

**UFRRJ**  
**INSTITUTO DE VETERINÁRIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA**  
**PATOLOGIA E CIÊNCIAS CLÍNICAS**

**DISSERTAÇÃO**

**ESTUDO DA VIABILIDADE DE CONFECÇÃO E APLICAÇÃO DE  
IMPLANTE ORTOPÉDICO SIMILAR À HASTE INTRAMEDULAR  
BLOQUEADA PRODUZIDO EM ÁCIDO POLILACTICO (PLA), IMPRESSOS EM  
IMPRESSORA 3D E IMPLANTADOS COM AUXÍLIO DE FLUOROSCOPIA EM  
TIBIO-TARSOS DE GALINHAS DOMÉSTICAS (*Gallus gallus domesticus* –  
*LINNAEUS 1758*) EX-VIVO**

**Julio Almeida Alencar Matos de Arruda**

**2023**



**UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO RIO DE JANEIRO INSTITUTO DE  
VETERINÁRIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA  
(PATOLOGIA E CIÊNCIAS CLÍNICAS)**

**ESTUDO DA VIABILIDADE DE CONFEÇÃO E APLICAÇÃO DE IMPLANTE  
ORTOPÉDICO SIMILAR À HASTE INTRAMEDULAR  
BLOQUEADA PRODUZIDO EM ÁCIDO POLILACTICO (PLA), IMPRESSOS EM  
IMPRESSORA 3D E IMPLANTADOS COM AUXÍLIO DE FLUOROSCOPIA EM  
TIBIO-TARSOS DE GALINHAS DOMÉSTICAS (*Gallus gallus domesticus* –  
*LINNAEUS 1758*) EX-VIVO**

**JULIO ALMEIDA ALENCAR MATOS DE ARRUDA**

*Sob a Orientação do Professor*  
**Daniel de Almeida Balthazar**

Dissertação submetida como requisito parcial  
para obtenção do grau de **Mestre** Medicina  
Veterinária, no Programa de Pós-Graduação em  
Medicina Veterinária, Área de concentração em  
Ciências Clínicas.

Seropédica, RJ

Novembro de 2023

Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro Biblioteca Central / Seção de  
Processamento Técnico

Ficha catalográfica elaborada  
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

A779e      Arruda, Julio Almeida Alencar Matos de, 1986-  
ESTUDO DA VIABILIDADE DE CONFEÇÃO E APLICAÇÃO DE  
IMPLANTE ORTOPÉDICO SIMILAR À HASTE INTRAMEDULAR  
BLOQUEADA PRODUZIDO EM ÁCIDO POLILACTICO (PLA),  
IMPRESSOS EM IMPRESSORA 3D E IMPLANTADOS COM AUXÍLIO DE  
FLUOROSCOPIA EM TIBIO-TARSOS DE GALINHAS DOMÉSTICAS  
(Gallus gallus domesticus - LINNAEUS 1758) EX-VIVO /  
Julio Almeida Alencar Matos de Arruda. - Rio de  
Janeiro, 2023.  
85 f.: il.

Orientador: Daniel de Almeida Balthazar.  
Dissertação (Mestrado). -- Universidade Federal Rural do  
Rio de Janeiro, Pós-graduação em medicina veterinária,  
2023.

1. Ortopedia de aves. 2. Haste intramedular  
bloqueada. 3. Implantes ortopédicos biodegradáveis.  
4. Impressão 3D. I. Balthazar, Daniel de Almeida,  
1978-, orient. II Universidade Federal Rural do Rio  
de Janeiro. Pós-graduação em medicina veterinária III.  
Título.

**UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO RIO DE JANEIRO**  
**INSTITUTO DE VETERINÁRIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA**

**JULIO ALMEIDA ALENCAR MATOS DE ARRUDA**

Dissertação submetida como requisito parcial para a obtenção do grau de **Mestre em Medicina Veterinária**, no Programa de Pós-graduação em Medicina Veterinária (Patologia e Ciências Clínicas), Área de Concentração em Ciências Clínicas.

DISSERTAÇÃO APROVADA EM 28/11/2023

---

Daniel de Almeida Balthazar. Dr. UFRRJ(Orientador)

---

Ricardo Siqueira da Silva. Dr. UFRRJ

---

Jorge Luiz Costa Castro. Dr. PUCPR



---

**TERMO N° 1376/2023 - PPGMV (12.28.01.00.00.00.51)**

**(N° do Protocolo: NÃO PROTOCOLADO)**

**(Assinado digitalmente em 07/12/2023 11:13 )**

**DANIEL DE ALMEIDA BALTHAZAR**

PROFESSOR DO MAGISTERIO SUPERIORDeptMCV

(12.28.01.00.00.00.53)

Matrícula: ###187#3

**(Assinado digitalmente em 07/12/2023 11:25 )**

**RICARDO SIQUEIRA DA SILVA**

PROFESSOR DO MAGISTERIO SUPERIORDeptMCV

(12.28.01.00.00.00.53)

Matrícula: ###76#4

**(Assinado digitalmente em 10/12/2023 21:24 )**

**JORGE LUIZ COSTA CASTRO**

ASSINANTE EXTERNOCPF:

###.###.897-##

Visualize o documento original em <https://sipac.ufrrj.br/documentos/> informando seu número: **1376**, ano: **2023**, tipo: **TERMO**, data de emissão: **05/12/2023** e o código de verificação: **6c2c0ab52e**

## DEDICATÓRIA

Ao meu pai Raimundo Moacir Alencar Matos de Arruda *in memoriam*, que antes de partir me fez apenas um único pedido “meu filho, estude(...)” Um pedido tão simples, mas que ressignificou toda a minha vida. A minha avó paterna Nair Barreira de Alencar Matos *in memoriam*, que tanto em sua vida como após, permaneceu cuidado de mim (e toda a família), sendo a mão que se estendia para nos levantar do chão quando menos esperávamos e mais precisávamos.

## AGRADECIMENTOS

A minha mãe, Katharine Fonseca de Almeida, que apesar de ver a vida com uma ótica distinta da minha e nem sempre aprovar os meus caminhos, nunca deixou de estar o meu lado e me ajudar em tudo que pode.

Ao meu orientador, professor Daniel de Almeida Balthazar, por ter a paciência de 3 monges budista somados e orientar esse presunçoso discente que acreditava, tola e tomente, que seria capaz de levar o mundo nas costas e resolver tudo sozinho.

A toda equipe do centro de diagnóstico “Advance – Imagem Veterinária Avançada”, Mila, Sonali e “Zé”, que me cederam toda a sua infraestrutura e realizou por bono todas as avaliações tomográficas dos ossos do meu experimento. Em especial o técnico radiologista Diego dos Santos, que pelo mais puro entusiasmo científico se prontificou em realizar todos os exames tomográficos, capturando e editando todas as imagens.

Ao médico veterinário e diretor do hospital veterinário da UFRRJ Dr. Felipe Delorme Azevedo, mais um ser humano especial que encontrei nessa minha jornada acadêmica, que simplesmente, por livre e espontânea vontade, se responsabilizou pela protipagem e impressão dos implantes do meu experimento, sem pedir absolutamente nada em troca, em momento algum. Não tenho palavras suficientes para agradecer-lo!

Aos médicos veterinários e amigos André Luiz Fernandes, Ana Carolina e Wanderley Severo dos Santos Jr. por me cederem a estrutura diferenciada da clínica veterinária “Núcleo – Cirurgia Avançada e Terapia”, principalmente o arco cirúrgico.

Em especial preciso agradecer ao meu amigo e mentor na ortopedia veterinária, Wanderley Severo Santos Jr. “meu painho ortopedista” por além de gentilmente me ceder toda a estrutura de suas duas empresas (Advance e Núcleo), ainda é uma fonte constante de inspiração na busca da evolução pessoal e profissional.

A minha amiga e companheira de aventuras ortopédicas, Dra. Clarice Gonring Corrêa, pela amizade, conselhos e ajudas, especialmente no âmbito acadêmico.

Aos meus amigos de infância, meus irmãos, família que escolhi e construí ao longo da vida: Bernardo Santos Schorr, Leandro Quintela Pinto Paiva, Pedro Paulo Vaz Estevez e Roy David Frankel. Obrigado por simplesmente estarem ao meu lado, compartilhando todas as fases da minha vida, nos últimos 30 e poucos anos.

A minha amada mulher, companheira, esposa, dona encrenca, patroa e todo e qualquer título que existir neste mundo, Larissa Tavares Caffaro, obrigado por ser um solno meio das

tempestades, por estar sempre ao meu lado, sempre me apoiar (mesmo quando eu digo que vou ficar quieto e em seguida pergunto um preço de mais um curso de 12 meses p/ fazer) e por cuidar de mim e da nossa família de 4 patas.

Ao Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária e Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro pela oportunidade de realizar o mestrado, bem como à CAPES pela bolsa que viabilizou a realização do estudo.

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



## RESUMO

ARRUDA, Julio Almeida Alencar Matos de. **Estudo da viabilidade de confecção e aplicação de implante ortopédico similar à haste intramedular bloqueada produzido em ácido polilactico (PLA), impressos em impressora 3d e implantados com auxílio de fluoroscopia em tibio-tarsos de galinhas domésticas (*Gallus gallus domesticus* – Linnaeus 1758) ex-vivo.** 2023. 85p. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária). Instituto de Veterinária, Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária – Patologia e Ciências Clínicas, Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, Seropédica, RJ, 2023.

Assim como em outras classes de animais, as aves apresentam alterações ortopédicas que necessitam de tratamento cirúrgico, dentre elas, as fraturas são afecções bastante comuns. Em comparação aos mamíferos, existem poucos estudos científicos dedicados especificamente à ortopedia de aves. Como consequência dessa carência científica, os implantes utilizados atualmente para o tratamento das fraturas em aves são os mesmos adotados para os mamíferos domésticos (cães e gatos), estes muitas vezes pouco compatíveis em suas características (tamanho, peso, método de implantação) para utilização em aves. O objetivo do presente estudo foi avaliar a viabilidade de confecção e aplicação de implante ortopédico similar à haste intramedular bloqueada produzido em ácido polilactico (PLA), impressos em impressora 3d e implantados em tibio-tarsos de galinhas domésticas (*Gallus gallus domesticus* – Linnaeus 1758) ex-vivo. Dessa forma, utilizando como modelo ósseo, foram realizados exames de imagem (radiografias digitais e tomografia computadorizada), através de programas de planejamento cirúrgico ortopédico (VPOP pro e Radiant) foram feitas mensurações para determinar as dimensões adequadas dos implantes. Como referência foi utilizada uma haste bloqueada de marca nacional (PROTOMED) e a partir desta, foi desenvolvido um modelo tridimensional virtual com software de prototipagem (Tinker Cad). As especificações para impressão tridimensional foram orientadas por um segundo programa, (Ultimate Cura). Finalmente os implantes desenvolvidos foram impressos em uma impressora 3d (Ender 3), com filamentos de impressão constituídos de polímero de ácido polilactico (PLA). Seguindo o método de aplicação das hastes intramedulares, descrito em literatura, com e sem o auxílio de fluoroscopia, os implantes desenvolvidos em polímero, foram conectados ao instrumental do sistema PROTOMED e aplicados nos ossos das aves. A metodologia desenvolvida foi capaz de produzir um implante em polímero, similar a haste intramedular bloqueada, produzida no Brasil, sendo compatível com o sistema de implantação do mesmo. Sobretudo com o auxílio da fluoroscopia a aplicação dos implantes pode ser realizada com sucesso. Apesar do sucesso no desenvolvimento e aplicação do implante proposto e desenvolvido, ainda serão necessários muitos outros estudos antes que uma haste intramedular, constituída de um polímero biodegradável bloqueada, possa ser considerada como uma alternativa de implante válido no tratamento de fraturas ósseas em aves.

**Palavras-chave:** Ortopedia de aves, haste intramedular bloqueada, implantes ortopédicos biodegradáveis, impressão 3D.

## ABSTRACT

ARRUDA, Julio Almeida Alencar Matos de. **Estudo da viabilidade de confecção e aplicação de implante ortopédico similar à haste intramedular bloqueada produzido em ácido polilactico (PLA), impressos em impressora 3d e implantados com auxílio de fluroscopia em tibio-tarsos de galinhas domésticas (*Gallus gallus domesticus* – *linnaeus* 1758) ex-vivo.** 2023. 85f. Dissertation (Master's degree in Veterinary Medicine). Instituto de Veterinária, Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária – Patologia e Ciências Clínicas, Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, Seropédica, RJ, 2023.

As in other classes of animals, birds present orthopedic changes that require surgical treatment, among them, fractures are very common conditions. Compared to mammals, there are few scientific studies dedicated specifically to avian orthopedics. As a consequence of this scientific lack, the implants currently used to treat fractures in birds are the same as those used for domestic mammals (dogs and cats), which are often not compatible in their characteristics (size, weight, implantation method) for use in birds. The objective of the present study was to assess the viability of manufacturing and applying an orthopedic implant similar to an interlocking nail, produced in polylactic acid (PLA), printed with a 3D printer and implanted in the tibiotarsus of domestic chickens (*Gallus gallus domesticus* – Linnaeus 1758) ex-alive. Thus, using the bone model established, imaging exams (digital x-rays and computed tomography) were performed using orthopedic surgical planning programs (VPOP pro and Radiant) measurements were taken to determine the appropriate dimensions of the implants. A interlocking nail from a national brand (PROTOMED) was used as a reference and from this, a virtual three-dimensional model was developed with prototyping software (TinkerCad). The specifications for three-dimensional printing were driven by a second program, (Ultimate Cura). Finally, the developed implants were printed on a 3d printer (Ender 3), with printing filaments made of polylactic acid polymer (PLA). Following the method of applying intramedullary nails, described in the literature, with and without the aid of fluoroscopy, the implants developed in polymer were connected to the PROTOMED system instruments and applied to the birds' bones. The methodology developed was capable of producing a polymer implant, similar to the interlocking nail, produced in Brazil, being compatible with its implantation system. Especially with the help offluoroscopy, the application of implants can be carried out successfully. Despite the success in the development and application of the proposed and developed implant, manymore studies will still be needed before an interlocking nail, made of a biodegradable polymer, can be considered as a valid implant alternative in the treatment of bone fractures in birds.

**Keywords:** Avian orthopedics, locked intramedullary nail, biodegradable orthopedicimplants, 3D printing.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Detalhe do ponto de entrada para implantação da haste na tíbia canina, imediatamente cranial ao ligamento menisco tibial do menisco medial e a inserção do ligamento cruzado cranial, articulação femuro-tibio-patelar (Malta, 2022).....	22
<b>Figura 2.</b> Classificação em uma escala numérica (escore) das fraturas em aves relacionando estado de saúde do paciente, tipo de lesão e comorbidades a gravidade do quadro, onde números menores indicam maior gravidade e números maiores indicam menor gravidade do quadro (Ferrigno, 2014).....	25
<b>Figura 3.</b> Dissecção manual dos tíbio-tarsos para separação dos tecidos moles e obtenção dos espécimes ósseos do experimento.....	28
<b>Figura 4.</b> Ossos do experimento (Tíbio-tarsos de galinha-doméstica), após a retirada dos tecidos moles e inspeção.....	28
<b>Figura 5.</b> Osso tíbio-tarso direito número 7, identificado com esparadrapo e identificado com a sigla “TTD 7”.....	29
<b>Figura 6.</b> Osso tíbio-tarso posicionado na incidência crânio caudal sobre o chassi radiográfico, com o escalímetro radiográfico esférico de 15mm ao seu lado.....	30
<b>Figura 7.</b> A- Estudo radiográfico crânio-caudal osso TTD 01. B- Estudo radiográfico medio-lateral osso TTD 01.....	30
<b>Figura 8.</b> O Image do estudo radiográfico do osso TTD 01 na incidência radiográfica crânio-caudal, processada no software VPOP, com o registro de todas as medidas radiográficas estipuladas no experimento.....	32
<b>Figura 9.</b> Imagem do estudo radiográfico do osso TTD 01 na incidência radiográfica médio-lateral, processada no software VPOP, com o registro de todas as medidas radiográficas estipuladas no experimento.....	32
<b>Figura 10.</b> Ossos identificados e separados em grupos (direito e esquerdo) para o início da obtenção das imagens por tomografia computadorizada no centro de diagnóstico por imagem veterinário “Advance”.....	33
<b>Figura 11.</b> Osso TTD 11 sendo posicionado para obtenção das imagens tomográficas, utilização da iluminação de colimação (vermelha) para o posicionamento do osso no tomógrafo.....	34
<b>Figura 12.</b> Imagens obtidas em estudo de tomografia computadorizada do osso TTD 01, nos planos coronal, sagital e axial pelo software Radiant.....	35
<b>Figura 13.</b> Exemplo de medida realizada em plano axial (transversal/horizontal) no software Radiant.....	36
<b>Figura 14.</b> Sistema completo (implantes e instrumentais) de haste intramedulares bloqueadas 3,5 – 4,0 da empresa PROTOMED.....	38
<b>Figura 15.</b> Conjunto de instrumentais (régua de perfuração), aplicador manual e implante (haste intramedular bloqueada de 3,5 e 90mm comprimento) da empresa PROTOMED.....	39
<b>Figura 16.</b> Visualização do aspecto lateral do protótipo da haste intramedular desenvolvida no programa tinkercad.....	40
<b>Figura 17.</b> Visualização do aspecto lateral do protótipo da haste intramedular, desenvolvida no programa Tinkercad, com foco nos orifícios de passagem dos parafusos de fixação (setas verdes).....	40
<b>Figura 18.</b> Visualização no Tinkercad, da porção superior da haste intramedular desenvolvida, com foco na rosca de fixação que se conectará com o instrumental de aplicação do implante do sistema da PROTOMED.....	41
<b>Figura 19.</b> Visualização de uma das hastes de polímero recém impressa, na mesa de impressão da impressora Ender 3 B – mesmo implante de uma visão superior.....	42
<b>Figura 20.</b> Conjunto de 9 hastes recém impressas, acondicionada em envelope de papel grau cirúrgico antes da aplicação nos ossos.....	42

<b>Figura 21.</b> Sistema completo da perfuratriz ortopédica cirúrgica (Stryker Sustem7) utilizado para perfuração dos ossos do experimento.....	43
<b>Figura 22.</b> Fio de Kirschner 1,5, pinos de Steiman 2,0 ao 3,5, fresa manual haste intramedular metálica acoplada no aplicador manual e régua/guia de aplicação e perfuração do sistema PROTOMED e régua ortopédica, utilizados no processo de preparo do canal medular.....	44
<b>Figura 23.</b> Visão proximal de um dos tíbio-tarsos do experimento, com a aplicação do fio de Kirschner 1,5 no ponto de referência parapreparo/fresagem do canal medula.....	45
<b>Figura 24.</b> Tíbio-tarso com a haste de polímero implantada (ainda conectada a guia e régua de perfuração) e estabilizada com parafusos de aço.....	46
<b>Figura 25.</b> Aplicação do contraste a base de sulfato de bário em uma das hastes de polímero do experimento.....	46
<b>Figura 26.</b> Imagem do estudo radiográfico dos ossos TTD 09, TTD 10 e TTE 02 realizado, na incidência médio lateral, após aplicação haste de polímero impregnada com contraste.....	47
<b>Figura 27.</b> Imagem do estudo radiográfico dos ossos TTD 09, TTD 10 e TTE 02 realizado, na incidência médio lateral, após aplicação haste de polímero impregnada com contraste.....	48
<b>Figura 28.</b> Osso do experimento sob a mesa do centro-cirúrgico, equipamento de fluoroscopia posicionado e captando imagem e todo o instrumental de preparo dos ossos e aplicação do implante organizado para execução.....	49
<b>Figura 29.</b> Imagem de um dos ossos utilizados no experimento obtida pelo aparelho de fluoroscopia, previamente ao início do preparo do canal medular e aplicação dos implantes.....	50
<b>Figura 30.</b> Fresagem/Preparo do canal medular de forma progressiva, acompanhada com o auxílio da fluoroscopia, vista cranial. A - Fresagem com fio de Kirschner 1,5, B - Fresagem com pino de Steiman 2,0, C - Fresagem com pino de Steiman 2,5, D - Fresagem com pino de Steiman 3,0 E - Fresagem com pino de Steiman 3,5.....	51
<b>Figura 31.</b> Fresagem/Preparo do canal medular de forma progressiva, acompanhada com o auxílio da fluoroscopia, vista lateral. A - Fresagem com fio de Kirschner 1,5, B - Fresagem com pino de Steiman 2,0, C - Fresagem com pino de Steiman 2,5, D - Fresagem com pino de Steiman 3,0 E - Fresagem com pino de Steiman 3,5.....	52
<b>Figura 32.</b> Visualização da haste intramedular metálica implantada no canal medular 3 dos parafusos já implantados e realização da implantação do 4 e último acompanhada com a utilização do fluoroscópio.....	53
<b>Figura 33.</b> A = Haste de polímero impregnada com contraste radiográfico avaliada por fluoroscopia na vista cranial; B = Haste intramedular de polímero impregnada de contraste avaliada por fluoroscopia na vista lateral.....	54
<b>Figura 34.</b> Todos os ossos utilizados no experimento divididos de acordo com as medidas obtidas na avaliação radiográfica e tomográfica lateral.....	65
<b>Figura 35.</b> A Comparação externa entre as hastes impressas e a haste PROTOMED em uma visão lateral. B - Detalhe da comparação entre as porções superiores dos implantes.....	68
<b>Figura 36.</b> Detalhe da compatibilidade de encaixe entre a haste desenvolvida e o instrumental de aplicação do implante (aplicador manual) da marca comercialmente existente adotada no experimento (PROTOMED).....	68
<b>Figura 37.</b> A- Visão frontal da concordância entre o guia de perfuração e a haste PROTOMED. B- Visão lateral da concordância entre o guia de perfuração e a haste PROTOMED.....	69
<b>Figura 38.</b> A- Visão frontal da concordância entre o guia de perfuração e a haste desenvolvida. B- Visão lateral da concordância entre o guia de perfuração e a haste desenvolvida.....	69
<b>Figura 39.</b> Exposições radiográficas após implantação das hastes, sem impregnação com contraste radiográfico, constatando a ausência de radiodensidade dos polímeros. A- Incidência crânio-caudal B - Incidência médio-lateral.....	71

<b>Figura 40.</b> Comparação da densidade radiográfica na imagem obtida pela fluoroscopia entre haste de polímero, haste de metal e osso (tíbio-tarso).....	72
<b>Figura 41.</b> Avaliação radiográfica de um dos ossos do experimento, após implantação da haste de PLA impregnada com sulfato de bário, na incidência crânio-caudal.....	73
<b>Figura 42.</b> Avaliação radiográfica após a implantação da haste confeccionada em polímero, impregnada com sulfato de bário, na incidência médio lateral, constatando evidente falha na aplicação do parafuso distal.....	75
<b>Figura 43.</b> A = Fresagem do canal medular de um osso retilíneo, acompanhada pela fluoroscopia na vista lateral; B = Fresagem do canal medular de um osso sinuoso, acompanhada pela fluoroscopia na vista lateral.....	76
<b>Figura 44.</b> Osso TTD 04 apresentando fratura (seta vermelha) na cortical cranial em seu terço distal, após fresagem.....	77
<b>Figura 45.</b> Utilização do fluoroscópio sobre 3 ossos do experimento, na incidência lateral, constatando o resultado positivo (acerto dos parafusos nos orifícios da haste), após a aplicação da haste intramedular de polímero impregnada com sulfato de bário.....	79

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos direitos (TTD), obtidas após estudos radiográficos na incidência crânio-caudal e mensuração no software VPOP-pro.....	55
<b>Tabela 2.</b> Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos direitos (TTD), obtidas após estudos radiográficos na incidência médio-lateral e mensuração no software VPOP-pro.....	56
<b>Tabela 3.</b> Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos esquerdos (TTE), obtidas após estudos radiográficos na incidência crânio-caudal e mensuração no software VPOP-pro.....	57
<b>Tabela 4.</b> Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos esquerdos (TTE), obtidas após estudos radiográficos na incidência crânio-caudal e mensuração no software VPOP-pro.....	58
<b>Tabela 5.</b> Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos direitos (TTD), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano coronal/frontal e mensuração no software Radiant.....	59
<b>Tabela 6.</b> Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos direitos (TTD), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano sagital e mensuração no software Radiant.....	60
<b>Tabela 7.</b> Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos direitos (TTD), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano axial (transversal ou horizontal) e mensuração no software Radiant.....	61
<b>Tabela 8.</b> Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos esquerdos (TTE), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano coronal/frontal e mensuração no software Radiant.....	62
<b>Tabela 9.</b> Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos esquerdos (TTE), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano sagital e mensuração no software Radiant.....	63
<b>Tabela 10.</b> Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos esquerdos (TTE), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano axial (transversal ou horizontal) e mensuração no software Radiant.....	64
<b>Tabela 11.</b> Ossos selecionados após a obtenção das medidas radiográficas e tomográficas e aplicação do critério de seleção (desvio padrão acima e abaixo da média).....	66
<b>Tabela 12.</b> Medidas médias de Comprimento total do canal medular (CTCM) e largura do canal medular no istmo da diáfise (LCMID) obtidas nas avaliações radiográficas).....	66
<b>Tabela 13.</b> Medidas médias (mm) de Comprimento total do canal medular (CTCM) e largura do canal medular no istmo da diáfise (LCMID) obtidas nas avaliações tomográficas.....	67
<b>Tabela 14.</b> Resultados da aplicação dos implantes sem fluoroscopia.....	74
<b>Tabela 15.</b> Resultados da aplicação dos implantes com fluoroscopia.....	78

## LISTA DE QUADROS

<b>Quadro 1.</b> Abreviações das medidas em milímetros (mm) estabelecidas para aferição das avaliações radiográficas, através do VPOP-Pro.....	31
<b>Quadro 2.</b> Abreviações das medidas em milímetros (mm), das imagens tomográficas obtidas nos planos coronal (frontal) e sagital, e aferidas através do software Radiant.....	36
<b>Quadro 3.</b> Abreviações das medidas em milímetros (mm), das imagens tomográficas obtidas no planos axial (transversal ou horizontal), e aferidas através do software Radiant.....	37

