

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

Departamento de Ortopedia e Anestesiologia

**Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho
Locomotor**

Larissa Januzzi Alves

Biomecânica da Reinservação Tendinosa nas Lesões do Bíceps Distal

Ribeirão Preto

2023

Larissa Januzzi Alves

Biomecânica da Reinservação Tendinosa nas Lesões do Bíceps Distal

Versão Original

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Orientador: Dr. Antônio Tufi Neder Filho

Ribeirão Preto

2023

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Alves, Larissa Januzzi

Biomecânica da Reinservação Tendinosa nas Lesões do Bíceps Distal. Ribeirão Preto, 2023.

60 p. : il.

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Ortopedia

1.Lesão do bíceps distal. 2.Biomecânica. 3.Ensaio mecânico.

Nome: ALVES, Larissa Januzzi

Título: Biomecânica da Reinserção Tendinosa nas Lesões do Bíceps Distal

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Profa. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Antônio Geraldo e Claudia, por terem me ensinado a sempre acreditar nos meus ideais. Além de serem meus maiores incentivadores. Suas palavras de carinho me confortaram nesta trajetória.

Aos meus irmãos, meus melhores amigos, pelo companheirismo e apoio. Com vocês a jornada se torna mais leve.

A minha avó Cecilia, que sempre me ensinou o valor da educação e dedicou sua vida a isso.

Dedico este trabalho

AGRADECIMENTOS ESPEIAIS

Ao Prof. Dr. Antônio Tufi Neder Filho, meu orientador, grande incentivador deste projeto. Obrigada por acreditar no meu potencial e me permitir conciliar a residência médica com o mestrado. Os ensinamentos aprendidos nesses anos vão muito além da medicina, sei que esses valores vão me guiar pela profissão.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano, meu primeiro orientador, que abriu as portas e me acolheu na universidade. Além de não medir esforços para me ensinar as bases da biomecânica. Sua orientação foi fundamental.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/ Universidade de São Paulo (FMRP/USP), por permitir o desenvolvimento deste projeto.

Ao Departamento de Ortopedia e Anestesiologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, em especial a Comissão de Coordenação do Programa de Pós-Graduação, pelo apoio dado a formação dos alunos além do constante aprimoramento do programa.

Ao colega Leonardo Rigobello Bataglioni, pela colaboração nos ensaios.

Aos funcionários do Laboratório de Bioengenharia - Maria Terezinha, Francisco, Reginaldo, Moro, Luiz Henrique e Ismar -, pelo apoio durante o projeto.

À secretária do Programa de Pós-graduação, Rita Cossalter, pela atenção, paciência e por me guiar pela parte burocrática na Pós-graduação.

Aos meus colegas e preceptores da Residência de Cirurgia da Mão, por todo apoio necessário durante minhas viagens a Ribeirão Preto, fazendo com que esse sonho fosse possível.

A minha família por sempre me lembrara das minhas raízes e do que realmente importa. O carinho de vocês me guiou nos dias difíceis.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001

RESUMO

ALVES, L.J. Biomecânica da Reinserção Tendinosa nas Lesões do Bíceps Distal.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2023)

O tratamento cirúrgico das lesões do bíceps distal vem evoluindo durante os últimos anos com diversas técnicas descritas, ampliando a discussão sobre qual seria a melhor forma de fixação. O tratamento ideal é o que ofereça maior resistência, adequada restauração da anatomia, seja reprodutível e que permita a reabilitação precoce do paciente, evitando longos períodos de imobilização. Alguns estudos biomecânicos foram realizados para tentar responder essas questões, porém muitos encontraram como divergência o tipo de acesso cirúrgico realizado e a forma de fixação do tendão na tuberosidade do rádio. Portanto, o objetivo foi determinar qual o melhor método de fixação para essas lesões, de acordo com a análise mecânica de 3 diferentes dispositivos de fixação. Utilizamos 15 modelos divididos em 3 grupos conforme as técnicas: túnel ósseo, fixação âncora e botão cortical. Segundo os ensaios mecânicos realizados a técnica com botão cortical se mostrou superior as outras.

Palavras-chave: lesão do bíceps distal, biomecânica, ensaio mecânico

ABSTRACT

ALVES, L.J. Biomechanics of Tendon Reinsertion in Distal Biceps Injuries.

Dissertation (Master in Health Sciences Applied to the Locomotor Apparatus, Faculty of Medicine of Ribeirão Preto, University of São Paulo, 2023)

Surgical treatment of distal biceps injuries has evolved over the last few years with several techniques described, expanding the discussion on what would be the best form of fixation. The ideal treatment is the one that offers greater resistance, adequate restoration of the anatomy, is reproducible and allows early rehabilitation of the patient, avoiding long periods of immobilization. Some biomechanical studies were carried out to try to answer these questions, but many found divergence in the type of surgical access performed and the way in which the tendon was fixed to the radial tuberosity. Therefore, the objective was to determine the best fixation method for these injuries, according to the mechanical analysis of 3 different fixation devices. We used 15 models divided into 3 groups according to the techniques: bone tunnel, anchor fixation and cortical button. According to the mechanical tests carried out, the technique with a cortical button was superior to the others.

Keywords: distal biceps injury, biomechanics, mechanical test

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Anatomia do músculo bíceps braquial.....	22
Figura 2 - Vista anterior e posterior do cotovelo.....	22
Figura 3 - Aparência da lesão completa do tendão do bíceps distal na ressonância magnética.....	23
Figura 4 - Aparência da lesão parcial do tendão do bíceps distal na ressonância magnética.....	23
Figura 5 - Modelo ósseo	27
Figura 6 - Modelo de couro.....	29
Figura 7 - Fios de sutura de poliéster.....	29
Figura 8 - Parafuso âncora.....	29
Figura 9 - Botão cortical.....	29
Figura 10 - Forma circular para inclusão.....	30
Figura 11 - Modelo grupo túnel ósseo	31
Figura 12 - Modelo grupo âncora	32
Figura 13 - Modelo grupo botão cortical.....	33

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora em teste até 100 N.....	40
Tabela 2 - Descrição da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora em teste até a falha.....	43
Tabela 3 - Comparações dos resultados dos ensaios da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova entre os tipos de tratamento em teste até 100 N.....	46
Tabela 4 - Comparações dos resultados dos ensaios da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova entre os tipos de tratamento em teste até a falha.....	47
Tabela 5 - Comparações da força máxima entre.....	48
Tabela 6 - Relatório de ensaio - grupo 1 – couro caprino (pelica) com 1 cm de largura.....	58
Tabela 7 - Relatório de ensaio - grupo 2 - couro caprino (pelica) com 0,5 cm de largura.....	58
Tabela 8 - Relatório de ensaio - grupo 3 - couro bovino com 1 cm de largura.....	59
Tabela 9 - Relatório de ensaio - grupo 4 - couro bovino com 0,5 cm de largura.....	59

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Características avaliadas.....	37
--	----

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Histograma da força máxima (N) dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N.....	41
Gráfico 2 - Histograma da força máxima (N) dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N.....	41
Gráfico 3 - Histograma do alongamento máximo dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100N	41
Gráfico 4 - <i>Box-plot</i> do alongamento máximo dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N.....	41
Gráfico 5 - Histograma da rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N.....	42
Gráfico 6 - <i>Box-plot</i> da rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N.....	42
Gráfico 7 - Histograma da força máxima dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha.....	44
Gráfico 8 - <i>Box-plot</i> da força máxima dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha.....	44
Gráfico 9 - Histograma do alongamento máximo dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha	44
Gráfico 10 - <i>Box-plot</i> do alongamento máximo dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha.....	44
Gráfico 11 - Histograma da rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo..	45
Gráfico 12 - <i>Box-plot</i> da rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha.....	45

Gráfico 13 - <i>Interval-plot</i> da força máxima por tipo de tratamento em teste até a falha.....	48
---	-----------

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	Porcentagem
1° Q	1° Quartil
3° Q	3° Quartil
Along Fmax	Alongamento máximo
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CP	Corpo de prova
C.Var	Coefficiente de variação
DMO	Densidade Mineral Óssea
DP	Desvio padrão
FMRP/USP	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo
Fmax	Força máxima (N)
IC	Intervalo de confiança
kgf	Quilograma força
mm	Milímetro
mm/s	Milímetro/segundo
MMM	Monômero metil metacrilato
N	Newton
N/mm	Newton/milímetro
PMEM	Polímero Metil Etil Metacrilato
USP	Universidade de São Paulo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
1.1 Anatomia e Biomecânica.....	20
1.2 Imagem	22
1.3 Tratamento Cirúrgico.....	23
1.4 Hipóteses	24
2.0 OBJETIVOS	25
2.1 Objetivos Gerais	26
2.2 Objetivos Específicos	26
3.0 MATERIAIS E MÉTODOS	27
3.1 Modelos Ósseos	28
3.2 Couro.....	28
3.3 Placas, Parafusos, Ancoras e Fios	29
3.4 Modelos	29
3.5 Inclusão	30
3.6 Técnica Cirúrgica.....	30
3.6.1 Túnel ósseo	30
3.6.2 Âncora	31
3.6.3 Botão cortical.....	32
3.7 Ensaios Mecânicos	33
3.7.1 Ensaio Mecânico de Tração.....	34
3.7.2 Ensaio de Falência.....	35
3.8 Análise Estatística.....	35

