

UFRRJ

INSTITUTO DE VETERINÁRIA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA
VETERINÁRIA
(PATOLOGIA E CIÊNCIAS CLÍNICAS)**

TESE

**Produção customizada de placa polimérica em
policaprolactona confeccionada através de molde bipartido
impresso por manufatura aditiva para fratura distal de
úmero em Gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*)**

Clarice Gonring Corrêa

2022



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

**PRODUÇÃO CUSTOMIZADA DE PLACA POLIMÉRICA EM
POLICAPROLACTONA CONFECCIONADA ATRAVÉS DE MOLDE
BIPARTIDO IMPRESSO POR MANUFATURA ADITIVA PARA
FRATURA DISTAL DE ÚMERO EM GAVIÃO-CARIJÓ (*Rupornis*
magnirostris)**

CLARICE GONRING CORRÊA

*Sob a Orientação da Professora
Marta Fernanda Albuquerque da Silva*

Tese submetida como requisito parcial
para obtenção do grau de **Doutor em
Medicina Veterinária**, no Programa de
Pós-Graduação em Medicina Veterinária
(Patologia e Ciências Clínicas), Área de
Concentração em Ciências Clínicas.

Seropédica, RJ
Março de 2022

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

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

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

Corrêa, Clarice Gonring, 1987-

C824p Produção customizada de placa polimérica em policaprolactona confeccionada através de molde bipartido impresso por manufatura aditiva para fratura distal de úmero em Gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) / Clarice Gonring Corrêa. - Seropédica, 2022.

50 f.: il.

Orientadora: Marta Fernanda Albuquerque da Silva.

Tese (Doutorado). -- Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, Programa de Pós-graduação em Medicina Veterinária, 2022.

1. Osteossíntese. 2. Impressão tridimensional. 3. Ossos longos. 4. Biomaterial. 5. Ave. I. da Silva, Marta Fernanda Albuquerque, 1962-, orient. II Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro.

Programa de Pós-graduação em Medicina Veterinária III.
Título.

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

CLARICE GONRING CORRÊA

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

TESE APROVADA EM 08/03/2022

Conforme deliberação número 001/2020 da PROPPG, de 30/06/2020, tendo em vista a implementação de trabalho remoto e durante a vigência do período de suspensão das atividades acadêmicas presenciais, em virtude das medidas adotadas para reduzir a propagação da pandemia de Covid-19, nas versões finais das teses e dissertações as assinaturas originais dos membros da banca examinadora poderão ser substituídas por documento(s) com assinaturas eletrônicas. Estas devem ser feitas na própria folha de assinaturas, através do SIPAC.

Identificar membros da banca:

Marta Fernanda Albuquerque da Silva, Dr., UFRRJ
(Orientador / Presidente da Banca)

Maria de Lourdes Gonçalves Ferreira, Dra., UFF

Viviane Alexandre Nunes Degani, Dra., UFF

Márcia Carolina Salomão Santos, Dra., UFF

Daniel de Almeida Balthazar, Dr., UFRRJ

Alexandre Miguel Nascimento, Dr., UFRRJ



Emitido em 24/03/2022

TERMO N° 298/2022 - PPGMV (12.28.01.00.00.00.51)

(Nº do Protocolo: NÃO PROTOCOLADO)

(Assinado digitalmente em 30/03/2022 11:17)
ALEXANDRE MIGUEL DO NASCIMENTO
PROFESSOR DO MAGISTERIO SUPERIOR
PPGCAF (12.28.01.00.00.00.27)
Matrícula: 387017

(Assinado digitalmente em 01/04/2022 09:23)
DANIEL DE ALMEIDA BALTHAZAR
PROFESSOR DO MAGISTERIO SUPERIOR
DeptMCV (12.28.01.00.00.00.53)
Matrícula: 2318733

(Assinado digitalmente em 25/03/2022 06:47)
MARTA FERNANDA ALBUQUERQUE DA SILVA
PROFESSOR DO MAGISTERIO SUPERIOR
DeptMCV (12.28.01.00.00.00.53)
Matrícula: 387386

(Assinado digitalmente em 05/05/2022 11:40)
MÁRCIA CAROLINA SALOMÃO SANTOS
ASSINANTE EXTERNO
CPF: 812.008.977-49

(Assinado digitalmente em 25/03/2022 17:07)
VIVIANE ALEXANDRE NUNES DEGANI
ASSINANTE EXTERNO
CPF: 079.207.197-20

(Assinado digitalmente em 25/03/2022 07:51)
MARIA DE LOURDES GONÇALVES FERREIRA
ASSINANTE EXTERNO
CPF: 033.656.137-73

Para verificar a autenticidade deste documento entre em <https://sipac.ufrrj.br/documentos/> informando seu número:
298, ano: **2022**, tipo: **TERMO**, data de emissão: **24/03/2022** e o código de verificação: **2c61760770**

RESUMO

CORRÊA, Clarice Gonring. **Produção customizada de implante polimérico em policaprolactona para correção de fratura de úmero em ave validado pelo método dos elementos finitos e confeccionado através de molde impresso por manufatura aditiva** 2022. Tese (Doutorado em Medicina Veterinária, Patologia e Ciências Clínicas). Instituto de Veterinária, Departamento de Medicina e Cirurgia Veterinária, Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, Seropédica, RJ, 2022.

A correção das fraturas em aves possui diversos desafios, variando do tamanho da espécie ao osso acometido. As fraturas em ossos pneumáticos, como o úmero, podem acarretar em grandes prejuízos ao animal, por apresentarem função importante na termorregulação e no voo e, portanto, necessitam de tratamento preciso. Ainda, para o osso em questão, as particularidades anatômicas, como o formato helicoidal e a pouca cobertura tecidual sobre o osso, podem favorecer maiores complicações cirúrgicas. Métodos de fixação em fraturas de aves são desafiadores e estão em constante aprimoramento. O canal medular de grande diâmetro e a cortical fina e dura aumentam o risco das fraturas iatrogênicas durante o procedimento de osteossíntese. Para auxiliar no diagnóstico, planejamento e tratamento de casos desafiadores, novas tecnologias vêm sendo utilizadas na medicina veterinária, permitindo que problemas de difíceis resoluções possam ser cada vez mais estudados e que soluções sejam desenvolvidas a partir de programas computacionais e impressões tridimensionais, contribuindo, por exemplo, na customização de implantes ortopédicos a um animal ou a uma espécie. Para complementar o estudo e desenvolvimento de implantes ortopédicos a tecnologia dos elementos finitos pode ser aplicada. Através de um programa computacional o método auxilia no aprimoramento dos implantes, prevendo e constatando possíveis resultados que podem ser confirmados através do ensaio universal. Os elementos finitos permitem que simulações de testes mecânicos possam ser realizadas de forma repetida, desta forma, é possível se considerar situações diferentes e corrigir possíveis falhas nos implantes antes de sua confecção, evitando-se testes físicos repetitivos e preservando material de estudo, como cadáveres de animais. O presente trabalho tem como objetivo a avaliação de placa polimérica para osteossíntese, planejada a partir de um modelo previamente desenvolvido para uso em região médio-distal do úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*). O modelo consiste em placa com perfurações e sulcos que permitem sua fixação por cerclagens e hemicerclagens. O implante polimérico foi testado a partir de ensaios computacionais, pelo método de elementos finitos, mostrando resistência adequada na simulação do ensaio de flexão em três pontos. Após validado foi encaminhado para a confecção em policaprolactona (PCL) por meio de seu aquecimento e prensagem em molde bipartido impresso por manufatura aditiva. Em ensaio de aplicação em cadáver observou-se as vantagens do implante confeccionado em PCL, que permite ajustes na sua dimensão bem como perfurações em locais variados no momento da cirurgia, adaptando-se às características individuais do paciente e do tipo de fratura. Concluiu-se que o uso do PCL para a confecção do implante ortopédico é válido pelo baixo custo do polímero (em relação aos materiais já utilizados para a produção de implantes), pela facilidade de moldagem por meio de aquecimento (devido a seu baixo ponto de fusão) e por conta do crescente acesso ao material e às impressoras tridimensionais. O planejamento e customização de implantes ortopédicos adequados ao paciente e à estrutura óssea gerou no presente estudo um método de confecção de placa polimérica simples e facilmente replicável, que pode ser um recurso valioso na cirurgia ortopédica de aves.

Palavras-chave: ave, osteossíntese, impressão tridimensional, ossos longos, biomaterial

ABSTRACT

CORRÊA, Clarice Gonring. **Customized production of polycaprolactone polymeric implant for humerus fracture correction in birds validated by the finite elements method and made by additive manufacturing printed mold** 2022. Thesis (Doctorate in Veterinary Medicine, Pathology and Clinical Sciences). Instituto de Veterinária, Departamento de Medicina e Cirurgia Veterinária, Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, Seropédica, RJ, 2022.

The correction of fractures in birds has several challenges, ranging from species size to affected bone. Fractures in pneumatic bones, such as the humerus, can cause large damage to the animal, as they have an important function in thermoregulation and in flight and, therefore, require accurate treatment. Also, for the mentioned bone, anatomical particularities, such as the helical shape and the low soft tissue coverage over the bone, may favor greater surgical complications. Methods of fixation on bird fractures are challenging and are constantly improving. A large diameter medullary canal and a thin, hard cortical canal increase the risk of iatrogenic fractures during the osteosynthesis procedure. To aid in the diagnosis, planning and treatment of challenging cases, new technologies have been used in veterinary medicine, allowing difficult resolution problems to be increasingly studied and solutions to be developed from computer programs and three-dimensional impressions, contributing, for example, to the customization of orthopedic implants to an animal or a specie. To complement the study and development of orthopedic implants, finite element technology can be applied. Through a computer program, the method assists in the improvement of the implants, predicting and verifying possible results that can be confirmed through universal testing. Finite elements allow mechanical test simulations to be performed repeatedly. In this way, it is possible to consider different situations and correct possible flaws in the implants before they are made, avoiding repetitive physical tests and preserving study material, such as animal cadavers. The present study aims to evaluate the polymeric plate for osteosynthesis, planned from a model previously developed for use in a hawk humerus (*Rupornis magnirostris*). The model consists of plate with perforations and grooves that allow its fixation by cerclage and hemi cerclage. The polymer implant was tested from computational trials using the finite elements method. After validation, it was sent to be made in polycaprolactone (PCL) through heating and pressing in a split mold printed by additive manufacturing. In a cadaver application trial, the advantages of the PCL implant were observed, which allows adjustments in its dimension as well as perforations in various locations at the time of surgery, adapting to the individual characteristics of the patient and the type of fracture. It was concluded that the use of PCL for the preparation of the orthopedic implant is valid for the low cost of the polymer (in relation to the materials already used for the production of implants), for the ease of molding by heating (due to its low melting point) and increasing access to material and three-dimensional printers. The planning and customization of orthopedic implants suitable for the patient and the bone structure generated in this study a simple and easily replicable method of making polymeric plate, which can be a valuable resource in orthopedic surgery of birds.

Key words: Avian, osteosynthesis, three-dimensional printing, long bones, biomaterial

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	3
2.1 Fraturas em aves	3
2.2 Tratamento das fraturas em aves	5
2.2.1 Repouso e coaptação externa.....	6
2.2.2 Pinos intramedulares.....	6
2.2.3 Fixadores externos esqueléticos	6
2.2.4 Placas e parafusos	7
2.2.5 Hastes bloqueadas.....	9
2.2.6 Amputação	9
2.3 Utilização de polímeros como biomateriais	9
2.4 Método dos elementos finitos.....	6
2.5 Manufatura aditiva.....	12
3 MATERIAL E MÉTODOS	14
3.1 Estudo prévio	
3.2 Estudo computacional pelo método dos elementos finitos.....	14
3.3 Confecção dos implantes	19
3.3.1 Impressão do molde para confecção da placa polimérica	19
3.3.2 Confecção da placa polimérica	20
3.4 Ensaio de aplicação da placa polimérica em úmero de cadáver de gavião-carijó	20
4 RESULTADOS	27
4.1 Estudo computacional pelo método dos elementos finitos.....	27
4.2 Confecção dos implantes	32
4.3 Ensaio de aplicação da placa polimérica em úmero de cadáver de gavião-carijó	34
5 DISCUSSÃO	36
6 CONCLUSÕES.....	44
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	45

1 INTRODUÇÃO

Diversos métodos de tratamento de fraturas são descritos na literatura para utilização em aves. No entanto, em grande maioria são adaptados de cães e gatos ou humanos podendo não se adequar aos ossos das aves, que possuem corticais finas e duras, caracterizando-os como quebradiços.

A busca de implantes ortopédicos adequados para aves torna-se de grande importância, visto a abundância das espécies mantidas como animais de estimação e de vida livre, frequentes nos centros de triagem e clínicas veterinárias por decorrência de traumas. O objetivo é encontrar um implante bem tolerado pelo paciente, que neutralize as forças atuantes sobre o foco de fratura e garanta bom alinhamento do membro, para que seu retorno funcional ocorra de forma rápida. Neste contexto, as placas ósseas se adequam muito bem, por englobarem essas características e ainda possuírem a vantagem, na utilização em animais selvagens, de redução da manipulação pós-operatória (em relação a outros métodos muito utilizados em aves, como os fixadores externos), com consequente diminuição do estresse causado às aves pelo cativeiro. No entanto, as placas comerciais disponíveis podem não se adequar em tamanho e formato para utilização em algumas aves (principalmente de porte pequeno porte) e em alguns ossos (principalmente não retilíneos). O úmero é um destes ossos que apresenta a conformação anatômica helicoidal como fator dificultador da utilização de placas de estabilização tradicionais, principalmente em sua região distal e, portanto, a utilização do método deve ser melhor estudado.

O úmero é um osso de grande complexidade. Apresenta além da sua conformação anatômica peculiar a característica de ser pneumático, influenciando na termorregulação e no voo do paciente, fazendo-se necessário que seu reparo ocorra de forma rápida e precisa, garantindo que a função do voo seja retomada pela ave (importante principalmente para os animais de vida livre). Para a utilização de placas em úmero distal, a customização do implante se faz necessária, pois a ausência de implantes específicos para as aves torna o trabalho improvisado, podendo aumentar o grau de dificuldade do procedimento, ampliando as chances de erros e resultados insatisfatórios.

A integração entre as áreas médicas e as diversas áreas da engenharia, física, matemática e informática possibilita o estudo de casos complexos de forma ampla e pode auxiliar nas soluções de problemas rotineiros, presentes com frequência na clínica de animais selvagens (devido à grande variação anatômica, fisiológica e comportamental entre as espécies). Dentre as ferramentas especialmente importantes nesse contexto estão a manufatura aditiva com base em imagens obtidas por métodos avançados de diagnóstico (como a tomografia computadorizada), que permite produção de implantes customizados. Ressalta-se ainda as simulações computacionais de situações físicas e clínicas reais (como exemplo as avaliações pelo Método de Elementos Finitos), que reduzem a necessidade de repetição de testes em animais vivos ou cadáveres.

