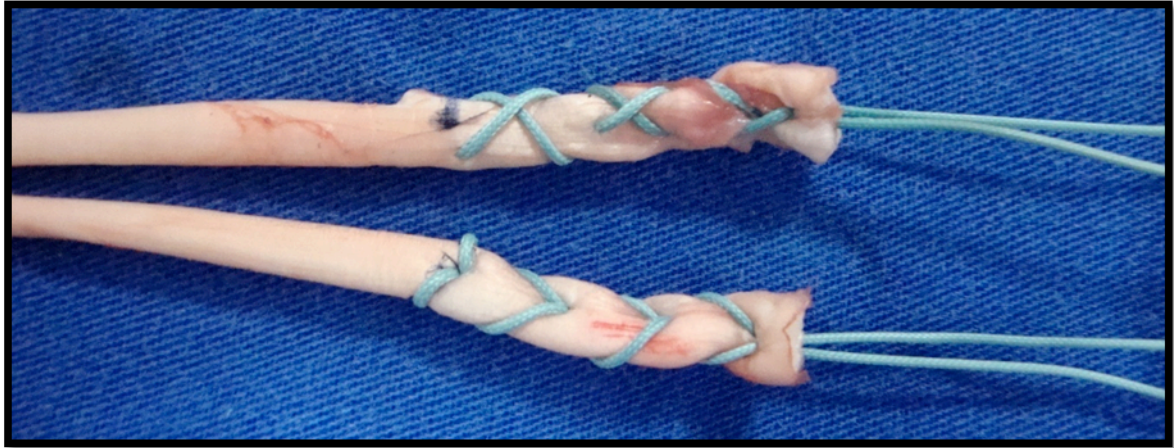


FIGURA 12 - PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “X” E PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA”
 FONTE: O AUTOR

3.4 MENSURAÇÕES DA ÁREA DOS CORPOS DE PROVA

Todos os tendões previamente preparados foram dobrados ao meio sobre um fio agulhado de poliéster, sintético, trançado número 5 (*Ethibond*®), tipo “em cavaleiro”. Nesta configuração dupla eles foram denominados “Corpos de Prova” (FIGURA 13), ficando com um comprimento de dez centímetros e mantidos em uma tensão de 20 Newton.

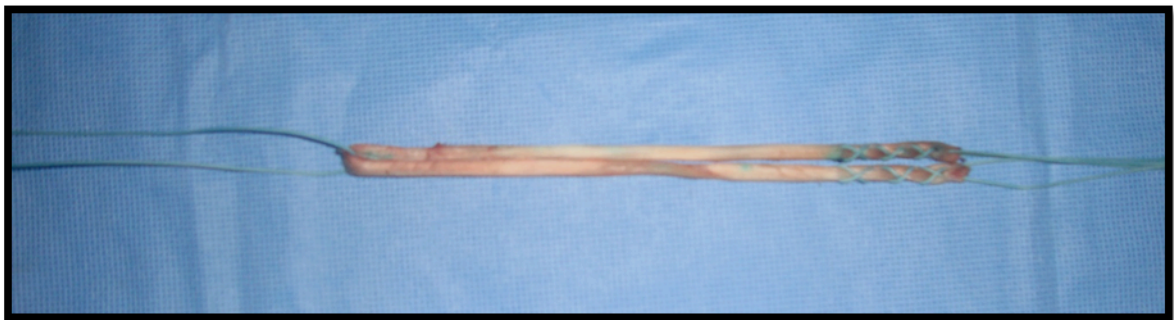


FIGURA 13 - CORPO DE PROVA
 FONTE: O AUTOR

Cada “Corpo de Prova” foi envolvido por uma pasta de alginato (Alginato Jeltrade Tipo II Presa Normal) que após alguns segundos, ficavam com consistência de borracha. O tendão era retirado, mantendo a impressão do “Corpo de Prova” no alginato como um molde. Esse molde foi seccionado transversalmente (GOODSHIP; BIRCH, 2005).

As secções geradas pelo molde de alginato foram digitalizadas com resolução de 600 dpi por digitalizador HP J5780®.

As áreas de secção transversal dos moldes foram medidas com auxílio do programa Image-Pro Plus®, que através das imagens digitalizadas forneceram uma medida de área.

A parte da secção transversa mais fina de cada “Corpo de Prova” foi selecionada para cálculo da área (STIEVEN FILHO *et al.*, 2010).

3.5 EXPERIMENTO

O grupo dos tendões com ponto de configuração em “X” e o grupo dos tendões com ponto de configuração em “Laçada” foram embalados separadamente e etiquetados para distinguir o modo de sutura e levados, quatro horas após a aquisição dos tendões, ao departamento de mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) onde foram adaptados em uma máquina de tração universal hidráulica MTS 810 (FIGURA14). Com uma célula de carga modelo 661.19 F-02 com capacidade para dez Kilonewton da *MTSSystems Corporation*.



FIGURA 14 - MÁQUINA DE TRAÇÃO UNIVERSAL HIDRÁULICA MTS 810
FONTE: WESTERN MICHIGAN UNIVERSITY

Cada “Corpo de Prova” foi instalado na máquina trocando o fio (*Ethibond*®) utilizado na dobra para medição da área por uma barra cilíndrica de aço de 6,35 milímetro (mm) de diâmetro no topo da máquina de tração (FIGURA15). Como ocorre na fixação em cavaleiro e fixado na base da máquina com os fios (*Ethibond*®) utilizados para sutura das extremidades de cada “Corpo de Prova” presos em uma pinça hemostática cirúrgica (FIGURAS 15, 16). Mantendo o tamanho do fio, entre o fim do tendão e a pinça hemostática, em 15 centímetros em todos os testes.

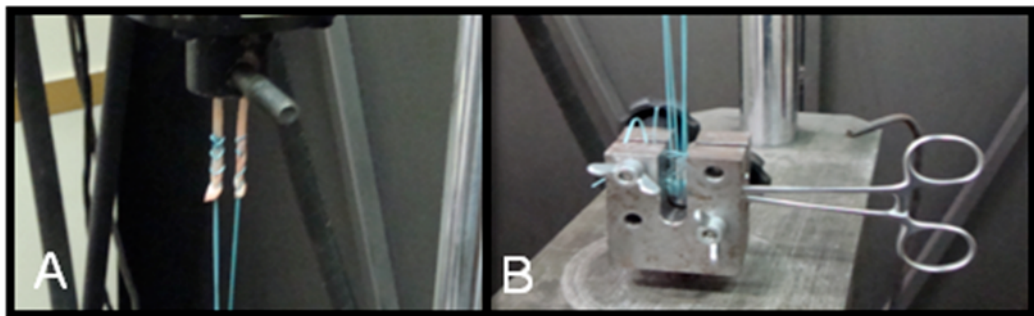


FIGURA 15 - CORPO DE PROVA POSICIONADO NA MÁQUINA DE TRAÇÃO (A) FIXADO EM CAVALEIRO (B) FIXADO COM A PINÇA HEMOSTÁTICA
 FONTE: O AUTOR

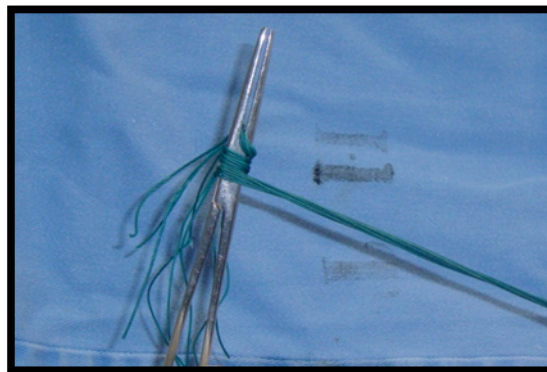


FIGURA 16 - DEMONSTRANDO PINÇA HEMOSTÁTICA E A FORMA COMO SE FIXAVA AO FIO
 FONTE: O AUTOR

A Força Máxima de Ruptura e a resultante de força versus deslocamento foram obtidas e expressadas em um gráfico padrão (FIGURA 17). A velocidade de ensaio foi de 30 milímetros por minuto (ASSUNÇÃO *et al.*, 2011).