3.8.1 Dados.....	35
3.8.2 Etapas das Análises Estatísticas	36
3.8.2.1 Análises descritivas.....	36
3.8.2.2 Comparações.....	36
4.0 RESULTADOS.....	38
4.1 Teste até 100 N (Fisiológico).....	39
4.2 Teste até a falência.....	42
4.3 Comparações.....	45
4.3.1 Teste até 100	45
4.3.2 Teste até a falha.....	46
5.0 DISCUSSÃO.....	49
6.0 CONCLUSÃO.....	53
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	55
ANEXO E APÊNDICE.....	58

1. INTRODUÇÃO

Tradicionalmente acreditava-se que a lesão do bíceps distal era pouco comum, porém com o avanço dos métodos de diagnósticos, os estudos mais recentes revelaram a importância dessa patologia. Apresentando uma incidência de 1,2 a 5,4 por 100,000 pessoas por ano. Acometendo principalmente em homens de meia-idade. Ela ocorre através de aplicação de força de tensão excêntrica sob o cotovelo fletido, fazendo uma hiperextensão forçada do antebraço (KELLY et al., 2015).

A zona da inserção do tendão na tuberosidade do rádio é a mais afetada, devido a presença de uma zona hipovascularizada. Um fator de risco associado é o uso de anabolizantes por atletas de levantamento de peso, o que pode levar a lesões em locais atípicos (MORRISON; HUNT, 2002)

Os pacientes costumam relatar estalido e dor aguda na fossa cubital, acompanhados por equimose e edema. A palpação do tendão mostra uma perda de continuidade. O contorno muscular também é alterado, formando o sinal "Popeye". A amplitude de movimento pode ser completa, mas com desconforto e diminuição de força de supinação e flexão contra resistência (MORRISON; HUNT, 2002).

O diagnóstico pode ser realizado com 100% de sensibilidade e especificidade quando o paciente apresenta estes 3 testes positivos: hook test, teste da pronação passiva do antebraço e o teste da distância entre o bíceps e a prega cubital (DEVEREAUX; ELMARAGHY, 2013).

O tratamento não cirúrgico é reservado para pacientes idosos, com baixa demanda, os que não podem ou não querem se submeter a cirurgia e que considerem aceitável a alteração estética devido a retração e a importante perda de força resultante da lesão (MORRISON; HUNT, 2002).

Como demonstrado por Baker e Bierwagen (1995), os pacientes tratados sem cirurgia apresentaram uma perda de força de 40% de supinação e 30% de flexão.

Dessa forma, o tratamento cirúrgico é considerado o padrão para os pacientes jovens e paciente mais velhos que permanecem ativos (KELLY et al., 2015)

1.1 Anatomia e Biomecânica

A cabeça longa do bíceps se origina do tubérculo supraglenoidal da escápula e da parte superior do labrum na glenóide. A cabeça curta origina do processo coracóide, se unindo a longa no sulco bicipital, como mostrado nas figuras 1 e 2. O tendão do bíceps distal gira 90° antes de se inserir na tuberosidade radial (MORRISON; HUNT, 2002).

A cabeça curta, se insere na região distal da tuberosidade radial agindo como flexor do cotovelo, enquanto a cabeça longa insere na região proximal, atuando com supinador do antebraço. A restauração adequada da anatomia é essencial para o funcionamento do músculo (MORRISON; HUNT, 2002).

O bíceps braquial é o principal supinador do antebraço e atua como flexor secundário do cotovelo (MORRISON; HUNT, 2002).

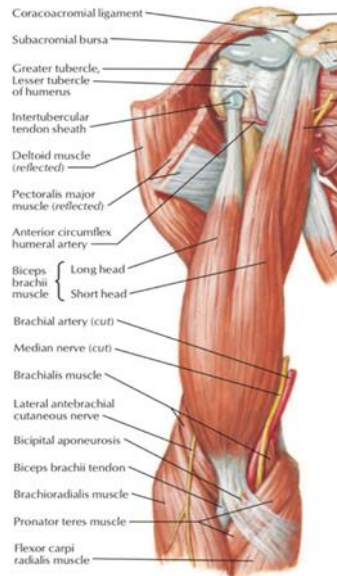
Os ramos da artéria braquial nutrem a porção proximal da região distal do bíceps e a artéria recorrente interóssea posterior irriga a região da inserção. Isso gera uma área hipovascularizada na região proximal (GRAY SEILER et al., 1995).

A inervação do bíceps é realizada pelo nervo musculocutâneo, sendo feita por um único ramo em cerca de 62% das pessoas (CHIARAPATTANAKOM et al., 1998).

A força exercida no tendão bíceps braquial distal quando mantendo o cotovelo em flexão de 90° contra a gravidade é de cerca de 50N (BERLET et al., 1996).

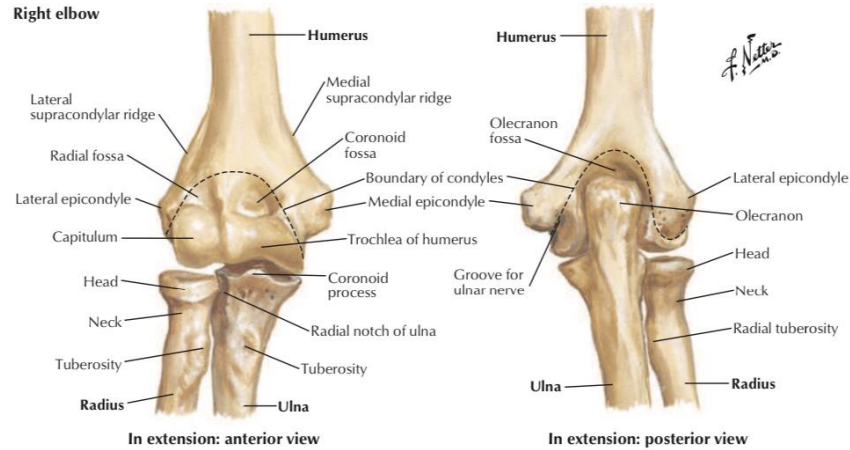
Enquanto a força excêntrica máxima produzida pelo cotovelo humano varia entre 100N e 200N.(NOSAKA; SAKAMOTO, 2001).

Figura 1 - Anatomia do músculo bíceps braquial



Fonte: NETTER, Frank H. Atlas de anatomia humana. 7ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2019

Figura 2 - Vista anterior e posterior do cotovelo



Fonte: NETTER, Frank H. Atlas de anatomia humana. 7ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2019

1.2 Imagem

As radiografias não costumam apresentar alterações, mas são recomendadas para descartar fraturas e avaliar presença de degeneração articular. A presença de artrose leve a moderada não é contraindicação a cirurgia, porém pode ter impacto na reabilitação e no resultado esperado.

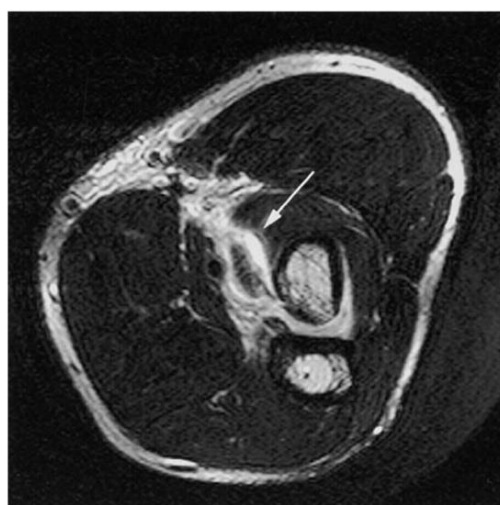
A ressonância magnética é indicada quando se tem dúvidas no diagnóstico ou para diferenciar rupturas completas e parciais. A suspeita de lesão completa ocorre quando o tendão distal do bíceps não é visto na tuberosidade radial, estando retraído proximalmente, com sua bainha preenchida por líquido e com a presença de edema, e hemorragia nos tecidos subjacentes, como pode ser visto na figura 3. A ruptura incompleta está presente quando temos um aumento de sinal intradendíneo e fluído hiperintenso ao redor do tendão dentro da sua bainha, como mostrado a figura 4. Esses achados são melhores visualizados nas vistas axial e sagital ponderados em T2(MORRISON; HUNT, 2002).

