

RENATO OTAVIANO DO REGO

**COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA *EX VIVO* DO CICLO ÚNICO DE
FALHA DE OSTEOTOMIAS TRANVERSAS DE RÁDIO DE CÃES
FIXADAS COM PLACAS DE COMPRESSÃO BLOQUEADAS E
PLACAS DE BLOQUEIO CÔNICO POR ACOPLAMENTO**

São Paulo
2020

RENATO OTAVIANO DO REGO

**COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA *EX VIVO* DO CICLO ÚNICO DE
FALHA DE OSTEOTOMIAS TRANVERSAIS DE RÁDIO DE CÃES
FIXADAS COM PLACAS DE COMPRESSÃO BLOQUEADAS E
PLACAS DE BLOQUEIO CÔNICO POR ACOPLAMENTO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Departamento:

Cirurgia

Área:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

Coorientador:

Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa

São Paulo – SP
2020

Autorizo a reprodução parcial ou total desta obra, para fins acadêmicos, desde que citada a fonte.

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO

(Biblioteca Virgínia Buff D'Ápice da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo)

T. 3968
FMVZ

Otaviano do Rego, Renato

Comparação biomecânica *ex vivo* do ciclo único de falha de osteotomias transversas de rádio de cães fixadas com placas de compressão bloqueadas e placas de bloqueio cônico por acoplamento / Renato Otaviano do Rêgo. – 2020.
157 f. : il.

Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2020.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno.

Coorientador: Prof. Dr. André Luis do Valle de Zoppa.

1. Placas bloqueadas. 2. Fratura de rádio. 3. Cães. 4. Testes biomecânicos. 5. Bloqueio por atrito. I. Título.



CERTIFICADO

Certificamos que a proposta intitulada "Comparação biomecânica ex vivo do ciclo único de falha de fraturas transversas de rádio em cães com placas de compressão bloqueadas e placas de bloqueio cônico por acoplamento.", protocolada sob o CEUA nº 8670240717 (00 0047333), sob a responsabilidade de **Cássio Ricardo Auada Ferrigno e equipe; Renato Otaviano do Rego** - que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica ou ensino - está de acordo com os preceitos da Lei 11.794 de 8 de outubro de 2008, com o Decreto 6.899 de 15 de julho de 2009, bem como com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), e foi **aprovada** pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (CEUA/FMVZ) na reunião de 14/03/2018.

We certify that the proposal "Ex vivo biomechanical comparison of single cycle to failure of transverse radius fractures in dogs with locking compression plates and locking conical coupling plates. ", utilizing 30 Dogs (males and females), protocol number CEUA 8670240717 (00 0047333), under the responsibility of **Cássio Ricardo Auada Ferrigno and team; Renato Otaviano do Rego** - which involves the production, maintenance and/or use of animals belonging to the phylum Chordata, subphylum Vertebrata (except human beings), for scientific research purposes or teaching - is in accordance with Law 11.794 of October 8, 2008, Decree 6899 of July 15, 2009, as well as with the rules issued by the National Council for Control of Animal Experimentation (CONCEA), and was **approved** by the Ethic Committee on Animal Use of the School of Veterinary Medicine and Animal Science (University of São Paulo) (CEUA/FMVZ) in the meeting of 03/14/2018.

Finalidade da Proposta: **Pesquisa**

Vigência da Proposta: de **07/2017** a **06/2019**

Área: **Clínica Cirúrgica Veterinária**

Origem: **Animais provenientes de outros projetos**

Espécie: **Cães**

sexo: **Machos e Fêmeas**

idade: **1 a 10 anos**

N: **30**

Linhagem: **Todas as raças**

Peso: **20 a 30 kg**

Local do experimento: Laboratório de Biomecânica do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da FMVZ - USP.

São Paulo, 11 de maio de 2020

Prof. Dr. Marcelo Bahia Labruna

Coordenador da Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

Camilla Mota Mendes
Vice-Coordenador

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

São Paulo, 29 de abril de 2020
CEUA N 8670240717

Ilmo(a). Sr(a).

