



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE VETERINÁRIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS VETERINÁRIAS

AIRES SANTANA RUMPEL

**Artrodese interfalangeana proximal minimamente invasiva em equinos: comparação biomecânica entre a técnica utilizando dois parafusos canulados de compressão multiuso de 7,0 mm e a com três parafusos corticais de 5,5 mm**

PORTO ALEGRE

2022

AIRES SANTANA RUMPEL

**Artrodese interfalangeana proximal minimamente invasiva em equinos: comparação biomecânica entre a técnica utilizando dois parafusos canulados de compressão multiuso de 7,0 mm e a com três parafusos corticais de 5,5 mm**

Tese apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Ciências Veterinárias na área de Morfologia, Clínica, Cirurgia e Reprodução Animal.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Meller Alievi

PORTO ALEGRE  
2022

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

AIRES SANTANA RUMPEL

**Artrodese interfalangeana proximal minimamente invasiva em equinos: comparação biomecânica entre a técnica utilizando dois parafusos canulados de compressão multiuso de 7,0 mm e a com três parafusos corticais de 5,5 mm**

**APROVADO POR:**

---

**Prof. Dr. Marcelo Meller Alievi (UFRGS)**

**Orientador e Presidente da Comissão**

---

**Dra. Ana Bárbara Krummenauer Formenton (UFRGS)**

**Membro da Comissão**

---

**Prof. Dr. André Luis do Valle de Zoppa (USP)**

**Membro da Comissão**

---

**Prof. Dr. Sergio da Silva Fialho (UFSM)**

**Membro da Comissão**

## **Agradecimentos**

Aos meus pais Aires Just Rumpel e Marta Elena Santana Rumpel pelo apoio incondicional e incentivo aos estudos e a ciência. Não poupando esforços desde o começo da minha formação acadêmica.

A minha companheira Patrícia Zorzi Juliani, quem me incentivou e posso contar em todos os momentos, não poupou esforços para ajudar e compreendeu períodos de ausência que a pós-graduação exigiu.

Ao meu orientador Marcelo Meller Alievi, pelo ensino, companheirismo, amizade, e grande referência profissional e pessoal que carregou ao final desta trajetória.

A equipe do Serviço de Ortopedia e Traumatologia Veterinária da UFRGS, aos colegas Anderson, Bia, Isa, Inácio, Livia, Roberto, Mari, Joana, Ruivo, Lucas, Titi, Bernardo, Kauê, Nedi, Augusto, pelos bons momentos e ensinamentos.

Ao Hospital de Clínicas Veterinárias da UFRGS e toda equipe que torna possível seu funcionamento e formação acadêmica de profissionais de excelência, também agradeço por viabilizar este projeto de pesquisa.

Ao Frigorífico Foresta e à veterinária responsável doutora Neide Severo por doar as peças anatômicas deste projeto.

Ao professor Jakson Manfredini Vassoler e ao Grupo de Mecânica Aplicada - Laboratório GMAp da UFRGS, pelas orientações e participação ativa no projeto.

Ao doutor André Luis do Valle De Zoppa e doutora Fernanda Silveira Nóbrega pelo auxílio, ensinamentos e recomendações na qualificação deste projeto de pesquisa.

Ao Laboratório de Metalurgia Física da UFRGS e seus pós-graduandos pela disponibilidade das máquinas para execução dos ensaios biomecânicos e pelo auxílio de coleta e interpretação dos dados.

## Resumo

Osteoartrite interfalangeana proximal é causa comum de claudicação em equinos e técnicas de artrodese nesta articulação fornecem um favorável prognóstico atlético para os animais. O objetivo deste estudo foi comparar duas técnicas minimamente invasivas para artrodese da articulação interfalangeana proximal (AIP), analisando as propriedades biomecânicas em um teste dinâmico não destrutivo, seguido de um teste compressivo até a falha. Foram comparadas as técnicas utilizando três parafusos corticais transarticulares de 5,5 mm inseridos em compressão (3PCs) e a com dois parafusos de compressão multiusos canulados transarticulares de 7,0 mm (2PCMs). O delineamento experimental incluiu 6 pares de membros torácicos de equinos *ex vivo*; sendo que cada par recebeu aleatoriamente em cada membro um dos tratamentos propostos. O ensaio dinâmico foi realizado alternando ensaios de compressão não destrutivos a uma taxa de deslocamento de 5 mm/min até -5.000 N e ensaios cíclicos de compressão senoidal a 6 Hz usando uma amplitude de 3.600 N por 8.550 ciclos. A rigidez do constructo e a rotação dos marcadores da AIP sobre o plano sagital (RMPS) máxima foram determinadas durante o teste dinâmico. Após o teste dinâmico atingir 136.800 ciclos, o teste de compressão monotônico até a falha foi realizado em cada construto com a mensuração da carga, deslocamento e RMPS na falha. Os dados foram avaliados pelo teste de Shapiro-Wilk. As variáveis com distribuição normal foram analisadas por ANOVA e as que não atenderam à distribuição normal foram analisadas com Kruskal-Wallis. As propriedades biomecânicas avaliadas não mostraram diferença estatística entre os grupos de tratamento 3PCs e 2PCMs em nenhuma das rampas do ensaio dinâmico não destrutivo e também no ensaio de compressão monotônico até a falha. Em conclusão, o tratamento 2PCMs possui propriedades biomecânicas equivalentes ao tratamento 3PCs para artrodese da AIP.

**Palavras-chave:** Cavalos. Cirurgia. *In vitro*. Ortopedia. Osteoartrite. Quartela.

## Abstract

Proximal interphalangeal (PIP) joint osteoarthritis is a common cause of lameness in horses, and arthrodesis techniques in this joint provide a good athletic prognosis for affected animals. The objective of this study was to compare two minimally invasive techniques for PIP arthrodesis, analyzing the biomechanical properties in a non-destructive dynamic test, followed by a compressive until failure. The two techniques evaluated were: using 3 transarticular 5.5 mm cortical screws inserted in lag fashion (AO-3TLS), and 2 transarticular 7.0 mm headless cannulated multi-use compression screws (MUC-2TS). The experimental study included 6 pairs of *ex vivo* adult equine forelimbs; one limb from each equine was randomly assigned to one of the treatments and the contralateral limb was submitted to the remaining treatment. The dynamic test was performed alternating non-destructive compression tests at a displacement rate of 5 mm/min up to 5,000 N and sinusoidal compressive cyclic tests at 6Hz using a 3,600 N amplitude for 8,550 cycles. Construct stiffness and maximal sagittal plane rotation about the PIP joint markers (SPRPJM) were determined during dynamic test. After the dynamic test reached 136,800 cycles, the monotonic compressive test until failure was performed on each construct: load, displacement and SPRPJM at failure were analyzed. The data were evaluated using the Shapiro-Wilk test. Variables with normal distribution were analyzed using ANOVA and that did not meet the normal distribution were analyzed with Kruskal-Wallis. The evaluated biomechanical properties showed no statistical difference between the AO-3TLS and MUC-2TS treatment groups in any of the ramps of the dynamic non-destructive test and in the compression loading until failure test. In conclusion, the MUC-2TS treatment produced biomechanical properties equivalent to the AO-3TLS treatment for PIP joint arthrodesis.

**Keywords:** Horse. *In vitro*. Orthopedic. Osteoarthritis. Pastern. Surgery.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1- Método de tração do parafuso de compressão multiuso .....23
- Figura 2- Imagem de membro fixado no suporte proximalmente por um pino de Steinmann de 4,0 mm e distalmente por um parafuso dorsal e outro palmar fixando o casco ao suporte de madeira. É possível observar o equipamento de raio-x e o marcador radiográfico em forma de esfera que auxiliaram em todo o procedimento de artrodese da AIP.....29
- Figura 3- Imagens da sequência de procedimentos para inserção do primeiro parafuso da técnica utilizando parafusos corticais para artrodese da articulação interfalangeana proximal (AIP) de equinos: (A) identificação da AIP, mensuração e determinação do ponto de acesso; (B) perfuração do orifício de deslizamento; (C) perfuração do orifício rosqueado; (D) escarificação da cortical dorsal da primeira falange; (E) mensuração do tamanho do comprimento do orifício; (F) inserção do parafuso.....30
- Figura 4- Radiografias realizadas durante a aplicação da técnica utilizando parafusos corticais: (A) identificação da articulação e ponto de acesso; (B) perfuração do orifício de deslizamento com broca de 5,5 mm; (C) perfuração do orifício rosqueado com broca de 4 mm; (D) primeiro parafuso inserido com comprimento adequado e realização do segundo orifício de deslizamento.....31
- Figura 5- Imagens da sequência de procedimentos para inserção do primeiro parafuso da técnica utilizando parafusos canulados multiuso para artrodese da articulação interfalangeana proximal (AIP) de equinos: (A) visualização dorso-palmar do ângulo de perfuração com broca de 2,5 mm; (B) visualização latero-medial do ângulo de perfuração com broca de 2,5 mm; (C) perfuração com broca canulada de 5 mm circunjacente ao pino guia de 2,5 mm; (D) inserção do parafuso canulado multiuso ao pino guia; (E) inserção do parafuso com introdutor manual com ponteira canulada.....32
- Figura 6- Radiografias realizadas durante a aplicação da técnica utilizando parafusos canulados multiuso: (A) perfuração com broca de 2,5 mm; (B) troca da broca de 2,5 mm por pino-guia de 2,5 mm; (C) perfuração do orifício com broca canulada de 5 mm; (D) inserção do primeiro parafuso canulado multiuso.....33
- Figura 7- Radiografias pós-operatórias das duas técnicas: (A) incidência dorso-palmar da técnica utilizando três parafusos corticais; (B) incidência latero-medial da técnica utilizando

três parafusos corticais; (C) incidência dorso-palmar da técnica utilizando dois parafusos canulados multiuso; (D) incidência latero-medial da técnica utilizando dois parafusos canulados multiuso.....33

Figura 8- Ensaio biomecânico: (A) amostra envasada proximalmente e distalmente por resina acrílica autopolimerizável em copos cilíndricos personalizados e acoplados a máquina de ensaio servo-hidráulica; (B) Os quatro marcadores usados para medir o deslocamento e rotação, o deslocamento foi determinado como a média das distâncias entre o ponto1-ponto2 e ponto3-ponto4, a rotação dos marcadores foi determinada utilizando um sistema de coordenadas por três pontos; (C) duas câmeras com projetor de luz que captam as imagens da amostra e a tela com software GOM Suite que sincroniza os dados das medidas de distância e rotação dos pontos com os dados de força da máquina de ensaio servo-hidráulica.....35

Figura 9- Modo de falha de uma amostra do tratamento 3PCs, devido a fratura na cortical dorso distal da primeira falange, da região articular ao orifício do parafuso axial.....39

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1- Avaliação dos dados de rigidez (N/mm) [média  $\pm$  desvio padrão; intervalos de confiança de 95% (LI= limite inferior; LS= limite superior); e Mediana (Max-Min)] para o tratamento utilizando três parafusos corticais de 5,5 mm de diâmetro de rosca (3PCs) ou tratamento com dois parafusos canulados multiuso (2PCMs). Ensaio dinâmico não destrutivo.....37
- Tabela 2- Avaliação dos dados de carga (N), deslocamento (mm) e rotação dos marcadores da AIP sobre o plano sagital ( $^{\circ}$ ) (RMPS) na falha [média  $\pm$  desvio padrão; intervalos de confiança de 95% (LI= limite inferior; LS= limite superior)]; para o tratamento utilizando três parafusos corticais de 5,5 mm de diâmetro de rosca (3PCs) ou tratamento com dois parafusos canulados multiuso (2PCMs). Ensaio de compressão monotônico até a falha.....39

## SUMÁRIO

|            |  |           |
|------------|--|-----------|
| <b>1</b>   | <b>INTRODUÇÃO</b> .....  | <b>13</b> |
| <b>2</b>   | <b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....                             | <b>15</b> |
| <b>2.1</b> | <b>Articulações</b> .....                                      | <b>15</b> |
| <b>2.2</b> | <b>Anatomia da AIP</b> .....                                   | <b>15</b> |
| <b>2.3</b> | <b>Artrodese</b> .....   | <b>17</b> |
| <b>2.4</b> | <b>Métodos de artrodese da AIP</b> .....                       | <b>17</b> |
| <b>2.5</b> | <b>Prognósticos e complicações</b> .....                       | <b>19</b> |
| <b>2.6</b> | <b>Métodos minimamente invasivos de artrodese da AIP</b> ..... | <b>21</b> |
| <b>2.7</b> | <b>Parafuso de compressão multiuso (PCM)</b> .....             | <b>22</b> |
| <b>2.8</b> | <b>Biomecânica</b> .....                                       | <b>23</b> |
| <b>3</b>   | <b>OBJETIVOS</b> .....   | <b>25</b> |
| <b>3.1</b> | <b>Objetivo geral</b> .....                                    | <b>25</b> |
| <b>3.2</b> | <b>Objetivos específicos</b> .....                             | <b>25</b> |
| <b>4</b>   | <b>HIPÓTESES</b> .....   | <b>26</b> |
| <b>5</b>   | <b>LIMITAÇÕES</b> .....  | <b>27</b> |
| <b>6</b>   | <b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....                               | <b>28</b> |
| <b>6.1</b> | <b>Amostras</b> .....  | <b>28</b> |
| <b>6.2</b> | <b>Métodos de artrodese</b> .....                              | <b>29</b> |
| 6.2.1      | Tratamento 3 PCs .....   | 29        |
| 6.2.2      | Tratamento 2 PCMs .....  | 31        |
| <b>6.3</b> | <b>Preparação das amostras para o teste biomecânico</b> .....  | <b>34</b> |
| <b>6.4</b> | <b>Teste biomecânico</b> .....                                 | <b>35</b> |
| 6.4.1      | Ensaio dinâmico não destrutivo.....                            | 35        |
| 6.4.2      | Ensaio de compressão monotônico até a falha .....              | 36        |
| <b>6.5</b> | <b>Avaliação radiográfica</b> .....                            | <b>36</b> |
| <b>6.6</b> | <b>Análise estatística</b> .....                               | <b>36</b> |
| <b>7</b>   | <b>RESULTADOS</b> .....  | <b>37</b> |
| <b>7.1</b> | <b>Teste mecânico</b> .....                                    | <b>37</b> |
| <b>7.2</b> | <b>Modo de falha</b> .....                                     | <b>38</b> |
| <b>8</b>   | <b>DISCUSSÃO</b> .....   | <b>40</b> |
| <b>9</b>   | <b>CONCLUSÃO</b> .....   | <b>44</b> |

|                          |           |
|--------------------------|-----------|
| <b>REFERÊNCIAS .....</b> | <b>45</b> |
| <b>ANEXO I .....</b>     | <b>51</b> |

## 1. INTRODUÇÃO

A osteoartrite (OA) interfalangeana proximal é causa comum de claudicação em equinos, sendo uma articulação biomecanicamente de baixo movimento e responsável por suportar alta carga, dessa forma, propensa a desenvolver tal doença.