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>18</b>
2.1	Particularidades das Aves.....	18
2.2	Ortopedia em Aves.....	18
2.3	Hastes Bloqueadas.....	20
2.3.1	Histórico.....	20
2.3.2	Descrição do Implante.....	21
2.3.3	Instrumentação e aplicação do implante.....	21
2.3.4	Biomecânica das hastes bloqueadas.....	23
2.3.5	Biomateriais e hastes intramedulares bloqueadas.....	23
2.3.6	Resultados clínicos e complicações.....	24
2.4	Planejamento Cirúrgico e Ferramentas de Diagnóstico por Imagem.....	24
2.4.1	Conceito de planejamento cirúrgico.....	24
2.4.2	Estudos radiográficos para planejamento pré cirúrgico.....	25
2.4.3	Tomografia computadorizada.....	25
2.4.4	Marcadores radiográficos e o planejamento cirúrgico.....	26
2.4.5	Softwares de planejamento cirúrgico e processamento de imagem.....	26
2.5	Impressão 3D na Medicina.....	27
<b>3</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>28</b>
3.1	Obtenção dos Ossos Ex-vivo.....	28
3.2	Divisão dos Grupos.....	29
3.3	Mensuração dos Ossos para Implantação.....	29
3.3.1	Estudos radiográficos.....	29
3.3.2	Aferições das medidas dos estudos radiográficos.....	31
3.3.3	Estudos tomográficos.....	33
3.3.4	Mensuração das imagens dos estudos tomográficos.....	36
3.4	Referências para Confecção da Haste Intramedular.....	38
3.5	Prototipagem e Impressão da Haste Intramedular em Polímero.....	40
3.6	Aplicação dos Implantes desenvolvidos sem utilização de fluoroscopia.....	43
3.6.1	Preparo/ Fresagem do canal medular.....	43
3.6.2	Implantação das hastes intramedulares.....	45
3.6.3	Estudo radiográfico após a aplicação da haste de polímero.....	47
3.7	Aplicação dos Implantes desenvolvidos com utilização de fluoroscopia.....	49
3.7.1	Fresagem/preparo do canal medular com a utilização de fluoroscopia.....	51
3.7.2	Implantação das hastes intramedulares com auxílio de fluoroscopia.....	53
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>54</b>
4.1	Seleção dos Ossos .....	54
4.2	Mensuração dos Ossos.....	55
4.2.1	Medidas dos estudos radiográficos com a utilização do software de planejamento ortopédico VPOP pro.....	55
4.2.2	Medidas dos estudos de tomografia computadorizada e processados no software radiant.....	59
4.2.3	Comparação resultados obtidos nos estudos radiográficos e resultados obtidos nos estudos tomográficos.....	65
4.3	Seleção dos Ossos Após as Mensurações.....	65
4.4	Desenvolvimento, Confecção e Impressão do implante (haste bloqueada).....	66
4.4.1	Medidas dos ossos e medida do implante.....	66
4.4.2	Prototipagem dos implantes.....	67



4.4.3 Impressão dos implantes em polímero em impressora 3D.....	67
4.4.4 Escolha da matéria prima utilizada.....	70
4.5 Avaliação do Radiológica da Implantação dos Implantes de Polímero.....	71
4.5.1 Radiodensidade dos implantes confeccionados.....	71
4.6 Aplicação dos Implantes Sem Fluoroscopia.....	74
4.7 Aplicação dos Implantes Com Fluoroscopia.....	76
4.7.1 Fresagem do canal medular com fluoroscopia.....	76
4.7.2 Implantação das hastes intramedulares com fluoroscopia.....	78
5. CONCLUSÕES.....	80
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	80

## 1. INTRODUÇÃO

A necessidade de atendimento médico veterinário especializado e adequado para as aves é uma realidade evidente. No Brasil, é a segunda classe de animais de estimação mais numerosa, estando atrás apenas dos peixes. Ainda existem as espécies nativas, de vida livre, que recebem atendimento de órgãos governamentais, instituições de ensino (hospitais universitários) ou são mantidos em zoológicos e criadouros. Muitos desses animais pertencem à espécies com eminente risco de extinção.

Em todas as realidades, no ambiente natural ou quando mantidas sob cuidados humanos, a casuística de lesões ortopédicas é alta, em especial os acidentes que ocasionam fraturas ósseas. É sabido que grande parte desses traumas não aconteceriam se não fosse a influência da espécie humana (colisão com vidraças, linhas de pipa, predação por animais domésticos, choque elétricos e atropelamentos) o que nos faz refletir sobre a nossa responsabilidade e dever de ajudar estes animais.

A medicina de animais silvestres e exóticos, bem como a ortopedia, são duas possíveis vastas áreas de atuação do médico veterinário. São tidas como especialidades médicas, mas dentro destas existem infinitas possibilidades de subespecializações. No tratamento de lesões ortopédicas em animais dessa classe, se faz necessário a fusão dos conhecimentos destas duas especialidades, seja através de uma equipe multidisciplinar ou de um profissional multiespecializado.

Na literatura existem poucos estudos focados na ortopedia de aves, e o que a ciência sugere até o momento é que os mesmos princípios desenvolvidos para os mamíferos sejam aplicados às espécies aviárias. Além da escassez de estudos e técnicas específicas que contemplem as particularidades ortopédicas das aves, existe uma carência de implantes ortopédicos adequados ao meu mesmo propósito. A maioria dos implantes possui um custo elevado, necessitam de treinamento específico, instrumental de aplicação especializado e ainda são confeccionados em ligas metálicas. Dessa forma, tendo um peso inadequado para muitas espécies e, no caso de indivíduos os quais se objetiva a reintrodução em natureza, geram a necessidade de ao menos uma segunda intervenção cirúrgica, para a remoção dos mesmos, com todos os seus custos e riscos inerentes.

Assim como na medicina humana, nos últimos anos a medicina veterinária tem utilizado ferramentas tecnológicas modernas, como programas de CAD (*Computer Aided Design*), tomografias computadorizadas e impressoras tridimensionais, para viabilizar o desenvolvimento de técnicas e tratamentos antes tidos como impossíveis.

Na cirurgia geral e ortopédica na medicina humana, a impressão tridimensional a partir de imagens tomográficas tem sido usada na geração de modelos para estudos anatômicos, planejamento terapêutico, ensino e desenvolvimento de órteses, próteses e diversos implantes entre outros.

O objetivo do presente estudo foi avaliar a viabilidade de confecção e aplicação de implante ortopédico similar à haste intramedular bloqueada produzido em ácido polilático (PLA), impressos em impressora 3d e implantados em tibio-tarsos de galinhas domésticas (*Gallus gallus domesticus* – Linnaeus 1758) *ex-vivo*.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Particularidades das Aves

Aves são uma classe de animais vertebrados que, dentre outras características, possuem penas e um esqueleto resistente e leve. Existem cerca de 10 mil espécies de aves presentes em todas as regiões do mundo, variando significativamente de tamanho, desde os 5 cm do beija-flor-abelha (*Mellisuga helenae*) até aos 2,75 m do avestruz (*Struthio camelus*) (Sick, 1997).. Todas as espécies vivas existentes apresentam asas, que são desenvolvidas e diferenciadas de acordo com a especialização e forma de deslocamento da espécie. Asas, oferecem às aves a capacidade de voar, embora a especiação tenha produzido aves não voadoras, como as avestruzes e pinguins (Sick, 1997).

A aquisição da faculdade de voo implicou numa redução significativa do peso dos ossos sem prejudicar a estabilidade do esqueleto. São extremamente densos, leves, muitos são ócos e pneumáticos (Sick, 1997), resultando na surpreendente situação de o esqueleto poder ser mais leve que o tegumento (Brodkorb, 1955).

As aves são extremamente abundantes na natureza e são os animais silvestres mais comercializados e mantidos como “*pets*” (Westfall e Egger 1979). Em ambos os ambientes e situações, podem ser alvos de acidentes que podem levar a traumas graves, muitas vezes com a presença de fraturas (Ferrigno, 2014).

### 2.2 Ortopedia em Aves

Apesar de existirem proporcionalmente poucos estudos científicos desenvolvidos especificamente para ortopedia em aves, os princípios básicos adotados para ortopedia em mamíferos (humanos, cães e gatos) são considerados adequados para o tratamento de fraturas em aves (Carrasco, 2019).

Alterações ortopédicas são comuns em quaisquer ambientes e condições: aves de estimação, mantidas em zoológico, de vida livre ou de produção. Os distúrbios ortopédicos variam conforme a espécie e as condições nas quais as aves estão expostas (Ferrigno, 2014), podendo ser classificadas em duas categorias distintas: a congênita e traumática. As causas congênitas são vistas comumente em psitacídeos e muito raramente em aves de rapina. Já as causas traumáticas são vistas igualmente nas diversas espécies (Wheler, 2002)

Dentre as lesões ortopédicas traumáticas, as fraturas, são frequentes (HELMER, 2006). Estas podem ocorrer secundárias a eventos traumáticos, bem como a alterações metabólicas provenientes de distúrbios nutricionais, hormonais e ou falhas no manejo e criação dos animais (Carrasco, 2019).

Nos indivíduos de vida livre os eventos traumáticos são comumente causados pela colisão com obstáculos impostos pelo homem, como os fios de luz ou telefone, telas, grades, vidros que refletem árvores, dentre outras barreiras físicas (Bolson et al. 2005). Já nos espécimes mantidos em cativeiro entre as causas mais comuns de acidentes encontram-se as colisões em janelas e eletrodomésticos (ventiladores) e ataques de outros animais (Helmer; redig, 2006).

Fraturas em ossos longos são as mais frequentes, cerca de 65% das fraturas em ossos longos são em membros pélvicos (Dalmolin et al. 2005), sendo o úmero nos membros torácicos e o tíbio-tarso (nos membros pélvicos) os ossos mais lesionados (Bush, 1977), e em muitos casos necessitam estabilização e correção cirúrgica (Martín; Ritchie, 1994).

Procedimentos cirúrgicos ortopédicos em aves podem ser bastante desafiadores para os

cirurgiões veterinários acostumados a realizar procedimentos em cães e gatos (Levitt, 1989). Dentre as principais diferenças estão as corticais ósseas que são finas e densas, com baixa tolerância a tensões, e a pouca cobertura de tecidos moles sobre os ossos (Langley-hobbs, 2002). Os ossos longos das aves, quando comparados aos dos mamíferos, apresentam canal medular com diâmetro proporcionalmente maior e cortical fina e quebradiça devido à alta densidade de cálcio presente (Alievi et al.; Ferraz, 2008).

Assim como em mamíferos, nas aves o método de estabilização “ideal” para o tratamento de fraturas deve considerar alguns fatores: rigidez suficiente para promover a estabilidade adequada entre os fragmentos ósseos, aplicação no menor tempo anestésico/cirúrgico possível, mínima lesão dos tecidos moles adjacentes, exposição do tecido ósseo e manipulação do foco de fratura. Ainda deve ser bem tolerado pelo paciente, durante sua permanência no período pós operatório, pelo tempo necessário para que a consolidação óssea possa ocorrer (B, 1977; Maccoy, 1991; Ferraz, 2008).

Os métodos de coaptação externa (bandagens) tendem a ser volumosos, pesadas dificultando muito não somente a utilização do membro afetado, bem como a locomoção geral do paciente. Além disso, por princípio precisam restringir a movimentação das articulações adjacentes por um período prolongado e geralmente resultam em um alinhamento insuficiente dos fragmentos de fratura. No entanto, podem ser consideradas se o retorno completo do membro para função não for necessário (animais de cativeiro), se a fratura for patológica (resultante de doenças ósseas metabólicas) ou o risco cirúrgico ou anestésico for muito grande (Helmer; Redig, 2006).

Pinos intramedulares são frequentemente utilizados para estabilização de fratura em aves (Langley-hobbs, 2002). Possuem uma boa resistência as forças de flexão/arqueamento e preservam a vascularização óssea (Ferrigno, 2014). Entretanto, por não apresentarem uma resistência satisfatória às forças de compressão e rotação, não devem ser utilizados como únicos implantes para estabilização de fraturas (Langley-hobbs, 2002).

Fixadores externos lineares são considerados por muitos autores implantes bastante adequados para aplicação na correção de fraturas de aves (Bush, 1977 e Ferraz, 2008). Versáteis e de custo baixo, são capazes de contrapor com sucesso as diversas forças atuantes no foco de fratura e ainda preservam os tecidos moles e vascularização, já que não necessitam de um acesso cirúrgico vasto e conseqüentemente exposição os tecidos, para sua implantação. Entretanto, por estarem localizados externamente ao corpo do paciente e distantes ao eixo neutro do osso, possuem menor estabilidade em comparação aos outros implantes e ainda necessitam de cuidados e manutenção no pós operatório (Ferrigno, 2014 e Minto & Dias 2022). No caso da utilização em aves, uma maior atenção deve ser prestada para que não haja o risco de que os implantes fiquem presos ou colidam com o recinto onde a ave será alojada no pós operatório (Ferraz, 2008).

A utilização de placas ósseas ortopédicas (bloqueadas ou não), muito frequentes na ortopedia de mamíferos, pode ser desafiadora ou até mesmo inviável em aves, em função da pouca disponibilidade de tecidos moles para o recobrimento do implante e síntese (Langley-hobbs, 2002; Ferraz, 2008).

As hastes intramedulares bloqueadas, são implantes desenvolvidos para serem posicionadas dentro do canal medular, assim como os pinos intramedulares, e não dependem dos tecidos moles para o seu recobrimento cirúrgico. Apresentam ainda, uma resistência adequada às forças de compressão e rotação, assim como as placas ósseas ou até mesmo superando-as (Dejardin, 2005). Assim sendo, as hastes bloqueadas parecem possuir uma potencial vantagem para utilização em aves, em comparação aos demais implantes (Langley-hobbs, 2002).

Este tipo de implante já foi aplicado no tratamento de fraturas de aves com sucesso, sendo relatado na literatura ao menos em 3 ocasiões distintas e em 3 espécies diferentes: um peru-

doméstico (*Meleagris gallopavo*) por Langley-hobbs (2002), uma águia-careca-americana (*Haliaeetus leucocephalus*) por Dejardin et al (2004) e um cisne-negro (*Cygnus atratus*) por Stejskal et al (2011).

## **2.3 Hastes Intramedulares**

### **2.3.1 Histórico**

Apesar de existirem achados arqueológicos que remontam a utilização de implantes intramedulares para o tratamento de fraturas pelos povos astecas (Bong, 2006; Knothe, 2000), no meio científico é bastante aceito a ideia de que o médico alemão Gerhard Küntscher, a partir de década de 1930, foi o principal idealizador das hastes intramedulares (Rosa et al., 2019).

O primeiro relato de uma estabilização de uma fratura em cães com a utilização de implantes ortopédicos metálicos foi em 1943, quando Prof. Hans Willenegger (médico humano um dos futuros fundadores da AO - *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* - Associação do Estudo da Fixação Interna) que utilizou uma “calha de Kuntscher” para estabilização de uma fratura femoral em cão da sua família (Johnson et al, 2005).

Inicialmente as hastes intramedulares eram apenas implantes metálicos fixados no interior do canal medular de ossos longos (principalmente fêmur), com formatos diferentes (triangular, trevo, entre outros) que conferiam alguma estabilidade entre os fragmentos ósseos, mas não eram capazes de anular adequadamente as forças de rotação e compressão axial, principalmente em fraturas obliquas e cominutivas (Vécsei et al 2011).

Ciente desta limitação, a partir de 1968, o próprio Gerhard Küntscher iniciou sua pesquisa para desenvolver o que ele chamava de “haste de contenção”. Entretanto, somente em 1972, após o falecimento de Küntscher, foi que Klaus Klemm e Wolf-Dieter Schellmann publicaram o primeiro conceito do que conhecemos como haste bloqueada, tratando-se de um implante bastante similar as hastes desenvolvidas anteriormente, mas com 2 orifícios distais e 2 proximais para fixação de parafusos ósseos (Seligson, 2015). Com resultados favoráveis obtidos no tratamento de fraturas em pessoas, em 1986 Johnson e Huckstep e Muir et al em 1993 e 1995 publicaram artigos relatando o tratamento de fraturas em cães utilizando hastes bloqueadas (Déjardin et al., 2019).

Hastes intramedulares bloqueadas, desenvolvidas especificamente para aplicação em animais tornaram-se comercialmente disponíveis a partir de 1994. O princípio de seu uso se resumia a um guia externo acoplado à extremidade da haste, que é capaz de orientar a localização dos orifícios da haste no interior do canal medular, sendo pioneira na confecção desse modelo, a empresa Innovative (Dueland et al., 1999; Schmaedecke et al., 2005).

Após o início do uso desta técnica na medicina veterinária nos Estados Unidos, outros modelos surgiram na França, Espanha e Japão, com algumas modificações almejando melhorias (Déjardin, 2019).

O modelo de haste mais utilizado e considerado como “o mais moderno” no mercado veterinário é o sistema I-Loc, sendo desenvolvido pela universidade do estado de Michigan, e comercializado pela empresa Biomedtrix, nos Estados Unidos. Trata-se de uma haste intramedular bloqueada de ângulo estável, apresentando algumas inovações em relação aos modelos anteriores, como parafusos-guia de bloqueio temporário, um sistema de acoplamento rápido do guia de perfuração; um medidor de profundidade específico para mensurar o comprimento do Bolt, um aparato cônico de travamento rígido nas corticais cis e trans, o qual, já demonstrou melhorar a estabilidade da fixação (Goett et al., 2007; Déjardin, 2009).

### **2.3.2 Descrição do implante**

Existem diversos modelos de hastes intramedulares bloqueadas disponíveis no mercado

tanto humano como veterinário. Normalmente encontradas em aço 316L ou ligas de titânio (Ti-6Al-4V) possuem corpo na forma de cilindro ou de ampulheta, com a extremidade distal em forma de projétil (romba) ou trifacetada (pontaguda) (Decamp et al., 2016). Apresentam diversos diâmetros e comprimentos, que variam de acordo com a marca, sendo geralmente de 3,5 a 8 mm de diâmetro, possuindo dois orifícios para bloqueio por fragmento e sendo a distância entre eles, também dependente da marca (Ferrigno, 2014).

O diâmetro indicado para hastes intramedulares bloqueadas varia entre 70-90% do istmo da diáfise (mensuração realizada na porção mais estreita do canal medular) do osso do paciente em questão. Quanto ao comprimento, é obrigatório que o implante ocupe o canal medular desde a metáfise proximal à metáfise distal, dessa forma permitindo que ao menos um dos dispositivos de bloqueio (parafuso ou bolt) seja aplicado em uma região de osso esponjoso (Malta, 2022).

Os dispositivos de bloqueio, são aparatos aplicados externamente à superfície óssea e fixados no interior das hastes intramedulares atravessando apenas a primeira cortical (cis) ou ambas (cis e trans), sendo responsáveis pela neutralização das forças de torção e axiais (compressão e distração). Podem ser parafusos convencionais (parafuso cortical), no caso de hastes bloqueadas sem estabilidade angular (bloqueio efetivo), ou podem ser utilizados “Bolts”, dispositivos de formato cônico, que promovem um contato mais íntimo com a haste e, portanto, uma maior estabilidade/bloqueio efetivo (Déjardin, 2014 e Johnston et al., 2014).

### 2.3.3 Instrumentação e aplicação do implante

O instrumental de implantação das hastes intramedulares bloqueadas pode variar de acordo com o fabricante, porém, existem elementos básicos que permitem a aplicação do implante e que são similares para a maioria dos implantes as hastes no mercado (Mintoe Dias, 2022).

Dentre esses dispositivos, encontram-se fresas de diâmetros crescentes, que são necessárias para a raspagem (fresagem) da cavidade medular, desde o local onde será realizada a inserção da haste até a outra extremidade óssea. Essa fresagem deve ser promovida primeiro com fresas de menor diâmetro e de forma crescente até o diâmetro semelhante ao da haste, assim, facilitando a inserção da haste, pois nesse momento (introdução da haste no canal medular ósseo) não deve haver resistência, evitando a ocorrência de fissuras na cortical óssea (Schmaedecke et al., 2005).

Após o preparo da cavidade medular, um aplicador manual é instrumento mais comumente utilizado para inserção da haste no interior da cavidade medular. Trata-se de uma peça acoplada à extremidade da haste por meio de rosqueamento e a inserção no canal medular e impactação na metáfise distal, pode ser realizada por meio de compressão manual (animais menores) ou utilizando golpes desferidos com um martelo ortopédico, realizando a inserção do implante até que preferencialmente a haste esteja completamente inserida no canal medular (Johnston et al., 2017).

Após a retirada do aplicador, acopla-se o guia de perfuração (também conhecido como régua de perfuração) à extremidade da haste. Este guia possui diversos orifícios que coincidem com os orifícios da haste. Geralmente, os orifícios proximais são fixos, porém, um guia de perfuração possui inúmeros orifícios distais, tornando um mesmo guia compatível com diversos comprimentos de hastes, desta maneira o comprimento do implante deve ser verificado antes da inserção dele no canal medular, assim como quais orifícios serão usados. Sabendo-se quais são esses orifícios, é colocada a luva (guia de broca) e realiza-se a perfuração de 1 ou 2 corticais ósseas (cis e/ou trans), passando pelo orifício da haste, para posterior bloqueio com o implante específico para cada modelo (Schmaedecke et al., 2005; Decamp et al., 2016).

As hastes intramedulares podem ser implantadas de maneira minimamente invasivas (MINO – Minimally invasive nail osteosyntheses) ou com a exposição do foco de fratura (ORIF – Open

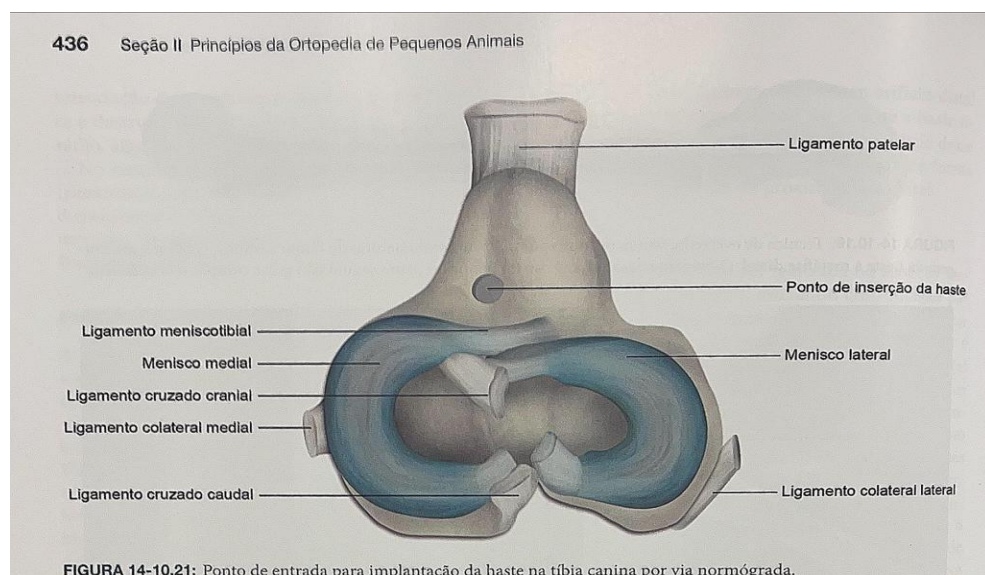
reduction internal fixation). Quando aplicado por MINOobrigatoriamente todas as etapas da aplicação do implante e preparo do canal medular são realizada de forma normograda (a partir da região proximal do osso acometido). As técnicas minimamente invasivas são vantajosas para o processo de consolidação óssea, pois preservam os tecidos moles adjacentes e a vascularização. Entretanto, em alguns casos a técnica minimamente invasiva não é viável (fraturas antigas) ou mesmo interessante (equipe com pouca experiência na execução da técnica). A prioridade deve sempre ser dada em primeiro lugar à segurança do paciente (quanto maior o tempo cirúrgico maior os riscos de complicações) e em seguida à preservação do alinhamento e comprimento do membro (Malta et al, 2022).

Nas primeiras gerações de hastes intramedulares, orientava-se que os primeiros parafusos inseridos deveriam ser os parafusos mais distais, algo que mostrou-se pouco eficaz, resultando em maiores erros de bloqueio (encaixe adequado entre o parafuso e a haste). Para as gerações mais modernas destes implantes (haste intramedulares bloqueadas com ângulo estável - HIB-AE) sugere-se justamente o oposto, que os primeiros parafusos inseridos sejam justamente os parafusos mais proximais, desta forma

o braço de alavanca do guia externo diminui e a chance de erro de bloqueio entre os orifícios distais da haste e os parafusos é mitigado (Malta et al, 2022).

O uso de fluoroscopia intraoperatória não é considerado imprescindível, mas é tido como uma excelente ferramenta para avaliação do alinhamento e redução dos fragmentos ósseos, bem como posição da haste intramedular no canal medular e o bloqueio dos parafusos (Malta et al, 2022).

Para a aplicação das hastes na tíbia de cães e gatos, recomenda-se a realização de uma incisão no aspecto medial da tíbia proximal, começando a diérese paralela ao tendão patelar para artrotomia. A perfuração deve ser realizada imediatamente cranial ao ligamento menisco tibial do menisco medial e da inserção do ligamento cruzado cranial, articulação femuro-tíbio-patelar deve estar flexionada em 90 graus neste momento. A incisão inicial pode ser estendida até o nível da crista tibial, propiciando um acesso aos locais das perfurações dos parafusos de bloqueio proximais. Na região distal, onde usualmente a cobertura de tecidos moles é escassa, se torna simples e o maléolo medial, bem como a articulação tíbio-tarsica devem ser utilizados como referência anatômica para que não haja invasão e lesão da superfícies articulares (Malta et al, 2022).



