

LUIZ SORRENTI

Descrição de técnica e teste biomecânico experimental de nova sutura para
tendões flexores dos dedos das mãos

São Paulo

2025

LUIZ SORRENTI

Descrição de técnica e teste biomecânico experimental de nova sutura para
tendões flexores dos dedos das mãos

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Doutor em Ciências

Programa de Ciências do Sistema
Musculoesquelético

Orientador: Prof. Dr. Rames Mattar Junior

Coorientador: Prof. Dr. Hugo Alberto
Nakamoto

São Paulo

2025

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Sorrenti, Luiz

Descrição de técnica e teste biomecânico experimental de nova sutura para tendões flexores dos dedos das mãos / Luiz Sorrenti; Rames Mattar Junior, orientador; Hugo Alberto Nakamoto, coorientador. -- São Paulo, 2025.

Tese (Doutorado) -- Programa de Ciências do Sistema Musculoesquelético. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2025.

1.Fenômenos biomecânicos 2.Modelos animais
3.Resistência à tração 4.Técnicas de sutura 5.Tendões
6.Traumatismos dos tendões I.Mattar Junior, Rames, orient.
II.Nakamoto, Hugo Alberto, coorient. III.Título

USP/FM/DBD-525/25

Responsável: Daniela Amaral Barbosa, CRB-8 7533

Sorrenti L. Descrição de técnica e teste biomecânico experimental de nova sutura para tendões flexores dos dedos das mãos [doutorado]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2025.

Aprovado em: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

À minha mãe, Ana Lucia, que muitas vezes abdicou da própria felicidade em prol da minha e a quem devo toda minha formação moral e meu caráter.

À minha esposa, Julianne, o amor da minha vida, de alegria contagiante e inabalável. Por estar ao meu lado em todos os momentos, por ser meu maior exemplo diário de vida e a principal incentivadora desta tese.

AGRADECIMENTOS

Ao meu pai (*in memoriam*), Celso Luiz, por ter me proporcionado todas as condições para me tornar médico e por ter me ajudado, ao seu modo, a me tornar uma pessoa melhor.

Aos meus sogros, Heleni e Ronaldo, por terem me recebido tão bem na sua família e sempre terem me tratado como um verdadeiro filho.

Aos meus amigos e irmãos do coração, Rafael Barban Sposeto, Marcello Castiglia e Rodrigo Arana, por sempre estarem próximos e prontos para qualquer ocasião e por terem me presenteado com meus maiores tesouros: Laís, Luca e Laura (meus afilhados).

Ao meu amigo e colega de trabalho, Dr. Luciano Ruiz Torres, a quem devo boa parte da minha formação como cirurgião e por ter contribuído de forma fundamental para a revisão bibliográfica desta tese.

Ao Dr. João Carlos Nakamoto e Dr. Mateus Saito, amigos, sócios e a quem devo boa parte do meu desenvolvimento profissional.

Ao César Augusto Martins Pereira, do Laboratório de Investigação Médica do Sistema Músculo-Esquelético (LIM-41), pela sua contribuição imensurável para a realização de toda fase experimental desta tese.

À Dra. Ana Paula Gaspar dos Santos e ao Dr. Gustavo Bispo dos Santos, veterinários do laboratório de microcirurgia, pelo auxílio nas captações e preparação dos espécimes animais utilizados no estudo.

Ao Flávio Elias Santiago do Nascimento, biólogo do laboratório de microcirurgia, pelo talento e pela elaboração das ilustrações desta tese.

Ao Gustavo Zagatto, do laboratório de telemedicina da FMUSP, pelo talento e pelo desenvolvimento da animação perfeita utilizada nesta tese.

À Jane Donini, secretária do grupo de mão e microcirurgia, por todo carinho e dedicação ao nosso grupo.

À Tania Maria Borges e Rosana Moreno Costa, secretárias da pós-graduação, pelo auxílio e cuidado em toda essa jornada.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Rames Mattar Junior, pela oportunidade de desenvolver este projeto, pela eterna dedicação ao nosso grupo de mão e microcirurgia e por ter sido sempre um exemplo de ética e comprometimento com a profissão.

Ao meu coorientador, Dr. Hugo Alberto Nakamoto, pela amizade, retidão e também por ser um exemplo a ser seguido na profissão e na vida.

Aos Profs. Drs. Emygdio Leomil de Paula, Marcelo Rosa de Rezende e Teng Hsiang Wei, líderes do Grupo de Mão e Microcirurgia que nos mantém unidos em prol de um bem maior.

Ao Dr. Luiz Koiti Kimura (*in memoriam*), pelos ensinamentos e por ter me conduzido no início da minha jornada na Sociedade Brasileira de Cirurgia da Mão.

Aos Profs. Drs. Alexandre Fogaça Cristante, Olavo Pires de Camargo e Tarcísio Eloy Pessoa de Barros Filho, pela oportunidade de realizar este projeto de pesquisa no Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

À banca de qualificação desta tese, Dr. Álvaro Baik Cho, Dr. Edgard de Novaes França Bisneto e Dr. Fernando Brandão de Andrade Silva, pela amizade e pelas valiosas contribuições para aprimoramento deste trabalho.

A todos os assistentes do Grupo de Mão e Microcirurgia do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da FMUSP, pelo companheirismo e parceria em inúmeras batalhas.

A todos os médicos residentes com quem tive o prazer de conviver todos esses anos e foram o principal incentivo para a constante busca de novos conhecimentos e da melhor forma de transmiti-los.

E, por fim, agradeço imensamente a todos os pacientes que confiaram sua saúde a mim e a quem dediquei todo meu esforço, conhecimento e empatia para, no mínimo, aliviar seu sofrimento e melhorar sua qualidade de vida.

“Se queres chegar rápido, vá sozinho...
Se queres chegar longe, vá acompanhado.”

Autor desconhecido

RESUMO

Sorrenti L. Descrição de técnica e teste biomecânico experimental de nova sutura para tendões flexores dos dedos das mãos [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2025.

INTRODUÇÃO: as lesões agudas dos tendões flexores na Zona II de Verdan exigem reparos realizados com suturas de alta resistência inicial ao *gap* de 2 mm e que não aumentem demasiadamente o volume tendíneo a fim de preservar o deslizamento no túnel osteofibroso. Com a finalidade de melhorar os resultados do tratamento cirúrgico das lesões agudas dos tendões flexores dos dedos das mãos, o presente estudo apresentou a descrição uma nova técnica de sutura de quatro passadas com nó intratendíneo e realizou teste biomecânico comparativo com outras duas técnicas previamente descritas. **MÉTODOS:** realizado estudo biomecânico experimental comparativo de 33 tendões flexores suínos, alocados em três grupos: técnica de McLarney et al. (Grupo 1), técnica de Renner et al. (Grupo 2) e a nova técnica descrita (Grupo 3). Por meio de ensaios monotônicos em máquina universal Kratos® e sistema óptico desenvolvido exclusivamente para esse estudo, foi determinada a força necessária para o *gap* de 2 mm nos planos frontal e lateral dos tendões, além da força máxima para falha da sutura, área da secção transversa dos tendões, rigidez dentro do regime elástico e deformação máxima do conjunto. Também foram registradas as causas das falhas das suturas. **RESULTADOS:** a força para o *gap* de 2 mm foi estatisticamente superior no Grupo 3 quando comparado ao Grupo 1 (18,85 N x 3,59 N; $p < 0,05$), e numericamente superior quando comparado ao Grupo 2 (18,85 N x 9,60 N; $p > 0,05$). Em relação à força máxima, o Grupo 2 e o Grupo 3 superaram o Grupo 1. Quanto à causa da falha da sutura nos 33 tendões, predominou o desatamento do nó (48,5%) e, ao se individualizar por grupo, no Grupo 1 predominou o desatamento do nó (90,9%), no Grupo 2 prevaleceu o arrancamento da sutura (72,7%) e no Grupo 3 houve distribuição equilibrada entre o desatamento do nó (36,4%), o arrancamento da sutura (27,3%) e a ruptura do fio (36,4%). **CONCLUSÃO:** a nova técnica descrita (Grupo 3) mostrou superioridade estatisticamente significativa em relação a força para o *gap* de 2 mm quando comparada à técnica de McLarney et al. (Grupo 1) e numericamente superior quando comparada à técnica de Renner et al. (Grupo 2). Os achados posicionam a nova técnica descrita como uma boa opção para o reparo primário das lesões dos tendões flexores dos dedos das mãos, principalmente na zona II de Verdan, e estudos clínicos adicionais poderão confirmar sua eficácia e aplicabilidade na prática clínica.

Palavras-chave: Fenômenos biomecânicos. Modelos animais. Resistência à tração. Técnicas de sutura. Tendões. Traumatismos dos tendões.

ABSTRACT

Sorrenti L. Technique description and experimental biomechanical testing of a novel suture for finger flexor tendons [thesis]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2025.

INTRODUCTION: Acute flexor tendon injuries in Verdan’s Zone II require repairs that provide high initial resistance to a 2-mm gap while minimizing bulkiness to preserve gliding within the osteofibrous tunnel. To improve surgical outcomes in this setting, we describe a novel four-strand core suture with an intratendinous knot and compare its biomechanical performance with two previously described techniques. **METHODS:** Comparative experimental biomechanical study using 33 porcine flexor tendons allocated to three groups: McLarney et al. (Group 1), Renner et al. (Group 2), and the novel technique (Group 3). Monotonic tensile tests were performed on a Kratos® universal testing machine, and an optical system developed specifically for this study quantified the 2-mm gap in the frontal and lateral planes. Outcomes included the force required to produce a 2-mm gap, ultimate force, cross-sectional area, elastic stiffness, maximum deformation, and modes of failure. Failure modes were recorded as knot untying, suture pullout or suture breakage. **RESULTS:** The 2-mm gap force was significantly higher in Group 3 than in Group 1 (18.85 N vs 3.59 N; $p < 0.05$) and numerically higher than in Group 2 (18.85 N vs 9.60 N; $p > 0.05$). For ultimate force, both Groups 2 and 3 outperformed Group 1. Considering the causes of failure across the 33 tendons, knot untying predominated overall (48.5%). By group, Group 1 showed a predominance of knot untying (90.9%), Group 2 predominantly failed due to suture pullout (72.7%), and Group 3 showed a more balanced distribution among knot untying (36.4%), pullout (27.3%), and suture breakage (36.4%). **CONCLUSION:** The novel technique (Group 3) demonstrated statistically significant superiority over McLarney et al. (Group 1) in 2-mm gap resistance and numerical superiority over Renner et al. (Group 2). These findings support the new method as a viable option for primary repair of flexor tendon injuries of the fingers, particularly in Zone II, with additional clinical studies needed to confirm its effectiveness and clinical applicability.

Keywords: Biomechanical phenomena. Models, animal. Tensile strength. Suture techniques. Tendons. Tendon injuries.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 1).....	32
Figura 2 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 2).....	33
Figura 3 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 3).....	33
Figura 4 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 4).....	34
Figura 5 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 5).....	35
Figura 6 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 6).....	35
Figura 7 - Desenho esquemático da técnica de McLarney et al. ¹⁵ (G1).....	37
Figura 8 - Desenho esquemático da técnica de Renner et al. ²³ (G2).....	38
Figura 9 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (G3).....	40
Figura 10 - Fios utilizados para sutura dos tendões no estudo	40
Figura 11 - Dissecção dos tendões para o estudo	41
Figura 12 - Tendão dos dedos centrais retirado para o estudo	42
Figura 13 - Imagem do tendão descongelado e preparado para realização da sutura	43
Figura 14 - Imagem do tendão após realização da sutura (G2).....	43
Figura 15 - Tendão fixado às garras retangulares	45
Figura 16 - Mordente impresso em impressora 3D	45
Figura 17 - Ilustração do planejamento de fixação do tendão às garras.....	46
Figura 18 - Montagem do sistema de medição composto por: tendão suturado (A), duas garras de fixação (B e C), espelho (D), fontes luminosas de LED (E e F), gabaritos (G e H), LED de sincronização (I), câmera fotográfica (J) e fonte de iluminação (K)	47
Figura 19 - Desenho esquemático do sistema de medição desenvolvido para o estudo	47

- Figura 20 - Tela do programa de medição, evidenciando os controles de vídeo (A), de transferência e sincronismo (B) e demais controles utilizados na análise. À esquerda é possível visualizar o tendão (C e D), a fonte luminosa frontal (E) e lateral (F), o LED de sincronismo (G), gabarito frontal (H) e lateral (I). O gráfico (J) representa a distribuição do brilho de cada pixel presente na linha vertical vermelha limitada pelas duas linhas horizontais amarelas48
- Figura 21 - Dispositivo de mensuração de área composto por: tendão (A), base trapezoidal (B) e relógio comparador (C).....50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Estatística descritiva da força para o <i>gap</i> de 2 mm	53
Tabela 2 - Comparação entre os grupos quanto a força para o <i>gap</i> de 2 mm.....	54
Tabela 3 - Comparações múltiplas Dwass-Steel-Critchlow-Fligner entre os três grupos	54
Tabela 4 - Estatística descritiva da área, rigidez, força máxima e deformação máxima.....	55
Tabela 5 - Comparação entre os grupos quanto a área, rigidez e deformação máxima.....	58
Tabela 6 - Comparações múltiplas Tukey entre os três grupos para deformação máxima	58
Tabela 7 - Comparação entre os grupos quanto a força máxima.....	59
Tabela 8 - Comparações múltiplas Dwass-Steel-Critchlow-Fligner entre os três grupos	60
Tabela 9 - Frequência das causas de falha da sutura	60
Tabela 10 - Frequência das causas de falha de sutura dividida pelos três grupos	61
Tabela 11 - Associação entre as causas de falha da sutura e os grupos.....	62
Tabela 12 - Frequência das causas de falha da sutura no grupo 1 e grupo 2	62
Tabela 13 - Comparação das causas de falha da sutura entre os grupos 1 e 2.....	62
Tabela 14 - Frequência das causas de falha da sutura no grupo 2 e grupo 3	63
Tabela 15 - Comparação das causas de falha da sutura entre os grupos 2 e 3.....	63
Tabela 16 - Frequência das causas de falha da sutura no grupo 1 e grupo 3	63
Tabela 17 - Comparação das causas de falha da sutura entre os grupos 1 e 3.....	63
Tabela 18 - Frequência dos reparos com resistência ao <i>gap</i> de 2 mm maior que 15 N nos grupos.....	65

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Média de força para o <i>gap</i> de 2 mm nos três grupos.....	53
Gráfico 2 - Mediana de força para o <i>gap</i> de 2 mm nos 3 grupos.....	53
Gráfico 3 - Média da área nos três grupos	56
Gráfico 4 - Mediana da área nos três grupos	56
Gráfico 5 - Média da rigidez nos três grupos.....	57
Gráfico 6 - Mediana da rigidez nos três grupos.....	57
Gráfico 7 - Média da deformação máxima nos três grupos.....	57
Gráfico 8 - Mediana da deformação máxima nos três grupos	58
Gráfico 9 - Média da força máxima nos três grupos.....	59
Gráfico 10 - Mediana da força máxima nos três grupos.....	59
Gráfico 11 - Frequência das causas de falha da sutura	60
Gráfico 12 - Frequência das causas de falha de sutura dividida pelos três grupos.....	61

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

bFGF	- <i>Basic fibroblast growth factor</i>
CD163	- <i>Cluster of differentiation</i>
CEUA/FMUSP	- Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
COX	- Cicloxigenase
DNA	- Ácido desoxiribonucleico
FMUSP	- Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
IL	- Interleucina
IOT-HC-FMUSP	- Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
LED	- Diodo emissor de luz
LIM	- Laboratório de investigação médica
M1	- Macrófagos do tipo 1
M2	- Macrófagos do tipo 2
mi-RNA	- Microácido ribonuclêico
MRC1	- <i>Medical research council</i>
PCR	- Reação em cadeia da polimerase
PDLLA	- Ácido polilático
PDS	- Polidioxanona
TGF- β	- <i>Transforming growth factor</i>
VEGFA	- <i>Vascular endothelial growth factor A</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	OBJETIVO	19
3	REVISÃO DA LITERATURA	21
4	MÉTODOS	31
4.1	DESCRIÇÃO DA NOVA TÉCNICA DE SUTURA	32
4.2	DESENHO DO ESTUDO.....	36
4.3	APROVAÇÕES	36
4.4	CUSTOS	36
4.5	CRITÉRIOS DE SELEÇÃO.....	36
4.6	CÁLCULO DA AMOSTRA	37
4.7	FORMAÇÃO DOS GRUPOS	37
4.8	TÉCNICA CIRÚRGICA	41
4.9	ENSAIO BIOMECÂNICO	44
4.10	ANÁLISE ESTATÍSTICA	51
5	RESULTADOS.....	52
5.1	FORÇA PARA O <i>GAP</i> DE 2 MM.....	53
5.2	ÁREA, RIGIDEZ, FORÇA MÁXIMA E DEFORMAÇÃO MÁXIMA.....	54
5.3	CAUSAS DA FALHA DA SUTURA	60
6	DISCUSSÃO.....	64
7	CONCLUSÃO	68
	REFERÊNCIAS	70
	ANEXOS.....	77

1 INTRODUÇÃO

O tratamento cirúrgico das lesões dos tendões flexores (tenorrafia) dos dedos das mãos é considerado um desafio dentro da especialidade da cirurgia da mão¹. Principalmente nas lesões localizadas na Zona II de Verdan, é necessário realizar uma tenorrafia com resistência suficiente para permitir a mobilização precoce dos dedos a fim de evitar a aderência do tendão reparado, sem ocorrer a ruptura da sutura realizada ou separação dos cotos (*gap*) no sítio da lesão.

Estudos já demonstraram que a formação de um *gap* maior do que 2 milímetros (mm) na área de reparo do tendão durante o seu deslizamento aumenta a chance de ocorrência de aderências e até mesmo de sua ruptura durante o processo de reabilitação²⁻⁵.

Diversos estudos foram realizados com o intuito de aprimorar os resultados funcionais das tenorrafias, analisando diferentes materiais e técnicas de sutura⁶⁻⁸. Tendo o conhecimento de que a flexão ativa dos dedos sem resistência pode gerar 24 Newtons (N) de força em média^{9,10}, uma sutura que atinja essa resistência é um fator importante para diminuir a chance de complicações durante a reabilitação.

O maior número de passagens do fio de sutura pela área da lesão do tendão (passadas) durante a realização da sutura aumenta a resistência à tração e diminui a formação de *gap* no sítio da lesão^{11,12}, porém pode aumentar o volume local, dificultando o deslizamento do tendão reparado no túnel osteofibroso, além de aumentar o tempo operatório e comprometer a vascularização do tendão. Estudos mostram que o número de quatro passadas é o mínimo para se atingir uma boa resistência do reparo^{13,14}. Buscando o equilíbrio entre esses fatores, a técnica de sutura cruzada com quatro passadas descrita por McLarney et al.¹⁵ tem mostrado boa resistência, sem grande aumento do tempo operatório¹⁶.

A evolução dos materiais e o surgimento de fios de alta resistência possibilitou o aumento da força das suturas, sem a necessidade do aumento do número de passadas^{17,18}, assim como a realização de sutura epitendínea que parece também, além de regularizar e diminuir o volume do sítio da lesão, aumentar essa resistência à tração¹⁹.

Alguns autores também concentraram sua atenção na localização dos nós da sutura, mostrando que os nós posicionados fora do sítio de lesão, como na técnica de McLarney et al.¹⁵, apresentam maior resistência. Porém quando localizados nas laterais do tendão, levam ao aumento do atrito e a ocorrência de aderência, principalmente na região do túnel osteofibroso²⁰⁻²².

A técnica de sutura descrita por Renner et al.²³, realizada com um fio de alta resistência em alça, mostrou boa resistência a tração e permite realizar uma sutura com quatro passagens, sem que o nó fique localizado no sítio da lesão ou na lateral do tendão.

Essa técnica reúne grande parte das qualidades que aumentam a resistência à tração e diminuem a chance de aderência tendínea, porém a força de tensão fica concentrada em pequenas áreas da secção transversa do tendão, além de ser tecnicamente mais complexa.

Wong et al.¹⁴ e Kozono et al.²⁴ sugerem que a distribuição da tensão por uma área maior de secção transversa do tendão diminui a formação de *gap* na área de lesão e aumenta a resistência para ruptura ou arrancamento da sutura quando os tendões são submetidos à tração.

Levando essas informações em consideração, apesar dos pontos positivos das técnicas de McLarney et al.¹⁵ e de Renner et al.²³, desenvolveu-se uma técnica inédita de sutura para reparo primário das lesões dos tendões flexores dos dedos das mãos que engloba todos os fatores que supostamente aumentam sua resistência e diminuem a chance de aderência tendínea descritos anteriormente, incluindo a distribuição da tensão por uma área maior da secção transversa do tendão.

2 OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi descrever uma técnica inédita de sutura para o reparo primário das lesões dos tendões flexores dos dedos das mãos e realizar teste biomecânico experimental comparativo da nova técnica com outras duas técnicas já descritas anteriormente.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Galeno (131-201d.C.), apud Kleinert et al.²⁵, contraindica a sutura das lesões dos tendões e acredita que a mesma pode desencadear quadros de dor, contraturas e até convulsões.