Embora a terapia conservadora proporcione alívio temporário da dor, em muitos casos a claudicação só é resolvida por artrodese, anquilose facilitada ou fusão espontânea. As opções de tratamento da OA incluem métodos não-cirúrgicos como uso de anti-inflamatórios não-esteroidais, corticoides intra-articulares, confinamento e anquilose facilitada por ablação química da cartilagem; ou métodos cirúrgicos.

Os métodos cirúrgicos tradicionais são feitos sob anestesia geral, e consistem na transecção do tendão do músculo extensor digital comum e dos ligamentos colaterais, desarticulação da articulação interfalangeana proximal (AIP) para remoção ou debridamento da cartilagem articular seguida de estabilização da articulação com parafusos transarticulares isolados ou combinados com placa. Recentemente, técnicas minimamente invasivas estão sendo indicadas para tratar osteoartrites moderadas a graves. Essas técnicas podem ser feitas com o animal em estação, o que diminui o custo, elimina problemas com a anestesia geral, reduz o risco de infecção, mantém o suporte ligamentar colateral e do tendão do músculo extensor digital comum, minimizando também a necessidade de imobilização pós-operatória.

Na medicina veterinária, técnicas cirúrgicas em estação estão recebendo cada vez mais destaque por não necessitar de anestesia geral e evitar todas as complicações da recuperação anestésica, principalmente em cirurgias ortopédicas de grandes animais. Concomitantemente ganham relevância as cirurgias minimamente invasivas, por implicar no mínimo de distúrbio ao suprimento sanguíneo no foco de fratura e trauma aos tecidos moles, e ainda manter o suporte dos ligamentos colaterais em casos de artrodeses. O advento dos implantes canulados facilitaram as técnicas de osteossíntese e artrodese minimamente invasiva na medicina humana, pois possibilitam que os parafusos sejam inseridos mais precisamente de forma percutânea. Porém estes implantes estão em fase de adequação para realidade da medicina veterinária, e devem ser inicialmente comparados biomecanicamente *ex vivo* com métodos tradicionais já consolidados, confirmando resistência similar ou melhor para posteriormente serem avaliados *in vivo* e, só assim, se tornarem uma opção aos cirurgões.

Portanto, o objetivo do estudo foi comparar as propriedades biomecânicas *ex vivo* através de teste dinâmico não destrutivo seguido por um teste de compressão monotônico até

a falha de duas técnicas minimamente invasivas para artrodese da AIP equina, uma utilizando três parafusos corticais de 5,5 mm, inseridos transarticulares ligeiramente divergentes em *lag fashion* (3PCs), e outra usando dois parafusos de compressão multiusos canulados de 7,0 mm sem cabeças, inseridos transarticulares e ligeiramente divergentes (2 PCMs). Nossa hipótese é de que não haveria diferença no comportamento mecânico das duas técnicas, sob as condições de testes utilizados.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Articulações

As articulações são normalmente classificadas de acordo com as características normais de movimentação: sinartroses (imóveis), anfiartroses (com ligeira movimentação) e diartroses (móveis). Adicionalmente estas se inter-relacionam com outra classificação, que leva em conta a natureza das formas específicas de tecido conjuntivo, como as articulações imóveis ou pouco móveis que são ligadas por membranas fibrosas (sindesmose) ou cartilaginosa (sincondrose), enquanto que nas diartroses os componentes ósseos são recobertos por cartilagem hialina, estão completamente separados e contidos em uma cavidade articular envolta por membrana sinovial (articulações sinoviais) (McILWRAITH *et al.*, 2002). A articulação sinovial ou diartrodial tem por função principal, permitir movimento e transferir carga (TODHUNTER *et al.*, 1996). As articulações sinoviais consistem basicamente de cartilagem articular hialina que cobre a superfície articular dos ossos, osso subcondral abaixo desta cartilagem, líquido sinovial e uma estrutura que restringe o líquido sinovial dentro da articulação, que na maioria das vezes é uma cápsula articular. A cápsula articular é composta da camada fibrosa, que se localiza externamente e é contínua com o perióstio ou pericôndrio, e a membrana sinovial, que se localiza internamente e reveste a cavidade sinovial onde não há cartilagem articular. A porção fibrosa é composta de tecido conjuntivo fibroso denso formado principalmente de fibras colagenosas tipo 1, que fornece relativa estabilidade mecânica à articulação, esta estrutura é vascularizada e contém fibras nervosas aferentes de sensibilidade. As inserções da cápsula e ligamentos articulares nos ossos adjacentes demonstram uma organização por zona, feixes paralelos de colágeno são revestidos pelo estroma fibrocartilaginosa e gradualmente se calcificam em direção ao osso. As fibras colagenosas penetram no córtex ósseo de maneira análoga às fibras de Sharpey (McILWRAITH *et al.*, 2002).

### 2.2 Anatomia da AIP

A AIP é uma articulação diartrodial onde a falange média articula-se com a falange proximal. É uma articulação sinovial que já foi classificada como tipo gínglimo (em forma de dobradiça) (SISSON, 1975), porém também já foi qualificada como tipo selar, por permitir

além do movimento de flexão e extensão, algum movimento de abdução e adução, assim como leve rotação (NICKEL *et al.*, 1986). Clayton *et al.* (2007) demonstraram que a amplitude de movimento da AIP é de 13° na caminhada e 14° no trote para flexão/extensão; de 3° ao caminhar e trotar para adução/abdução e 3° ao caminhar e 4° ao trotar para rotação interna/externa. A AIP no membro torácico dos equinos é proximamente envolta por tecido conjuntivo fibroso denso e pouco tecido subcutâneo. Dorsalmente, o tendão do músculo extensor digital comum (MEDC) se sobrepõe e se adere à cápsula articular, abaxialmente estão os ligamentos suspensórios do osso navicular e os ligamentos colaterais da articulação (WATKINS, 2020). Os ramos extensores do ligamento suspensório passam da superfície dos sesamóides proximais, em direção dorso-distal onde cada ramo junta-se ao tendão do MEDC, próximo a extremidade distal da falange proximal. Sob cada ramo extensor do ligamento suspensório forma-se uma bolsa alongada que pode ser considerada uma bainha sinovial (GETTY *et al.*, 1975).

No aspecto palmar o tendão de inserção do músculo flexor digital superficial (MFDS) termina bifurcando-se em dois ramos no sentido abaxial, que se inserem na extremidade distal da falange proximal e extremidade proximal da falange média, imediatamente palmar aos ligamentos colaterais. O tendão do músculo flexor digital profundo (MFDP) projeta-se entre estes dois ramos do MFDS e, envolvendo ambos os tendões, está a bainha sinovial digital, que se estende entorno do tendão do MFDP até o seu limite distal no “ligamento T”, que é um tabique fibroso preso ao meio da superfície palmar da falange média. Profundamente a estas estruturas, estão presentes três ligamentos sesamóides distais provenientes dos sesamóides proximais: o ligamento sesamóideo reto superficial insere-se distalmente à placa fibrocartilaginosa na extremidade proximal da superfície palmar da falange média; o ligamento sesamóideo médio (oblíquo) com formato triangular insere-se no aspecto palmaro-distal da falange proximal; e um par de ligamentos cruzados profundos que se inserem na extremidade proximal da falange proximal. A AIP é formada por duas áreas convexas na extremidade distal da falange proximal e duas áreas côncavas rasas, prolongadas por uma placa fibrocartilaginosa palmar da extremidade proximal da falange média. As falanges são unidas por dois ligamentos colaterais curtos e quatro ligamentos palmares, os ligamentos colaterais estão orientados verticalmente entre as eminências das falanges. Dois ligamentos palmares centrais e os ligamentos palmares medial e lateral prolongam-se da falange proximal até a extremidade proximal da falange média (KAINER, 2002).

### 2.3 Artrodese

Por definição, anquilose é a fusão dos ossos de uma articulação danificada por doença, lesão ou pode ser realizada intencionalmente através de procedimento cirúrgico (DORNALD'S, 2003). A artrodese é um tipo de anquilose induzida que normalmente envolve remoção da cartilagem e estabilização cirúrgica, promovendo fusão das superfícies articulares (LISCHER & AUER, 2012). Na AIP, a osteoartrite primária é a situação mais comum para artrodese cirúrgica (KNOX & WATKINS, 2006), porém subluxações, fraturas simples da falange média e proximal também são situações com indicação deste procedimento (WATKINS, 2020). Nas articulações de alta movimentação (cotovelo, média do carpo e boleto) a expectativa do procedimento é aliviar a dor associada ao movimento e recuperar o animal para função não atlética. Por outro lado, a artrodese das articulações de baixa movimentação como a AIP apresenta um prognóstico moderado para solidez atlética (FRISBIE, 2012), e as tentativas de gerenciar as condições patológicas desta articulação por métodos diferentes da artrodese, geralmente falham em fornecer sucesso a longo prazo (LISCHER & AUER, 2012). Além de ser a melhor alternativa para a solidez atlética, a artrodese da AIP também fornece a melhor opção para rápida fusão óssea em cavalos que sofrem de osteoartrite crônica (SCHAER *et al.*, 2001).

Na artrodese o objetivo do cirurgião é estabelecer o alinhamento dos planos sagital e frontal das falanges proximal e medial, proporcionar ambiente mecânico e biológico propício à fusão óssea, proporcionando o máximo conforto e retorno precoce ao suporte de carga sem a imobilização externa (WATKINS, 2020).

### 2.4 Métodos de artrodese da AIP

O primeiro estudo a comparar métodos de artrodese da AIP, confrontou procedimentos utilizando dois parafusos transarticulares cruzados diagonalmente com três parafusos transarticulares paralelos (GENETZKY, 1979). As técnicas utilizando dois ou três parafusos corticais transarticulares inseridos pela técnica de tração em padrão paralelo ou convergente, foram rotineiramente aplicadas na década de 1980 (CARON *et al.*, 1990).

Watt *et al.* (2001) compararam a utilização de dois parafusos corticais de 5,5 mm e três de 4,5 mm transarticulares paralelos, em ensaios biomecânicos de flexão em três pontos até a falha, e demonstraram que, embora não houvesse diferença estatística entre as duas técnicas, a técnica com dois parafusos de 5,5 mm foi mais simples e teve menor número de

falhas nos parafusos quando comparado com os parafusos de 4,5 mm. Estudos adicionais com peças anatômicas revelaram que dois parafusos transarticulares corticais de 5,5 mm resultam em desempenho biomecânico semelhante a três parafusos de 5,5 mm inseridos de maneira equivalente quando testados em flexão de três pontos até a falha (READ *et al.*, 2005) e em carga cíclica (CARMALT *et al.*, 2010), devendo funcionar tão bem quanto. Durante este tempo, variações da técnica foram comparadas, como tamanho, número e angulação dos parafusos no plano frontal, porém o maior impacto foi aumentar o diâmetro dos parafusos de 4,5 mm para 5,5 mm (WATKINS, 2020), pois é provável que haja maior poder de retenção dos parafusos de 5,5 mm quando comparados aos de 4,5 mm imediatamente após a inserção (YOVICH *et al.*, 1985).

Parafusos cônicos, canulados, sem cabeças, de passos variáveis, autorrosqueantes de 6,5 mm de base e 5 mm de ápice também foram comparados com parafusos corticais de 5,5 mm para artrodese da AIP. Os resultados foram controversos com o uso do implante para este procedimento, visto que ensaios usando flexão em três pontos em um único ciclo até a falha demonstraram desempenho comparáveis entre as técnicas (WOLKER *et al.*, 2009) e que ensaios de compressão axial cíclica até a falha desencorajam o uso do implante (GUDEHUS *et al.*, 2011). Gudehus *et al.* (2011) evidenciaram que a artrodese utilizando parafuso cônico canulado alcançou apenas 61% do número de ciclos até a falha do que com parafuso cortical de 5,5 mm, e que seu uso com objetivo de reduzir irritação dos tecidos moles e proliferação óssea indesejável não podem ser defendidos. Sua falha foi justificada por vários fatores, mas principalmente pela pouca compressão interfragmentar gerada pelo passo variável do parafuso, não compatível com a artrodese da AIP.