O uso de polímeros pode facilitar a moldagem e adaptação de implantes ortopédicos, sendo também de fácil acesso e baixo custo. Essas características são vantajosas principalmente para utilização na medicina de aves, devido à grande variação entre as espécies e trabalho frequente em locais distantes dos grandes centros, onde os produtos comerciais nem sempre estão facilmente disponíveis.

O presente trabalho teve como objetivo a produção de uma placa polimérica em policaprolactona validada pelo método dos elementos finitos, confeccionada em molde bipartido impresso por manufatura aditiva, para aplicação em fraturas distais de úmero de gavião-carijó, com a aplicabilidade demonstrada em cadáver da espécie.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Fraturas em aves

Injúrias ortopédicas são comuns em aves e podem ser resultantes de traumas, deficiências nutricionais e malformações (COLES, 2007).

Embora a estrutura óssea das aves seja semelhante à dos mamíferos, composta por hidroxiapatita e colágeno, diversas modificações macroscópicas ocorreram em seus esqueletos ao longo da evolução das espécies, contribuindo de forma importante para o aprimoramento do voo. A porção externa dos ossos das aves é composta por uma cortical fina e dura, enquanto a parte interna é revestida por trabéculas orientadas para neutralizar as forças externas que agem em pontos específicos do osso. Nas extremidades dos ossos a tensão é máxima, e as trabéculas se encontram mais concentradas. A cortical fina do osso é a estrutura mais eficaz na resistência às forças de torque impostas ao osso quando ele está sob torção, ocorrente durante o voo (COLES, 2007).

As fraturas em aves ocorrem com alta incidência nos traumas e os ossos longos são os mais acometidos, entre eles o úmero e o tibiotarso (BUSH, 1977).

A anatomia helicoidal e os diversos processos anatômicos existentes no úmero promovem desafios na correção de suas fraturas, o que suscita a necessidade de estudos aprimorados para o tratamento cirúrgico. Associando-se as peculiaridades dos ossos das aves (corticais finas e quebradiças), os métodos de correção e fixação de fraturas se tornam difíceis (BENNETT & KUZMA, 1992).

O tempo de consolidação óssea nas aves é menor do que em mamíferos, principalmente em aves de pequeno porte. Em condições favoráveis, a área fraturada começa a ser preenchida por tecido fibroso em cinco dias e por osso esponjoso em nove dias. A completa consolidação demora em torno de 22 dias e a remodelação completa seis semanas (COLES, 2007).

O calo ósseo endosteal é de maior importância nas aves e promove rápido e rígido suporte às fraturas corretamente tratadas. O calo periosteal promove suporte secundário e é menos extensivo do que o endosteal, exceto nos casos em que ocorra movimentação excessiva do foco de fratura (BUSH, 1977).

O mecanismo de regeneração óssea ocorre de forma semelhante entre aves e mamíferos (BUSH, 1977). No entanto, a pouca quantidade de tecidos moles adjacentes, a presença de ossos pneumáticos e ainda, especificamente no úmero, as intensas forças de dispersão dos músculos peitorais do voo, são fatores que tornam a consolidação óssea nas aves mais complicada do que em mamíferos. O tempo de consolidação poderá ser retardado nos casos de movimentação excessiva da fratura, deslocamento dos fragmentos, destruição excessiva do suprimento sanguíneo e infecção (DUNNING et al., 2005).

Os princípios e métodos de correção de fraturas devem seguir os mesmos estabelecidos para cães e gatos. Busca-se o alinhamento e retorno funcional do membro, evitando-se traumas iatrogênicos ósseos e no tecido mole adjacente. Ainda, é importante tratar as feridas possivelmente infectadas (CARRASCO, 2019; MARTIN & RITCHIE, 1994). Sabe-se que o alinhamento ósseo correto irá permitir uma consolidação de forma mais rápida, no entanto, em aves, a manutenção da mobilidade articular deve ser priorizada em relação ao alinhamento excelente (COLES, 2007).

O reparo das fraturas nas asas das aves necessita de grande atenção principalmente próximo às articulações, para evitar-se anquilose das mesmas e permitir o retorno completo à função de voo. A rotação dos ossos das asas, mesmo que mínimas, também devem ser evitadas pois podem inibir o voo por alterar a dinâmica da asa. Observa-se maior importância do retorno

funcional completo do voo em aves de vida livre, visto que aves de companhia e de produção podem suportar uma perda substancial da função de voo, sem prejuízo à sua qualidade de vida (MARTIN & RITCHIE, 1994).

Entre as fraturas de úmero observa-se predominância pelo terço médio da diáfise e em epífise distal do osso, regiões com baixa cobertura de tecido mole adjacente (COLES, 2007; MACCOY, 1992). Na maioria dos casos ocorre grande afastamento dos fragmentos ósseos e rotação da porção proximal do osso em seu eixo longitudinal devido à tensão do músculo peitoral (COLES, 2007). Os deslocamentos destes fragmentos podem levar a perda de sua vascularização (BENNETT & KUZMA, 1992) e faz com que a fixação das fraturas de úmero tenha que ocorrer, em sua grande maioria, de forma aberta (MARTIN & RITCHIE, 1994). Ainda, a força rotacional exercida pelos músculos e tendões das asas pode levar a deformidades torcionais e interferir na capacidade do voo (LEVITT, 1989).

2.2 Tratamento das fraturas em aves

Observa-se nas aves uma grande diferença entre espécies, tanto anatômica e fisiológica quanto comportamental, e isso deve ser levado em consideração na escolha do tratamento de fraturas nestas espécies, assim como a experiência do cirurgião (CARRASCO, 2019; MARTIN & RITCHIE, 1994).

O tempo para a realização da correção das fraturas em aves é muito importante pois a partir de três dias do trauma já é possível observar resposta do organismo, ainda mais rápida em aves pequenas (COLES, 2007).

Havendo mínima lesão dos tecidos moles adjacentes, como musculatura, vasos sanguíneos, nervos e tendões, o prognóstico é bom (MACCOY, 1992). Dissecções extensas para liberação e alinhamento do osso devem ser evitadas, pois aumentam os riscos de lesão em nervos e vasos que percorrem a região lesionada (COLES, 2007).

O avanço nos estudos ortopédicos, principalmente com a inclusão das tecnologias nas áreas médicas (HARRYSSON et al., 2015) tem sido cada vez mais utilizado nas aves, permitindo tratamentos mais adequados e melhores resultados (CARRASCO, 2019).

Em comparação a outras espécies, existem ainda poucas técnicas descritas especificamente para osteossíntese em aves e muitas são improvisadas ou adaptadas (BENNETT & KUZMA, 1992). Ferraz et al. (2008) descreveram o uso de fixadores esqueléticos transarticulares para a correção de fraturas distais de úmero, obtendo bons resultados. Mas ainda, diversos métodos são adaptados de cães, gatos e humanos ou improvisados, como a utilização de êmbolos de seringa (haste intramedular de polipropileno) para a correção de fraturas de úmero em tucano (TRANQUILIM et al., 2007) e pombos (TEIXEIRA et al., 2004), com resultados limitados. Não se encontra ainda na literatura placas desenvolvidas para aves.

Entre os tratamentos encontra-se como opção o repouso em gaiola, as coaptações externas, pinos intramedulares, fixadores esqueléticos externos, placas (CARRASCO, 2019) e hastes bloqueadas (ASSIS, 2021). É importante que o método de fixação seja tolerado pela ave (BUSH, 1977) e que quando o retorno ao voo for desejado, a perfeita redução da fratura seja priorizada (COLES, 2007).

Coles (2007) relata que a abordagem cirúrgica ao úmero pode ser realizada pela face ventral ou dorsal e que diversas técnicas já foram descritas para correção deste osso. Gaiga (2002); Bennett & Kuzma, (1992) recomendam o acesso ventral ao osso, evitando a transecção do nervo radial, presente na face dorsal. Martin & Ritchie (1994) e Leotte (2004) recomendam o acesso dorsal, enfatizando a necessidade do afastamento do nervo radial.

2.2.1 Repouso e coaptação externa

O método de repouso e coaptação externa como método definitivo no tratamento de fraturas em aves é limitado e piora o prognóstico (CARRASCO, 2019), podendo levar a rápida atrofia muscular por desuso (COLES, 2007). No entanto, pode ser empregado como tratamento inicial, para que maiores lesões não ocorram em tecido ósseo e tecido mole adjacente enquanto o paciente aguarda o procedimento cirúrgico. Excepcionalmente, este método pode ser empregado como definitivo em pacientes muito pequenos ou em fraturas de pelve, em que outros métodos corretivos são de difícil execução (CARRASCO, 2019).

A restrição de espaço deve também ser empregada durante o tempo de recuperação do paciente (MARTIN & RITCHIE, 1994).

2.2.2 Pinos intramedulares

Pinos intramedulares apresentam grandes desvantagens na fixação de fraturas, tanto em mamíferos quanto em aves, por não neutralizarem a força de rotação atuante no osso. Devido ao seu canal medular grande, proporcionalmente maior do que em mamíferos, é necessária a utilização de pinos de calibres maiores, tornando o implante pesado para a ave. Ainda, destroem a estrutura trabecular do osso e interferem na consolidação endosteal (COLES, 2007; BENNETT & KUZMA, 1992).

Em casos específicos, quando utilizados, as articulações devem ser evitadas, e mesmo somente o trauma nos tecidos moles adjacentes pode levar à fibrose excessiva periarticular com consequente redução da mobilidade. Quando ocorrem nas articulações das asas podem resultar em disfunção do membro e prejuízos ao voo (MARTIN & RITCHIE, 1994).

O método pode apresentar melhores resultados quando seu uso for associado a fios de cerclagem, em aves de pequeno porte e quando o retorno ao voo não for priorizado (MARTIN & RITCHIE, 1994).

2.2.3 Fixadores esqueléticos externos

Fixadores externos são considerados por muitos autores como o melhor método de estabilização de fraturas em aves quando o retorno funcional do membro for desejado. Diversos tipos de pinos podem ser passados pelos ossos e conectados por barras prontas ou produzidas por polimetilmetacrilato (PMMA) (FERRAZ et al., 2008).

O método possui grandes vantagens no tratamento de fratura em ave por promover rígida estabilização, pouca destruição de tecido mole adjacente, baixo prejuízo articular (quando empregado corretamente) e neutralizar as forças de rotação, flexão e cisalhamento que agem no foco da fratura (HATT et al., 2007; MARTIN & RITCHIE, 1994).

Para algumas aves de baixo peso, menores do que 1 kg, o peso dos fixadores tradicionais comercializados pode ser um fator limitante ao uso (HATT et al., 2007) e materiais alternativos podem ser utilizados para a fixação das barras, como o polimetilmetacrilato (PMMA). No entanto, a utilização do PMMA não permite a dinamização da fratura quando houver necessidade (HATT et al., 2007) e promove baixa área de contato com a superfície do pino, podendo levar a instabilidade (KAVANAGH, 1997).

Em fraturas distais, a utilização de fixadores externos pode ser complicada pela dificuldade da inserção dos pinos distais ao foco da fratura sem que ocorra comprometimento da articulação. Preconiza-se para a estabilização de fraturas o mínimo de três corticais proximais (JOHNSON et al., 2005) e três corticais distais ao foco de fratura e, portanto, variações nos modelos de fixadores externos foram descritas.

Os fixadores esqueléticos externos mais utilizados em aves são o tipo I e o tipo II, podendo ser associados ao método Tie-in (quando um pino intramedular é inserido no canal medular e conecta-se à barra externa) (BUENO et al., 2015; VAN WETTERE et al., 2009).

Também, o uso de fixadores híbridos (CARRASCO, 2019) e circulares vem sendo utilizados (KINNEY et al., 2015).

Ferraz et al. (2008) utilizaram fixadores externos articulados para estabilização de fraturas distais de úmero de pombos domésticos, inserindo apenas um pino na porção distal do osso, mas com extensão do fixador sobre a ulna, conseguindo bom resultado, sem comprometimento da articulação, mantendo o comprimento do osso afetado, a amplitude da asa e a viabilidade de músculos e tendões.

Como desvantagens, o método pode causar limitação da função do membro, aumentam as chances de infecção, necessitam de cuidados diários e de novo procedimento anestésico para retirada dos implantes (DARROW, 2017).

2.2.4 Placas e parafusos

O método de fixação interna é o que promove maior possibilidade de precisão na redução anatômica e alinhamento de uma fratura, além de neutralizar as forças de flexão, rotação, cisalhamento e compressão que agem no foco da ferida (DAVIDSON et al., 2005). No entanto, devido à fina cortical, os ossos se quebram com mais facilidade durante a cirurgia, não sendo um leito muito sólido para parafusos ósseos. Bush (1977) foi um dos pioneiros ao desencorajar o uso de placas e parafusos em aves, principalmente pelas corticais finas e quebradiças, considerando que outra desvantagem seria a necessidade da exposição de grande área óssea, além do tempo maior de anestesia.

Em aves de grande porte, o método se torna menos problemático (COLES, 2007). Placas são bem toleradas pelas aves, causam pouco desconforto ao animal no pós-operatório e necessitam de menos manejo quando comparadas aos fixadores externos esqueléticos (DAL-BÓ et al., 2018; CHRISTEN et al., 2005). Ainda, por ser um implante interno possui menor chance de ser danificado pelo próprio paciente (CHRISTEN et al., 2005).

Em ossos retilíneos, como tibiotarso e rádio e ulna, há diversos relatos na literatura com resultados variados. Pires et al. (2020) utilizaram placa bloqueada para correção de fratura tibiotársica de coruja suíndara, evidenciando os benefícios das placas bloqueadas em comparação às não bloqueadas, como a dispensa da compressão da placa ao osso e preservação do aporte sanguíneo periosteal. Os autores não evidenciaram fraturas iatrogênicas durante a aplicação dos parafusos. Dal-Bó et al. (2018) utilizaram também placas bloqueadas para a correção de fratura de rádio e ulna em gavião cabiloco, obtendo boa consolidação óssea apenas na ulna, mas sem interferir na função do voo, permitindo que o animal pudesse ser solto, visto que a ulna é o osso de principal suporte da região. Christen et al. (2005) relataram o uso de miniplacas de titânio, adaptadas da espécie humana, para a correção de fraturas de rádio e ulna em pombos domésticos, relatando não ser um adequado método de estabilização, por não terem a resistência necessária e sofrerem envergamento. Dal-Bó et al., 2011 utilizaram também miniplaca de titânio para a correção de fratura de tibiotarso de arara canindé obtendo bons resultados. Também não observaram dificuldades e fragilização do osso.