**Figura 1:.**Detalhe do ponto de entrada para implantação da haste na tíbia canina, imediatamente cranial ao ligamento menisco tibial do menisco medial e da inserção do ligamento cruzado cranial, articulação femuro-tíbio-patelar (Malta, 2022).

### 2.3.4 Biomecânica das hastes bloqueadas

As principais forças atuantes sobre o osso íntegro são torção, flexão, cisalhamento, distração e compressão axiais. O tipo e o grau/intensidade da força atuante ditarão o padrão de fratura encontrada. Em fratura cominutivas, em que não é possível reconstruir a coluna óssea, os implantes ortopédicos de escolha para tratamento devem contrapor cada uma dessas forças e sustentar a carga, possivelmente por um longo período de tempo, até a formação de calo ósseo, para que haja movimentação ativa, retorno precoce à deambulação e ausência de dor no membro acometido (Moses et al., 2002; Déjardin et al., 2019).

Dessa maneira, implantes que se localizam no eixo neutro das forças como, por exemplo, os pinos e as hastes intramedulares bloqueadas, possuem vantagens biomecânicas em relação às placas ósseas, além disso, sua área momento de inércia é maior que a das placas, pois seu formato cilíndrico auxilia na estabilidade e na resistência do implante, de forma que são menos propensos à fadiga e menos suscetíveis a falha cíclica pelas forças atuantes (Burns et al., 2011; Marturello et al., 2019).

Enquanto a haste posicionada no interior da cavidade medular contrapõe à força de flexão, os aparatos de bloqueio (parafusos ou *bolts*) implantados de maneira transversal se opõem às forças de torção, tração e compressão axial (Rosa et al., 2019; Minto e Dias, 2022). Devido a esse ambiente mecânico propício à formação de calo ósseo, com pouca movimentação e com preservação de ambiente biológico no foco de fratura, ocorre reparação óssea no tempo requerido na maioria dos casos (Thakur, 2007).

Outro aspecto que altera a biomecânica do implante é a localização do parafuso ou *bolt*. A aplicação do dispositivo de bloqueio na metáfise, permite que o osso esponjoso absorva parte da carga, emitindo menos carga ao implante de bloqueio. Preconiza-se a implantação mais distal ou proximal possível dos implantes de bloqueio, uma vez que esse detalhe aumentaria o tempo de fadiga do implante (Burns et al., 2011).

### 2.3.5 Biomateriais e hastes intramedulares bloqueadas

Diversos grupos de materiais compõem o que denominamos como biomateriais: ligas metálicas, cerâmicas, vidros e polímeros. A definição de biomaterial é conceito em constante evolução, anteriormente era definido apenas como material em contato com o corpo (PARK, 1979). Somente na década de 80, buscando uma melhor compatibilidade com os tecidos biológicos, fatores como atoxidade, imunogenicidade e carcinogenicidade começaram a ser levados em consideração (Williams, 1987).

Priorizando a biocompatibilidade as matérias primas utilizadas inicialmente como aço carbono ou aço vanádio foram gradualmente substituídas por aço inoxidável, ligas de cromo-cobalto, ligas de titânio e polímeros (Goes, 2016).

Atualmente filamentos de biomateriais como ácido polilático (PLA) e poli-caprolactona (PCL), são comercializados e facilmente encontrados para sua utilização em impressoras 3D. O PLA é bastante utilizado, pois além de biocompatível é um polímero biodegradável, já sendo constatado cientificamente que a sua degradação não libera compostos potencialmente tóxicos para o organismo de mamíferos (Pitjamit, 2020).

Embora as hastes intramedulares bloqueadas revelem resultados expressivamente melhores, se comparada às demais técnicas já consagradas, para o tratamento de fraturas cominutivas, algumas restrições foram relatadas. Hastes tradicionais, manufaturadas em ligas metálicas de aço 316L e Titânio (Ti-6Al-4V), apesar de promoverem excelente bloqueio contra as forças de rotação, compressão e encurvamento, estes implantes podem impedir micromovimentações do foco de fratura, o que, em alguns casos, funcionaria como estímulo fisiológico para o



desenvolvimento do calo ósseo através da dissipação do estímulo piezo elétrico, efeito conhecido como “stress shielding” ou “Stress protection” (Guptal, 2001).

A confecção e aplicação de hastes bloqueadas biodegradáveis de ácido polilático (PLA) foi descrita para correção de fraturas em suínos, sendo possível constatar que, após um acompanhamento de 12 semanas, os implantes demonstraram boa resistência mecânica e os pacientes já eram capazes de utilizar os membros operados 3 semanas após as intervenções cirúrgicas (Van der Elst, 1995).

Em 1998, o mesmo autor, realizou um estudo também com hastes bloqueadas biodegradáveis de ácido polilático (PLA) e copolímero de ácido polilático e ácido poliglicólico (PLA/PGA), desta vez em ovelhas e com um acompanhamento de 30 meses. Mais uma vez, os implantes demonstraram resistência mecânica satisfatória e permitindo uma recuperação adequada dos animais de suas fraturas (Van der Elst, 1998).

Um estudo ainda mais recente, de 2002, com um acompanhamento ainda mais prolongado (48 meses, ou 4 anos), foi publicado demonstrando a eficácia da utilização de hastes bloqueadas biodegradáveis em fraturas de fêmures de ovelhas (Rhemrev, 2002).

### **2.3.6 – Resultados clínicos e complicações**

Para os sistemas de hastes intramedulares bloqueadas convencionais a taxa média de consolidação varia entre 83% e 96% sem complicações, sendo o uso do membro operado considerado bom ou excelente em 95% dos casos. Entretanto, uma diferença significativa foi evidenciada no tempo de consolidação óssea quando se comparam os sistemas de haste intramedulares bloqueadas convencionais e os modelos mais modernos de hastes intramedulares bloqueadas com ângulo estável, levando até 18 semanas nos modelos convencionais e entre 4 e 8 semanas nos implantes que possuem estabilidade angular, sendo esse resultado potencializado no caso de aplicações pelas técnicas de minimamente invasivas (Dejardin, 2014).

As complicações relacionadas a utilização deste implante são classificadas em maiores e menores, podendo acontecer tanto no período transcirúrgico ou pós-cirúrgico. Nas hastes convencionais (sem estabilidade angular), o erro de bloqueio (encaixe parafuso-haste), principalmente nos orifícios distais, é algo considerado relativamente frequente, podendo ocorrer em aproximadamente 28% dos casos (Duhautois, 2003). Já com o modelo de implante que possui estabilidade angular, essa margem de erro é reduzida para taxas inferiores à 1% (Dejardin, 2014).

## **2.4 Planejamento Cirúrgico e Ferramentas de Diagnóstico por Imagem**

### **2.4.1 – Conceito de planejamento cirúrgico**

Planejamento cirúrgico se trata da metodologia adotada na organização e avaliação de todas as informações pertinentes ao processo de um tratamento cirúrgico, englobando períodos pré, trans e pós cirúrgico (Minto, 2022).

Deve-se levar em consideração fatores como: histórico do paciente, comorbidades, particularidades da espécie em questão, experiência do cirurgião e de toda a equipe envolvida, recursos técnicos disponíveis, viabilidade dos cuidados pós operatórios necessários, dentre outros (Minto, 2022).

Para tentar sintetizar os fatores de planejamento cirúrgico inerentes aos pacientes, foi desenvolvido um conceito conhecido como “escore da fratura”. Se trata de uma escala em que são levados em consideração diversos fatores a fim de determina-se uma maior ou menor

gravidade da lesão e consequentemente um prognostico esperado. (Ferrigno, 2014). Existem diferentes escores para diferentes espécies, já tendo sido elaborado um escore para aves:

Escore de classificação de fraturas em aves. Valores menores indicam maior gravidade da afecção e valores maiores indicam menor gravidade.										
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Animal debilitado										Animal hígido
Animal estressado										Temperamento calmo
Animal selvagem										Animal de estimação
Fratura antiga										Fratura recente
Animal menor que 300 g										Animal maior que 300 g
Parte proximal do osso fraturado										Parte distal
Fratura exposta										Fratura fechada
Grande lesão vascular										Pequena lesão vascular
Grande lesão neurológica										Pequena lesão neurológica
Lesões múltiplas										Lesão única

**Figura 2.** Classificação em uma escala numérica (escore) das fraturas em aves relacionando estado de saúde do paciente, tipo de lesão e comorbidades a gravidade do quadro, onde números menores indicam maior gravidade e números maiores indicam menor gravidade do quadro (Ferrigno, 2014).

#### 2.4.2 Estudos Radiográficos para planejamento cirúrgico

O exame radiográfico simples, em ao menos 2 incidências ortogonais entre si, é a avaliação inicial mais adotada na ortopedia de animais de companhia. Apresenta um relativo baixo custo para prestadores de serviço e clientes e costuma ser considerado suficiente para tomada de decisão na grande parte dos casos. De maneira geral, todos os pacientes devem ser submetidos a este tipo de avaliação como exame de triagem, mesmo que em um segundo momento outros exames possam ser indicados (Ferreira, 2022).

O posicionamento radiográfico correto é fundamental tanto para o correto diagnóstico das lesões (fraturas, luxações) bem como para o planejamento cirúrgico. Um posicionamento incorreto pode gerar erros de interpretação como: sobreposições ósseas, mensurações errôneas (Ferreira, 2022).

#### 2.4.3 Tomografia computadorizada para o planejamento cirúrgico

Os exames de tomografia computadorizada (TC) tem se tornado uma realizada cada vez mais acessível na medicina veterinária nos últimos anos. Os aparelhos, cada vez mais modernos, são capazes de produzir imagens com cada vez riqueza de detalhes (contraste e resolução) e com um tempo de exame cada vez menor (Ferreira, 2022).

A TC gera imagens bidimensionais transversas, o que elimina a sobreposição óssea, sendo este o principal diferencial em relação ao exame radiográfico tradicional. Atomografia tem um papel importante na modernização do planejamento cirúrgico, trazendo a possibilidade

de trabalhar com imagens tridimensionais virtuais ou impressas (Ferreira, 2022).

Tem sido observada uma maior acurácia no diagnóstico e descrição de fraturas com essa modalidade de exame, principalmente em regiões com sobreposições de estruturas ósseas (Stieger et al. 2015, Burtler et al. 2016, Sunöl et al 2018).

A possibilidade de um planejamento em imagens 3D tem sido associada à uma maior precisão no resultado final do procedimento, quando comparado ao planejamento em imagens bidimensionais, obtidas em avaliação radiográfica simples (Ferreira, 2022).

#### **2.4.4 Marcadores radiográficos e o planejamento cirúrgico**

Artefatos de imagem são alterações na imagem obtida que não condizem com a imagem real do objeto do exame. Um dos tipos de artefato mais comuns é magnificação, que ocorre principalmente pela distância excessiva entre o objeto alvo do exame (osso) e o filme radiográfico. Após o contato com o objeto alvo do exame, o feixe primário continua o seu trajeto de forma divergente, formando uma “imagem de sombra”, maior que a das dimensões originais da estrutura radiografada (Ferreira, 2022).

Com o objetivo de corrigir as alterações provenientes da magnificação, promovendo uma maior precisão para o planejamento, recomenda-se a utilização de marcadores ou escalímetros radiográficos. São objetos radiopacos, preferencialmente esfera de composição metálica (pois não sofrem alteração de formato ou diâmetro), de diâmetro conhecido, posicionado na mesma distância entre a estrutura avaliada radiograficamente. Dessa forma, tendo como referência um objeto de tamanho conhecido é possível criar uma relação entre o tamanho do marcador radiográfico e do objeto (osso) alvo do exame e estimar o percentual de magnificação da imagem ou “calibra-la” em um software de planejamento (Ferreira, 2022).

#### **2.4.5 Softwares de planejamento cirúrgicos e processamento de imagem**

Nas últimas décadas, os avanços tecnológicos resultaram no desenvolvimento de inúmeros sistemas de obtenção e processamento digital de imagens radiográficas, sendo inclusive desenvolvido uma extensão de arquivo específico para as imagens de uso médico o DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine - Comunicação de Imagens Digitais em Medicina) (Ferreira, 2022).

O formato digital também proporcionou melhorias significativas na qualidade de imagem e tempo de processamento, tendo substituído a radiografia convencional (analógica, por revelação de filme) inclusive na medicina veterinária (Ferreira, 2022).

Acompanhando esse processo evolutivo, programas (softwares) para planejamento pré operatório e avaliação pós cirúrgica também tem sido desenvolvidos.

Dentre eles o VPOP Pro (Veterinary Preoperative Orthopedic Planning) é um dos conhecidos. Uma das principais vantagens desse software especificamente é a presença de um vasto banco de dados com os implantes das principais empresas da Europa, Estados Unidos e Brasil) (Ferreira, 2022).

O planejamento digital tem sido associado com a redução dos custos em relação ao procedimento (menor tempo cirúrgico, menor quantidade de material esterilizado) e apresenta uma precisão maior em relação aos planejamentos tradicionais em imagens impressas (Hsu et al, 2012).

## 2.5 Impressão 3D na Medicina

Com os avanços tecnológicos, principalmente na área da computação gráfica, a medicina (humana e veterinária) vem ganhando recursos na resolução de diversos problemas, e criando possibilidades inimagináveis (Mcgurk et al., 1997).

O avanço nas tecnologias de biomodelagem, nos permitem replicação precisa da de uma estrutura biológica em um modelo físico tridimensional, utilizado para diagnóstico e planejamento cirúrgico, aprimorando as resoluções de afecções complexas. É uma tecnologia inovadora resultante da associação entre medicina e engenharia, somando-se tecnologias de aquisição de imagens, computação gráfica e manufatura aditiva (Nascimento, 2006). Essa tecnologia vem sendo aplicada principalmente em áreas como: neurocirurgia, ortopedia, reconstrução craniofacial, cirurgias bucomaxilofaciais e para reprodução geométrica de partes do corpo dos pacientes (Mcgurk et al., 1997).

Biomodelos podem ser confeccionados a partir de uma imagem extraída de um exame de tomografia computadorizada ou de ressonância magnética, que ainda pode ser editada através de softwares. Objetos, por exemplo implantes, podem ser desenvolvidos diretamente em um programa de CAD (do inglês “Computer Aided Design” ou Design por auxílio computacional), que permite que os modelos virtuais (tridimensionais) possam ser manipulados e simulados dentro deste ambiente. Em seguida, as imagens são convertidas em um formato aceito pela impressora tridimensional, sendo possível a criação de um protótipo final, o modelo físico (Volpato et al., 2017).

O processo de modelagem é muito preciso, podendo ocorrer erros relativos às imagens tomográficas quando cortes maiores do que 0,1 mm estão presentes. Essa tecnologia se aplica muito bem aos procedimentos ortopédicos, possibilitando ao cirurgião se planejar melhor em para procedimentos reconstrutivos traumáticos, em correções de desvios angulares por osteotomias (permitindo planejamento e prática prévia em um modelo) e ainda na confecção de implantes (placas e próteses) que podem ser moldadas sob medida para cada paciente (Mcgurk et al., 1997).

Assim como na medicina humana, na medicina veterinária técnicas de manufatura aditiva têm sido utilizadas, ainda que de forma incipiente, com os mesmos propósitos (Hespel et al., 2014). Dentre alguns exemplos Freitas et al. (2010), Fitzpatrick et al (2011 e 2018) e Goes (2016) produziram, órtese para gavião e placas ortopédicas para cães e coelhos. No auxílio ao diagnóstico e tratamento, Bordelo (2015) empregou a manufatura aditiva no planejamento cirúrgico ortopédico de cães atendidos em suas rotinas.

A escolha da impressora é feita a partir do tipo de material que se deseja trabalhar, o tipo de implante e a espécie escolhida para trabalho. Entre os diversos materiais disponíveis, encontram-se como mais utilizados os metais, os polímeros e cerâmicas (Herman, 2012).

A produção do objeto envolve a adição de material camada por camada em um processo conhecido como manufatura aditiva, um conjunto de tecnologias utilizadas para fabricar objetos físicos por meio de camadas planas, diretamente a partir de programas de CAD. Um método de extrema eficiência por dispensar ferramentas e moldes, o processo é feito em uma única operação (Oliveira, 2013).

### 3. MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.1 Obtenção dos Ossos Ex Vivo

De forma randomizada foram obtidos 27 ossos tíbio-tarsos de galinhas domésticas (*Gallus gallus domesticus*), extraídos de cortes de carne de frango (coxa e sobre-coxa) comercializado em rede de supermercados tradicional da cidade do Rio de Janeiro.

Os tíbio-tarsos foram manualmente separados dos tecidos moles adjacentes através de dissecação manual, utilizando instrumental cirúrgico convencional (pinça dentede rato, tesoura de mayo e lâmina de bisturi n24 acoplada a cabo de bisturi número 4).



**Figura 3.** Dissecação manual dos tíbio-tarsos para separação dos tecidos moles e obtenção dos espécimes ósseos do experimento.



**Figura 4.** Ossos do experimento (Tíbio-tarsos de galinha-doméstica), após a retirada dos tecidos moles e inspeção.



### 3.2 Divisão dos Grupos

Os 27 ossos foram divididos e identificados em 2 grupos de acordo com o lado doseu antímero: tíbio-tarsos direito (TTD) e Tibio-tarso esquerdo (TTE). O critério para separação por antímero foi a localização lateral da fíbula. Cada um dos ossos foi então identificado individualmente com uma fita de esparadrapo, recebendo uma sigla (TTD ou TTE) e um número.

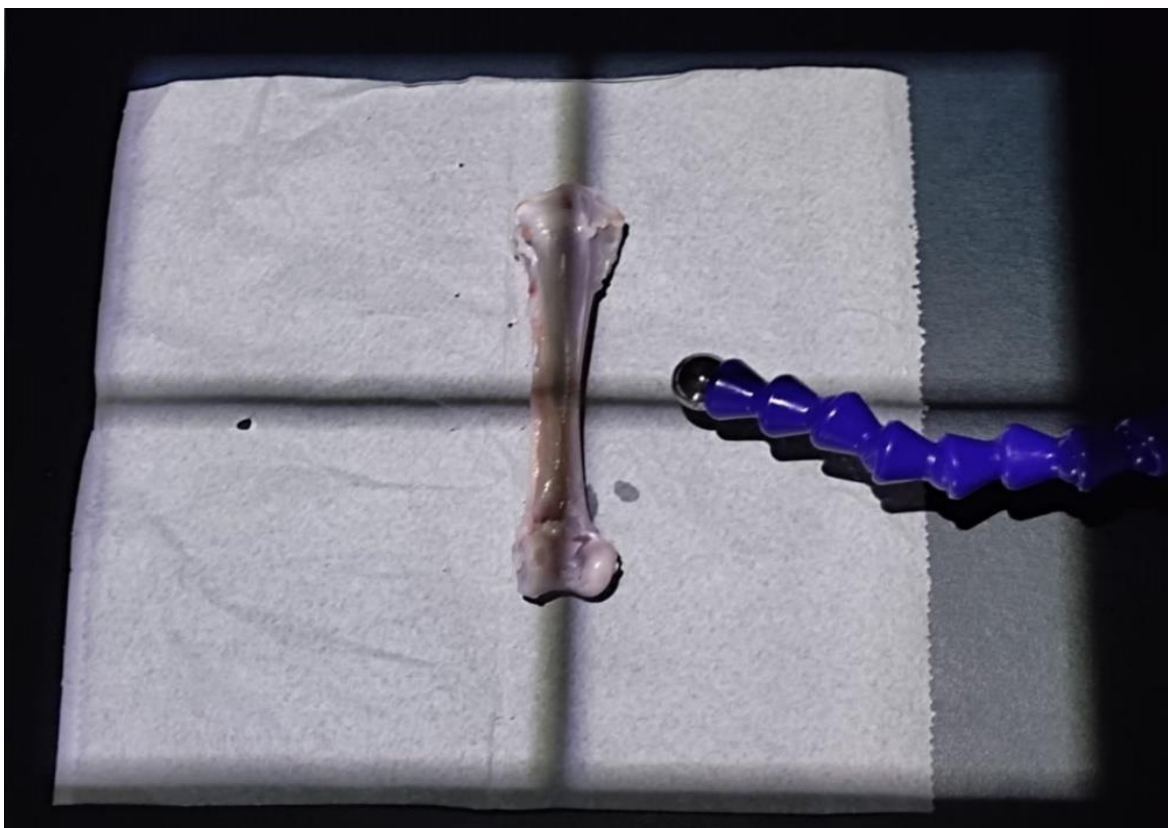


**Figura 5.** Osso tíbio-tarso direito número7, identificado com esparadrapo e identificado com a sigla “TTD 7”.

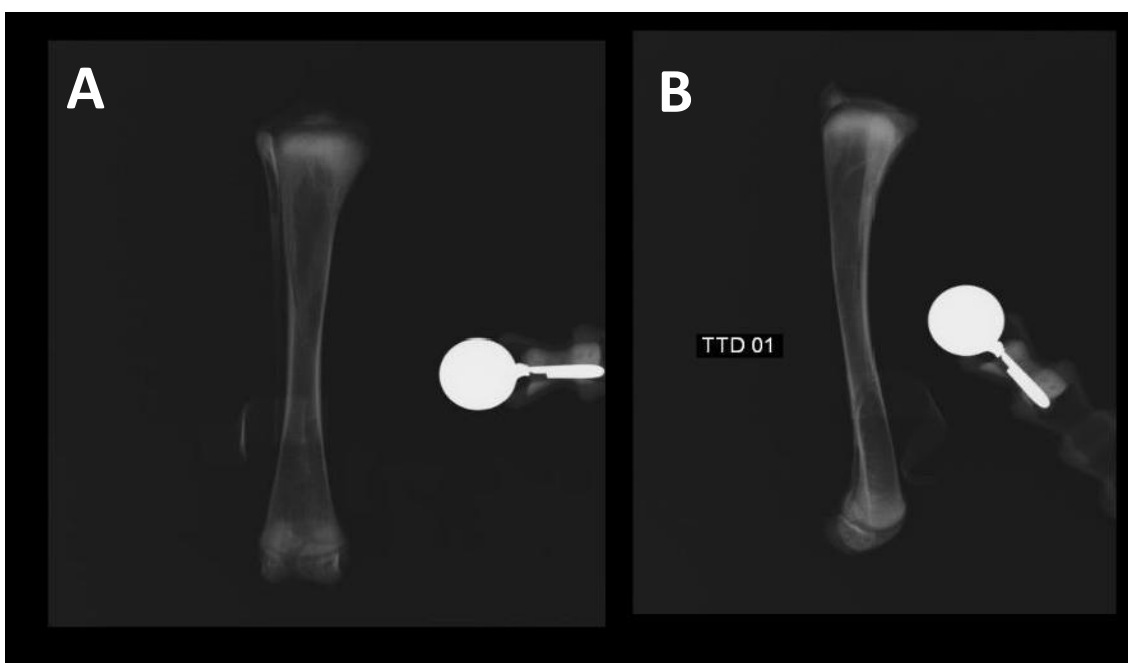
### 3.3 Mensuração dos Ossos para Implantação

#### 3.3.1 Estudos radiográficos

Para as aferições das medidas ósseas, todos os ossos foram radiografados utilizando o equipamento de radiologia digital CR (Emissor Univet® e reveladora Fuji Prima T2). Os estudos foram realizados nas dependências da Clínica Veterinária Prosilvestres (Copacabana, Rio de Janeiro- RJ), sendo realizadas 2 incidências ortogonais, nas incidências cranio-caudal e médio-lateral, com a presença de um escalímetro radiográfico esférico de 15mm. O regime elétrico utilizado para obtenção das imagens foi 160 mA, 50KV e 10,0 mAs).



**Figura 6.** Osso tíbio-tarso posicionado na incidência crânio caudal sobre o chassi radiográfico, com o escalímetro radiográfico esférico de 15mm ao seu lado.



**Figura 7.** A-Estudo radiográfico crânio-caudal TTD 01. B- Estudo radiográfico medio-lateral TTD 01.

### 3.3.2 Aferições das medidas dos estudos radiográficos

As imagens obtidas nos estudos radiográficos foram exportadas para um software de planejamento cirúrgico ortopédico Veterinary Preoperative Orthopaedic Planning (VPOP-pro).

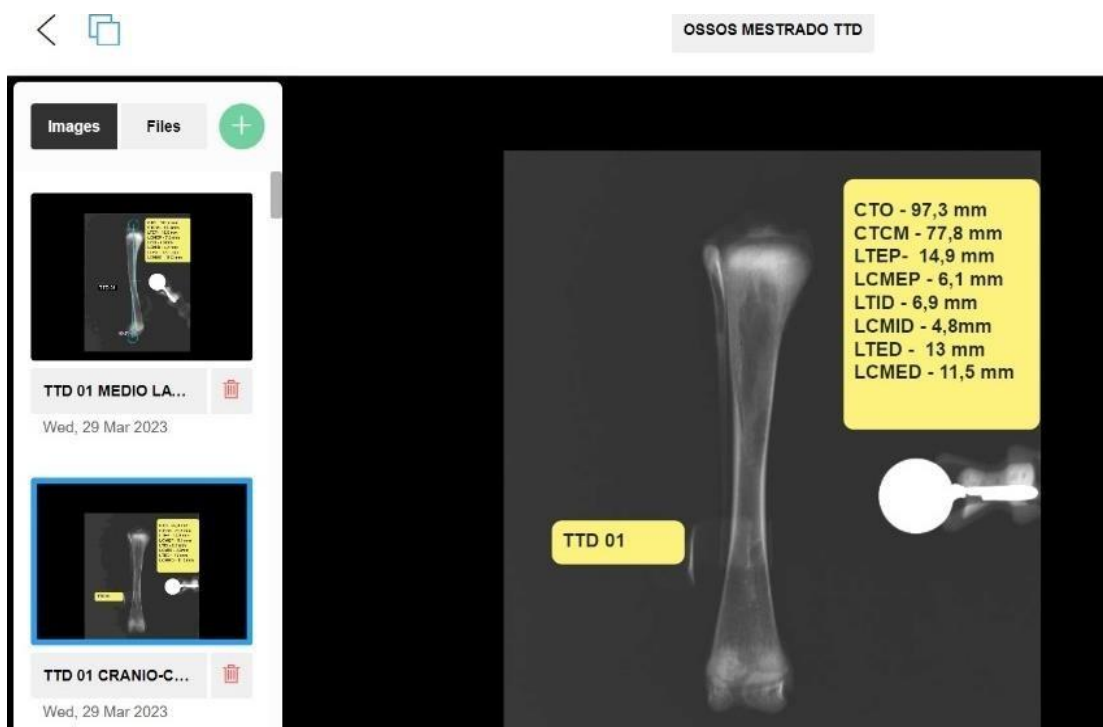
Para o dimensionamento dos implantes e planejamento da sua aplicação foram aferidas as seguintes medidas em milímetros: Comprimento Total do Osso, Comprimento do Canal Medular, Largura Total Epífise Proximal, Largura Canal Medular Epífise Proximal, Largura Total Epífise Distal, Largura Canal Medular Epífise Distal, Largura Total Istmo Diáfise e Largura Canal Medular Istmo Diáfise (Quadro 1).