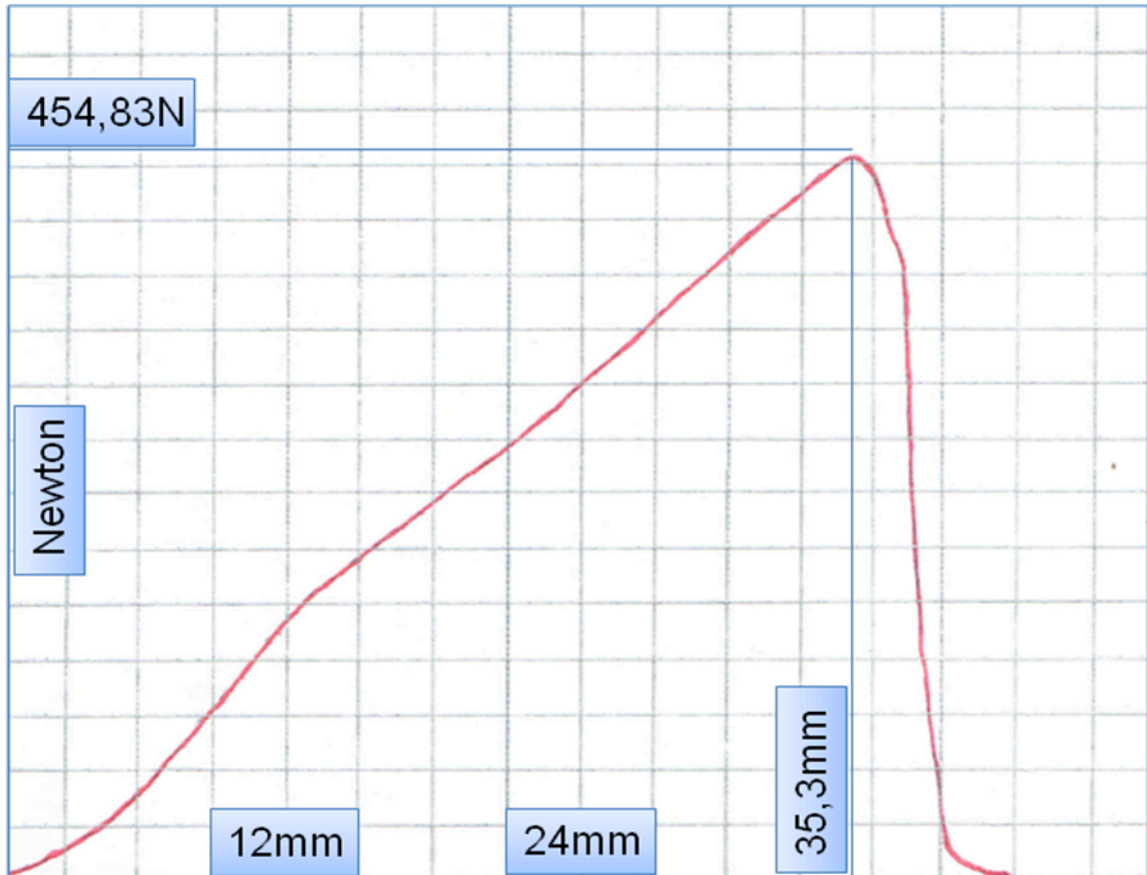


FIGURA 17 - RESULTADO FORÇA VERSUS DESLOCAMENTO
 FONTE: O AUTOR

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para análise estatística testou-se a pressuposição de normalidade dos dados obtidos: de Força Máxima de Ruptura, Rigidez e Tensão para os “Corpos de Provas” dos pontos de configuração em “X” e “Laçada”. Para este fim utilizou-se o teste estatístico de Shapiro-Wilk (SHAPIRO; WILK, 1965), cuja hipótese de nulidade expressa que os dados em questão têm distribuição normal. Os dados também foram utilizados para configurar o gráfico “Boxplot” (FIGURA18), que na estatística descritiva e de comparação de dados identificam *Outliers* ou valores discrepantes (APARECIDA; PEREIRA, 2012). Em seguida, realizaram-se testes estatísticos T para as amostras independentes (STUDENT, 1908), considerando, $p < 0.05$. Os resultados obtidos de Força Máxima de Ruptura, Rigidez e Tensão de ambos os preparos foram comparadas.

Na análise estatística utilizou software SPSS17 para Windows.

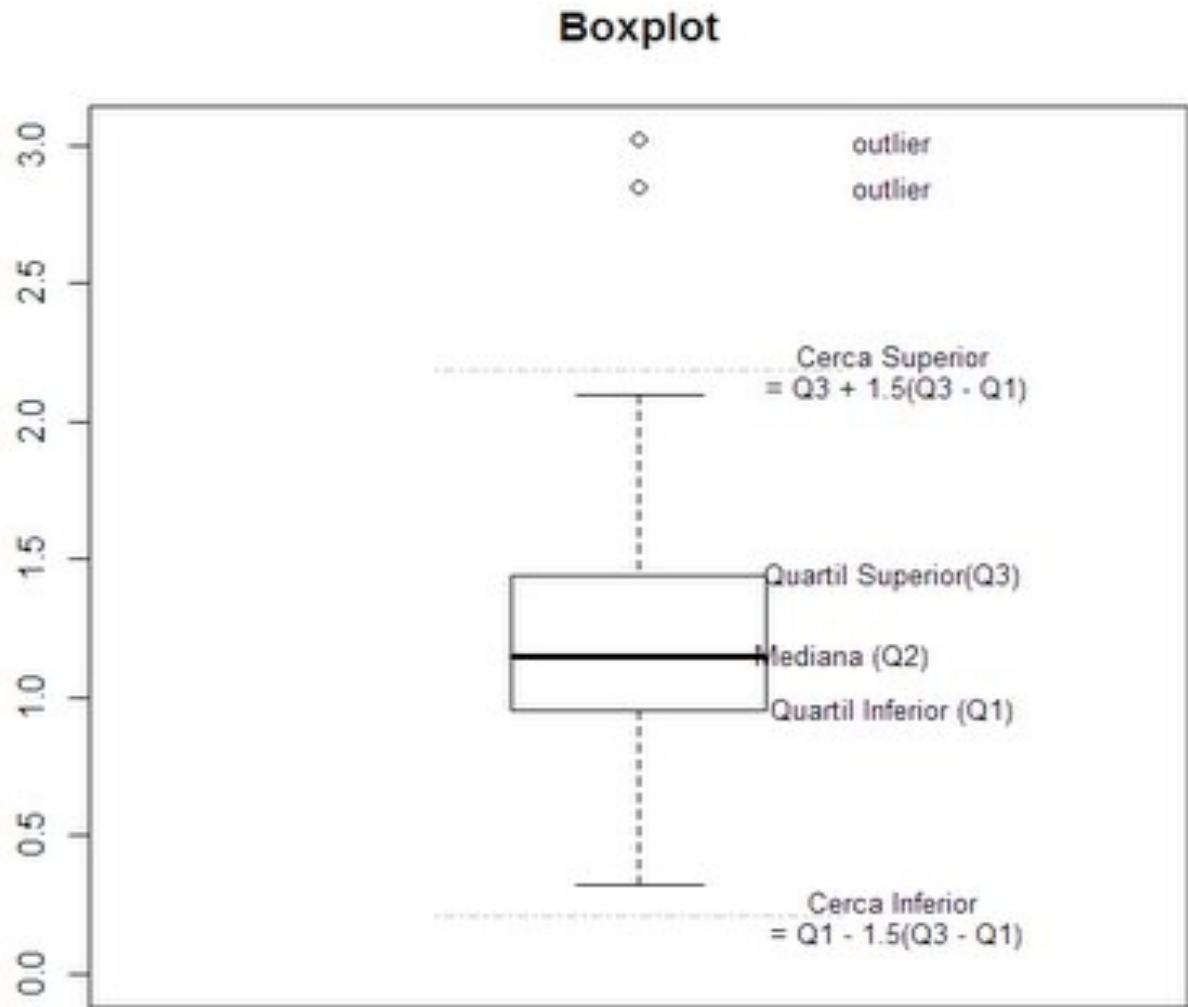


FIGURA 18 - CONFIGURAÇÃO DE EM GRÁFICO BOXPLOT; OS DADOS QUE FICAM ACIMA DA CERCA SUPERIOR E OU ABAIXO DA CERCA INFERIOR SÃO CONSIDERADOS *OUTLIER*

FONTE: ARAÚJO, P.C.; ABAR, C.A.L.p. SOBRE O BOXPLOT NO GEOGEBRA. **REVISTA DO INSTITUO GEOGEBRA INTERNACIONAL DE SÃO PAULO, SÃO PAULO, V.1, N.1, P. 13-21, 2012.**

4 RESULTADOS

4 RESULTADOS

A área de secção transversa entre os grupos foi 16,2 mm² no ponto de configuração em “Laçada” e de 16,08 mm² no ponto de configuração em “X” sem diferença estatística significativa com $p=0,283$.