O uso de placas de compressão dinâmica em conjunto com dois parafusos transarticulares de 5,5 mm se tornou um método tradicional na artrodese da AIP e, *in vitro* a técnica se mostrou superior, em relação à técnica com três parafusos de 5,5 mm paralelos transarticulares, na resistência às forças de carga em ciclo único (compressão axial e torção) e na fadiga cíclica (compressão axial) (SOD *et al.*, 2010). Porém, a aplicação da técnica *in vivo* não demonstrou influenciar no número de resultados bem-sucedidos em comparação com a técnica de três parafusos transarticulares. No entanto, constatou-se menor formação de calo ósseo, maior conforto, necessidade de menor tempo de fixação externa e retorno mais rápido a função (SCHAER *et al.*, 2001). Com o avanço tecnológico em relação aos implantes usados na ortopedia, a placa de compressão bloqueada, combinada com parafusos transarticulares também foi testada *in vitro* para artrodese da AIP e, demonstrou equivalência biomecânica em comparação a técnica utilizando placa de compressão dinâmica, quando testada em

compressão axial em ciclos e posteriormente à força de compressão axial até a falha (ZOPPA *et al.*, 2011). No estudo de SOD *et al.* (2011) a técnica com placa de compressão dinâmica proporcionou estabilidade maior na compressão axial em ciclo único quando comparada com placa de compressão bloqueada. Já na torção em ciclo único a técnica com placa bloqueada foi superior e não houve diferença entre o número médio de ciclos até a falha entre as técnicas para prova de carga cíclica sob compressão axial. Já no teste de flexão em quatro pontos, a técnica com placa bloqueada demonstrou maior resistência à flexão cíclica e rigidez na flexão de ciclo único, não havendo diferença no momento fletor na flexão de ciclo único (AHERN *et al.*, 2013). *In vivo*, a técnica de três parafusos corticais paralelos, placa de compressão dinâmica ou bloqueada combinada com 2 parafusos transarticulares não influenciaram na porcentagem de resultados bem-sucedidos e no retorno ao desempenho, na artrodese da AIP, porém a utilização de placas diminuiu o tempo de coaptação e hospitalização dos animais (HERTHEL *et al.*, 2015).

## 2.5 Prognóstico e complicações

Em estudo retrospectivo de 53 casos de artrodese da AIP, utilizando a técnica de placa de compressão dinâmica combinada com dois parafusos transarticulares, Knox & Watkins (2006) relataram prognóstico excelente (95% de sucesso) para retorno à função pretendida no membro posterior e bom (81% de sucesso) no membro anterior, com 87% dos casos retornando a função pretendida no geral. Herthel *et al.* (2015) avaliaram, retrospectivamente, 82 casos de artrodese da AIP, e a porcentagem de procedimentos bem sucedidos foi de 83% para técnica de três parafusos transarticulares, 82% para placa compressão dinâmica e 79% para placa compressão bloqueada combinadas com dois parafusos transarticulares. Não foi evidenciado melhor prognóstico para artrodese no membro torácico ou pélvico quando analisado todos os pacientes, porém para animais atletas, a taxa de retorno à atividade pretendida foi maior em animais submetidos à artrodese no membro pélvico.

Em estudo retrospectivo recente utilizando 29 animais com uso de placas de compressão bloqueadas e dois parafusos abaxiais transarticulares, 79% (23/29) dos procedimentos tiveram resultados bem sucedidos; destes equinos 15 dos 19 animais de desempenho retornaram a atividade atlética, 6% em menos de 3 meses, 33% de 3 a 6 meses, 28% de 6 a 12 meses e 33% com mais de um ano de pós-operatório (HICKS *et al.*, 2021). No Brasil, a taxa de alta hospitalar de equinos submetidos à artrodese da AIP é de 71%, semelhante ao observado em estudos internacionais (SOUZA *et al.*, 2021).

Para alguns autores o resultado da artrodese da AIP em membros pélvicos é considerado melhor que no membro torácico (SCHNEIDER, 1993). Essa impressão de pior prognóstico para retorno a função torna menor a chance de membros torácicos serem selecionados para tratamento e pode explicar seu menor número em estudos retrospectivos (CARON *et al.*, 1990; SCHAER *et al.*, 2001). De outro modo, MacLellan *et al.* (2001) não evidenciaram diferença entre membros pélvicos e torácicos com o uso de dois parafusos corticais de 5,5 mm transarticulares paralelos, sendo 86% das artrodeses da AIP consideradas bem-sucedidas (85% no membro anterior e 89% no posterior).

As complicações de artrodese da AIP incluem falha dos implantes, exostose periarticular excessiva (MARTIN *et al.*, 1984), risco de infecção (KNOX & WATKINS, 2006), osteoartrite da articulação interfalangeana distal (AID) (CARON *et al.*, 1990; KNOX & WATKINS, 2006) e eutanásia por miopatia pós-anestésica também já foi relatada (MacLELLAN *et al.*, 2001). Exostose na área de inserção do tendão do MEDC já foi descrita e pode ser devido à alteração na dinâmica de inserção do tendão após a artrodese (MARTIN *et al.*, 1984). Além da perda da função elástica e do movimento de deslizar do tendão quando existe formação óssea nova na região da artrodese, há ruptura de sua inserção na terceira falange quando ocorre flexão da AID (MacLELLAN *et al.*, 2001). Knox & Watkins (2006) relataram infecção em 7% das artrodeses da AIP, provavelmente associados à extensa exposição e fixação de implantes. Estudos que documentam infecção pós-cirúrgica, demonstram menor risco de infecção após fixação de parafusos pela técnica de tração, do que técnicas envolvendo aplicação de placas (MacDONALD *et al.*, 1994). Quando é utilizado placa para artrodese da AIP, a osteoartrite da AID é outra preocupação em potencial (CARON *et al.*, 1990), devido a interferência de placas muito distais no processo extensor da falange distal e no aspecto dorsal da cápsula articular da AID (KNOX & WATKINS, 2006). A doença articular degenerativa da AID também pode estar relacionada a alterações das forças fisiológicas da quartela e no processo extensor da terceira falange (MacLellan *et al.*, 2001). A menor amplitude de movimento da AIP gerada pela artrodese, é compensada principalmente pela AID (CLAYTON *et al.*, 2007). O procedimento pode diminuir a amplitude do movimento e a capacidade de absorção de choques do membro distal, resultando em aumento da pressão aplicada à AID e ao osso navicular (MacLellan *et al.*, 2001). Com objetivo de reduzir complicações relacionadas a abordagens abertas, técnicas minimamente invasivas têm sido constantemente investigadas (JAMES & RICHARDSON, 2006; JONES *et al.*, 2009; WATTS *et al.*, 2010; SEO *et al.*, 2014; HEATON *et al.*, 2019), porém sem nenhuma

unanimidade acerca do melhor tratamento, o que justifica o desenvolvimento de novas técnicas.

## 2.6 Métodos minimamente invasivos de artrodese da AIP

Técnicas cirúrgicas minimamente invasivas têm sido amplamente descritas no campo ortopédico de humanos, e subsequentemente na medicina veterinária, pois o conceito de osteossíntese biológica ganhou popularidade nas últimas décadas. Estas técnicas são defendidas por reduzir o trauma de tecidos moles e manter o suprimento sanguíneo local, minimizar a exposição do foco de fratura à contaminação pelo uso de incisões menores, reduzir o tempo cirúrgico, além de, nos casos de artrodeses, manter o suporte dos ligamentos colaterais, minimizando a necessidade de imobilização pós-operatória e diminuindo o tempo de internação e complicações pós-cirúrgicas (JAMES & RICHARDSON, 2006).

Técnicas minimamente invasivas para artrodese da AIP em equinos já foram descritas com o animal em decúbito sob anestesia geral (JAMES & RICHARDSON 2006; JONES *et al.*, 2009; WATTS *et al.*, 2010) e em estação (HEATON *et al.*, 2019) com sedação e bloqueio anestésico regional. Tanto James & Richardson (2006), quanto Jones *et al.* (2009) demonstraram sucesso utilizando uma broca direcionada em múltiplos planos para remoção parcial da cartilagem, e utilização de dois parafusos transarticulares em combinação com placa bloqueada de três ou quatro orifícios na superfície dorsal da articulação para artrodese com acesso minimamente invasivo da AIP. James & Richardson (2006) utilizaram incisão mínima de pele para os parafusos transarticulares de 5,5 mm e a placa foi posicionada por um túnel subtendinoso na linha dorsal da articulação, todo procedimento foi realizado com auxílio de fluoroscopia. Jones *et al.* (2009) fizeram uma incisão longitudinal de pele e tendão do MEDC, após dissecação, utilizaram afastadores de Gelpi para expor a superfície dorsal da articulação, e realizaram a técnica com auxílio de radiografia.

O uso da abordagem minimamente invasiva para artrodese da AIP com três parafusos transarticulares paralelos de 5,5 mm e auxílio de técnicas de anquilose assistida a laser já foi descrita com bom resultado e menor tempo cirúrgico e de hospitalização, em osteoartrites avançadas, inclusive em casos em que os procedimentos foram realizados em dois membros simultâneos (WATTS *et al.*, 2010). Heaton *et al.* (2019) descreveram o uso de abordagem minimamente invasiva para artrodese da AIP com o paciente em estação e sem nenhuma remoção de cartilagem articular, para tratamento de osteoartrite moderada a grave, unilateral e bilateral. Foram utilizados de dois a quatro parafusos corticais de 5,5 mm transarticulares, e

relatado taxa de sucesso e retorno a atividade física similar a estudos com abordagem tradicional, concluindo que pode ser uma alternativa para casos selecionados. Watkins (2020) sugere que o uso da abordagem minimamente invasiva é mais apropriado em casos de OA avançada acompanhada por perda de espaço articular e anquilose parcial.

## 2.7 Parafuso de compressão multiuso (PCM)

A utilização de fixação percutânea com parafuso canulado, com cabeça, foi relatada em humanos para o tratamento de fraturas do osso escafoide, na Alemanha, a partir de 1962 (STRELI, 1970). O parafuso de compressão sem cabeça, de passo variável, não canulado, foi originalmente desenvolvido na década de 70, também para tratar fraturas do osso escafoide por Herbert e Fisher, que demonstraram vantagens significativas de seu novo implante, sobre as técnicas convencionais (HERBERT & FISHER, 1984). Whipple (1995) desenvolveu uma versão canulada do parafuso de Hebert e Fisher, para permitir a colocação percutânea mais precisa. Com isso, na década de 90 o uso de parafuso de compressão, sem cabeça, canulado, se popularizou na medicina humana (ASSARI *et al.*, 2012) e uma grande variedade de parafusos de compressão foram projetados e estão disponíveis na atualidade; suas principais diferenças são: *design* com ou sem cabeça, canulados ou não canulados, rosqueamento total ou parcial, cônicos ou não, diâmetro do parafuso e método de compressão (GUTOW, 2007).

Entre esses parafusos de nova geração está o PCM CHARLOTTE™ de 7,0 mm. O PCM é um parafuso autoperfurante e autorrosqueante, seu *design* sem cabeça (cabeça diferenciada) gera compressão devido à diferença de passo entre as roscas proximais (cabeça) e distais (Figura 1). O implante foi projetado principalmente para fixação de fusões subtalares e do tornozelo, assim como osteotomias do calcâneo em humanos (ANDERSON *et al.*, 2015). A artrodese talonavicular (LU *et al.*, 2014) e do hálux (WANG *et al.*, 2018) também já foram relatadas com sucesso utilizando o PCM CHARLOTTE™ de 4,3 mm em humanos. Porém, ainda há poucos trabalhos publicados com o PCM CHARLOTTE™ de 7,0 mm em humanos e nenhum em medicina veterinária.

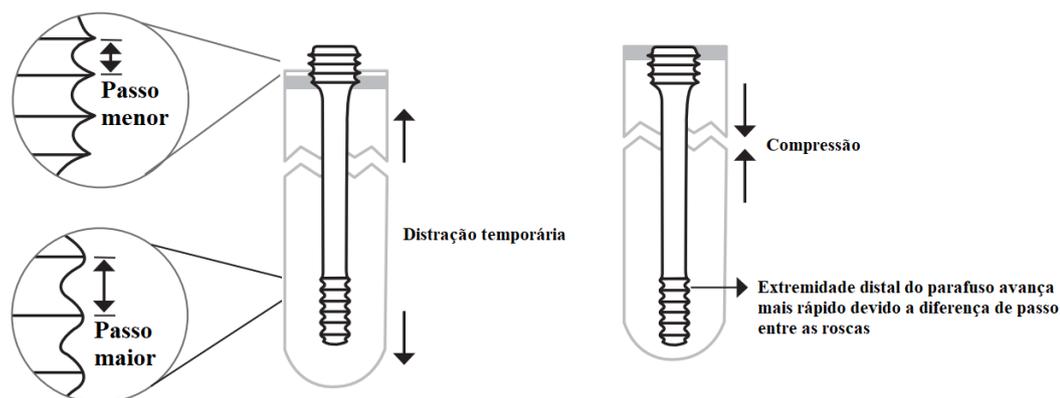


Figura 1- Método de tração do parafuso de compressão multiuso. Fonte: Adaptado de Folha de vendas Charlotte 7.0-MUC. Fonte: <https://www.orthoracle.com/content/uploads/2015/11/Charlotte-7.0-MUC.pdf>. Acesso em 24 de março 2022.

O diâmetro de rosca do PCM é de 10 mm na rosca proximal e de 7 mm na rosca distal, o diâmetro do canal que acomoda o fio guia é de 2,5 mm. Os parafusos estão disponíveis de 40-110 mm de comprimento total, com aumento gradual de 5 mm. Os PCMs de 40 e 45 mm têm 16 mm de comprimento de rosca distal, os de 50-70 mm têm 20 mm de comprimento de rosca distal, e os de 75-110 mm têm opção de 20 e 32 mm de comprimento de rosca distal (ANDERSON *et al.*, 2015).

## 2.8 Biomecânica

Mecânica é a ciência física que avalia os efeitos da força nos objetos. As propriedades mecânicas do osso são parâmetros básicos que refletem a estrutura e a função dos ossos, e podem ser medidas testando unidades anatômicas inteiras ou amostras preparadas para isolar componentes estruturais específicos. O comportamento mecânico dos ossos em situação fisiológica normal é semelhante ao de um material elástico sem alteração visível na aparência externa. O osso pode ser degradado e ainda manter suas características morfológicas por um período indeterminado. Força (F) ou carga, é a uma entidade física primária em mecânica, é um vetor mensurável, que possui magnitude, direção e ponto de aplicação. As forças agem sobre um corpo e tendem a alterar a velocidade do corpo (efeito externo) ou forma do corpo (efeito interno). Existem basicamente três tipos de forças: tração, compressão e cisalhamento. A magnitude de uma força é expressa no Sistema Internacional de Unidades (SIU) como Newtons (N), onde 1N é a força necessária para dar a massa de 1 quilograma (Kg) a aceleração de  $1 \text{ m/s}^2$  (AN *et al.*, 2000).