Para a aplicação em fraturas diafisárias em terço médio de úmero de cadáveres de pombos domésticos, Darrow et al. (2017) compararam biomecanicamente a aplicação de placas bloqueadas de titânio e placas de aço sem bloqueio e constataram que os úmeros com placas não bloqueadas foram mais rígidos ao sofrerem flexão. Relataram também que os parafusos bloqueados diminuem o risco de fraturas iatrogênicas quando comparados aos parafusos sem bloqueio, que ao serem apertados provocam a compressão da placa ao osso.

Em trabalho prévio do grupo de pesquisa foi desenvolvida placa em liga de titânio para fraturas distais de úmero de gavião-carijó. A anatomia helicoidal do osso torna a utilização das placas adaptadas de cães e gatos difícil pela ausência de um ajuste adequado dos implantes convencionais ao osso (CORRÊA, 2017). A autora utilizou tomografias computadorizadas de aves de gaviões-carijós para planejamento de placa em liga de titânio customizada e fixada por

cerclagens e hemicerclagens para osteossíntese de úmero distal da espécie, solucionando parte do problema da utilização das placas em úmero de aves. Não foram encontrados na literatura pesquisada outros relatos da utilização de placas para esta localização.

2.2.5 Hastes bloqueadas

Há poucos relatos na literatura do uso de hastes bloqueadas em aves. Assis (2021) desenvolveu uma haste bloqueada em titânio, material que permite osteointegração, para correção de fraturas experimentais em úmero de galinhas, obtendo bons resultados. O autor relata que o método é considerado superior aos pinos intramedulares, às placas e aos fixadores externos esqueléticos, pois une as vantagens biomecânicas dos métodos descritos.

2.2.6 Amputações

Mesmo com diversas técnicas descritas para correção de fraturas em aves, alguns casos não evoluem de forma positiva e a amputação deve ser ponderada. Para aves de pequeno porte ou de estimação o procedimento pode ser bem tolerado, mas não deve ser considerado para animais de vida livre. Não deve ser suposto que um indivíduo em desvantagem em relação aos demais de sua espécie seja solto na natureza (CARRASCO, 2019).

2.3 Utilização de polímeros como biomateriais

Polímeros são macromoléculas derivadas da combinação de um ou mais monômeros, podendo ser naturais ou sintéticos e biodegradáveis ou não (PUOCI, 2015).

O termo “biomaterial” é utilizado para descrever materiais empregados para substituir ou reparar tecidos no corpo e, neste contexto, os polímeros vêm sendo utilizados de forma crescente para aplicações biomédicas, como componentes essenciais de próteses ortopédicas, lentes artificiais, enxertos vasculares, cateteres, fios de sutura e muitos outros. Ainda, pode ser utilizado como sistema de liberação lenta controlada de fármacos no organismo (BOU-FRANCIS et al., 2020; BANORIYA et al., 2017; PUOCI, 2015).

O abundante uso é justificado pela facilidade de utilização e baixo custo (PUOCI, 2015), mas pesquisas são constantes com o objetivo de otimizar a estabilidade e o desempenho dos polímeros *in vivo* (BANORIYA et al., 2017). Uma das razões para o aumento da utilização de polímeros é a facilidade de sua adequação ao problema, sendo possível a modificação de seu peso molecular, ou mesmo da sua composição química com a utilização de polímeros naturais (PUOCI, 2015).

Os polímeros podem ser classificados em biodegradáveis e não-biodegradáveis e um requisito importante na escolha do material é que ele seja aceito pelo organismo. Ainda, é necessário levar-se em consideração as propriedades do biomaterial (mecânicas, químicas e tribológicas), a biocompatibilidade do implante, o estado de saúde do paciente e a competência do cirurgião (BANORIYA et al., 2017). Polímeros absorvíveis possuem como desvantagem a baixa força, mas já comprovada em estudos como suficiente para aplicações ortopédicas. Em alguns casos também podem causar uma resposta inflamatória indesejada (AMBROSE & CLANTON, 2004).

A escolha do polímero a ser utilizado irá variar com as especificações necessárias para o produto desejado e o objetivo do uso. Para a produção de implantes ortopédicos em material polimérico degradável, uma vantagem em relação aos materiais metálicos ou mesmo aos polímeros não absorvíveis é o compartilhamento de carga com osso, diferente do metal, que pode levar a *stress shielding* (AMBROSE & CLANTON, 2004), quando a carga não passa adequadamente pelo osso podendo levar à reabsorção óssea e consequente refratura do local acometido (CHACON, 2004). A utilização do polímero biodegradável pode evitar a

necessidade de um novo procedimento cirúrgico para remoção de implantes e reduz os riscos de migração dos mesmos (ROKKANEN et al., 2000).

O método de esterilização dos biopolímeros pode ser considerado uma desvantagem de seu uso. Processos tradicionais de esterilização de materiais cirúrgicos, como a autoclavagem, pode ser um problema visto que possuem baixo ponto de fusão (BOU-FRANCIS et al., 2020). A radiação gama pode penetrar facilmente o material e não gera resíduos tóxicos, no entanto, altera parte das suas propriedades, perdendo parte significativa da resistência mecânica (BOU-FRANCIS et al., 2020; GOES FILHO, 2016). O gás óxido de etileno pode afetar a microestrutura e também as propriedades dos polímeros. Outros métodos, como a esterilização por feixe de elétrons têm sido estudados (BOU-FRANCIS et al., 2020).

Busca-se, com a evolução dos tratamentos, a utilização de um polímero que possa cumprir sua função de estabilidade da fratura e em seguida ser eliminado de forma não cirúrgica (LOVALD et al., 2009). Estudos vêm sendo realizados na medicina veterinária, como relatado por Goes Filho (2016) na produção de placas e parafusos em polímero impressos por manufatura aditiva para a correção de fraturas experimentais em coelhos, com resultados satisfatórios.

A Policaprolactona (PCL) é um polímero de aparência semi-cristalina e possui boa biodegradabilidade, biocompatibilidade e flexibilidade. Seu ponto de força e fusão são baixos, 59 e 64 °C, respectivamente. Como ponto negativo, quando utilizado na substituição óssea, possui hidrofobicidade e baixa molhabilidade superficial, o que afeta negativamente a adesão celular. No entanto, este ponto negativo pode ser melhorado com o acréscimo de substâncias, responsáveis por melhorar as características mecânicas do material, como quitosano, PGA, β -tricálcio fosfato. Há estudos mostrando a associação do PCL à hidroxiapatita (HA), melhorando as propriedades mecânicas, a biodegradabilidade e a osteocondutividade das misturas de polímeros (BOU-FRANCIS et al., 2020).

Em comparação aos polímeros de rápida absorção, foi descoberto que o poder lento de degradação do PCL irá influenciar em uma menor resposta inflamatória local em relação aos polímeros de rápida absorção. Ainda, a facilidade na sua manipulação permite a criação de produtos de tamanhos variados (BOU-FRANCIS et al., 2020).

2.4 Método dos Elementos finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) consiste em uma análise matemática que busca solucionar problemas de objetos com geometrias complexas. Para isso o objeto é dividido em pequenas unidades, chamadas elementos, de geometria simples, como tetraédricos e hexaédricos, que são interconectados por pontos chamados “nós” (LOTTI et al., 2006). Os elementos e os nós irão formar uma malha na superfície do objeto. A cada elemento são atribuídas propriedades materiais e estruturais e o objeto é analisado sob certas condições de contorno, que podem incluir forças, deslocamentos e temperaturas (YE et al., 2017). Por fim são determinados os Coeficientes de Poisson e os Módulos de Young (ou módulo de elasticidade) das estruturas, sendo o primeiro referente ao valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial e o segundo representa a tensão do material. Em seguida é realizada a aplicação de carga para análise dos resultados (LOTTI et al., 2006).

O objetivo da análise é quantificar e simular estruturas (como ossos) e sistemas (como implantes) fornecendo uma previsão do comportamento dos componentes em resposta a diferentes tipos de carga (YE et al., 2017). Por meio da análise de cada elemento é possível alcançar uma resposta global para o sistema. Portanto, quanto maior o número de elementos em um corpo de prova, mais precisa será a resposta para o problema (NEJAD et al., 2014).

As estruturas mecânicas podem ser modeladas de forma bi ou tridimensional, sendo a última mais eficaz pela capacidade de reproduzir condições próximas às reais. Este modelo permite que o conjunto estrutural possa ser avaliado por completo e permite observar o comportamento de todos os componentes da prótese e a interação entre eles. A validação final do projeto deve ser realizada após os ensaios experimentais ou clínicos, permitindo maior precisão do modelo biomecânico (HAYASAKI, 2007).

O avanço tecnológico vem permitindo a evolução da utilização do MEF na engenharia, medicina, odontologia (LOTTI et al., 2006) e há poucos anos também na medicina veterinária. Nos últimos anos sua utilização teve um aumento significativo, principalmente no estudo do comportamento mecânico de estruturas biológicas. A crescente utilização das ferramentas tecnológicas, como a tomografia computadorizada, contribuiu para este aumento, visto que o exame pode fornecer informações precisas sobre a geometria óssea do paciente em estudo (TADEI et al., 2004).

Foi encontrado um relato da utilização do método dos elementos finitos na previsão da resposta mecânica do úmero de cães à flexão de três pontos (LAURENT et al., 2016). Em aves, artigos com a utilização do MEF são muito limitados. Relacionados ao presente trabalho, não foram encontrados na literatura pesquisada.

2.5 Manufatura aditiva

A manufatura aditiva (MA) (popularmente conhecida como impressão tridimensional) é um processo de fabricação caracterizado pela deposição de sucessivas camadas de material até a formação do produto final. Normalmente as impressoras se baseiam em modelos geométricos tridimensionais originados de um sistema CAD (*Computer Aided Design*). A impressora deve ser escolhida de acordo com o material (metais, plásticos, polímeros, cerâmicas e outros) selecionado para a produção do objeto e o método de manufatura aditiva mais adequado (aquele que irá resultar em um objeto fidedigno à modelagem tridimensional em CAD). Entre eles, a sinterização seletiva a laser (*selective laser sintering - SLS*), feixe de elétrons para a fusão (*electron beam melting - EBM*) e a modelagem por fusão e deposição (*fused deposition modeling - FDM*). Esta tecnologia vem sendo utilizada nas indústrias aeroespacial, automobilística, de bioengenharia (medicina e odontologia), na engenharia civil, arquitetura, design de produtos e com o uso cada vez mais crescente para outros segmentos (VOLPATO et al., 2017).

O uso nas áreas médicas é crescente e a medicina veterinária vem se beneficiando cada vez mais da tecnologia. Nestes segmentos, a modelagem tridimensional em programa CAD irá ocorrer a partir de imagens de tomografia computadorizada ou ressonância magnética (NETO, 2016). A modelagem e a manufatura aditiva podem fornecer soluções terapêuticas individualizadas para casos complexos. Na ortopedia de cães relatam o uso crescente na fabricação de aditivos metálicos customizados como placas para correções de defeitos ósseos, próteses de joelho, próteses osteointegradas e na impressão de moldes para treinamento e planejamento cirúrgico (HARRYSSON et al., 2015).

Na medicina de animais selvagens os estudos são mais limitados, descritos principalmente para na produção de próteses externas. É uma ferramenta de grande valor na reabilitação de animais mutilados, como por exemplo, na impressão de bicos de aves (SONG et al., 2017) e cascos de jabutis (RABELLO et al., 2016). Goes Filho (2016) utilizou o processo de manufatura aditiva associado a material polimérico para produção de placas de osteossíntese em fraturas experimentais de fêmures de coelhos.

Em aves, Corrêa (2017) – trabalho utilizado como base para o presente estudo – utilizou o método para a customização de uma placa metálica em liga de titânio para fraturas distais de úmeros de gavião-carijó.

Na literatura pesquisada não foi possível encontrar-se relato de uso do método na manufatura de moldes para confecção de placas de osteossíntese em aves.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Estudo prévio

Em trabalho anterior foram coletados dados sobre a anatomia da ave estudada, o gavião-carijó, por meio de estudo anatômico em cadáveres formolizados e tomografias computadorizadas; estes dados foram utilizados para o desenvolvimento de um implante ortopédico metálico, em liga de titânio, impresso por manufatura aditiva.

Os úmeros dos animais foram modelados a partir de imagens tomográficas de seis gaviões-carijós formolizados. Para a edição das imagens tomográficas, em formato DICOM (*digital imaging and communication in medicine*), foi utilizado o programa InVesalius e o arquivo salvo em formato stereolithography - “.stl”. O modelo de placa foi desenvolvido a partir das imagens tomográficas dos úmeros de gavião-carijó, no programa de CAD Magics, e salvo em arquivo “.stl”. Foi impresso em liga de titânio, com ótimo resultado conferido na aplicabilidade do implante em cadáver e com resistência confirmada em máquina de ensaio universal pelo teste de flexão em três pontos.

Os arquivos encontravam-se armazenados no Centro de Tecnologia da Informação (CTI) Renato Archer - São Paulo, e foram a base para o desenvolvimento do implante em polímero PCL no presente trabalho.

3.2 Estudo computacional pelo Método dos Elementos Finitos

No Centro de Tecnologia da Informação (CTI) Renato Archer - São Paulo - foi realizada simulação computacional de ensaio de flexão em três pontos no osso fraturado com implante polimérico, por meio do método dos elementos finitos (MEF). A fratura foi representada por falha transversa em região médio-distal do modelo de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*).

O processo teve início com a modelagem do úmero da ave (a partir de imagem tomográfica, conforme descrito acima) e da placa polimérica (Figuras 1 e 2), ambos em formato “.stl”. Os arquivos foram editados no programa de CAD Rhinoceros 3D®, tornando possível a confecção de uma geometria CAD.



Figura 1: Imagem renderizada de placa para osteossíntese de região distal de úmero, planejada a partir de tomografia computadorizada de cadáver de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*).



Figura 2: Imagem renderizada de conjunto placa-ossos para ser utilizado em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF) na validação de placa para osteossíntese de região distal de úmero planejada a partir de tomografias computadorizadas de cadáveres de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*).

A próxima etapa foi a criação de uma malha estrutural triangular 2D no modelo de úmero e de placa (Figura 3). Para isso foi utilizado um programa de CAE (*Computer Aided Engineering*), o HyperMesh 2021, que trabalha com a aplicação do método dos elementos finitos (MEF).