4.1 FORÇA MÁXIMA DE RUPTURA

O ponto de configuração em “Laçada” apresentou uma média de Força Máxima de Ruptura de 444,45 N. O ponto de configuração em “X” uma média de Força Máxima de Ruptura de 407,59 N. O teste de normalidade Shapiro-Wilk demonstrou que os grupos pontos de configuração em “Laçada” e pontos em configuração “X” possuíam distribuição compatível com a normal em relação à Força Máxima de Ruptura. Os dados, no gráfico Boxplot, demonstraram a existência *Outliers* no grupo ponto em “Laçada” (GRÁFICO 1).

O Teste T para amostras independentes com os *Outliers* para os dados de Força Máxima de Ruptura do ponto de configuração em “X” e em “Laçada” não demonstrou diferença estatística significativa com $p=0,318$. Depois da retirada dos *Outliers* (GRÁFICO 2.) o Teste T para amostras independentes definiu que as diferenças entre as Forças Máximas Rupturas dos grupos apresentaram diferenças estatísticas significativas com $p=0,030$. O poder desta análise estatística foi de 99,80%.

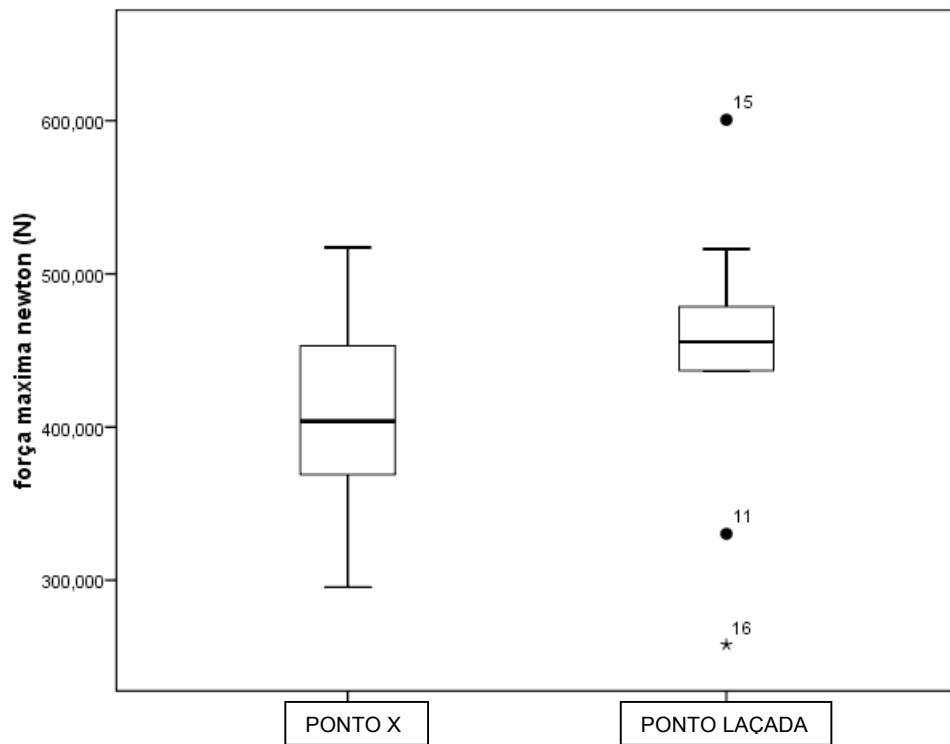


GRÁFICO 1 - DISTRIBUIÇÃO DE FORÇA MÁXIMA DE RUPTURA COM OS *OUTLIERS*

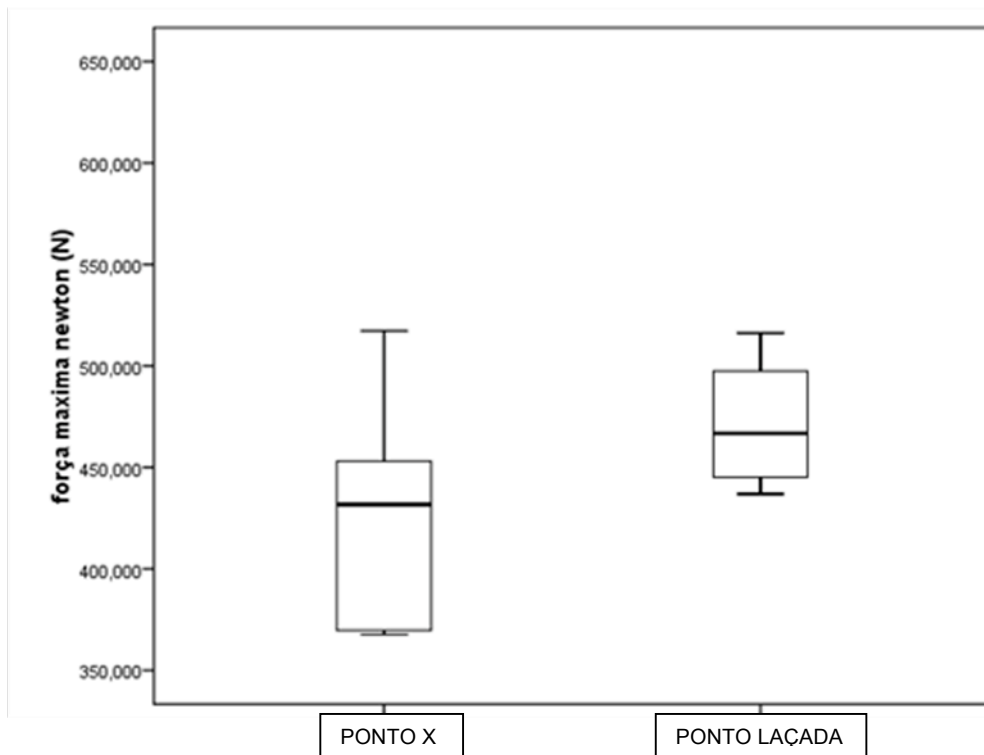


GRÁFICO 2 - DISTRIBUIÇÃO DE FORÇA MÁXIMA DE RUPTURA SEM OS *OUTLIERS*

Todas as falhas dos testes de Força Máxima de Ruptura ocorreram na porção proximal do complexo fio tendão (FIGURA 19).



FIGURA 19 - FALHA DOS PONTOS NO ENSAIO DE TRAÇÃO
FONTE: O AUTOR

4.2 RIGIDEZ

A pressuposição de normalidade, dos dados obtidos de Rigidez para os corpos de provas dos pontos de configuração em “X” e “Laçada”, foi confirmada pelo teste estatístico de Shapiro-Wilk. A Rigidez média do ponto de configuração em “Laçada” foi 11,57 N/mm e do ponto de configuração em “X” foi 11,804 N/mm. A diferença entre os dois grupos não foi significativa com $p=0,350$.