Responsável: Cássio Ricardo Auada Ferrigno
Área: Clínica Cirúrgica Veterinária

Título da proposta: "Comparação biomecânica ex vivo do ciclo único de falha de fraturas transversas de rádio em cães com placas de compressão bloqueadas e placas de bloqueio cônico por acoplamento."

Parecer Consubstanciado da Comissão de Ética no Uso de Animais FMVZ (ID 006165)A Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, no cumprimento das suas atribuições, analisou e **APROVOU** a Alteração do cadastro (versão de 03/abril/2018) da proposta acima referenciada.

Resumo apresentado pelo pesquisador: "Atualização do nome do projeto em virtude de mudança de protocolo de ensaio biomecânico. O objetivo deste estudo foi comparar as propriedades biomecânicas ex vivo das placas de aço inoxidável bloqueadas de compressão dinâmica (LCP) e as placas de aço inoxidável e titânio com novo design de bloqueio cônico por acoplamento (LCCP-Fixin®) e estudar a influência do posicionamento dos parafusos mono ou bicorticais. Placas LCP e LCCP de 3,5 mm foram aplicados em 44 raios de 22 cães esqueléticamente maduros (20-35 kg) com osteotomia transversal e estabilizados com 6 parafusos, por compressão dinâmica ou manual, respectivamente. Os testes mecânicos foram realizados com o auxílio da máquina universal de ensaios mecânicos. Quatro grupos foram comparados (n = 11 cada): parafusos bicorticais LCP, monocorticais LCP; bicorticais LCCP e monocorticais LCCP. A rigidez, a força máxima e a deformidade foram estudados com os testes ANOVA e Kruskal-Wallis, respectivamente. Na situação clínica, a escolha desses implantes para o tratamento de fraturas precisa ser baseada no ambiente biomecânico. Mais estudos são necessários para tirar conclusões definitivas sobre o uso clínico dos diferentes implantes. A justificativa para a mudança do nome do Projeto é a não disponibilização dos implantes sugeridos anteriormente. Desta forma, sendo conseguido a realização do experimento com as novas placas de bloqueio cônico por acoplamento."

Comentário da CEUA: "Alteração de título aprovada."

Prof. Dr. Marcelo Bahia Labruna

Coordenador da Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São PauloCamilla Mota Mendes
Vice-CoordenadorFaculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade
de São Paulo

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: OTAVIANO DO REGO, Renato.

Título: Comparação biomecânica *ex vivo* do ciclo único de falha de osteotomias transversas de rádio de cães fixadas com placas de compressão bloqueadas e placas de bloqueio cônico por acoplamento.

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Data: ___/___/___

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedicatória

*A **Deus** e a **Jesus Cristo**, sem os quais eu não conseguiria conquistar toda essa trajetória. Os quais me acompanham em todas as minhas escolhas. E são os verdadeiros responsáveis por tudo.*

*Aos meus pais **Austreleoclésia Otaviano do Rego** e **José Edgar do Rego**, as duas pessoas mais importantes na minha vida, pessoas pelas quais sou grato e disponível em qualquer situação. Razões pelas quais consegui chegar até aqui. E pelas quais possuo imenso amor.*

*Aos meus irmãos **Rodolfo Otaviano do Rego** e **Rafael Otaviano do Rego**, por serem exemplos a serem seguidos de honestidade, dedicação, estudo e trabalho. Que sempre me ajudaram incondicionalmente.*

*Às minhas queridas avós **Francisca Pontes** (in memoriam) que partiu
Durante a finalização o meu doutorado, mas que sempre esteve
carinhosamente presente em minha vida e
Elza trigueiro que gentilmente me acolheu em sua casa para uma
importante fase dos meus estudos.*

*Aos meus professores orientadores de Doutorado
Cássio Ricardo Auada Ferrigno, André Luis do Valle de Zoppa e Mathieu Manassero pela
paciência e oportunidade a mim ofertadas. Vocês modificaram a minha vida pessoalmente e
profissionalmente. Serei eternamente grato. Levarei vossos nomes por onde eu for.*

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

A Deus, obrigado por me permitir vivenciar tamanhas oportunidades. Sem vossa ajuda eu não seria capaz de correr atrás dos meus sonhos, alcançá-los e vivenciá-los. Espero ter sabedoria para agradecer a Deus cada vez mais pela vida, pelas oportunidades, pela paz, pelo amor. Espero jamais apagar a chama da retribuição dentro do meu coração.