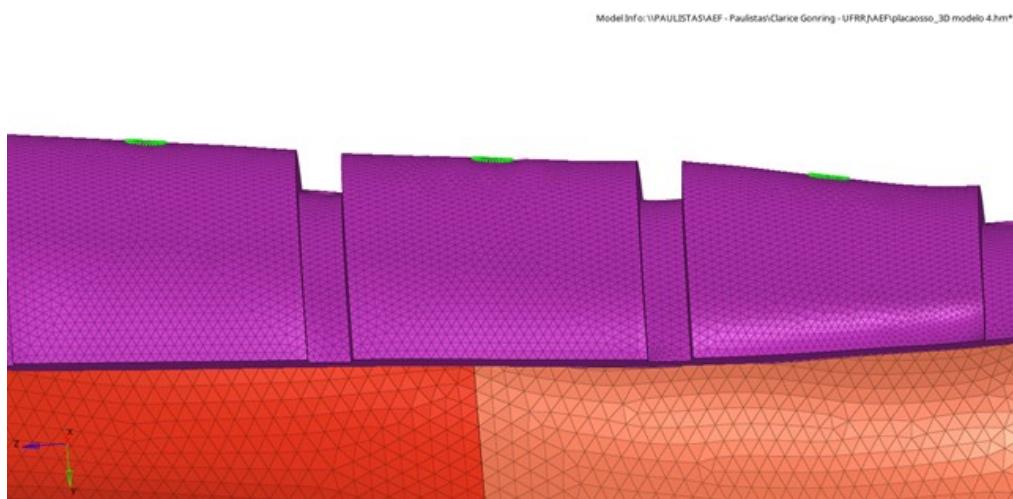


Figura 3: Imagem renderizada da malha estrutural triangular 2D no modelo de úmero e de placa, criado para ser utilizado em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF) na validação de placa customizada para osteossíntese na região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*). Observa-se, na porção da imagem correspondente à placa, os sulcos para posicionamento de cerclagens e os pontos correspondentes às perfurações para hemicerclagens.

A malha 2D criada representa as dimensões superficiais do modelo a ser testado (conjunto placa-osso). Para a realização de simulações, o programa HyperMesh 2021 utiliza apenas malha tridimensional, portanto, o modelo foi dividido em pequenos volumes para a criação da malha 3D, permitindo a análise do projeto em escala real.

Em seguida, as condições de contorno para o ensaio biomecânico foram definidas.

O fio de aço não foi modelado, sendo o seu efeito de fixação representado pelas condições de contorno do material (Figura 4).

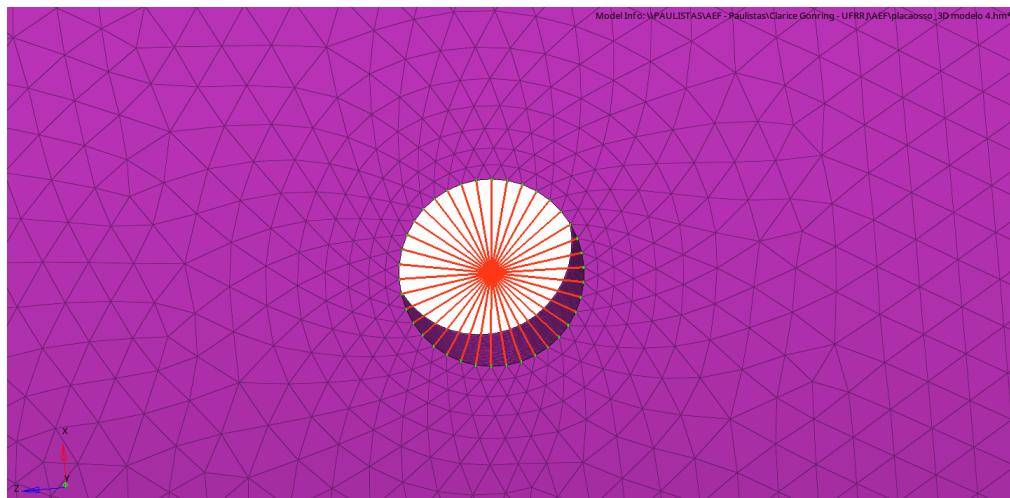


Figura 4: Imagem renderizada do conjunto placa-osso, criado para ser utilizado em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF) na validação de placa customizada para osteossíntese na região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*). Observa-se as condições de contorno (em vermelho) da simulação do efeito do fio de aço na perfuração para hemicerclagem.

Em seguida os dados dos materiais estudados (osso, polímero policaprolactona e aço inoxidável) foram fornecidos ao programa para a realização da simulação do ensaio biomecânico pelo teste de flexão em três pontos. Foram considerados valores de duas características mecânicas dos materiais: o módulo de elasticidade (ou módulo de Young) e o coeficiente de Poisson. Todos os valores tiveram como base informações da literatura, conforme descrito na Tabela 1.

Tabela 1: Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson do osso, da policaprolactona e do fio de aço, utilizados como base para a realização dos ensaios computacionais do teste de flexão em três pontos pelo método dos elementos finitos em implante para correção de fratura em úmero distal de gavião-carijó.

	Módulo de elasticidade (ou módulo de Young)	Coeficiente de Poisson
OSSO	10,49 GPa * ¹	0,3 * ¹
PCL	400 MPa * ²	0,44 * ⁴
FIO DE AÇO	196 GPa * ³	0,28 * ³

*¹ Cubo e Casinos (2000)

*² Cameron e Moghaddam (2008)

*³ Song *et al.* (2006)

*⁴ Lu *et al.* (2014)

Embora o fio de aço não tenha sido modelado, suas propriedades foram utilizadas para definição das condições de contorno.

Para estudo computacional do ensaio de flexão em três pontos foram simuladas situações da máquina de ensaio universal, considerando-se as regiões de contato entre o osso e o suposto suporte da máquina, entre a placa e o osso e entre a placa e o metal aplicador de carga. Os três pontos do ensaio de flexão foram o local de aplicação da força (primeiro ponto acima do corpo de prova) (Figura 5) e mais dois pontos representando as regiões de contato entre o suporte do osso e a face interior do corpo de prova (Figura 6).

Model Info: \\PAULISTAS\\AEF - Paulistas\\Clarice Gonring - UFRRJ\\AEF\\placaosso_3D modelo 4.hm*



Figura 5: Modelo de úmero e de placa, criado para ser utilizado em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF) na validação de placa customizada para osteossíntese na região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*). Representação em preto do ponto de aplicação da força no corpo de prova na simulação de ensaio de flexão em três pontos.

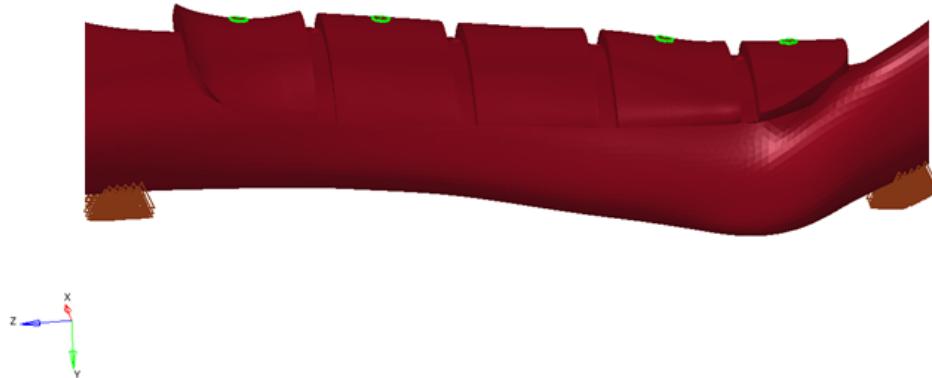


Figura 6: Modelo de úmero e de placa, criado para ser utilizado em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF) na validação de placa customizada para osteossíntese na região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*). Representação em marrom das áreas de contato entre o suporte do osso e a face interior do corpo de prova na simulação de ensaio de flexão em três pontos.

Após a inserção dos dados dos materiais no programa e definições de regiões de contato, o ensaio do teste de flexão em três pontos foi realizado inicialmente com a aplicação de uma célula de carga de 20 kgf e em seguida novamente realizado com a aplicação de uma força equivalente a 10% da inicial, 2 kgf. Durante a simulação, dois parâmetros, deslocamento e tensão, foram analisados para ambos os carregamentos de peso.

3.3 Confecção dos implantes

O molde e as placas foram produzidos no Centro de Tecnologia da Informação (CTI) Renato Archer - São Paulo.

3.3.1 Impressão do molde para confecção da placa polimérica

Um modelo tridimensional de molde bipartido foi desenvolvido no programa Magics (Materialise, Belgium). A fabricação do molde foi realizada utilizando-se o material comercial VeroWhite - FullCure830 na impressora 3D Connex 350 pelo processo de manufatura aditiva *Material Jetting 3D printing* e impresso em duas partes circulares de 65 mm de diâmetro e 6 mm de espessura.

A base para a produção do molde foi o modelo de placa utilizado por Corrêa (2017), em estudo prévio (descrito no item 3.1), conforme citado na introdução da metodologia do presente trabalho. Diferentemente da placa em titânio do referido estudo, produzida com quatro sulcos e cinco perfurações, a placa polimérica foi planejada para ser confeccionada também com quatro sulcos, no entanto, sem perfurações.

3.3.2 Confecção da placa polimérica

As placas foram confeccionadas em polímero policaprolactona (PCL) CAPA® 6505. Em uma placa de Petri de vidro, o filamento de PCL foi colocado e aquecido com soprador térmico por aproximadamente um minuto, até que ficasse transparente. Neste ponto, com a

utilização de uma pinça, foi transferido para o molde bipartido e prensado manualmente. O tempo para o resfriamento da amostra, em temperatura ambiente, foi de aproximadamente três minutos e, em seguida, a amostra era retirada do molde manualmente. O processo foi repetido para a obtenção de treze implantes.

3.4 Ensaio de aplicação da placa polimérica em úmero de cadáver de gavião-carijó

A placa em polímero PCL foi aplicada em úmero esquerdo de um cadáver de gavião-carijó formolizado, obtido do Setor de Medicina de Animais Selvagens da UFRRJ.

Das treze amostras confeccionadas, duas foram testadas em úmero de cadáver formolizado de gavião-carijó. Na primeira, o material polimérico sobressalente ao molde foi removido com o auxílio de um estilete em todas as faces e margens. No segundo implante somente o excesso de material das margens foi cortado com tesoura de Mayo.

A primeira placa de PCL (com remoção do excesso de material por estilete) foi aplicada na região médio-distal de úmero esquerdo da ave, fraturado experimentalmente.

A incisão de pele foi realizada na região da face ventral do úmero, sobre o osso. Após a divulsão dos tecidos a placa foi posicionada para conferência do ajuste (Figura 7). O acesso cirúrgico foi escolhido com base em estudos anatômicos prévios em cadáveres (CORRÊA, 2017).



Figura 7: Vista ventral da asa de cadáver formolizado de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) evidenciando acesso cirúrgico ao úmero (seta a) e o ajuste da placa ortopédica (seta b) impressa em policaprolactona.

A fratura foi produzida experimentalmente de forma transversa com o auxílio de serra protética no ponto médio do terço distal umeral da ave. Em seguida, perfurações foram realizadas nos segmentos da placa com o auxílio de um pino de Schanz de 0,8 mm (Figura 8). Apenas o segmento central da placa não foi perfurado (Figura 9).



Figura 8: Implante para correção de fratura umeral de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) confeccionado em policaprolactona sendo perfurado com pino de Schanz de 0,8 mm.



Figura 9: Implante para correção de fratura umeral de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) confeccionado em policaprolactona após perfurações com pino de Schanz de 0,8 mm.

A placa polimérica com as perfurações foi novamente posicionada ao úmero fraturado experimentalmente. Para a redução do foco de fratura e alinhamento do osso foi utilizada pinça Halstead reta, sem travar-se a cremalheira. O tecido mole adjacente foi afastado com elevador de periósteo de tamanho pequeno, permitindo a visualização da saída do pino de Schanz de 0,8 mm, utilizado também para a perfuração do osso através do orifício produzido previamente na placa (Figura 10).

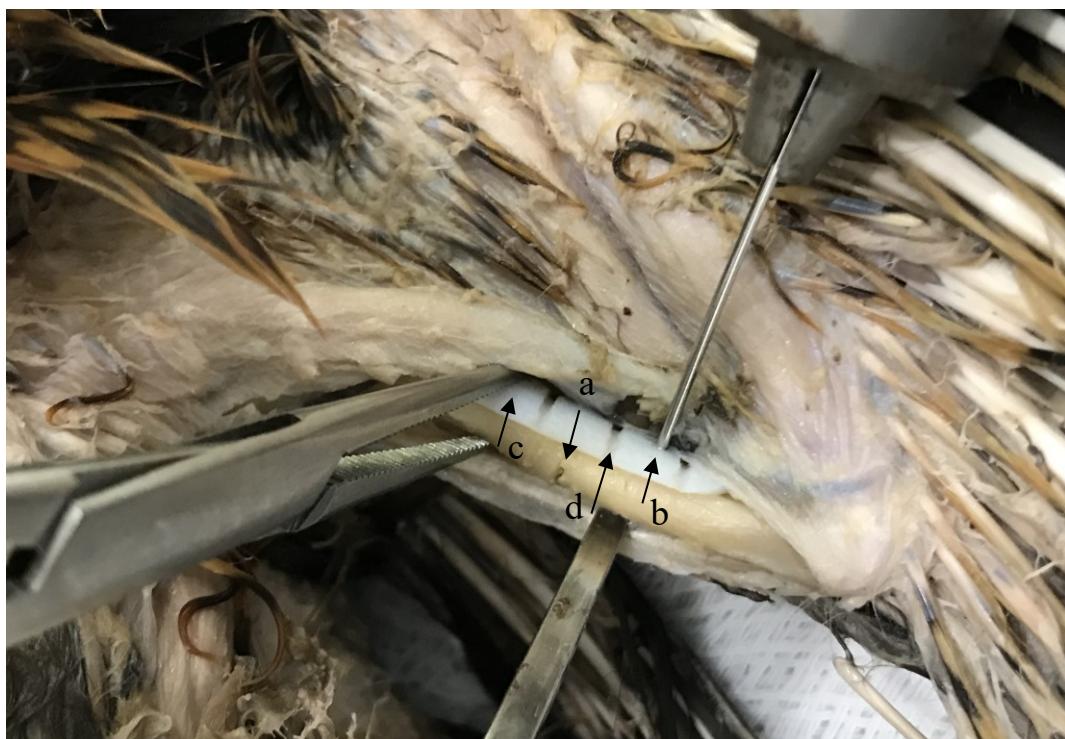


Figura 10: Vista ventral da asa de cadáver formolizado de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) evidenciando perfuração do úmero fraturado experimentalmente (seta a). Pino de Schanz de 0,8 mm, (seta b) sendo introduzido através de orifício produzido previamente em placa polimérica de PCL (seta c), no espaço entre os sulcos (seta d) do implante.