**Quadro 1.** Abreviações das medidas em milímetros (mm) estabelecidas para aferição das avaliações radiográficas, através do VPOP-pro.

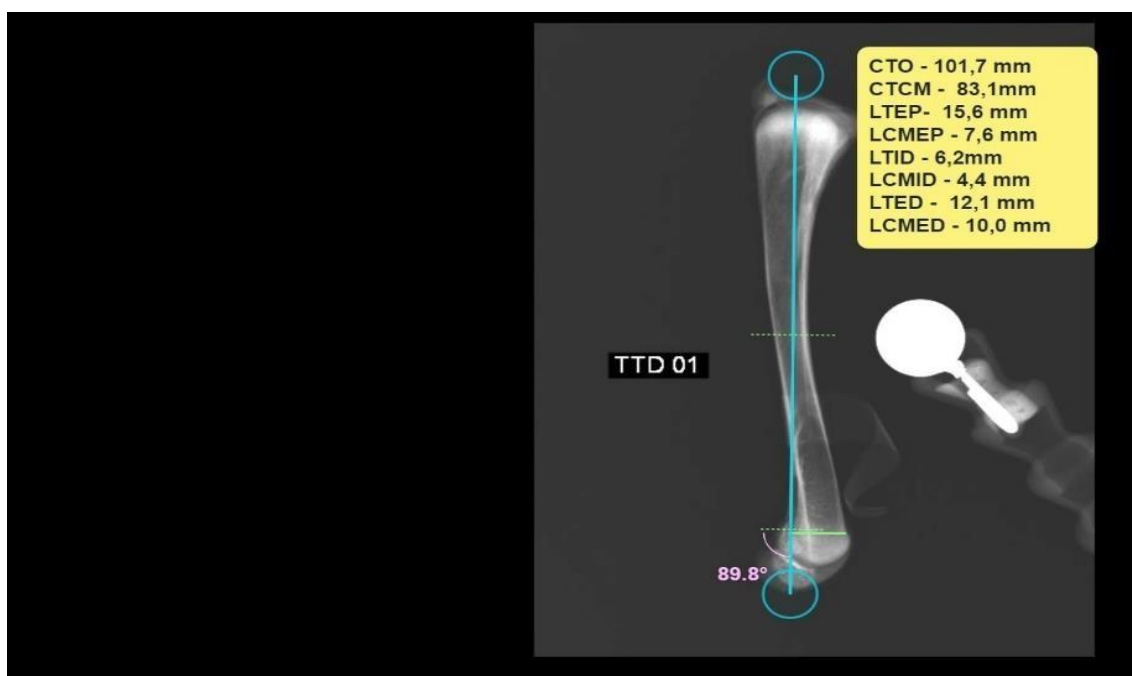
Abreviação	Medidas para aferição das avaliações radiográficas
CTO	Comprimento Total do Osso
CTCM	Comprimento do Canal medular
LTEP	Largura Total Epífise Proximal
LCMEP	Largura Canal Medular Epífise Proximal
LTED	Largura Total Epífise Distal
LCMED	Largura Canal Medular Epífise Distal
LTID	Largura Total Istmo Diáfise
LCMID	Largura Canal Medular Istmo Diáfise

Todas as mensurações citadas foram realizadas nas imagens referentes à ambas as incidências radiográficas, crânio-caudal (figura 8) e médio lateral (figura 9).





**Figura 8.** Imagem do estudo radiográfico do osso TTD 01 na incidência radiográfica crânio-caudal, processada no software VPOP, com o registro de todas as medidas radiográficas estipuladas no experimento.

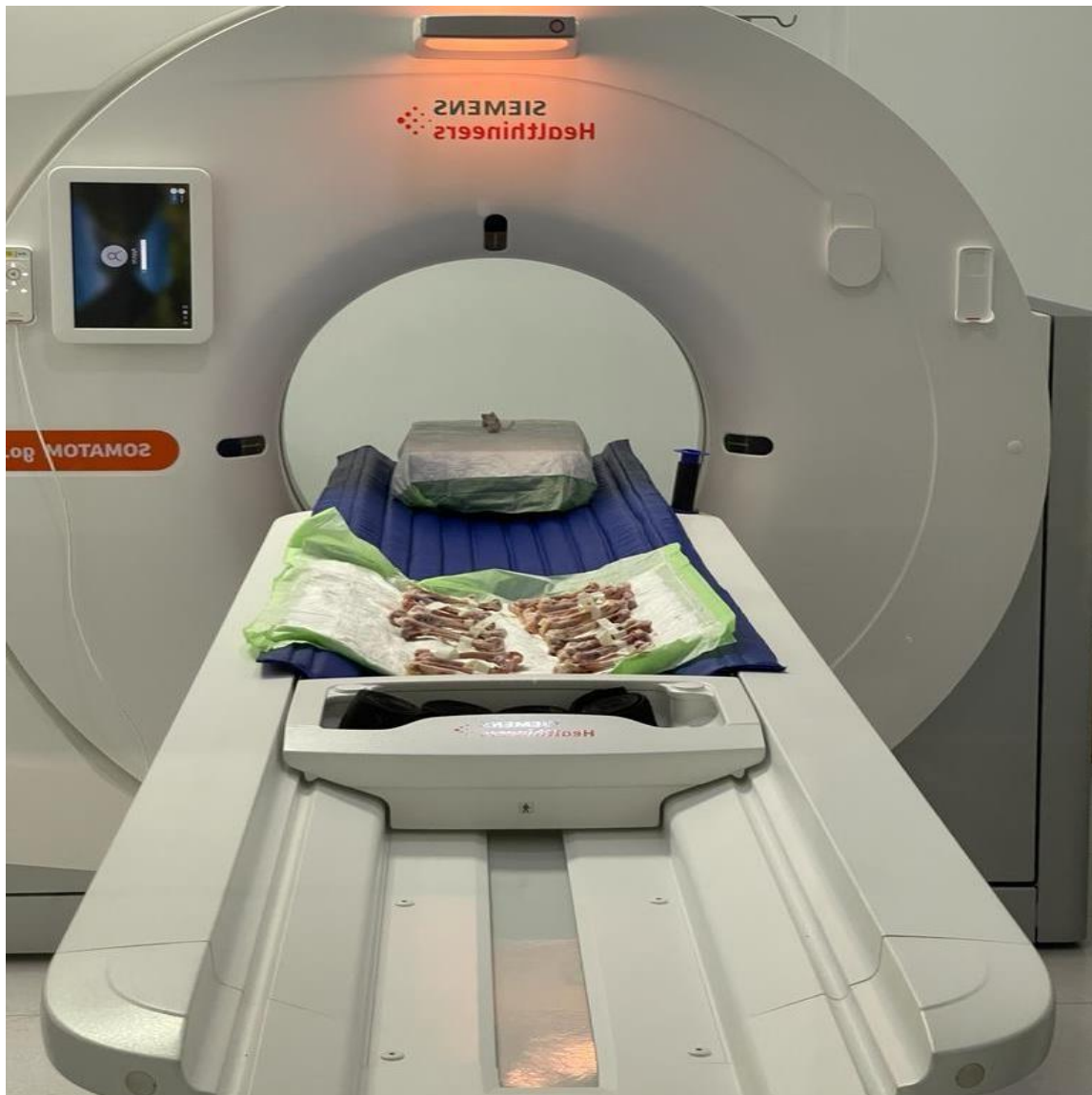


**Figura 9.** Imagem do estudo radiográfico do osso TTD 01 na incidência radiográfica médio-lateral, processada no software VPOP, com o registro de todas as medidas radiográficas estipuladas no experimento.

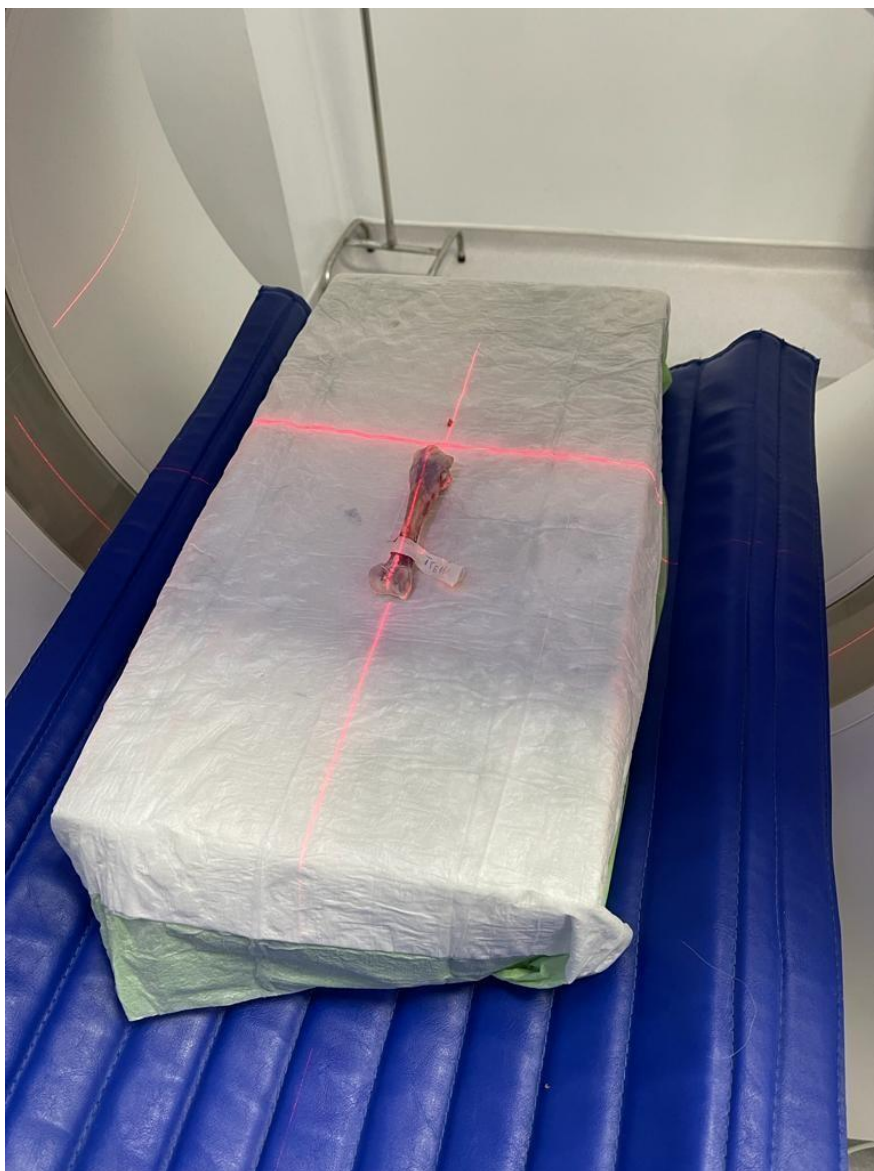
### 3.3.3 Estudos tomográficos

Além das aferições através de estudos radiográficos, optou-se pela realização de estudo de tomografia computadorizada individual de todos os ossos utilizados no experimento.

Os estudos foram conduzidos no centro de diagnóstico Advance – Imagem Veterinária Avançada (Tijuca, Rio de Janeiro-RJ) em um aparelho multi slice da marca Siemens modelo Somatom Go Up de 32 canais, com reconstrução multiplanar em cortes de 1,0mm e intervalo de mesa de 0,7mm de espessura.



**Figura 10.** Ossos identificados e separados em grupos (direito e esquerdo) para o início da obtenção das imagens por tomografia computadorizada no centro de diagnóstico por imagem veterinário “Advance”.



**Figura 11.** Osso TTE 11 sendo posicionado para obtenção das imagens tomográficas, utilização das iluminação de colimação (vermelha) para o posicionamento do osso no tomógrafo.



### 3.3.4 Mensuração das imagens dos estudos tomográficos

As imagens obtidas foram analisadas no software de processamento de imagens médicas (DICOM), Radiant.



**Figura 13.** Exemplo de medida realizada em plano axial (transversal/horizontal) no software Radiant.

Mais uma vez para visando o dimensionamento dos implantes e planejamento da sua aplicação, assim como o realizado nas imagens radiográficas, foram padronizadas as seguintes medidas em milímetros:

Nos planos Coronal (frontal) e Sagital: Comprimento total do Osso e Comprimento total do canal medular (Quadro 2).

**Quadro 2.** Abreviações das medidas em milímetros (mm), das imagens tomográficas obtidas nos planos coronal (frontal) e sagital, e aferidas através do software Radiant.

Abreviação	Medidas para aferição das imagens tomográficas nos planos Coronal e Sagital
CTO	Comprimento Total Do Osso
CTCM	Comprimento Total Do Canal Medular

No plano Axial (transversal ou horizontal): Largura Total Epífise Proximal Eixo Latero-Lateral, Largura Total Epífise Proximal Eixo Crânio-caudal, Largura Canal Medular Epífise Proximal Eixo Latero-Lateral, Largura Canal Medular Epífise Proximal Eixo Crânio-caudal, Largura Total Epífise Distal Eixo Latero-Lateral, Largura Total Epífise Distal Eixo crânio-caudal, Largura Canal Medular Epífise Distal Eixo Latero-Lateral, Largura Canal Medular Epífise Distal Eixo crânio-caudal, Largura Total Istmo Diáfise Eixo Latero-Lateral, Largura Total Istmo Diáfise Eixo crânio-caudal, Largura Canal Medular Istmo Diáfise Eixo Latero-Lateral e Largura Canal Medular Istmo Diáfise Eixocrânio-caudal (Quadro 3).

**Quadro 3.** Abreviações das medidas em milímetros (mm), das imagens tomográficas obtidas no planos axial (transversal ou horizontal), e aferidas através do software Radiant.

Abreviações	Medidas para aferição das imagens tomográficas no plano Axial
LTEP LAT-LAT	Largura Total Epífise Proximal Eixo Latero-Lateral
LTEP CRA-CAU	Largura Total Epífise Proximal Eixo Crânio-caudal
LCMEP LAT-LAT	Largura Canal Medular Epífise Proximal Eixo Latero-Lateral
LCMEP CRA-CAU	Largura Canal Medular Epífise Proximal Eixo Crânio-caudal
LTED LAT-LAT	Largura Total Epífise Distal Eixo Latero-Lateral
LTED CRA-CAU	Largura Total Epífise Distal Eixo crânio-caudal
LCMED LAT-LAT	Largura Canal Medular Epífise Distal Eixo Latero-Lateral
LCMED CRA-CAU	Largura Canal Medular Epífise Distal Eixo crânio-caudal
LTID LAT-LAT	Largura Total Istmo Diáfise Eixo Latero-Lateral
LTID CRA-CAU	Largura Total Istmo Diáfise Eixo crânio-caudal
LCMID LAT-LAT	Largura Canal Medular Istmo Diáfise Eixo Latero-Lateral
LCMID CRA-CAU	Largura Canal Medular Istmo Diáfise Eixo crânio-caudal

Após a obtenção das medidas radiográficas e tomográficas, os dados foram armazenados e analisados no Microsoft Excel 2016. Após verificação de erros e inconsistências foi realizada uma análise estatística descritiva. Por meio do programa BioEstat 5.3 foram verificadas a distribuição normal das medidas ósseas adquiridas por exame radiográfico e tomográfico com o teste de Shapiro-Wilk, e as variáveis que



apresentaram distribuição normal foram avaliadas pelo teste ANOVA. O grau de significância foi de ( $p < 0,05$ )

Ossos com medidas abaixo do desvio padrão (medida de dispersão em relação à média) obtido na avaliação radiográfica, tomográfica ou em ambos, foram excluídos do experimento, por serem considerados muito pequenos para aplicação dos implantes.

Ossos com medidas acima do desvio padrão obtido na avaliação radiográfica, tomográfica ou em ambos, também foram descartados do experimento, pois seu tamanho excessivo não possibilitaria uma implantação adequada do modelo haste produzido.

### 3.4 Referências para confecção da Haste-Intramedular

Como referência para o desenvolvimento de um implante (haste intramedular) compatível com um sistema de implantação disponível no mercado brasileiro, utilizou-se o sistema da empresa nacional PROTOMED (Figura 14).



**Figura 14.** Sistema completo (implantes e instrumentais) de haste intramedulares bloqueadas 3,5 – 4,0 da empresa PROTOMED.

A definição das dimensões (comprimento e largura) do implante foram baseadas nas medidas médias obtidas nos exames de imagem (radiografias e tomografias) seguindo os preceitos estabelecidos na literatura (MALTA, 2022). Assim sendo, a haste utilizada como modelo possuía 3,5mm de diâmetro e 90mm de comprimento (Figura 15)

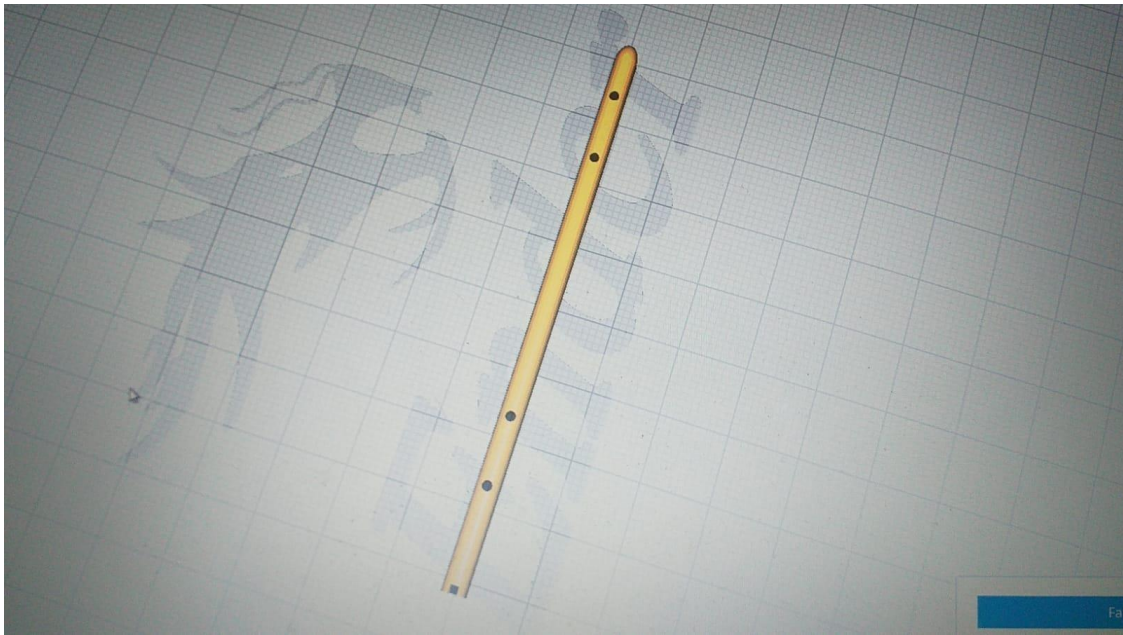


**Figura 15.** Conjunto de instrumentais (régua de perfuração), aplicador manual e implante (haste intramedular bloqueada de 3,5 e 90mm comprimento) da empresa PROTOMED.

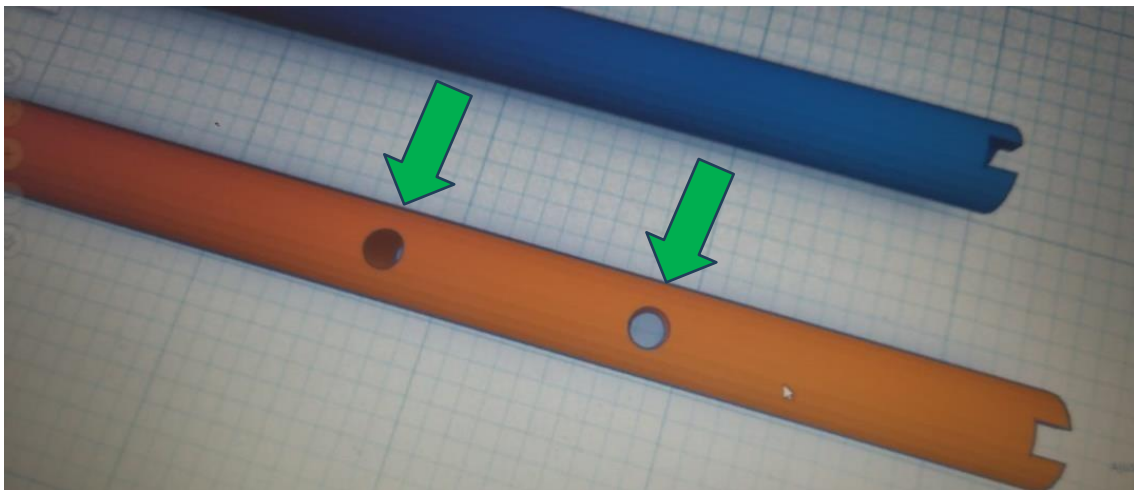


### 3.5 Prototipagem e Impressão da Haste Intramedular em Polímero

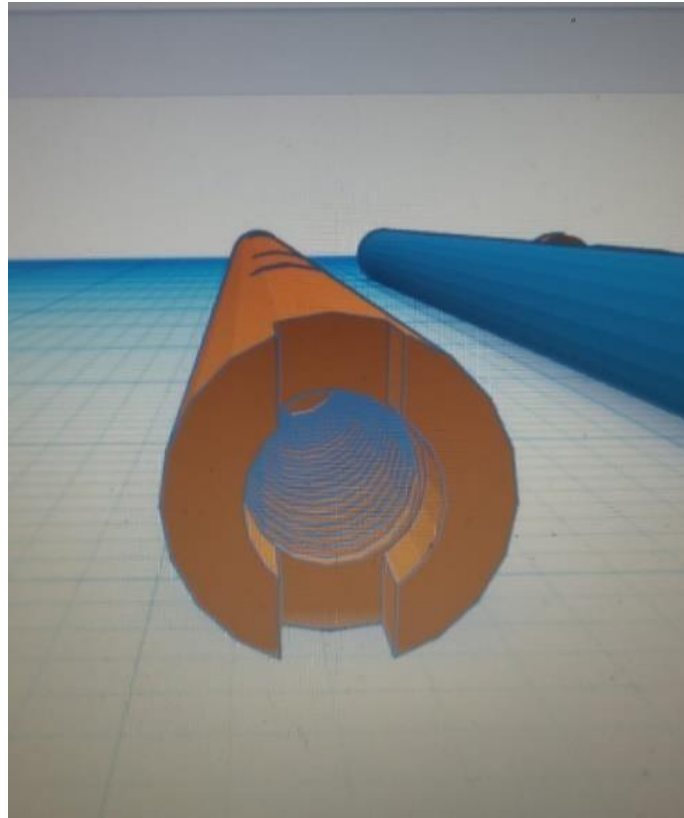
Para a modelagem tridimensional foi utilizado o programa online e gratuito Tinkercad ([www.tinkercad.com](http://www.tinkercad.com)), todas as medidas obtidas do modelo de haste utilizada como referência (haste PROTOMED 3,5mm X 90mm) foram aplicadas, buscando dessa forma criar um implante idêntico ao implante comercial já existente e, assim sendo, compatível com os instrumentos de implantação.



**Figura 16.** Visualização do aspecto lateral do protótipo da haste intramedular desenvolvida no programa tinkercad.



**Figura 17.** Visualização do aspecto lateral do protótipo da haste intramedular, desenvolvida no programa Tinkercad, com foco nos orifícios de passagem dos parafusos de fixação (setas verdes).



**Figura 18.** Visualização no Tinkercad, da porção superior da haste intramedular desenvolvida, com foco na rosca de fixação que se conectará com os instrumental de aplicação do implante do sistema da PROTOMED.

Após a conclusão do processo de protipagem da haste, o projeto foi convertido para um arquivo com extensão .stl e exportado para um segundo programa, Ultimaker Cura (<https://ultimaker.com/software/ultimaker-cura/>), conhecido como “software defatiamento” onde foi realizada a transformação da imagem tridimensional em um código capaz de orientar todo o processo de impressão 3d, criando-se portanto um segundo arquivo. Este arquivo foi exportado para um dispositivo de armazenamento de dados portátil (Pen drive) que foi conectado a impressora 3D (Ender 3), transportando assim o código responsável por orientar todo o processo de impressão do implante desenvolvido. Como matéria prima de impressão foi utilizado o filamento de polímero (PLA) da marca nacional “3d Print”.



**Figuras 19.** A - visualização de uma das hastes de polímero recém impressa, na mesa de impressão da impressora Ender 3 B – mesmo implante de uma visão superior



**Figura 20.** Conjunto de 9 hastes recém impressas, acondicionada em envelope de papel grau cirúrgico antes da aplicação nos ossos.



### 3.6 Aplicação dos Implantes Desenvolvidos Sem Utilização de Fluoroscopia

Esta fase do experimento foi conduzida no setor de animais selvagens do hospital veterinário da Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro.