Agradeço aos meus queridos pais **Austreleoclésia Otaviano do Rego** e **José Edgar do Rego**. Sempre estiveram disponíveis e priorizaram o estudo desde a infância, valorizaram o estudo, com esforço, honestidade e luta. Bem como o investimento nas melhores escolas, material escolar, livros e condições de estudo, além de oferecer uma excelente educação e nos mostrar o caminho para ser guiado eticamente. Obrigado por todos os esforços; não há palavras para mostrar essa gratidão, meus pais. Eu amo vocês infinitamente.

Aos meus irmãos, **Rafael Otaviano do Rego** e **Rodolfo Otaviano do Rego**, obrigado por desde pequenos serem inspiração para mim. Os mais estudiosos, exemplos de dedicação na escola, na faculdade e na vida profissional. Eu sempre me apoiei em vocês, sonhando em trilhar os mesmos caminhos. Vocês são meus ídolos. Muito obrigado!

As minhas avós, **Elza Trigueiro** e **Francisca Pontes do Nascimento** (*in memoriam*), obrigado por tudo. Obrigado pela oportunidade de vivenciar ao lado de vocês. Vivemos muitos momentos felizes e difíceis juntos. Eu sempre lhes amarei. Estendo os agradecimentos aos familiares, principalmente pelos momentos em que mais precisei.

Ao Professor **Cássio Ricardo Auada Ferrigno**, nem nos meus mais profundos sonhos, imaginei ser seu orientado. Nunca fui um cirurgião espetacular, estou longe disso. Mas agradeço a oportunidade que me deu de vir a São Paulo e mudar a minha vida pessoal e profissional para sempre: estudar em uma das melhores Universidades da América Latina e do mundo, pelo menos para mim. Por participar dessa equipe de 10 cirurgiões ortopedistas. Cada momento estará pra sempre na minha memória. Além dos conselhos, exemplos e dos momentos de ensinamentos sérios e de descontração. Obrigado por me apoiar 100% no meu sonho de fazer o doutorado sanduíche. Muito obrigado, Professor, pelas oportunidades ímpares. És o meu ídolo como cirurgião. Estendo os meus agradecimentos à sua esposa, **Vanessa Ferraz**, pela cordialidade.

Ao Professor **André Luis do Valle de Zoppa**, por nos apoiar e nos orientar de forma paciente e atenciosa. Apesar de não ter obrigação porque você não era meu orientador. Feliz daquele que conviveu ao seu lado. Agradeço por também ter sido seu orientado. Obrigado pelas oportunidades e gentileza. O seu apoio foi fundamental durante a temporada fora e na

volta. Obrigado, Professor! Como eu já lhe disse, a sua humildade é um exemplo de um grande ser humano.

Ao Professor **Mathieu MANASSERO**, jamais imaginei ser supervisionado por você. Desde o início dessa jornada, quis ser seu orientando. E desde o primeiro dia naquela escola incrível, até hoje, jamais foi menos que extremamente gentil comigo. Você sabe que é muito difícil realizar um ano de intercâmbio num país diferente, com uma língua diferente, mas jamais imaginei que esta oportunidade seria mais brilhante do que foi. Obrigado por me receber em sua “casa” sem sequer me conhecer. Durante anos sonhei com esta oportunidade. E realizei graças a sua generosidade. Você estará pra sempre na minha memória. Foi um prazer inenarrável participar da sua equipe. Obrigado por tantas oportunidades.

Estendo os agradecimentos especialmente para a **Pr Celine ROBERT**; à **Margaux LEVASSEUR** e ao **Evaldo Mamedes** pela ajuda e oportunidade de chegar até a França. Muito obrigado! Sem sua valiosa e certa contribuição não teria sido nada possível.

Aos meus orientadores por terem me ajudado a percorrer os melhores caminhos. A geografia de seus talentos e sabedoria não encontram fronteiras. Posso afirmar que os seus ensinamentos mudaram a minha vida e são os ventos através dos quais velejo em gratidão rumo a novos caminhos.