4.3 TENSÃO

O teste de normalidade Shapiro-Wilk demonstrou que os grupos pontos de configuração em “Laçada” e pontos de configuração em “X” possuíam distribuição compatível com a normal em relação Tensão. Os dados no gráfico Boxplot demonstraram a existência um *Outlier* no grupo ponto em “Laçada”. A Tensão média obtida do ponto de configuração em “Laçada” foi de 27,67 megapascal (MPa) e no ponto de configuração em “X” foi de 25,73 MPa a diferença estatística entre os dois grupos foi significativa com $p=0,036$. Depois da retirada do *Outlier* (GRÁFICOS 3 e 4).

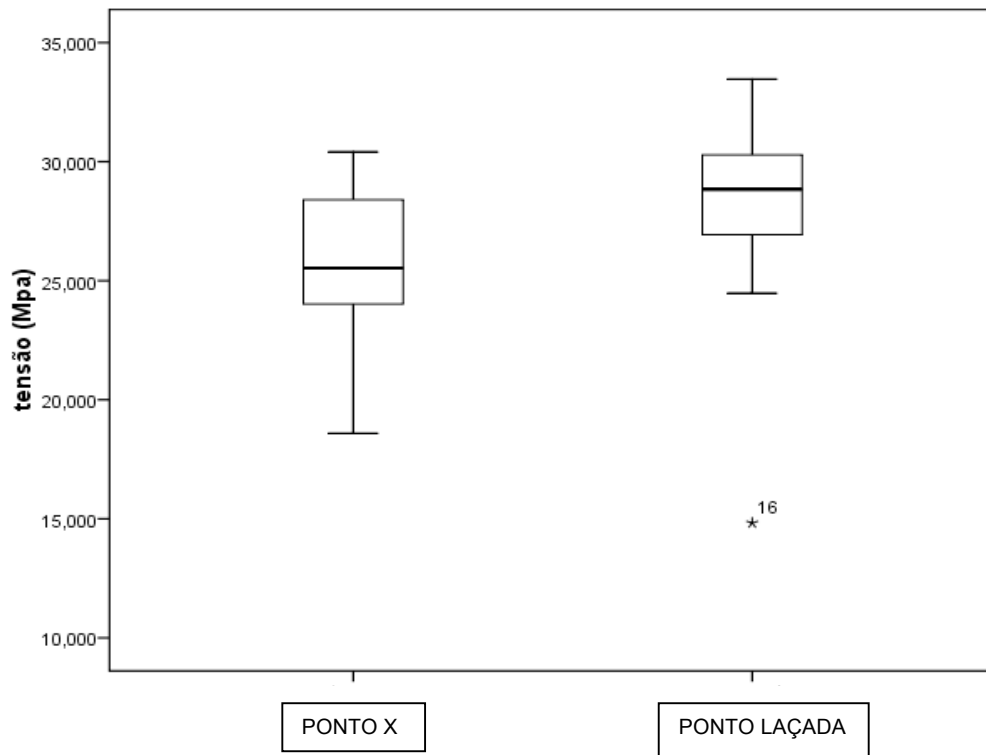


GRÁFICO 3 - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO COM O OUTLIER

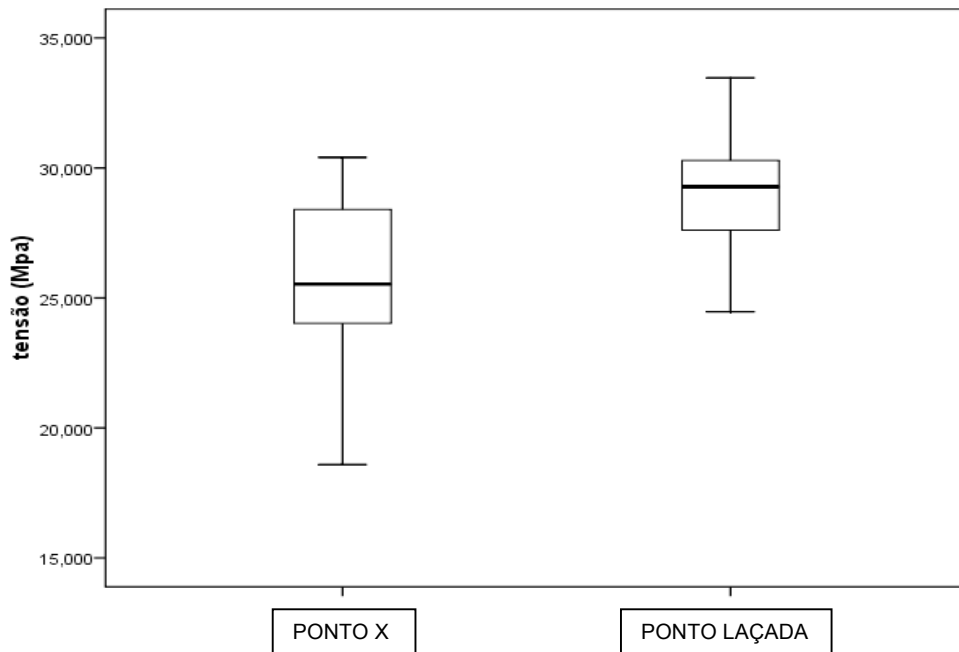


GRÁFICO 4 - DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO SEM O OUTLIER

4.4 RESUMO DOS DADOS OBTIDOS PARA CORPO DE PROVA COM PONTOS DE CONFIGURAÇÃO EM “X”

Os dados obtidos de Área, Força Máxima de Ruptura, Rigidez e Tensão para os corpos de provas com pontos de configuração em “X” constam na TABELA 1.

TABELA 1 - RESULTADOS DOS CORPOS DE PROVA COM PONTOS DE CONFIGURAÇÃO EM “X”.(N=10)

	Ao (mm²)	Força(N)	Rigidez(N/mm)	σ (MPa)
Média	16,08	407,59	11,804	25,73
DP	3,25	63,37	3,631	3,62
Mínimo	11,7	295,52	3,087	18,59
Máximo	23,4	517,24	16,476	30,4

Nota: n = número de testes, DP = desvio-padrão, Ao = área, σ= tensão

4.5 RESUMO DOS DADOS OBTIDOS PARA CORPO DE PROVA COM PONTOS DE CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA”

Os dados obtidos de Área, Força Máxima de Ruptura, Rigidez e Tensão para os corpos de provas com pontos de configuração em “Laçada” constam na TABELA 2.

TABELA 2 - RESULTADOS DOS CORPOS DE PROVA COM PONTOS DE CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA”.(N=10)

	Ao (mm²)	Força(N)	Rigidez (N/mm)	σ (MPa)
Média	16,2	444,45	11,570	27,67
DP	2,69	94,06	3,287	5,17
Mínimo	13,5	257,94	7,341	14,82
Máximo	22,3	600,68	18,372	33,47

Nota: n = número de testes, DP = desvio-padrão, Ao = área, σ= tensão

5 DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

A reconstrução ligamentar é uma das cirurgias mais realizadas no joelho. Nas últimas décadas o conhecimento e o aperfeiçoamento destas técnicas e seus materiais tem avançado. A maioria dos estudos para o aprimoramento das reconstruções se baseia na escolha dos enxertos, na melhoria dos métodos de fixação e no desenvolvimento de métodos de reconstrução que permitam à reestruturação da biomecânica do joelho.

Com o aprimoramento das técnicas de reconstrução, a sutura e o preparo dos tendões ganharam um aspecto mecânico importante.

O preparo dos enxertos dos tendões flexores com pontos de configuração em “X” e em “Laçada” são muitos utilizados, entretanto pouco ou nada se encontra para justificar a utilização de um ou outro método. Alguns autores citam como escolha, a sutura em *Crisscrosses*, porém não demonstram dados biomecânicos objetivos sobre este tipo de preparo (HOWELL; GOTTLIEB, 1996). O ponto de configuração em “X” é um ponto que se assemelha ao *Crisscrosses*, porém sua sutura une as pontas individualmente. O ponto de configuração em “X” cruza o enxerto de uma forma fácil de reproduzir e sua execução raramente produz cortes na região aplicada ou divisões dos bordos do enxerto. O ponto de configuração em “Laçada”, que foi desenvolvido, simulando um ponto “loop” pré fabricado (Fiber loop®), é utilizado por ser econômico, usando materiais de fácil obtenção e aquisição nos serviços de saúde, permitindo os mesmos princípios do ponto “loop” pré fabricado que são fácil e rápida aplicação no preparo do enxerto.