Bunnell²⁶, em 1918, descreve um método de tenorrafia longitudinalmente entrelaçada realizado com fios passados em alças triplas que cruzam o plano de secção transversa para criar bloqueio intrínseco de tração. Também defende a ideia da realização do reparo da lesão dos tendões flexores em dois tempos: realização da tenorrafia e enxerto de gordura em uma primeira cirurgia e, após seis semanas, realização da segunda cirurgia para tenólise e início da mobilização para recuperação funcional. Afirma também que nas lesões dos tendões flexores na região do túnel osteofibroso dos dedos, que chama de *no man's land*, a qualidade das bordas do tendão lesado deve estar adequada e o diâmetro do tendão suturado deve ser igual ou menor ao do tendão íntegro. Do contrário, é mais adequado realizar a ressecção de todo o tendão lesado e reconstrução do mesmo com um enxerto de tendão.

Bunnell²⁷, em 1929, afirma que o reparo primário do tendão flexor, realizado nas primeiras 24 horas e após desbridamento adequado da ferida, é essencial pela integridade da bainha sinovial e pelo fato do coto proximal ainda não ter sofrido encurtamento pela retração muscular. Após transcorridas mais de 24 horas da lesão, o tendão deve ser deixado sem sutura para realização de reconstrução com enxerto após estabilização da ferida.

Mason e Allen²⁸, em 1941, realizam estudo experimental com cães e concluem que, após o reparo tendíneo utilizando técnica própria descrita previamente, deve-se iniciar a movimentação após a segunda semana, período necessário para completar a fibroplasia do tendão.

Posch²⁹, em 1956, publica estudo retrospectivo com 340 casos operados. Afirma ser possível realizar tenorrafia primária em casos agudos selecionados, reservando o tratamento com enxerto ou realização de tenorrafia secundária para os casos com muitas horas de evolução, lesões com serras, fraturas expostas ou nos casos em que ocorreram esmagamentos. Também relata a prática de realizar a abertura da bainha tendínea e das polias para facilitar o deslizamento do tendão reparado.

Lindsay e McDougall³⁰, em 1960, publicam estudo retrospectivo com 40 crianças submetidas a tratamento cirúrgico com reparo primário de lesão de tendões flexores na topografia da *no man's land*, demonstrando bons resultados funcionais.

Lindsay e Thomson³¹, em 1960, publicam estudo experimental realizado com tendões de galinhas. Os autores demonstram que a bainha do tendão e estruturas vizinhas tem pouca influência na cicatrização e a cicatrização intratendínea se inicia após 2 a 3 semanas. A preservação das vínculas melhora ligeiramente o processo de cicatrização e a manipulação do tendão por si só já aumenta a incidência de aderências e reação intratendínea, piorando a função.

Lindsay et al.³², em 1960, publicam estudo experimental realizado com tendões de galinhas e concluem que o *gap* formado na região do reparo do tendão é a maior causa de resultados ruins devido a formação de uma cicatriz mais espessa, maior formação de aderências, proliferação desordenada de fibroblastos e atraso na maturação do colágeno.

Potenza³³, em 1962, em estudo experimental realizado com 35 cães (70 tendões flexores), conclui que a cicatrização tendínea ocorre exclusivamente por atividade celular da bainha tendínea e tecidos vizinhos, sem a participação dos tenócitos.

Verdan³⁴, em 1964, propõe a divisão da região em que estão localizados os tendões flexores em sete zonas, sendo a zona II dos dedos correspondente a *no man's land* descrita anteriormente por Bunnell. Defende que o conceito adotado até então de preferir a reconstrução com enxerto nas lesões tendíneas ocorridas na zona II ainda é válido para ferimentos em que as condições locais não permitam o reparo primário, mas ele deve ser tentado em ferimentos limpos e agudos.

Kleinert et al.³⁵, em 1967, publicam estudo relatando a experiência de 10 anos do tratamento das lesões dos tendões flexores na Zona II de Verdan em seu serviço. O estudo inclui pacientes com lesões dos tendões flexores superficiais e profundos ou do tendão flexor superficial isolado e submetidos ao reparo primário dessas lesões. Os reparos foram realizados com uso de magnificação óptica, manipulação delicada dos tecidos, sutura de múltiplas passadas e reabilitação com protocolo de mobilização precoce de extensão ativa dos dedos e flexão passiva com uso de elásticos. Os autores relatam resultados bons e excelentes em 87% dos pacientes tratados.

Kessler e Nissim³⁶, em 1969, descrevem nova técnica de sutura de tendões flexores, com duas passadas e dois nós localizados na superfície do tendão, baseada na técnica descrita por Mason e Allen. Em estudo experimental com tendões de galinhas, realizam o reparo tendíneo sem imobilização no pós-operatório com bons resultados. Também relatam sete casos clínicos em que foi realizado o reparo primário de lesões de tendões flexores em humanos seguido de mobilização precoce dos dedos, obtendo bons resultados funcionais em cinco casos sem necessidade de novos procedimentos. Em dois casos foi obtido bom resultado funcional após uma segunda cirurgia para realização de liberação de aderências.

Tsuge et al.³⁷, em 1975, descrevem nova sutura de duas passadas com uso de fio em alça (duplo) e o nó posicionado na região intratendínea, através de uma incisão realizada no corpo do tendão. Em estudo retrospectivo com 21 pacientes, apresentam resultados excelentes em 12 casos e bons em quatro casos.

Duran e Houser³⁸, em 1975, apresentam o primeiro protocolo sistematizado de mobilização passiva controlada após tenorrafias dos tendões flexores nas zonas II e III de Verdan em que propõem a combinação de imobilização dorsal protetora com o punho levemente fletido e as interfalângicas dos dedos em extensão, iniciando exercícios de extensão ativa e flexão passiva assistida já nas primeiras 24 horas a 48 horas pós-operatórias. O protocolo permite evolução para o movimento de *place and hold* e, após a quinta semana, para flexão ativa parcial. Na série original de 60 pacientes, reportam 83% de resultados bons e excelentes com apenas 4% de rupturas tendíneas.

Lundborg³⁹, em 1976, demonstra, por meio estudo experimental realizado com tendões de coelhos, o potencial de cicatrização intrínseca dos tendões que ocorre através dos tenócitos, sem depender dos tecidos vizinhos.

Ketchum et al.⁴⁰, em 1977, comparam a resistência de diferentes materiais de sutura em estudo experimental realizado com tendões de cães, mostrando maior resistência dos fios de aço. Demonstra também que a menor tensão na área do reparo tendíneo diminui a formação de *gap* e melhora a microcirculação do tendão, sendo que a redução da tensão é mais importante que a técnica de sutura em si para a obtenção de bons resultados. Demonstra também que a resistência do reparo tendíneo depende exclusivamente da técnica de sutura e do material utilizado nas 3 primeiras semanas, mas passa a depender da cicatrização do tendão a partir da sexta semana. O estudo também conclui que nos casos em que se permitiu a movimentação precoce após o reparo, os tendões se tornaram mais fortes do que nos casos que foram imobilizados por 3 semanas antes de iniciar a movimentação.

Lister et al.⁴¹, em 1977, avaliam 68 pacientes em estudo retrospectivo envolvendo o reparo de 156 tendões flexores. Os reparos foram realizados com as técnicas de sutura de Bunnell modificado e de Kessler-Mason-Allen, ambas com duas passadas, e foi instituída a reabilitação com mobilização precoce imediata. O estudo mostra que 75% dos pacientes com lesão dos tendões flexores na zona II obtiveram resultados funcionais considerados excelentes ou bons.

Pennington⁴², em 1979, em estudo experimental, descreve sutura semelhante a técnica de Kessler-Mason-Allen, alertando para a relação entre o componente transversal e os longitudinais da porção intratendínea da sutura, que considera ser um ponto crítico para o aumento da resistência das suturas.

Becker et al.⁴³, em 1979, descrevem técnica de sutura para reparo de tendões flexores em que os cotos dos tendões lesados são biselados e reparados com duas suturas contínuas e cruzadas. Apresentam estudo retrospectivo com 50 pacientes tratados com essa técnica e submetidos a protocolo de reabilitação com mobilização ativa precoce, mostrando que 70% dos

pacientes obtiveram resultados excelentes ou bons e 10% dos pacientes apresentaram ruptura da tenorrafia.

Lundborg e Rank⁴⁴, em 1980, realizam estudo experimental com tendões de coelhos e tendões humanos. Apresentam aperfeiçoamento do método experimental publicado anteriormente e confirmam o potencial de cicatrização intrínseca dos tendões através dos tenócitos, inclusive nos tendões humanos.

Gelberman et al.⁴⁵, em 1981, publicam estudo experimental com tendões de cães e demonstram, por meio da análise da quantidade de ácido desoxirribonucleico (DNA) e avaliação da vascularização local, que o movimento passivo controlado após o reparo do tendão estimula a maturação e remodelação do tecido cicatricial do tendão reparado.

Kleinert et al.⁴⁶, em 1981, publicam modificação que foi realizada na divisão das zonas flexoras proposta anteriormente por Verdan. As zonas flexoras passam a ser cinco e a zona II permanece correspondente a topografia da *no man's land* de Bunnell.

Brunelli e Monini⁴⁷, em 1982, descrevem uma técnica de sutura dos tendões flexores dos dedos baseada em um nó correção de nylon monofilamentado 3-0 ou 4-0, fixado na inserção do tendão na falange distal e ancorado externamente por um botão, permitindo mobilização ativa imediata. Sessenta e três casos foram operados ao longo de 5 anos, sem rupturas de sutura, com excelentes resultados funcionais mesmo em lesões complexas.

Tajima⁴⁸, em 1984, publica revisão histórica e comenta sobre a utilidade da técnica de duas passadas descrita pelo autor utilizando dois fios separados (com duas agulhas cada), sendo um para cada coto do tendão lesado. As agulhas não penetram pela superfície lesada do tendão, apenas saem por ela e os nós ficam posicionados no sítio da lesão. Defende que a técnica é conveniente quando os cotos do tendão estão degenerados e edemaciados, pois as fibras do tendão tendem a se separar durante a introdução da agulha.

Savage⁴⁹, em 1985, descreve nova técnica de sutura para reparo de lesões de tendões flexores com seis passadas oblíquas e o nó localizado no sítio da lesão. Realiza estudo experimental em que compara sua nova técnica com as suturas de Bunnell, Kessler, Kleinert, Kessler modificado e Becker e conclui que a nova técnica apresenta maior resistência e menor formação de *gap* na região do reparo quando submetida a uma força de 1,5 quilos (Kg).

Robertson e Al-Qattan⁵⁰, em 1992, descrevem nova técnica de sutura de tendões flexores (quatro passadas e nó localizado no sítio da lesão) e a chamam de *interlocking*. Realizam estudo experimental com 90 tendões de porcos e concluem que a nova técnica mostra superioridade em relação à força necessária para formação de *gap* e para ruptura total quando comparada às técnicas de Kessler modificada e a de Strickland.

Tang e Shi⁵¹, em 1992, publicam estudo anatômico em que propõem a subdivisão da zona II flexora em quatro partes (A, B, C e D) e descrevem diferentes tratamentos para cada uma delas. Também descrevem nova técnica de sutura para reparo dos tendões flexores realizada com três fios em alça (duplos) e seis passadas formando um triângulo (duas passadas dorsais e laterais e uma passada central e volar) e os nós localizados na superfície lateral do tendão. A técnica é chamada de *multiple intratendinous suture*.

Tang⁵², em 1995, em estudo experimental realizado com 40 dedos retirados de 10 cadáveres humanos preservados em formalina, conclui que a abertura de metade ou da totalidade da polia A2, desde que as outras polias estejam intactas, tem influência insignificante na perda de arco de movimento. Relata também que a abertura de metade da polia A2 não resulta no efeito de “corda de arco” e a abertura total dessa polia resulta em formação mínima desse efeito. Conclui que uma abertura parcial da polia A2 pode ser realizada sem risco de ocorrerem complicações funcionais.

Winters et al.⁵³, em 1997, publicam a descrição de técnica de sutura de oito passadas e, em estudo experimental realizado com 64 tendões de cães, mostram melhor resistência da mesma para reabilitação com mobilização precoce quando comparada às suturas de Tajima, Tsuge, Savage modificado e Kessler.

Strickland e Schmidt⁵⁴, em 1998, descrevem a sutura chamada de “Strickland” com quatro passadas (Kessler-Tajima associada a uma sutura em U) e publicam o protocolo de mobilização ativa do *Indiana Hand Center* utilizado para pacientes selecionados, envolvendo a utilização de duas órteses (uma estática e outra dinâmica) em que o paciente realiza inicialmente o movimento de *place and hold*, seguido de mobilização ativa a partir da quinta semana. Também descrevem o protocolo de mobilização passiva para os demais pacientes utilizando órteses e elásticos (modificação do protocolo de Duran).

Wilhelmi et al.⁵⁵, em 1998, em revisão da literatura e estudo prospectivo com 23 pacientes, mostram que o uso de epinefrina (1:100.000 ou 1:200.000) associado a anestésico local para realização de bloqueio digital em procedimentos cirúrgicos diversos não levou a nenhum caso de necrose dos dedos.

Gill et al.⁵⁶, em 1999, em estudo experimental realizado com 40 tendões flexores dos dedos retirados de cadáveres humanos congelados, descrevem a técnica de sutura desenvolvida por Tsai (modificação da técnica de Tsuge) de seis passadas usando dois fios em alça com o nó posicionado no sítio da lesão e mostram bons resultados quando comparada às técnicas de sutura de Kessler modificado, Tsuge e Tsuge modificado.

Wang et al.⁵⁷, em 2003, apresentam a modificação da técnica de sutura de seis passadas descrita em 1992 por Tang e Shi e a chama de “M-Tang”. Em estudo experimental com 36 tendões de porcos comparando com a técnica original, demonstram que força para formação de *gap* e a força de ruptura foi estatisticamente idêntica nos testes lineares, quando a tração é aplicada em direções diametralmente opostas. Nos testes angulares, quando a tração é aplicada em direções opostas com angulação do tendão testado, a força de ruptura foi maior na nova técnica de sutura.

Severo⁵⁸, em 2004, descreve duas novas técnicas de sutura para o reparo de lesões de tendões flexores, ambas com quatro passadas utilizando fio duplo em alça e com nó localizado na lateral do tendão, e as chama de “Brasil 1” e “Brasil 2”. Publica estudo experimental utilizando 84 tendões flexores dos dedos das mãos de cadáveres humanos submetidos a ensaio biomecânico comparativo. Os tendões foram divididos em 13 grupos, em que as duas novas técnicas foram comparadas com outras 11 técnicas já descritas anteriormente. O autor demonstra que as duas novas técnicas superaram ou igualaram a força máxima para ruptura e a força para o *gap* de 3 mm de algumas suturas de seis passadas e conclui que as novas técnicas são alternativas viáveis para aplicação clínica, também pelo seu baixo custo e facilidade de reprodução.

Lalonde et al.⁵⁹, em 2005, em estudo prospectivo multicêntrico com 3110 casos, demonstram que o uso de epinefrina (1:100.000 ou menos) associado a anestésico local, quando aplicados distalmente a prega palmar distal na região volar ou distalmente a articulação metacarpofalangeana na face dorsal das mãos, não evoluiu com nenhum caso de necrose dos dedos, necrose da pele ou perda de tecido. Relatam também que nenhum caso necessitou de reversão com fentolamina e citam a vantagem do uso da técnica nas cirurgias para reparo de lesões dos tendões flexores pois a mobilização ativa durante a cirurgia permite a identificação de *gap* do reparo do tendão ou bloqueios de deslizamento dos tendões nas polias.

Lalonde⁶⁰, em 2009, descreve a técnica de anestesia local com associação de epinefrina para realização da cirurgia do reparo dos tendões flexores sem sedação e sem uso de torniquete. Destaca a vantagem desse tipo de procedimento, pois permite que o paciente faça a flexão ativa dos dedos durante a cirurgia e a verificação de formação de *gap* no sítio do reparo e do deslizamento adequado dos tendões através do túnel osteofibroso durante a movimentação ativa.

Sadow e McMahon⁶¹, em 2011, em estudo retrospectivo com 49 pacientes (65 tendões), apresentam os resultados do uso da técnica de Savage modificada (com quatro passadas), que é utilizada desde 1991 em seu serviço e chamada de “reparo de Adelaide”, e

protocolo de reabilitação com mobilização precoce. Demonstram resultados funcionais satisfatórios e baixo índice de rupturas. Comentam que a técnica é mais simples de ser realizada que algumas previamente descritas.

Tang⁶², em 2014, descreve técnica cirúrgica para abertura da polia A4 nas cirurgias para reparo das lesões dos tendões flexores e apresenta o relato de dois casos. Compila as indicações e contraindicações para abertura da polia A4, que pode ser completa sem apresentar complicações. Indica que a abertura da polia A4 pode ser realizada quando as demais polias estão preservadas, a abertura do túnel não deve ultrapassar 1,5 cm a 2 cm e que a integridade da polia A2 e do túnel osteofibroso na topografia da articulação interfalangeana proximal e distal são pontos fundamentais para permitir a realização da abertura completa da polia A4.

Loiselle et al.⁶³, em 2015, apresentam uma revisão de conceitos sobre o mecanismo biológico da cicatrização dos tendões flexores, ressaltando que, apesar dos avanços em técnicas de sutura e protocolos de reabilitação, até 40 % dos reparos primários em Zona II ainda evoluem com aderências. O trabalho descreve a contribuição de vários agentes para o processo de cicatrização e remodelação, como os tenócitos, as células epitendíneas, a bainha sinovial, os macrófagos (tipo 1 e tipo 2) e células da medula óssea, e como sua interação nas fases inflamatória, de granulação e de remodelação influencia a regeneração tecidual e a função de deslizamento. Os autores também revisam estratégias farmacológicas para a modulação da ação do *transforming growth factor* (TGF- β), que contribui para a cicatrização e ganho de resistência tendínea, citando que sua inibição completa diminui a formação de aderências porém também diminuiu a resistência do tendão.

Shen et al.⁶⁴, em 2016, investigam o uso de membranas contendo células estromais mesenquimais derivadas de tecido adiposo autólogo como adjuvante biológico na fase inflamatória inicial da cicatrização dos tendões flexores intrasinoviais. Em modelo canino de lesão aguda na Zona II, as membranas são aplicadas sobre as suturas tendíneas que são avaliadas após sete dias por histologia, imunofluorescência e reação em cadeia da polimerase (PCR), demonstrando retenção e infiltração celular sem formação de aderências macroscópicas. A técnica polarizou macrófagos do tipo 2 (M2), com elevação de interleucina (IL) 4, IL-13 e dos marcadores dos genes *CD163* (*cluster of differentiation*) e *MRC1* (*medical research council*), sem intensificar o recrutamento de macrófagos do tipo 1 (M1), configurando ambiente imunomodulatório benéfico. Os autores concluem que a técnica representa uma estratégia promissora para aumentar a resistência precoce e minimizar aderências nos reparos tendíneos na Zona II.

Komatsu et al.⁶⁵, em 2016, avaliam a utilização de membranas contendo células tronco derivadas de tenócitos para melhorar o resultados dos reparos tendíneos. O estudo utiliza 24 tendões de Aquiles de ratos em que defeitos de 3 mm foram envoltos com essa membrana. Observam que as membranas aderiram de forma estável à superfície dos tendões por até quatro semanas e os tendões tratados exibiram menor celularidade inflamatória, células com melhor orientação e feixes de colágeno mais organizados, além de maior resistência à tração.

Zhou et al.⁶⁶, em 2018, propõem a utilização de terapia gênica localizada para prevenir aderências após o reparo dos tendões flexores. Realizam estudo experimental em tendões flexores de galinhas em que um hidrogel de ácido hialurônico contendo microácido ribonuclêico (mi-RNA) para inibição da ciclooxigenase (COX) 1 e COX-2 é aplicado ao redor dos reparos tendíneos. Nos tendões que receberam a substância, houve redução da expressão de ciclooxigenases no tendão e nos tecidos peritendíneos. Verificam que essa modulação anti-inflamatória resulta em menor formação de fibrose e melhor deslizamento tendíneo e resistência tendínea após seis semanas. Os autores concluem que a inibição local de COX-1 e COX-2 por mi-RNA possui vantagens em relação ao uso de anti-inflamatórios sistêmicos, que possuem meia-vida curta e efeitos adversos no uso a longo prazo, e promove menor incidência de aderências e maior resistência tendínea.

Zhou et al.⁶⁷, em 2019, publicam estudo propondo o uso de fios de sutura contendo nanopartículas ligadas a plasmídeos de *basic fibroblast growth factor* (bFGF) e *vascular endothelial growth factor A* (VEGFA), para o reparo de lesões dos tendões flexores, capazes de difundir-se ao tecido e expressar localmente os genes dos fatores de crescimento. Um estudo experimental é realizado em tendões flexores de galinhas e tendões de Aquiles de ratos e utiliza fios inabsorvíveis de *nylon* e absorvíveis de polidioxanona (PDS). O sistema liberou o DNA de forma controlada ao longo de 28 dias *in vitro*, assegurando estímulo biológico sustentado. No modelo em tendões de galinhas, as suturas elevaram a resistência máxima do reparo na quarta semana, além de melhorar o deslizamento e reduzir a ocorrência de aderências após a sexta semana. O ganho biomecânico também ocorreu nos tendões de ratos, sem induzir citotoxicidade ou inflamação significativa nos tecidos receptores.