Ao Professor e amigo **Paulo Vinícius Tertuliano Marinho**, obrigado pela principal indicação da minha vida. Sem suas ajudas jamais chegaria tão longe. Você foi verdadeiramente responsável pelas minhas oportunidades, através de um gesto de confiança. Mesmo que as vezes eu não merecesse. Não esqueço das suas palavras assim que cheguei a São Paulo: “Aprenda a chegar e a sair pela porta da frente”. Obrigado por participar da minha banca de doutorado. Estendo os meus sinceros agradecimentos à sua esposa e minha amiga **Carolina Camargo Zani**. Sem vocês eu não teria conseguido atravessar aquela seleção de Doutorado. Obrigado, Carol, pelas suas palavras e amizade de sempre.

À Professora **Julia Maria Matera**. Obrigado, por me apoiar nos momentos decisivos da minha seleção de Doutorado Sanduíche. A sua ajuda foi de suma importância em alguns momentos dos quais mais precisei nessa trajetória. Agradeço ao apoio, as palavras e a amizade. Foram incríveis os momentos que passamos juntos na França e na Alemanha. Jamais esquecerei. Muito obrigado pela confiança e oportunidades. Agradeço por participar da minha banca de Doutorado. A sua presença é motivo de orgulho para mim. Espero que eu esteja presente sempre ao seu lado.

Ao grande mestre e amigo, **Alexandre Schmaedecke**, jamais esquecerei das suas palavras no seu módulo da Pós-graduação da Strix. Nunca recebi uma homenagem como

aquela. Você iniciou aquele módulo de uma forma que jamais sairá da minha memória. Mostrando a importância daquele momento. Obrigado por todos os ensinamentos e oportunidades. Agradeço pela amizade e por aceitar participar da minha banca de Doutorado, sobretudo, pela confiança.

Gostaria de agradecer aos meus colegas e amigos de pós-graduação e rotina do Serviço de Ortopedia do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada (LOT-C-FMVZ USP): **Aline Schafrum Macêdo, Bianca Fiuza Monteiro, Fernanda Paes, Gabriel Antônio Covino Diamante, Isis dos Santos Dal-Bó, Leandro Lopes, Leonardo Prado, Thales Bregadioli e Viviane Sanchez Galeazzi.** Obrigado pelos ensinamentos durante este período importante da minha vida profissional e pessoal. Como sempre digo, jamais imaginei nos melhores sonhos, conviver com profissionais como vocês. Foi uma rotina bastante estressante e difícil, mas sem vocês, confesso que seria extremamente mais difícil. Obrigado por cada momento em que vivemos. Vocês estarão pra sempre em minha memória. Foi um presente ter estudado e trabalhado ao lado de vocês.

Ao **Thales Bregadioli** e ao **Gabriel Diamante**, agradeço imensamente a vocês pelos seus ensinamentos. Cada momento de cirurgia ou não, foi único e foi um prazer conviver com vocês, durante a rotina na USP ou nas diversas cirurgias, à noite, nas quais aprendi profundamente, sobretudo, nos momentos de convivência em nossas casas. Agradeço pelas oportunidades que vocês me proporcionaram. Para sempre levarei comigo os momentos vividos, além de perpetuar os ensinamentos que me ofertaram. Agradeço por me inserirem na vida pessoal de vocês e dos seus familiares. Vocês foram a minha família em São Paulo. Estendo os meus mais sinceros agradecimentos à **Mizaele Moradore Fernandes**, obrigado por me receber tão bem no seio da sua casa. Difícilmente fui tão bem tratado em um lugar. Agradeço por tamanha atenção e companheirismo.

À **Bianca Marfil Dias**, Bi, obrigado pela sua amizade e companheirismo, principalmente no último ano de Doutorado. Foi um prazer trabalhar e conviver com você. Sempre gentil, humilde e sorridente. Para sempre lembrarei dos nossos momentos de amizade e alegria. Parabéns pela sua dedicação. Estendo os agradecimentos à sua família.