A escolha dos tendões extensores comuns digitais de bovinos para o experimento teve base nos estudos que compararam as propriedades entre estes e os tendões flexores (grácil e semitendíneo) do joelho humano (DONAHUE *et al.*, 2001), demonstrando que os enxertos de tendões extensores digitais comuns de bovinos podem substituir os tendões flexores em ensaios de tração. Outro fator importante na escolha foi a possibilidade de obter os tendões frescos e realizar os testes de tração no mesmo período do dia de sua extração; evitando alterações como as que ocorrem no módulo de elasticidade dos tendões quando os mesmos são armazenados com congelamento (MATTHEWS; ELLIS, 1968) ou em formalina que endurecem o tecido (KRAPPINGER *et al.*, 2007).

A escolha do fio de sutura de poliéster trançado (Ethibond®) número 5 para a realização do preparo não se baseou somente nas suas qualidades mecânicas: Força Máxima de Ruptura de 249 N e Valor de Deslizamento do Nó de 5,1 mm na força máxima; mas também se fundamentou na facilidade de sua obtenção, no seu menor custo e na tentativa de basear o estudo *in vitro* em preparos utilizados na prática diária onde o fio de sutura de poliéster trançado (Ethibond®) número 5 é um dos mais utilizados.

Os dados obtidos de Força Máxima de Ruptura e Tensão para cada “Corpo de Prova” quando distribuídos no gráfico de “Boxplot” mostraram a presença de valores discrepantes, *Outlier*, que são valores que se localizam muito afastados de quase todos os demais valores. Podem ter origem em observações, leituras incorretas, ou serem valores reais de amostras que apresentaram uma variabilidade expressiva. A identificação dos *Outlier* é importante no cálculo da média aritmética, que tem como característica a influência dos valores extremos, podem ter efeito sobre o desvio padrão e sobre a escala do histograma e da forma da distribuição de frequência dos dados. A utilização do método “Boxplot” para determinação dos dados discrepantes foi motivado pelo fato de ser um método bastante utilizado, fácil de usar e de maior precisão para detecção de observações verdadeiramente atípicas (APARECIDA; PEREIRA, 2012).

A eliminação pura e simples do *Outlier* realizado no trabalho foi feito com prudência. As análises com e sem a presença das respectivas observações foram realizadas; as conclusões foram discordantes e os valores discrepantes *Outliers* influenciaram no resultados.

O ponto de configuração em “Laçada” apresentou uma Força Máxima de Ruptura (444,45 N), maior que o do ponto de configuração em “X” (407,59 N), com diferenças estatisticamente significativa ($p=0,030$), após a retirada dos *Outlier*. Considerando que a força necessária aplicada em um enxerto de tendão para proporcionar uma tensão mínima e assim fornecer melhores condições de incorporação do enxerto ao sítio receptor e restaurar a cinemática e as forças de contato articular do joelho, no momento de sua fixação na cirurgia de reconstrução ligamentar esteja entre 60 a 140 Newton (FLEMING *et al.*, 2001), ambos os modos de preparos são adequados, não obstante a Força Máxima de Ruptura do ponto de configuração em “Laçada” ser maior.

Observando-se que o valor mínimo da Força Máxima de Ruptura no ponto de configuração em “X” foi de 295,52 N e no ponto de configuração em “Laçada” foi de 257,94 N e que estes valores de resistência se encontram dentro de uma distribuição compatível com a normalidade conforme o teste de normalidade de Shapiro-Wilk pode-se considerar que ambas as configurações dos pontos seriam suficientes para suportar as forças necessárias de tensões aplicadas no enxerto no momento de sua fixação nas regiões receptoras do fêmur e da tíbia, mesmo quando somente consideramos os valores mínimos de resistência.

Os métodos de fixação dos enxertos têm que promover resistência e rigidez que permitam uma incorporação biológica no local da aplicação do enxerto durante o período de cicatrização. Por uma perspectiva biomecânica a fixação representa o elo mais fraco nos primeiros estágios de cicatrização da reconstrução dos ligamentos cruzados (BEYNNON *et al.*, 2005).

A reconstrução do ligamento cruzado anterior usando uma única banda é a mais comum. Com a maior compreensão da anatomia e tentando aumentar a eficácia técnica da reconstrução do ligamento cruzado anterior, a reconstrução em dupla banda, feixe Antero Medial e Postero Lateral, que utiliza na maioria das vezes enxertos de tendões flexores, tem sido defendida por proporcionar uma reconstrução anatômica, melhorando a cinemática e a biomecânica do joelho, embora exista uma aparente vantagem teórica nesta reconstrução não existe um consenso sobre sua superioridade (GADIKOTA *et al.*, 2011; SONG *et al.*, 2009; TSUDA *et al.* 2009).

Quando se faz a reconstrução em uma única banda à utilização dos enxertos flexores ocorre em forma dupla para Semitendíneo e para o Grácil, que unidos configuram um arranjo quádruplo onde são posicionados em um único túnel no fêmur e na tíbia. Além disso, são fixados nesta posição como uma única estrutura e não isoladamente para cada tendão. Todavia, quando se faz a técnica em dupla banda utilizam os enxertos de Semitendíneo de forma dupla para simular uns dos feixes e o Grácil de forma dupla para simular o outro feixe, sendo necessários para isto dois túneis no fêmur e dois túneis na tíbia e fixação independente para cada enxerto em cada túnel.

A utilização da configuração dos “Corpos de Prova” de forma dupla e a maneira que foram posicionadas na máquina de tração nos permitem dizer que a média da Força Máxima Ruptura dos dois tipos de pontos no preparo dos tendões

(444,45 N no “Laçada” e 407,59 N no “X”) são insuficientes para resistência necessária a uma adequada incorporação biológica na técnica de reconstrução em dupla banda com fixação Tipo Poste isolada que utiliza os fios de sutura do preparo dos enxertos para fixação. Lembrando que nas primeiras seis semanas de pós-operatório a fixação do enxerto tem que resistir cargas mecânicas de atividade diárias estimadas em até 454 N (NOYES *et al.*, 1984).

Quando a reconstrução do ligamento cruzado anterior é realizada em uma única banda os enxertos são fixados em configuração quádrupla; se somarmos as Forças Máxima de Ruptura de dois “Corpos de Prova” do ponto de configuração em “X” ($2 \times 407,59 \text{ N} = 815,18 \text{ N}$) e dois “Corpos de Prova” do ponto de configuração em “Laçada” ($2 \times 444,45 \text{ N} = 888,09 \text{ N}$) para simular uma configuração quádrupla a Força Máxima de Rotura resultante é aparentemente maior do que o necessário para suportar cargas mecânicas de atividade diárias estimadas em até 454 N. Estudos futuros elaborados para confirmar esta hipótese poderão ser realizados.

Para mensuração da área de secção transversa do enxerto o alginato (Material Elástico para Impressão) foi utilizado. Essa técnica de medição em três dimensões foi considerada precisa, não destrutiva e de baixo custo (GOODSHIP; BIRCH, 2005).

Deve-se tomar o devido cuidado para aplicação de uma carga inicial de 20 N no tendão para aferir sua área, evitando que dobras alterem o resultado. Também se avalia a área de imediato para evitar que dilatações do alginato prejudiquem a medida (DONAHUE *et al.*, 2001; ENDO *et al.*, 2007).