O osso como estrutura, não corresponde de maneira semelhante às cargas apresentadas em diferentes orientações, como exemplo, os ossos são mais fortes na compressão do que na tração. Este fenômeno de possuir propriedades direcionais chama-se anisotropia. Embora a relação entre os padrões de carga e as propriedades mecânicas dos ossos sejam extremamente complexas, geralmente a resistência e rigidez ósseas são maiores na direção em que as cargas são mais comumente e fisiologicamente impostas. Durante a atividade física diária, forças são aplicadas aos ossos em várias direções. Produzindo tração, compressão, flexão, cisalhamento, torção e carga combinada. A geometria do osso influencia no seu comportamento mecânico, por exemplo, na tração e na compressão. A carga até a falha e a rigidez do osso são proporcionais a área de secção transversal do osso, quanto maior a área, mais forte e rígido é o osso (MARKEL, 2020). Em equinos, os ensaios de compressão monotônicos até a falha são escolhidos para representar força de alta energia que podem ocorrer durante a recuperação anestésica (SOD *et al.*, 2010). A maior força compressiva no aspecto distal do membro torácico ocorre no terceiro metacarpiano durante recuperação anestésica, e atinge 20,6 kN para uma faixa de peso de 450 a 550 Kg (RYBICKI & MILLS, 1977). Já os ensaios dinâmicos não destrutivos simulam o pós-cirúrgico, quantas trocas de apoio e passos a fixação suporta, e com isso estimam aproximadamente o tempo que a técnica resiste (SOD *et al.*, 2010). Para isso, a carga axial representativa pode ser baseada no pico de força vertical conhecido nas marchas (KINGSBURY *et al.*, 1978). Em equinos evidências suportam o uso de diferentes cargas de compressões axiais para simulação apropriada de diferentes andamentos: 1.800 N (animal em estação), 3.600 N (passo), 5.400 N (trote), 10.500 N (galope) (SHAFFER *et al.*, 2022; SINGER *et al.*, 2021; SINGER *et al.*, 2015).

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivos Gerais**

Propor uma técnica minimamente invasiva de artrodese da AIP em equinos, utilizando o sistema de parafuso de compressão multiuso (PCM), canulado e sem cabeça.

#### **3.2 Objetivos Específicos**

Comparar as propriedades biomecânicas em um ensaio dinâmico e em um ensaio monotônico até a falha, da técnica proposta (dois PCMs paralelos transarticulares) com técnica já consagrada (três parafusos corticais paralelos e transarticulares) para artrodese minimamente invasiva da AIP em equinos.

#### **4. HIPÓTESES**

A hipótese do estudo é que não haveria diferença nas propriedades biomecânicas das duas técnicas, sob as condições de testes utilizados.

## **5. LIMITAÇÕES**

Devido às restrições da pandemia de Covid-19, não foi possível ter acesso à área de abate do Frigorífico que doou os membros torácicos para o estudo, portanto temos apenas estimativas de idade, gênero e peso dos animais, e não dados precisos.

## 6. MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo foi realizado após a aprovação pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) (ANEXO 1) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), sob o protocolo número 40199. Os membros utilizados no estudo foram doados por um frigorífico que atende a todas as normas éticas de bem-estar animal e normas de abate de carne equina para consumo humano, portanto, os animais não foram abatidos para a realização do estudo. O número de seis pares de membros foi estabelecido de acordo com estudos anteriores (ZOPPA *et al.*, 2011; LATORRE *et al.*, 2020; VIDOVIĆ *et al.*, 2020).

### 6.1 Amostras

Foram recebidos por doação do Frigorífico Foresta, pares de membros torácicos, de equinos da raça crioula, adultos, pesando entre 400 a 450 Kg, de ambos os sexos, segundo informação recebida pela médica veterinária responsável pelo frigorífico. Os membros foram desarticulados nas regiões metacarpo-falangeana, envoltos por compressas umedecidas com solução salina, congelados em freezer doméstico a -20°C, identificados e agrupados aos pares de acordo com o animal de origem. As peças anatômicas passaram por avaliação radiográfica para exclusão de amostras com alterações degenerativas ou traumáticas.

Previamente ao procedimento, os pares de membros foram descongelados em temperatura ambiente cobertos com compressas úmidas com solução fisiológica por doze horas. Quando prontos, foram randomizadamente (direita ou esquerda) escolhidos para realização em cada um dos lados as diferentes técnicas de artrodese, com dois parafusos canulados multiuso de 7,0 mm (2PCMs) ou com três parafusos corticais de 5,5 mm (3PCs). Os dígitos eram então fixados em um suporte de forma a simular uma cirurgia com o animal em estação. A falange proximal foi fixada ao suporte por um pino de Steinmann de 4,0 mm, inserido latero-medialmente na região proximal da falange, passando aproximadamente 5 mm do ponto mais distal do sulco sagital da falange; o casco foi parafusado ao suporte de madeira por dois parafusos, um cranial e outro palmar (figura 2).



Figura 2- Imagem de membro fixado no suporte proximalmente por um pino de Steinmann de 4,0 mm e distalmente por um parafuso dorsal e outro palmar fixando o casco ao suporte de madeira. É possível observar o equipamento de raio-x e o marcador radiográfico em forma de esfera que auxiliaram em todo o procedimento de artrodese da AIP. Fonte: Arquivo pessoal, 2022.

## 6.2 Métodos de artrodese

### 6.2.1 Tratamento 3PCs

Uma agulha foi utilizada para identificação da AIP. Outra agulha foi inserida dorsalmente, aproximadamente 17 mm proximal à AIP, mensurado com um espécimetro, para determinar o local da primeira incisão (Figura 3A). Uma incisão mínima axial foi realizada através da pele e tendão do MEDC dorsalmente para inserção do parafuso axial. Com o auxílio de um afastador Gelpi, utilizando uma broca de 5,5 mm através do guia correspondente, o orifício central de deslizamento no plano sagital mediano foi perfurado através da primeira falange (1ªF). Inicialmente a broca foi inserida perpendicular à superfície óssea dorsal da F<sup>a</sup>1, e em seguida o ângulo foi ajustado em direção à eminência palmar da segunda falange (2ªF) (Figura 3B). Após penetrar a articulação, foi utilizada uma broca de 4 mm de diâmetro com seu respectivo guia para realizar o orifício rosqueado até a cortical palmar de 2ªF (Figura 3C).

Um escareador foi usado para criar uma depressão adequada para a cabeça do parafuso no orifício de deslizamento (Figura 3D). O orifício foi medido com o auxílio do medidor de profundidade e o comprimento do parafuso foi determinado (Figura 3E). Após a limpeza do orifício com solução fisiológica, um parafuso cortical automacheante de 5,5 mm de diâmetro de rosca, e de comprimento apropriado, foi inserido manualmente com uma chave ortopédica

correspondente (Figura 3F). Em seguida, dois orifícios foram preparados aproximadamente 10 mm abaxiais ao parafuso axial, de modo semelhante ao orifício axial, porém ligeiramente divergentes no plano frontal (dorso-axial para palmaro-abaxial), conforme recomendação de Auer (2000). Ambos os parafusos foram inseridos e apertados uniformemente. Radiografias intra operatórias foram feitas para garantir a perfuração e inserção adequada dos parafusos (Figura 4).

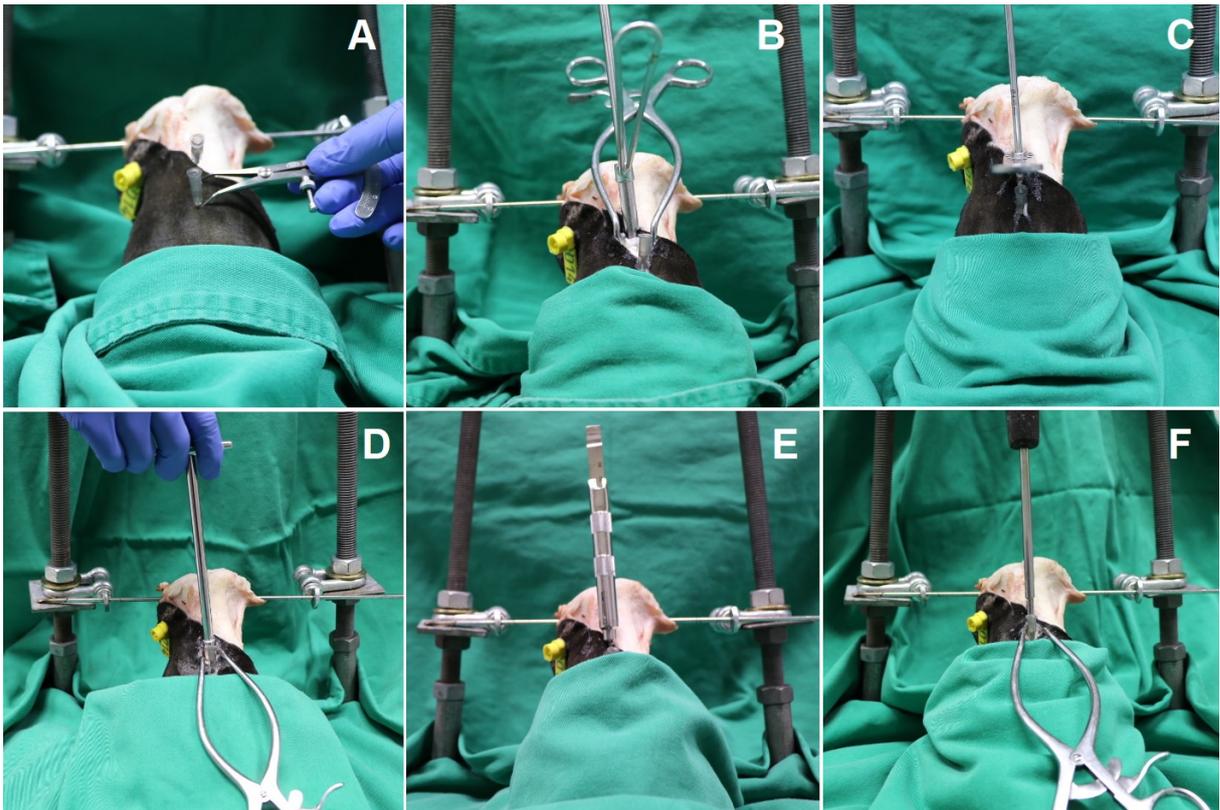


Figura 3- Imagens da sequência de procedimentos para inserção do primeiro parafuso da técnica utilizando parafusos corticais para artrodese da articulação interfalangeana proximal (AIP) de equinos: (A) identificação da AIP, mensuração e determinação do ponto de acesso; (B) perfuração do orifício de deslizamento; (C) perfuração do orifício rosqueado; (D) escarificação da cortical dorsal da primeira falange; (E) mensuração do tamanho do comprimento do orifício; (F) inserção do parafuso. Fonte: Arquivo pessoal, 2022.

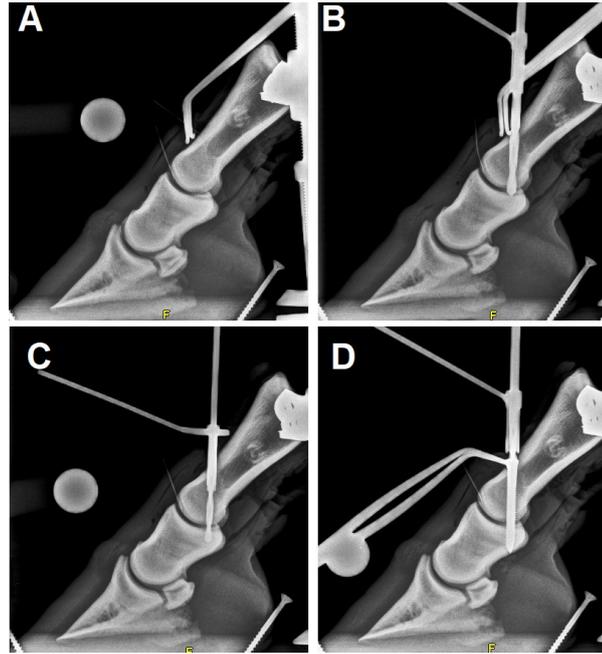


Figura 4- Radiografias realizadas durante a aplicação da técnica utilizando parafusos corticais: (A) identificação da articulação e ponto de acesso; (B) perfuração do orifício de deslizamento com broca de 5,5 mm; (C) perfuração do orifício rosqueado com broca de 4 mm; (D) primeiro parafuso inserido com comprimento adequado e realização do segundo orifício de deslizamento. Fonte: Arquivo pessoal, 2022.

### 6.2.2 Tratamento 2PCMs

A AIP foi identificada com uma agulha, os locais de incisão e perfuração foram mensurados com auxílio de espcímetro e marcados com agulhas na face dorsal da 1ªF, aproximadamente 17 mm proximal à AIP e 10 mm abaxial ao ponto médio da 1ªF. A primeira incisão mínima foi realizada através da pele e do tendão do MEDC. Foi realizado um orifício com broca de 2,5 mm de diâmetro na região dorso-distal da 1ªF em direção à eminência palmar da 2ªF, e levemente divergente no plano frontal (dorso-axial para pálmaro-abaxial), até passar cuidadosamente sua cortical palmar (Figura 5A-B). A broca foi removida e um pino-guia de 2,5 mm foi inserido no orifício. Uma broca canulada de 5 mm foi usada para fazer um orifício ao redor do pino-guia (Figura 5C). Todo o procedimento foi realizado com auxílio de avaliação radiográfica (Figura 6), assim como a mensuração do parafuso.

Um parafuso de tamanho adequado foi inserido manualmente com um introdutor com ponteira canulada apropriada (Figura 5D-E), até que a rosca proximal entrasse em contato com a cortical e, em seguida, o pino-guia foi removido. A inserção do segundo parafuso foi realizada de forma semelhante à primeira, mas equidistante no lado oposto e paralelo ao primeiro. O aperto final da rosca proximal dos dois parafusos foi feito de maneira uniforme,

de forma a realizar compressão entre a 1<sup>a</sup>F e 2<sup>a</sup>F. Todos os parafusos foram apertados pelo mesmo indivíduo.