Aos professores desta instituição por sempre me tratarem como filho, obrigado, por sempre serem gentis e me mostrarem o melhor caminho a seguir, sobretudo, pelos ensinamentos e apoio: Professores **Denise Tabachi Fantoni, Silvia Renata Gaido Cortopassi, Aline Magalhães Ambrósio, Ana Carolina Fonseca Pinto, Aline Adriana Bolzan, Carla Aparecida Batista Lorigados; Stefano Carlo Filippo Hagen, Cláudia Inglez de Souza e Samanta Rios Melo.**

Aos Médicos Veterinários do Hospital Veterinário da FMVZ-USP, especialmente à **Andressa Gianotti Campos Nitrini, Ayne Murata Hayashi, Patrícia Ferreira de Castro, Patrícia Bonifácio Flôr, Geni Cristina Fonseca Patricio e Marta Guimarães**. Foi um prazer conviver com vocês, atender junto com vocês e aprender na prática. Desde o estágio na graduação, sonhei com esta oportunidade. Obrigado pelos momentos de descontração, amizade, e os difíceis também.

Um agradecimento especial aos enfermeiros do Setor de Cirurgia do HOVET – FMVZ – USP: **Jesus dos Anjos Vieira, Otávio Rodrigues dos Santos e Clédsom Lélis dos Santos**. Muito obrigado pela paciência, aprendizado e amizade. Levarei pra sempre vocês na memória.

Aos médicos veterinários **Residentes do Hospital Veterinário** nos períodos de 2017 à 2020, muito obrigado. Foi incrível conviver e aprender junto com vocês. Espero que vocês tenham sempre em mente que têm um amigo à disposição. Obrigado por tudo. Em especial ao ex-residente **Rafael Magaldi** (*in memoriam*). Estendo o agradecimento aos estagiários que nos ajudaram sobremaneira nessa caminhada, bem como a todos que fazem parte do **Hospital Veterinário** da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo.

À **Universidade Federal de Campina Grande – UFCG – Campus CSTR/Patos – Paraíba**, pela oportunidade de liberação das atividades para o doutoramento na Universidade de São Paulo. Representada pelos Professores **Pedro Isidro da Nóbrega Neto, Eldinê Gomes de Miranda Neto e Marcelo Jorge Cavalcanti de Sá**. Estendo os sinceros agradecimentos ao Conselho Hospitalar e ao Professor **Carlos Enrique Peña Alfaro** e à Funcionária da Unidade Acadêmica e grande amiga **Maria Célia Caetano Palmeira**, pela torcida e contribuição com o doutorado no exterior.

À Professora e amiga **Valéria Veras de Paula**, obrigado pela oportunidade de me indicar ao Serviço de Cirurgia na França. Não tenho palavras pra expressar tamanha gratidão e felicidade. Foi uma oportunidade única pessoal e profissional. Viver naquele lugar foi indescritível. Um sonho. Sabes o quanto foi difícil, mas valeu à pena. Muito obrigado, Valéria.

Aos brilhantes funcionários **Belarmino Ney Pereira e Lívia dos Santos Gimenes**, sem a ajuda e o trabalho de vocês nada seria possível. Vocês foram decisivos e confiaram em mim em diversas situações as quais jamais serei capaz de corresponder tamanho presente.

Aos amigos **Maisa Oliveira, Anacleir Cruz, Augusto Neto, Gizélia de Paula, Giulianna Diniz, David Cunha, Clarissa Freitas, Leonardo Muller, Rafael Queiroz,**

Marcelo Eduardo, Luiza Almeida, Dayane Santos, Fernanda Henrique, Alane Pereira, Gracineide Felipe, Rafael Picado, Ferdinando Vinícius, Marie Borges pela parceria, confiança e suporte.

Ao amigo e colega de Pós-graduação **Anderson Fernando de Souza** pela ajuda e contribuição não só com a realização do meu projeto, mas também pelo apoio e força até o final do doutorado. Obrigado Anderson pela sua humildade. Seu futuro será extremamente brilhante. Sobretudo, obrigado por me ajudar entre 7 da manhã e meia noite durante o período pré ida à França, quando mais precisei.