Após perfuração do osso, realizada no primeiro orifício imediatamente distal à fratura, o fio de aço (Aciflex 2-0, Ethicon[®]) foi introduzido para confecção da primeira hemicerclagem (Figura 11).



Figura 11: Vista ventral da asa de cadáver formolizado de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) evidenciando a passagem do primeiro fio de cerclagem através de perfuração da placa polimérica de PCL e fragmento distal de fratura umeral.

O osso foi então perfurado através do orifício proximal à fratura, posicionando-se a segunda hemicerclagem (Figura 12).



Figura 12: Vista ventral da asa de cadáver formolizado de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) evidenciando a aplicação das hemicerclagens, sobre placa polimérica de PCL, proximal e distal ao foco de fratura umeral experimentalmente produzida.

Posteriormente o fio de cerclagem foi passado ao redor do osso com a placa e apoiado no sulco proximal ao foco de fratura para a confecção da primeira cerclagem. Na realização da segunda cerclagem, no sulco imediatamente distal ao foco da fratura, o aperto do fio provocou a quebra implante (Figura 13).



Figura 13: Vista ventral da asa de cadáver formolizado de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) evidenciando falha do implante polimérico de PCL após realização da cerclagem imediatamente distal ao foco de fratura experimentalmente produzida no úmero.

Todo o material foi removido e outro exemplar da placa em PCL foi preparado para implantação, removendo-se os excessos com tesoura de Mayo somente nas margens do implante. O processo de perfuração da placa foi repetido, assim como demonstrado na Figura 8 com o implante anterior (com excessos removidos por estilete). Em seguida o implante foi aplicado sobre o osso fraturado, repetindo-se os processos descritos nas Figuras 10, 11 e 12. Todas as perfurações da placa foram utilizadas para a confecção das hemicerclagens e os dois sulcos mais próximos ao foco da fratura foram utilizados para a aplicação das cerclagens (Figura 14).



Figura 14: Vista ventral da asa de cadáver formolizado de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) evidenciando resultado final da aplicação de implante polimérico de PCL em fratura experimentalmente produzida no úmero.

4 RESULTADOS

4.1 Estudo computacional pelo Método dos Elementos Finitos

A primeira simulação do ensaio computacional de flexão em três pontos, realizada com carga de 20 kgf, causou espaçamento de 0,075 mm na linha de fratura do osso (Figura 15). Na segunda simulação, com a utilização de 2 kgf, força equivalente a 10% da inicial, o espaçamento no osso foi de 0,0075 mm (Figura 16).

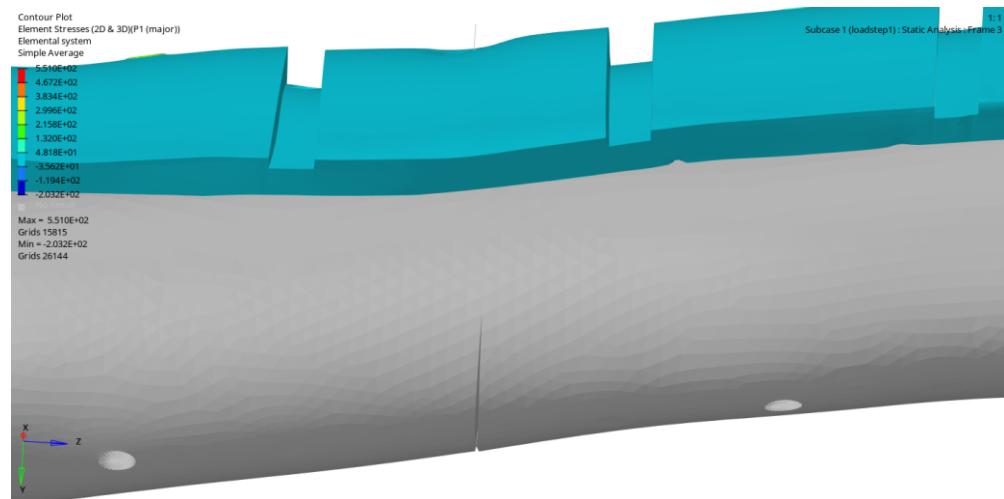


Figura 15: Modelo de úmero e de placa utilizado em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF) na validação de placa customizada para osteossíntese na região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*). Observa-se espaçamento correspondente a 0,075 mm gerado na linha de fratura causado pela aplicação da força de 20 kgf em simulação de ensaio de flexão em três pontos.

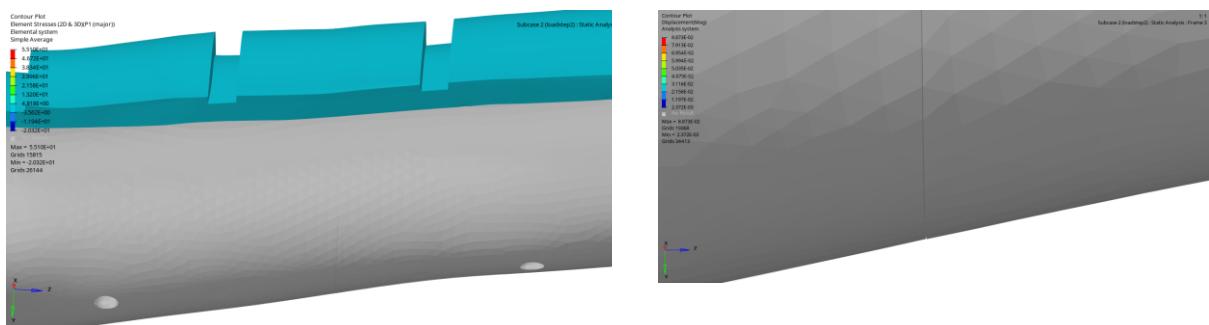


Figura 16: Modelo de úmero e de placa utilizado em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF) na validação de placa customizada para osteossíntese na região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*). No aumento maior (à direita) observa-se mínimo espaçamento correspondente a 0,0075 mm gerado na linha de fratura, causado pela aplicação da força de 2 kgf em simulação de ensaio de flexão em três pontos.

Para ambos os carregamentos (20 kgf e 2 kgf), o deslocamento apresentou distribuição semelhante. As regiões das extremidades da placa sofreram menor deslocamento em relação à região central da placa. Na escala utilizada as cores frias indicam menor deslocamento da placa em relação ao osso, enquanto que as cores quentes indicam maior deslocamento da placa em relação ao osso.

Na primeira simulação, com a aplicação de carga de 20 kgf (Figuras 17 e 18), o deslocamento mínimo (observado nas extremidades da placa) se apresentou entre o intervalo de 0,0237 mm a 0,1197 mm. O deslocamento máximo (observado no centro da placa), foi de 0,8873 mm.

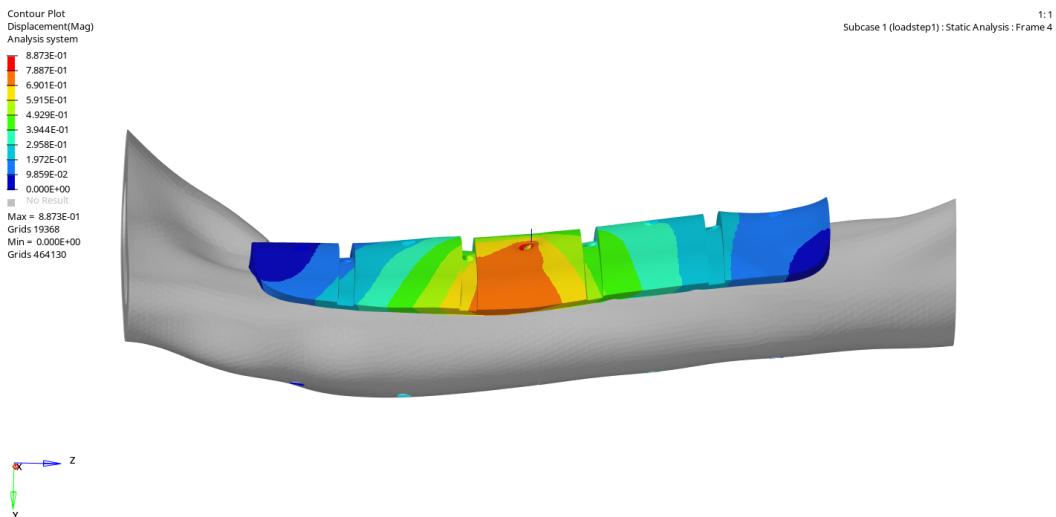


Figura 17: Modelo de úmero e de placa utilizado em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF) na validação de placa customizada para osteossíntese na região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*). Visão lateral da análise de deslocamento do conjunto placa-osso em simulação de ensaio de flexão em três pontos com carregamento de 20 kgf.

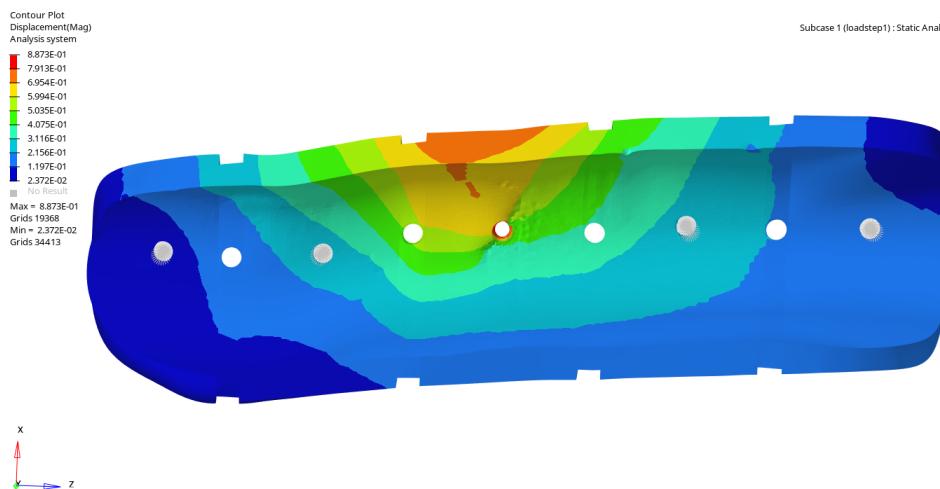


Figura 18: Modelo de placa customizada para osteossíntese de região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) utilizado na validação em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF). Visão da parte inferior

da placa na análise de deslocamento em simulação de ensaio de flexão em três pontos com carregamento de 20 kgf.

Na segunda simulação, com a aplicação de carga de 2 kgf (Figuras 19 e 20), o deslocamento mínimo se apresentou dez vezes menor, entre o intervalo de 0,00237 mm a 0,01197 mm. O deslocamento máximo foi também dez vezes menor, de 0,08873 mm.

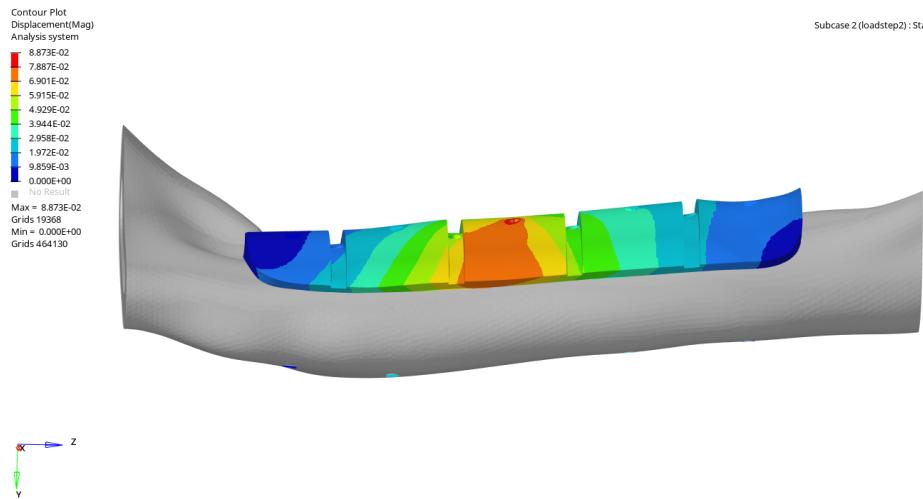


Figura 19: Modelo de úmero e de placa utilizado em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF) na validação de placa customizada para osteossíntese na região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*). Visão lateral da análise de deslocamento do conjunto placa-osso em simulação de ensaio de flexão em três pontos com carregamento de 2 kgf.

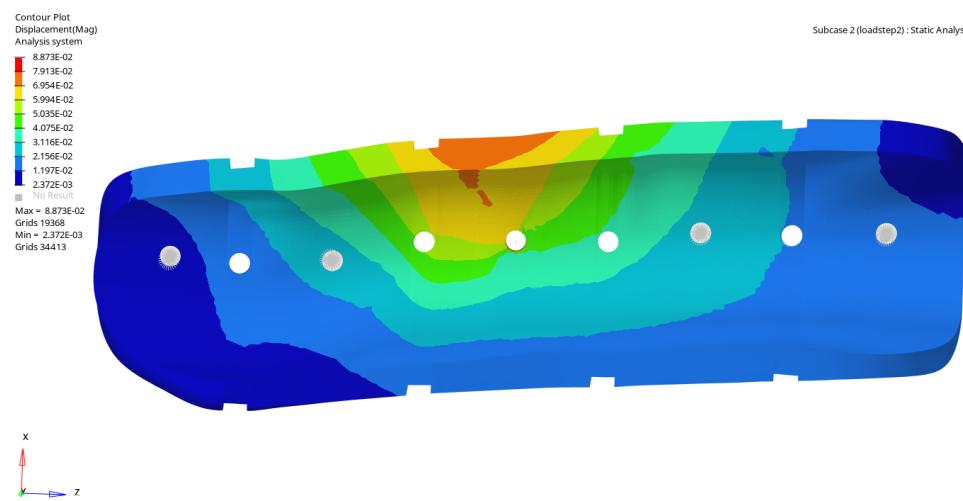


Figura 20: Modelo de placa customizada para osteossíntese de região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) utilizado na validação em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF). Visão da parte inferior da placa na análise de deslocamento em simulação de ensaio de flexão em três pontos com carregamento de 2 kgf.

Em relação à tensão, foi observada uma concentração na região dos furos da placa, principalmente mais próximos à região central, área de aplicação da carga. Foi considerada como condição de tensão máxima do material o valor da tensão de ruptura do PCL, equivalente a 17 MPa. Para o carregamento de 20 kgf (Figuras 21 e 22), o modelo apresentou tensão passível de produzir falha em toda a região central da placa enquanto com o carregamento de 2 kgf (Figuras 23 e 24), a área de tensão superior à capacidade do material ocorreu apenas ao redor do furo central).