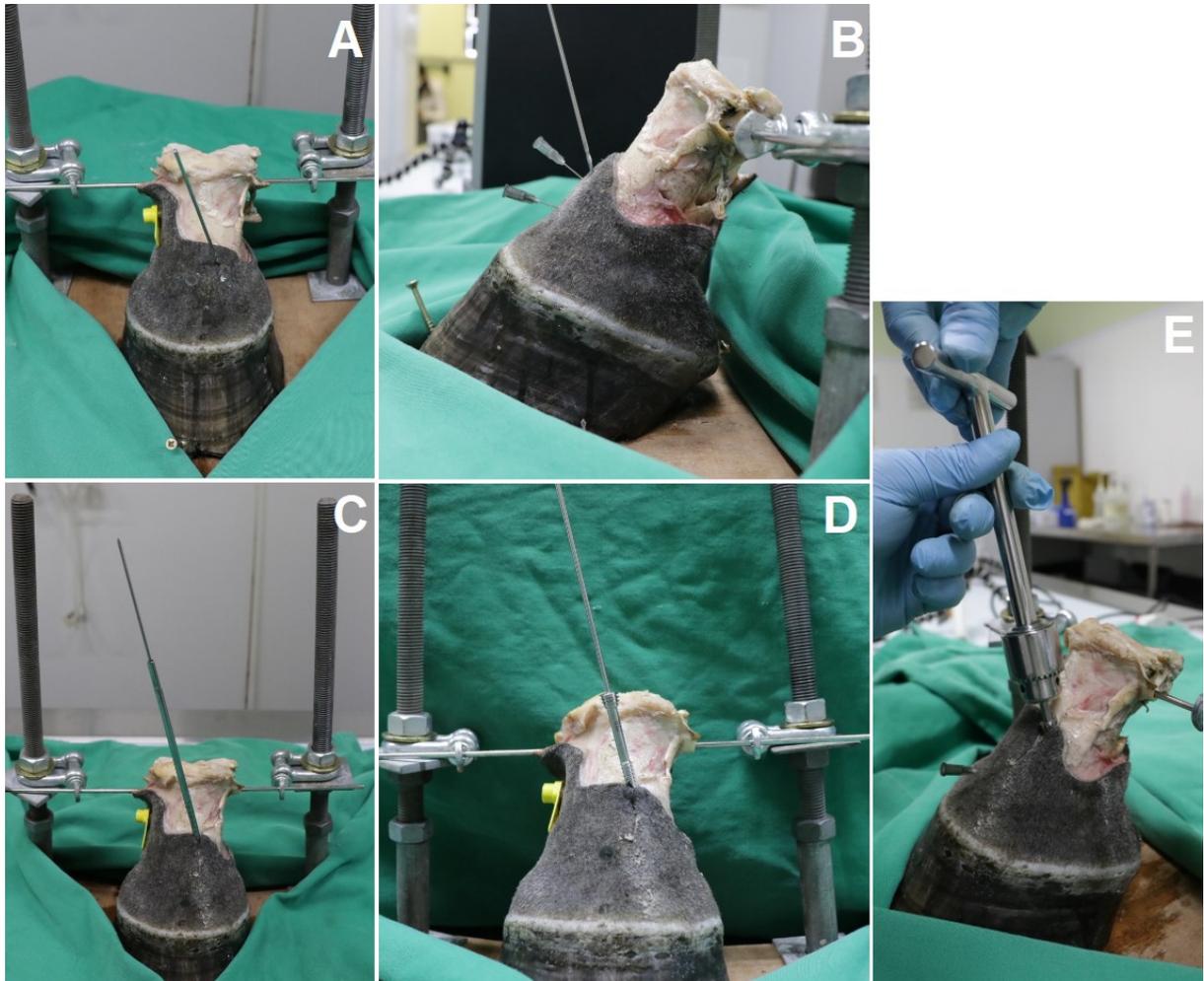


Figura 5- Imagens da sequência de procedimentos para inserção do primeiro parafuso da técnica utilizando parafusos canulados multiuso para artrodese da articulação interfalangeana proximal (AIP) de equinos: **(A)** visualização dorso-palmar do ângulo de perfuração com broca de 2,5 mm; **(B)** visualização latero-medial do ângulo de perfuração com broca de 2,5 mm; **(C)** perfuração com broca canulada de 5 mm circunjacente ao pino guia de 2,5 mm; **(D)** inserção do parafuso canulado multiuso ao pino guia; **(E)** inserção do parafuso com introdutor manual com ponteira canulada. Fonte: Arquivo pessoal, 2022.

Foram realizadas avaliações radiográficas nas incidências dorso-palmar e latero-medial em todas as amostras após os procedimentos, para avaliar a correta orientação dos implantes (Figura 7).

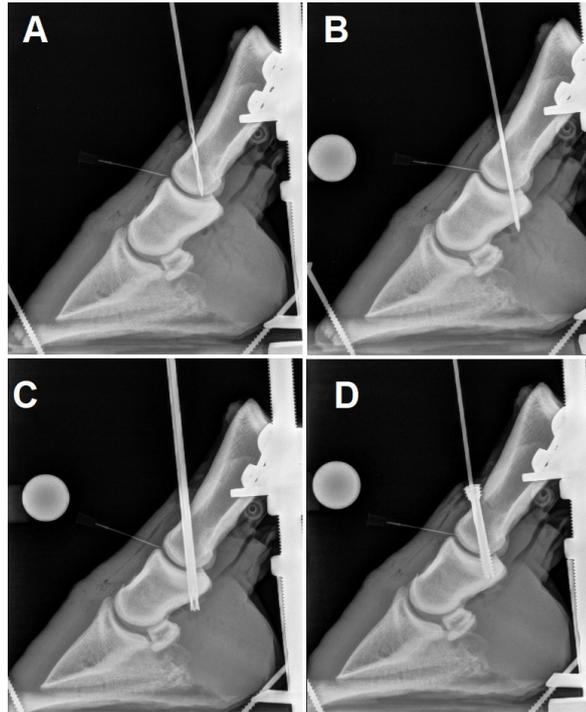


Figura 6- Radiografias realizadas durante a aplicação da técnica utilizando parafusos canulados multiuso: (A) perfuração com broca de 2,5 mm; (B) troca da broca de 2,5 mm por pino-guia de 2,5 mm; (C) perfuração do orifício com broca canulada de 5 mm; (D) inserção do primeiro parafuso canulado multiuso. Fonte: Arquivo pessoal, 2022.

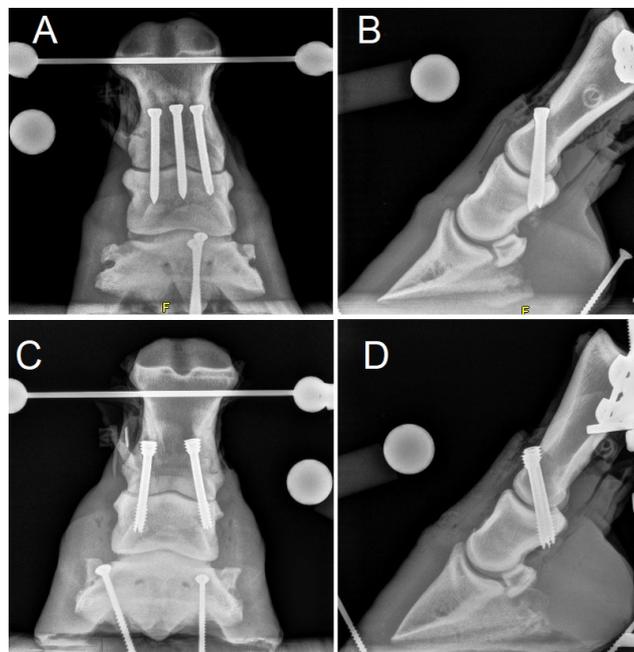


Figura 7- Radiografias pós-operatórias das duas técnicas: (A) incidência dorso-palmar da técnica utilizando três parafusos corticais; (B) incidência latero-medial da técnica utilizando três parafusos corticais; (C) incidência dorso-palmar da técnica utilizando dois parafusos canulados multiuso; (D) incidência latero-medial da técnica utilizando dois parafusos canulados multiuso. Fonte: Arquivo pessoal, 2022.

### 6.3 Preparação das amostras para o teste biomecânico

Antes do teste biomecânico, a pele, tendões, ligamentos, osso navicular e falange distal (3<sup>a</sup>F) foram cuidadosamente removidos; enquanto a 1<sup>a</sup>F e a 2<sup>a</sup>F foram mantidos intactas. A região distal da 2<sup>a</sup>F foi fixada por quatro parafusos sextavados de aço de 8 mm (PSA8) em um copo cilíndrico de ferro fundido, medindo 7 cm de diâmetro e 3 cm de altura, e foi envasado em resina acrílica autopolimerizável (RAA) com ângulo de deslocamento do eixo vertical de, aproximadamente, 7° (plano sagital). O construto foi invertido e a 1<sup>a</sup>F foi então fixado por quatro parafusos PSA8 e envasado de forma semelhante em um copo de 7 cm de diâmetro e 5 cm de altura. Após a polimerização completa da RAA, o construto foi acoplado a uma máquina de ensaio servo-hidráulica (MTS 810; MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN, EUA) com capacidade de carga de 100 kN, por meio de um parafuso central no copo (Figura 8A).

Quatro marcadores foram fixados rigidamente ao construto (dois marcadores foram fixados 8 mm proximal à AIP e 8 mm abaxial ao ponto médio de F1; dois marcadores foram fixados 8 mm distal à AIP e 8 mm abaxial ao ponto médio de F2) formando um quadrado; para medir o deslocamento da AIP e a rotação dos marcadores da AIP sobre o plano sagital (RMPS).

O deslocamento da AIP (mm) foi determinado como a média das distâncias [distância 1 (ponto 1 - ponto 2) e distância 2 (ponto 3 - ponto 4)] (Figura 8 B) entre os dois pontos de cada falange no plano axial vertical. RMPS entre o plano e três pontos de referência foi determinado usando um sistema de coordenadas por 3-2-1. Duas câmeras do ARAMIS 3D Camera Systems<sup>®</sup> com projetor de luz rastream os quatro marcadores (Figura 8 C), os dados posicionais foram capturados a 10 Hz. Os dados capturados pela célula de carga MTS foram sincronizados com os dados cinemáticos dos marcadores para obtenção da curva força *versus* deslocamento e RMPS máxima.

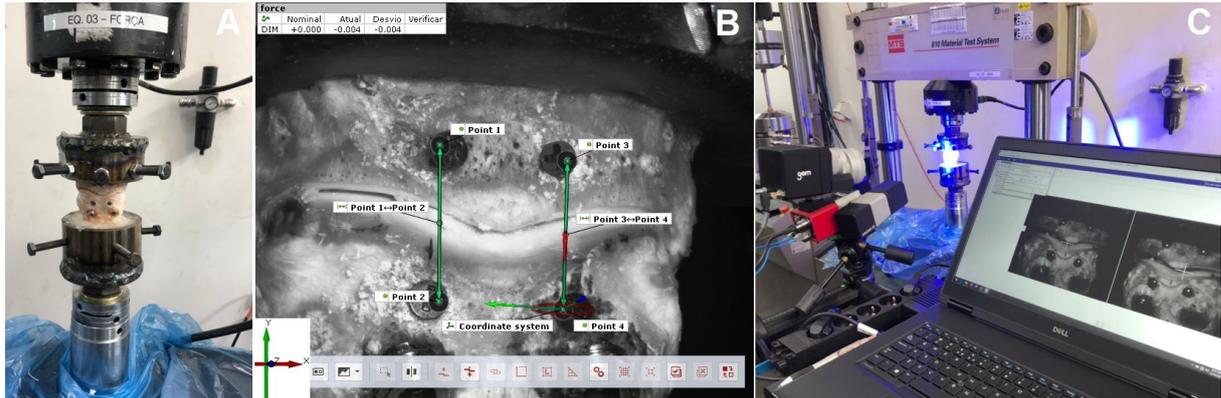


Figura 8- Ensaio biomecânico: (A) amostra envasada proximalmente e distalmente por resina acrílica autopolimerizável em copos cilíndricos personalizados e acoplados a máquina de ensaio servo-hidráulica; (B) Os quatro marcadores usados para medir o deslocamento e rotação, o deslocamento foi determinado como a média das distâncias entre o ponto 1-ponto 2 e ponto 3-ponto 4, a rotação dos marcadores foi determinada utilizando um sistema de coordenadas por três pontos; (C) duas câmeras com projetor de luz que captam as imagens da amostra e a tela com software GOM Suite que sincroniza os dados das medidas de distância e rotação dos pontos com os dados de força da máquina de ensaio servo-hidráulica. Fonte: Arquivo pessoal, 2022.

## 6.4 Teste biomecânico

As propriedades biomecânicas dos constructos foram obtidas durante um ensaio dinâmico não destrutivo seguido de um ensaio de compressão monotônico até a falha.

### 6.4.1 Ensaio dinâmico não destrutivo

O ensaio dinâmico foi constituído por ensaios alternados de testes de compressão monotônico não destrutivos e testes cíclicos de compressão senoidal. A rigidez do construto (N/mm) e a RMPS máxima (°) foram determinados para cada construto usando um teste de compressão não destrutivo com uma rampa de carregamento a uma taxa de deslocamento de 5 mm/min. Após o carregamento compressivo atingir 5.000 N, o construto foi descarregado e um teste de compressão senoidal a 6 Hz ocorreu por 8.550 ciclos usando uma amplitude de 3.600 N (0-3.600 N). Após o pré-teste de compressão (PRE), os ensaios cíclicos e de compressão não destrutivos, nessa ordem, foram repetidos 16 vezes para completar os 136.800 ciclos. Com isso, foi possível determinar a evolução das propriedades biomecânicas durante os eventos dinâmicos. A rigidez do construto foi definida como a inclinação da região linear inicial (~0-250 N) da curva força *versus* deslocamento. A RMPS máxima foi determinada como a rotação máxima obtida durante a rampa de carregamento compressivo não destrutivo.