A média da secção transversa de ambos os grupos de corpos de prova para o experimento não apresentaram diferenças estatística ($p=0,283$) o que permitiu a melhor comparação entre os dois grupos. Não foi possível comparação com outros estudos, que avaliaram a secção transversa, em virtude de diferentes modos de preparo e armazenamento dos “Corpos de Provas” descritos na literatura. A mensuração com uma única dobra sobre o tendão apresentou média no ponto de configuração em “X” e “Laçada” de $16,08 \text{ mm}^2$ e $16,2 \text{ mm}^2$ respectivamente. Quando comparamos a área de secção transversa em estudos que preparavam os tendões de forma quádrupla temos médias de $38,9 \text{ mm}^2$ e $40,9 \text{ mm}^2$ (DONAHUE *et al.*, 2001). Ao se multiplicar nossos resultados por dois ($2 \times 16,08 \text{ mm}^2 = 32,16 \text{ mm}^2$ e $2 \times 16,2 \text{ mm}^2 = 32,4 \text{ mm}^2$), para equivaler ao dos tendões de forma quádrupla observamos

médias inferiores de secção transversa. Talvez estes valores estejam relacionados ao fato, de que, neste estudo a avaliação foi realizada com tendões frescos e no trabalho acima, os tendões foram previamente congelados e durante o descongelamento foi adicionado soro fisiológico o que pode infiltrar o tecido conjuntivo do tendão aumentando sua área.

A Rigidez obtida nos dois tipos de preparo dos enxertos (11,804 N/mm no ponto em “X” e 11,57 N/mm no ponto em “Laçada”) não mostrou diferenças estatísticas ($p=0,350$) Ao comparar com a rigidez do Ligamento Cruzado Anterior de 242 N/mm e do Posterior de 204 N/mm (WOO *et al.*, 1991; HARNER *et al.*, 1995) ambos os preparos ficam muito abaixo da Rigidez desta estrutura.

Quando se compara com a Rigidez somente do enxerto em uma única dobra de Grácil (336 N/mm) e uma única dobra de Semitendíneo (469 N/mm) a Rigidez dos “Corpos de Prova” é de 30 a 40 vezes menores. O que demonstra que o preparo ou o complexo (fio, sutura, enxerto) é o elo que enfraquece a rigidez dos enxertos o mesmo observado por HAMNER *et al.* (1999).

Quando se tenta comparar a rigidez de diversos outros pontos de preparo com os do ponto de configuração em “X” e “Laçada” não se encontra trabalhos que possam ser utilizados para comparação; como exemplo se tem a Rigidez do ponto Whipstich (5,04N/mm) e do Prusik Knot (8,6N/mm) (KRAPPINGER *et al.*, 2007) que usaram para o teste, tendão de Semitendíneo humano conservado em formalina e preparado com um único fio de sutura de poliéster trançado (*Ethibond*®) número 2 unindo as duas pontas do enxerto.

A média Tensão Máxima obtida antes da ruptura acompanhou os valores da média da Força Máxima de Ruptura, com a Tensão do ponto de configuração em “Laçada” sendo maior, estatisticamente significativa ($p=0,036$), que a do ponto de configuração em “X”. Na reconstrução do ligamento cruzado anterior, a opção de configuração quádrupla do enxerto flexores parece aumentar a área de secção transversal dos corpos de prova, aumentando assim a capacidade de suportar Tensão, igualmente estudos futuros elaborados para confirmar esta hipótese poderão ser realizados.

6 CONCLUSÃO

6 CONCLUSÃO

No modelo experimental realizado, para avaliar comportamento biomecânico de duas diferentes configurações de sutura em tendões extensores digitais comuns de bovinos submetidas a ensaios em máquina de tração conclui-se:

1. O “Corpo de Prova” do ponto de configuração em “Laçada” apresentou uma média de Força Máxima de Ruptura maior que a do ponto de configuração em “X” com diferença estatística significativa ($p=0,030$), após a retirada dos valores discrepantes *Outlier*.
2. A Rigidez de ambos os “Corpos de Provas” não tiveram diferenças estatísticas ($p=0,350$).
3. A média Tensão Máxima no “Corpo de Prova” do ponto em configuração em “Laçada” também foi maior que a do ponto em configuração em “X” com diferença estatística significativa ($p=0,036$), após a retirada do valores discrepantes *Outlier*.

Referências

- ABRAMOWITCH, S.D. *et al.* The effect of initial graft tension on the biomechanical properties of a healing ACL replacement graft: a study in goats. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v. 21, n. 4, p. 708-715, 2003.
- APARECIDA, C.; PEREIRA, A. Sobre o Boxplot no GeoGebra. **Revista do Instituto GeoGebra Internacional de São Paulo**, São Paulo, v.1, n.1, p. 1-9, 2012.
- ASSUNÇÃO, R.E. da *et al.* Whip stitch versus grasping suture for tendon autograft. **European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology**, DOI 10.1007/s00590-011-0931-6, 2011.
- BECKER, R. *et al.* Structural properties of sutures used in anchoring multistranded hamstrings in anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. **Arthroscopy**, Philadelphia, v. 15, n. 3, p. 297-300, 1999.
- BEYNNON, B.D. *et al.* Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part 2. **The American Journal of Sports Medicine**, Greenwich, v. 33, n. 11, p. 1751-1767, 2005.
- BISSON, L.J. *et al.* Influence of suture material on the biomechanical behavior of suture-tendon specimens: a controlled study in bovine rotator cuff. **The American Journal of Sports Medicine**, Greenwich, v. 36, n. 5, p. 907-912, 2008.
- CHARLICK, D.A; CABORN, D.N. Technical note: alternative soft-tissue graft preparation technique for cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy**, Philadelphia, v. 16, n. 8, p. E20, 2000.
- CLAYTON, R.A.E.; COURT-BROWN, C.M. The epidemiology of musculoskeletal tendinous and ligamentous injuries. **Injury**, Bristol, v. 39, n. 12, p. 1338-1344, 2008.
- DERAMO, D.M. *et al.* Krackow locking stitch versus nonlocking premanufactured loop stitch for soft-tissue fixation: a biomechanical study. **Arthroscopy**, Philadelphia, v. 24, n. 5, p. 599-603, 2008.
- DONAHUE, T.L.H. *et al.* Comparison of viscoelastic, structural, and material properties of double-looped anterior cruciate ligament grafts made from bovine digital extensor and human hamstring tendons. **Journal of Biomechanical Engineering**, New York, v. 123, n. 2, p. 162, 2001.
- ENDO, V.T. *et al.* Investigação de métodos de fixação de ligamentos e tendões em ensaios de tração uniaxial. In: ENCONTRO DE ENGENHARIA BIOMECÂNICA (ENEBI), 1., 2007, Petrópolis.
- FLEMING, B.C. *et al.* The relationship between graft tensioning and the anterior-posterior laxity in the anterior cruciate ligament reconstructed goat knee. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v. 19, n. 5, p. 841-844, 2001.

GADIKOTA, H.R. *et al.* *In vitro* and intraoperative laxities after single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. **Arthroscopy**, Philadelphia, v. 27, n. 6, p. 849-860, 2011.

GOODSHIP, A.E.; BIRCH, H.L. Cross sectional area measurement of tendon and ligament in vitro: a simple, rapid, non-destructive technique. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 38, n. 3, p. 605-608, 2005.

GREENWALD, D.P.; HONG, H.Z.; MAY, J.W. Mechanical analysis of tendon suture techniques. **The Journal of Hand Surgery**, Edinburgh, v. 19, n. 4, p. 641-647, 1994.

HAMNER, D.L. *et al.* Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v. 81A, n. 4, p. 549-557, 1999.

HARNER, C.D. *et al.* The human posterior cruciate ligament complex: an interdisciplinary study: ligament morphology and biomechanical evaluation. **The American Journal of Sports Medicine**, Greenwich, v. 23, n. 6, p. 736-745, 1995.

HOWELL, S.M.; GOTTLIEB, J.E. Endoscopic fixation of a double-looped semitendinosus and gracilis anterior cruciate ligament graft using bone mulch screw. **Operative Techniques in Orthopaedics**, v. 6, n. 3, p. 152-160, 1996.

KRAPPINGER, D. *et al.* Modified Prusik knot versus whipstitch technique for soft tissue fixation in anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical analysis. **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy**, Heidelberg, v. 15, n. 4, p. 418-423, 2007.

MARTIN, D.K.; FALWORTH, M.S. Anterior cruciate ligament graft preparation: a new and quick alternative to the whipstitch. **Arthroscopy**, Philadelphia, v. 23, n. 3, p. 326.e1-3, 2007.