Figura 3. Lesão completa do tendão do bíceps distal na ressonância magnética



Fonte: Morisson e Hunt, 2002

Figura 4. Aparência da lesão parcial do tendão do bíceps distal na ressonância magnética



Fonte: Morisson e Hunt, 2002

1.3. Tratamento cirúrgico

As principais técnicas no tratamento cirúrgico realizados atualmente são: túnel ósseo, âncora e botão cortical.

O tratamento ideal é o que oferece maior resistência, adequada restauração da anatomia, seja reproduzível e permita a reabilitação precoce do paciente, evitando longos períodos de imobilização (MAZZOCCA et al., 2007).

Acredita-se que o uso do botão cortical oferece maiores vantagens biomecânicas, porém isso ainda não foi devidamente comprovado.

No estudo realizado por Kodde *et al.* (2016), não foi encontrado diferença na amplitude de movimento e na recuperação da força em relação ao membro contralateral entre os tipos de tratamento realizados (sutura transóssea, âncora e botão cortical).

As complicações mais comuns são: a perda da amplitude de movimento e da força, ossificação heterotópica, dor local, re-ruptura e neurapraxia transitória do nervo cutâneo lateral do antebraço (MIYAMOTO; ELSER; MILLETT, 2010).

1.4. Hipótese

H0: A fixação das lesões do bíceps distal utilizando a de botão cortical confere a melhor desempenho biomecânico do que o uso de âncora ou túnel ósseo.

2.0. OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Estudar e comparar as propriedades mecânicas dos modelos fixados com diferentes técnicas em lesões do bíceps distal sob cargas fisiológicas, utilizando uma carga de 100N, e ensaio até a falência.

2.2. Objetivos específicos

a) Avaliar qual tipo de fixação (túnel ósseo, âncoras e botão cortical) apresenta melhor desempenho biomecânico.

b) Identificar as propriedades biomecânicas dos dispositivos de fixação nos ensaios mecânicos de tração.

3.0. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Modelos ósseos

Foram utilizados quinze modelos ósseos de rádio esquerdo, quarta geração modelo 3407 (Sawbones™; Pacific Laboratories Inc., Vashon, WA; model # 3407). Estes modelos são apropriados para ensaios biomecânicos, homogêneos e têm propriedades mecânicas semelhantes às de um ser humano, minimizando as variáveis dos modelos (NEDER FILHO et al., 2021)

Eles são fabricados com materiais que simulam o osso cortical e o osso esponjoso. O osso esponjoso é composto de poliuretano sólido com densidade de 17 pcf.

Esses modelos ósseos, ilustrados na figura 5, têm como medidas: a) comprimento 10 cm; b) largura da parte central da diáfise 16 mm; c) largura na extremidade proximal 27 mm e canal medular de 5 mm.

Figura 5 - Modelo ósseo

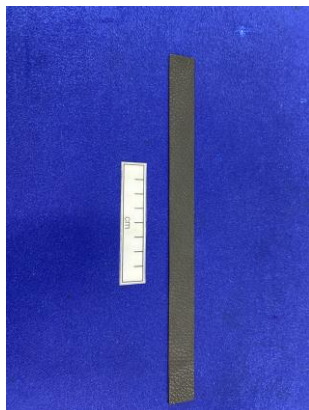


Fonte: autora

3.2. Couro

O modelo do tendão foi confeccionado em couro caprino (tipo pelica) obtidos de curtumes, medindo 100 mm de comprimento e 20mm de largura (Figura 6). Foi realizado ensaio mecânico específico, conforme descrito por Graça *et al.*(2013) para avaliação deste material, tendo o mesmo suportado em média uma carga de 343 N. Eles apresentam espessura uniforme (~1mm), sendo considerados adequados para os propósitos da investigação.

Eles foram fixados ao osso de acordo como tipo de material de reparo a ser analisado e a máquina de ensaio com acessório próprio.

Figura 6 - Modelo de couro

Fonte: autora

3.3. Botão cortical, parafusos, ancoras e fios

Foram utilizados:

- a) 20 fios de Sutura de Poliéster NBR 13094 - IOL.
- b) 10 Parafusos Âncora IOL 3,5 mm com 2 Fios de Sutura de Poliéster NBR 13094
- c) 5 botões corticais confeccionados com uso da 2.3mm VariAx Hand Locking Straight Plates - Stryker ©

Figura 7 – Fios de sutura de poliéster

Fonte: autora

Figura 8- Parafuso âncora

Fonte: autora

Figura 9 -Botão cortical

Fonte: autora

3.4. Modelos

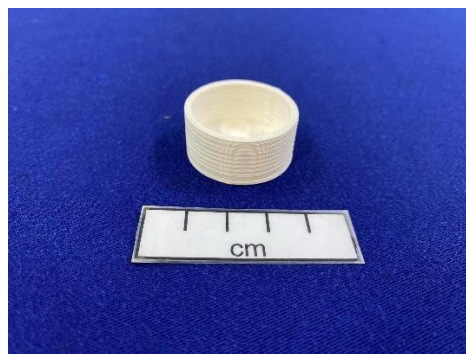
Os 15 modelos, formados por osso sintético e couro, serão divididos em três grupos de cinco unidades cada, representando os três tipos de técnicas de reinserção, sendo eles: túnel ósseo, âncora e botão cortical.

Os ossos de teste serão cortados a 10 cm distal a extremidade proximal do rádio.

3.5. Inclusão

No processo de inclusão utilizou-se uma fôrma confeccionada em PLA (ácido polilático) na impressora 3D de formato circular. A inclusão foi feita com acrílico autopolimerizante, composto de um pó: polímero metil etil metacrilato (PMEM) da marca JET® e um líquido, monômero metil metacrilato (MMM) da marca JET®, na proporção de 2,5 medidas de pó para uma medida de líquido, conforme recomendação do fabricante.

Figura 10 – Forma circular para inclusão



Fonte: autora

3.6. Técnica Cirúrgica

3.6.1 Túnel ósseo

Para sua realização duas suturas são feitas no tendão utilizando a técnica de Krackow. Utilizando fios de Sutura de Poliéster NBR 13094 - IOL. Foram realizadas 2 perfurações no osso perpendiculares ao eixo longo do rádio com 10mm de distância entre elas, na face lateral da tuberosidade, formando o túnel pelo qual a sutura será passada e fixada como demonstrado na figura 6 (MAZZOCCA et al., 2007).

Figura 11 – Modelo grupo túnel ósseo



Fonte: autora

3.6.2 Âncora

Utilizamos 2 Parafusos Âncora IOL 3,5 mm com 2 Fios de Sutura de Poliéster NBR 13094 em cada modelo deste grupo. Estas foram posicionadas na tuberosidade nas extremidades proximal e distal com máxima supinação, com 10mm de distância. As suturas são passadas pelo tendão usando a técnica de Krackow e fixadas na tuberosidade (MAZZOCCA et al., 2007).

Figura 12 – Modelo grupo âncora



Fonte: autora

3.6.3 Botão Cortical

O botão cortical foi confeccionado com uso da 2.3mm VariAx Hand Locking Straight Plates - Stryker © acoplado ao tendão com 2 suturas com Fios de Sutura de Poliéster NBR 13094. Um túnel de 8mm de diâmetro é perfurado de forma progressiva na tuberosidade do rádio, no centro pela cortical anterior até a posterior, mas sem violar a mesma. Uma broca de 4,5mm é utilizada para perfurar a cortical posterior, permitindo a passagem do botão cortical e ajuste de sua posição na cortical posterior no lado radial da tuberosidade. Como ilustrada figura 13(MAZZOCCA et al., 2007).

Figura 13 - Modelo grupo botão cortical



Fonte: autora

3.7. Ensaio mecânico

Realizamos dois ensaios de tração, um representando a carga fisiológica e outro até a falência.

O ensaio mecânico de tração será realizado na máquina universal de ensaio EMIC® modelo DL10000 – São José dos Pinhais – Paraná – Brasil, do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP/USP).

Utilizando célula de carga de 500N, pré-carga de 10N com velocidade de aplicação da carga foi de 20mm/min (BERLET et al., 1996; GRAÇA et al., 2013).

Figura 14 - Ensaio Mecânico

Fonte: autora

3.7.1. Ensaio mecânico de tração

O primeiro ensaio foi realizado para analisar se as técnicas de fixação suportam as cargas fisiológicas da articulação.