#### 6.4.2 Ensaio de compressão monotônico até a falha

Após o final do ensaio dinâmico não destrutivo, os construtos foram submetidos a um ensaio de carga de compressão até a falha a uma taxa de deslocamento de 5 mm/min. Falha foi definida como uma queda acentuada e claramente distinguível no diagrama de força *versus* deslocamento. A carga (N), deslocamento (mm) e RMPS (°) na falha foram analisados. Também foram avaliadas as falhas ocorridas após o teste de compressão, por meio de avaliação radiográfica e confirmação com a retirada dos implantes. Foram observadas a porcentagens de parafusos que sofreram deformação plástica, e a localização das fraturas nas falanges.

#### 6.5 Avaliação radiográfica

Todos os exames radiográficos foram realizados no Setor de Diagnóstico por Imagem do Hospital de Clínicas Veterinárias da UFRGS e no mesmo aparelho de raio-x digitalizado com carga padrão. Os exames radiográficos foram realizados sempre em dois planos (dorso-palmar e latero-medial), com um dispositivo de calibração ortopédica. Foram realizados exames pré-procedimentos para excluir peças com alterações radiográficas e planejar os procedimentos; exames auxiliares durante a execução das técnicas; exames pós-procedimentos para confirmar a boa execução da técnica; e exames pós-teste biomecânico para auxiliar na verificação das falhas ocorridas nos implantes e ossos.

#### 6.6 Análise estatística

As variáveis foram analisadas pelo software SAS Enterprise 9.4. Rigidez do constructo, RMPS máxima; carga, deslocamento e RMPS na falha; e rampas foram consideradas como variáveis dependentes. Os grupos tratamento 2PCMs ou tratamento 3PCs foram considerados como variáveis independentes. Os dados foram avaliados quanto à normalidade pelo teste de Shapiro-Wilk. Variáveis com distribuição normal foram analisadas usando ANOVA de uma via. Os valores das médias foram avaliados pelo teste de Bonferroni. As variáveis que não atenderam à distribuição normal foram analisadas com o teste de Kruskal-Wallis. Os resultados são apresentados como média  $\pm$  desvio padrão (paramétrico) ou

mediana – intervalo máximo e mínimo (não paramétrico). As diferenças  $P \leq 0,05$  foram consideradas significativas.

## 7. RESULTADOS

### 7.1 Teste mecânico

A rigidez do constructo e a RMPS máxima não mostraram diferença estatística entre os grupos de tratamento 3PCs e 2PCMs em nenhuma das rampas. A rigidez (N/mm) nos grupos de tratamento 3PCs e 2PCMs, nas rampas: pré-teste (PRE); pós 8.550; 17.100; 25.650; 34.200; 42.750; 51.300; 59.850; 68.400; 76.950; 85.500; 94.050; 102.600; 111.150; 119.700; 128.250; 136.800 ciclos estão evidenciados na Tabela 1.

Tabela 1. Avaliação dos dados de rigidez (N/mm) [média  $\pm$  desvio padrão; intervalos de confiança de 95% (LI= limite inferior; LS= limite superior); e Mediana (Max-Min)] para o tratamento utilizando três parafusos corticais de 5,5 mm de diâmetro de rosca (3PCs) ou tratamento com dois parafusos canulados multiuso (2PCMs). Ensaio dinâmico não destrutivo.

|                   |       | Média $\pm$ DP            | LI        | LS        | Mediana (Max-Min)              | P     |
|-------------------|-------|---------------------------|-----------|-----------|--------------------------------|-------|
| <b>PRE</b>        | 3PCs  | 32.049,67 $\pm$ 22.924,08 | 7.992,32  | 56.107,02 | 28.229,67(66.666,67-7.777,78)  | 0.94* |
|                   | 2PCMs | 30.215,00 $\pm$ 26.812,58 | 2.076,92  | 58.353,08 | 22.500,00(83.333,33-12.340,43) |       |
| <b>Pós 8.550</b>  | 3PCs  | 31.258,80 $\pm$ 19.884,07 | 10.391,75 | 52.125,85 | 31.089,74(63.636,36-5.979,38)  | 0.32  |
|                   | 2PCMs | 20.301,17 $\pm$ 16.283,05 | 3.213,15  | 37.389,18 | 17.179,49(51.428,57-5.263,16)  |       |
| <b>Pós 17.100</b> | 3PCs  | 23.197,88 $\pm$ 13.804,18 | 8.711,27  | 37.684,48 | 21.938,46(47.272,73-6.486,49)  | 0.55  |
|                   | 2PCMs | 18.139,27 $\pm$ 14.571,98 | 2.846,92  | 33.431,62 | 15.386,97(45.000,00-2.465,75)  |       |
| <b>Pós 25.650</b> | 3PCs  | 16.912,32 $\pm$ 11.601,43 | 4.737,36  | 29.087,27 | 17.264,96(33.333,33-2.705,88)  | 0.85  |
|                   | 2PCMs | 18.509,95 $\pm$ 16.093,69 | 1.620,65  | 35.399,24 | 16.031,75(48.571,43-2.289,16)  |       |
| <b>Pós 34.200</b> | 3PCs  | 18.909,62 $\pm$ 8.105,84  | 10.403,06 | 27.416,18 | 19.354,84(31.428,57-7.000,00)  | 0.66  |
|                   | 2PCMs | 16.284,26 $\pm$ 11.398,77 | 4.321,98  | 28.246,54 | 15.079,07(35.384,62-2.591,36)  |       |
| <b>Pós 42.750</b> | 3PCs  | 19.006,82 $\pm$ 10.129,46 | 8.376,60  | 29.637,04 | 17.575,76(33.846,15-5.617,98)  | 0.53  |
|                   | 2PCMs | 15.098,81 $\pm$ 10.826,97 | 3.736,60  | 26.461,02 | 14.464,56(33.333,33-2.349,21)  |       |
| <b>Pós 51.300</b> | 3PCs  | 17.277,34 $\pm$ 7.263,70  | 9.654,55  | 24.900,13 | 18.995,73(26.666,67-6.136,36)  | 0.43  |
|                   | 2PCMs | 13.566,06 $\pm$ 8.401,22  | 4.749,52  | 22.382,59 | 14.058,51(25.263,16-2.321,43)  |       |
| <b>Pós 59.850</b> | 3PCs  | 16.203,08 $\pm$ 6.570,23  | 9.308,05  | 23.098,11 | 16.060,61(23.478,26-6.391,75)  | 0.55  |
|                   | 2PCMs | 13.687,53 $\pm$ 7.305,69  | 6.020,68  | 21.354,38 | 15.084,18(20.833,33-3.959,34)  |       |
| <b>Pós 68.400</b> | 3PCs  | 15.685,53 $\pm$ 6.623,91  | 8.734,17  | 22.636,90 | 15.448,08(24.285,71-5.287,36)  | 0.92  |

|                    |       |                    |          |           |                               |      |
|--------------------|-------|--------------------|----------|-----------|-------------------------------|------|
|                    | 2PCMs | 15.181,23±9.684,11 | 5.018,39 | 25.344,08 | 14.471,15(29.166,67-2.557,38) |      |
| <b>Pós 76.950</b>  | 3PCs  | 15.521,95±6.195,03 | 9.020,67 | 22.023,23 | 14.939,39(22.857,14-5.714,29) | 0.65 |
|                    | 2PCMs | 13.522,47±8.396,27 | 4.711,12 | 22.333,82 | 14.039,68(24.000,00-2.254,34) |      |
| <b>Pós 85.500</b>  | 3PCs  | 15.342,03±5.912,13 | 9.137,63 | 21.546,44 | 14.931,77(22.307,69-5.714,29) | 0.63 |
|                    | 2PCMs | 13.265,16±8.157,89 | 4.703,98 | 21.826,34 | 14.075,30(23.809,52-2.298,85) |      |
| <b>Pós 94.050</b>  | 3PCs  | 14.745,54±6.321,72 | 8.111,30 | 21.379,77 | 14.318,18(22.962,96-6.037,74) | 0.59 |
|                    | 2PCMs | 12.540,43±7.483,04 | 4.687,47 | 20.393,40 | 12.812,50(22.142,86-2.266,29) |      |
| <b>Pós 102.600</b> | 3PCs  | 14.670,84±6.241,09 | 8.121,22 | 21.220,47 | 14.416,67(21.818,18-4.842,11) | 0.67 |
|                    | 2PCMs | 12.788,42±8.337,38 | 4.038,88 | 21.537,96 | 12.200,44(22.857,14-2.125,34) |      |
| <b>Pós 111.150</b> | 3PCs  | 13.418,08±5.552,92 | 7.590,65 | 19.245,52 | 12.217,74(20.000,00-5.200,00) | 0.85 |
|                    | 2PCMs | 12.623,45±8.239,86 | 3.976,25 | 21.270,65 | 11.365,09(25.185,19-2.312,14) |      |
| <b>Pós 119.700</b> | 3PCs  | 14.085,73±6.651,82 | 7.105,08 | 21.066,39 | 13.649,19(22.307,69-4.901,96) | 0.66 |
|                    | 2PCMs | 12.077,08±8.428,74 | 3.231,67 | 20.922,50 | 9.750,53(22.874,81-2.058,05)  |      |
| <b>Pós 128.250</b> | 3PCs  | 13.765,13±5.492,96 | 8.000,63 | 19.529,64 | 13.127,82(20.000,00-5.050,51) | 0.68 |
|                    | 2PCMs | 11.987,00±8.701,44 | 2.855,40 | 21.118,60 | 9.247,86(22.672,22-2.081,22)  |      |
| <b>Pós 136.800</b> | 3PCs  | 13.592,21±4.978,87 | 8.367,21 | 18.817,21 | 14.262,45(19.393,94-5.048,54) | 0.73 |
|                    | 2PCMs | 12.152,34±8.587,85 | 3.139,94 | 21.164,74 | 10.506,09(22.469,64-2.051,28) |      |

\* P foi analisado pelo teste de KRUSKAL WALLIS; todos outros dados foram analisados por ANOVA.

A carga média de falha do tratamento com 3PCs foi de 46.310,00±2.890,34 N e a do tratamento 2PCMs foi de 44.867,50 ± 4.551,83 N; sem diferença estatística (P=0,79) entre os grupos. O deslocamento médio de falha para o tratamento 3PCs e 2PCMs foi de 0,59±0,16 mm e 0,79±0,16 mm, respectivamente, sem diferença estatística (P=0,41) entre os grupos. A média de RMPS na falha não mostrou diferença estatística entre os grupos de tratamento 3PCs e 2PCMs (P=0,30), com rotação de 0,29±0,05° e 0,38±0,07°, respectivamente (Tabela 2).

## 7.2 Modo de falha

Para os construtos do tratamento 2PCMs, todas as falhas ocorreram devido a fratura na 1ªF dorso distal, cinco (83,33%) de seis através do orifício do parafuso abaxial e um (16,67%) na região axial da AIP. Para as construções de tratamento 3PCs, quatro (80,00%) de cinco falhas ocorreram no orifício do parafuso axial (Figura 9) e uma (20,00%) no orifício do

parafuso abaxial, da região dorso distal da 1ªF. Um construto teve fratura cominutiva severa de 1ªF distal. Nove dos dezoito (50%) parafusos do tratamento 3PCs e sete dos doze (58,33%) parafusos do tratamento 2PCMs foram permanentemente deformados.

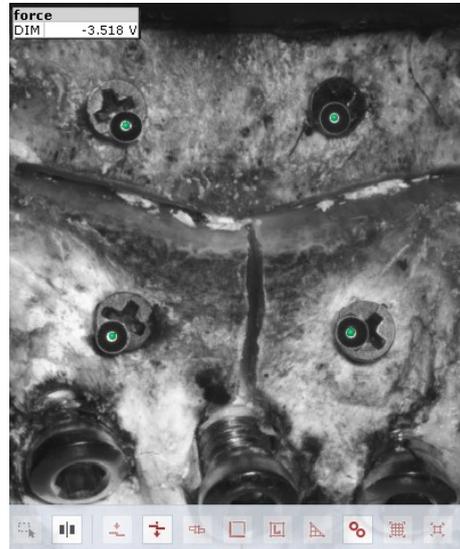


Figura 9- Modo de falha de uma amostra do tratamento 3PCs, devido a fratura na cortical dorso distal da primeira falange, da região articular ao orifício do parafuso axial.

Tabela 2. Avaliação dos dados de carga (N), deslocamento (mm) e rotação dos marcadores da AIP sobre o plano sagital (°) (RMPS) na falha [média ± desvio padrão; intervalos de confiança de 95% (LI= limite inferior; LS= limite superior)]; para o tratamento utilizando três parafusos corticais de 5,5 mm de diâmetro de rosca (3PCs) ou tratamento com dois parafusos canulados multiuso (2PCMs). Ensaio de compressão monotônico até a falha.

| Variáveis           |       | Média ± DP          | LI        | LS        | P    |
|---------------------|-------|---------------------|-----------|-----------|------|
| <b>Carga</b>        | 3PCs  | 46.310,00± 2.890,34 | 38.880,14 | 53.739,86 | 0.79 |
|                     | 2PCMs | 44.867,50± 4.551,83 | 33.166,64 | 56.568,36 |      |
| <b>Deslocamento</b> | 3PCs  | 0.59±0.16           | 0.18      | 1.01      | 0.41 |
|                     | 2PCMs | 0.79±0.16           | 0.38      | 1.19      |      |
| <b>RMPS</b>         | 3PCs  | 0.29±0.05           | 0.17      | 0.41      | 0.30 |
|                     | 2PCMs | 0.38±0.07           | 0.21      | 0.55      |      |

## 8. DISCUSSÃO

Nossa hipótese de que não haveria diferença no comportamento biomecânico entre as duas técnicas testadas foi suportada. Assim como em estudos semelhantes, utilizamos testes de compressão axial para melhor simular a biomecânica da carga fisiológica do membro equino (LATORRE *et al.*, 2020; VIDOVIĆ *et al.*, 2020). No entanto, a metodologia de ensaio mecânico neste estudo é diferente de estudos anteriores que usaram o membro total (SOD *et al.*, 2010; GUDEHUS *et al.*, 2011) ou parcial com 1<sup>a</sup>F, 2<sup>a</sup>F e 3<sup>a</sup>F (LATORRE *et al.*, 2020; VIDOVIĆ *et al.*, 2020; ZOPPA *et al.*, 2011). Para nossas amostras, utilizamos apenas a 1<sup>a</sup>F e 2<sup>a</sup>F, para que não houvesse distribuição de carga em outras articulações do membro na compressão axial, possibilitando avaliar a força *versus* deslocamento que atuou na região específica da AIP. Ademais, consideramos o deslocamento apenas da região da AIP delimitada pelos marcadores ópticos e não o deslocamento obtido através da máquina de ensaio mecânico, para ter as propriedades biomecânicas focadas na região de interesse. Portanto, não é possível fazer comparações quantitativas dos resultados deste estudo com estudos anteriores que utilizaram outros protocolos de ensaios.