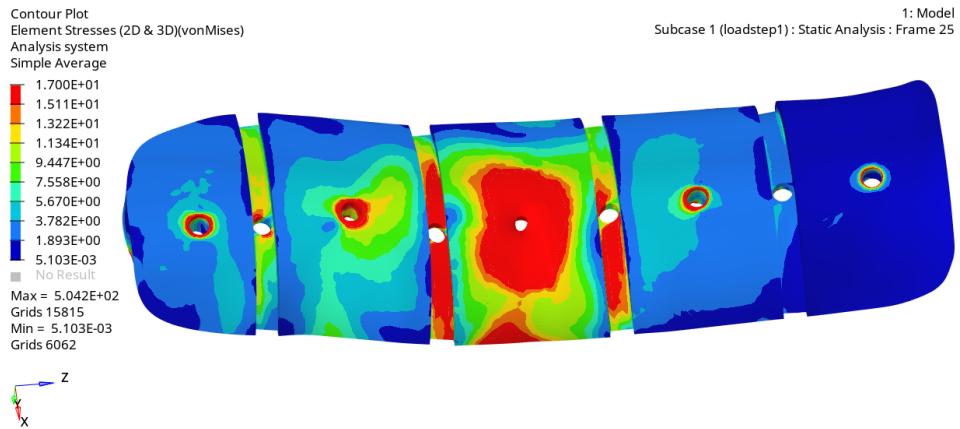


Figura 21: Modelo de placa customizada para osteossíntese de região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) utilizado na validação em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF). Vista superior da distribuição da tensão em simulação de ensaio de flexão em três pontos após carga de 20 kgf (em vermelho as áreas que sofreram tensão de falha).

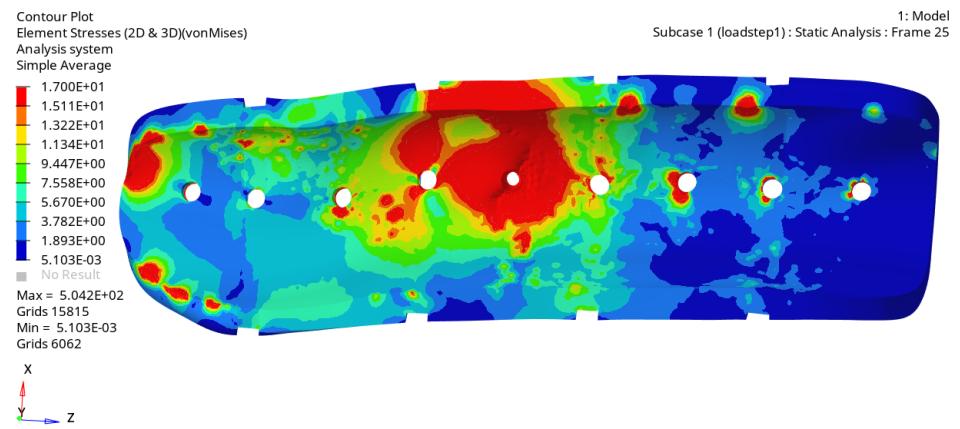


Figura 22: Modelo de placa customizada para osteossíntese de região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) utilizado na validação em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF). Vista inferior da distribuição da tensão em simulação de ensaio de flexão em três pontos após carga de 20 kgf (em vermelho as áreas que sofreram tensão de falha).

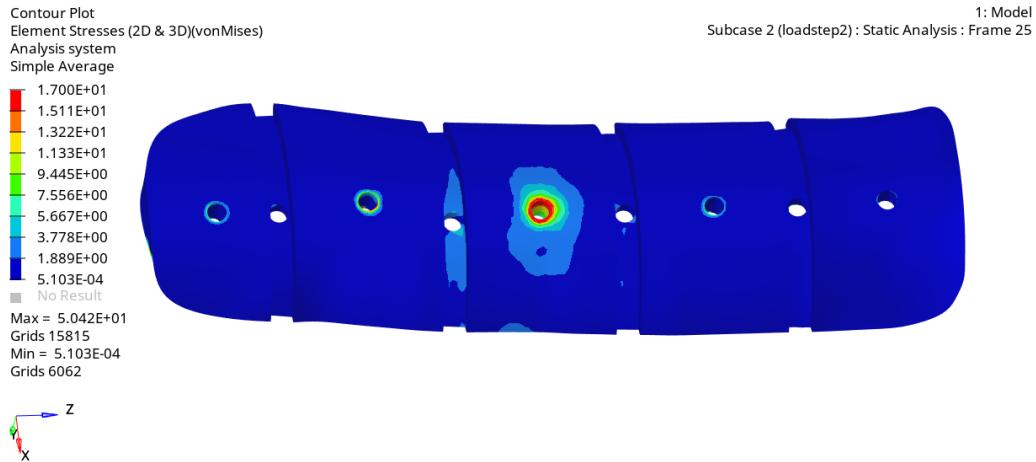


Figura 23: Modelo de placa customizada para osteossíntese de região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) utilizado na validação em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF). Vista superior da distribuição da tensão em simulação de ensaio de flexão em três pontos após carga de 2 kgf (em vermelho as áreas que sofreram tensão de falha).

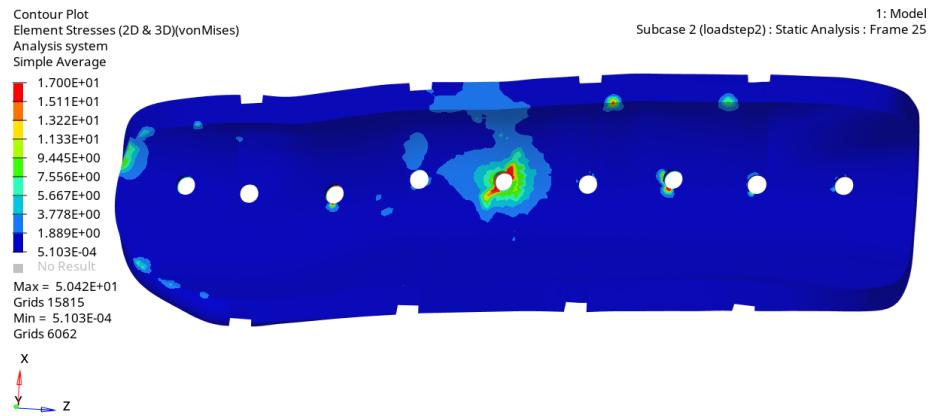


Figura 24: Modelo de placa customizada para osteossíntese de região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) utilizado na validação em teste computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF). Vista inferior da distribuição da tensão em simulação de ensaio de flexão em três pontos após carga de 2 kgf (em vermelho as áreas que sofreram tensão de falha).

4.2 Confecção dos implantes

A primeira tentativa de produção dos implantes em policaprolactona foi pela impressão por manufatura aditiva por FDM (modelagem por fusão e deposição - *fused deposition modeling*), com filamento de polímero de 3 mm. Não foi obtido resultado satisfatório, observando-se deformação do implante. Portanto optou-se pela confecção de molde bipartido para obtenção de placas através do processo de prensa manual.

O molde (Figura 25) impresso em material VeroWhite é levemente flexível, facilitando a soltura da placa em PCL.



Figura 25: Molde bipartido impresso por manufatura aditiva em material VeroWhite para confecção de placa de osteossíntese em PCL pelo método de prensagem manual.

O filamento de PCL demorou aproximadamente um minuto desde o início do aquecimento até o amolecimento, mudando seu aspecto de opaco para transparente. O polímero foi facilmente transportado (com a utilização de uma pinça) da superfície do recipiente onde foi aquecido para o molde.

As treze placas em polímero policaprolactona obtidas pela prensagem no molde bipartido apresentaram 25 mm de comprimento, largura variando entre 8 e 9 mm e espessura variando entre 1 e 2 mm, sem perfurações. O processo resultou em um produto correspondente ao planejado, mantendo as especificidades relativas à estrutura óssea a ser tratada (formato em calha e ajuste à porção médio-distal do úmero), com pequenas irregularidades nas faces interna e externa e com excesso de material nas margens do implante (Figura 26).

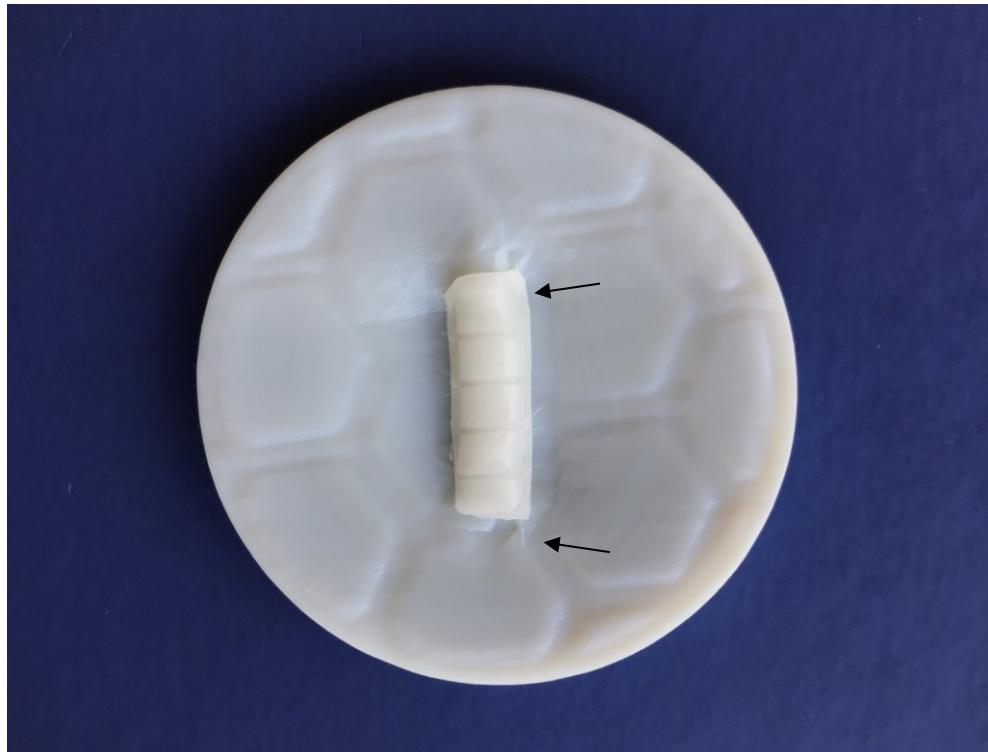


Figura 26: Placa ortopédica customizada para osteossíntese de região distal de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*) confeccionada em PCL pelo método de prensagem manual em molde impresso por manufatura aditiva. Seta evidenciando excesso de material resultante do processo de produção do implante.

4.3 Ensaio de aplicação dos implantes poliméricos em úmero de cadáver de gavião-carijó

Foram necessárias correções das irregularidades dos implantes obtidos pelo processo de moldagem. Na primeira tentativa, por raspagem em todas as superfícies de um dos exemplares, ocorreu quebra do implante durante confecção da cerclagem no sulco imediatamente distal ao foco de fratura. Foi observado que este exemplar apresentava, após a raspagem com estilete, espessura na região dos sulcos menor do que os exemplares sem este tratamento. A retirada somente do excesso de material nas margens do segundo exemplar aplicado permitiu a justaposição ao osso, apesar da leve irregularidade observada na face interna do implante.

Alguns dos furos produzidos previamente ao posicionamento da segunda placa (com excesso de material removido por estilete) foram de difícil observação após a colocação do implante sobre osso, tendo sido necessária nova perfuração no momento de sua aplicação. A redução do foco de fratura e estabilidade da placa sobre o osso foi mantida com a pinça de Halstead, permitindo a perfuração do conjunto placa-osso.

O pino de Schanz de 0,8 mm foi capaz de realizar a perfuração da placa e do osso sem causar fraturas iatrogênicas. Não houve dificuldade na confecção das hemicerclagens e cerclagens e o fio de aço 2-0 não sofreu nenhuma falha durante sua aplicação. Todas as cerclagens foram confeccionadas pelo mesmo operador, com mesma força e técnica.

Após a finalização do procedimento de osteossíntese não foi possível observar deslocamentos dos fragmentos da fratura quando eram promovidos os movimentos de extensão e flexão do membro.

5 DISCUSSÃO

Não foram encontrados na literatura pesquisada, além do trabalho base para o presente estudo (CORRÊA, 2017), artigos relacionados ao uso de placas em fraturas distais de úmero de aves, sejam placas comerciais veterinárias ou mini placas humanas. Os sistemas são de difícil adaptação para a área; devido à conformação anatômica helicoidal do osso as placas convencionais não se justapõem, justificando a customização de implantes que respeitem as características dos ossos das aves e a conformação anatômica do úmero.

As vantagens da placa sobre outros métodos de osteossíntese são relevantes, especialmente quando são necessárias rápida recuperação e mínima manipulação no pós-operatório. O método garante estabilidade óssea, se contrapõe às forças que agem no foco de fratura (DAVIDSON et al., 2005) e interfere pouco na formação do calo ósseo endosteal, de grande importância nas aves (BUSH, 1977). Com base nos relatos da literatura, na experiência de membros do Grupo de Pesquisa e de outros médicos veterinários atuantes na medicina de animais selvagens, no presente trabalho buscou-se o aperfeiçoamento de uma placa de osteossíntese customizada para a região distal do úmero, uma vez que o formato helicoidal do osso, principalmente nessa região, dificulta imensamente a adequação das placas comerciais disponíveis.

Na literatura pesquisada o fixador externo é o método relatado para correção das fraturas em aves nessa localização, com bons resultados observados por Ferraz et al. (2008) ao utilizar fixadores esqueléticos articulados para fraturas experimentais de úmero distal de pombos domésticos. Entretanto, esse método de osteossíntese necessita de maiores cuidados pós-operatórios em relação ao uso de placas, gera maior estresse e desconforto ao animal, maiores chances do aparelho ser danificado pela ave, além da necessidade de um novo procedimento cirúrgico para a retirada dos implantes. Coles (2007) ressalta que as aves são mais suscetíveis ao estresse do que os mamíferos quando hospitalizados e, na prática da medicina de animais selvagens, é de conhecimento geral que, quanto menos manipulados e menos tempo confinados, maiores as chances de sucesso do procedimento e sobrevivência do animal.

Bennet & Kuzma (1992) relatam a necessidade da perfeita redução anatômica e alinhamento rotacional para garantir o perfil aerodinâmico da asa. Qualquer alteração no alinhamento do úmero no processo de consolidação pode levar a perda funcional do membro, como relatado por Leotte (2004), que observou em um dos pombos de seu experimento o não retorno da função do voo após a epífise distal sofrer rotação no processo de consolidação por método de fixação esquelética tipo 1 a. Sobre esse aspecto, mais uma vez é ressaltado o benefício do uso de placas como método de osteossíntese por conferirem melhor redução e alinhamento do osso, especialmente em formato customizado conforme proposto neste estudo.