Ao **César Augusto Martins Pereira** pela ajuda científica e pessoal com o meu experimento de doutorado, desde a fase de pré-projeto até o último dia antes da defesa. Sua ajuda foi como sempre primordial. Obrigado por sempre me receber tão bem no Instituto de Ortopedia e Traumatologia do HC – FMUSP. Retirar todas as minhas dúvidas e contribuir como um gênio. Desculpe por incomodar tanto.

Ao funcionário do Setor de Patologia Veterinária **Édson** pela sua grande contribuição com a coleta dos meus corpos de prova. Muito obrigado pelo apoio, gentileza e paciência.

À **Isabela Furegatti Corrêa** por ser responsável pelo meu processo de internacionalização do Doutorado Sanduíche no Exterior. Sempre atenciosa e extremamente educada, tornou todo o processo muito mais fácil. Obrigado pelo seu trabalho e esforço para ajudar-nos a realizar sonhos profissionais e pessoais. Muito Obrigado de verdade. Você ajudou a mudar minha vida.

À Professora **Maria Angélica Miglino** pela grande contribuição e apoio durante a fase de seleção e provas de proficiência em francês para o Doutorado Sanduíche. Sua atenção foi primordial para seguir em frente em busca deste sonho. Muito obrigado pela oportunidade, acolhida e gentileza. Que bom que eu consegui atingir as expectativas.

À amiga **Fatima Salem** pelo companherismo neste ano na França, por ser meu braço direito durante esta jornada, pelos aprendizados da cultura e do francês, além das palavras de apoio. Escutar os meus desabaços. Só consegui atravessar este desafio em virtude da sua bondade em me ajudar. Obrigado Fátima. Quantas saudades! Faça votos que você realize seus sonhos ao lado de seu filho e seu esposo. Espero que um dia seu filho possa ler este trabalho e entenda quão importante você foi pra mim.

Aos amigos **Roberto Sagrista, Sabrina Fiusa, Zuzzanna Niewiadomska e William, Laura Garde, Bernadette Nastasi, María de l'Eau, Joaquin Gonzalez e Miriam Moliner.** Pelos momentos inesquecíveis de amizade, confraternização e de apoio. Saibam que têm um

amigo no Brasil, aguardando por vocês. Estarão para sempre comigo. Não vejo a hora de vê-los novamente.

À equipe de Cirurgiões da École Nationale Vétérinaire d'Alfort: **Pr Veronique Viateau, Pr Pascal Fayolle, Pr Adeline Decambon, Alexandre Fournet, Bastien Dekerle, Ilana Birnbaum, Emeline Maurice, Marie Weissenberger, Eloise Lhuillery**. Obrigado pelo ano inesquecível ao lado de vocês. Por me deixarem fazer parte da rotina intensa, principalmente, pela gentileza e amizade. Pelos ensinamentos e momentos de descontração. Jamais imaginei quão bom seria fazer parte desta equipe. Muito obrigado! Que oportunidade incrível que ficará eternamente na minha memória e em meu coração.

À **École Nationale Vétérinaire d'Alfort (EnvA)** e ao **Centre Hospitalier Universitaire Vétérinaire d'Alfort (ChuvA)** pela acolhida e oportunidade inesquecível de estudar neste lugar. Foi um sonho que vivi acordado. Obrigado pela grande oportunidade da minha vida. Obrigado a Maisons Alfort, Paris, França. Estendo os agradecimentos a todos os funcionários e professores da instituição.

À **Capes** pela oportunidade e financiamento do Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior (PDSE). Apesar das dificuldades, foi de longe a maior experiência pessoal e profissional da minha vida. Eu faria tudo novamente.

À **Focus Ortopedia Veterinária e Fixin Intrauma** pela contribuição deste doutorado com o patrocínio de todos os implantes. Obrigado pela gentileza. Sem esta participação seria bastante difícil prosseguir com todos este projeto.

Aos animais, aos quais tenho profundo respeito e admiração. Sem vocês não teria chegado até aqui. Em especial à minha cadelinha **Molly**, que partiu durante a minha estada na França. Muito obrigado!

*“A persistência é o
caminho mais curto para atingir
o sucesso”*

Charles Chaplin (1889-1977).

Nada é difícil quando se quer.