A orientação do constructo com um ângulo de deslocamento de, aproximadamente, 7° do eixo vertical no plano sagital, foi realizado para gerar compressão na face cranial e tensão na face caudal, de forma semelhante à utilizada por Zoppa *et al.* (2011) com a diferença que usaram 15°. Nossa metodologia de ensaio biomecânico foi semelhante à utilizada por Zoppa *et al.* (2011) onde todos os construtos foram testados ciclicamente e posteriormente até a falha. Um teste de compressão senoidal usando uma amplitude de carga de 3.600 N foi selecionado para representar uma carga de caminhada, com base no pico de força vertical conhecido nessas marchas (KINGSBURY *et al.*, 1978). As evidências suportam o uso da carga selecionada como uma simulação apropriada para a marcha de caminhada (CHATEAU *et al.*, 2009), e é a carga utilizada em estudos recentes (SHAFFER *et al.*, 2022; SINGER *et al.*, 2021).

O número de 136.800 ciclos foi escolhido para representar aproximadamente um mês de pós-cirúrgico, considerando que a atividade média do membro anterior equino, em um período de 24 horas, é de 190±184 passos/h (McDUFFEE *et al.*, 2000). Portanto, PRE representa o pós-operatório imediato, e cada rampa de 8.550 ciclos representa aproximadamente mais dois dias. Após 136.800 ciclos, cada construção foi carregada até a falha usando um protocolo de controle de deslocamento a uma taxa de deslocamento de 5 mm/minuto. Esta taxa de carregamento é inferior às utilizadas nos estudos de SOD *et al.*

(2010) e GUDEHUS *et al.* (2011), visto que no presente trabalho foram utilizados apenas a 1ªF e 2ªF enquanto nos precedentes foram realizados testes utilizando os membros inteiros.

A abordagem percutânea em estação para artrodese da AIP é uma alternativa para cavalos com osteoartrite moderada a grave. Os principais benefícios deste procedimento dignos de nota são: menor custo [a abordagem tradicional é aproximadamente duas vezes mais cara do que a abordagem em estação, em casos atendidos na *Washington State University* (HEATON *et al.*, 2019)], não tem necessidade de anestesia geral, a artrodese bilateral pode ser realizada no mesmo dia, não é necessária a imobilização do membro; e tem taxa de sucesso de 72,73% para retorno ao trabalho em nível igual ou superior ao anterior à cirurgia (HEATON *et al.*, 2019).

O *design* dos parafusos sem cabeça resulta em menor irritação de tecidos moles e menor formação de calo dorsal indesejável (WOLKER *et al.*, 2009). O sistema de parafusos canulados apresenta algumas vantagens adicionais como: permitir inserção mais precisa do implante; poder ser inseridos por via percutânea diminuindo a contaminação do sítio cirúrgico; reduzir a chance de erros de angulação (DUNDON *et al.*, 2014), evitando assim maior perda óssea e conseqüentemente menor “pega” do parafuso causada pela perfuração de um novo orifício (COLLINGE *et al.*, 2006). No entanto, o canal guia no centro de um parafuso canulado diminui sua resistência (MULON *et al.*, 2020), e todas essas vantagens não justificam seu uso, caso o implante reduza as propriedades biomecânicas da técnica cirúrgica (GUDEHUS *et al.*, 2011).

Técnicas para melhorar a resistência de parafusos canulados com materiais facilmente disponíveis para cirurgias ortopédicas são estudadas para prevenir falhas de implantes no pós-operatório. O preenchimento do canal guia com um pino ortopédico (SHIH *et al.*, 2015) ou com cimento ortopédico a base de polimetil-metacrilato (PMMA) (MULON *et al.*, 2020) aparentemente não fornece suporte suficiente para melhorar as propriedades mecânicas dos parafusos canulados (SHIH *et al.*, 2015; MULON *et al.*, 2020), porém o preenchimento do canal-guia com cimento PMMA combinado com pino ortopédico contribui para aumentar a rigidez do implante, por eliminar quaisquer vazios entre o parafuso e o pino, melhorando a distribuição da força ao longo de todo comprimento do implante (MULON *et al.*, 2020).

É imperativo usar parafusos com vida de fadiga longa o suficiente para permitir a anquilose da articulação, onde as forças podem ser transferidas para o osso (DUNDON *et al.*, 2014). Todos os construtos testados resistiram a 136.800 ciclos (com amplitude de carga de 3.600 N) sem falha, o que representa aproximadamente um mês após a cirurgia. Durante o

teste dinâmico não destrutivo, não houve diferenças estatísticas para a rigidez do construto e RMPS máxima entre os grupos de tratamento 3PCs e 2PCMs nas rampas analisadas.

Subsequentemente, no ensaio de compressão monotônico até a falha, as cargas médias de falha foram  $46.310,00 \pm 2.890,34$  N e  $44.867,50 \pm 4.551,83$  N para os tratamentos 3PCs e 2PCMs, respectivamente, sem diferença estatística ( $P=0,79$ ) entre os grupos. Ademais, o ensaio de compressão até a falha demonstrou que as fraturas ósseas ocorreram na região distal da 1ªF apontam para uma fragilização da cortical dorso-distal pelos orifícios realizados para inserção dos parafusos, consistente com estudos anteriores (SOD *et al.*, 2010; GUDEHUS *et al.*, 2011). Zert *et al.* (2013) e Kol'vek *et al.* (2021) relataram em potros a técnica com três parafusos corticais de 4,5 mm transarticulares modificada, com a inserção do parafuso axial da região dorso proximal da 2ªF para região palmar distal da 1ªF. É uma opção que pode diminuir a fragilidade da cortical dorsal da 1ªF, porém a proximidade do recesso dorsal da AID e a banda coronária do casco são limitações, e um aspecto crítico que deve ser considerado na técnica é o relato de instabilidade e quebra do parafuso axial de 4,5 mm em animais com mais de 400 Kg (Kol'vek *et al.*, 2021). O ensaio de compressão até a falha ainda demonstrou deformação permanente de 58,33% dos parafusos canulados e 50% dos parafusos corticais, porém nenhum parafuso quebrou, díspar ao evidenciado por Sod *et al.*, (2010) onde todos os parafusos de 5,5 mm deformaram na técnica com três parafusos transarticulares paralelos.

Nosso objetivo foi usar o parafuso canulado para realizar uma abordagem percutânea em estação. A técnica cirúrgica descrita para inserção de parafusos canulados em humanos utiliza apenas um fio K guia de 2,5 mm. Para artrodese da AIP em equinos, é impraticável inserir um fio K guia de 2,5 mm da cortical dorsal da 1ªF até a eminência palmar da 2ªF, por ter que penetrar em corticais espessas e duras, o fio guia perde o fio e não consegue avançar até a cortical palmar de 2ªF. Portanto, primeiro foi feito um orifício com uma broca de 2,5 mm para depois inserir o fio guia. Desaconselhamos utilizar a broca de 2,5 mm como guia, pois quando as lâminas de corte das duas brocas se sobrepõem, a lâmina de corte da broca canulada pode “rasgar”. Retirar a broca e inserir o fio K guia pode ser difícil na abordagem em estação, pois com qualquer movimento do membro do cavalo, o orifício pode ser perdido, e esta é uma importante limitação da técnica. Um fio guia de 2,5 mm de diâmetro com ponta broca pode ser uma solução, porém mesmo com uma lâmina de corte curta, a lâmina de corte do fio guia deverá passar a cortical palmar da 2ªF, e estruturas importantes do sistema locomotor poderão ser danificadas, como a bolsa podotrocLEAR com o osso navicular e suas estruturas associadas.

Embora o número de passos para inserção dos parafusos em cada técnica seja equivalente, a utilização apenas de dois parafusos canulados pode ser um fator interessante para técnicas minimamente invasivas com o animal em estação, pois o menor número de implantes pode influenciar no menor tempo de realização da técnica. Embora este fator não tenha sido quantificado no presente estudo, é possível estimar que quando a curva de aprendizado estiver completa nas duas técnicas, a inserção de um parafuso a menos resultará em menor tempo para finalizar a técnica que demanda menos parafusos.

Entretanto, apesar da técnica com parafusos canulados possuírem propriedades biomecânicas equivalentes à tradicional com parafusos corticais, são necessários mais estudos e ajustes na etapa de perfuração do pino guia, antes da aplicação clínica com abordagem em estação.

## 9. CONCLUSÃO

Nossos resultados suportam a hipótese de que a utilização de dois parafusos canulados de compressão multiusos, de 7 mm, sem cabeça, fornecem propriedades mecânicas semelhantes a três parafusos corticais de 5,5 mm; inseridos transarticulares e ligeiramente divergentes para artrodese da AIP de equinos, nas condições de testes utilizadas.

## REFERÊNCIAS

AHERN, B.J.; SHOWALTER, B.L.; ELLIOTT, D.M.; RICHARDSON, D.W.; GETMAN, L.M. In vitro biomechanical comparison of a 4.5 mm narrow locking compression plate construct versus a 4.5 mm limited contact dynamic compression plate construct for of the equine proximal interphalangeal joint. *Vet. Surg.* v. 42, p. 335-339, 2013.

ANDERSON, R.; COHEN, B.; DAVIS, W. H. Product information and intended use. In: Charlotte 7.0 multi-use compression screw system. Wright medical technology. p. 4-6, 2015.

AN, Y.; BARFIELD, W.R.; DRAUGHN, R.A. Basic Concepts of Mechanical Property Measurement and Bone Biomechanics. In: *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*. CRC Press, p. 23-40, 2000.

ASSARI, S.; DARVISH, K.; ILYAS, A.M. Biomechanical analysis of second-generation headless compression screws. *Injury.* v. 43, n.7, p. 1159–65, 2012.

AUER, J.A. Proximal interphalangeal arthrodesis: screw fixation. In: *AO Principles of Equine Osteosynthesis Eds 1*. Thieme, p. 221-231, 2000.

CARMALT, J.L.; DELANEY, L.; WILSON, D.G. Arthrodesis of the proximal interphalangeal joint in the horse: A cyclic biomechanical comparison of two and three parallel cortical screws inserted in lag fashion. *Vet. Surg.* v. 39, p. 91–94, 2010.

CARON, J.P.; FRETZ, P.B.; BAILEY, J.V.; BARBER, S.M. Proximal interphalangeal arthrodesis in the horse, a retrospective study and a modified screw technique. *Vet. Surg.* v. 19, p. 196-202, 1990.

CHATEAU, H.; ROBIN, D.; SIMONELLI, T.; PACQUET, L.; POURCELOT, P.; FALALA, S.; DENOIX, J. M.; CREVIER-DENOIX, N. Design and validation of a dynamometric horseshoe for the measurement of three-dimensional ground reaction force on a moving horse. *J. Biomech.* v. 42, p. 336-340, 2009.

CLAYTON, H.M.; SHA, D.H.; STICK, J.A.; ROBINSON, P. 3D kinematics of the interphalangeal joints in the forelimb of walking and trotting horses. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* v. 20, p. 1-7, 2007.

COLLINGE, C.; HARTIGAN, B.; LAUTENSCHLAGER, E.P. Effects of surgical errors on small fragment screw fixation. *J. Orthop Trauma.* v. 20, p. 410-423, 2006.

DORNALD'S, W.A.N. *Dorland's Illustrated Medical Dictionary*. Philadelphia, PA: Elsevier. 2003.

DUNDON, J.M.; GOULD, G.C.; HERBENICK, M.A.; HAMILTON, J.A. Cannulated screw with solid core insert: stronger than cannulated screws. *Am. J. Orthop.* v. 43, p. 191-193, 2014.

FRISBIE, D.D. *Synovial Joint Biology and Pathobiology*. In: *Equine Surgery Eds 4*. Elsevier Sanders, p. 1123-1130, 2012.

GENETZKY, R.M. Comparison of two surgical procedures for the arthrodesis of proximal interphalangeal joint in horses. A thesis submitted of the requirements for the degree master of science. Kansas State University, 1979.

GETTY, R. *Sisson as Grossman's The anatomy of the Domestic Animals Eds. 5* W. B. Saunders, 1975.

GUDEHUS, T.; SOD, G.A.; RIGGS, L.M.; MITCHELL, C.F.; MARTIN, G.S. An in vitro biomechanical comparison of equine proximal interphalangeal joint arthrodesis techniques: two parallel transarticular headless tapered variable pitch screws versus two parallel transarticular ao cortical bone screws inserted in lag fashion. *Vet. Surg.* v. 40, p. 261–265, 2011.

GUTOW, A.P. Percutaneous fixation of scaphoid fractures. *J. Am. Acad. Orthop Surg.* v. 15, p. 474-485, 2007.

HEATON, K.; FARNSWORTH, K.D.; SOUZA, C.R.S.; JONES, A.R.E. A Standing Percutaneous Technique for Proximal Interphalangeal Joint Arthrodesis in Twelve Horses (2014–2017). *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* v. 32, n.2, p. 165-170, 2019.