A tensão sob o tendão do bíceps distal quando mantendo o cotovelo a 90° de flexão contra a gravidade é de cinquenta 50N Newtons. Esse valor também representa a força sob tendão do bíceps distal nos primeiros estágios do pós-operatório (BERLET et al., 1996; MAZZOCCA et al., 2007; SETHI et al., 2010).

Enquanto a força de 100N que representa carga sob bíceps com o cotovelo em flexão segurando 1kg de peso (RUTKA et al., 2021).

Já a força excêntrica máxima gerada pelo cotovelo humano está entre 100 e 200 N (NOSAKA; SAKAMOTO, 2001).

Assim, optamos por aplicar força progressiva, paralela a inserção, ate atingir o limite de 100N, por meio de um acessório acoplado ao modelo tendíneo. A velocidade

de aplicação será de 20 mm/min (BERLET et al., 1996; GRAÇA et al., 2013; RUTKA et al., 2021)

3.7.3 Ensaio até a Falência

Na sequência realizou-se o ensaio até a falência, com o objetivo de determinar o melhor tratamento do ponto de vista biomecânico. Foi avaliado qual deles suportou a maior força de tração. Analisando também o modo e localização da falha. O ensaio foi realizado com a mesma velocidade do anterior, 20mm/min, até atingir a falha (BERLET et al., 1996; GRAÇA et al., 2013).

Consideramos como falha rompimento da sutura, fratura óssea ou destacamento do tendão do osso. Também foi avaliado modo e a localização desta (BERLET et al., 1996; RUTKA et al., 2021).

3.8. Análise estatística

A técnica utilizada para a seleção da amostra neste estudo foi a amostragem de Conveniência. Devido ao alto custo dos materiais optamos por utilizar 15 modelos divididos em 3 grupos de 5 representando cada tratamento: sutura transóssea, âncora e botão cortical.

3.8.1 Dados

O banco de dados foi confeccionado no Excel. Foram avaliados 15 corpos de prova, sendo que cinco com tratamento do tipo botão cortical, cinco do tipo sutura transóssea e cinco do tipo âncora.

As variáveis avaliadas são apresentadas no QUADRO 1.

Quadro 1 - Características avaliadas

Nome da característica	Forma
Força máxima (N)	Quantitativa
Alongamento máximo (mm)	Quantitativa
Rigidez (N/mm)	Quantitativa

As análises foram realizadas nos programas R versão 3.6.3 e MINITAB. Foi utilizado nível de significância de 5%.

3.8.2 Etapas das Análises Estatísticas

3.8.2.1 Análises descritivas

Todas as características avaliadas foram descritas. Os resultados foram obtidos por meio de medidas de tendência central (média e mediana) e medidas de dispersão (desvio-padrão).

Foram feitos histogramas e gráficos *box-plot*. Neste tipo de gráfico, os asteriscos indicam observações consideradas como valores extremos, ou seja, muito diferentes dos valores apresentados pelas outras observações. O início da caixa representa o primeiro quartil, ou seja, que 25% das observações estão abaixo deste valor. A linha central representa a mediana, indicando que 50% dos valores estão acima e outros 50% abaixo deste valor. O fim da caixa representa o terceiro quartil, que indica que 75% das observações estão abaixo deste valor (TRIOLA, 2005).

3.8.2.2 Comparações

As comparações das características avaliadas e tipos de tratamento foram realizadas a partir do teste F(ANOVA) quando as suposições usuais do modelo (normalidade e homocedasticidade) foram atendidas e Kruskal-Wallis caso contrário. As suposições da F(ANOVA) foram verificadas utilizando-se o teste de Shapiro-Wilk para normalidade e o de Levene para homocedasticidade.

Quando foi constatada diferença significativa na comparação entre os tipos de tratamento, foram realizadas comparações entre os tipos dois a dois com objetivo de localizar as diferenças. Foi utilizado o teste *t* de Student nos casos em que se utilizou a F(ANOVA) ou o teste Mann-Whitney nos casos em que se adotou o Kruskal-Wallis, corrigindo também o nível de significância com Tukey ou pelo método de Bonferroni, respectivamente.

As diferenças com significância estatística entre os tipos de tratamento foram ilustradas por gráficos.

4.0 RESULTADOS

4.1 Teste até 100 N (Fisiológico)

As descrições da força máxima, alongamento máximo (Along Fmax) e rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora em teste até 100 N são apresentadas na TAB. 1.

Para os corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, observa-se força máxima, em média, de 100,41 N, com desvio-padrão de 0,25 N, coeficiente de variação de 0,25%, mediana de 100,47 N, sendo o menor valor obtido 100,02 N e maior de 100,68 N; para os ensaios de alongamento máximo, tem-se, em média, 20,48 mm, com desvio-padrão de 4,76 mm, coeficiente de variação de 23,25%, mediana de 23,17 mm, sendo o menor valor igual a 13,06 mm e maior igual a 24,55 mm; observa-se rigidez, em média, de 4,39 N/mm, com desvio-padrão de 1,37 N/mm, coeficiente de variação de 31,13%, mediana de 3,64 N/mm, sendo o mínimo de 3,46 N/mm e máximo de 6,69 N/mm.

Para os corpos de prova com tratamentos do tipo sutura transóssea, observa-se força máxima, em média, de 100,32 N, com desvio-padrão de 0,18 N, coeficiente de variação de 0,18%, mediana de 100,40 N, sendo o menor valor obtido 100,07 N e maior de 100,52 N; para os ensaios de alongamento máximo, observa-se, em média, 28,02 mm, com desvio-padrão de 9,54 mm, coeficiente de variação de 34,04%, mediana de 25,19 mm, sendo o menor valor igual a 18,10 mm e máximo igual a 43,51 mm; tem-se rigidez, em média, de 3,38 N/mm, com desvio-padrão de 1,06 N/mm, coeficiente de variação de 31,42%, mediana de 3,52 N/mm, sendo o mínimo de 1,99 N/mm e máximo de 4,86 N/mm.

Para os corpos de prova com tratamentos do tipo âncora, observa-se força máxima, em média, de 80,91 N, com desvio-padrão de 27,60 N, coeficiente de variação de 34,11%, mediana de 100,10 N, sendo o menor valor obtido 41,20 N e máximo de 100,50 N; para os ensaios de alongamento máximo, tem-se, em média, 20,49 mm, com desvio-padrão de 5,48 mm, coeficiente de variação de 26,75%, mediana de 22,50 mm, sendo o menor valor igual a 12,82 mm e maior igual a 26,37 mm; observa-se rigidez, em média, de 3,39 N/mm, com desvio-padrão de 1,35 N/mm,

coeficiente de variação de 39,85%, mediana de 3,55 N/mm, sendo o mínimo de 1,86 N/mm e máximo de 5,22 N/mm.

Tabela 1 - Descrição da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora em teste até 100 N

<i>Características</i>	Médi	D.P	C. Var	Mínimo	1ºQ	Mediana	3ºQ	Máxim
Botão Cortical								
Força máxima	100,4	0,25	0,25	100,0	100,19	100,47	100,6	100,68
Along Fmax	20,48	4,76	23,2	13,06	15,73	23,17	23,88	24,55
Rigidez (N/mm)	4,39	1,37	31,1	3,46	3,51	3,64	5,66	6,69
Sutura								
Força máxima	100,3	0,18	0,18	100,0	100,14	100,40	100,4	100,52
Along Fmax	28,02	9,54	34,0	18,10	21,07	25,19	36,38	43,51
Rigidez (N/mm)	3,38	1,06	31,4	1,99	2,42	3,52	4,27	4,86
Âncora								
Força máxima	80,91	27,6	34,1	41,20	51,80	100,10	100,4	100,50
Along Fmax	20,49	5,48	26,7	12,82	14,92	22,50	25,06	26,37
Rigidez (N/mm)	3,39	1,35	39,8	1,86	2,08	3,55	4,62	5,22

,Fonte: Dados da pesquisa

D.P.: desvio-padrão; C. Var.: Coeficiente de variação 1º Q: 1º Quartil; 3º Q: 3º Quartil

Os histogramas da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova com os tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N são apresentados nos gráficos. 1, 3 e 5, respectivamente. Avaliando por exemplo o histograma da força máxima do corpo de prova com tratamento botão cortical ou sutura transóssea, observa-se que todos estão com valores entre 96 e 112 N, enquanto o tipo âncora possui um corpo de prova com força máxima entre 32 e 48 N, outro entre 48 e 64 N e três corpos de prova com força máxima entre 96 e 112 N.

Os *box-plots* são apresentados nos gráficos. 2, 4 e 6. Avaliando como exemplo o gráfico da força máxima dos corpos de prova com tratamento do tipo âncora, tem-se que 25% dos ensaios apresentaram resultado inferior a 51,80 N (1ª linha horizontal, parte inferior para superior – 1º Quartil), 50% dos ensaios apresentaram resultado inferior 100,10 N (2ª linha horizontal – mediana) e 75% a dos ensaios apresentaram resultado inferior a 100,40 N (3ª linha horizontal – 3º Quartil). O círculo representa a média, igual a 80,91 N.