Liu et al.⁶⁸, em 2019, realizam ensaio clínico controlado e multicêntrico para verificar a eficácia do uso de membrana amniótica para evitar a ocorrência de aderências no tratamento das lesões agudas dos tendões flexores na Zona II. O estudo reuniu 89 pacientes, totalizando 160 dedos lesados, e estes foram alocados em três grupos: reparo isolado, reparo envolto por membrana de ácido polilático (PDLA) e reparo envolto por membrana amniótica. Após seguimento de 12 meses, o grupo em que foi utilizada a membrana amniótica apresentou a

maior amplitude total ativa média das articulações interfalângicas e 83,6% dos dedos tratados atingiram resultados excelentes ou bons, com menor incidência de complicações.

Wongsiri e Liawrungrueang⁶⁹, em 2021, descrevem nova técnica de sutura para reparo de lesão dos tendões flexores que consiste em uma sutura contínua de quatro passadas com dois nós atados entre si. Publicam estudo experimental com 80 tendões suínos em que comparam a nova técnica com a técnica de Kessler modificada com dois fios, utilizando fio de polipropileno, e realizam teste biomecânico comparativo em que a nova técnica apresentou maior resistência para carga máxima de ruptura e à fadiga em teste cíclico.

Moriya et al.⁷⁰, em 2022, descrevem nova técnica de sutura para reparo de lesões dos tendões flexores e a chamam de “Yoshizu *cross-lock*”, que consiste em um reparo de oito passadas utilizando um fio de nylon duplo com duas agulhas. Publicam estudo experimental com 14 tendões suínos submetidos a ensaio biomecânico de tração linear contínua e apresentam resultados em que a força para o *gap* de 2 mm e a força de resistência máxima são adequadas para garantir a mobilização ativa precoce, mas recomendam o acréscimo de sutura epitendínea para aumentar a resistência devido à ampla variação do ensaio.

Fuentes et al.⁷¹, em 2022, publicam estudo em que descrevem uma nova técnica cirúrgica para reparo de tendões flexores com seis passadas e configuração helicoidal. Realizam estudo experimental biomecânico com 66 tendões suínos divididos em três grupos em que comparam a nova técnica às técnicas de Adelaide e de Kessler modificado utilizando fios de polipropileno. A nova técnica alcançou resistência à ruptura superior e força necessária para o *gap* de 2 mm comparável aos outros grupos.

Moriya et al.⁷², em 2024, descrevem nova técnica cirúrgica com nove passadas e a chamam de “Tajima *nine*”, que consiste em uma modificação da técnica publicada por Lim e Tsai para o reparo de lesão dos tendões flexores, com uso de fio de nylon triplo com duas agulhas desenvolvido pelos autores. Publicam estudo experimental no qual utilizam 14 tendões suínos e realizam teste biomecânico de tração linear contínua. A nova técnica descrita exibiu força para formação de *gap* de 2 mm e carga máxima adequadas para permitir a mobilização ativa precoce dos protocolos de reabilitação.

4 MÉTODOS

4.1 DESCRIÇÃO DA NOVA TÉCNICA DE SUTURA

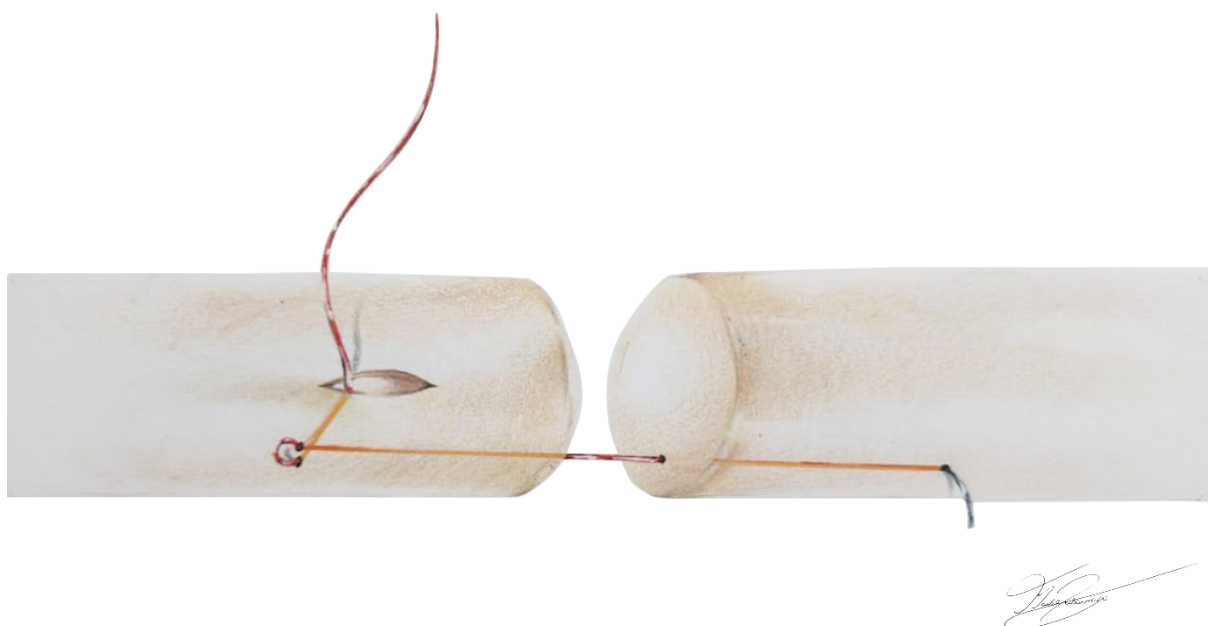
O reparo é iniciado com a realização de uma incisão longitudinal de cerca de 3 mm na superfície volar e central do tendão e distante cerca de 5 mm da área da lesão, que se chamou de porção proximal. Utilizando o fio tipo Fiberwire® 4-0 (agulha circular 3/8 e 18,7 mm), a agulha é introduzida através dessa incisão e direcionada para a superfície lateral do tendão, saindo a cerca de 1 cm da área de lesão (Figura 1).

Figura 1 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 1)



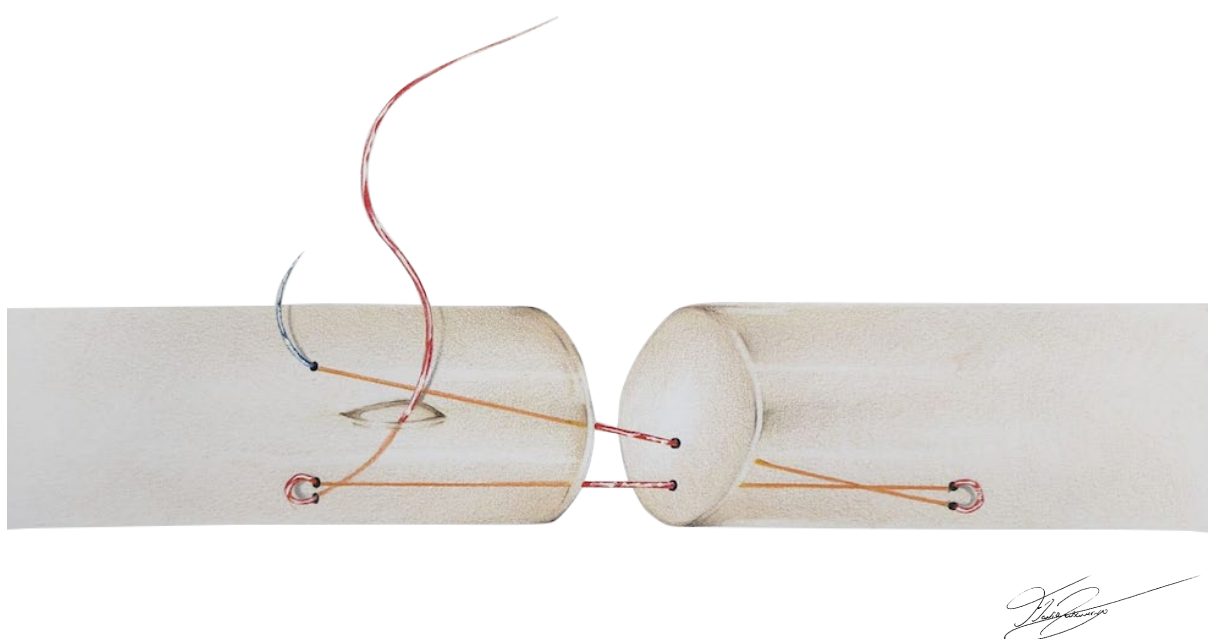
A agulha é reintroduzida na superfície lateral do tendão a alguns poucos milímetros do seu ponto de saída e direcionada longitudinalmente em direção a área da lesão. A agulha então é introduzida na área da lesão oposta, que se chamou de porção distal, e direcionada longitudinalmente de forma que a agulha saia na superfície lateral do tendão a cerca de 1 cm da área de lesão (Figura 2).

Figura 2 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 2)



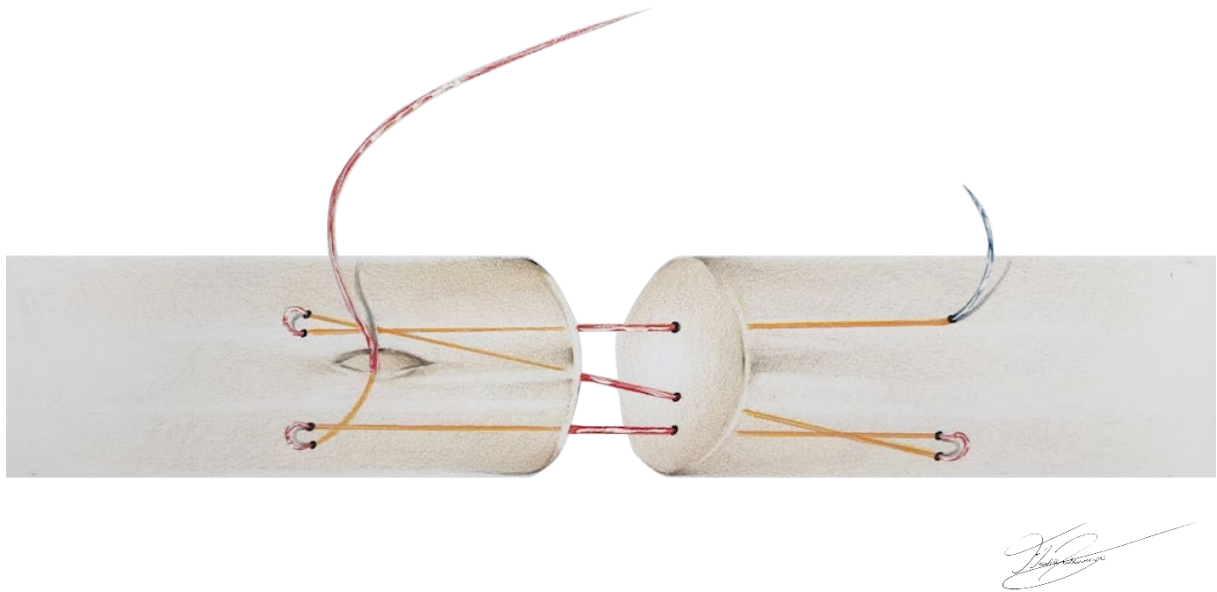
A agulha então é reintroduzida na superfície lateral do tendão na sua porção distal a alguns poucos milímetros do seu ponto de saída e direcionada de forma cruzada para sair na área central da lesão. A agulha é então introduzida na área central da lesão na porção proximal do tendão e direcionada de forma cruzada para sair na superfície lateral oposta do tendão a cerca de 1 cm da área de lesão (Figura 3).

Figura 3 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 3)



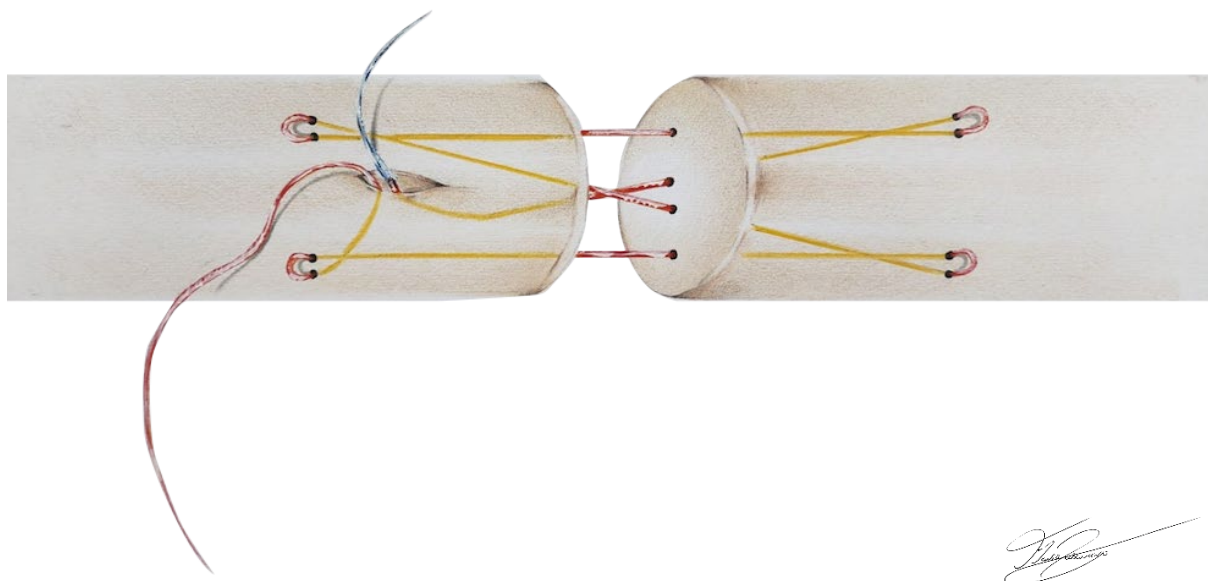
A agulha é reintroduzida na superfície lateral do tendão a alguns poucos milímetros do seu ponto de saída e direcionada longitudinalmente em direção a área da lesão. A agulha então é introduzida na área da lesão oposta da porção distal e direcionada longitudinalmente de forma que a agulha saia na superfície lateral do tendão a cerca de 1 cm da área de lesão (Figura 4).

Figura 4 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 4)



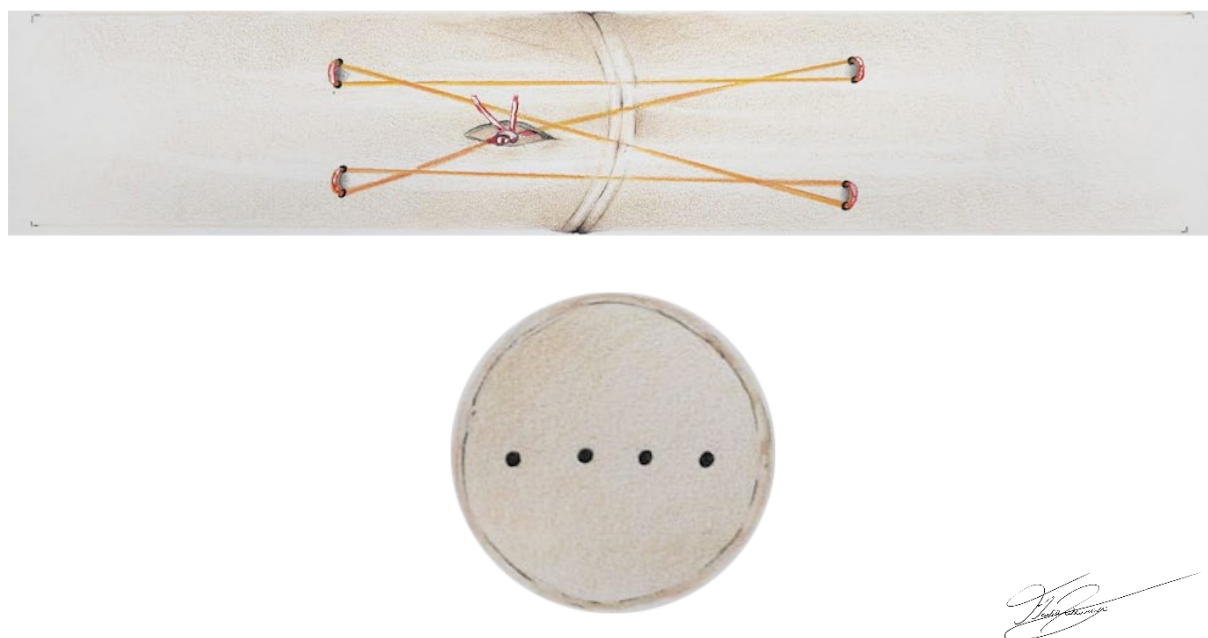
A agulha então é reintroduzida na superfície lateral do tendão na sua porção distal a alguns poucos milímetros do seu ponto de saída e direcionada de forma cruzada, saindo na área central da lesão. A agulha é então introduzida na área central da lesão na porção proximal do tendão e direcionada de forma cruzada para sair na incisão inicial realizada na face volar e central do tendão na sua porção proximal (Figura 5).

Figura 5 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 5)



Nessa etapa são realizados o ajuste de tensão da sutura e os nós da sutura, que ficarão posicionados na região intratendínea, como descrito previamente por Tsuge³⁷ (Figura 6).

Figura 6 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (passo 6)



4.2 DESENHO DO ESTUDO

Trata-se de um estudo experimental controlado, randomizado e não cego.

Foram utilizados 17 animais (suínos) e 33 tendões flexores dos dedos centrais dos membros pélvicos alocados em três grupos.

4.3 APROVAÇÕES

O presente estudo foi aprovado pela Comissão Científica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HC-FMUSP) sob o número de protocolo 1519/2021 (Anexo A) e pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (CEUA/FMUSP) sob o número de protocolo 1900/2023 (Anexo B).

4.4 CUSTOS

A pesquisa não envolveu a utilização de recursos financeiros extraordinários, uma vez que utilizou animais provenientes do laboratório da disciplina de Técnica Cirúrgica da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP), mediante autorização do professor titular da disciplina (Anexo C). Para a realização dos reparos tendíneos foram utilizados instrumentais cirúrgicos de propriedade do pesquisador e os fios de sutura (Fiberwire® 4-0 e Fiberloop® 4-0) foram doados pela empresa Arthrex® (Arthrex Inc., Naples, FL., EUA). O ensaio biomecânico foi realizado em equipamentos já existentes no Laboratório de Investigação Médica de Biomecânica (LIM-41) do IOT-HC-FMUSP.

4.5 CRITÉRIOS DE SELEÇÃO

Foram utilizados 33 tendões flexores dos dedos centrais de membros pélvicos de suínos da raça *large white* (filo *Chordata* e subfilo *Vertebrata*) retirados de animais utilizados para treinamento no laboratório da disciplina de técnica cirúrgica da FMUSP (peças frescas congeladas). Escolheu-se essa opção por conta da disponibilidade, ausência de custo e por se tratar de um modelo comparável aos tendões flexores dos dedos das mãos humanas⁷³.

Foram excluídos os tendões cujo diâmetro era insuficiente para a realização do reparo tendíneo ou eram visualmente muito discrepantes em relação aos demais. Também foram excluídos os tendões cujo comprimento era insuficiente para fixação às garras da máquina de ensaios biomecânicos.

4.6 CÁLCULO DA AMOSTRA

Para estimar o número de tendões (n) necessários para a realização do estudo, baseou-se em estudos prévios^{15,16,23} e na disponibilidade dos tendões e dos fios de sutura a serem utilizados no estudo.

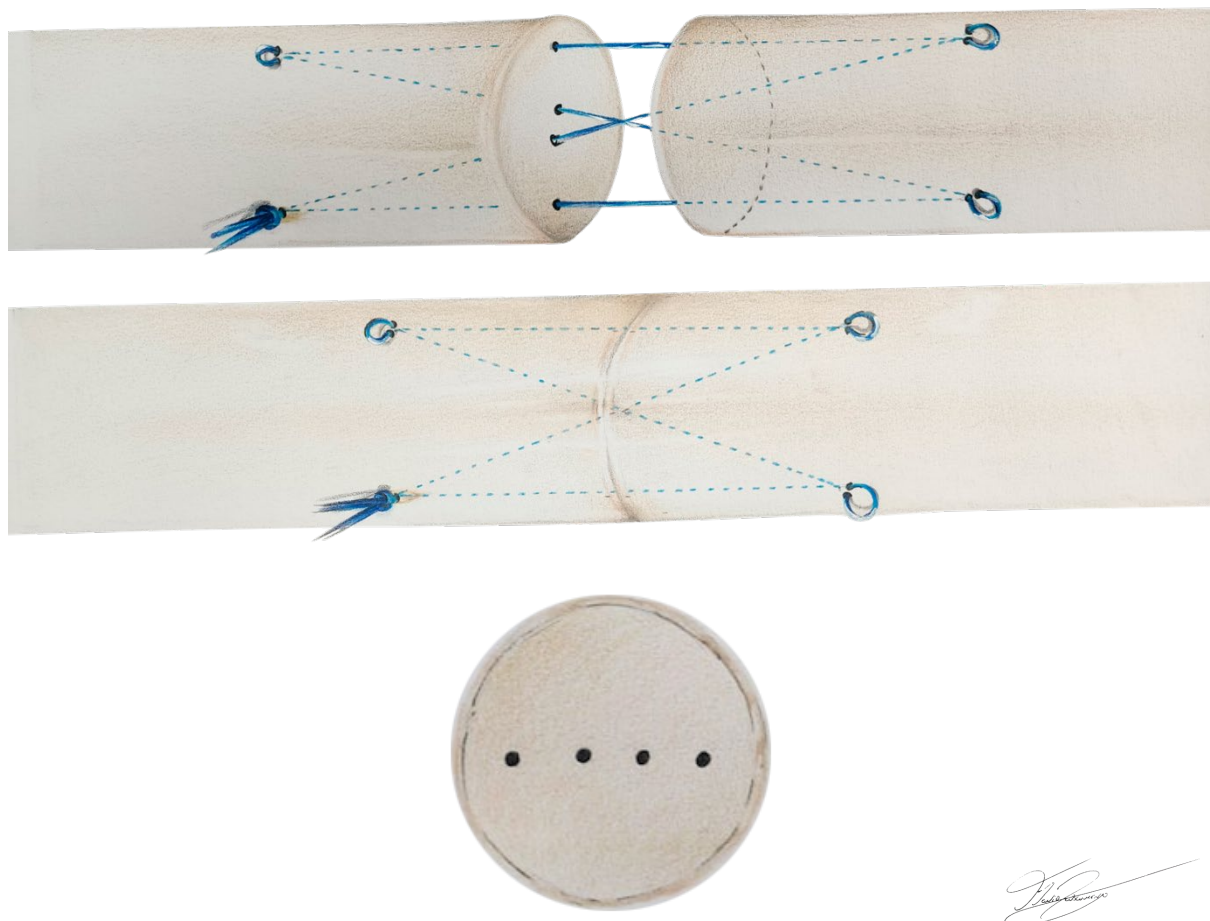
Após avaliação destas variáveis, definiu-se uma amostra de conveniência de 30 tendões (10 em cada grupo). Considerando um acréscimo de 10% para possíveis perdas, definiu-se o tamanho da amostra final de 33 tendões (11 em cada grupo).