#### 3.6.1 Preparo/fresagem do canal medular

Seguindo a descrição da técnica de implantação das hastes intramedulares descritana literatura, inicialmente foi realizado o preparo, também denominado fresagem, do canalmedular, utilizando furadeira ortopédica cirúrgica (Striker System 7) foram introduzidos progressivamente, a partir de um fio de Kirschner 1,5mm até um pino de Steiman 3,5mm. Após isso o preparo do canal medular, foi realizada uma fresagem da porção proximal dos ossos com a fresa manual de 4,5mm (PROTOMED), permitindo assim a aplicação do implante com o aplicador manual do sistema comercial adotado.



**Figura 21.** Sistema completo da perfuratriz ortopédica cirúrgica (Stryker Sustem 7) utilizado para perfuração dos ossos do experimento.



**Figura 22.** Fio de Kirschner 1,5, pinos de Steiman 2,0 ao 3,5, fresa manual haste intramedular metálica acoplada no aplicador manual e régua/guia de aplicação e perfuração do sistema PROTOMED e régua ortopédica, utilizados no processo de preparo canal medular.





**Figura 23.** Visão proximal de um dos tíbio-tarsos do experimento, com a aplicação do fio de Kirschner 1,5 no ponto de referência para preparo/fresagem do canal medular.

### **3.6.2 Implantação das hastes intramedulares**

Como diferencial à técnica tradicionalmente descrita na literatura, uma etapa adicional foi implementada neste experimento. Após o preparo/fresagem do canal medular e previamente a aplicação do implante definitivo confeccionado em polímero (PLA), foi realizada a implantação completa do implante metálico convencional (aço 316L), com a introdução da haste metálica no canal medular, realização das perfurações para aplicação dos dispositivos de estabilização e aplicação dos mesmos (parafusos também de aço 316L).

Após esta etapa, todos os implantes eram removidos dos ossos, a haste metálica era então substituída pela haste de polímero no instrumental de aplicação, introduzida no canal medular e fixada pelos mesmos parafusos de aço utilizados anteriormente, introduzidos nos mesmos orifícios de perfuração realizados durante a aplicação da haste intramedular metálica (Figura 24).



**Figura 24.** Tibio-tarso com a haste de polímero implantada (ainda conectada ao guia erégua de perfuração) e estabilizada com parafusos de aço.

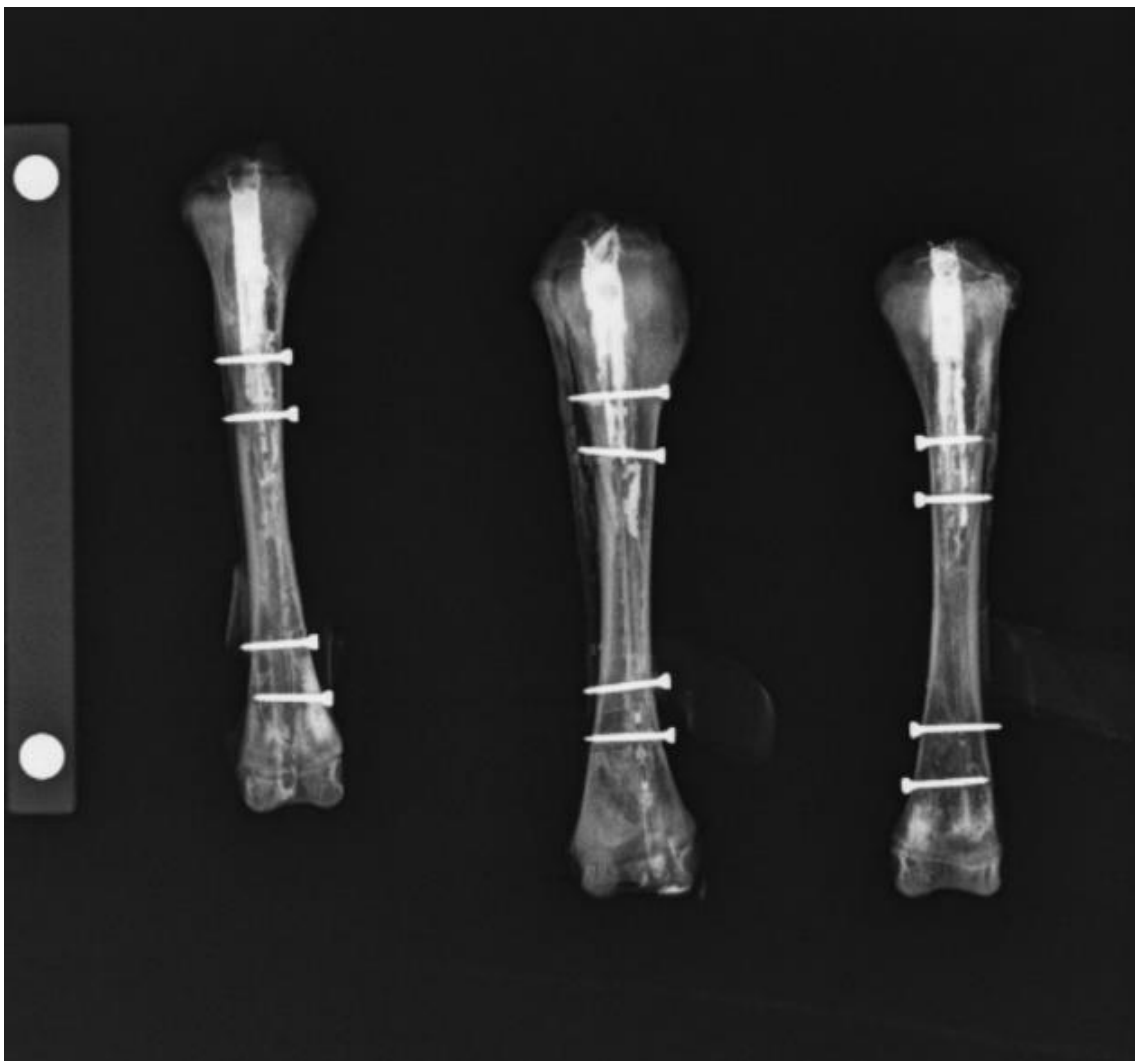
Antes da conexão com o instrumental de aplicação e introdução no canal medular dos ossos, os implantes de polímero eram impregnados com contraste radiográfico impregnados base de sulfato de bário 100% (figura 25) - 1g/mL (Bariogel Cristália®)



**Figura 25.** Aplicação do contraste a base de sulfato de bário em uma das hastes de polímero do experimento.

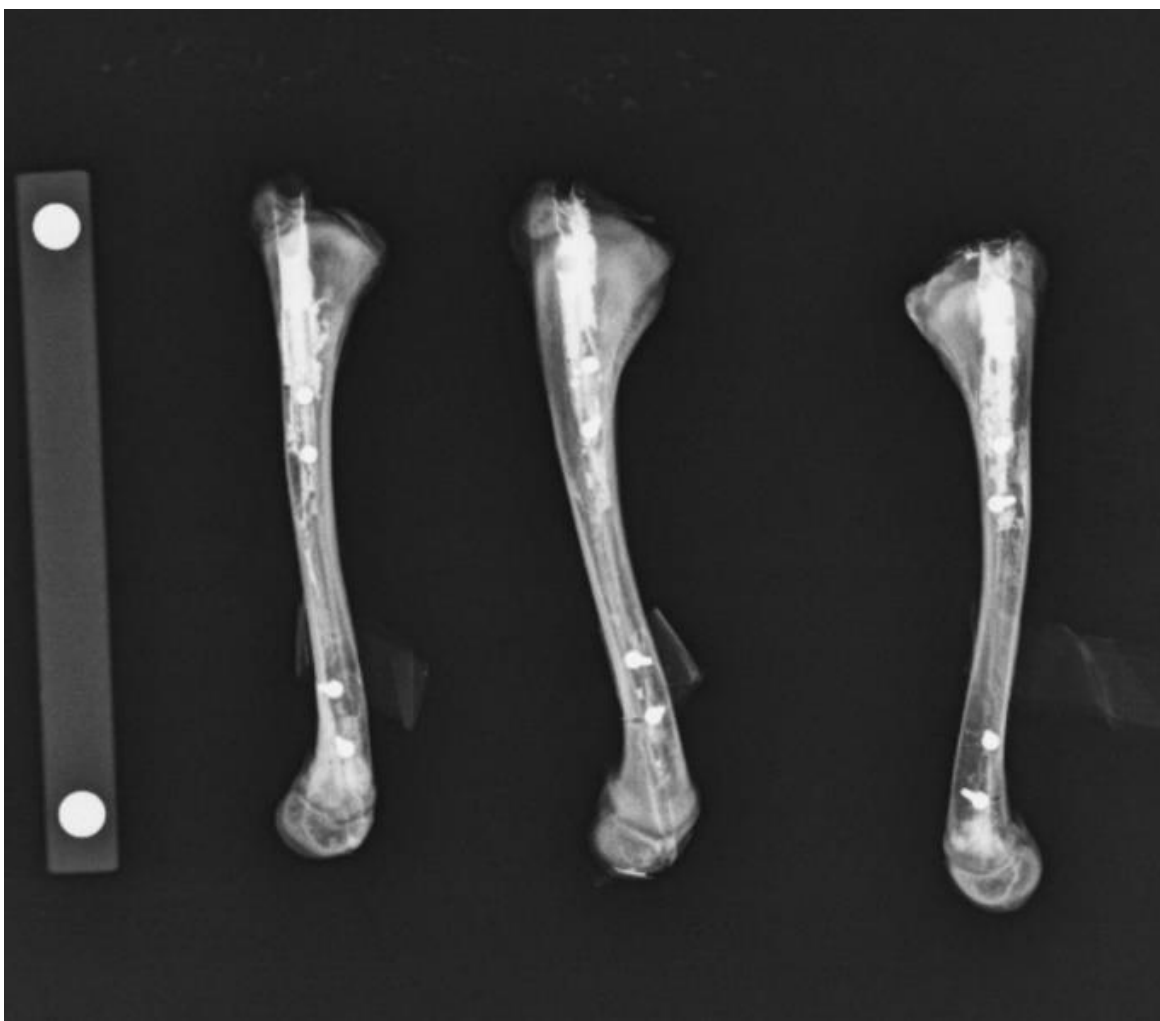
### 3.6.3 Estudo radiográfico após a aplicação da haste de polímero

Após a aplicação dos implantes definitivos os ossos implantados foram radiografados nas incidências crânio-caudal e médio lateral para avaliação dos resultados (Figura 26 e 27).



**Figura 26.** Imagem do estudo radiográfico dos ossos TTD 09, TTD 10 e TTE 02 realizado, na incidência médio lateral, após aplicação haste de polímero impregnada com contraste.

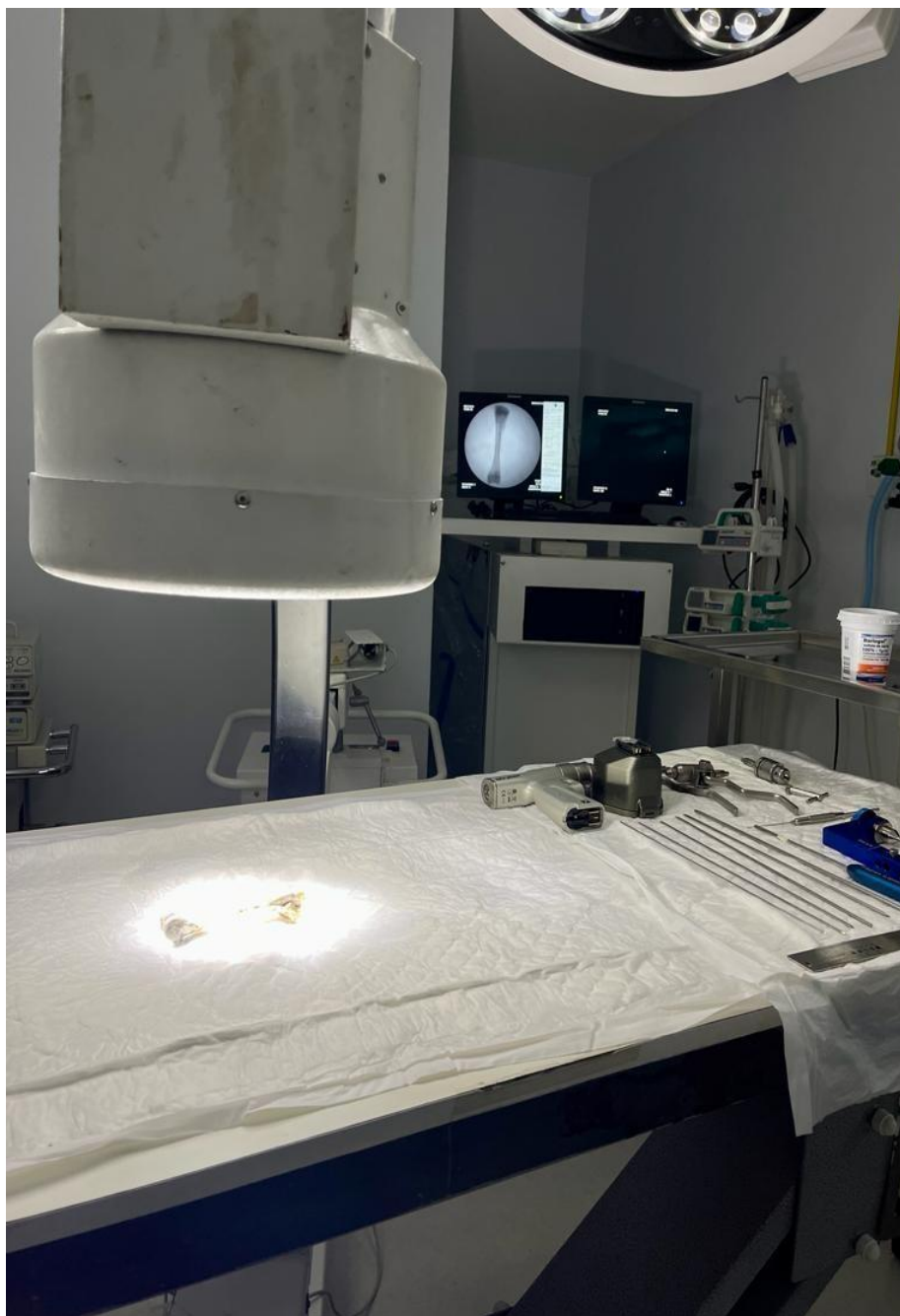




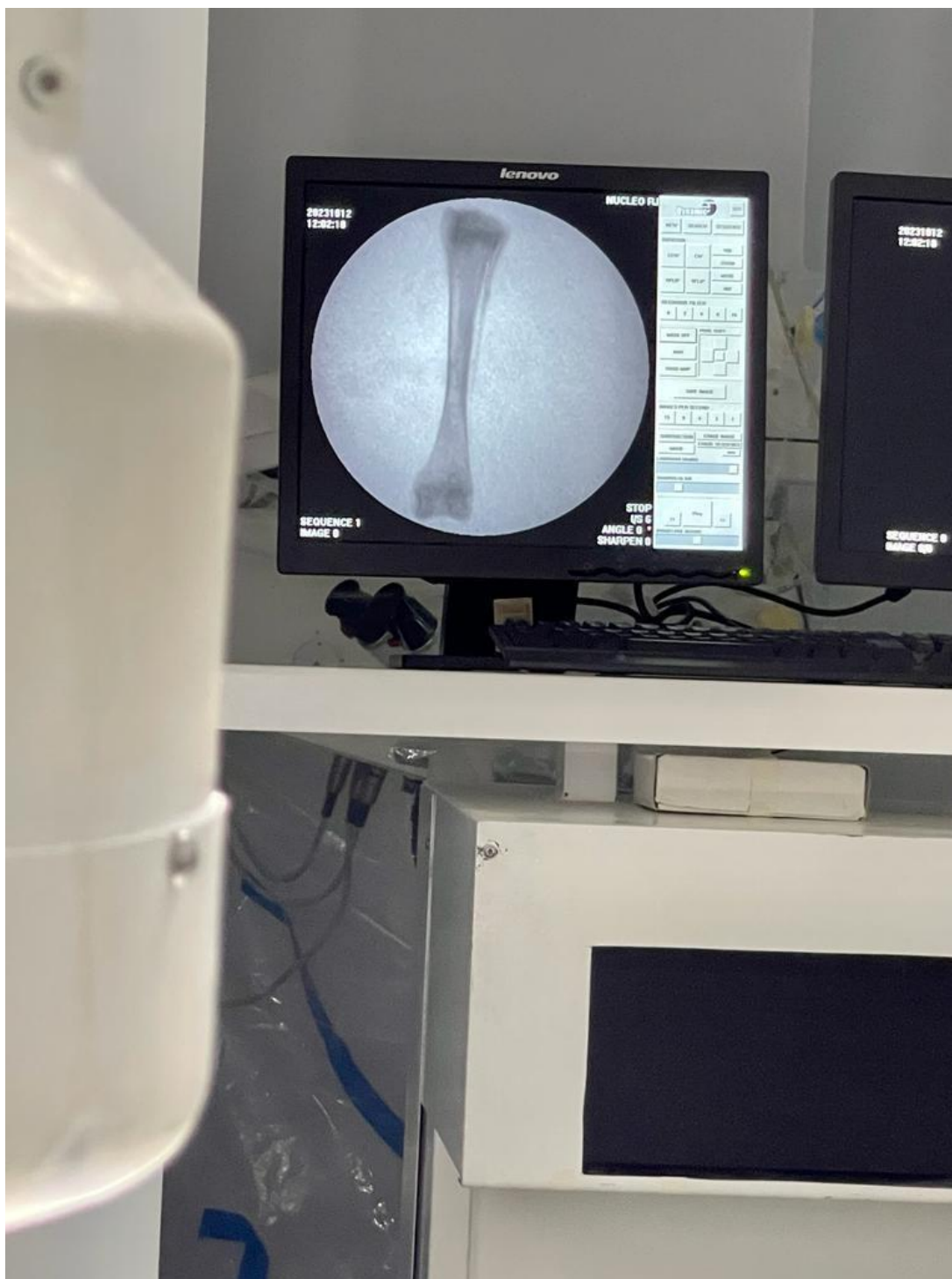
**Figuras 27.** Imagem do estudo radiográfico dos ossos TTD 09, TTD 10 e TTE 02 realizado, na incidência médio lateral, após aplicação haste de polímero impregnada com contraste.

### 3.7 Aplicação dos Implantes Desenvolvidos Com Utilização de Fluoroscopia

Esta etapa do experimento foi conduzida em uma clínica veterinária particular na zona oeste da cidade do Rio de Janeiro (Núcleo – Cirurgia Avançada e Terapia Intensiva Veterinária) que dispõe de um equipamento de fluoroscopia.



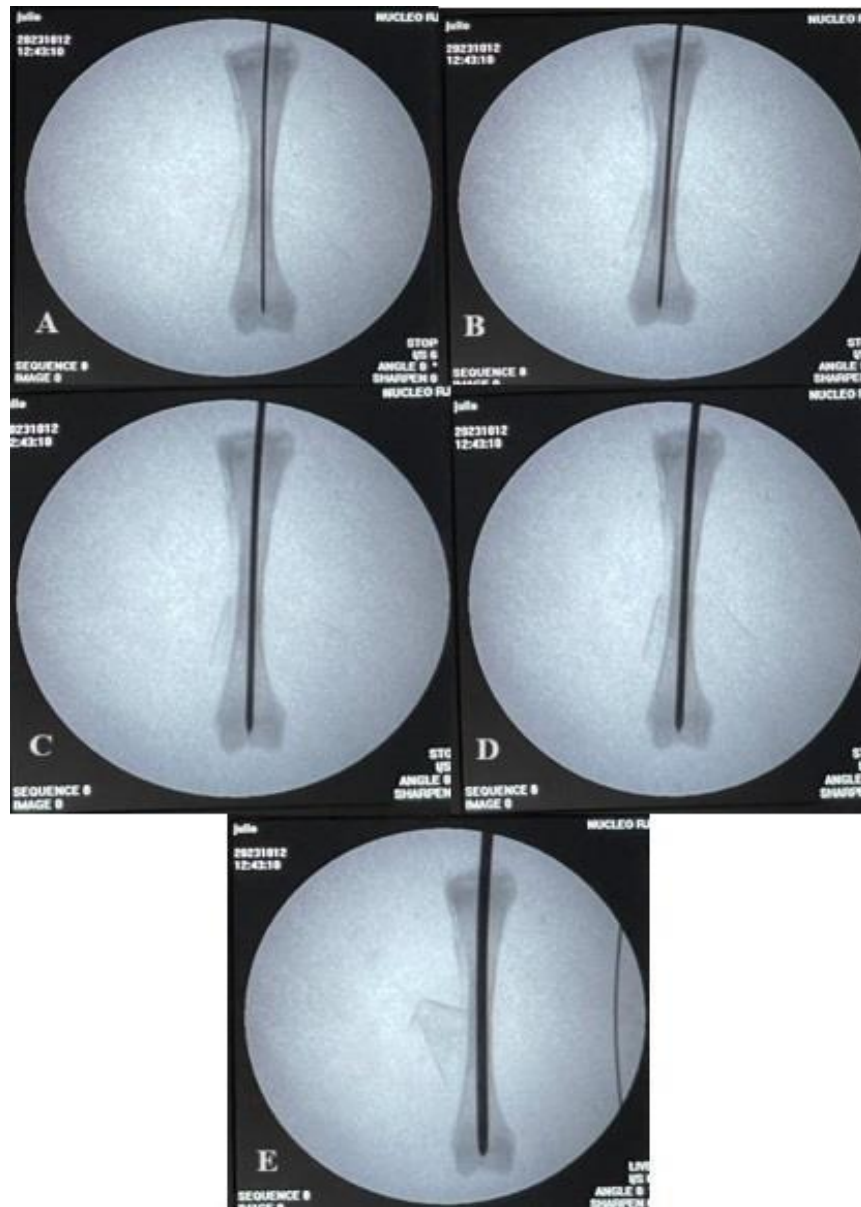
**Figuras 28.** Osso do experimento sob a mesa do centro-cirúrgico, equipamento de fluoroscopia posicionado e captando imagem e todo o instrumental de preparo dos ossos e aplicação do implante organizado para execução.



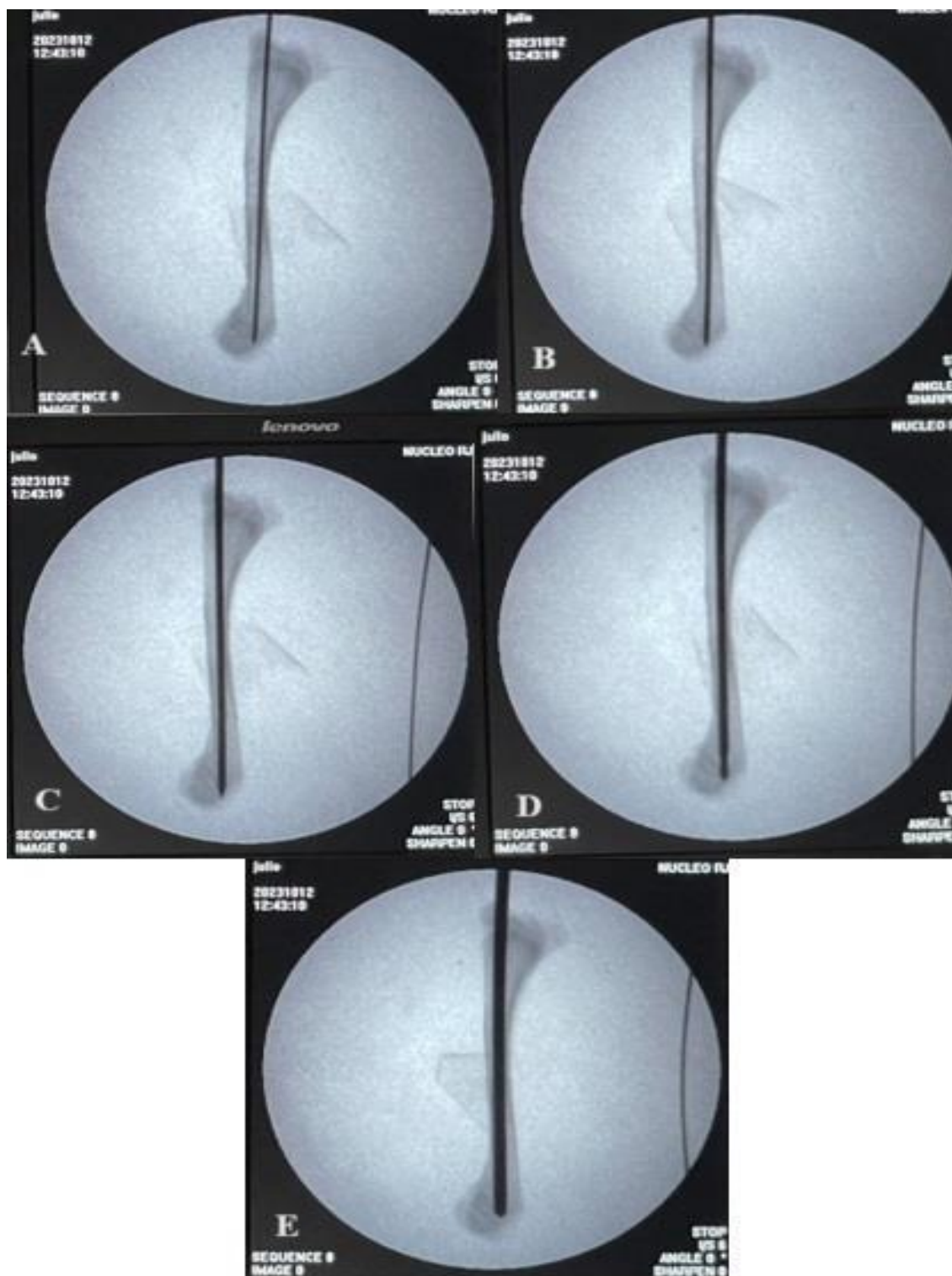
**Figura 29.** Imagem de um dos ossos utilizados no experimento obtida pelo aparelho de fluroscopia, previamente ao início do preparo do canal medular e aplicação dos implantes.