Gráfico 1 - Histograma da força máxima (N) dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N

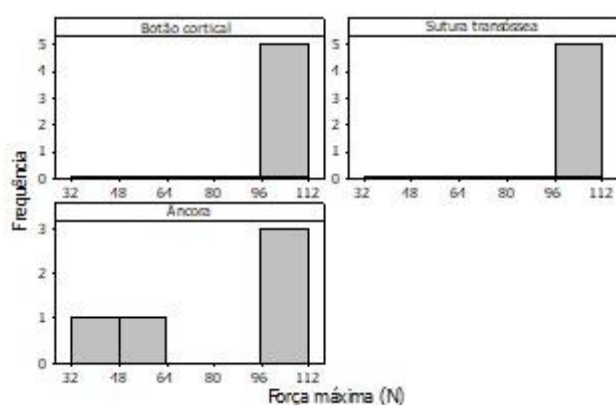


Gráfico 2 - Box-plot da força máxima dos corpos de prova com tratamentos do tipo placa, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N

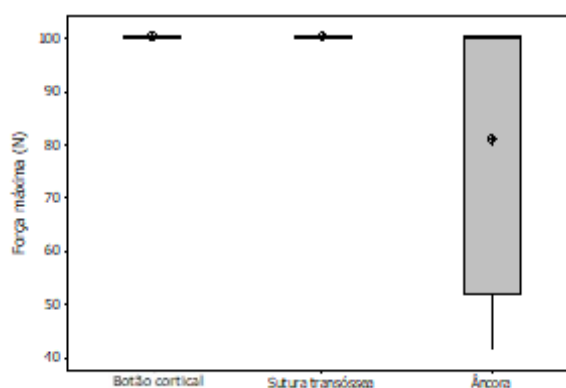


Gráfico 3 - Histograma do alongamento máximo dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N

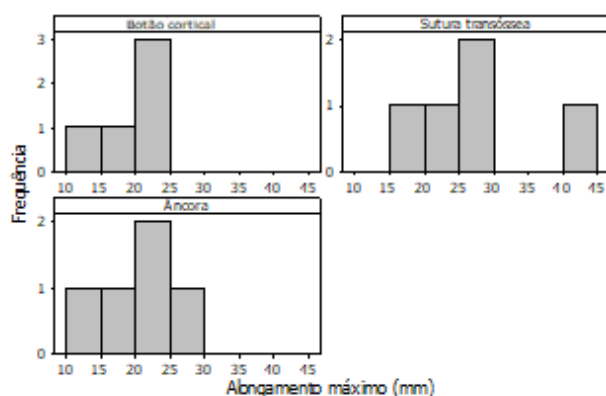


Gráfico 4 - Box-plot do alongamento máximo dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N

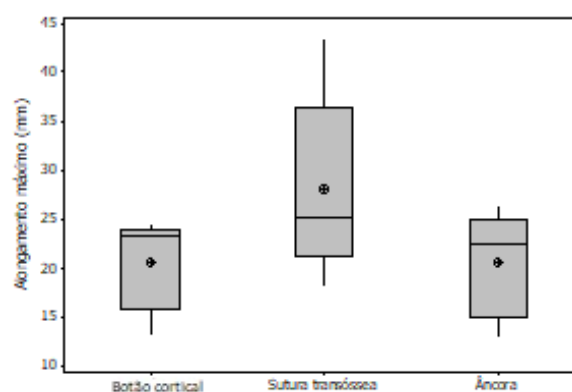


Gráfico 5 - Histograma da rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N

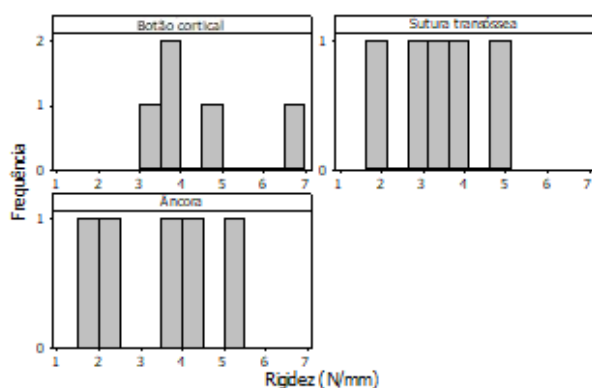
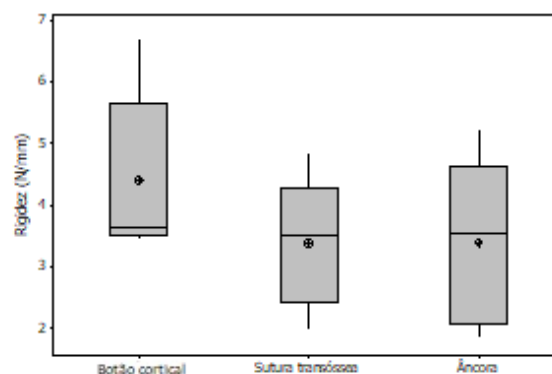


Gráfico 6 – Box-plot da rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até 100 N



4.2. Teste até a falência

As descrições da força máxima, alongamento máximo (Along Fmax) e rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora em teste até a falha são apresentadas na TAB. 2.

Para os corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, observa-se força máxima, em média, de 172,60 N, com desvio-padrão de 32,30 N, coeficiente de variação de 18,71%, mediana de 173,90 N, sendo o menor valor obtido 143,30 N e maior de 223,90 N; para os ensaios de alongamento máximo, tem-se, em média, 23,68 mm, com desvio-padrão de 5,15 mm, coeficiente de variação de 21,76%, mediana de 24,17 mm, sendo o menor valor igual a 18,46 mm e maior igual a 30,98 mm; observa-se rigidez, em média, de 7,04 N/mm, com desvio-padrão de 0,40 N/mm, coeficiente de variação de 5,65%, mediana de 7,16 N/mm, sendo o mínimo de 6,42 N/mm e máximo de 7,46 N/mm.

Para os corpos de prova com tratamentos do tipo sutura transóssea, observa-se força máxima, em média, de 128,30 N, com desvio-padrão de 20,82 N, coeficiente de variação de 16,23%, mediana de 123,63 N, sendo o menor valor obtido 100,79 N e maior de 156,11 N; para os ensaios de alongamento máximo, observa-se, em média,

20,12 mm, com desvio-padrão de 3,59 mm, coeficiente de variação de 17,85%, mediana de 19,91 mm, sendo o menor valor igual a 16,09 mm e maior igual a 25,45 mm; tem-se rigidez, em média, de 6,20 N/mm, com desvio-padrão de 1,57 N/mm, coeficiente de variação de 25,40%, mediana de 6,18 N/mm, sendo o mínimo de 4,18 N/mm e máximo de 8,51 N/mm.

Para os corpos de prova com tratamentos do tipo âncora, observa-se força máxima, em média, de 111,90 N, com desvio-padrão de 48,20 N, coeficiente de variação de 43,10%, mediana de 122,00 N, sendo o menor valor obtido 34,70 N e maior de 165,70 N; para os ensaios de alongamento máximo, tem-se, em média, 18,43 mm, com desvio-padrão de 9,82 mm, coeficiente de variação de 53,32%, mediana de 14,77 mm, sendo o menor valor igual a 8,86 mm e maior igual a 33,29 mm; observa-se rigidez, em média, de 5,84 N/mm, com desvio-padrão de 2,50 N/mm, coeficiente de variação de 42,87%, mediana de 7,16 N/mm, sendo o mínimo de 2,67 N/mm e máximo de 8,18 N/mm.