MATTHEWS, L.S.; ELLIS, D. Viscoelastic properties of cat tendon: Effects of time after death and preservation by freezing. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 1, n. 2, p. 65-71, 1968.

NORTON, R.L. **Machine design**: an integrated approach. 2nd ed. New York: Prentice Hall, 2000.

NOYES, F.R. *et al.* Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v. 66A, n. 3, p. 344-352, 1984.

SCHÄDEL-HÖPFNER, M. *et al.* Flexor tendon repair using a new suture technique: a comparative in vitro biomechanical study. **European Journal of Trauma and Emergency Surgery**, New York, v. 37, n. 1, p. 79-84, 2010.

SHAIEB, M.D.; SINGER, D.I. Tensile strengths of various suture techniques. **Journal of Hand Surgery**, Edinburgh, v. 22, n. 6, p. 764-767, 1997.

- SHAPIRO, S.; WILK, M.B. An analysis of variance test for normality (complete samples). **Biometrika**, London, v. 52, n. 3, p. 591-611, 1965.
- SILVA, M.J. *et al.* The effects of multiple-strand suture techniques on the tensile properties of repair of the flexor digitorum profundus tendon to bone. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v. 80A, n. 10, p. 1507-1514, 1998.
- SMITH, A. M. *et al.* The porcine forelimb as a model for human flexor tendon surgery. **Journal of Hand Surgery**, Oxford, v. 30B, p. 307-309, 2005.
- SONG, E.K. *et al.* Prospective comparative study of anterior cruciate ligament reconstruction using the double-bundle and single-bundle techniques. **The American Journal of Sports Medicine**, Greenwich, v. 37, n. 9, p. 1705-1711, 2009.
- STIEVEN FILHO, E. *et al.* Análise biomecânica da solidarização de tendões para reconstrução do ligamento cruzado anterior. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, Rio de Janeiro, v. 37, n. 1, p. 52-57, 2010.
- STUDENT. Biometrika trust. **Biometrika**, v. 6, n. 1, p. 1-25, 1908. Disponível em: <http://www.jstor.org/stable/2331554>. Acesso em: 22/2/2012.
- TSUDA, E. *et al.* Comparable results between lateralized single- and double-bundle ACL reconstructions. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, n. 467, n. 4, p. 1042-1055, 2009.
- TÜRKER, M. *et al.* Loop security and tensile properties of polyblend and traditional suture materials. **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy**, Heidelberg, v. 19, n. 2, p. 296-302, 2011.
- VIEGAS, A.D.E.C.; CAMANHO, G.L. Avaliação biomecânica dos tendões dos músculos tibiais e proposta de sua utilização como aloenxertos nas reconstruções do ligamento cruzado anterior. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 11, n. 3, p. 171, 2003.
- WHITE, K. L. *et al.* Krackow locking stitch versus locking premanufactured loop stitch for soft-tissue fixation: a biomechanical study. **Arthroscopy**, Philadelphia, v. 26, n. 12, p. 1662-1666, 2010.
- WOO, S.L.-Y. *et al.* Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: The effects of specimen age and orientation. **The American Journal of Sports Medicine**, Greenwich, v. 19, n. 3, p. 217-225, 1991.

APÊNDICES

TABELA 1 - RESULTADOS OBTIDOS EM CADA TESTE NOS CORPOS DE PROVA COM PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “X” (n=10)

Teste	Força Máxima (N)	Ao (mm ²)	Tensão (MPa)	Rigidez (N/mm)
1	453,106	14,9	30,409	16,476
3	375,868	14,6	25,744	10,440
5	295,526	11,7	25,258	14,925
7	517,241	23,4	22,104	11,945
9	454,83	15,1	30,121	12,884
11	367,592	15,3	24,025	10,071
13	431,727	15,2	28,403	3,087
15	441,382	16,1	27,415	11,833
17	368,971	19,9	18,591	13,976
19	369,661	14,6	25,319	12,404

Nota: n= número de teste, Ao = Área secção transversa

TABELA 2 - RESULTADOS OBTIDOS EM CADA TESTE NOS CORPOS DE PROVA COM PONTO DE CONFIGURAÇÃO EM “LAÇADA” (n=10)

Teste	Força Máxima (N)	Ao (mm ²)	Tensão (MPa)	Rigidez (N/mm)
2	330,353	13,5	24,47	7,341
4	470,346	15,9	29,581	10,452
6	442,072	15,1	29,276	10,450
8	516,206	18,7	27,604	13,656
10	600,685	22,3	26,936	11,871
12	257,942	17,4	14,824	7,746
14	448,278	14,8	30,289	18,372
16	463,105	16,3	28,411	10,896
18	478,622	14,3	33,47	14,636
20	436,9	13,7	31,89	10,280

Nota: n= número de teste, Ao = Área secção transversa

ANEXOS

ANEXO 1 - SUMÁRIO MECÂNICO DOS TIPOS DE FIOS DE SUTURA (FONTE: TÜRKER,2011)