A placa desenvolvida com sulcos é leve, delgada e anatomicamente adaptada, o que permitiu excelente justaposição ao osso. Este processo de produção e planejamento, realizado em estudo prévio (CORRÊA, 2017), foi possível a partir do uso das ferramentas tecnológicas, cada vez mais presentes na rotina veterinária. Todas as etapas foram de fundamental importância para o desenvolvimento de implante metálico em liga de titânio, utilizado de base para o presente trabalho. As tomografias computadorizadas permitiram estudo anatômico aprofundado do úmero e planejamento virtual do implante em programa de CAD. É importante ressaltar que a placa utilizada passou por processo longo de desenvolvimento e testes para adequação de tamanho e formato.

A partir deste desenvolvimento optou-se pelo planejamento do mesmo modelo de placa em outro material, de valor reduzido (visto que a manufatura aditiva do titânio é cara e ainda limitada, em grande maioria, aos centros de pesquisas) e que englobasse as características de

um bom implante, já bem estabelecidas na literatura (ser tolerável pelo paciente, permitir um bom alinhamento ósseo e neutralizar as forças que agem no foco de fratura). Com a crescente utilização dos polímeros como biomateriais, inclusive como implantes ortopédicos (BOU-FRANCIS et al., 2020), optou-se pela utilização da policaprolactona para a confecção do mesmo modelo de placa planejado anteriormente.

A impressão do implante de policaprolactona por manufatura aditiva não foi possível devido ao tamanho do objeto e refinamento do modelo. No entanto, a alternativa estabelecida para a confecção dos implantes, a prensa manual, otimizou o processo de produção das placas, uma vez que a impressora tridimensional se tornou necessária apenas para a fabricação do molde, sendo possível a produção de diversos implantes de forma simples, rápida e com baixo custo. Esta metodologia dispensa a necessidade da impressora pelo cirurgião, visto que o molde pode ser produzido ou adquirido com antecedência e a produção das placas ocorrer conforme necessidade para uso. A utilização de molde também diminui a variabilidade entre os implantes, pois ao usar-se manufatura aditiva a padronização se torna mais difícil devido às variações nos parâmetros de processos e na perícia em se utilizar bem a máquina, como observado por Goes Filho (2016) na produção de placas e parafusos poliméricos para correção de fraturas experimentais em fêmures de coelho. Neste aspecto, a confecção do implante através de prensagem manual em molde diminui algumas variações no processo de produção que poderiam interferir no resultado final dos implantes.

A retirada do excesso de material dos implantes produzidos pelo método de prensagem se fez necessário para uma melhor justaposição da placa ao osso. No entanto, foi observado que na face interna e externa do implante o material sobressalente não interferiu na justaposição, dispensando o processo de raspagem e recomendando-se apenas a remoção do excesso do material nas extremidades com o auxílio da tesoura de Mayo. A raspagem nas faces interna e externa fragiliza o implante, pois torna a região dos sulcos mais delgadas, o que foi observado durante o ensaio de aplicação em cadáver, quando a colocação de uma das cerclagens promoveu a quebra do implante.

A placa foi planejada para ser impressa sem orifícios, visto que a policaprolactona (PCL) não possui o refinamento necessário para o processo. Mesmo tendo sido alterado o processo de produção do implante, de manufatura aditiva para confecção por molde bipartido, o planejamento inicial (sem perfurações) foi mantido, porque além de simplificar o processo de produção, diminui áreas de fragilidade no implante. Adicionalmente, foi observado no ensaio de aplicação em cadáver que a produção dos orifícios no momento da cirurgia tem a vantagem de permitir que o cirurgião possa adequar o local da perfuração aos diferentes tipos de fratura.

A dificuldade da observação de alguns orifícios na segunda placa testada (com excesso de material removido por tesoura de Mayo), após sua fixação parcial ao osso, tornou necessária a realização de novas perfurações em alguns segmentos. Com isso, foi possível constatar que não há a necessidade da produção prévia dos orifícios na placa, que o conjunto placa-osso pode ser perfurado no mesmo momento, após a redução da fratura e estabilização com auxílio de pinça redutora. Deve-se considerar ainda que a perfuração simultânea da placa e do osso diminui o tempo cirúrgico e evita que a realização de mais de uma perfuração em um mesmo segmento possa acarretar em maior fragilidade do implante, o que foi demonstrado no ensaio por elementos finitos ao observar-se a concentração da tensão na região dos furos, indicando maiores chances de falha do implante nestes pontos. Para a realização do ensaio computacional todos os segmentos foram simulados com perfurações, indicando todos os possíveis pontos de fragilidade do implante. No entanto, a placa polimérica em uma situação real, por ser confeccionada sem furos, poderá ser adequada a diferentes situações, sempre se evitando a perfuração do segmento sobre o foco de fratura, visto que materiais de fixação de implantes não devem ser inseridos próximo às falhas ósseas.

Corrêa (2017), Gaiga (2002) e Bennett & Kuzma (1992) relatam a preferência pelo acesso cirúrgico na face ventral do úmero para realização do procedimento de osteossíntese pela pouca cobertura tecidual adjacente ao osso nesta região, observado por meio de estudo anatômico prévio em cadáver por Corrêa (2017), que também relata, na face oposta (dorsal), a presença do músculo tríceps braquial e do nervo radial, que poderiam dificultar o acesso ao osso na face médio-distal. No entanto, Campeiro Junior (2019) e Darrow et al. (2017) não encontraram dificuldades na execução desse acesso para a fixação de placas, assim como Leotte (2004) na aplicação de fixadores externos esqueléticos tipo 1 a, salientando que a preservação das estruturas não foi de difícil realização. Maccoy (1992) ressaltou a importância da preservação dos tecidos moles para que o processo de consolidação possa ocorrer de forma adequada e, portanto, o acesso ventral, no qual se transpassa somente a pele e mínima quantidade de tecido subcutâneo, foi escolhido para a realização do presente trabalho, evitando-se lesões desnecessárias aos tecidos.

No estudo utilizado como base para este trabalho (CORRÊA, 2017) o fio de aço de mesmo diâmetro e marca foi usado como método de fixação de placa em liga de titânio para teste em ensaio de flexão em três pontos em máquina universal, nas mesmas condições propostas no presente estudo (fratura experimental em terço distal de úmero esquerdo de gavião-carijó formolizado), não tendo ocorrido falha do fio mesmo após a aplicação de carga excessiva. Com base neste resultado, acredita-se que o fio de aço será resistente também para fixação da placa em policaprolactona. Como vantagem relevante, a utilização do fio de aço reduz, do processo de planejamento do implante, uma etapa de difícil realização, a produção de parafusos poliméricos de tamanho reduzido, relatado por Goes Filho (2016) no desenvolvimento de placas e parafusos poliméricos para fraturas em coelhos.

Tendo em vista o grande canal medular dos ossos das aves, a aplicação de hemicerclagens pode ser um fator dificultador do método na passagem do fio na cortical trans (cortical oposta à perfuração). Esta dificuldade não foi observada no presente trabalho, devido à estabilização obtida pelo uso da pinça Halstead. É importante ressaltar que a placa deve estar bem estabilizada ao osso no momento de sua perfuração (ou da perfuração do conjunto placa-ossos), para que este orifício no osso acompanhe o orifício da placa.

A presença dos sulcos na placa facilitou o posicionamento e acomodação do fio de cerclagem e manteve a posição do fio transversal ao osso no momento do seu aperto, garantindo o correto posicionamento do fio e reduzindo as chances de desvio no pós-operatório. Um dos problemas do uso de cerclagem é o risco de desvios no seu posicionamento, o que pode reduzir o seu efeito de fixação (SLATTER, 2007); no modelo de osteossíntese proposto no presente trabalho a acomodação do fio no sulco mostrou-se bastante favorável, uma vez que a superfície lisa da placa aumentaria o risco de deslocamento do fio. Apesar do aperto da cerclagem ter causado quebra da primeira placa testada, evidenciando o sulco como ponto de fragilidade do implante, o método mostrou-se eficiente quando utilizado no segundo teste de aplicação, sem a raspagem das superfícies interna e externa do implante, mantendo-se a espessura original de 1 a 2 mm.

A questão da fixação das placas ósseas em aves é bastante controversa. Tradicionalmente, considera-se que a cortical fina dos ossos predispõe a fraturas iatrogênicas no momento do aperto do parafuso, conforme citado por Coles (2007), sendo um dos motivos pelo qual a fixação por fio de aço foi escolhida no planejamento do implante em estudo. Em publicações mais recentes, Pires et al., (2020); Darrow et al., (2017); Dal-bó et al. (2011) não observaram fragilidade óssea ao empregarem parafusos bloqueados em coruja suíndara, pombos domésticos e arara canindé, respectivamente.

A diversidade de opiniões relatada acima pode estar associada à variação dos tipos de implantes, espécies e ossos acometidos. Em sistemas bloqueados, usados mais recentemente por Pires et al., (2020); Darrow et al., (2017); Dal-Bó et al. (2011), a cabeça rosqueada do

parafuso faz o bloqueio na placa e impede sua compressão sobre o osso, o que pode ter evitado fraturas iatrogênicas no relato dos autores. Em aves de médio e grande porte, como aquelas utilizadas por Pires et al., (2020) e Dal-Bó et al. (2011), o uso dos sistemas bloqueados pode ser uma alternativa para correção de fraturas em alguns ossos retilíneos, como tibiotarso e ulna.

Os relatos de Campeiro Junior (2019) e Darrow et al. (2017), que não observaram dificuldades na aplicação dos parafusos em placa bloqueada e sem bloqueio para a correção de fraturas umerais em aves de menor porte, como os pombos domésticos, podem evidenciar que o avanço nas técnicas e destreza dos cirurgiões devem ser levados em conta no resultado final dos métodos de osteossíntese.

Apesar das vantagens do uso dos biomateriais, sua resistência é nitidamente menor do que a das ligas metálicas, como relatado por Lovald et al. (2009) ao comparar placas maxilofaciais humanas de titânio e de polímero. Os autores observaram, pelo método dos elementos finitos, que uma placa de polímero de 690 mm² poderia fornecer estabilidade mecânica similar à de uma placa de titânio de 172 mm². No presente estudo, que analisa as características de uma placa polimérica de policaprolactona tendo como base um modelo produzido em titânio e testado em trabalho anterior (CORRÊA, 2017), o teste computacional de resistência foi iniciado com a mesma carga aplicada sobre a placa de titânio em ensaio universal no estudo prévio (20 kgf) e posteriormente realizado com carga dez vezes menor (2 kgf), compatível com a situação real de carga que seria aplicada na asa do gavião carijó durante o período pós-operatório, conforme descrito por Pennycuick (1967).

Pennycuick (1967) em seu trabalho relata que cada asa de uma ave é responsável por suportar metade do peso do animal (estimativa para a situação de deslizamento reto e sem aceleração) e que o úmero é capaz de suportar 8,8 e 9,0 vezes o valor do peso suportado pela asa nas forças de flexão e torção, respectivamente. Considerando-se o peso máximo de 350 g relatado para o gavião-carijó (MARINI et al., 2007), cada asa suportaria 175 g, concluindo-se que o úmero pode suportar até 1540 g para força de flexão. Desta forma, supõe-se que a carga de 2 kgf estabelecida para o teste computacional de flexão atende à simulação da carga imposta ao conjunto placa de PCL/osso em situação clínica (salientando-se, mais uma vez, que o paciente estará em confinamento, sem as cargas relacionadas ao voo sendo aplicadas na asa).

Tendo-se em mente que a carga de 2 kgf reflete aproximadamente a situação clínica considerada para os ensaios computacionais pelo Método de Elementos Finitos, os resultados obtidos validaram o modelo de placa polimérica para o uso proposto. Apesar de não terem sido encontrados na literatura os padrões para a osteossíntese por placa em aves, os valores diminutos de espaçamento na linha de fratura (0,0075 mm) e de deslocamento (máximo de 0,08873 mm) sugerem que a estabilidade do implante fixado ao osso é suficiente para o desenvolvimento de consolidação óssea. A tensão no material da placa ficou abaixo do valor de ruptura da policaprolactona na quase totalidade da área do implante, exceto em pequena região em torno do furo central, o qual não deverá ser produzido na situação real de aplicação da placa por localizar-se sobre o foco de fratura.

Uma possibilidade para se alcançar maior resistência mecânica do PCL seria a sua combinação a outras moléculas, o que permitiria sua aplicação com mais segurança em ossos ou espécies que exijam implantes mais resistentes. Estudos mostraram que a combinação de PCL a hidroxiapatita (HA) melhorou as propriedades mecânicas e a biodegradabilidade do polímero (BOU-FRANCIS et al. 2020). No entanto, poderiam dificultar o processo simples de produção proposto e encarecer o produto final.

Os ensaios computacionais realizados pelo método dos elementos finitos (MEF) no programa HyperMesh 2021 permitiram estudo biomecânico das forças atuantes no conjunto osso-placa, simulando condições próximas às reais e fornecendo informações que poderiam interferir no planejamento do implante (placa polimérica de policaprolactona). O MEF permite que futuramente mais ensaios possam ser realizados em outros ossos e espécies a partir de

imagens desses pacientes. Os valores das características mecânicas dos materiais (módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson) encontrados na literatura tornaram possível a realização de um ensaio muito próximo ao que seria realizado nas condições reais, em máquina de ensaios universais.

Neste contexto, a utilização do ensaio computacional pelo método dos elementos finitos é uma ferramenta de grande valor na validação de um implante, trazendo como benefícios a preservação de cadáveres e a possibilidade da repetição de testes sem a utilização da máquina de ensaios universais. A preservação de cadáveres quando se trabalha com animais selvagens é de grande importância, pois nem sempre estão disponíveis exemplares para estudo ou apresentam-se em pequena quantidade. Importante ressaltar que assim como descrito por Hayasaki (2007), a validação final do modelo deve ocorrer após os ensaios experimentais ou clínicos, permitindo maior precisão do modelo biomecânico.

Apesar do presente trabalho ter como objetivo a facilitação do método de produção do implante e redução de seu custo, almeja-se que a fixação da placa também possa ser realizada com material absorvível, o que demanda a realização de novos estudos quanto a resistência e estabilidade de cerclagens e hemicerclagens produzidas com biopolímeros absorvíveis. Desta forma, seria possível obter-se maior quantidade de benefícios da utilização dos polímeros absorvíveis como biomaterias, relatados por Lovald et al. (2009) como: redução dos riscos de migração do implante, ausência de corpo estranho permanente, impedir interferências em aparelhos de tomografia computadorizada e ressonâncias magnéticas e eliminar riscos associados a novo procedimento cirúrgico para remoção dos implantes. Ainda, em relação ao processo de consolidação óssea, diminuem a ocorrência do processo de *stress shielding* (por permitirem compartilhamento de carga do implante ao osso de forma gradativa). Por todos os benefícios citados, implantes ortopédicos absorvíveis são constantemente estudados, pois além das vantagens elencadas, na aplicação em animais selvagens permitiriam que o animal ficasse em cativeiro por menor tempo.