Tabela 2 – Descrição da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora em teste até a falha

<i>Características</i>	Médi	D.P	C. Var	Mínim	1ºQ	Mediana	3ºQ	Máxim
Botão cortical								
Força máxima	172,6	32,30	18,7	143,30	145,00	173,90	199,6	223,90
Along Fmax	23,68	5,15	21,7	18,46	18,77	24,17	28,36	30,98
Rigidez (N/mm)	7,04	0,40	5,65	6,42	6,67	7,16	7,36	7,46
Sutura								
Força máxima	128,3	20,82	16,2	100,79	111,00	123,63	147,9	156,11
Along Fmax	20,12	3,59	17,8	16,09	16,95	19,91	23,41	25,45
Rigidez (N/mm)	6,20	1,57	25,4	4,18	4,88	6,18	7,52	8,51
Âncora								
Força máxima	111,9	48,20	43,1	34,70	71,00	122,00	147,7	165,70
Along Fmax	18,43	9,82	53,3	8,86	10,52	14,77	28,17	33,29
Rigidez (N/mm)	5,84	2,50	42,8	2,67	3,15	7,16	7,86	8,18

Fonte: Dados da pesquisa

D.P.: desvio-padrão; C. Var.: Coeficiente de variação 1º Q: 1º Quartil; 3º Q: 3º Quartil

Os histogramas da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova com os tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos

testes até a falha são apresentados nos gráficos. 7, 9 e 11, respectivamente. Avaliando por exemplo o histograma da força máxima do corpo de prova com tratamento do tipo botão cortical, observa-se que dois corpos de prova apresentaram valores entre 120 e 160 N, dois entre 160 e 200 N e um entre 200 e 240 N; com o tratamento sutura transóssea, um corpo de prova apresentou força máxima entre 80 e 120 N e quatro entre 120 e 160 N; já para a âncora, um apresentou até 40 N, um entre 80 e 120 N, dois entre 120 e 160 N e um entre 160 e 220 N.

Os *box-plots* são apresentados nos gráficos. 8, 10 e 12. Avaliando como exemplo o gráfico da força máxima dos corpos de prova com tratamento do tipo âncora, tem-se que 25% dos ensaios apresentaram resultado inferior a 71,00 N (1ª linha horizontal, parte inferior para superior – 1º Quartil), 50% dos ensaios apresentaram resultado inferior 122,00 N (2ª linha horizontal – mediana) e 75% a dos ensaios apresentaram resultado inferior a 147,70 N (3ª linha horizontal – 3º Quartil). O círculo representa a média, igual a 111,90 N.

Gráfico 7 – Histograma da força máxima dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha

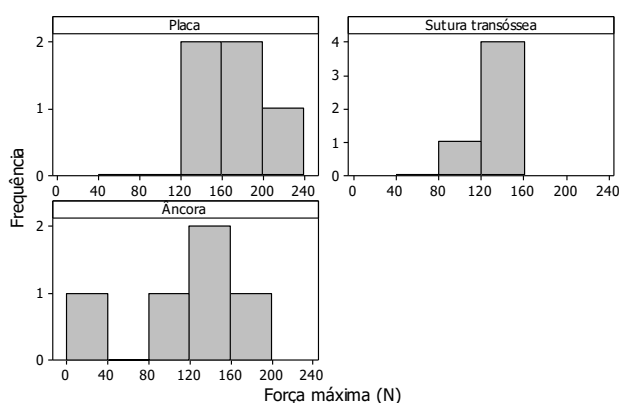


Gráfico 8 – *Box-plot* da força máxima dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha

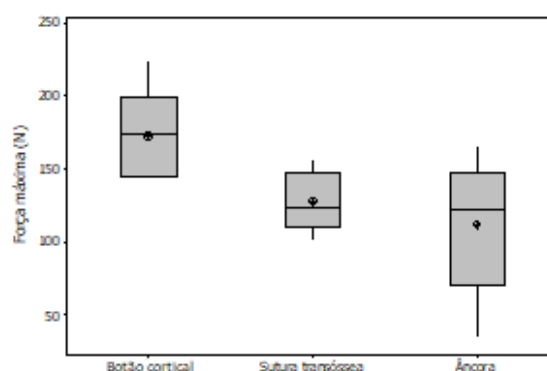


Gráfico 9 – Histograma do alongamento máximo dos corpos de prova com tratamentos

Gráfico 10 – *Box-plot* do alongamento máximo dos corpos de prova com

do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha

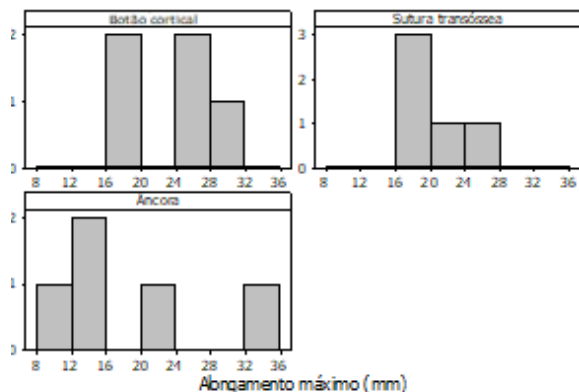
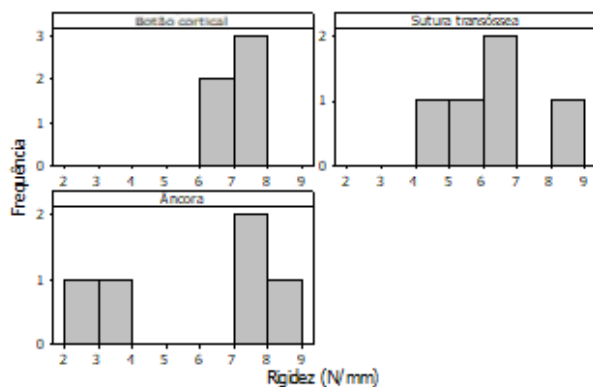


Gráfico 11 – Histograma da rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha



4.3. Comparações

4.3.1. Teste até 100 N

As comparações dos resultados dos ensaios da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova entre os tipos de tratamento em teste até 100 N são apresentadas na TAB. 3.

tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha

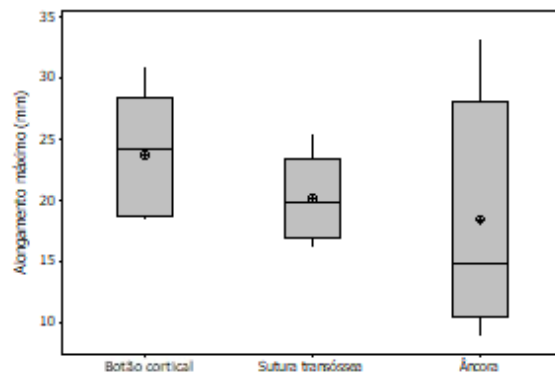
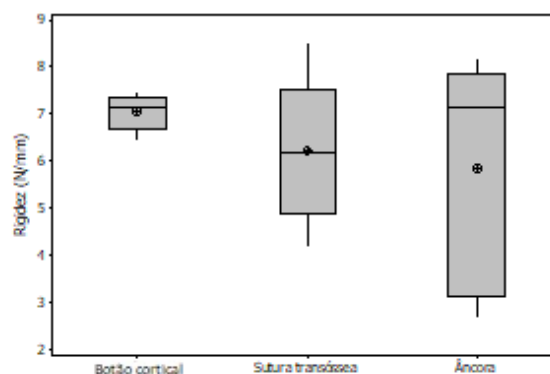


Gráfico 12 – *Box-plot* da rigidez dos corpos de prova com tratamentos do tipo botão cortical, sutura transóssea e âncora nos testes até a falha



Avaliando a força máxima, como exemplo, observa-se que para os corpos de prova com tratamento do tipo botão cortical foi, em média, 100,41 N, com desvio-padrão de 0,25 N e mediana de 100,47 N; do tratamento do tipo sutura transóssea foi, em média, 100,32 N, com desvio-padrão de 0,18 N e mediana de 100,40 N; e do tipo âncora, foi, em média, 80,91 N, com desvio-padrão de 27,60 N e mediana de 100,10 N. O valor-p igual a 0,125 (superior a 0,05) indica que não foi observada diferença com significância estatística para a força máxima entre os tipos de tratamento.

Não foi observada diferença com significância estatística (valores-p iguais a 0,181 e 0,578, respectivamente) para o alongamento máximo e rigidez em relação aos tipos de tratamento em teste até 100 N.

Tabela 3 - Comparações dos resultados dos ensaios da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova entre os tipos de tratamento em teste até 100 N

<i>Ensaio</i>	<i>Botão Cortical</i>	<i>Sutura transóssea</i>	<i>Âncora</i>	<i>Valor-p</i>
Força máxima (N)	100,41 ± 0,25 (100,47)	100,32 ± 0,18 (100,40)	80,91 ± 27,60 (100,10)	0,125 ¹
Along Fmax (mm)	20,48 ± 4,76 (23,17)	28,02 ± 9,54 (25,19)	20,49 ± 5,48 (22,50)	0,181 ¹
Rigidez (N/mm)	4,39 ± 1,37 (3,64)	3,38 ± 1,06 (3,52)	3,39 ± 1,35 (3,55)	0,578 ²

Fonte: Dados da pesquisa

D.P.: desvio-padrão; 1: F(ANOVA); 2: Kruskal-Wallis

4.3.2. Teste até a falha

As comparações dos resultados dos ensaios da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova entre os tipos de tratamento em teste até a falha são apresentadas na TAB. 4. O resultado com significância estatística foi destacado em negrito.