### 3.7.1 Fresagem/preparo do canal medular com a utilização de fluroscopia

Como anteriormente, a técnica de fresagem do canal medular foi realizada de acordo com o descrito na literatura, através da introdução de implantes de diâmetro progressivamente maiores (fio de Kirschner 1,5mm ao pino de Steiman 3,5mm), preparando assim o canal medular para o implante definitivo.



**Figura 30.** Fresagem/Preparo do canal medular de forma progressiva, acompanhada com o auxílio da fluoroscopia, vista cranial. A- Fresagem com fio de Kirschner 1,5, B - Fresagem com pino de Steiman 2,0, C- Fresagem com pino de Steiman 2,5, D - Fresagem com pino de Steiman 3,0 E- Fresagem com pino de Steiman 3,5

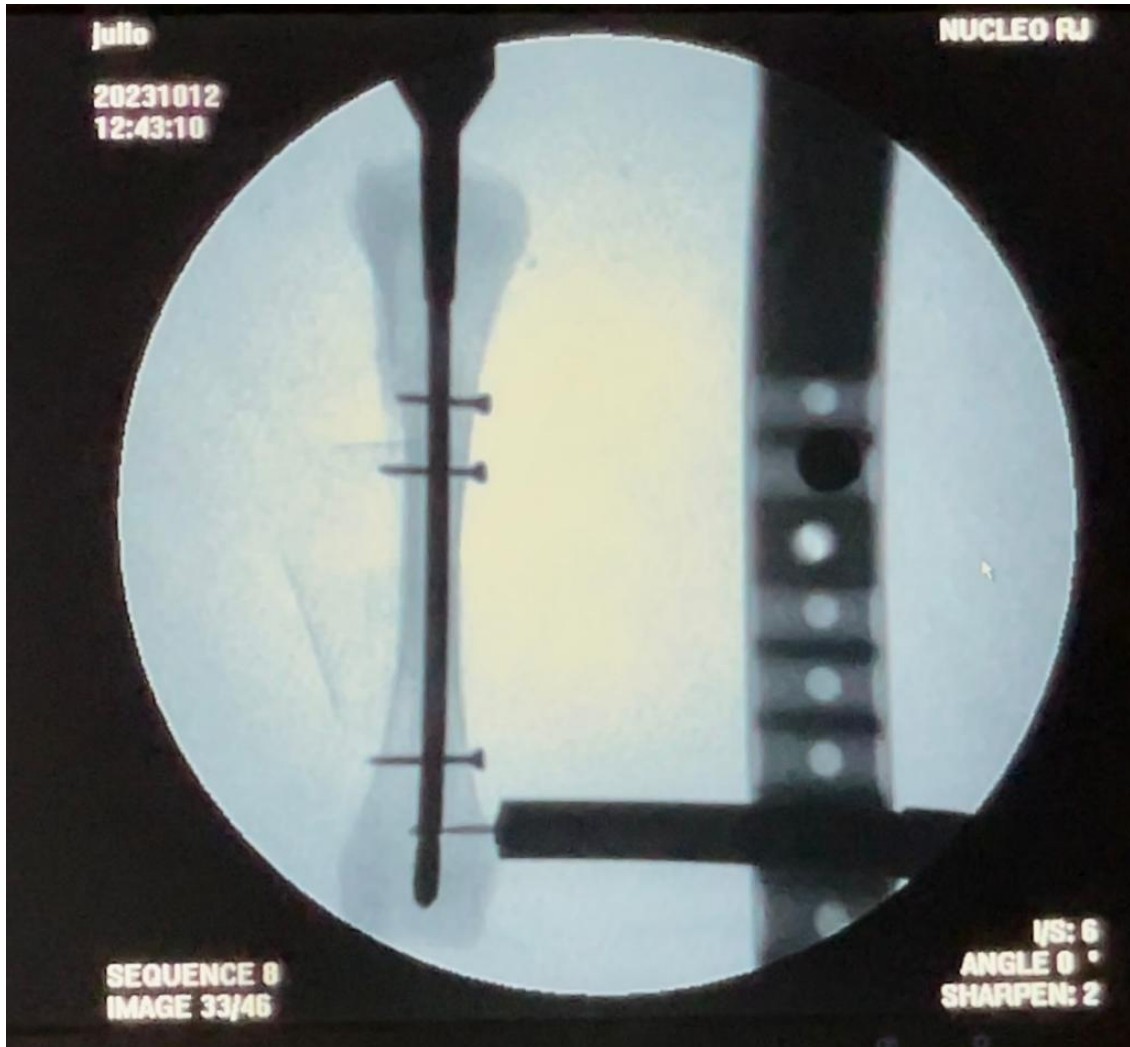


**Figura 31.** Fresagem/Preparo do canal medular de forma progressiva, acompanhada como auxílio da fluroscopia, vista lateral. A- Fresagem com fio de Kirschner 1,5, B - Fresagem com pino de Steiman 2,0, C- Fresagem com pino de Steiman 2,5, D - Fresagem com pino de Steiman 3,0 E- Fresagem com pino de Steiman 3,5



### 3.7.2 Implantação das hastes intramedulares com auxílio de fluroscopia

Seguindo a metodologia desenvolvida, após a fresagem do canal medular e previamente aplicação do implante desenvolvido em polímero, a haste de 3,5mm (PROTOMED) era aplicada, as perfurações e implantação dos 4 parafusos de bloqueio foram realizadas na ordem de proximal para distal (figura 32).



**Figura 32.** Visualização da haste intramedular metálica implantada no canal medular 3 dos parafusos já implantados e realização da implantação do 4 e último acompanhada com a utilização do fluoroscópio

Assim como na fase anterior do experimento, sem o auxílio do arco cirúrgico, os implantes metálicos foram substituídos pelos implantes de polímero impregnados com contraste radiológicos de sulfato de bário (figura 33).



**Figura 33.** A = Haste de polímero impregnada com contraste radiográfico avaliada por fluroscopia na vista cranial; B= Haste intramedular de polímero impregnada de contraste avaliada por fluroscopia na vista lateral

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 Seleção dos Ossos

Todos os ossos extraídos dos cortes de frango “coxa e sobrecoxa” encontravam-se em condições adequadas para sua utilização no experimento. Isto é, livres de fraturas, hematomas e quaisquer outras lesões que comprometessem a sua integridade. Esse achado, corrobora com o previsto na legislação brasileira para produtos provenientes de animais abatidos e destinados produção de carne para o consumo humano, Regulamento da Inspeção Industrial e Sanitária de Produtos de Origem Animal (RIISPOA) 2017.

## 4.2 Mensuração dos Ossos

### 4.2.1 Medidas dos estudos radiográficos com a utilização do software de planejamento ortopédico VPOP pro

As tabelas 1, 2, 3 e 4 demonstram as medidas obtidas através dos estudos radiográficos de todos os ossos e aferidas no software VPOP pro.

**Tabela 1.** Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos direitos (TTD), obtidas após estudos radiográficos na incidência crânio-caudal e mensuração no software VPOP-pro.

	CTO	CTCM	LTEP	LCMEP	LTID	LCMID	LTED	LCMED
TTD 01 CRANIO-CAUDAL	97,3	77,8	14,9	6,1	6,9	4,8	13,0	11,5
TTD 02 CRANIO-CAUDAL	115,4	91,7	12,9	7,9	8,3	5,9	17,0	15,5
TTD 03 CRANIO-CAUDAL	98,3	77,0	19,3	7,4	6,4	3,9	14,6	11,1
TTD 04 CRANIO-CAUDAL	108,7	83,6	20,4	8,4	7,4	4,9	16,6	12,6
TTD 05 CRANIO-CAUDAL	108,0	86,9	21,0	9,0	7,8	5,4	15,4	11,7
TTD 06 CRANIO-CAUDAL	111,6	83,9	19,6	14,8	8,5	5,1	18,1	13,2
TTD 07 CRANIO-CAUDAL	109,5	83,1	18,9	9,8	7,7	4,9	15,3	12,1
TTD 08 CRANIO-CAUDAL	121,6	92,2	26,9	12,3	9,6	6,7	21,1	15,7
TTD 09 CRANIO-CAUDAL	116,7	94,7	20,8	11,1	8,2	5,2	15,9	11,6
TTD 10 CRANIO-CAUDAL	117,8	91,5	28,0	8,0	9,2	6,5	18,0	14,5
TTD 11 CRANIO-CAUDAL	111,8	89,0	23,2	11,3	8,8	6,8	17,0	12,1
TTD 12 CRANIO-CAUDAL	120,1	90,5	21,4	10,3	10,5	7,7	20,1	12,6
TTD 13 CRANIO-CAUDAL	133,4	103,2	25,8	15,0	9,9	7,4	21,2	15,3
	CTO	CTCM	LTEP	LCMEP	LTID	LCMID	LTED	LCMED
Média	113,1	88,1	21,0	10,1	8,4	5,8	17,2	13,0
Desvio padrão	9,2	6,9	4,2	2,6	1,1	1,1	2,4	1,6
Desvio Abaixo da média:	103,9	81,2	16,9	7,5	7,3	4,7	14,8	11,5
Desvio Acima da média:	122,3	95,0	25,2	12,7	9,5	6,9	19,6	14,6



**Tabela 2.** Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos direitos (TTD), obtidas após estudos radiográficos na incidência médio-lateral e mensuração no software VPOP-pro.

	CTO	CTCM	LTEP	LCMEP	LTID	LCMID	LTED	LCMED
TTD 01 MÉDIO-LATERAL	101,7	83,1	15,6	7,6	6,2	4,4	12,1	10,0
TTD 02 MÉDIO-LATERAL	116,3	90,9	21,7	11,0	7,5	5,3	13,2	10,0
TTD 03 MÉDIO-LATERAL	100,7	76,0	16,5	9,3	5,8	4,0	11,7	6,6
TTD 04 MÉDIO-LATERAL	109,2	87,7	18,1	9,1	6,5	4,6	11,8	6,7
TTD 05 MÉDIO-LATERAL	111,6	88,1	19,2	9,0	6,7	4,5	12,3	8,9
TTD 06 MÉDIO-LATERAL	111,5	87,4	18,3	10,8	7,1	4,1	14,7	8,6
TTD 07 MÉDIO-LATERAL	107,1	84,2	15,8	7,5	5,7	4,3	10,4	7,4
TTD 08 MÉDIO-LATERAL	117,6	93,8	22,9	9,0	6,8	5,0	15,7	5,6
TTD 09 MÉDIO-LATERAL	118,3	98,2	19,0	8,1	7,3	4,7	14,4	8,3
TTD 10 MÉDIO-LATERAL	121,3	91,6	24,1	9,5	7,9	5,5	14,6	10,5
TTD 11 MÉDIO-LATERAL	109,6	88,2	18,6	8,6	7,7	6,5	11,0	8,4
TTD 12 MÉDIO-LATERAL	125,3	96,9	22,5	10,6	10,4	8,0	15,9	10,7
TTD 13 MÉDIO-LATERAL	130,2	104,4	22,1	12,3	8,2	5,8	17,2	9,3
	CTO	CTCM	LTEP	LCMEP	LTID	LCMID	LTED	LCMED
Média	112,5	88,8	19,4	9,2	7,1	5,1	13,2	8,5
Desvio padrão	8,4	7,0	2,7	1,4	1,2	1,1	2,0	1,5
Desvio Abaixo da média:	104,1	81,8	16,6	7,8	6,0	4,0	11,1	6,9
Desvio Acima da média:	120,9	95,8	22,1	10,5	8,3	6,2	15,2	10,0

**Tabela 3.** Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos esquerdos (TTE), obtidas após estudos radiográficos na incidência crânio-caudal e mensuração no software VPOP-pro.

	CTO	CTCM	LTEP	LCMEP	LTID	LCMID	LTED	LCMED
TTE 01 CRANIO-CAUDAL	118,3	90,2	20,4	13,9	8,1	5,6	16,3	12,7
TTE 02 CRANIO-CAUDAL	117,6	95,3	22,3	10,1	8,4	5,8	15,8	12,8
TTE 03 CRANIO-CAUDAL	98,7	74,6	20,9	10,0	7,9	4,6	18,6	11,0
TTE 04 CRANIO-CAUDAL	122,3	92,4	25,2	10,7	8,4	6,2	16,6	13,1
TTE 05 CRANIO-CAUDAL	122,7	97,0	23,3	13,5	9,2	6,0	18,6	13,3
TTE 06 CRANIO-CAUDAL	125,8	96,0	24,3	17,5	10,6	8,2	19,9	15,3
TTE 07 CRANIO-CAUDAL	107,4	86,4	16,3	11,4	6,9	5,4	16,1	12,6
TTE 08 CRANIO-CAUDAL	122,0	94,7	27,1	14,3	9,7	6,9	19,2	11,1
TTE 09 CRANIO-CAUDAL	105,3	72,8	28,7	16,3	8,3	5,3	18,0	9,0
TTE 10 CRANIO-CAUDAL	103,1	82,9	18,6	8,5	7,1	4,8	14,2	10,8
TTE 11 CRANIO-CAUDAL	114,7	92,4	25,2	9,3	9,5	6,8	19,0	13,2
TTE 12 CRANIO-CAUDAL	91,5	73,3	17,0	8,9	5,8	3,7	14,2	10,1
TTE 13 CRANIO-CAUDAL	106,2	87,0	22,0	10,1	7,5	5,0	15,0	10,9
TTE 14 CRANIO-CAUDAL	110,6	87,8	20,6	13,1	8,1	5,5	17,5	13,2
	CTO	CTCM	LTEP	LCMEP	LTID	LCMID	LTED	LCMED
Media	111,9	87,3	22,3	12,0	8,3	5,7	17,1	12,1
Desvio Padrão	9,9	8,2	3,5	2,7	1,2	1,1	1,8	1,6
Desvio abaixo	102,0	79,2	18,8	9,3	7,1	4,6	15,3	10,5
Desvio acima	121,8	95,5	25,8	14,7	9,4	6,8	18,9	13,7

**Tabela 4.** Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos esquerdos (TTE), obtidas após estudos radiográficos na incidência crânio-caudal e mensuração no software VPOP-pro.

	CTO	CTCM	LTEP	LCMEP	LTID	LCMID	LTED	LCMED
TTE 01 MÉDIO-LATERAL	119,4	95,2	21,6	9,6	7,9	5,2	11,9	9,8
TTE 02 MÉDIO-LATERAL	117,3	94,7	20,3	10,4	7,8	5,0	11,0	8,1
TTE 03 MÉDIO-LATERAL	100,1	78,2	19,3	13,8	6,1	4,3	12,9	5,9
TTE 04 MÉDIO-LATERAL	120,0	96,6	18,0	11,4	8,0	5,7	13,4	9,9
TTE 05 MÉDIO-LATERAL	123,2	98,1	25,4	11,4	7,3	5,7	13,6	8,8
TTE 06 MÉDIO-LATERAL	131,0	104,7	24,6	12,4	9,2	6,6	16,0	8,8
TTE 07 MÉDIO-LATERAL	113,5	92,1	19,8	8,8	7,1	4,7	11,2	7,8
TTE 08 MÉDIO-LATERAL	117,4	94,6	21,9	10,8	8,2	5,1	14,9	8,8
TTE 09 MÉDIO-LATERAL	105,4	71,7	19,6	9,9	6,9	4,2	13,4	7,8
TTE 10 MÉDIO-LATERAL	102,6	83,0	18,4	7,7	5,8	4,3	10,6	7,4
TTE 11 MÉDIO-LATERAL	117,6	92,8	19,9	10,6	8,9	6,3	16,4	8,7
TTE 12 MÉDIO-LATERAL	96,2	75,6	14,8	7,9	5,6	3,4	11,6	7,5
TTE 13 MÉDIO-LATERAL	105,5	87,1	18,0	8,7	6,1	4,6	12,4	8,4
TTE 14 MÉDIO-LATERAL	110,3	87,7	18,8	8,5	6,7	5,0	12,9	7,1
	CTO	CTCM	LTEP	LCMEP	LTID	LCMID	LTED	LCMED
Média	112,8	89,4	20,0	10,1	7,3	5,0	13,0	8,2
Desvio padrão	9,5	9,1	2,6	1,7	1,1	0,8	1,7	1,0
Desvio Abaixo da média:	103,4	80,4	17,4	8,4	6,2	4,2	11,3	7,2
Desvio Acima da média:	122,3	98,5	22,7	11,8	8,3	5,8	14,7	9,2

Em acordo com o descrito por Ferreira (2022), o software VPOP Pro (Veterinary Preoperative Orthopedic Planning) provou ser uma ferramenta adequada para o processamento e mensuração das imagens obtidas nos exames radiográficos, realizados em incidências ortogonais (crânio-caudal e médio-lateral) com a utilização de um escalímetro radiográfico.

#### 4.2.2 Medidas dos estudos de tomografia computadorizada e processados no software radiant

As tabelas 5, 6, 7, 8, 9 e 10 demonstram as medidas obtidas através dos estudos radiográficos de todos os ossos e aferidas no software Radiant.

**Tabela 5.** Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos direitos (TTD), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano coronal/frontal e mensuração no software Radiant.

	CTO	CTCM
TTD 01 CORONAL	113,20	92,80
TTD 02 CORONAL	102,90	91,50
TTD 03 CORONAL	101,70	91,50
TTD 04 CORONAL	106,30	94,60
TTD 05 CORONAL	117,30	91,90
TTD 06 CORONAL	120,40	97,20
TTD 07 CORONAL	102,80	82,40
TTD 08 CORONAL	112,10	91,80
TTD 09 CORONAL	101,20	74,10
TTD 10 CORONAL	99,00	81,10
TTD 11 CORONAL	109,60	88,00
TTD 12 CORONAL	91,60	74,70
TTD 13 CORONAL	100,80	83,50
	CTO	CTCM
Média	106,07	87,32
Desvio Padrão	7,76	7,17
Desvio Padrão Abaixo	98,31	80,14
Desvio Padrão Acima	113,82	94,49

**Tabela 6.** Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos direitos (TTD), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano sagital e mensuração no software Radiant.

	CTO	CTCM
TTD 01 SAGITAL	115,20	92,40
TTD 02 SAGITAL	114,20	92,20
TTD 03 SAGITAL	111,70	94,50
TTD 04 SAGITAL	114,10	94,60
TTD 05 SAGITAL	118,20	99,30
TTD 06 SAGITAL	123,40	98,60
TTD 07 SAGITAL	106,50	84,90
TTD 08 SAGITAL	115,60	86,40
TTD 09 SAGITAL	105,40	70,70
TTD 10 SAGITAL	103,60	80,80
TTD 11 SAGITAL	114,50	87,60
TTD 12 SAGITAL	92,60	73,90
TTD 13 SAGITAL	102,60	84,00
	CTO	CTCM
Média	110,58	87,68
Desvio Padrão	7,80	8,50
Desvio Padrão Abaixo	102,79	79,18
Desvio Padrão Acima	118,38	96,19

**Tabela 7.** Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos direitos (TTD), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano axial (transversal ou horizontal) e mensuração no software Radiant.

	LTEP LAT- LAT	LTEP CRA- CAU	LCMEP LAT- LAT	LCMEP CRA- CAU	LTID LAT- LAT	LTID CRAN- CAU	LCMID LAT- LAT	LCMID CRAN- CAU	LTED LAT- LAT	LTED CRAN- CAU	LCMED LAT- LAT	LCMED CRAN- CAU
TTD 01 AXIAL	22,40	16,00	12,50	6,41	8,19	8,08	4,16	3,64	16,10	8,61	10,30	4,72
TTD 02 AXIAL	13,70	1,50	8,65	8,59	9,52	7,58	3,99	3,93	16,40	8,51	9,20	3,66
TTD 03 AXIAL	13,50	12,20	9,89	8,11	8,53	7,40	5,19	4,91	16,00	8,60	13,90	5,62
TTD 04 AXIAL	22,20	16,60	19,30	10,30	8,59	8,79	5,43	5,43	16,60	7,99	14,20	4,55
TTD 05 AXIAL	17,80	13,87	16,55	10,40	8,75	8,32	5,61	5,64	16,48	8,10	15,20	4,54
TTD 06 AXIAL	17,80	18,20	15,10	14,40	11,30	8,63	7,55	6,17	18,90	8,92	16,80	5,38
TTD 07 AXIAL	15,80	16,10	12,30	9,42	7,29	7,06	5,04	4,73	15,40	7,06	12,60	5,04
TTD 08 AXIAL	19,30	18,40	16,30	10,20	10,00	8,45	5,72	5,82	19,8	9,04	17,20	6,16
TTD 09 AXIAL	14,00	13,70	9,60	7,89	5,25	4,66	4,41	8,56	17,60	8,00	15,10	5,90
TTD 10 AXIAL	14,30	13,80	11,60	11,00	7,25	6,13	3,99	3,50	14,80	6,76	12,30	4,14
TTD 11 AXIAL	19,20	18,30	15,90	14,00	10,30	9,45	6,16	6,44	19,80	9,17	16,90	6,44
TTD 12 AXIAL	16,50	13,00	12,50	10,00	6,18	5,65	3,46	3,39	14,40	7,98	12,40	5,91
TTD 13 AXIAL	16,40	16,10	13,50	12,10	8,08	6,69	4,56	4,23	15,40	7,74	13,40	4,76
	LTEP LAT- LAT	LTEP CRA- CAU	LCMEP LAT- LAT	LCMEP CRA- CAU	LTID LAT- LAT	LTID CRAN- CAU	LCMID LAT- LAT	LCMID CRAN- CAU	LTED LAT- LAT	LTED CRAN- CAU	LCMED LAT- LAT	LCMED CRAN- CAU
Média	17,15	14,44	13,36	10,22	8,40	7,45	5,02	5,11	16,49	8,19	13,81	5,14
Desvio Padrão	2,89	4,23	3,01	2,21	1,61	1,33	1,06	1,41	1,53	0,70	2,37	0,80
Desvio Padrão Abaixo	14,25	10,21	10,35	8,00	6,80	6,13	3,96	3,70	14,96	7,49	11,43	4,34
Desvio Padrão Acima	20,04	18,68	16,37	12,43	10,01	8,78	6,08	6,51	18,02	8,89	16,18	5,94

**Tabela 8.** Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos esquerdos (TTE), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano coronal/frontal e mensuração no software Radiant.

	CTO	CTCM
TTE 01 CORONAL	98,20	76,50
TTE 02 CORONAL	100,79	
TTE 03 CORONAL	93,60	75,50
TTE 04 CORONAL	102,70	80,00
TTE 05 CORONAL	102,90	84,80
TTE 06 CORONAL	105,80	80,90
TTE 07 CORONAL	102,60	84,10
TTE 08 CORONAL	114,00	91,30
TTE 09 CORONAL	110,50	92,30
TTE 10 CORONAL	112,80	87,70
TTE 11 CORONAL	103,00	85,20
TTE 12 CORONAL	113,70	89,30
TTE 13 CORONAL	124,80	90,50
TTE 14 CORONAL	102,20	79,30
	CTO	CTCM
Media	106,26	84,42
Desvio Padrão	7,74	5,42
Desvio Abaixo	98,51	78,99
Desvio Acima	114,00	89,84

**Tabela 9.** Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos esquerdos (TTE), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano sagital e mensuração no software Radiant.

	CTO	CTCM
TTE 01 SAGITAL	96,60	77,70
TTE 02 SAGITAL	113,00	
TTE 03 SAGITAL	95,20	74,10
TTE 04 SAGITAL	106,70	84,10
TTE 05 SAGITAL	106,80	83,90
TTE 06 SAGITAL	108,90	80,60
TTE 07 SAGITAL	106,10	85,10
TTE 08 SAGITAL	116,60	93,00
TTE 09 SAGITAL	113,10	94,00
TTE 10 SAGITAL	116,30	88,90
TTE 11 SAGITAL	107,00	85,60
TTE 12 SAGITAL	119,90	91,50
TTE 13 SAGITAL	127,00	95,60
TTE 14 SAGITAL	106,80	83,40
	CTO	CTCM
Media	110,00	85,96
Desvio Padrão	8,21	6,20
Desvio Abaixo	101,79	79,76
Desvio Acima	118,21	92,16



**Tabela 10.** Medidas (em mm) dos ossos tíbio-tarsos esquerdos (TTE), obtidas após estudos de tomografia computadorizada no plano axial (transversal ou horizontal) e mensuração no software Radiant.