Suture no.	USP size	Suture type	Final loop tension (N)	Knot volume (mm ³)	Ultimate failure load (N)	Loop dilatation at failure (mm)	Knot slippage at failure (mm)	Suture elongation at failure (%)	Load at 3% dilatation (N)	Load 5% dilatation (N)	Load 10% dilatation (N)
1	5	Ethibond	3.3 ± 1.4 (5)(8)(12)	52.7 ± 4.8 (all)	249.8 ± 9.5 (all)	35.1 ± 3.4 (4)(8)(9)(11)(12)(13)	5.1 ± 3.7 (all, excl. 12 and 13)	11.1 ± 1.8 (2)(4)(8)(9) (10)(12)(13)	67.0 ± 10.1 (all)	97.5 ± 4.3 (all, excl. 12 and 13)	181.9 ± 18.9 (all)
2		FiberWire	4.8 ± 2.5 (5)(8)	73.5 ± 6.9 (all)	624.7 ± 30.0 (all)	35.5 ± 3.6 (4)(8)(9)(11)(12)(13)	14.0 ± 1.9 (all, excl. 6)	8.0 ± 1.4 (all, excl. 5, 6 and 11)	47.6 ± 2.4 (all, excl. 4 and 7)	110.3 ± 5.4 (all, excl. 6)	410.1 ± 32.4 (all)
3	2	Ethibond	4.7 ± 2.7 (5)(8)	20.0 ± 2.0 (all, excl. 5)	124.5 ± 3.7 (all)	35.7 ± 1.4 (4)(8)(9)(11)(12)(13)	0.1 ± 0.3 (1)(2)(4)(5)(6) (8)(9)(12)(13)	13.2 ± 0.5 (2)(4)(8)(9) (11)(12)(13)	41.6 ± 1.3 (all)	53.0 ± 0.9 (all, excl. 7, 11 and 14)	87.3 ± 3.4 (all)
4		FiberWire	5.0 ± 2.3 (5)(8)	30.7 ± 6.2 (all, excl. 7)	260.4 ± 16.5 (all, excl. 6)	25.7 ± 2.8 (all, excl. 11)	11.5 ± 1.8 (all, excl. 6 and 8)	5.3 ± 1.1 (none)	46.0 ± 5.0 (all, excl. 2 and 7)	110.0 ± 10.2 (all, excl. 6 and 8)	227.1 ± 15.5 (all)
5		MaxBraid	10.6 ± 4.7 (1)(2)(3)(4)(7) (10)(11)(14)	21.6 ± 2.0 (all, excl. 3)	286.7 ± 11.3 (all)	35.8 ± 3.1 (4)(8)(9)(11)(12)(13)	0.9 ± 0.7 (all, excl. 13)	10.1 ± 1.2 (4)(8)(9)(10)(12)(13)	26.2 ± 5.7 (all, excl. 2)	51.9 ± 12.1 (all, excl. 9)	161.9 ± 40.8 (all)
6		OrthoCord	7.9 ± 2.6 (none)	27.0 ± 4.0 (all, excl. 8)	265.3 ± 16.0 (all, excl. 4)	41.4 ± 4.6 (4)(8)(9)(11) (12)(13)(14)	12.5 ± 2 (all, excl. 2, 4 and 8)	10.7 ± 2.1 (4)(8)(9)(10)(12)(13)	13.4 ± 1.6 (all, excl. 8 and 9)	30.6 ± 3.6 (all, excl. 2, 4 and 8)	110.6 ± 19.7 (all, excl. 7)
7		Vicryl	4.5 ± 2.7 (5)(8)	32.3 ± 2.2 (all, excl. 4)	168.5 ± 6.9 (all)	34.8 ± 2.8 (4)(8)(9)(11)(12)(13)	1.3 ± 1.9 (1)(2)(3)(4)(5)(6) (8)(9)(12)(13)	12.4 ± 1.3 (2)(4)(8)(9)(12)(13)	50.0 ± 1.5 (all, excl. 2)	63.1 ± 3.0 (1)(2)(4)(5)(6) (8)(9)(12)(13)	122.5 ± 15.3 (all, excl. 6)
8	0	PDS	9.9 ± 4.0 (1)(2)(3)(4)(7) (10)(11)(14)	26.7 ± 3.4 (all, excl. 6)	103.6 ± 7.8 (all)	76.1 ± 3.2 (all, excl. 12)	11.3 ± 3.0 (all, excl. 4 and 6)	24.0 ± 1.5 (all, excl. 12)	13.6 ± 4.5 (all, excl. 6 and 9)	20.8 ± 4.8 (all, excl. 4 and 6)	38.7 ± 5.4 (all, excl. 9, 12 and 13)
9		Prolene	7.4 ± 3.9 (none)	9.6 ± 1.1 (all, excl. 11, 12 and 14)	84.7 ± 5.6 (all)	64.6 ± 8.0 (all, excl. 13)	8.4 ± 2.1 (all, excl. 5)	20.8 ± 3.0 (all, excl. 13)	14.0 ± 1.4 (all, excl. 6 and 8)	22.0 ± 1.5 (all, excl. 5 and 13)	41.8 ± 1.9 (all, excl. 8, 12 and 14)
10		Vicryl	5.7 ± 4.4 (5)(8)	16.0 ± 1.9 (all)	96.7 ± 4.8 (all)	41.4 ± 17.7 (4)(8)(9)(11) (12)(13)(14)	2.0 ± 2.2 (1)(2)(4)(5)(6) (8)(9)(10)(13)	14.6 ± 6.9 (all, excl. 3 and 7)	29.0 ± 0.6 (all, excl. 5)	34.7 ± 0.9 (1)(2)(4)(5)(6) (8)(9)(12)(13)	69.9 ± 9.4 (all, excl. 14)
11	2/0	Ethibond	4.2 ± 2.2 (5)(8)	8.9 ± 0.6 (all, excl. 9, 12 and 14)	63.2 ± 5.3 (1-10)	26.0 ± 1.5 (all, excl. 4)	0.5 ± 0.6 (1)(2)(4)(5)(6) (8)(9)(12)(13)	9.5 ± 0.5 (3)(4)(8)(9) (10)(12)(13)	19.3 ± 2.6 (all, excl. 14)	30.3 ± 2.0 (1)(2)(4)(5)(6) (8)(9)(12)(13)	NA
12		PDS	8.6 ± 3.0 (1)	11.7 ± 2.5 (all, excl. 9, 11 and 14)	68.1 ± 5.4 (1-10)	72.3 ± 5.1 (all, excl. 8)	6.1 ± 2.2 (all, excl. 1 and 13)	24.5 ± 1.6 (all, excl. 8)	8.2 ± 0.6 (all, excl. 13)	13.6 ± 1.0 (all, excl. 1 and 13)	26.6 ± 2.3 (1)(2)(3)(4)(5) (6)(7)(10)(10)(14)
13		Prolene	6.9 ± 2.5 (none)	5.6 ± 0.8 (all, excl. 14)	62.6 ± 4.3 (1-10)	62.8 ± 6.9 (all, excl. 9)	6.9 ± 0.9 (2)(3)(4)(6)(7)(8) (10)(11)(14)	20.7 ± 2.5 (all, excl. 9)	9.2 ± 1.6 (all, excl. 12)	15.5 ± 1.8 (2)(3)(4)(6)(7) (8)(10)(11)(14)	30.1 ± 1.6 (1)(2)(3)(4)(5) (6)(7)(10)(14)
14		Vicryl	3.9 ± 1.7 (5)(8)	9.1 ± 0.5 (1)(2)(3)(4)(5) (6)(7)(8)(10)	71.4 ± 5.1 (1-10)	31.6 ± 2.5 (6)(8)(9)(19) (11)(12)(13)	0.8 ± 1.0 (1)(2)(4)(5)(6) (8)(9)(12)(13)	11.4 ± 1.0 (2)(4)(8)(9) (10)(12)(13)	20.7 ± 0.6 (all, excl. 11)	26.8 ± 1.8 (1)(2)(4)(5)(6) (8)(9)(12)(13)	59.9 ± 4.5 (all, excl. 10)

Suture types are listed according to their USP size and in alphabetical order

The numbers in parentheses listed below the mean values indicate suture groups with a significant difference compared to the value in the cell. The suture group numbers are given in the first column

ANEXO 2 - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



Curitiba, 29 de Abril de 2010.

Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos SESA/HT

Protocolo: CEP-SESA/HT n°174/2010	CAAE:
Projeto de Pesquisa: Estudo biomecânico comparativo de duas técnicas de sutura do enxerto tendinoso na reconstrução do ligamento cruzado anterior	
Pesquisador: Elias Marcelo Batista da Silva	
Patrocinador: não consta	
Instituição: Hospital do Trabalhador	
Área Temática Especial: Grupo III	
Data de apresentação ao CEP: 15/04/2010	Data de Entrega do Parecer: 29/04/2010

O Comitê de Ética em Pesquisa da Secretaria de Saúde do Estado do Paraná/Hospital do Trabalhador analisou na sessão do dia **29 de Abril de 2010** o processo N° **174/2010**, referente ao projeto de pesquisa: **"Estudo biomecânico comparativo de duas técnicas de sutura do enxerto tendinoso na reconstrução do ligamento cruzado anterior"**, tendo como pesquisador (a) **Elias Marcelo Batista da Silva**.

Mediante a importância social e científica que o projeto apresenta e a sua aplicabilidade e conformidade com os requisitos éticos, somos de parecer favorável à realização do projeto classificando-o como **APROVADO**. O mesmo atende aos requisitos fundamentais da Resolução 196/96 e suas complementares do Conselho Nacional de Saúde/MS. Solicita-se ao pesquisador o envio a este CEP de relatórios sobre o andamento da pesquisa bem com o envio de relatório final.

Atenciosamente,


Dr. Aécio Nasr

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
em Seres Humanos - SESA/HT

Av. República Argentina, 4406 – Curitiba / Pr – Fone/Fax: (41) 3212-5709
CEP: 81.050-000 E-mail: hosptrab@sesa.pr.gov.br

ANEXO 3 - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA TROCA DO TÍTULO DO PROJETO DE PESQUISA



Curitiba, 30 de novembro de 2011.

Ref. *Solicitação de alteração do Título do Projeto de Pesquisa*

Ilmo Doutor,
Elias Marcelo Batista da Silva

O comitê de ética em pesquisas com seres humanos da Secretaria de Estado da Saúde do Paraná/Hospital do Trabalhador (CEP/SESA/PR) analisou a solicitação de alteração de título do projeto de pesquisa – CEP-SESA/HT N° 174/2010.

Fica então APROVADA a solicitação de alteração do título do projeto **ESTUDO BIOMECÂNICO COMPARATIVO DE DUAS TÉCNICAS DE SUTURA DO ENXERTO TENDINOSO NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR**, para **LESÕES LIGAMENTARES DO JOELHO: ESTUDO BIOMECÂNICO COMPARATIVO DE DUAS TÉCNICAS DE SUTURA EM TENDÕES – ANÁLISE “IN VITRO” EM TENDÕES DE BOVINOS.**

Profº Doutor. Adonis Nasr
Coordenador do Comitê de Ética em
Pesquisa em Seres Humanos - SESA/HT