Avaliando a força máxima como exemplo observa-se que os corpos de prova com tratamento do tipo botão cortical foi, em média, 172,60 N, com desvio-padrão de 32,30 N e mediana de 173,90 N; do tratamento do tipo sutura transóssea foi, em média, 128,30 N, com desvio-padrão de 20,82 N e mediana de 123,63 N; e do tipo âncora, foi, em média, 111,90 N, com desvio-padrão de 48,20 N e mediana de 122,00 N. O valor-p igual a 0,05 indica que foi observada diferença com significância estatística para a força máxima em relação aos tipos de tratamento. Este resultado é ilustrado na FIG. 13.

Entretanto, a partir dos resultados da TAB. 4 não foi possível avaliar quais tipos de tratamento diferiram. Para isso, foi necessário compará-los dois a dois (TAB. 5). A força máxima dos corpos de prova avaliados no tratamento tipo botão cortical foi, em média, 60,74 N maior que do tipo âncora (IC_{95%}: 0,67 a 120,79). Não foi observada diferença com significância estatística na comparação da força máxima entre botão cortical e sutura transóssea e entre sutura transóssea e âncora (valores-p superiores a 0,05).

Não foi observada diferença com significância estatística (valores-p iguais a 0,475 e 0,541, respectivamente) para o alongamento máximo e rigidez em relação aos tipos de tratamento em teste até a falha.

Tabela 4 - Comparações dos resultados dos ensaios da força máxima, alongamento máximo e rigidez dos corpos de prova entre os tipos de tratamento em teste até a falha

<i>Ensaio</i>	<i>Botão Cortical</i>	<i>Sutura transóssea</i>	<i>Âncora</i>	<i>Valor-p</i>
Força máxima (N)	172,60 ± 32,30 (173,90)	128,30 ± 20,82 (123,63)	111,90 ± 48,20 (122,00)	0,050¹
Along Fmax (mm)	23,68 ± 5,15 (24,17)	20,12 ± 3,59 (19,91)	18,43 ± 9,82 (14,77)	0,475 ¹
Rigidez (N/mm)	7,04 ± 0,40 (7,16)	6,20 ± 1,57 (6,18)	5,84 ± 2,50 (7,16)	0,541 ¹

Fonte: Dados da pesquisa

D.P.: desvio-padrão; 1: F(ANOVA); 2: Kruskal-Wallis

Grafico 13 - *Interval-plot* da força máxima por tipo de tratamento em teste até a falha

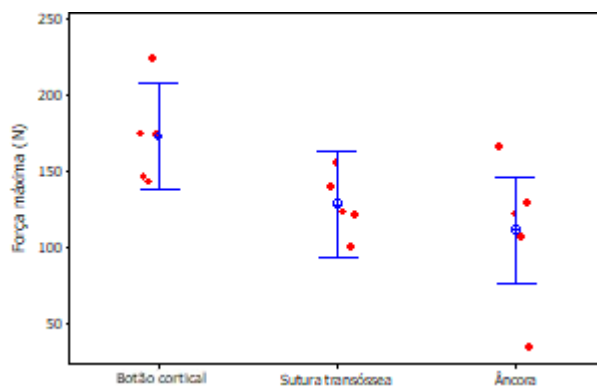


Tabela 5 - Comparações da força máxima entre os tipos de tratamento dois a dois em teste até a falha

<i>Tipos de tratamento</i>	<i>Força máxima</i>
<i>Botão Cortical x sutura transóssea</i>	0,163 ¹
<i>Botão Cortical x âncora</i>	0,047¹
<i>Sutura transóssea x âncora</i>	0,751 ¹

Fonte: Dados da pesquisa

1: Método de Tukey

5.0 DISCUSSÃO

A movimentação passiva nos primeiros estágios no período pós-operatório representa uma de força de 50N sobre o tendão do bíceps distal. A carga sob bíceps com o cotovelo em flexão segurando 1kg de peso é de 100N que permite retorno precoce as atividades diárias. Enquanto a força excêntrica máxima produzida pelo cotovelo varia entre 100N e 200N (MAZZOCCA et al., 2007; NOSAKA; SAKAMOTO, 2001; SETHI et al., 2010).

O grupo âncora foi o único em que parte dos modelos não suportaram a carga fisiológica de 100N, podendo requerer um regime de reabilitação mais conservador. Eles suportaram uma média da força máxima de 119N, semelhante ao encontrado em outro artigo, 124,5N, para âncoras com fio de poliéster (GRAÇA et al., 2013; GUIMARÃES; CARVALHO JÚNIOR, 2008).

A falha neste grupo foi causada principalmente por protusão do material, o que também foi relato por Berlet *et al.* (1996) e Guimarães e Carvalho Junior(2008) utilizando material semelhante. Porém, em estudos mais recentes que utilizaram âncoras carregadas com fios tipo FiberWire (Arthrex, Naples, Fla) a força máxima suportada foi maior e as falhas decorreram da ruptura da sutura (MAZZOCCA et al., 2007).

O maior alongamento máximo sob carga fisiológica foi apresentado no tratamento com túnel ósseo, em média, 28,02mm. Apresentando também um intervalo considerável entre osso-tendão. O aumento desse intervalo (>4mm) promove uma cicatrização inadequada. Podendo requerer um regime de reabilitação mais conservador (MAZZOCCA et al., 2007).

O túnel ósseo suportou maior força média de falência que com o uso de âncoras, porém sem significância estatística. Novos estudos com ampliação da amostra são necessários para investigar melhor essa relação. Os autores Berlet *et.al.* (1996) e Pereira *et.al.* (2002) encontraram resultados semelhantes.

O tratamento com uso de túnel ósseo necessita de duplo acesso levando a uma maior incidência de ossificação heterotópica e a perda da amplitude de movimento (BERLET *et al.*, 1996; MAZZOCCA *et al.*, 2007; PEREIRA *et al.*, 2002)

O grupo tratado com botão cortical suportou a maior força máxima, em média, 172,60 N. Mostrando-se, nesse aspecto, superior ao tratamento com âncora, com significância estatística. Apresentando também comportamento mais uniforme na análise clínica. Sendo o que mais se aproximou das características desejadas para o tratamento permitindo uma reabilitação precoce, em concordância com a literatura (MAZZOCCA *et al.*, 2007).

A força máxima suportada é inferior ao encontrado nos outros estudos: 257.87N (RUTKA *et al.*, 2021), 389N (SETHI *et al.*, 2010) e 440N (MAZZOCCA *et al.*, 2007). Podendo ser justificado pelo uso de fios de poliéster ao invés do FiberWire (Arthrex, Naples, Fla) utilizado nos outros artigos.

Já o alongamento máximo neste tratamento foi de 20,48 mm no teste fisiológico, bem superior ao encontrado nos estudos de Mazzoca *et al.* (2007) e Seth *et al.* (2010). O que pode ser explicado por utilizarmos como limite a força de 100N. Apesar do maior alongamento não foi observado lacuna entre o osso e o tendão, o que é essencial para uma boa cicatrização (RUTKA *et al.*, 2021).

Como vantagens podemos elencar: incisão única, menor morbidade, confecção de túnel ósseo com melhor cicatrização, permitindo mobilização precoce(MAZZOCCA et al., 2007; RUTKA et al., 2021; SETHI et al., 2010).

Como limitação do estudo podemos destacar o uso de material sintético e a pequena amostra. Ambos se fizeram necessários devido ao alto custo dos materiais.

6. CONCLUSÃO

De acordo com a avaliação das propriedades biomecânicas, força máxima, alongamento máximo e rigidez, dos dispositivos de fixação nos ensaios mecânicos de tração podemos concluir que é a técnica de fixação das lesões do bíceps distal utilizando o botão cortical apresenta o melhor desempenho. Com a maior força máxima no teste até a falência e comportamento uniforme na análise clínica, permitindo a mobilização precoce e reabilitação levando a melhores resultados.