	LTEP LAT- LAT	LTEPCRA- CAU	LCMEP LAT- LAT	LCMEP CRA- CAU	LTID LAT- LAT	LTID CRAN- CAU	LCMID LAT- LAT	LCMID CRAN- CAU	LTED LAT- LAT	LTED CRAN- CAU	LCMED LAT- LAT	LCMED CRAN- CAU
TTE 01 AXIAL	14,50	14,00	9,74	8,62	7,24	6,43	4,66	3,99	14,00	7,40	11,80	4,73
TTE 02 AXIAL	16,80	16,00	15,90	11,80	8,77	7,66	5,69	4,84	17,40	7,66	15,60	5,00
TTE 03 AXIAL	15,60	14,30	12,20	11,60	6,81	5,80	3,88	3,62	13,00	6,70	10,50	4,15
TTE 04 AXIAL	17,70	16,20	11,60	12,50	8,07	7,43	4,80	4,45	16,70	7,90	14,90	5,50
TTE 05 AXIAL	16,00	18,90	13,00	13,10	8,50	7,10	5,20	4,76	15,90	7,47	13,80	5,64
TTE 06 AXIAL	16,50	20,10	14,50	13,60	9,27	7,14	5,49	4,76	19,50	8,54	17,00	6,22
TTE 07 AXIAL	16,90	15,80	12,90	12,90	7,46	6,64	4,65	4,27	14,90	7,58	12,60	4,70
TTE 08 AXIAL	22,20	18,20	18,10	14,20	10,10	7,67	5,70	4,90	18,60	7,85	16,10	5,25
TTE 09 AXIAL	16,60	15,50	12,70	12,90	8,38	7,83	4,91	4,73	14,50	6,78	12,60	4,06
TTE 10 AXIAL	24,60	26,80	22,20	23,20	9,46	8,25	5,68	5,31	16,80	7,78	14,60	5,15
TTE 11 AXIAL	17,50	16,20	13,60	13,30	9,05	8,46	6,15	5,97	14,70	7,39	11,90	4,73
TTE 12 AXIAL	20,80	19,30	16,50	15,60	11,30	11,20	7,51	7,52	18,30	8,06	15,40	5,19
TTE 13 AXIAL	26,00	18,60	22,60	14,90	10,30	9,21	6,43	5,78	18,90	9,50	16,50	6,96
TTE 14 AXIAL	15,5	15,8	12,9	12,6	8,36	7,66	4,75	4,69	17	7,62	14,09	5,04
	LTEP LAT-LAT	LTEP CRA-CAU	LCMEP LAT-LAT	LCMEP CRA-CAU	LTID LAT-LAT	LTID CRAN-CAU	LCMID LAT-LAT	LCMID CRAN-CAU	LTED LAT-LAT	LTED CRAN-CAU	LCMED LAT-LAT	LCMED CRAN-CAU
Média	18,37	17,55	14,89	13,63	8,79	7,75	5,39	4,97	16,44	7,73	14,10	5,17
Desvio Padrão	3,45	3,14	3,68	3,09	1,20	1,27	0,88	0,93	1,93	0,67	1,90	0,74
Desvio Abaixo	14,92	14,41	11,21	10,54	7,59	6,48	4,51	4,04	14,51	7,06	12,20	4,43
Desvio Acima	21,82	20,69	18,57	16,72	9,99	9,02	6,27	5,90	18,37	8,40	16,00	5,90

Assim como o observado nas mensurações realizadas através dos estudos radiográficos processados no programa VPOP pro, a obtenção de imagens obtidas através do exame de tomografia computadorizada e processamento e mensuração das mesmas no programa Radiant também provou-se factível e adequada, mais uma vez em acordo com a literatura (FERREIRA, 2022)

#### 4.2.3 Comparação resultados obtidos nos estudos radiográficos e resultados obtidos nos estudos tomográficos

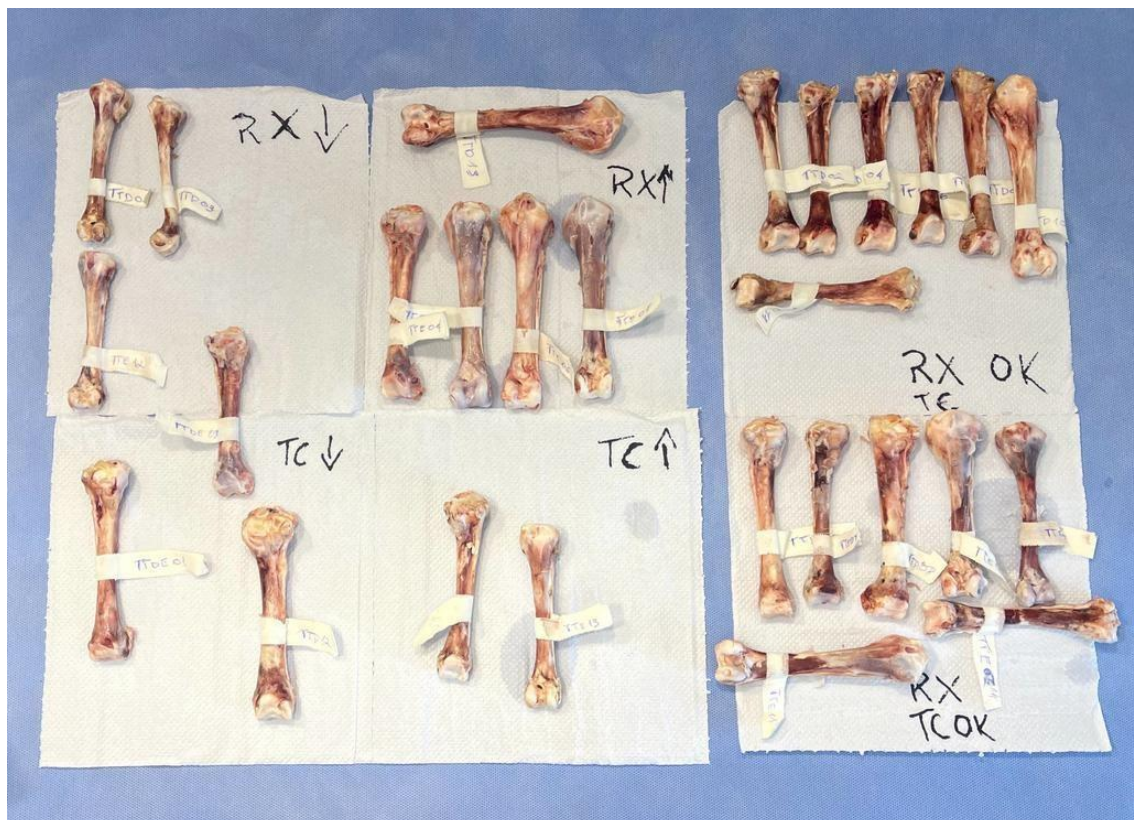
Ambos os métodos de diagnóstico por imagem utilizados, estudo radiográfico simples (em incidências ortogonais com utilização de escalímetro radiográfico) e tomografia computadorizada, mostraram-se satisfatórios para o planejamento da aplicação dos implantes, assim como o relatado por Ferreira (2022).

Quando avaliamos os dados obtidos por exame radiográfico e tomográfico pelo teste de Shapiro-wilk, foi possível observarmos uma distribuição normal para todas as medidas coletadas. E quando realizamos uma comparação entre as medidas adquiridas no exame radiográfico e tomográfico pelo teste de ANOVA, não foram observadas diferenças estatísticas significativas.

#### 4.3 Seleção dos Ossos Após as Mensurações

Após resultados das mensurações obtidas tanto dos estudos radiográficos no VPOP, como nos estudos tomográficos no Radiant, foi possível obter números de medidas médias e desvios padrões acima e abaixo dessa média.

Dessa forma, como critério de seleção ossos deveriam possuir medidas dentro da faixa que compreendia medidas desvio padrão acima ou do desvio padrão abaixo em relação as médias, obtidas através dos exames radiográficos, tomográficos ou de ambos (figura 34).



**Figura 34.** Todos os ossos utilizados no experimento divididos de acordo com as medidas obtidas na avaliação radiográfica e tomográfica.

Espécimes ósseos considerados demasiadamente pequenos (medidas inferiores ao desvio padrão abaixo da média radiográfica e/ou tomográfica) ou demasiadamente grandes (medidas superiores ao desvio padrão acima da média radiográfica e/ou tomográfica) foram excluídos da fase prática de aplicação dos implantes (tabela 11).

**Tabela 11.** Ossos selecionados após a obtenção das medidas radiográficas e tomográficas e aplicação do critério de seleção (desvio padrão acima e abaixo da média).

<b>Antúmero</b>	<b>Ossos</b>
Direito	TTD 02, TTD 04, TTD 06, TTD 07, TTD 08, TTD 09, TTD 10 e TTD 11
Esquerdo	TTE 02, TTE 07, TTE 09, TTE 10, TTE 11 e TTE 14

#### 4.4 Desenvolvimento, Confecção e Impressão do Implante (Haste Bloqueada)

##### 4.4.1 Medidas dos ossos x medida do implante

De acordo com o estabelecido na literatura uma haste intramedular deve ocupar entre de 70 a 90% do istmo do canal medular e ter um comprimento que permita a aplicação de ao menos 1 dos dispositivos de estabilização tanto na epífise distal, como na epífise proximal. (MALTA, 2022).

Dessa maneira, a média das medidas do comprimento total do canal medular (CTCM), obtidas tanto nas radiografias como nas tomografias, foi somada, chegando-se a uma média final e este valor foi utilizado para a determinação do comprimento do implante.

Da mesma forma, a média da Largura Canal Medular Istmo Diáfise (LCMID), tanto nas radiografias como nas tomografias, foi utilizada para determinação da espessura dos implantes (tabela 12 e 13)

**Tabela 12.** Medidas médias de Comprimento total do canal medular (CTCM) e largura do canal medular no istmo da diáfise (LCMID) obtidas nas avaliações radiográficas.

	CTCM Cranio-caudal	TTD CTCM Médio-lateral	LCMID Cranio-caudal	LCMID Médio-Lateral
Média TTD	88,1	88,8	5,8	5,1
Média TTE	87,3	89,4	5,7	5,0
Média Final	88,44		5,4	

**Tabela 13.** Medidas médias (mm) de Comprimento total do canal medular (CTCM) e largura do canal medular no istmo da diáfise (LCMID) obtidas nas avaliações tomográficas.

	CTCM Coronal	TTD	CTCM Sagital	LCMID Cranio- caudal	LCMID Médio-Lateral
Média TTD	87,32		87,68	5,11	5,02
Média TTE	84,42		85,96	4,97	5,39
Média Final	86,34			5,1	

Observando a média das medidas obtidas, e seguindo as diretrizes presentes na literatura (Malta, 2022) optou-se por adotar como modelo para confecção do implante em polímero a haste intramedular metálica PROTOMED de 3,5mm de espessura e 90mm de comprimento da marca protomed. Ocupando portanto aproximadamente 70% do istmo da diáfise do canal medular e totalidade do canal medular e penetrando tanto na epífise proximal como distal.

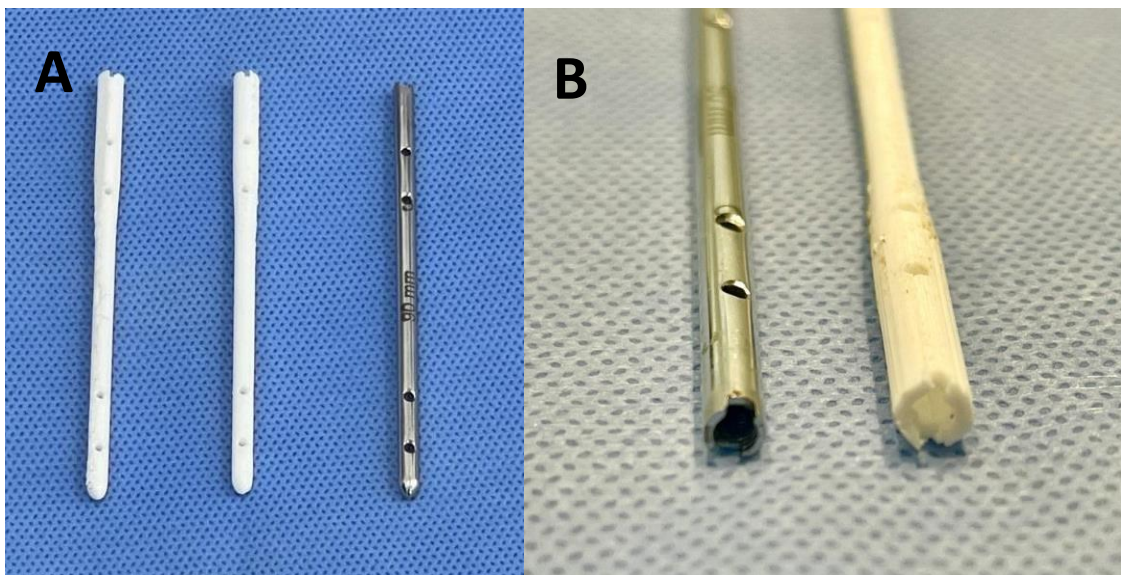
#### 4.4.2 Prototipagem dos implantes

Com os resultados demonstrados no experimento, o desenvolvimento de implantes em programas de CAD (“Computer Aided Design” ou Design por auxílio computacional), permitiu que um modelo virtual (tridimensional) fosse desenvolvido, manipulado e simulado dentro do software. Sendo possível converter as imagens um formato aceito pela impressora tridimensional e a criação de um objeto tridimensional, em acordo com o relatado Volpato et al., 2017.

#### 4.4.3 Impressão dos implantes em polímero em impressora 3D

Como afirmado por McGurk et al em (1997), o processo de modelagem mostrou-se muito preciso, sendo possível a desenvolvimento e impressão de um implante em polímero, visualmente bastante próximo do implante já existente em aço e que mostrou-se compatível com o instrumental de aplicação do mesmo (Figuras 35, 36, 37 e 38).

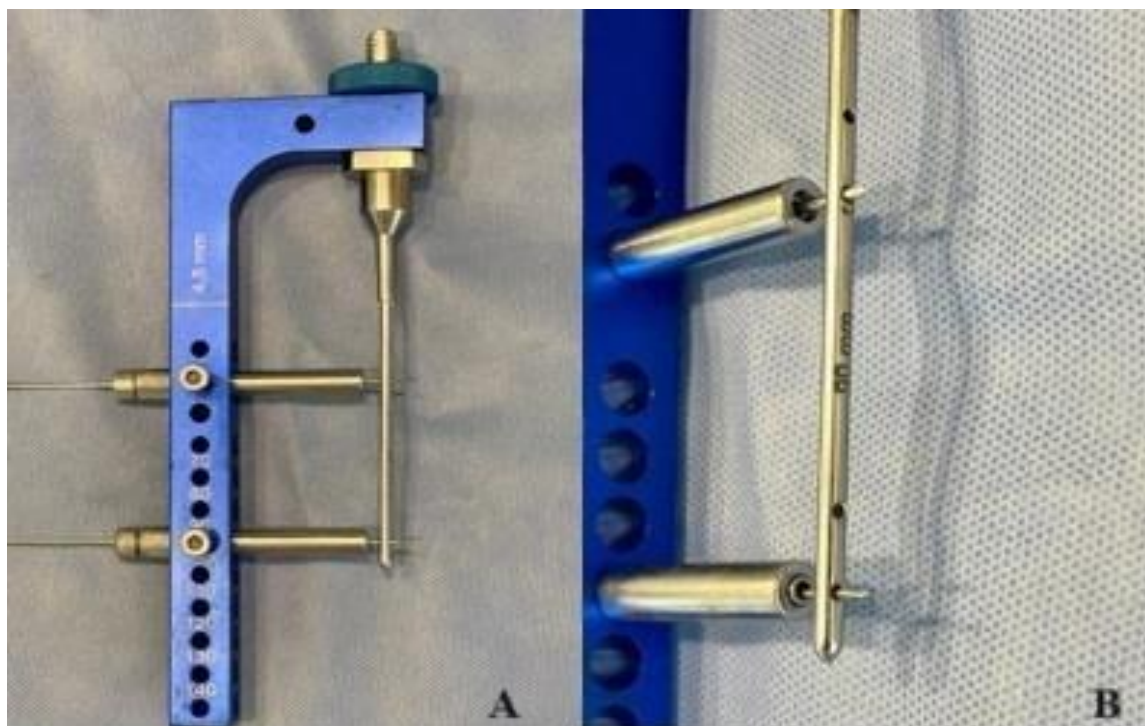




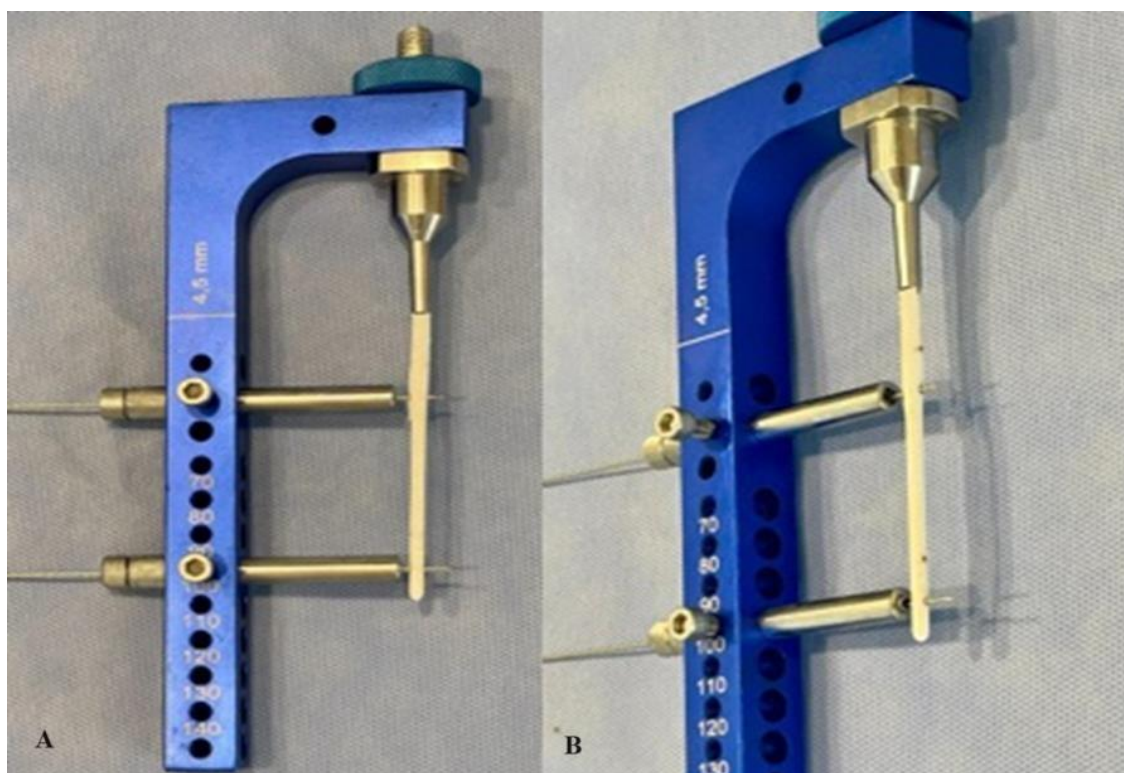
**Figura 35.** A Comparação externa entre as hastes impressas e a haste PROTOMED em uma visão lateral. B – Detalhe da comparação entre as porções superiores dos implantes.



**Figura 36.** Detalhe da compatibilidade de encaixe entre a haste desenvolvida e o instrumental de aplicação do implante (aplicador manual) da marca comercialmente existente adotada no experimento (PROTOMED).



**Figura 37.** A- Visão frontal da concordância entre o guia de perfuração e a haste PROTOMED. B- Visão lateral da concordância entre o guia de perfuração e a haste PROTOMED.



**Figura 38.** A- Visão frontal da concordância entre o guia de perfuração e a haste desenvolvida. B- Visão lateral da concordância entre o guia de perfuração e a haste desenvolvida.

#### **4.4.4 Escolha da matéria prima utilizada**

Neste experimento utilizou-se um filamento de polímero de ácido polilactico (PLA) como matéria prima para confecção dos implantes. A decisão foi baseada principalmente pela existência de estudos anteriores conduzidos por Van der Elst et al (1995 e 1998) e por Rhemrev et al (2002), que utilizaram o mesmo tipo de implante (hastes intramedulares), com a mesma matéria prima (PLA), implantadas em animais de grande porte (in-vivo), com sucesso terapêutico (consolidação das fraturas e retorno às funções do membro) acompanhado por longos períodos de tempo (até 48 meses), constituindo assim uma premissa científica razoável para. além do supracitado e também descrito por Pitjamit (2020), filamentos de PLA são amplamente comercializados e facilmente encontrados. São compatíveis para utilização em diversos modelos de impressoras 3D e possuem um baixo custo.

Neste estudo foi apurado um custo, de cerca de R\$ 5,98 (cinco reais e noventa e oito centavos) em custo de filamento de polímero, por unidade de haste intramedular impressa. Este valor sugere que o implante impresso em polímero seria potencialmente menos oneroso do que todos os implantes metálicos utilizados atualmente na ortopedia veterinária nacional.

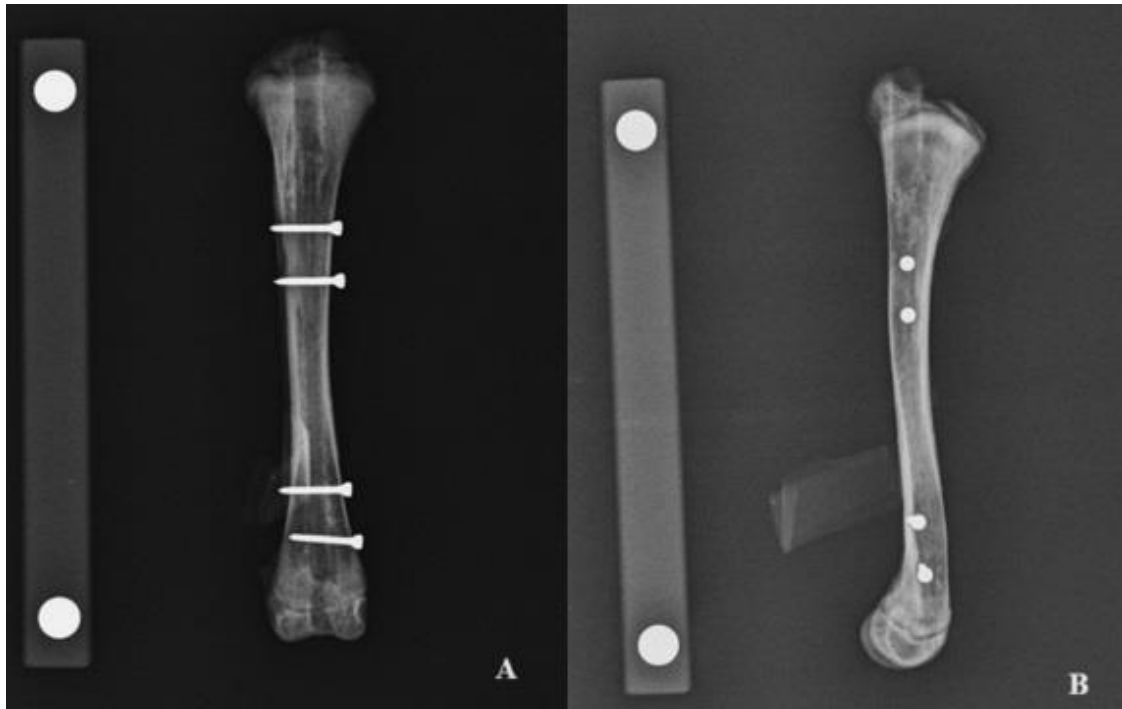
Apesar se tratar de um estudo em modelos ósseos ex-vivo, e portanto não permitindo uma avaliação da interação da matéria prima utilizada e o organismo das aves, baseando-se em autores como Williams (1987) e Pitjamit (2020) espera-se que as hastes confeccionadas em PLA apresentem uma melhor compatibilidade com os tecidos biológicos., pois além de biocompatível é um polímero biodegradável, já sendo constatado cientificamente que a sua degradação não libera compostos potencialmente tóxicos para o organismo de mamíferos.

Dentre vários aspectos potencialmente vantajosos, em relação a utilização de implantes de liga metálica em comparação aos de PLA, ainda não avaliados tanto neste estudo, bem como na literatura disponível, os quais os autores deste estudo sugerem quesejam observados são: o efeito do menor peso estimado do implante de polímero em comparação ao implante metálico sob a locomoção das aves e o tempo de absorção/degradação dos mesmos implantes no organismos das aves, possivelmente evitando assim a necessidade de uma segunda intervenção cirúrgica de maior porte para remoção dos implantes nos casos de pacientes cujo o destino seria a reintrodução em natureza.

## 4.5 Avaliação da Radiológica da Implantação dos Implantes de Polímero

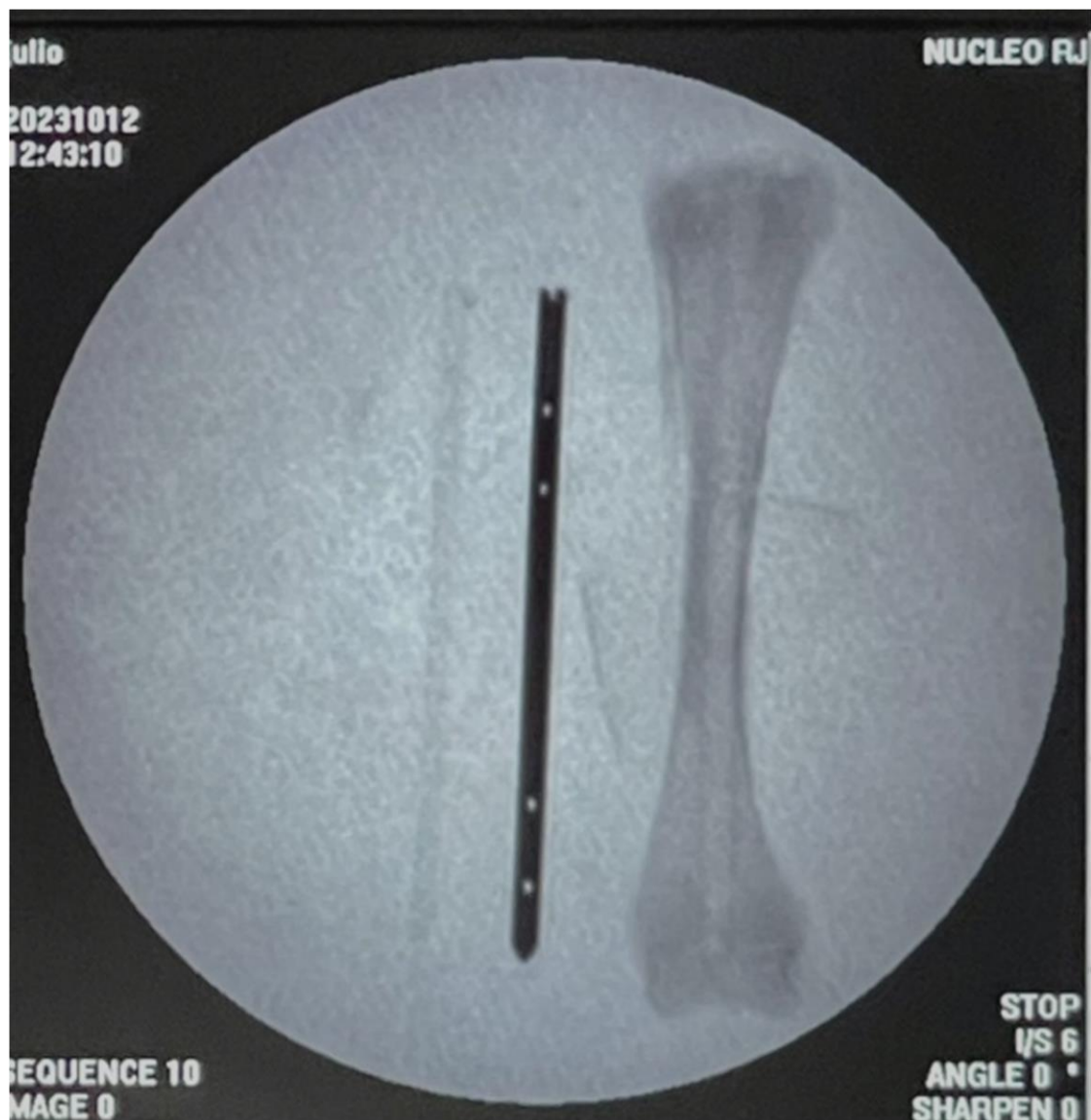
### 4.5.1 Radiodensidade dos implantes confeccionados

Para uma avaliação dos resultados da aplicação dos implantes foi necessária a impregnação dos implantes com contraste radiológico, pois durante o experimento identificou-se que as hastes não tinham uma radiodensidade que permitisse a formação de uma imagem satisfatória para avaliação, seja na avaliação radiográfica tradicional (figuras 39 A e 39B) ou na fluoroscopia (Figura 40).