4.7 FORMAÇÃO DOS GRUPOS

Os tendões foram separados aleatoriamente em três grupos de 11 tendões cada.

No grupo 1 (G1) foi realizada sutura cruzada com quatro passadas utilizando o fio Fiberwire® 4-0 (agulha circular 3/8 e 18,7 mm), segundo a técnica de McLarney et al.¹⁵ (Figura 7).

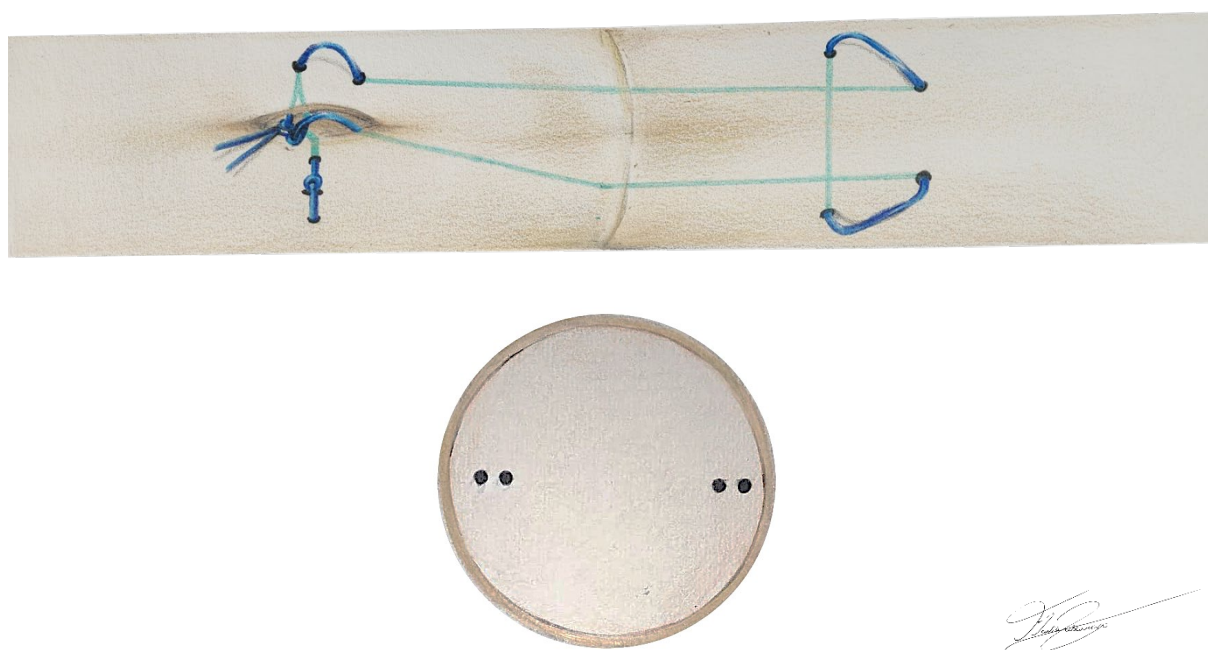
Figura 7 - Desenho esquemático da técnica de McLarney et al.¹⁵ (G1)



A sutura cruzada é iniciada com a introdução da agulha na lateral do tendão a 1 cm da borda da lesão, em uma das extremidades, avançando longitudinalmente até emergir pela extremidade seccionada do tendão. A seguir, a agulha penetra e avança longitudinalmente na margem oposta da lesão, saindo pela superfície volar do segmento distal, a 1 cm da borda da lesão. Reinsere-se a agulha alguns milímetros distalmente ao ponto de saída, na superfície lateral do tendão, direcionando de forma cruzada até emergir no centro da borda lesada do tendão. A agulha é então reintroduzida no centro da borda oposta da lesão no segmento proximal, continuando de forma cruzada através do tendão e saindo a 1 cm da lesão, na superfície volar oposta do tendão. Reinsere-se novamente a agulha alguns milímetros distal e lateralmente ao ponto de saída, avançando longitudinalmente até a borda lesada do tendão, retornando à borda lesada distal e avançando longitudinalmente até sair 1 cm distalmente a essa borda, na porção volar do tendão. Repete-se o procedimento, reintroduzindo a agulha a alguns milímetros distal e lateralmente ao último ponto de saída, continuando de forma cruzada até sua saída no centro da borda lesada do tendão. A agulha é então reintroduzida no centro da borda oposta da lesão no segmento proximal, continuando de forma cruzada através do tendão até sair próximo ao ponto de início da sutura. O nó é então confeccionado e as bordas da lesão são aproximadas.

No grupo 2 (G2) foi realizada sutura com quatro passadas utilizando o fio Fiberloop® 4-0 (agulha circular 3/8 e 18 mm), segundo a técnica de Renner et al.²³ (Figura 8).

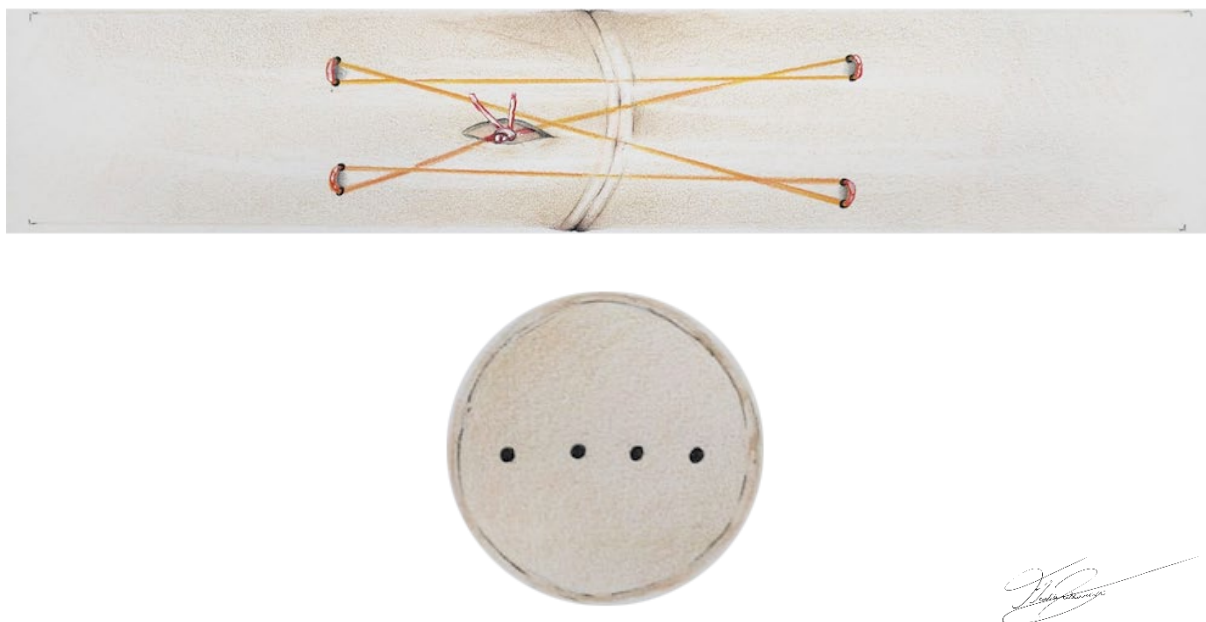
Figura 8 - Desenho esquemático da técnica de Renner et al.²³ (G2)



O reparo é iniciado com a realização de uma incisão longitudinal de cerca de 3 mm na superfície volar e central do tendão e distante cerca de 1 cm da borda da lesão. Em um dos lados dessa incisão, a agulha do fio em alça é introduzida na lateral do tendão e é realizado um ponto de travamento introduzindo a agulha dentro da própria alça. A agulha é reintroduzida na lateral do tendão e dirigida transversalmente até emergir pela incisão longitudinal. A agulha é então reintroduzida pela mesma incisão e avança até emergir pela borda da lesão. O fio é tracionado e uma agulha de injeção é posicionada entre o tendão e os fios da sutura na região da incisão inicial, antes do tracionamento total. A agulha do fio de sutura então é introduzida na borda oposta da lesão e avança longitudinalmente na porção distal do tendão, saindo pela superfície volar a 1 cm da borda da lesão. Reinsere-se a agulha alguns milímetros proximalmente ao ponto de saída, na superfície lateral do tendão, direcionando de forma transversa até emergir no lado oposto do tendão. Reinsere-se a agulha alguns milímetros distalmente ao ponto de saída, na superfície lateral do tendão, direcionando de forma longitudinal até a borda lesada do tendão e, antes de penetrar na borda proximal da lesão, o fio é tracionado para aproximar as extremidades tendíneas. A agulha é inserida na borda proximal da lesão e avança longitudinalmente até sair na superfície lateral do tendão, ao nível da incisão longitudinal inicial. Reinsere-se a agulha alguns milímetros distalmente ao ponto de saída, na superfície lateral do tendão, direcionando de forma transversa até emergir na incisão longitudinal inicial, certificando-se de que as extremidades tendíneas permanecessem em contato adequado. Uma das extremidades do fio é seccionada e a ponta da agulha é introduzida na abertura afiada da agulha de injeção, utilizando-a como guia por baixo do par de fios da sutura, e o nó é confeccionado.

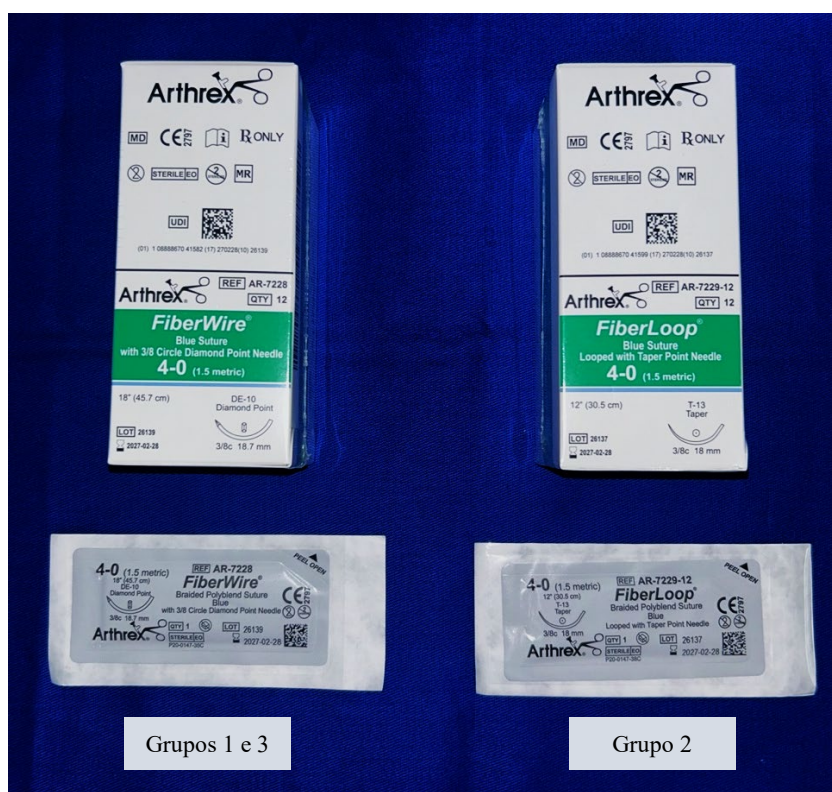
No grupo 3 (G3) foi realizada sutura cruzada com quatro passadas segundo a nova técnica descrita neste estudo (Figura 9).

Figura 9 - Desenho esquemático da nova técnica de sutura descrita (G3)



No grupo 1 e no grupo 3, as suturas foram realizadas utilizando fios Fiberwire® 4-0. Já no grupo 2, as suturas foram realizadas utilizando fios Fiberloop® 4-0. Ambos são fabricados e foram doados para esse estudo pela empresa Arthrex® e consistem em fios de polietileno de ultrapeso molecular com revestimento trançado de poliéster (Figura 10).

Figura 10 - Fios utilizados para sutura dos tendões no estudo



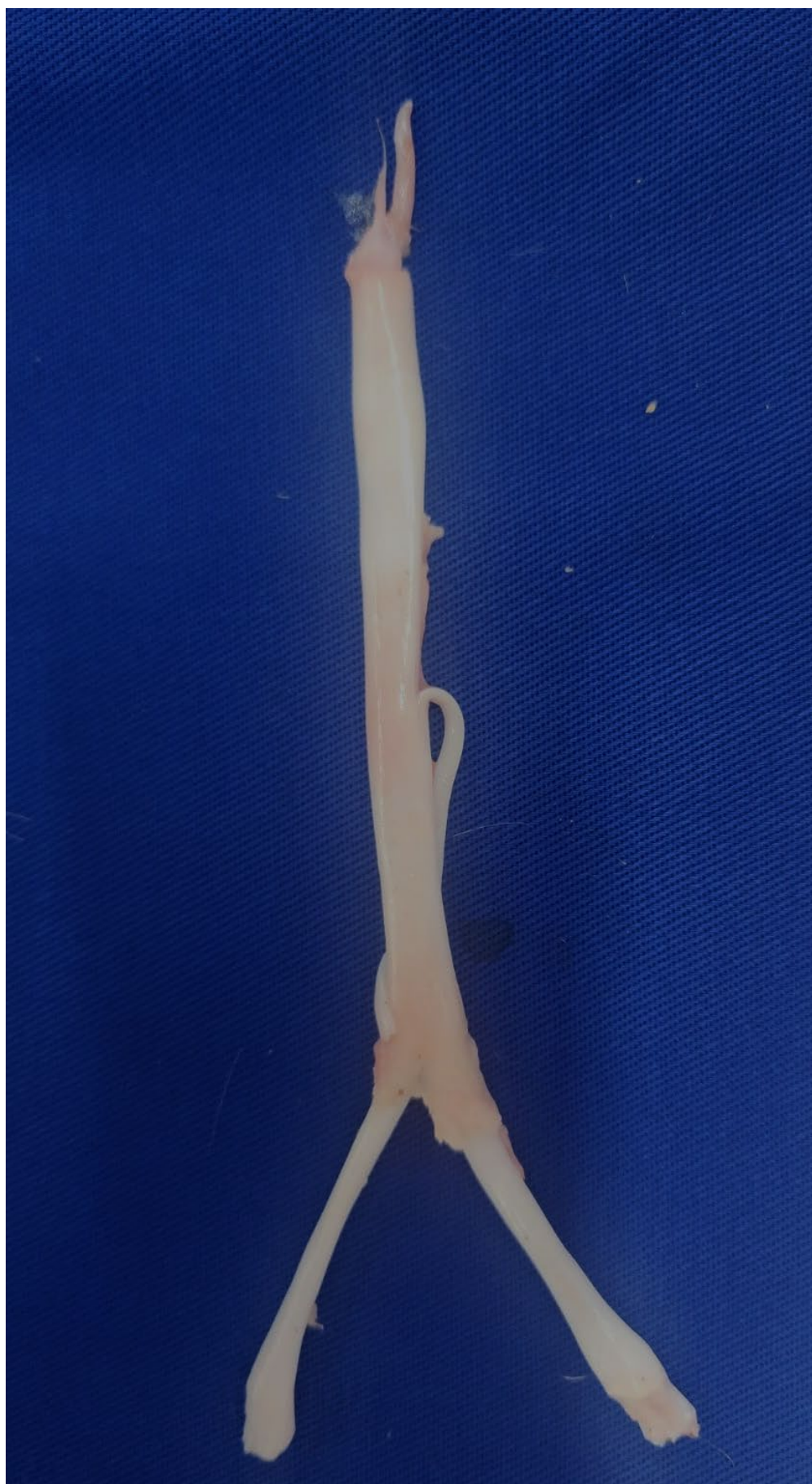
4.8 TÉCNICA CIRÚRGICA

Os tendões foram dissecados e retirados dos animais de estudo logo após a eutanásia, congelados e preservados a -18 graus *Celsius* (peças frescas congeladas) (Figuras 11 e 12).

Figura 11 - Dissecção dos tendões para o estudo



Figura 12 - Tendão dos dedos centrais retirado para o estudo



No momento da realização dos experimentos, os tendões foram descongelados em temperatura ambiente e mantidos umedecidos envoltos em gaze com soro fisiológico 0,9%. O tempo médio entre o congelamento e a realização do teste biomecânico foi de 2 semanas⁷⁴ (Figura 13).

Figura 13 - Imagem do tendão descongelado e preparado para realização da sutura



Os tendões foram alocados nos grupos de forma aleatória e cada tendão foi dividido em duas partes com lâmina de bisturi número 15, por meio de um corte transverso linear. Após a separação em duas partes, cada tendão foi suturado pelo pesquisador responsável pelo estudo de acordo com a técnica referente ao seu grupo, de forma alternada entre esses grupos. Em todos os grupos foram realizados cinco nós nos fios de sutura a fim de aumentar a resistência a tração, sem aumentar exageradamente o volume do tendão reparado⁷⁵ (Figura 14).

Figura 14 - Imagem do tendão após realização da sutura (G2)



4.9 ENSAIO BIOMECÂNICO

Após a realização das suturas nos tendões, estes foram imediatamente preparados para a avaliação entre os grupos. Os tendões suturados foram submetidos a ensaios de tração linear monotônica a uma velocidade de 20 milímetros por minuto (mm/min) por meio de máquina universal de ensaios mecânicos KRATOS[®] (Kratos Equipamentos Industriais Ltda., Brasil), dotada de célula de carga de 981 N (100 Kgf - quilograma-força) ajustada para a escala de 98,1 N (10 Kgf) e precisão de 0,0981 N (10 gf - grama-força). As informações de força e deslocamento medidas pela máquina foram enviadas a um computador pessoal pelo sistema de aquisição de dados ADS2000 da Lynux[®] (Linux Tecnologia Eletrônica Ltda., Brasil).

A fixação do tendão na máquina de ensaios foi feita por duas garras com perfil retangular e mordentes em formato solenoidal impressos em impressora Anycubic Photon S[®] (Shenzhen Anycubic Technology Co. Ltd., China) (Figuras 15 e 16), em que uma foi presa à parte fixa da máquina e a outra foi conectada à célula de carga (parte móvel da máquina), sendo a distância entre as garras de 50 mm. Antes de cada ensaio foi aplicada uma pré-carga de 1 N. Para melhor fixação dos tendões aos mordentes das garras, os mesmos deviam possuir um comprimento mínimo de 65 mm (Figura 17).