HERBERT, T.J.; FISHER, W.E. Management of the fractured scaphoid using a new bone screw. *J. Bone Joint Surg. Br.* v. 66, p. 114, 1984.

HERTHEL, T.D.; RICK, M.C.; JUDY, C.E.; COHEN, N.D.; HERTHEL, D.J. Retrospective analysis of factors associated with outcome of proximal interphalangeal joint arthrodesis in 82 horses including Warmblood and Thoroughbred sport horses and Quarter Horses (1992–2014). *Equine Vet. J.* v. 48, p. 557-564, 2015.

HICKS, R. B.; GLASS, K. G.; WATKINS, J. P. Proximal interphalangeal locking compression plate for pastern arthrodesis in horses. *Equine Vet. J.* 2021.

JAMES, F.M.; RICHARDSON, D.W. Minimally invasive plate fixation of lower limb injury in horses: 32 cases (1999–2003). *Equine Vet. J.* v. 38, p. 246–251, 2006.

JONES, P.; DELCO, M.; BEARD, W.; LILLICH, J.D.; DESORMAUX, A. A limited surgical approach for pastern arthrodesis in horses with severe osteoarthritis. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* v. 22, n. 4, p. 303–308, 2009.

KAINER, R. A. Functional Anatomy of Equine Locomotor Organs. In: Adam's Lameness in horses Eds 5. Lippincott Williams and Wilkins, p. 1-72, 2002.

KINGSBURY, H. B.; QUDDUS, M. A.; ROONEY, J. R.; GEARY, J. E. A laboratory system for production of flexion rates and forces in the forelimb of the horse. *Am. J. Vet. Res.* v. 39, p. 365-369, 1978.

KNOX, P.M.; WATKINS, J.P. Proximal interphalangeal joint arthrodesis using a combination plate-screw technique in 53 horses (1994–2003). *Equine Vet. J.* v. 38, n. 6, p.538-542. 2006.

KOL'VEK, F.; KREŠÁKOVÁ, L.; VDOVIÁKOVÁ, K.; MEDVECKÝ, Ľ.; ŽERT, Z. Modified Proximal Interphalangeal Joint Arthrodesis in a Yearling Filly with an Osseous Cyst-Like Lesion in the Proximal Phalanx. *Animals* v. 11, n.4, p. 948, 2021.

LATORRE, C.A.S.; DE SOUZA, A.F.; RAMOS, P.A.R.; NÓBREGA, F.S.; VAN DE GRAAF, G.M.M.; PEREIRA, C.A.M.; FERRIGNO, C.R.A.; HENDRICKSON, D.A.; DE ZOPPA, A.L.D.V. Comparison of a 3-hole 4.5-mm dynamic compression plate and a 7-hole 5.5-mm Y locking compression plate for arthrodesis of the proximal interphalangeal joint in horses - An ex vivo biomechanical study. *J. Equine Vet. Sci.* v. 94, p. 103252, 2020.

LISCHER, A.J.; AUER, J.A. Arthrodesis Techniques. In: *Equine Surgery* Eds 4. Elsevier Sanders, p. 1130-1147, 2012.

LU, C.K.; FU, Y.C. CHENG, Y.M.; HUANG, P.J. Isolated talonavicular arthrodesis for Muller-Weiss disease. *Kaohsiung J. Med. Sci.* v. 30, p.471–476, 2014.

MacDONALD, D.G.; MORLEY, P.S.; BAILEY, J.V. An examination of the occurrence of surgical wound infection following routine orthopedic surgery (1981–1990). *Equine Vet. J.* v. 26, p.323–326, 1994.

MacLELLAN, K.N.M.; CRAWFORD, W.H.; MACDONALD, D.G. Proximal interphalangeal joint arthrodesis in 34 horses using two parallel 5.5-mm cortical bone screws. *Vet. Surg.* v.30, p. 454-459. 2001.

McDUFFEE, L.A.; STOVER, S.M.; COLEMAN, K. Limb loading activity of adult horses confined to box stalls in an equine hospital barn. *Am. J. Vet. Res.* v. 61, p. 234–237, 2000.

McILWRAITH, C. W. Diseases of joints, tendons, ligaments, and related structures. In: *Adam's Lameness in horses* Eds 5. Lippincott Williams and Wilkins, p. 459-469, 2002.

MARKEL, M.D.; Fracture Biomechanics. In: *Equine Fracture Repair* Eds 2. Hoboken: John Wiley & Sons, p. 12-23, 2020.

MARTIN, G.S.; MCILWRAITH, C.W.; TURNER, A.S.; NIXON, A.J; STASHAK, T.S. Long-term results and complications of proximal interphalangeal arthrodesis in horses. *J. Am. Vet. Med. Ass.* v. 184, p. 1136-1140, 1984.

MULON, P. Y.; ZARZOSA, M.; HARPER, D. P.; ANDERSON, D. E. Assessment of two augmentation techniques on the mechanical properties of titanium cannulated bone screws. *Am. J. Vet. Res.* v. 81, n. 2, p. 116-121, 2020.

NICKEL, R.; SCHUMMER, A.; WILLE, K.H. Digital joints of the horse. In: *The anatomy of the domestic animals: The locomotor system of the domestic mammals.* Verlag Paul Parey, p. 197–201, 1986.

READ, E.K.; CHANDLER, D.; WILSON, D.G.; Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint: a mechanical comparison of 2 parallel 5.5 mm cortical screws and 3 parallel 5.5 mm cortical screws. *Vet. Surg.* v. 34, p. 142–147, 2005.

RYBICKI, E.F; MILLS, E.J. In vitro and analytical studies of forces and moments in equine long bones. *J. Biomech.* v. 10, p. 701–705, 1977.

SCHAER, T.P.; BRAMLAGE, L.R.; EMBERTSON, R.M; HANCE, S. Proximal interphalangeal arthrodesis in 22 horses. *Equine Vet. J.* v. 33, p. 360-365, 2001.

SCHNEIDER, R. K.; BRAMLAGE, L. R.; HARDY, J. Arthrodesis of the distal interphalangeal joint in two horses using three parallel 5.5 cortical screws. *Vet. Surg.* v. 22, p. 122– 128, 1993.

SEO, J.P.; YAMAGA, T. Minimally invasive proximal interphalangeal joint arthrodesis using a locking compression plate and a tissue engineering in horses: a pilot study. *Can. Vet. J.* v. 55, p. 1050-1056, 2014.

SHIH, K. S.; HSU, C. C.; HOU, S. M.; YU, S. C.; LIAW, C. K. Comparison of the bending performance of solid and cannulated spinal pedicle screws using finite element analyses and biomechanical tests. *Med. Eng. Phys.* v. 37, n. 9, p. 879-884, 2015.

SHAFFER, S.K.; SHELLY, K.; GARCIA, T.C.; SAMOL, M.A.; HILL, A.E.; FYHRIE, D.P.; STOVER, S.M. In vitro motions of the medial and lateral proximal sesamoid bones under mid-stance load conditions are consistent with racehorse fracture configurations. *J. Biomech.* v. 130, p. 110888, 2022.

SINGER, E.; GARCIA, T.; STOVER, S. Hoof position during limb loading affects dorsoproximal bone strains on the equine proximal phalanx. *J. Biomech.* v. 48, p. 1930-1936, 2015.

SINGER, E.; GARCIA, T.; STOVER, S. How does bone strain vary between the third metacarpal and the proximal phalangeal bones of the equine distal limb? *J. Biomech.* v. 123, p. 110455, 2021.

SISSON, S. Equine syndesmology: articulations of the manus. In: *Sisson and Grossman's the anatomy of the domestic animals* Eds 5. WB Saunders, p. 355–62, 1975.

SOD, G.A.; RIGGS, L.M.; MITCHELL, C.F.; HUBERT, J.D.; MARTIN, G.S. An in vitro biomechanical comparison of equine proximal interphalangeal joint arthrodesis techniques: an axial positioned dynamic compression plate and two abaxial transarticular cortical screws inserted in lag fashion versus three parallel transarticular cortical screws inserted in lag fashion. *Vet. Surg.* v. 39, p. 83-90, 2010.

SOD, G.A.; RIGGS, L.M.; MITCHELL, C.F.; MARTIN, G.S. A mechanical comparison of equine proximal interphalangeal joint arthrodesis techniques: an axial locking compression plate and two abaxial transarticular cortical screws versus an axial dynamic compression plate and two abaxial transarticular cortical screws. *Vet. Surg.* v. 40, p. 571-578, 2011.

SOUZA, A. F.; DE MORAES MARCONDES, G.; PARETSIS, N. F.; CORRÊA, R. R.; SPAGNOLO, J. D.; DE ZOPPA, A. L. D. V. Proximal interphalangeal arthrodesis in seven horses: A retrospective study in Brazil. *Cienc Rural.* v. 51, n. 6. p. 1-8, 2021.

STRELI, R. Percutaneous screwing of the navicular bone of the hand with a compression drill screw (a new method) [German]. *Zentralbl Chir.* v. 95, p. 1060-1078, 1970.

TODHUNTER, R. J. Anatomy and physiology of synovial joints. In: *Eds. Joint Disease in the Horse*. WB Saunders, p. 1-48, 1996.

VIDOVIĆ, A.; JANSEN, D.; SCHWAN, S.; GOLDSTEIN, A.; LUDTKA, C.; BREHM, W. Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint: A biomechanical comparison of 2 different LCP systems. *Tierärztl. Praxis Grosstiere.* v. 48, p. 25-34, 2020.

WANG, C.; GENG, X.; WANG, X.; MA, X. ZHANG, C. HUANG, J. Arthrodesis for treatment of intra-articular synovial cysts of the hallux interphalangeal joint. *J Foot Ankle Surg.* v. 57, n. 6, p. 1221-1224, 2018.

WATKINS, J. P. Arthrodesis of the Proximal Interphalangeal Joint. In: *Equine Fracture Repair* Eds 2. Hoboken: John Wiley & Sons, p. 277-294, 2020.

WATT, B.; EDWARDS, R.; MARKEL, M. Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint: a biomechanical comparison of three 4.5-mm and two 5.5-mm cortical screws. *Vet. Surg.* v.30, n.3, p. 287–94., 2001.

WATTS, A.E.; FORTIER, L.A.; NIXON, A.J.; DUCHARME, N.G. A technique for laser-facilitated equine pastern arthrodesis using parallel screws inserted in lag fashion. *Vet. Surg.* v. 39, p. 244–253, 2010.

WHIPPLE, T.L. Stabilization of the fractured scaphoid under arthroscopic control. *Orthop. Clin. North. Am.* v. 26, p. 749-754, 1995.

WOLKER, R.R.; CARMALT, J.L.; WILSON, D.G. Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint: a biomechanical comparison of two parallel headless, tapered, variable-pitched, titanium compression screws and two parallel 5.5 mm stainless-steel cortical screws. *Vet. Surg.* v. 38, p. 861–867, 2009.

YOVICH, J.V.; TURNER, A.S.; SMITH, F.W. Holding power of orthopedic screws in equine third metacarpal and metatarsal bones. *Vet. Surg.* v. 14, p. 221-229, 1985.

ZERT, Z.; KRISOVA, S.; ZUFFOVA, K. Pastern joint arthrodesis using two paraaxial and one axial crossed lag screws: A case report. *Vet. Med.* v. 58, p. 322-326, 2013.

ZOPPA, A.L.; SANTON, I.B.; PUTTLITZ, C.M.; COCHRAN, K.; HENDRICKSON, D.A. Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint: A biomechanical comparison of 3-hole 4.5 mm locking compression plate and 3-hole 4.5 mm narrow dynamic compression plate, with two transarticular 5.5 mm cortex screws. *Vet. Surg.* v. 40, p. 253–259, 2011.

## ANEXO 1



**PRÓ-REITORIA DE PESQUISA**  
**COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS**

**CARTA DE CIÊNCIA**

**Projeto N°:** 40199

**TÍTULO:** ARTRODESE MINIMAMENTE INVASIVA DA ARTICULACAO INTERFALANGEANA PROXIMAL DE EQUINOS

**Equipe UFRGS:**

JAKSON MANFREDINI VASSOLER - Coordenador - desde 01/08/2021 com término previsto em 31/07/2022

MARCELO MELLER ALIEVI - Coordenador - desde 01/08/2021 com término previsto em 31/07/2022

Nome: Aires Santana Rumpel

Ensino: doutorado - Início: 01/08/2021 Previsão de término: 31/07/2022

Nome: Anderson Luiz De Carvalho

Ensino: doutorado - Início: 01/08/2021 Previsão de término: 31/07/2022

Nome: Inácio Bernhardt Rovaris

Ensino: doutorado - Início: 01/08/2021 Previsão de término: 31/07/2022

Nome: Beatriz Persici Maronese

Ensino: mestrado - Início: 01/08/2021 Previsão de término: 31/07/2022

Nome: ISABELLA TEIXEIRA CAÇAPIETRA PIRES DA SILVA

Ensino: mestrado - Início: 01/08/2021 Previsão de término: 31/07/2022

A Comissão De Ética No Uso De Animais está ciente da execução do mesmo em reunião realizada em 08/03/2021 – Reunião CEUA/ UFRGS via ambiente virtual - Plataforma UFRGS - Meconf , no qual serão utilizados pares de membros anteriores, de equinos Puro Sangue de Corrida abatidos de acordo com as normas do Ministério da Agricultura, doados pelo Frigorífico Floresta, localizado no Passo do Pedroso, em São Gabriel, em seus aspectos éticos e metodológicos, de acordo com os preceitos das Diretrizes e Normas Nacionais e Internacionais, especialmente a Lei 11.794 de 08 de novembro de 2008, o Decreto 6899 de 15 de julho de 2009, e as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), que disciplinam a produção, manutenção e/ou utilização de animais do filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem) em atividade de ensino ou pesquisa.

Porto Alegre, 18 de março de 2021

  
 Alexandre Tavares Duarte de Oliveira  
 Coordenador da CEUA/UFRGS