Uma questão importante a ser levada em consideração é a presença dos implantes após o processo de consolidação óssea. É fundamental que antes da soltura de animais de vida livre os implantes possam ser retirados para que complicações futuras relacionadas ao seu uso não desfavoreça este animal na natureza. Ainda, a remoção dos implantes evita que o objeto possa vir a se tornar um corpo estranho no animal que o predar. Para os animais de estimação não há esta necessidade, visto que poderão ser acompanhados pelos seus tutores e em caso de intercorrência terão o suporte necessário.

O uso de biopolímeros absorvíveis pode ser uma promessa para resolução deste problema, apesar de questões como tempo de absorção versus reação orgânica ainda serem fatores limitadores. A policaprolactona, com tempo de degradação total de até dois anos, não pode ser considerada como material de implante para soltura do animal logo após a consolidação óssea, entretanto sua facilidade de manipulação e baixa reação inflamatória local, um benefício de acordo com Bou-Francis et al. (2020), justificam seu uso para aves em cativeiro.

Uma limitação do estudo inclui o método de esterilização das placas poliméricas para osteossíntese (BOU-FRANCIS et al., 2020; GOES FILHO, 2016), entretanto ajustes nos ciclos da esterilização por óxido de etileno e a esterilização por feixe de elétrons podem trazer resultados favoráveis no futuro, conforme considerado por Bou-Francis et al. (2020).

O avanço nas técnicas cirúrgicas, no melhoramento e desenvolvimento de novos materiais e modelos de fixação para fraturas em aves vem proporcionando um bom resultado nas osteossínteses executadas nestas espécies, o que pode ser notado pelo número de artigos atuais relatando bons resultados, diferente da realidade em tempos passados, quando métodos eram adaptados e muitas vezes não levavam a bons resultados.

Além dos materiais, o crescente aumento das especialidades dentro da veterinária é fator importante nesse quadro. Observa-se que a habilidade do cirurgião influencia diretamente no resultado e no tempo cirúrgico, assim também como a habilidade do anestesista em utilizar os recursos disponíveis para um bom procedimento em aves.

É importante ressaltar que a curva de aprendizado do cirurgião ortopédico deve ser respeitada e que o melhor método a ser aplicado no paciente será o método desenvolvido com maior destreza pelo cirurgião. No entanto, a inabilidade no uso de alguma técnica não deve desfavorecer o paciente e a busca ao estudo deve ser contínua, especialmente no que se refere às placas ósseas, cujo uso não deve ser desencorajado e sim, mais estudos devem ser desenvolvidos para que o método possa ser aplicado com segurança.

Por fim, ressalta-se que o crescente avanço do uso das tecnologias na medicina humana deve ser acompanhando pela medicina veterinária e, principalmente, na medicina de animais selvagens. Diante de tantas variações anatômicas, fisiológicas e comportamentais, o estudo se torna fundamental para o avanço na terapêutica das espécies e, para isso, a multidisciplinaridade deve ocorrer. É por meio da interação entre diversas áreas que a resolução de problemas complexos pode ser alcançada com maior facilidade.

6 CONCLUSÃO

Concluiu-se que o uso da policaprolactona (PCL) para a confecção do implante ortopédico é válido pelo baixo custo do polímero, pela facilidade de moldagem por aquecimento e devido ao crescente e fácil acesso ao material.

Foi possível, a partir de modelo computacional de placa customizada, o planejamento de molde bipartido impresso em manufatura aditiva, com baixo custo, que viabilizou a confecção do implante em PCL com boa fidelidade ao modelo virtual.

A placa polimérica possui resistência mecânica satisfatória, comprovada em ensaios computacionais pelo método dos elementos finitos. O implante foi facilmente aplicado na região distal de úmero de gavião-carijó, o que foi evidenciado por ensaio em cadáver.

O planejamento e customização de implantes ortopédicos adequados ao paciente e à estrutura óssea gerou no presente estudo um método de confecção de placa polimérica simples e facilmente replicável, que pode ser um recurso valioso na cirurgia ortopédica de aves.

7 REFEÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMBROSE, C. G.; CLANTON, T. O. Bioabsorbable Implants: Review of Clinical Experience in Orthopedic Surgery. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 32, n. 1, p. 171-177, 2004.
- ASSIS, D. B. **Avaliação de diferentes técnicas de osteossíntese umeral em galinhas (*Gallus gallus domesticus*)**. 53 f. Dissertação (Mestrado em Cirurgia Veterinária). Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Unesp, Jaboticabal, 2021.
- BANORIYA, D.; PUROHIT, R.; DWIVEDI, R. K. Advanced Application of Polymer based Biomaterials. **Materials Today: Proceedings**, v. 4, p. 3534-3541, 2017.
- BENNETT, R. A.; KUZMA, A. B. Fracture management in birds. American Association of Zoo Veterinarians. **Journal of Zoo and Wildlife Medicine**, v. 23, p. 5-38, 1992.
- BOU-FRANCIS, A. et al. Polycaprolactone blends for fracture fixation in low load-bearing applications. **Journal of Applied Polymer Science**, p. 1-9, 2020.
- BUENO, I.; REDIG, P. T.; RENDAHL, A. K. External skeletal fixator intramedullary pin tie-in for the repair of tibiotarsal fractures in raptors: 37 cases. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 247, n. 10, p. 1154-1160, 2015.
- BUSH, M. External fixation of avian fractures. **Journal of the American Veterinary Medical association**, v. 171, n. 9, p. 943-946, 1977.
- CARRASCO, D. C. Fracture Management in Avian Species. **Veterinary Clinics: Exotic Animal Practice**, v. 22, p. 223-238, 2019.
- CAMPEIRO JUNIOR, L. D. **Osteossíntese umeral em pombos domésticos (*Columba livia*) com placas bloqueadas ou convencionais com e sem o uso de cimento ósseo**. 71 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Veterinárias). Faculdade de agronomia, medicina veterinária e zootecnia. Universidade Federal de Mato Grosso, Cuiabá, 2019.
- CHACON, G. E. Comparison of strains produced by titanium and polyd, l-lactide acid plating systems to in vitro forces. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 63, p. 968-972, 2004.
- CHRISTEN, C. Evaluation of a maxillofacial miniplate compact 1.0 for stabilization of the ulna in experimentally induced ulnar and radial fractures in pigeons. **Journal of Avian Medicine and Surgery**, v.19, n.3, p. 185-190, 2005.
- COLES, B. H. **Essentials of Avian Medicine and Surgery**. Oxford: Blackwell, 2007, 397 p.
- CORRÊA, C. G. **Estudo da viabilidade técnica da customização por impressão tridimensional de placa metálica e método de fixação: aplicação em fratura de úmero de gavião-carijó (*Rupornis magnirostris*)**. 45 f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária). Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2017.

CUBO, J.; CASINOS, A. Mechanical Properties and Chemical Composition of Avian Long Bones. **European Journal of Morphology**, v. 38, n. 2, p. 112-121, 2000.

DAL-BÓ, I. S. et. al. Osteossíntese de rádio e ulna em Gavião Caboclo (*Buteogallus meridionalis*). **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v. 38 n. 2, p. 335-339, 2018.

DAL-BÓ, I. S. et al. Osteossíntese de tibiotarso com miniplaca de titânio em Arara Canindé (*Ara ararauna*). **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 63, n .4, p. 1003-1006, 2011.

DARROW, B. G. et al. Ex vivo biomechanical evaluation of pigeon (*Columba livia*) cadaver intact humeri and ostectomized humeri stabilized with caudally applied titanium locking plate or stainless steel nonlocking plate constructs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 78, n. 5, p. 570-578, 2017.

DAVIDSON, J. R.; MITCHELL, M. A.; RAMIREZ, S. Plate fixation of a coracoid fracture in a bald, eagle (*Haliaeetus leucocephalus*). **Journal of Avian Medicine and Surgery**, v. 19, p. 303-308, 2005.

DUNNING, D.; HALLING, K. B.; EHRHART, N. Rehabilitation of medical and acute care patients. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice**, v. 35, n. 6, p. 1411–1426, 2005.

FERRAZ, V. C. M. et al. Avaliação radiográfica e de função de vôo após fixação de osteotomias distais do úmero em pombas (*Columba livia*), com modelo de fixador externo articulado. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v. 28, n. 8, p. 351-357, 2008.

GAIGA, L. H. **Osteossíntese de úmero por xenoenxerto ósseo preservado em glicerina 98% ou mel em pombos domésticos (*Columba livia*)**. 45 f. Dissertação (Mestrado em Cirurgia). Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, 2002.

GOES FILHO, P. R. S. **Confecção e avaliação mecânica de implantes ortopédicos produzidos em poli (L-ácido lático) (PLLA) por impressoras 3D**. 54 f. Dissertação (Mestrado em Biociência Animal). Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2016.

HARRYSSON, O. L. A.; MARCELLIN-LITTLE, D. J.; HORN, T. J. Applications of Metal Additive Manufacturing in Veterinary Orthopedic Surgery. **Journal of Operations Management**, v. 67, p. 647-654, 2015.

HATT, J. M.; CHRISTEN, C.; SANDMEIER, P. Clinical application of an external fixator in the repair of bone fractures in 28 birds. **The Veterinary Record**, v. 160, p. 188-194, 2007.

HAYASAKI, C. L.; SOUSA, E. A. C. Modelagem de estruturas ósseas e próteses através do método dos elementos finitos. In: **Anais do XIII Simpósio de Engenharia de Produção**, 2006, Bauru, São Paulo.

JOHNSON A. L.; HOULTON J. E. F.; VANNINI, R. **AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat**. Switzerland: Thieme, 2005, 529 p.

KAVANAGH, M. Tibiotarsal fracture repair in a scarlet macaw using external skeletal fixation. **Journal of Small Animal Practice**, v. 38, p. 296-298, 1997.

KINNEY, M. E.; GORSE, M. J.; ANDERSON, M. A. Circular external fixator placement for repair of an open distal tarsometatarsal fracture in an African sacred ibis (*Threskiornis aethiopicus*). **Journal of Zoo Wildlife Medicine**, v. 46, n. 4, p. 957-960, 2015.

LAURENT, C. P. et al. Prediction of the mechanical response of canine humerus to three-point bending using subject-specific finite element modelling. **Journal of Engineering in Medicine**, p. 1-11, 2016.

LEOTTE, A. M. et al. Fixação esquelética externa tipo I a (unilateral-uniplanar) para osteossíntese diafisária de úmero em pombos domésticos (*Columba livia*). **Ciência Rural**, v. 34, n. 6, p. 1865-1870, 2004.

LEVITT, L. Avian orthopedics. **Compendium on Continuing Educational for the Practicing Veterinary**, v. 11, p. 899-929, 1989.

LOTTI, R. S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006.

LOVALD, S. T. et al. Mechanical design optimization of bioabsorbable fixation devices for bone fractures. **The Journal of Craniofacial Surgery**, v. 20, n. 2, p. 389-398, 2009.

LU, L. et al. Mechanical study of polycaprolactone-hydroxyapatite porous scaffolds created by porogen-based solid freeform fabrication method. **Journal of Applied Biomaterials e Functional Materials**, v. 12, n. 3, p. 145-154, 2014.

MACCOY, D. M. Treatment of fractures in avian species. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 22, n. 1, p. 225-238, 1992.

MARINI, M. A. et al. Biologia da nidificação de aves do sudeste de Minas Gerais, Brasil. **Revista Brasileira de Ornitologia**, v. 15, p. 1-10, 2007.

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, 1994.

NEJAD, T. M.; FOSTER, C.; GONGAL, D. Finite element modelling of cornea mechanics: a review. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, v. 77, n. 1, p. 60-65, 2014.

NETO, N. S. G. **Utilização de material alternativo para a obtenção e caracterização de biomodelos, por meio da técnica de impressão 3Dprinter**. 53 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Faculdade de Engenharia, Unesp, Ilha Solteira, 2016.

PENNYCUICK, C. J. The strength of the pigeon's wing bones in relation to their function. **The Journal of Experimental Biology**, v. 46, p. 219-233, 1967.

PIRES, M. A. M. Placa bloqueada em fratura tibiotársica de coruja suindara (*Tyto furcata*): relato de caso. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 72, n. 2, p. 493-498, 2020.

PUOCI, F. **Advanced Polymers in Medicine**. Switzerland: Springer, 2015. 537 p.

RABELLO, R. et al. Utilização de tecnologia 3D para reconstituição protética de carapaça de jabuti (*Chelonoidis carbonaria*) - Relato de Caso. In: **Anais do XL Congresso da Sociedade de Zoológicos e Aquários do Brasil-SZB**, 2016, João Pessoa, Paraíba.

ROKKANEN, P. U. et al. Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery and traumatology. **Biomaterials**, v. 21, p. 2607-2613, 2000.

SONG, J. et al. Experiments and numerical modelling of solid state sintering for 316L stainless steel components. **Journal of Materials Processing Technology**, v. 177, n. 1-3, p. 352-355, 2006.

SLATTER, D. **Manual de Cirurgia de Pequenos Animais**, vol. 1. Rio de Janeiro: Manole, 2007, 1286 p.

TADDEI, F.; PANCANTI, A.; VICECONTI, M. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. **Medical Engineering & Physics**, v. 26, p. 61-69, 2004.

TEIXEIRA, C. R. et al. Haste intramedular de polipropileno, combinada ou não a biomateriais, no tratamento de fraturas induzidas no úmero de pombos. **Archives of Veterinary Science**, v. 9, n. 1, p. 67-72, 2004.

TRANQUILIM, M. V. et al. Osteossíntese de úmero em *Ramphastos dicolorus* (tucano de bico verde): relato de caso. **Ambiência - Revista do Setor de Ciências Agrárias e Ambientais**, v. 3, n. 2, p. 261-266, 2007.

VAN WETTERE, A. J.; REDIG, P. T.; WALLACE, L.J.; et al. Mechanical evaluation of external skeletal fixator-intramedullary pin tie-in configurations applied to cadaveral humeri from red-tailed hawks (*Buteo jamaicensis*). **Journal of Avian Medicine and Surgery**, v. 23, n. 4, p. 277-85, 2009.

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

YE, Y. et al. The Applications of Finite Element Analysis in Proximal Humeral Fractures. **Computational and Mathematical Methods in Medicine**, p. 1-9, 2017.