Figura 15 - Tendão fixado às garras retangulares

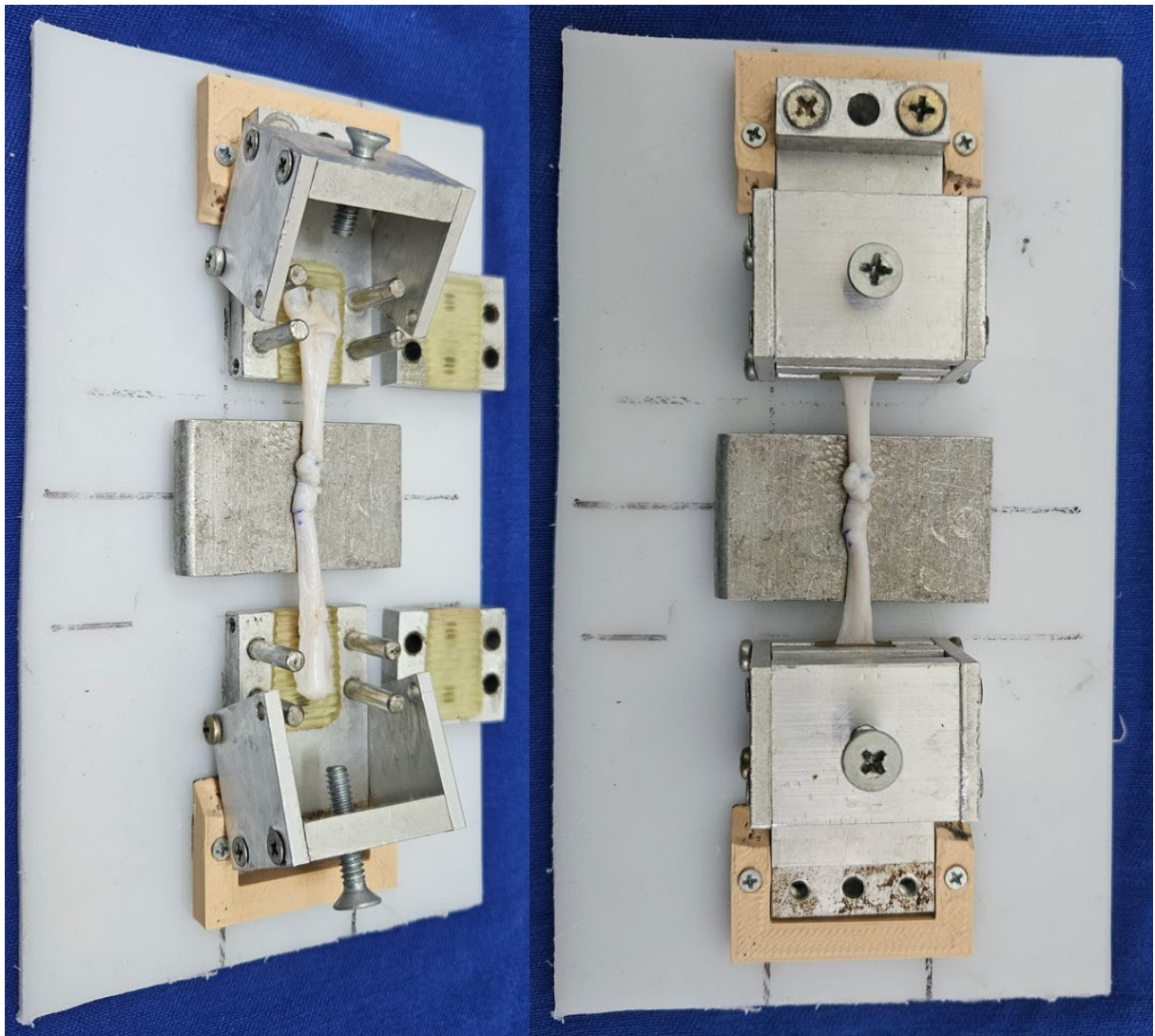


Figura 16 - Mordente impresso em impressora 3D

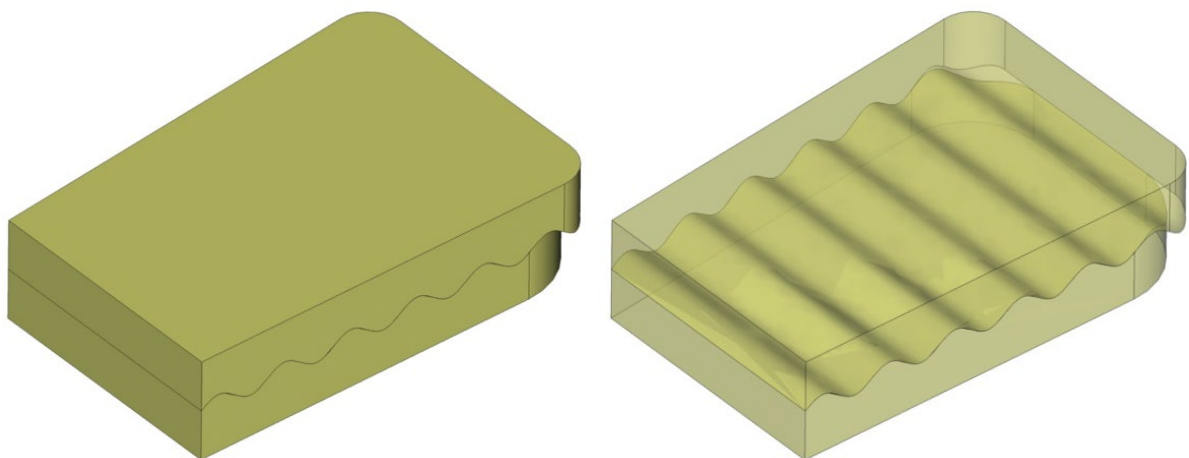
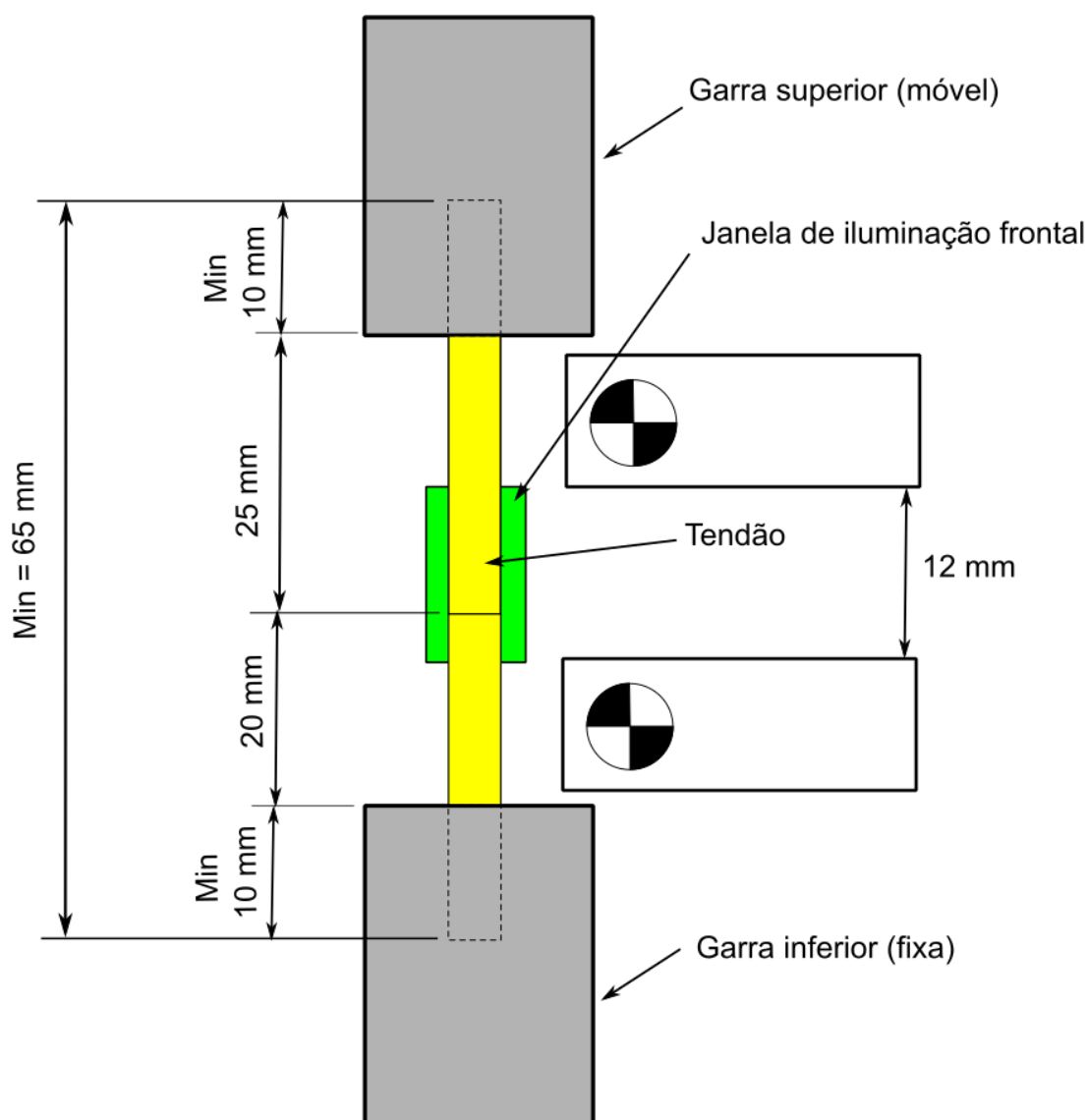


Figura 17 - Ilustração do planejamento de fixação do tendão às garras



Com a intenção de registrar o afastamento dos cotos do tendão (*gap*) durante o ensaio mecânico, um sistema de medição foi desenvolvido no laboratório de investigação médica de biomecânica (LIM-41)*. O sistema é composto por uma câmera digital Canon® modelo EOS Rebel T2i (Canon Inc., Japão), por dois projetores, por dois gabaritos e por um espelho de metal polido (Indusbello Ind. e Com. de Produtos Médicos e Odontológicos Ltda., Londrina-PR, Brasil). Os projetores consistem em dois LEDs (diodo emissor de luz) que iluminam uma abertura retangular com 10 mm de altura e com largura ajustável em até 3 mm. Cada gabarito possui dois pontos com distância conhecida que são utilizados como referência para as medidas de afastamento (Figuras 18 e 19).

* Sorrenti L, Yoshida EK, Sousa Neto AI, Pereira CAM, Nakamoto HA, Mattar Junior R. Validation of an optical measurement method of the gap between sutured tendon stumps. Acta Ortopédica Brasileira, 2025 (no prelo).

Figura 18 - Montagem do sistema de medição composto por: tendão suturado (A), duas garras de fixação (B e C), espelho (D), fontes luminosas de LED (E e F), gabaritos (G e H), LED de sincronização (I), câmera fotográfica (J) e fonte de iluminação (K)

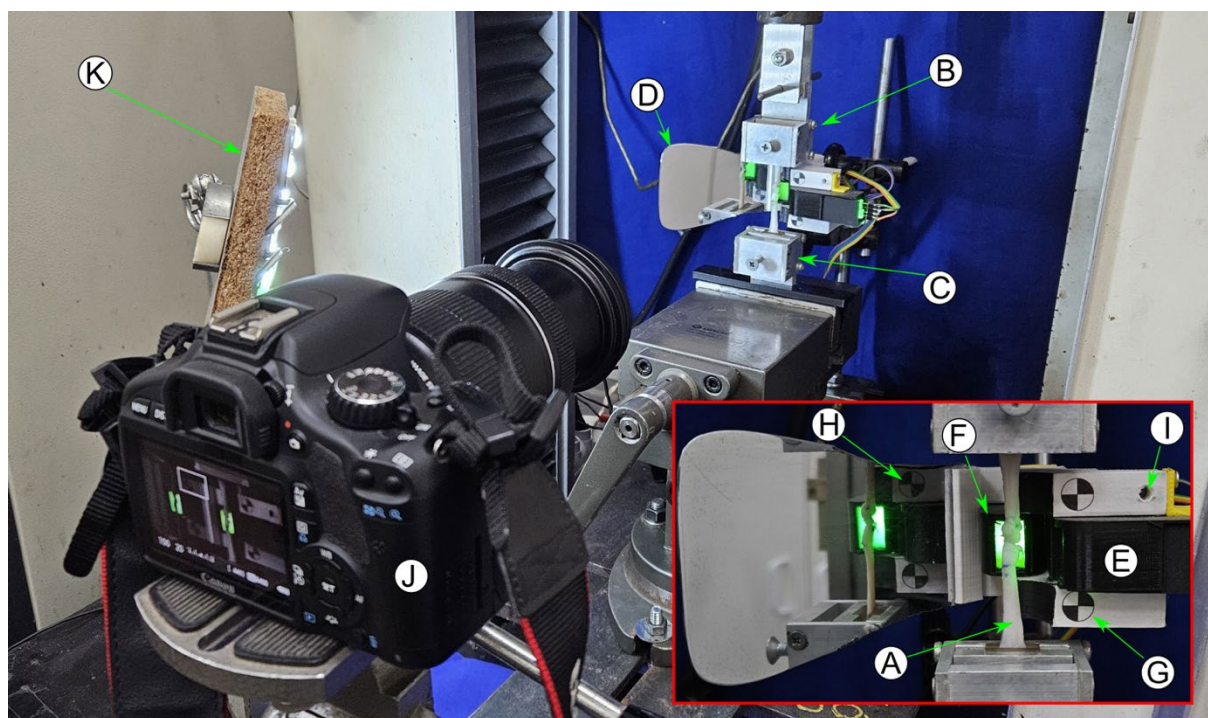
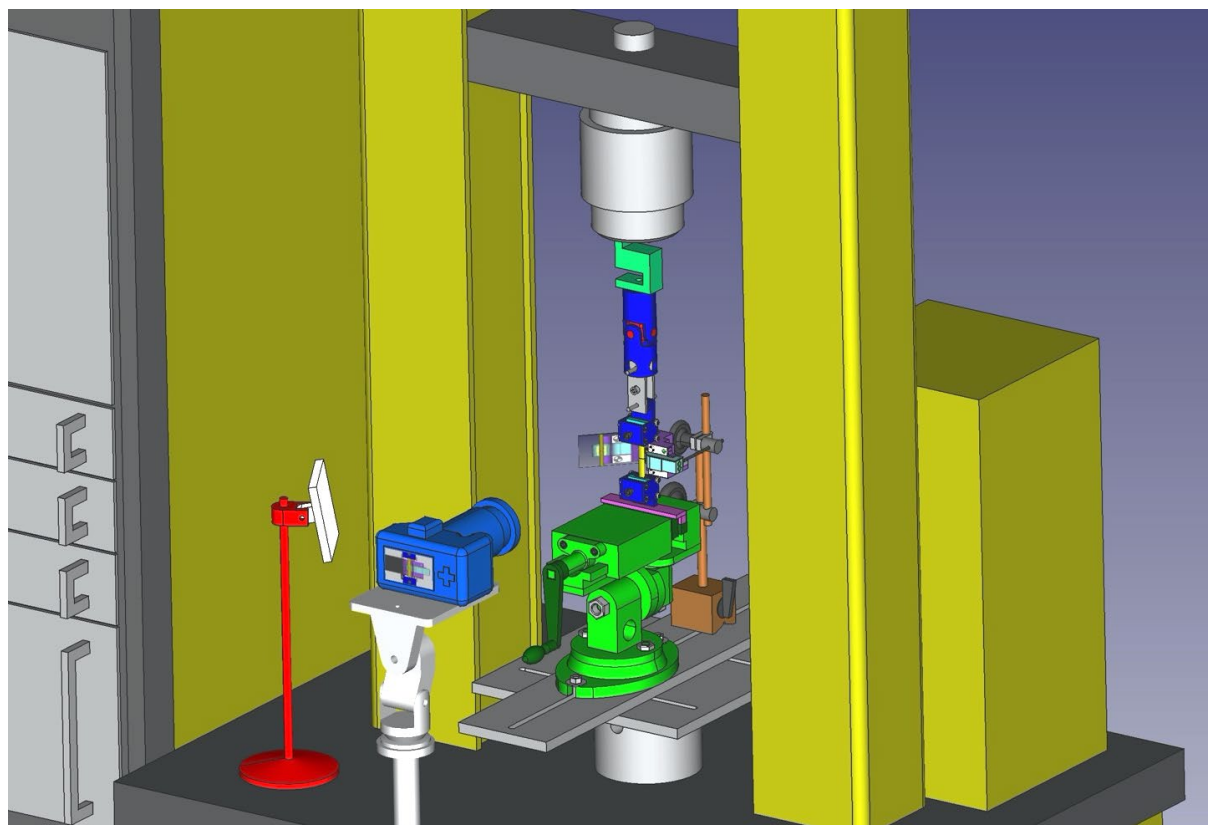


Figura 19 - Desenho esquemático do sistema de medição desenvolvido para o estudo



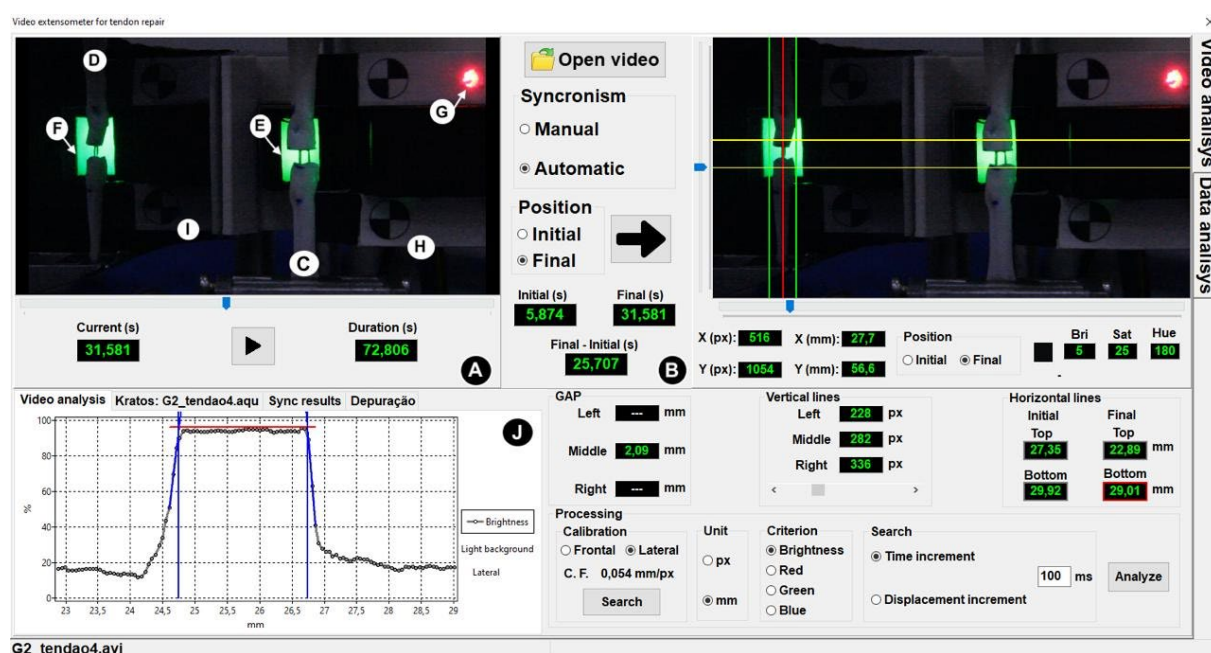
O tendão foi posicionado de modo a ficar alinhado com o eixo principal da máquina de ensaios. Um projetor ficou posicionado atrás do tendão no plano frontal da máquina e outro ficou posicionado no plano lateral da máquina, com um espelho posicionado do lado oposto a 45 graus, garantindo que a câmera digital enquadrasse a porção frontal e lateral do tendão simultaneamente. Os gabaritos foram posicionados ao lado do tendão nos planos frontal e lateral em que a intersecção dos dois planos coincide com o eixo longitudinal do tendão.

A câmera digital registrou os vídeos na resolução de 1920 x 1080 *pixels* a uma taxa de 30 quadros por segundo.

Para garantir a sincronia entre os dados da máquina de ensaios e as medidas feitas a partir da filmagem, foi colocado no campo visual da câmera um LED vermelho que se acende no mesmo instante que o computador começa a adquirir os dados da máquina de ensaios.

As medições dos afastamentos dos cotos dos tendões nos planos frontal e lateral foram feitas por meio de um programa desenvolvido no laboratório de biomecânica que tem a função de identificar automaticamente, em ambiente escuro, o afastamento correspondente à região retroiluminada pelos projetores e registrá-los em milímetros, utilizando as distâncias entre os pontos dos gabaritos como referência (Figura 20).

Figura 20 - Tela do programa de medição, evidenciando os controles de vídeo (A), de transferência e sincronismo (B) e demais controles utilizados na análise. À esquerda é possível visualizar o tendão (C e D), a fonte luminosa frontal (E) e lateral (F), o LED de sincronismo (G), gabarito frontal (H) e lateral (I). O gráfico (J) representa a distribuição do brilho de cada pixel presente na linha vertical vermelha limitada pelas duas linhas horizontais amarelas

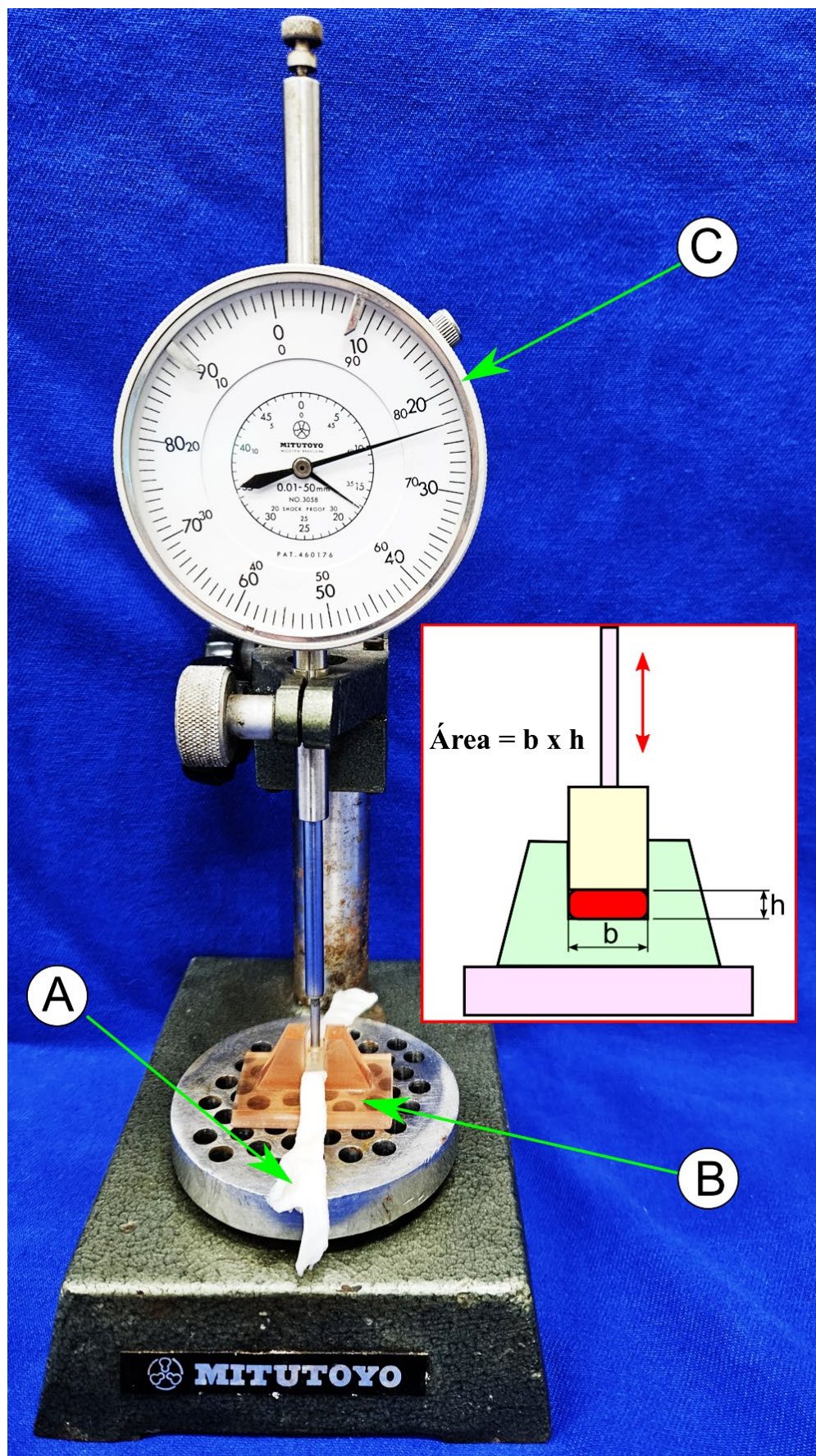


Baseando-se nos dados provenientes da máquina de ensaios e nas medidas do afastamento dos cotos feitas pelo programa de computador, foi determinado, para cada ensaio, o valor da força no instante em que os cotos do tendão se afastaram dois milímetros entre si (*gap*), seja no plano frontal ou no plano lateral. Também foi determinado o valor da força máxima no instante que ocorreu a ruptura ou arrancamento da sutura.