**Figura 39.** Exposições radiográficas após implantação das hastes, sem impregnação com contraste radiográfico, constatando a ausência de radiodensidade dos polímeros. A-Incidência crânio-caudal B - Incidência médio-lateral.





**Figura 40.** Comparação da densidade radiográfica na imagem obtida pela fluroscopia entre haste de polímero, haste de metal e osso (tíbio-tarso).

A utilização do contraste de sulfato de bário, banhando externamente, mas principalmente internamente as hastes de polímero, mostrou-se satisfatório, propiciando uma melhor impregnação do implante e consequente visualização nos estudos radiográficos, permitindo assim a avaliação da aplicação do implante.



**Figura 41.** Avaliação radiográfica de um dos ossos do experimento, após a implantação da haste de PLA impregnada como sulfato de bário, na incidência crânio-caudal.

Não foi encontrada na literatura consultada nenhuma referência sobre a dificuldade da avaliação radiográfica de implantes confeccionados em ácido polilactico (PLA) em função da ausência de radiodensidade nos exames de imagem, bem como a utilização de contrastes radiográficos a base de sulfato de bário, para impregnação dos implantes de polímero, como uma solução alternativa. Sendo este achado potencialmente o primeiro relato a ser disponibilizado para a comunidade científica.

#### 4.6 Aplicação dos Implantes Sem Fluoroscopia

A aplicação dos implantes sem a utilização do intensificador de imagem mostrou-se problemática, e desafiadora. tendo sido obtidos uma maior número de resultados negativos (falhas) do que positivos (sucesso). Por sucesso compreendeu-se a correta aplicação dos parafusos através dos orifícios das hastes (bloqueio), por falha interpretou-se a aplicação incorreta dos parafusos em um ou mais dos orifícios (resultados registrados na tabela 14).

**Tabela 14.** Resultados da aplicação dos implantes sem fluoroscopia.

Osso	Resultado	Descrição do Resultado
TTE 02	Falha	não concordância entre o parafuso mais distal e o orifício da haste
TTE 09	Falha	não concordância entre o parafuso mais distal e o orifício da haste
TTE 11	Sucesso	aparente concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste
TTD 08	Falha	não concordância entre o parafuso mais distal e o orifício da haste
TTD 09	Sucesso	aparente concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste
TTD 10	Falha	(não concordância entre os dois parafusos mais distais e os orifícios da haste

Como houveram falhas em 4 das 6 tentativas, um percentual de cerca de 66%, um resultado bastante inferior ao previsto por DUHAUTOIS em 2003 (28%) em hastes não bloqueadas com estabilidade angular e por DEJARDIN em 2014 (1%) para hastes bloqueadas com estabilidade angular, o experimento foi interrompido e a metodologia reavaliada, optando-se pela continuidade do mesmo através da aplicação dos implantes com o auxílio da fluoroscopia.



**Figuras 42.** Avaliação radiográfica após a implantação da haste confeccionada em polímero, impregnada por sulfato de bário, na incidência médio lateral, constatando evidente falha na aplicação do parafuso distal.

## 4.7 Aplicação dos Implantes Com Fluoroscopia

### 4.7.1 Fresagem do canal medular com fluroscopia

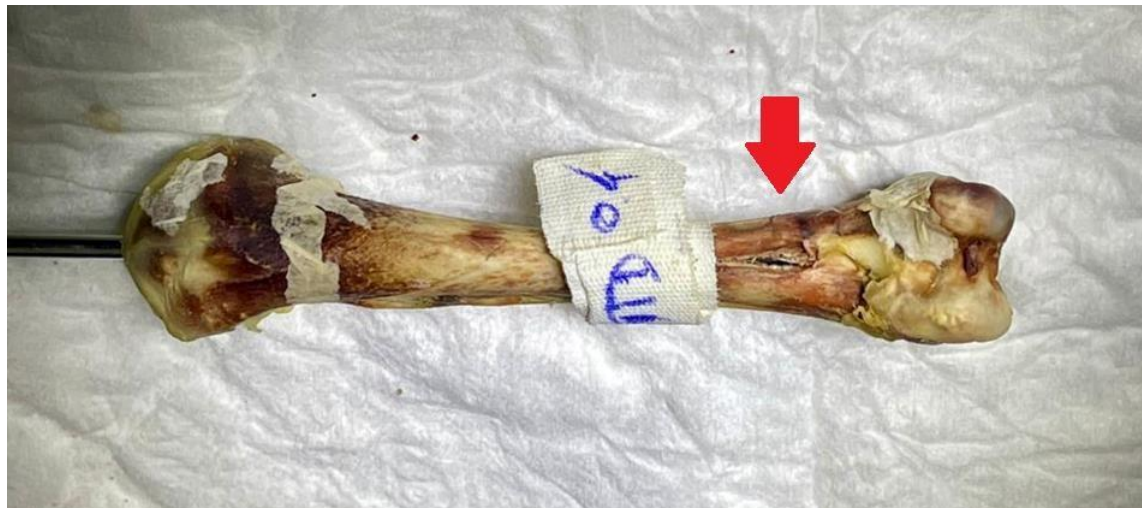
O preparo do canal medular, com acompanhamento em tempo real promovido pelo recurso da fluoroscopia, também mostrou-se vantajoso, permitindo a observação constante da evolução dos instrumentos utilizados para fresagem no interior do canal medular, permitindo a correção de sua angulação/posicionamento.

Pode ser observado que em função da anatomia mais sinuosa de alguns dos espécimes ósseos utilizados, houve uma dificuldade no preparo do canal medular como odemonstrado nas figuras 43 A e 43B.



**Figura 43.** A - Fresagem do canal medular de um osso retilíneo, acompanhada pela fluroscopia na vista lateral; B - Fresagem do canal medular de um osso sinuoso, acompanhada pela fluoroscopia na vista lateral.

A utilização do fluoroscópio durante a fresagem do canal medular, não impediu que acontecesse complicações, como a fratura dos ossos (Figura 44) como o evidenciado nos ossos TTD 04 e TTE 14. durante o preparo do canal medular com a fresagem progressiva.



**Figura 44.** Osso TTD 04 apresentando fratura (seta vermelha) na cortical cranial em seu terço distal, após fresagem.

#### 4.7.2 Implantação das hastes intramedulares com fluroscopia

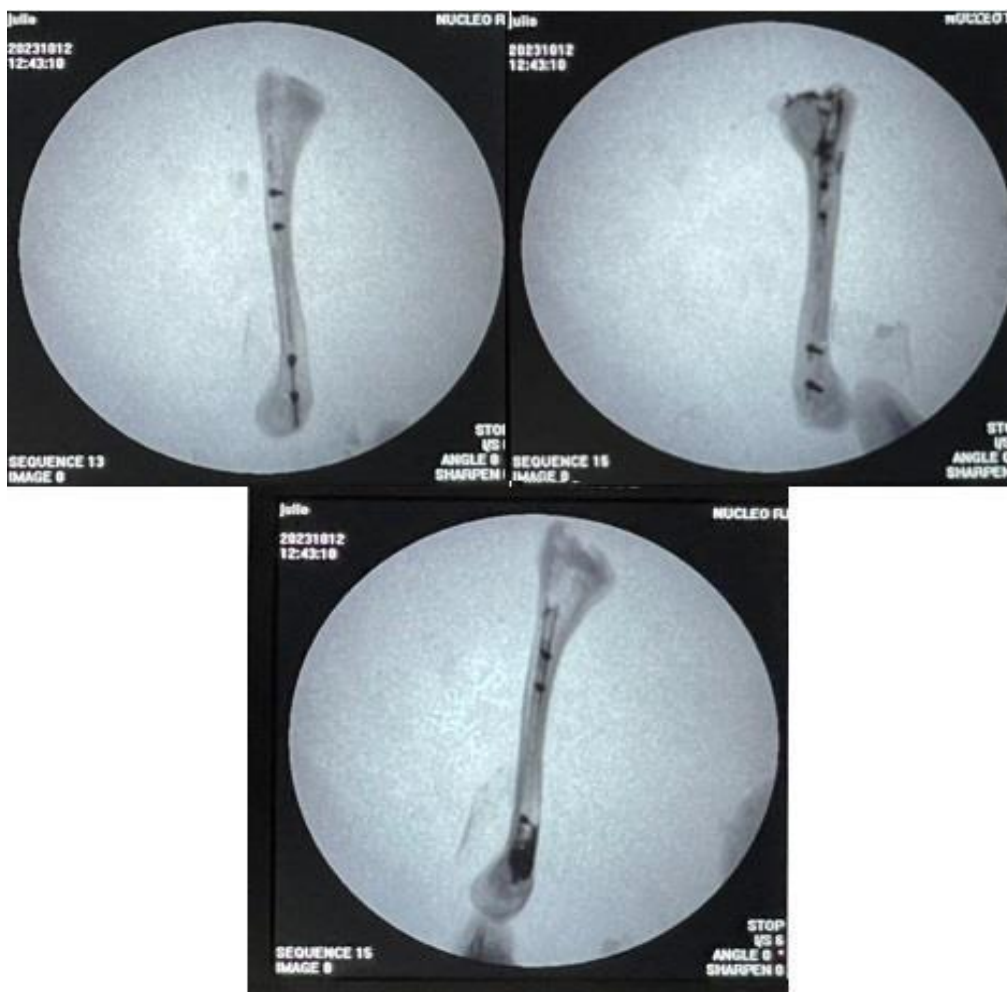
O uso de fluoroscopia durante a aplicação das hastes intramedulares, discordando do comentado com MALTA (2022) mostrou-se sim um elemento imprescindível e capaz de garantir a implantação correta do implante, conforme o demonstrado na tabela 15.

**Tabela 15.** Resultados da aplicação dos implantes com fluoroscopia.

Osso	Resultado	Descrição
TTE 07	Sucesso	concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste
TTE 09	Sucesso	concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste), sendo possível corrigir o insucesso da aplicação anterior (sem fluoroscopia)
TTE 10	Sucesso	concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste
TTD 06	Sucesso	concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste
TTD 07	Sucesso	concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste
TTD 08	Sucesso	concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste
TTD 09	Sucesso	concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste
TTD 10	Sucesso	concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste), sendo possível corrigir o insucesso da aplicação anterior (sem fluoroscopia)
TTD 11	Sucesso	concordância entre todos os parafusos e os orifícios da haste

O resultado obtido, 9 implantações com sucesso em 9 tentativas (100%), trouxe um resultado superior ao relatado por Duhaiois em 2003 e Dejardin em 2014. Dando margem a interpretação de que para a utilização com sucesso das hastes intramedulares confeccionadas em polímero (PLA) a utilização do recurso de fluoroscopia pode ser mandatório.





**Figura 45.** Utilização do fluoroscópio sobre 3 ossos do experimento, na incidência lateral, constatando o resultado positivo (acerto dos parafusos nos orifícios da haste), após a aplicação da haste intramedular de polímero impregnada com sulfato de bário.

## 6 CONCLUSÕES

O presente estudo mostrou ser viável a confecção de um implante ortopédico similar a uma haste intramedular bloqueada, compatível com o instrumental de uma marca nacional comercialmente disponível, que permitiu a aplicação, do implante desenvolvidos e impressos em um polímero (ácido polilactico – PLA) utilizando em uma impressora 3D, tíbio-tarsos de galinhas domésticas (*Gallus gallus domesticus* – *linnaeus* 1758) ex-vivo.

Obstáculos e dificuldades como ausência de contraste radiográfico do material utilizado para confecção dos implantes e falhas da aplicação dos implantes com os recursos mais convencionais, foram observados durante as etapas do experimento pratico, sendo necessário a mudança da metodologia inicialmente idealizada e a utilização de recursos técnicos avançados como a fluoroscopia, que infelizmente não são acessíveis à toda classe veterinária, fato este que pode ser impeditivo na replicação deste trabalho.

Assim como em muitos aspectos da medicina geral das aves, a ortopedia dos animais desta classe ainda necessita de muitos estudos. O desenvolvimento de implantes capazes de neutralizarem as forças atuantes no foco das fraturas, que respeitem os preceitos de osteossíntese biológica e que considerem as particularidades das espécies avícolas é uma necessidade. O presente estudo é apenas um passo nessa direção e muito ainda precisa ser proposto, testado e respondido antes que o modelo de implante idealizado, uma haste intramedular bloqueada, feita em um polímero biodegradável, possa ser disponibilizada para a sua utilização em aves.

## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALIEVI, M. M.; OLIVEIRA, A. N. C.; FERREIRA, P. A.; TRAESEL, C.; GUIMARÃES, L. D.; FLORES, F.; SILVA, S. F.; SCHOSSLER, J. E. W.

Osteossíntese de úmero em pombos domésticos (*Columbia livia*) associando-se pinos metálicos e polimetilmetacrilato intramedulares após osteotomia diafisária. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 60, n. 4, p. 843- 850, 2008.

BERMAN, B. 3-D printing: the new industrial revolution. *Business Horizons*, v. 55, p. 155-162, 2012.

BONG MR, KOVAL KJ AND EGOL KA. The history of intramedullary nailing. **Bull NYU Hosp Jt Dis** 2006; 64: 94–97. 7.

BORDELO, J. P. A. Aplicação da tecnologia de prototipagem rápida no estudo pré-cirúrgico em ortopedia veterinária. **Dissertação de Mestrado Integrado em Medicina Veterinária. Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro**. Vila Real, Portugal, 2015.

BRODKORB, P. Number of feathers and weights of various systems in a Bald Eagle. *Wilson Bull*, 1955, p. 67:142.

CARRASCO, D.C. LV: Fracture Management in **Avian Species Vet Clin Exot Anim** 22 (2019) 223–238.

DALMOLIN, F.; SCHOSSLER, J. E.; BERTOLETTI, B.; VASCONCELOS, A.; MULLER, D.; SCHOSSLER, D. R.; GOMES, K. Modificações do fixador externo para osteossíntese umeral em pombos domésticos. **Ciência Rural**, v. 37,n. 2, 2007.

DECAMP CE, JOHNSTON SA, DÉJARDINDÉJARDIN LM, SCHAEFER SL (2016) **Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of small animal orthopedic and fracture repair**. 5 ed. St. Louis: Elsevier, 868 p

DEJARDIN, L. M. ; HOLLAMBY, S., J. G. SIKARSKIE, J. HAEGER: Tibiotarsal fracture repair in a bald eagle (*Haliaeetus leucocephalus aliaeetus leucocephalus*) using an interlocking nail. J. Zoo. Wildl. using an interlocking nail. **Journal Zoo & Wildlife Medicine**. 35, 77-81, 2004.

DEJARDIN , L. M. ; CABASSU, J. B.; GUILLOU R.P.; VILLWOCKM. GUIOT, L.P.; HAUT, C. In vivo biomechanical evaluation of a novel angle-stableinterlocking nail design in a canine tibial fracture model. **Veterinary Surgery**, v.43,p. 271-281, 2014

DUELAND, R. T. et al. Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 214, p. 59-66,1999.

DUHAUTOIS, B. Use of veterinary interlocking nails for diaphyseal fractures indogs and cats: 121 cases. **Veterinary Surgery**, v. 32, n.1, p 8-20, 2003.

FERRAZ, V. C. M. Avaliação radiográfica, histomorfométrica e de função de vôoapós fixação de osteotomias distais de úmero em pombas (*Columba livia*), com modelo inédito de fixador externo articulado. Estudo comparativo de fixador transarticular dinâmico e estático. 125f. **Tese de mestrado, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo**, São Paulo, 2008.

FERREIRA, MARCIO POLETTTO Ferramenta de Diagnóstico por Imagem noPlanejamento de Cirurgias Ortopédicas. Em: MINTO, B. W.; DIAS, L. G. G. G. **Tratado de Ortopedia de Cães e Gatos**. São Paulo: Med Vet, 2022, v.1, p.510-520

FERRIGNO, C.; SCHMAEDECKE, A.; FERRAZ, V. Ortopedia. Em: CUBAS, Z.S.; SILVA, J. C.R.; CATÃO-DIAS, J.L. **Tratado de animais selvagens**. 2. ed.São Paulo: Rocca, 2014, v. 1, p. 2095-2112.

FITZPATRICK N, GUTHRIE JW. Hemipelvic and proximal femoral limb salvage endoprosthesis with tendon ongrowth in a dog. **Veterinary Surgery**. 2018

FITZPATRICK N, SMITH TJ, PENDEGRASS CJ, YEADON R, RING M, GOODSHIP AE, BLUNN GW. Intraosseous transcutaneous amputation prosthesis (ITAP) for limb salvage in 4 dogs. **Veterinary Surgery**. 2011 Dec;40(8):909-25, 2011

FREITAS, E. P.; RAHAL, S. C.; TEIXEIRA, C. R.; SILVA, J. V. L.; NORITOMI, P. Y.; VILLELA, C. H. S.; YAMASHITA, S. Rapid prototyping and inclined plane technique in the treatment of maxillofacial malformations in afox. **Canadian**

**Veterinary Journal**, v. 51, p. 267-270, 2010.

GOES FILHO, P. R. S. Confecção e avaliação mecânica de implantes ortopédicos produzidos em poli (L-ácido láctico) (PLLA) por impressoras 3D. **Dissertação demostrado em Biociência Animal da Universidade Federal Rural dePernambuco**, Recife, 2016.

GOETT S. D., SINNOTT, M. T., TING, D., BASINGER, R. R., HAUT, R. C., & DÉJARDIN, L.M. (2007). Mechanical comparison of an interlocking nail locked with conventional Bolt-RCs to extended Bolt-RCs connected with a type-IA external skeletal fixator in a tibial fracture model. **Veterinary surgery** : VS, 36(3), 279– 286

HELMER P. Orthopaedic disorders. In: **Harrison GJ, Lightfoot TL**, editors. **Clinical Avian Medicine**, vol. II. Palm Beach (FL: Spix Publishing; 2006. p. 761–74).

HESPEL, A. M.; WILHITE, R.; HUDSON, J.; Invited review – applications for 3D printers in veterinary medicine. **American College of Veterinary Radiology. Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 55, n. 4, p. 347-358, 2014.

HSU, A.R.; GROSS, C.E.; BHATIA, S.; LEVINE, B.R. Template directed instrumentation in total knee arthroplasty: Cost saving analysis. **Orthopedics**, v.25, n11, p. 1596-1600, 2012.

HUCKSTEP RL. Proceedings: an intramedullary nail for rigid fixation and compression of fractures of the femur. **Bone Joint Surg Br** 1975;57(2):253.

JOHNSON A. Fundamentos de Cirurgia Ortopédica e Tratamento de Fraturas Em: **FOSSUM, T.W. Cirurgia de pequenos animais**, 4a ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2014

JOHNSON AL, HOULTON JEF, VANNINI R: AO principles of fracture management in the dog and cat. Zurich, Switzerland, **AO Publishing**, 2005

KNOTHE U, TATE MLK AND PERREN SM. 300 years of intramedullary fixation – from Aztec practice to standard treatment modality. **Eur J Trauma** 2000; 26: 217–225.

LANGLEY-HOBBS, S. J., and E. Friend. 2002. Interlocking nail repair of a fractured femur in a turkey. **Vet. Rec.** 150: 248–249.

LEVITT, L. (1989) Avian Orthopaedics. **Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian** 11, 899-929.

MALTA, C.; ROCHA, S.; GONÇALVEZ, I.; Hastes Intramedulares Em: MINTO, B. W.; DIAS, L. G. G. **Tratado de Ortopedia de Cães e Gatos**. São Paulo: Med Vet, 2022, v.1, p.417-438.

MARTIN, H.; RITCHIE. B. W.; Orthopedic surgical techniques. In: RITCHIE, B. W.; HARRISON, G. J.; HARRISON, L. R. **Avian medicine: principles and application**. Florida: Wingers Publishing, cap. 42, p. 1137-1169, 1994.

MCGURK, M.; POTAMIANOS, P.; AMIS, A. A.; GOODGER, N. M. Rapid prototyping techniques for anatomical modelling in medicine. **Annals of The Royal College of Surgeons of England**, v. 79, p. 169-174, 1997.

MINTO, B. W. Importância do Planejamento Cirúrgico na Ortopedia Veterinária Ferramenta de Diagnóstico por Imagem no Planejamento de Cirurgias Ortopédicas. Em: **MINTO, B. W.; DIAS, L. G. G. Tratado de Ortopedia de Cães e Gatos**. São Paulo: Med Vet, 2022, v.1, p.502-510

OLIVEIRA, P. Prototipagem rápida utilizando a técnica FDM: Projeto de uma impressora 3D. São Paulo: **Faculdade de Tecnologia de Garça**, 2013, 37p.

PARK, J. Biomaterials, an introduction. **New York, Plenum Press**, 1979

PITJAMIT S., THUNSIRE K., NAKKIEW W., WONGWICHAIS T., POTHACHAROEN P., WATTANUTCHARIYA W. The Possibility of Interlocking Nail Fabrication from FFF 3D Printing PLA/PCL/HA Composites Coated by Local Silk Fibroin for Canine Bone Fracture Treatment. **Materials (Basel)**. 2020 Mar 28;13(7):1564.

RHEMREV, S. J. ET AL. The Biodegradable Intramedullary Nail – Biomechanical results and tissue response 4 years after implantation in sheep - **osteosynthesis & trauma care**; 10: 43 - 46, 2002.

RIISPOA – Da inspeção post mortem de aves e lagomorfos Em: DECRETO Nº 9.013, DE 29 DE MARÇO DE 2017 - Regulamento da Inspeção Industrial e Sanitária de Produtos de Origem Animal – Subseção I Art 173- 182 p.33-34, 2017.

Rosa N, Marta M, Vaz M, Tavares SMO, Simoes R, Magalhães FD, Marques AT(2019) Intramedullary nailing biomechanics: evolution and challenges. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers** 233:295-308

SELIGSON D. History of intramedullary nailing. In: Rommens PM and Hessmann MH (eds) Intramedullary nailing: a comprehensive guide. 1st ed. London: Springer, 2015, pp.3–12

SICK ,H. Morfologia (Morfologia, adaptações especiais). Em: **Ornitologia Brasileira**. Rio de janeiro: Nova Fronteira, 1997. P. 84-92.

STIEGER-VANEGAS, S.M.; SENTHIRAJAH, S.K.; NEMANIC, S.; BALTZER, W.; WARNOCK, J.; BOBE, G. Evaluation of the diagnostic accuracy of four-view radiography and conventional computed tomography analysis of sacral and pelvic fractures in dogs. **Veterinary Comparative Orthopedics and traumatology**, v. 28, n. 2, p. 155-163, 2015.

SUÑOL, A.; AIGE, V.; CARLES MORALES, C.; LÓPEZ-BELTRAN, M.; FELIU PASCAL, A.L.; PUIG, J. Use of three dimensional printing models for veterinary medical education: Impact on learning how to identify canine vertebral fractures. **Journal of Veterinary Medical Education**, v.12 , n. 1, p1- 10, 2018.

VAN DER ELST M.; DIJEKEMA ARA, KLEIN CPAT, et al: Tissue reactions on PLLA versus stainless steel interlocking nails for fracture fixation: An animal study. **Biomaterials** 16:103-106, 1995.

VAN DER ELST, M.; BRAMER, J.A.M.; KLEIN, C.P.A.T.; DE LANGE, E.S.M.; PATKA, P.; HAARMAN, H.J.T.M. (1998). Biodegradable Interlocking Nails for Fracture Fixation. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, 357,192–204, 1998.

VÉCSEI V, HAJDU S AND NEGRIN LL. Intramedullary nailing in fracture treatment: history, science and Ku“ntscher’s revolutionary influence in Vienna, Austria. *Injury* 2011; 42: S1–S5.

VOLPATO, N. et al. Manufatura aditiva: Tecnologias e aplicações da impressão 3D. São Paulo: Edgard Blücher, p. 400, 2017.

WHEELER, C. L. Orthopedic conditions of the avian head. **The Veterinary Clinics of North America Exotic Animals Practice**, v. 5, n. 1, p. 83-95, 2002

WILLIAMS, D. **Definitions in biomaterials**, **Journal of Polymer Science** Part C: Polymers Letters Volume 26, Issue 9, page 414, Elsevier, Amsterdam, 1987.