REFERÊNCIAS

- 1- KELLY, MP.; PERKINSON, SG.; ABLOVE, RH.; TUETING, JL. Distal Biceps Tendon Ruptures: An Epidemiological Analysis Using a Large Population Database. *Am J Sports Med*, v. 43, n. 8, p. 2012-2017, 2015.
- 2- MORRISON, KD.; HUNT, TR. Comparing and contrasting methods for tenodesis of the ruptured distal biceps tendon. *Hand Clin*, v. 18, n. 1, p. 169-178, 2002.
- 3- DEVEREAUX, MW.; ELMARAGHY, AW. Improving the rapid and reliable diagnosis of complete distal biceps tendon rupture: A nuanced approach to the clinical examination. *Am J Sports Med*, v. 41, n. 9, p. 1998-2004, 2013.
- 4- BAKER, BE.; BIERWAGEN, D. Rupture of the distal tendon of the biceps brachii. Operative versus non-operative treatment. *J Bone Joint Surg Am*, v. 67, n. 3, p. 414-417, 1985.
- 5- SEILER, JG.; PARKER, LM.; CHAMBERLAND, PDC.; SHERBOURNE, GM.; CARPENTER, WA. The distal biceps tendon. Two potential mechanisms involved in its rupture: Arterial supply and mechanical impingement. *J Shoulder Elb Surg*, v. 4, n. 3, p. 149-156, 1995.
- 6- CHIARAPATTANAKOM, P.; LEECHAVENGVONGS, S.; WITOONCHART, K.; UERPAIROJKIT, C.; THUVASETHAKUL, P. Anatomy and internal topography of the musculocutaneous nerve: The nerves to the biceps and brachialis muscle. *J Hand Surg Am*, v. 23, n. 2, p. 250-255, 1998.
- 7- BERLET, GC.; JOHNSON, JA.; MILNE, AD.; PATTERSON, SD.; KING, GJW. Distal biceps brachii tendon repair: An in vitro biomechanical study of tendon reattachment. *Am J Sports Med*, v. 26, n. 3, p. 428-432, 1998.
- 8- NOSAKA, K.; SAKAMOTO, K. Effect of elbow joint angle on the magnitude of muscle damage to the elbow flexors. *Med Sci Sports Exerc*, v. 33, n. 1, p. 22-29, 2001.
- 9- NETTER, Frank H. *Atlas de anatomia humana*. 7^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2019.
- 10- MAZZOCCA, AD.; BURTON, KJ.; ROMEO, AA.; SANTANGELO, S.; ADAMS, DA.; ARCIERO, RA. Biomechanical evaluation of 4 techniques of distal biceps brachii tendon repair. *Am J Sports Med*, v. 35, n. 2, p. 252-258, 2007.
- 11- KODDE, IF.; BAERVELDT, RC.; MULDER, PGH.; EYGENDAAL, D.; VAN DEN BEKEROM, MPJ. Refixation techniques and approaches for distal biceps tendon ruptures: A systematic review of clinical studies. *J Shoulder Elb Surg*, v. 25, n. 2, p. e29-e37, 2016.
- 12- MIYAMOTO, RG.; ELSER, F.; MILLETT, PJ. Distal biceps tendon injuries. *J Bone Jt Surg - Ser A*, v. 92, n. 11, p. 2128-2138, 2010.
- 13- NEDER FILHO, AT.; MAZZER, N.; BATAGLION, LR.; PIRES, RE.; MACEDO, AP.; SHIMANO, AC. Distal radius fracture fixation using volar plate: A comparative study evaluating the biomechanical behavior of uni and bicortical distal screws. *Injury*, v. 52, p. S38-S, 2021.

- 14- GRAÇA, E da.; OKUBO, R.; SHIMANO, AC.; MAZZER, N.; BARBIERI, CH. Biomecânica de quatro técnicas de fixação da fratura em quatro partes da cabeça umeral. *Acta Ortopédica Bras*, v. 21, n. 1, p. 34-39, 2013.
- 15- SETHI, P.; OBOPILWE, E.; RINCON, L.; MILLER, S.; MAZZOCCA, A. Biomechanical evaluation of distal biceps reconstruction with cortical button and interference screw fixation. *J Shoulder Elb Surg*, v. 19, n. 1, p. 53-57, 2010.
- 16- GUIMARÃES, MV.; CARVALHO JÚNIOR, LH de. Análise da resistência de fios cirúrgicos utilizados no reparo do manguito rotador. *Rev Bras Ortop*, v. 43, n. 7, p. 287-292, 2008.
- 17- RUTKA, V.; WEPPE, F.; DUPREY, S.; GRAS, LL. Distal biceps tendon repair via new knotless endobutton fixation: A biomechanical study. *Shoulder Elb*, v. 13, n. 3, p. 321-328, 2021.
- 18- TRIOLA, Mario F. *Introdução à estatística*. 9. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2005.
- 19- PEREIRA, DS.; KUITNE, RS.; LIANG, M.; GIACOBETTI, FB.; EBRAMZADEH, E. Surgical repair of distal biceps tendon ruptures. A biomechanical comparison of two techniques. *Am J Sports Med*, v. 30, n. 3, p. 432-436, 2002.
- 20- HENRY, J.; FEINBLATT, J.; KAEDING, CC.; LATSHAW, J.; LITSKY, A.; SIBEL, R.; et al. Biomechanical analysis of distal biceps tendon repair methods. *Am J Sports Med*, v. 35, n. 11, p. 1950-1954, 2007.
- 21- SCHMIDT, CC.; JARRETT, CD.; BROWN, BT. The distal biceps tendon. *J Hand Surg Am*, v. 38, n. 4, p. 811-821, 2013.

APENDICES E ANEXOS

APÊNDICE A - Testes do modelo do bíceps distal

Tabela 6 - Relatório de ensaio – grupo 1 - Couro caprino (pelica) com 1 cm de largura

Corpo de prova	Força Máxima (N)	Alongamento Máximo (mm)	Rigidez (N/mm)	E_F Máxima (N.mm)
CP 1	161,65	23,86	5,90	1929,35
CP 2	209,75	24,81	7,58	2451,41
CP 3	150,34	20,83	6,46	1661,42
CP 4	196,56	20,26	8,33	1911,11
Média	179,57	22,44	7,06	1988,32
Desvio Padrão	28,13	2,23	1,09	332,04
Coeficiente Variação (%)	15,67	9,94	15,44	16,7

Fonte: Dados da pesquisa

Tabela 7 - Relatório de ensaio – grupo 2 - couro caprino (pelica) com 0,5 cm de largura

Corpo de prova	Força Máxima (N)	Alongamento Máximo (mm)	Rigidez (N/mm)	E_F Máxima (N.mm)
CP 1	79,31	15,56	3,90	794,25
CP 2	74,69	13,77	4,11	641,97
CP 3	104,49	17,16	4,94	998,22
CP 4	105,37	15,99	5,55	964,35
Média	90,97	15,62	4,625	838,4
Desvio Padrão	16,24	1,408	0,7610	171,2
Coeficiente Variação (%)	17,85	9,016	16,45	20,42

Fonte: Dados da pesquisa

Tabela 8 - Relatório de ensaio – grupo 3 - Couro bovino com 1 cm de largura

Corpo de prova	Força Máxima (N)	Alongamento Máximo (mm)	Rigidez (N/mm)	E_F Máxima (N.mm)
CP 1	73,43	12,62	4,25	576,72
CP 2	61,51	14,92	3,01	624,83
CP 3	49,78	11,20	2,67	385,11
CP 4	82,75	13,15	4,78	662,88
Média	66,87	12,97	3,678	562,4
Desvio Padrão	14,33	1,536	1,002	123,3
Coeficiente de Variação (%)	21,43	11,84	27,25	21,93

Fonte: Dados da pesquisa

Tabela 9 - Relatório de ensaio – grupo 4 - couro bovino com 0,5 cm de largura

Corpo de prova	Força Máxima (N)	Alongamento Máximo (mm)	Rigidez (N/mm)	E_F Máxima (N.mm)
CP 1	34,92	5,98	2,53	165,34
CP 2	33,70	7,94	1,84	219,63
CP 3	32,70	7,81	1,71	209,36
CP 4	35,19	6,31	2,53	177,28
Média	34,13	7,012	2,154	192,9
Desvio Padrão	1,149	1,009	0,4385	25,75
Coeficiente de Variação (%)	3,368	14,40	20,35	13,35

Fonte: Dados da pesquisa

ANEXO A – PROPRIEDADES DO MODELO 3407 DA SAWBONES™

**Figura 1 – Propriedades do Modelo
3407**

SIMULATED CORTICAL BONE (SHORT FIBER FILLED EPOXY)				
DENSITY	LONGITUDINAL TENSILE		COMPRESSIVE	
	Strength	Modulus	Strength	Modulus
(g/cc)	(MPa)	(GPa)	(MPa)	(GPa)
1.64	106	16.0	157	16.7
DENSITY	TRANSVERSE TENSILE		Note: Material property data based on ASTM D-638 and D-695.	
	Strength	Modulus		
(g/cc)	(MPa)	(GPa)		
1.64	93	10.0		
SIMULATED CANCELLOUS BONE (RIGID POLYURETHANE FOAM)				
	Density	COMPRESSIVE		Note: Material property data based on ASTM D-1621.
	(g/cc)	Strength	Modulus	
		(MPa)	(GPa)	
Solid	0.27	6.0	155	

Fonte: *Site* da Sawbones.