Além destas medidas, também foram registrados os dados da rigidez dentro do regime elástico em Newtons por milímetro (N/mm) e da deformação máxima desses tendões, em milímetros (mm). A causa da falha do reparo tendíneo também foi analisada e registrada como desatamento do nó de sutura (nó), arrancamento da sutura (arrancamento) ou quebra do fio de sutura (fio).

Para obtenção das medidas da área de secção transversa dos tendões, em milímetros quadrados (mm²), foi utilizado um dispositivo de mensuração de área com relógio comparador da marca Mitutoyo® (Mitutoyo Sul Americana Ltda., Brasil) antes da secção do tendão. O relógio comparador possui uma excursão de até 50 mm e possui uma precisão de 0,01 mm. Cada tendão foi posicionado em uma base trapezoidal dotada de uma fenda com largura de 5 mm e, em seguida, a haste do relógio comparador foi posicionada e liberada para medir a altura do tendão. A altura medida pelo relógio foi multiplicada pela largura já conhecida (medida do relógio comparador vezes 5 mm) e assim foi determinada a área aproximada da secção transversa de cada tendão (Figura 21).

Figura 21 - Dispositivo de mensuração de área composto por: tendão (A), base trapezoidal (B) e relógio comparador (C)



4.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após o término dos ensaios, os dados armazenados foram importados e salvos em uma planilha de Excel for Microsoft Windows® (Anexo D). Para a análise, os dados foram transferidos para o software Jamovi® que utiliza linguagem R para análise dos dados.

Os dados contínuos foram submetidos ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk e, quando os dados foram simétricos, o teste ANOVA de uma via foi aplicado e uma análise de *post-hoc* foi corrigida pelo teste de Tukey para comparação entre os grupos. A apresentação dos dados foi realizada por meio da média e do desvio padrão, sendo apresentados no formato Média [IC95%]. Quando os dados não apresentaram distribuição simétrica, o teste de Kruskal-Wallis foi utilizado com comparações múltiplas corrigidas pelo teste de Dwass-Steel-Critchlow-Flinger e a apresentação dos dados foi realizada pela mediana e pelo percentil 25 (p25) e percentil 75 (p75), sendo apresentados no formato Mediana (p25-p75).

Os dados categóricos foram descritos pela sua frequência absoluta de ocorrência e sua proporção de categorias. Para associação da frequência da causa da falha com os grupos, foi utilizado o teste de exato de Fischer, devido à baixa frequência de eventos em alguns grupos.

Foi utilizado, para considerar uma diferença estatisticamente significativa, um valor de erro do tipo I menor ou igual a 0,05 (p).

5 RESULTADOS

5.1 FORÇA PARA O *GAP* DE 2 MM

Os dados obtidos da força necessária para obtenção do *gap* de 2 mm estão compilados na tabela abaixo (Tabela 1).

Tabela 1 - Estatística descritiva da força para o *gap* de 2 mm

	Grupo	N	Média	IC 95%		Desvio-padrão	Mínimo	Máximo	Shapiro-Wilk		Percentis		
				Lim. Inferior	Lim. Superior				W	p	25th	50th	75th
Força <i>gap</i> 2 mm (N)	G1	11	7,64	1,44	13,8	9,22	0,570	27,7	0,711	<0,001	2,25	3,59	8,23
	G2	11	10,48	5,50	15,5	7,42	1,950	26,8	0,928	0,387	5,30	9,60	14,09
	G3	11	19,26	11,31	27,2	11,83	1,790	37,4	0,935	0,461	11,19	18,85	24,74

O IC da média assume que a distribuição amostral da média segue uma distribuição t com N-1 graus de liberdade.

A força *gap* 2 mm mediana do grupo 1 foi de 3,59 N (2,25-8,23), do grupo 2 foi de 9,60 N (5,30-14,09) e do grupo 3 foi de 18,85 N (11,19-24,74) (Gráficos 1 e 2).

Gráfico 1 - Média de força para o *gap* de 2 mm nos três grupos

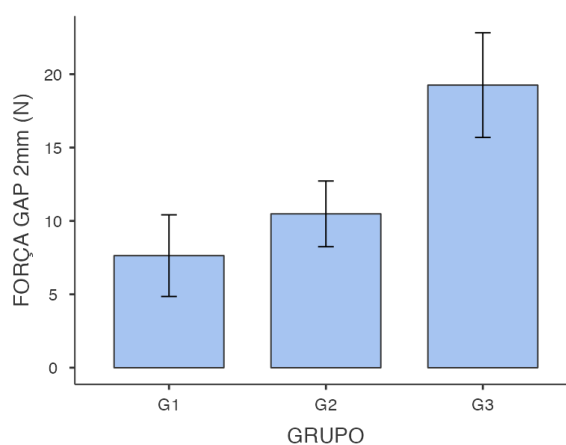
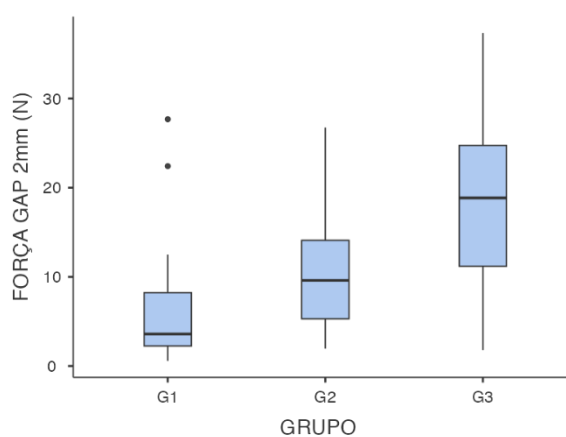


Gráfico 2 - Mediana de força para o *gap* de 2 mm nos 3 grupos



O grupo 1 não teve distribuição normal ($p < 0,001$) e, desta forma, o teste não paramétrico foi utilizado para a comparação entre os grupos.

O teste de Kruskal-Wallis identificou que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos quanto à força para o *gap* de 2 mm ($p = 0,034$), mas o teste não indica entre quais grupos houve essa diferença (Tabela 2).

Tabela 2 - Comparação entre os grupos quanto a força para o *gap* de 2 mm

Teste de Kruskal-Wallis			
	χ^2	gl	p
Força <i>gap</i> 2 mm (N)	6,74	2	0,034

Desta forma, o teste *post-hoc* de Dwass-Steel-Critchlow-Fligner foi utilizado para correção de comparações múltiplas. O teste identificou que o grupo 1 foi diferente do grupo 3, com significância estatística ($p = 0,05$). As comparações entre o grupo 1 e o grupo 2 e entre o grupo 2 e o grupo 3 não mostrou diferença estatística ($p > 0,05$) (Tabela 3).

Tabela 3 - Comparações múltiplas Dwass-Steel-Critchlow-Fligner entre os três grupos

Comparações múltiplas Força <i>gap</i> 2 mm (N)		
	W	p
G1-G2	1,95	0,35
G1-G3	3,30	0,05
G2-G3	2,37	0,21

5.2 ÁREA, RIGIDEZ, FORÇA MÁXIMA E DEFORMAÇÃO MÁXIMA

Os dados gerais relativos à área, rigidez, força máxima e deformação máxima dos 33 tendões, divididos nos 3 grupos, encontram-se compilados na tabela abaixo (Tabela 4).

Tabela 4 - Estatística descritiva da área, rigidez, força máxima e deformação máxima

	Grupo	N	Média	IC 95%		Desvio-padrão	Mínimo	Máximo	Shapiro-Wilk		Percentis		
				Lim. Inferior	Lim. Superior				W	p	25 th	50 th	75 th
Área (mm ²)	G1	11	19,63	14,94	24,32	6,984	11,07	32,17	0,944	0,569	14,05	19,33	24,28
	G2	11	22,35	18,63	26,07	5,535	13,92	29,45	0,905	0,215	17,90	24,35	26,02
	G3	11	21,84	17,28	26,41	6,794	12,33	31,78	0,934	0,457	15,61	22,15	27,87
Rigidez (N/mm)	G1	11	2,35	1,76	2,93	0,874	1,15	3,84	0,958	0,746	1,56	2,32	2,88
	G2	11	2,43	1,89	2,97	0,810	1,34	3,65	0,935	0,460	1,74	2,61	2,85
	G3	11	3,34	2,34	4,33	1,482	1,14	6,64	0,931	0,425	2,47	3,48	3,59
Força máx. (N)	G1	11	13,34	4,61	22,07	12,995	3,04	45,09	0,775	0,004	5,07	7,21	16,51
	G2	11	31,83	20,42	43,24	16,986	10,00	55,37	0,916	0,290	16,21	33,69	45,69
	G3	11	28,38	19,76	37,00	12,833	5,66	44,97	0,951	0,661	21,27	30,24	37,36
Deformação máx. (mm)	G1	11	10,28	6,16	14,40	6,138	3,00	22,07	0,921	0,327	5,53	8,81	13,91
	G2	11	17,25	13,87	20,63	5,032	6,10	23,35	0,919	0,313	13,98	18,62	20,27
	G3	11	12,87	10,35	15,39	3,748	4,74	18,07	0,952	0,671	11,46	13,08	15,46

O IC da média assume que a distribuição amostral da média segue uma distribuição t com N-1 graus de liberdade.

O valor médio da área no grupo 1 foi de 19,63 mm² [IC95% 14,94 a 24,32], no grupo 2 de 22,35 mm² [IC95% 18,63 a 26,07] e no grupo 3 de 21,84 mm² [IC95% 17,28 a 26,41] (Gráficos 3 e 4).

Gráfico 3 - Média da área nos três grupos

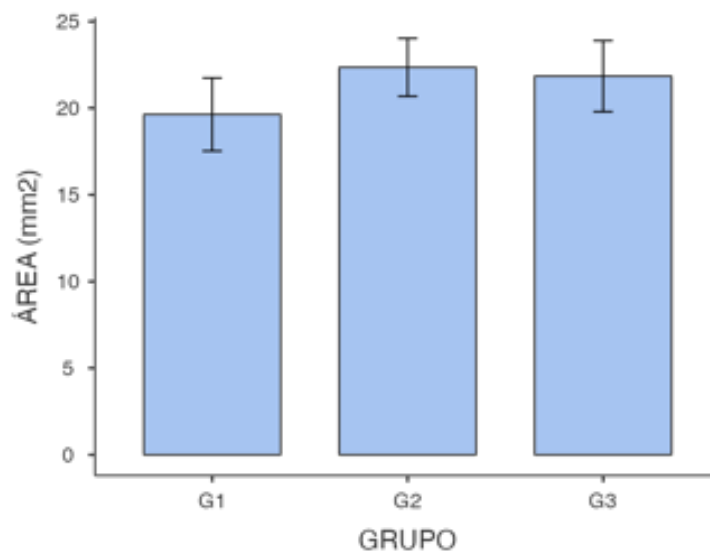
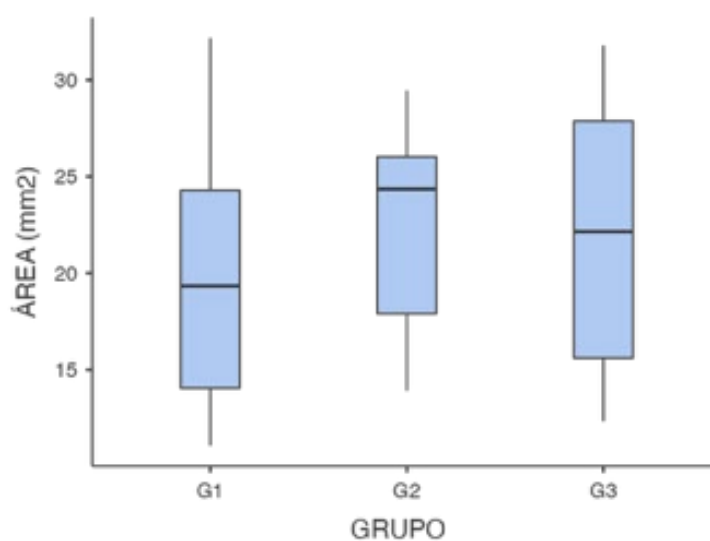
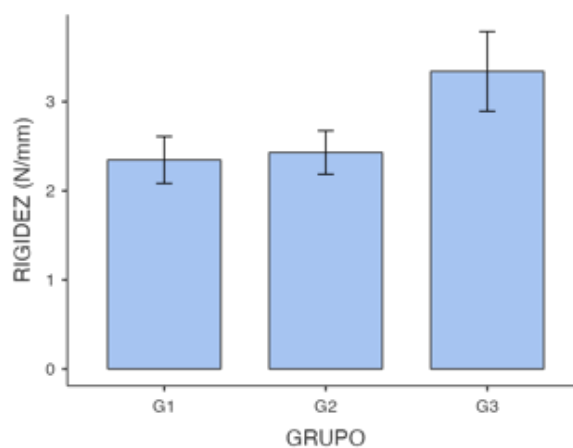
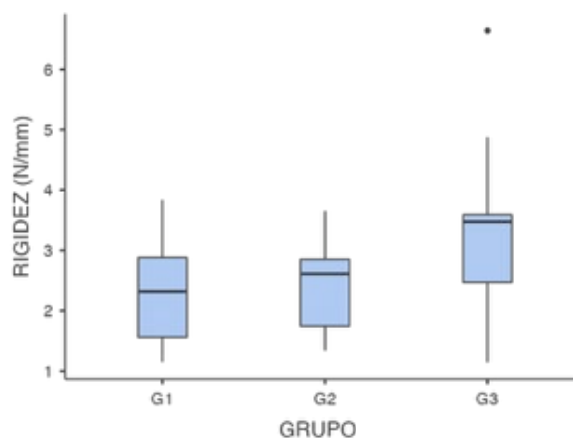


Gráfico 4 - Mediana da área nos três grupos



O valor médio da rigidez no grupo 1 foi de 2,35 N/mm [IC95% 1,76 a 2,93], no grupo 2 de 2,43 N/mm [IC95% 1,89 a 2,97] e no grupo 3 de 3,34 N/mm [IC95% 2,34 a 4,33] (Gráficos 5 e 6).

Gráfico 5 - Média da rigidez nos três grupos**Gráfico 6 - Mediana da rigidez nos três grupos**

O valor médio da deformação máxima no grupo 1 foi de 10,28 mm [IC95% 6,16 a 14,40], no grupo 2 de 17,25 mm [IC95% 13,87 a 20,63] e no grupo 3 de 12,87 mm [IC95% 10,35 a 15,39] (Gráficos 7 e 8).

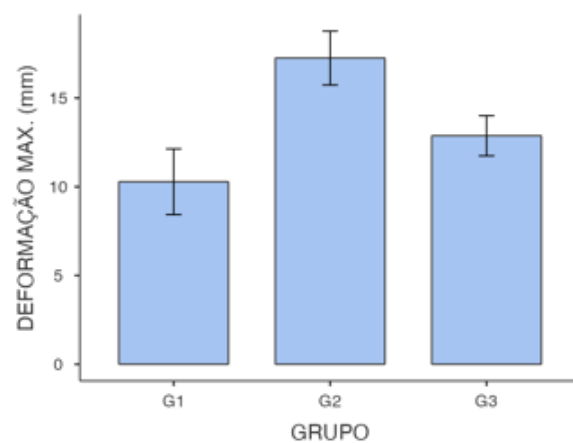
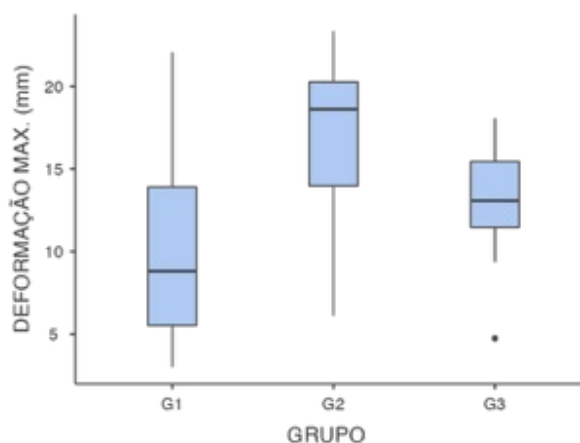
Gráfico 7 - Média da deformação máxima nos três grupos

Gráfico 8 - Mediana da deformação máxima nos três grupos

Os valores da área, rigidez e deformação máxima tiveram distribuição simétrica ($p > 0,05$) e a diferença entre os grupos foi testada pelo teste de ANOVA de uma via. Não foi identificada diferença estatisticamente significativa entre os grupos para os valores da área ($p = 0,603$) e da rigidez ($p = 0,176$). No entanto, na análise dos valores da deformação máxima foi identificado uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,024$) (Tabela 5).

Tabela 5 - Comparação entre os grupos quanto a área, rigidez e deformação máxima

ANOVA a um fator				
	F	gl1	gl2	p
Área (mm ²)	0,520	2	19,8	0,603
Rigidez (n/mm)	1,903	2	19,2	0,176
Deformação máx. (mm)	4,551	2	19,2	0,024

O teste de ANOVA a um fator indica que há uma diferença, mas não determina entre quais grupos esta diferença se encontra. Desta forma, para comparação entre os pares de grupos, foi utilizado o teste *post-hoc* de Tukey, e se identificou que há uma diferença estatisticamente significativa entre o grupo 1 e o grupo 2 ($p = 0,008$). Outras comparações não identificaram diferenças estatísticas significantes ($p > 0,05$) (Tabela 6).

Tabela 6 - Comparações múltiplas Tukey entre os três grupos para deformação máxima

Teste Post-Hoc de Tukey – Deformação máx. (mm)				
		G1	G2	G3
G1	Diferença média	—	-6,97	-2,59
	valor de p	—	0,008	0,463
G2	Diferença média	—	—	4,38
	valor de p	—	—	0,123
G3	Diferença média	—	—	—
	valor de p	—	—	—

A mediana da força máxima do grupo 1 foi de 7,21 N (5,07-16,51), do grupo 2 foi de 33,69 N (16,21-45,69) e do grupo 3 foi de 30,24 N (21,27-37,36) (Gráficos 9 e 10).

Gráfico 9 - Média da força máxima nos três grupos

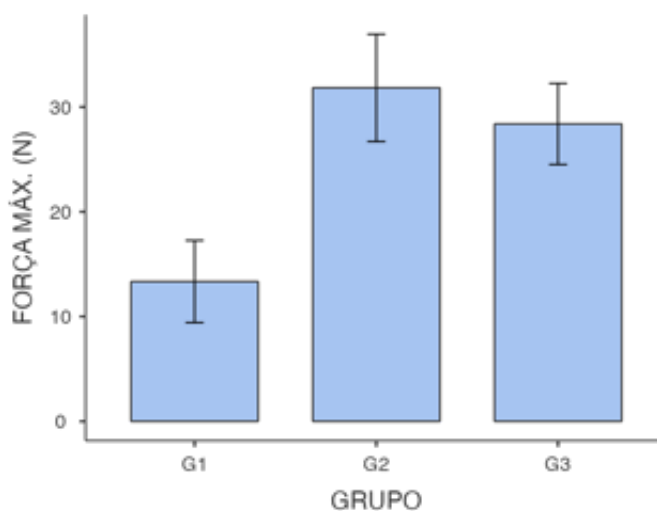
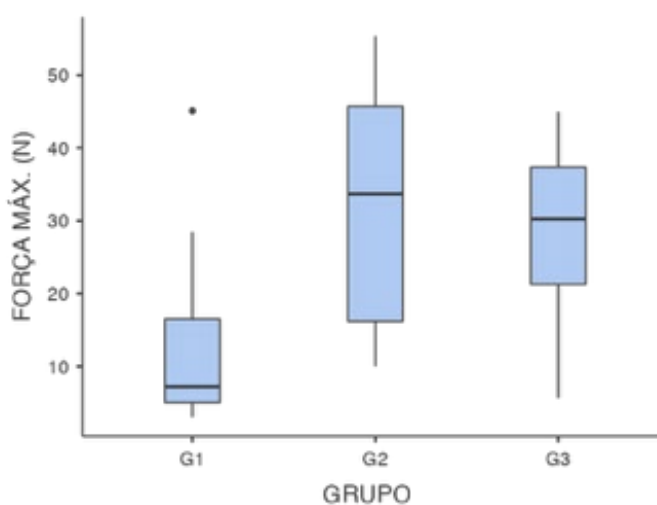


Gráfico 10 - Mediana da força máxima nos três grupos



Como a variável força máxima teve sua distribuição assimétrica (não normal), foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis para testar a diferença entre os grupos e o teste indica que há uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,009$), mas não identifica entre quais grupos está essa diferença (Tabela 7).

Tabela 7 - Comparação entre os grupos quanto a força máxima

	Kruskal-Wallis		
	χ^2	gl	p
Força máx. (n)	9,32	2	0,009

Desta forma, para comparação entre os pares de grupos, o teste *post-hoc* de Dwass-Steel-Critchlow-Fligner foi realizado e se identificou que há uma diferença estatisticamente significativa entre o grupo 1 e o grupo 2 ($p = 0,018$) e entre o grupo 1 e o grupo 3 ($p = 0,037$). A comparação entre o grupo 2 e o grupo 3 não mostrou diferença estatisticamente significativa ($p = 0,843$) (Tabela 8).

Tabela 8 - Comparações múltiplas Dwass-Steel-Critchlow-Fligner entre os três grupos

Comparações múltiplas Força máx. (N)		
	W	p
G1-G2	3,854	0,018
G1-G3	3,482	0,037
G2-G3	-0,789	0,843

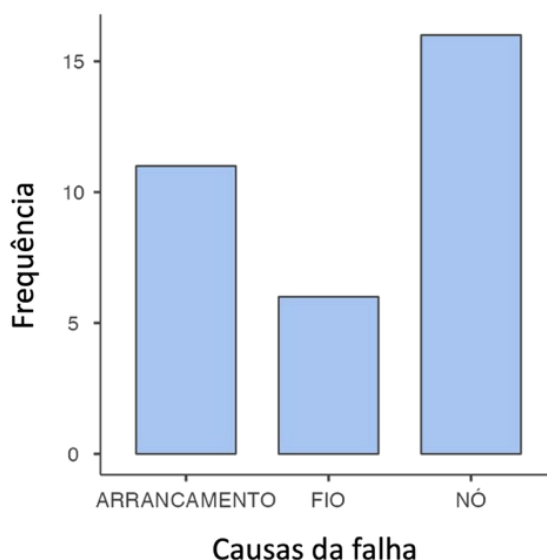
5.3 CAUSAS DA FALHA DA SUTURA

Analizando os 33 tendões submetidos aos ensaios biomecânicos, observou-se que a causa da falha, no geral, foi maior pelo nó, representando 48,5%, seguido pelo arrancamento com 33,3% (Tabela 9 e Gráfico 11).

Tabela 9 - Frequência das causas de falha da sutura

Frequências de Causa da Falha		
Causa da falha	Contagem	% do Total
Arrancamento	11	33,3%
Fio	6	18,2%
Nó	16	48,5%

Gráfico 11 - Frequência das causas de falha da sutura

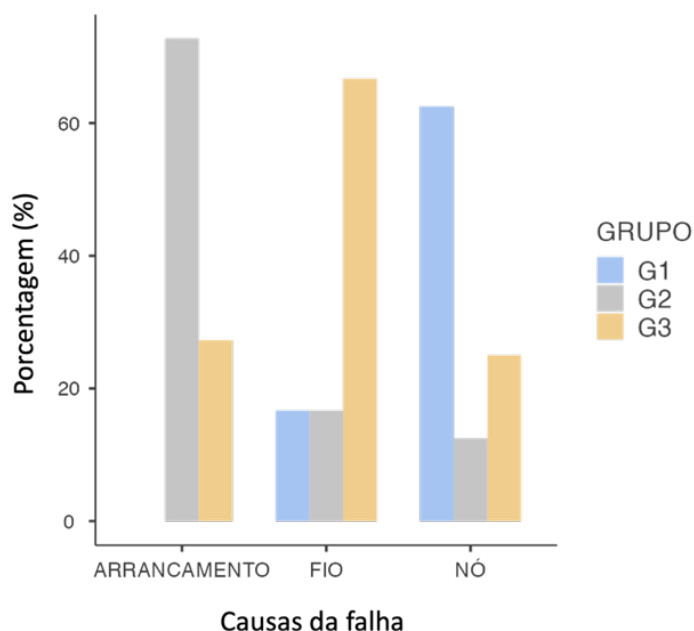


Posteriormente, foi realizado o detalhamento das causas de falha da sutura em cada grupo para verificação da existência de associação entre as causas de falha e os grupos (Tabela 10 e Gráfico 12).

Tabela 10 - Frequência das causas de falha de sutura dividida pelos três grupos

Causa da falha		Grupo			Total
		G1	G2	G3	
Arrancamento	Observado	0	8	3	11
	% em linha	0,0%	72,7%	27,3%	100,0%
	% em coluna	0,0%	72,7%	27,3%	33,3%
Fio	Observado	1	1	4	6
	% em linha	16,7%	16,7%	66,7%	100,0%
	% em coluna	9,1%	9,1%	36,4%	18,2%
Nó	Observado	10	2	4	16
	% em linha	62,5%	12,5%	25,0%	100,0%
	% em coluna	90,9%	18,2%	36,4%	48,5%
Total	Observado	11	11	11	33
	% em linha	33,3%	33,3%	33,3%	100,0%
	% em coluna	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Gráfico 12 - Frequência das causas de falha de sutura dividida pelos três grupos



No grupo 1, a causa de falha mais frequente foi o desatamento do nó com 90,9%. No grupo 2, o arrancamento da sutura foi mais frequente com 72,7%. Já no grupo 3, a ruptura do fio e o desatamento no nó foram as causas mais frequentes, ambas com 36,4%.

Após realização do teste exato de Fisher, observou-se que a causa da falha, dividida pelos grupos, mostrou uma associação estatisticamente significativa ($p < 0,001$) (Tabela 11).

Tabela 11 - Associação entre as causas de falha da sutura e os grupos

	Valor	p
Teste Exato de Fisher		<0,001
N	33	

Ao se comparar o grupo 1 com o grupo 2, observou-se que a causa da falha pelo nó foi mais frequente no grupo 1 e a causa da falha pelo arrancamento foi mais frequente no grupo 2 e ambas as diferenças foram estatisticamente significantes ($p < 0,001$) (Tabelas 12 e 13).

Tabela 12 - Frequência das causas de falha da sutura no grupo 1 e grupo 2

Causa da falha		Grupo		Total
		G1	G2	
Arrancamento	Observado	0	8	8
	% em linha	0,0%	100,0%	100,0%
	% em coluna	0,0%	72,7%	36,4%
Fio	Observado	1	1	2
	% em linha	50,0%	50,0%	100,0%
	% em coluna	9,1%	9,1%	9,1%
Nó	Observado	10	2	12
	% em linha	83,3%	16,7%	100,0%
	% em coluna	90,9%	18,2%	54,5%
Total	Observado	11	11	22
	% em linha	50,0%	50,0%	100,0%
	% em coluna	100,0%	100,0%	100,0%

Tabela 13 - Comparação das causas de falha da sutura entre os grupos 1 e 2

	Valor	p
Teste Exato de Fisher		<0,001
N	22	

Posteriormente realizou-se a comparação entre o grupo 2 e o grupo 3 e se observou que a causa da falha pelo arrancamento foi mais frequente no grupo 2 e as causas da falha pelo nó e pelo fio foram mais frequentes no grupo 3, porém as diferenças não foram estatisticamente significantes ($p = 0,114$) (Tabelas 14 e 15).

Tabela 14 - Frequência das causas de falha da sutura no grupo 2 e grupo 3

Causa da falha		Grupo		Total
		G2	G3	
Arrancamento	Observado	8	3	11
	% em linha	72.7%	27.3%	100.0%
	% em coluna	72.7%	27.3%	50.0%
Fio	Observado	1	4	5
	% em linha	20.0%	80.0%	100.0%
	% em coluna	9.1%	36.4%	22.7%
Nó	Observado	2	4	6
	% em linha	33.3%	66.7%	100.0%
	% em coluna	18.2%	36.4%	27.3%
Total	Observado	11	11	22
	% em linha	50.0%	50.0%	100.0%
	% em coluna	100.0%	100.0%	100.0%

Tabela 15 - Comparação das causas de falha da sutura entre os grupos 2 e 3

	Valor	p
Teste Exato de Fisher		0.114
N	22	

Por fim, realizou-se a comparação entre o grupo 1 e o grupo 3 e se observou que a causa da falha pelo nó foi mais frequente no grupo 1 e as causas da falha pelo arrancamento e pelo fio foram mais frequentes no grupo 3, sendo as diferenças estatisticamente significantes ($p = 0,032$) (Tabela 16 e 17).

Tabela 16 - Frequência das causas de falha da sutura no grupo 1 e grupo 3

Causa da falha		Grupo		Total
		G1	G3	
Arrancamento	Observado	0	3	3
	% em linha	0,0%	100,0%	100,0%
	% em coluna	0,0%	27,3%	13,6%
Fio	Observado	1	4	5
	% em linha	20,0%	80,0%	100,0%
	% em coluna	9,1%	36,4%	22,7%
Nó	Observado	10	4	14
	% em linha	71,4%	28,6%	100,0%
	% em coluna	90,9%	36,4%	63,6%
Total	Observado	11	11	22
	% em linha	50,0%	50,0%	100,0%
	% em coluna	100,0%	100,0%	100,0%

Tabela 17 - Comparação das causas de falha da sutura entre os grupos 1 e 3

	Valor	p
Teste Exato de Fisher		0,032
N	22	

6 DISCUSSÃO

O reparo dos tendões flexores dos dedos das mãos na zona II de Verdan continua a ser desafiador para o cirurgião da mão por exigir um equilíbrio entre a resistência inicial capaz de suportar mobilização ativa precoce e o aumento de volume do tendão que não prejudique o deslizamento no túnel osteofibroso. Diversas técnicas de sutura foram descritas ao longo da história e é sabido que isso reflete o fato de que nenhuma delas obtém resultados absolutamente satisfatórios^{76,77}. Estudos demonstram que afastamentos superiores a 2 mm no reparo tendíneo elevam exponencialmente o risco de aderências e de ruptura tardia, comprometendo o deslizamento sobretudo no túnel osteofibroso da zona II de Verdan, sendo a resistência ao *gap* o parâmetro mais importante para o resultado clínico inicial²⁻⁵.

Analisando os resultados do estudo realizado, verificou-se que a nova sutura descrita (G3) mostrou resultados estatisticamente superiores em relação à técnica de McLarney et al.¹⁵ (G1) no que diz respeito à força necessária para produção do *gap* de 2 mm (18,85 N × 3,59 N; $p = 0,05$) e, embora não tenham atingido significância estatística, os resultados são numericamente superiores em relação à técnica de Renner et al.²³ (G2) com a mediana de força sendo praticamente o dobro no G3 (18,85 N × 9,60 N) e mostrando uma tendência de superioridade que estudos de maior poder poderão confirmar futuramente.

O uso uniforme de fios FiberWire® 4-0 e FiberLoop® 4-0 nos grupos eliminou a interferência do tipo de material na comparação, permitindo atribuir o ganho de desempenho ao traçado da sutura e posição do nó. Autores como Lawrence e Davis¹⁷ demonstram vantagem mecânica do FiberWire® sobre o nylon ou o polipropileno, mas não diferenciam técnicas de quatro passadas entre si, reforçando a importância da arquitetura das suturas.

Alguns estudos mostram que o limiar mínimo para permitir mobilização ativa protegida é de aproximadamente 15 N^{78,79} e, em uma análise adicional, verificou-se que 72,7% dos reparos do G3 tolerariam protocolos de mobilização precoce, contra apenas 18,2% no G2 e nenhum no G1 (Tabela 18).

Tabela 18 - Frequência dos reparos com resistência ao *gap* de 2 mm maior que 15 N nos grupos

Grupo	Tendões ≥ 15 N / n	%
McLarney et al. (G1)	0/11	0%
Renner et al. (G2)	2/11	18,2%
Nova técnica (G3)	8/11	72,7%

Outros autores descrevem que a flexão ativa dos dedos sem resistência poderia gerar até 24 N de força^{9,10} e a nova técnica descrita, embora não tenha atingido esse valor nos testes realizados, apresentou os valores mais próximos disso entre os 3 grupos. Todavia, não foram

realizadas suturas epitendíneas no estudo a fim de eliminar possível fator de confusão nos resultados e esse tipo de sutura é amplamente utilizada na prática clínica. A sutura mencionada comprovadamente é capaz de aumentar a resistência dos reparos, além de regularizar as bordas e potencialmente diminuir o diâmetro e consequente aderência do tendão reparado^{80,81}. Dessa forma, o acréscimo desse tipo de sutura em futuros estudos e na prática clínica pode fazer com que a nova técnica atinja a resistência desejada e obtenha resultados clínicos satisfatórios.

Com o objetivo de comprovar a homogeneidade dos grupos, dados da área da secção transversa dos tendões, rigidez dentro do regime elástico, força máxima para falha da sutura e deformação máxima do conjunto também foram analisados. A diferença entre os valores da área e da rigidez dentro do regime elástico não mostrou diferença estatística entre os grupos, corroborando para o fato das amostras serem homogêneas nesses quesitos. Já a análise dos dados da força máxima para a falha da sutura e da deformação máxima do conjunto mostrou uma diferença estatística significativa entre os grupos, sempre em detrimento do grupo 1. Aliando essas informações com a análise da força necessária para o *gap* de 2 mm, pode-se inferir que a técnica de McLarney et al.¹⁵ (G1) realmente apresenta menor resistência quando comparada às demais técnicas.

Especificamente os valores encontrados nesse estudo para a força para o *gap* de 2 mm e a força máxima para a falha da sutura foram menores que alguns dos estudos publicados anteriormente, incluindo os estudos originais de McLarney et al.¹⁵ e Renner et al.²³. Atribui-se isso ao fato da utilização de método inédito de medição do *gap* de 2 mm, que se mostra potencialmente mais preciso do que os utilizados nos demais estudos. Também atribui-se essa diferença ao fato de ter utilizado tendões de suínos, quando grande parte dos estudos utilizaram tendões humanos. Por fim, a maioria dos estudos acrescenta a sutura epitendínea à técnica de sutura estudada, o que aumenta a resistência à tração.

Ao se analisar as causas de falha das técnicas de sutura, verificou-se que, nos 33 tendões estudados, o desatamento no nó foi a causa mais frequente (48,5%), porém ao se analisar essa causa dividida pelos grupos notou-se que ela se concentra no grupo 1 (McLarney et al.¹⁵) e corresponde a 90,9% das falhas nesse grupo. Já no grupo 2 (Renner et al.²³) o arrancamento da sutura foi a causa de falha da maioria das amostras com 72,7% dos casos. No grupo 3 (nova técnica) houve um equilíbrio entre as causas de falha da sutura, sendo 36,4% ocasionada pelo desatamento do nó, 27,3% pelo arrancamento da sutura e 36,4% pela ruptura do fio.

Dessa forma, pode-se inferir que o posicionamento do nó de forma intratendínea, como nos grupos 2 e 3, é um fator de proteção para impedir o desatamento desse nó, além de diminuir, na prática clínica, a incidência de aderências pelo atrito com o túnel osteofibroso. Também fica

claro que a configuração da sutura proposta na nova técnica descrita neste estudo, além de fornecer proteção contra o desatamento do nó, diminui a incidência de arrancamento da mesma por meio de sua melhor distribuição das passadas pela secção transversa do tendão.

A nova técnica descrita (G3) mostrou, de forma estatisticamente significativa, ser mais eficaz que a técnica de McLarney et al.¹⁵ e numericamente superior à técnica de Renner et al.²³ pelos valores mais elevados da força para o *gap* de 2 mm, além de apresentar vantagem por ser tecnicamente menos complexa e por utilizar um fio simples, que possui um preço de mercado menor que um fio duplo em alça como o Fiberloop®. A possibilidade de obter melhores resultados com menor custo é importante, principalmente em serviços públicos e em países em desenvolvimento como o Brasil, pois a necessidade de reoperação dos pacientes por conta de complicações como aderências ou rupturas tendíneas eleva os custos diretos e indiretos do tratamento, incluindo a necessidade de reabilitação prolongada, afastamento do trabalho, diminuição da renda laboral e maiores gastos com indenizações⁸².

O presente estudo apresenta limitações inerentes à realidade em que está inserido. A principal delas é o número de amostras limitado que, se ampliado em futuros estudos, podem revelar resultados mais robustos.

Este estudo biomecânico utilizou o teste de tração monotônico contínuo devido à disponibilidade no laboratório onde foi realizado o estudo. A realização do teste cíclico de resistência à fadiga⁸³, com cerca de 2000 ciclos, variando de 15 N a 38 N de carga, é capaz de simular com mais precisão a força exercida durante os protocolos de reabilitação.

A dificuldade de obtenção de tendões humanos no Brasil também é um fator limitante pois, apesar dos tendões suínos terem características comparáveis, não são biologicamente idênticos⁸⁴. Estudos com tendões humanos *in vitro* e *in vivo* poderão acrescentar resultados importantes para possibilitar a aplicação da técnica na prática clínica, após realização também de estudos prospectivos randomizados.

Mais estudos são necessários para confirmar a superioridade da nova técnica descrita e permitir sua utilização na prática clínica. Novos ensaios também podem demonstrar a aplicabilidade da nova técnica para o reparo de outros tendões, além dos flexores dos dedos das mãos.

7 CONCLUSÃO

A nova técnica descrita (G3) mostrou superioridade estatisticamente significativa em relação a força para o *gap* de 2 mm quando comparada à técnica de McLarney et al.¹⁵ (G1) e numericamente superior quando comparada à técnica de Renner et al.²³ (G2).

Os dados obtidos neste estudo posicionam a nova técnica descrita como uma boa opção de reparo primário dos tendões flexores dos dedos das mãos, principalmente na zona II de Verdan. Estudos clínicos mais robustos poderão confirmar sua eficácia e aplicabilidade na prática clínica.

REFERÊNCIAS[†]

[†] De acordo com Estilo Vancouver.

1. Chauhan A, Palmer BA, Merrell GA. Flexor tendon repairs: techniques, eponyms, and evidence. *J Hand Surg Am.* 2014;39(9):1846-53.
2. Seradge H. Elongation of the repair configuration following flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 1983;8(2):182-5.
3. Gelberman RH, Boyer MI, Brodt MD, Winters SC, Silva MJ. The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons: An experimental study on the early stages of tendon-healing in dogs. *J Bone Jt Surg.* 1999;81(7):975-82.
4. Zhao C, Amadio PC, Tanaka T, Kutsumi K, Tsubone T, Zobitz ME, An KN. Effect of gap size on gliding resistance after flexor tendon repair. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86(11):2482-8.
5. Linnanmäki L, Göransson H, Havulinna J, Sippola P, Karjalainen T, Leppänen O V. Gap Formation During Cyclic Testing of Flexor Tendon Repair. *J Hand Surg Am.* 2018;43(6):570.e1-570.e8.
6. Kim HM, Nelson G, Thomopoulos S, Silva MJ, Das R, Gelberman RH. Technical and Biological Modifications for Enhanced Flexor Tendon Repair. *J Hand Surg Am.* 2010;35(6):1031-7.
7. Tang JB. Investigations into flexor tendon repair: a research journey over three decades. *J Hand Surg Eur Vol.* 2022;47(6):568-79.
8. Teo SL, Sarvananthan R, Qian L, Rebecca R, Wong YR. Biomechanical Study of Asymmetric Flexor Tendon Repair Using 3 Different Suture Materials. 2021;26(4):611-7.
9. Edsfeldt S, Rempel D, Kursk K, Diao E, Lattanza L. In vivo flexor tendon forces generated during different rehabilitation exercises. *J Hand Surg Eur Vol.* 2015;40(7):705-10.
10. Schuind F, Garcia-Elias M, Cooney WP, An KN. Flexor tendon forces: In vivo measurements. *J Hand Surg Am.* 1992;17(2):291-8.
11. Thurman RT, Trumble TE, Hanel DP, Tencer AF, Kiser PK. Two-, four-, and six-strand zone II flexor tendon repairs: An in situ biomechanical comparison using a cadaver model. *J Hand Surg Am.* 1998;23(2):261-5.
12. Lee H Il, Lee JS, Kim TH, Chang SH, Park MJ, Lee GJ. Comparison of flexor tendon suture techniques including 1 using 10 strands. *J Hand Surg Am.* 2015;40(7):1369-76.
13. Wu YF, Tang JB. Recent developments in flexor tendon repair techniques and factors influencing strength of the tendon repair. *J Hand Surg Eur Vol.* 2014;39(1):6-19.
14. Wong YR, Lee CS, Loke AMK, Liu X, Suzana M. J. I, Tay SC. Comparison of Flexor Tendon Repair between 6-Strand Lim-Tsai with 4-Strand Cruciate and Becker Technique. *J Hand Surg Am.* 2015;40(9):1806-11.

15. McLarney E, Hoffman H, Wolfe SW. Biomechanical analysis of the cruciate four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 1999;24(2):295-301.
16. Croog A, Goldstein R, Nasser P, Lee SK. Comparative Biomechanic Performances of Locked Cruciate Four-Strand Flexor Tendon Repairs in an Ex Vivo Porcine Model. *J Hand Surg Am.* 2007;32(2):225-32.
17. Lawrence TM, Davis TRC. A biomechanical analysis of suture materials and their influence on a four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 2005;30(4):836-41.
18. Haimovici L, Papafragkou S, Lee W, Dagum A, Hurst LC. The impact of Fiberwire, Fiberloop, and locking suture configuration on flexor tendon repairs. *Ann Plast Surg.* 2012;69(4):468-70.
19. Diao E, Hariharan JS, Soejima O, Lotz JC. Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs. *J Hand Surg Am.* 1996;21(2):234-9.
20. Pruitt DL, Aoki M, Manske PR. Effect of suture knot location on tensile strength after flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 1996;21(6):969-73.
21. Chang MK, Wong YR, Tay SC. Biomechanical comparison of modified Lim/Tsai tendon repairs with intra- and extra-tendinous knots. *J Hand Surg Eur Vol.* 2018;43(9):919-24.
22. Zhao C, Amadio PC, Zobitz ME, An KN. Gliding characteristics of tendon repair in canine flexor digitorum profundus tendons. *J Orthop Res.* 2001;19(4):580-6.
23. Renner C, Corella F, Fischer N. Biomechanical evaluation of 4-strand flexor tendon repair techniques, including a combined kessler-tsuge approach. *J Hand Surg Am.* 2015;40(2):229-35.
24. Kozono N, Okada T, Takeuchi N, Shimoto T, Higaki H, Nakashima Y. A Biomechanical Comparison Between Asymmetric Pennington Technique and Conventional Core Suture Techniques: 6-Strand Flexor Tendon Repair. *J Hand Surg Am.* 2018;43(1):79.e1-79.e8.
25. Kleinert HE, Spokevicius S, Papas NH. History of flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 1995;20(3 Pt 2):S46-52.
26. Bunnell S. Repair of Tendons in the Fingers and Description of Two New Instruments. *Surgery, Gynecol & Obstet.* 1918;26:103-10.
27. Bunnell S. Treatment of Injuries of the Hand. *Cal West Med.* 1929 Jan;30(1):1-4.
28. Mason ML, Allen HS. The rate of healing of tendons: an experimental study of tensile strength. *Ann Surg.* 1941;113(3):424-59.
29. Posch JL. Primary Tenorrhaphies and Tendon Grafting Procedures in Hand Injuries. *AMA Arch Surg.* 1956;73(4):609-24.
30. Lindsay WK, McDougall EP. Direct digital flexor tendon repair. *Plast Reconstr Surg Transplant Bull.* 1960;26:613-21.

31. Lindsay WK, Thomson HG. Digital flexor tendons: an experimental study. Part I. The significance of each component of the flexor mechanism in tendon healing. *Br J Plast Surg*. 1960;12:289-316.
32. Lindsay WK, Thomson HG, Walker FG. Digital flexor tendons: an experimental study. Part II. The significance of a gap occurring at the line of suture. *Br J Plast Surg*. 1960;3:1-9.
33. Potenza AD. Tendon healing within the flexor digital sheath in the dog. *J Bone Joint Surg Am*. 1962;44-A:49-64.
34. Verdan C. Practical Considerations for Primary and Secondary Repair in Flexor Tendon Injuries. *Surg Clin North Am* [Internet]. 1964;44(4):951-70.
35. Kleinert HE, Kutz JE, Ashbell TS, Martinez E. Primary repair of lacerated flexor tendons in "no man's land." *J Bone Joint Surg Am*. 1967;49(3):577-84.
36. Kessler I, Nissim F. Primary repair without immobilization of flexor tendon division within the digital sheath. An experimental and clinical study. *Acta Orthop Scand*. 1969;40(5):587-601.
37. Tsuge K, Ikuta Y, Matsuishi Y. Intra-tendinous tendon suture in the hand. A new technique. *Hand*. 1975;7(3):250-5.
38. Duran RJ, Houser RG. Controlled passive motion following flexor tendon repair in zones 2 and 3. In: Hunter JM, Schneider LH, Mackin EJ, editors. *AAOS Symposium on Tendon Surgery in the Hand*. St. Louis: C.V. Mosby; 1975. p. 105-14.
39. Lundborg G. Experimental flexor tendon healing without adhesion formation--a new concept of tendon nutrition and intrinsic healing mechanisms. A preliminary report. *Hand*. 1976;8(3):235-8.
40. Ketchum LD, Martin NL, Kappel DA. Experimental evaluation of factors affecting the strength of tendon repairs. *Plast Reconstr Surg*. 1977;59(5):708-19.
41. Lister GD, Kleinert HE, Kutz JE, Atasoy E. Primary flexor tendon repair followed by immediate controlled mobilization. *J Hand Surg Am*. 1977;2(6):441-51.
42. Pennington DG. The locking loop tendon suture. *Plast Reconstr Surg*. 1979;63(5):648-52.
43. Becker H, Orak F, Duponselle E. Early active motion following a beveled technique of flexor tendon repair: Report on fifty cases. *J Hand Surg Am*. 1979;4(5):454-60.
44. Lundborg G, Rank F. Experimental studies on cellular mechanisms involved in healing of animal and human flexor tendon in synovial environment. *Hand*. 1980;12(1):3-11.
45. Gelberman RH, Amifl D, Gonsalves M, Woo S, Akeson WH. The influence of protected passive mobilization on the healing of flexor tendons: A biochemical and microangiographic study. *Hand*. 1981;13(2):120-8.

46. Kleinert HE, Schepel S, Gill T. Flexor tendon injuries. *Surg Clin North Am.* 1981;61(2):267-86.
47. Brunelli G, Monini L. Technique personnelle de suture des tendons fléchisseurs des doigts avec mobilisation immédiate. *Ann Chir la Main.* 1982;1(1):92-6.
48. Tajima T. History, current status, and aspects of hand surgery in Japan. *Clin Orthop Relat Res.* 1984 Apr;(184):41-9.
49. Savage R. In vitro studies of a new method of flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 1985;10(2):135-41.
50. Robertson GA, Al-Qattan MM. A biomechanical analysis of a new interlock suture technique for flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 1992;17(1):92-3.
51. Tang JB, Shi D. Subdivision of flexor tendon “no man’s land” and different treatment methods in each sub-zone. A preliminary report. *Chin Med J (Engl).* 1992;105(1):60-8.
52. Tang JB. The double sheath system and tendon gliding in zone 2C. *J Hand Surg Br.* 1995 Jun;20(3):281-5.
53. Winters SC, Seiler JG, Woo SLY, Gelberman RH. Suture methods for flexor tendon repair. A biomechanical analysis during the first six weeks following repair. *Ann Chir la Main du Memb Super.* 1997;16(3):229-34.
54. Strickland JW, Schmidt CC. Repair of flexor digitorum profundus lacerations: The indiana method. *Oper Tech Orthop.* 1998;8(2):73-80.
55. Wilhelmi BJ, Blackwell SJ, Miller J, Mancoll JS, Phillips LG. Epinephrine in digital blocks: revisited. *Ann Plast Surg.* 1998 Oct;41(4):410-4.
56. Gill RS, Lim BH, Shatford RA, Toth E, Voor MJ, Tsai TM. A comparative analysis of the six-strand double-loop flexor tendon repair and three other techniques: A human cadaveric study. *J Hand Surg Am.* 1999;24(6):1315-22.
57. Wang B, Xie RG, Tang JB. Biomechanical analysis of a modification of Tang method of tendon repair. *J Hand Surg Br.* 2003;28(4):347-50.
58. Severo AL. Reparo de tendões flexores da mão: análise biomecânica com diferentes técnicas de sutura. Passo Fundo: Editora Berthier; 2004.
59. Lalonde D, Bell M, Benoit P, Sparkes G, Denkler K, Chang P. A multicenter prospective study of 3,110 consecutive cases of elective epinephrine use in the fingers and hand: The dalhousie project clinical phase. *J Hand Surg Am.* 2005;30(5):1061-7.
60. Lalonde DH. Wide-awake flexor tendon repair. *Plast Reconstr Surg.* 2009;123(2):623-5.
61. Sandow MJ, McMahon M. Active mobilisation following single cross grasp four-strand flexor tenorrhaphy (Adelaide repair). *J Hand Surg Eur Vol.* 2011;36(6):467-75.

62. Tang JB. Release of the A4 pulley to facilitate zone II flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 2014;39(11):2300-7.
63. Loisel AE, Kelly M, Hammert WC. Biological augmentation of flexor tendon repair: A challenging cellular landscape. *J Hand Surg Am.* 2016;41(1):144-9.
64. Shen H, Kormpakakis I, Havlioglu N, Linderman SW, Sakiyama-Elbert SE, Erickson IE, Zarembinski T, Silva MJ, Gelberman RH, Thomopoulos S. The effect of mesenchymal stromal cell sheets on the inflammatory stage of flexor tendon healing. *Stem Cell Res Ther.* 2016;7(1):1-13.
65. Komatsu I, Wang JHC, Iwasaki K, Shimizu T, Okano T. The effect of tendon stem/progenitor cell (TSC) sheet on the early tendon healing in a rat Achilles tendon injury model. *Acta Biomater.* 2016;42:136-46.
66. Zhou YL, Yang QQ, Yan YY, Zhu C, Zhang L, Tang JB. Localized delivery of miRNAs targets cyclooxygenases and reduces flexor tendon adhesions. *Acta Biomater.* 2018;70:237-248.
67. Zhou YL, Yang QQ, Yan YY, Zhang L, Wang QH, Ju F, Tang JB. Gene-Loaded Nanoparticle-Coated Sutures Provide Effective Gene Delivery to Enhance Tendon Healing. *Mol Ther.* 2019;27(9):1534-46.
68. Liu C, Bai J, Yu K, Liu G, Tian S, Tian D. Biological Amnion Prevents Flexor Tendon Adhesion in Zone II: A Controlled, Multicentre Clinical Trial. *Biomed Res Int.* 2019;2019:2354325.
69. Wongsiri S, Liawrungrueang W. Biomechanical study of a newly developed continuous double knots technique compared with the 4-strand double-modified Kessler technique for flexor tendon repair. *J Exp Orthop.* 2021;8(1):79.
70. Moriya K, Maki Y, Koda H, Tsubokawa N. Biomechanical Analysis of a New Eight-Strand Suture for Flexor Tendon Repair. *Indian J Plast Surg.* 2022;55(3):294-8.
71. Torres Fuentes CE, Carvajal Flechas FS, Hernández JA, Abaunza Ubaque JS, Carmona García DB, Barragan BM, Ramírez AM. Helical 6-Strand Cruciate Tenorrhaphy: Description of a New Technique and Biomechanical Comparative Analysis With 2 Standard Techniques. *Hand (N Y).* 2022 Jan;17(1):98-105.
72. Moriya K, Maki Y, Koda H, Kuroda T, Tsubokawa N. Biomechanical Analysis of a New Odd-Numbered Strand Suture Technique for Early Active Mobilization After Primary Flexor Tendon Repair. *J Hand Surg Glob Online.* 2024;6(4):488-93.
73. Smith AM, Forder JA, Annapureddy SR, Reddy KSK, Amis AA, Kleinert CM. The porcine forelimb as a model for human flexor tendon surgery. *J Hand Surg Am.* 2005;30(3):307-9.
74. Blaker CL, Ashton DM, Hartnell N, Little CB, Clarke EC. Tendon biomechanical properties are altered by storage duration but not freeze-thaw temperatures or cycles. *J Orthop Res.* 2024;42(6):1180-9.

-
75. Jiang J, Mat Jais IS, Yam AKT, McGrouther DA, Tay SC. A Biomechanical Comparison of Different Knots Tied on Fibrewire Suture. *J hand Surg Asian-Pacific* Vol. 2017;22(1):65-9.
 76. Sebastin SJ, Ho A, Karjalainen T, Chung KC. History and evolution of the kessler repair. *J Hand Surg Am*. 2013;38(3):552-61.
 77. Elliot D, Giesen T. Primary Flexor Tendon Surgery. The Search for a Perfect Result. *Hand Clin*. 2013;29(2):191-206.
 78. Aoki M, Kubota H, Pruitt DL, Manske PR. Biomechanical and histologic characteristics of canine flexor tendon repair using early postoperative mobilization. *J Hand Surg Am*. 1997;22(1):107-14.
 79. Powell ES, Trail IA. Forces transmitted along human flexor tendons during passive and active movements of the fingers. *J Hand Surg Am*. 2004;29(4):386-9.
 80. Kanchanathepsak T, Wairojanakul W, Suppaphol S, Watcharananan I, Tuntiyatorn P, Tawonsawatruk T. Evaluation of biomechanical properties on partial and complete epitendinous suture in human cadaver flexor tendon repair. *J Orthop Surg Res*. 2021;16(1):1-6.
 81. Galvez MG, Comer GC, Chattopadhyay A, Long C, Behn AW, Chang J. Gliding Resistance After Epitendinous-First Repair of Flexor Digitorum Profundus in Zone II. *J Hand Surg Am*. 2017;42(8):662.e1-662.e9.
 82. Mehrzad R, Mookerjee V, Schmidt S, Jehle CC, Kiwanuka E, Liu PY. The Economic Impact of Flexor Tendon Lacerations of the Hand in the United States. *Ann Plast Surg*. 2019;83(4):419-23.
 83. Chang MK, Lim ZY, Wong YR, Tay SC. A review of cyclic testing protocols for flexor tendon repairs. *Clin Biomech [Internet]*. 2019;62(December 2018):42-9.
 84. Peltz TS, Hoffman SW, Scougall PJ, Gianoutsos MP, Savage R, Oliver RA, Walsh WR. Animal Models for Tendon Repair Experiments: A Comparison of Pig, Sheep and Human Deep Flexor Tendons in Zone II. *J Hand Surg Asian Pac* Vol. 2017 Sep;22(3):329-36.

ANEXOS

Anexo A - Aprovação pela Comissão Científica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HC-FMUSP)

DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

COMISSÃO CIENTÍFICA

IDENTIFICAÇÃO **Protocolo IOT nº 1519** **CEUA/FMUSP 1712/2021**

Pesquisador Responsável: Prof. Rames Mattar Júnior
Pesquisador Executante: Dr. Luiz Sorrenti
Título: Descrição de técnica e teste biomecânico experimental de nova sutura para tendões flexores dos dedos das mãos.
Grau de Pesquisa: Doutorado

PARA USO EXCLUSIVO DA COMISSÃO CIENTÍFICA

Parecer da Comissão Científica do IOT:

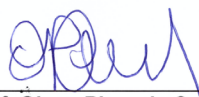
☒ Aprovado
☐ Indeferido

São Paulo, 05 de novembro de 2021


Prof. Raphael Martus Marcon
Presidente
Comissão Científica - DOT

APROVAÇÃO DO DEPARTAMENTO

São Paulo, 05 de novembro de 2021


Prof. Olavo Pires de Camargo
Chefe do Departamento
Ortopedia e Traumatologia
FMUSP

Anexo B - Aprovação pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (CEUA/FMUSP)



Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Avenida Dr. Arnaldo, 455
Pacaembu – São Paulo – SP

COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

Certificamos que a proposta intitulada **“Descrição de técnica e teste biomecânico experimental de nova sutura para tendões flexores dos dedos das mãos”**, registrada com o nº **1712/2023**, sob a responsabilidade de **RAMES MATTAR JUNIOR** e **LUIZ SORRENTI**, apresentada pelo Departamento de Ortopedia e Traumatologia - que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto humanos), para fins de pesquisa científica (ou ensino) - encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovada pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA) da Faculdade de Medicina da USP em 30/05/2023

Finalidade	() Ensino (x) Pesquisa Científica
Vigência da autorização	Início: 10-01-2022 Término: 29-04-2024
Espécie/linhagem/raça	Suínos
Nº de animais	40 tendões (protocolo CEUA 1900/2023)
Peso/Idade	Não se aplica
Sexo	Não se aplica
Origem	Não se aplica

A CEUA FMUSP solicita que ao final da pesquisa seja enviado Relatório com todas as atividades.

CEUA FMUSP, 30 de maio de 2023

Dr. Eduardo Pompeu
Coordenador
Comissão de Ética no Uso de Animais

Comissão de Ética no Uso de Animais da FMUSP
e-mail: ceua@fm.usp.br

Anexo C - Autorização do professor titular da disciplina de Técnica Cirúrgica da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para captação das amostras para o estudo



INSTITUTO DE ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA
"PROF. F. E. GODOY MOREIRA"
LIM-41



São Paulo, 09 de março de 2022.

Ilmo Sr. Prof Dr. José Pinhata Otoch

Ref.: Projeto de pesquisa para obtenção de título de Doutorado
Orientador do Projeto: Prof. Dr. Rames Mattar Júnior
Pesquisador Executante: Dr. Luiz Sorrenti
Protocolo IOT nº 1519
CEUA/FMUSP 1712/2021

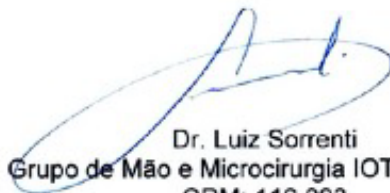
Prezado Professor,

Solicito gentilmente a autorização da utilização das carcaças dos animais da técnica cirúrgica, *post mortem*, para dar continuidade ao projeto de pesquisa intitulado "Descrição de técnica e teste biomecânico experimental de nova sutura para tendões flexores dos dedos das mãos, estudo experimental em suínos", sob orientação do Prof. Dr. Rames Mattar Júnior.

Ressecaremos os tendões flexores dos membros pélvicos dos animais, bilateralmente.

Utilizaremos no total 40 pares de tendões durante o estudo, onde realizaremos todo o procedimento. Levaremos todo o instrumental cirúrgico e insumos necessários.

Agradeço antecipadamente,


Dr. Luiz Sorrenti
Grupo de Mão e Microcirurgia IOTHCFMUSP
CRM: 116.083

de acordo


Prof. Dr. JOSÉ PINHATA OTOCH
Professor Titular do Departamento de Cirurgia da FMUSP
Disciplina de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental

Anexo D - Tabela *baseline* dos dados obtidos nos ensaios biomecânicos

GRUPO	ÁREA (mm ²)	RIGIDEZ (N/mm)	FORÇA MÁX. (N)	DEFORMAÇÃO MÁX. (mm)	FORÇA GAP 2mm (N)	CAUSA DA FALHA
G1	28,48	3,839	45,09	18,35	27,68	NÓ
G1	14,37	3,060	28,47	22,07	22,42	FIO
G1	16,20	2,662	5,63	12,05	3,97	NÓ
G1	11,07	1,637	4,51	4,51	2,43	NÓ
G1	13,73	1,150	3,04	15,77	0,57	NÓ
G1	32,17	3,349	6,84	5,89	3,86	NÓ
G1	23,57	1,357	3,94	8,16	2,88	NÓ
G1	25,00	2,318	7,21	3,00	2,02	NÓ
G1	20,15	2,235	17,29	9,31	3,59	NÓ
G1	19,33	2,703	9,00	5,16	2,08	NÓ
G1	11,88	1,487	15,73	8,81	12,49	NÓ
G2	24,35	3,579	46,48	22,70	9,6	ARRANCAMENTO
G2	29,45	2,612	53,47	23,35	2,43	ARRANCAMENTO
G2	15,55	2,799	55,37	14,27	17,91	ARRANCAMENTO
G2	13,92	2,688	11,20	13,69	1,95	NÓ
G2	14,57	2,268	25,81	13,38	14,82	ARRANCAMENTO
G2	28,30	3,654	36,77	20,70	26,75	ARRANCAMENTO
G2	25,57	1,340	44,89	19,84	13,37	ARRANCAMENTO
G2	26,47	2,900	33,69	19,43	10,84	ARRANCAMENTO
G2	24,98	1,587	12,81	17,66	7,04	FIO
G2	22,47	1,392	19,60	18,62	5,09	ARRANCAMENTO
G2	20,25	1,902	10,00	6,10	5,51	NÓ
G3	23,25	3,493	30,24	13,09	18,85	FIO
G3	14,25	3,487	31,44	12,39	23,47	NÓ
G3	15,88	2,431	22,91	11,19	18,08	FIO
G3	12,33	1,892	11,71	11,74	5,26	FIO
G3	31,78	3,689	44,97	17,01	25,6	ARRANCAMENTO
G3	28,82	3,089	26,72	9,36	4,66	FIO
G3	26,92	6,643	42,04	13,08	35,75	NÓ
G3	29,42	4,874	44,20	15,69	37,35	ARRANCAMENTO
G3	20,13	2,508	32,69	18,07	23,88	ARRANCAMENTO
G3	22,15	3,476	19,63	15,22	17,12	NÓ
G3	15,33	1,144	5,66	4,74	1,79	NÓ