*“Il n’y a qu’une seule façon
d’échouer, c’est d’abandonner
avant d’avoir réussi”*

Georges Clemenceau (1841- 1929).

RESUMO

OTAVIANO DO REGO, R. Comparação biomecânica *ex vivo* do ciclo único de falha de osteotomias transversas de rádio em cães fixadas com placas de compressão bloqueadas e placas de bloqueio cônico por acoplamento. [*Ex vivo* biomechanical comparison of single cycle to failure of transverse radius osteotomies in dogs fixed with *locking* compression plates and conical coupling plates]. 2020. 157 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020.

As fraturas de rádio são bastante comuns em pequenos animais e existem diversas novas técnicas cirúrgicas e novos implantes à disposição para tratamento cirúrgico desses traumas. O objetivo deste estudo foi (i) realizar uma revisão de literatura sobre as placas de bloqueio cônico por acoplamento, (ii) comparar as propriedades biomecânicas *ex vivos* do ciclo único de falha de osteossínteses de osteotomias transversas de rádios de cadáveres de cães com placas de compressão bloqueadas (LCP) ou placas de aço inoxidável e titânio com novo design de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) e estudar a influência do posicionamento dos parafusos mono ou bicorticais, ademais avaliar a necessidade de compressão interfragmentária. Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da FMVZ-USP (Número CEUA: 8670240717). Placas LCP e CCP de 3.5mm foram instaladas em 44 rádios de 22 cães esqueleticamente maduros (20-35 kg) com osteotomias transversas estabilizadas com 6 parafusos, por compressão dinâmica ou manual, respectivamente. Os testes mecânicos foram realizados com o auxílio da máquina universal de ensaios mecânicos. Quatro grupos foram comparados (n = 11): placas bloqueadas de compressão com parafusos bicorticais (LCPb), monocorticais (LCPm); placas de bloqueio cônico por acoplamento com parafusos bicorticais (CCPb) e monocorticais (CCPm). A rigidez (Kgf/mm), a força máxima (N) e a deformação (%) foram os parâmetros avaliados com os testes ANOVA e Kruskal-Wallis. Além da avaliação da correlação dos dados das mensurações ósseas com os parâmetros biomecânicos e com o tipo de falha, analisados tanto pela correlação quanto pelo coeficiente kappa. Não houve diferença significativa entre os grupos para os parâmetros rigidez (p = 0,15), força máxima (p = 0,09) e deformação (p = 0,06) ou entre parafusos monocorticais ou bicorticais. Não foi apresentado uma correlação significativa entre os parâmetros biomecânicos e tamanho dos ossos. As falhas ocorreram na maioria das vezes acima da placa pela fratura óssea e com a dobra da placa ao meio, também não apresentando correlação destes dados com o tamanho dos ossos. Em um contexto clínico, a escolha desses implantes para o tratamento de fraturas precisa ser baseada no ambiente biomecânico; no entanto, dentro dos limites do modelo, esses dados sugeriram que as propriedades biomecânicas *ex vivos* da LCP foram semelhantes as da CCP com parafusos monocorticais ou

bicorticais, independente da compressão dinâmica ou manual. Estudos futuros são necessários para tirar novas conclusões sobre o uso clínico desses diferentes implantes.

Palavras-chave: 1. Placas bloqueadas. 2. Fraturas de rádio. 3. Canino. 4. Testes biomecânicos. 5. Bloqueio por fricção.

ABSTRACT

OTAVIANO DO REGO, R. *Ex vivo* biomechanical comparison of single cycle to failure of transverse radius osteotomies in dogs fixed with locking compression plates and conical coupling plates. [Comparação biomecânica *ex vivo* do ciclo único de falha de osteotomias transversas de rádio em cães fixadas com placas de compressão bloqueadas e placas de bloqueio cônico por acoplamento]. 2020. 157 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020.

The radius fractures are quite common in small animals and there are several new surgical techniques and implants available for the surgical treatment of these traumas. The aim of this study was (i) to perform a literature review on locking conical coupling plates; (ii) to compare the *ex vivo* biomechanical properties of the single cycle to failure of transverse osteotomies osteosynthesis in dog cadavers radii with either locking compression plates (LCP) or the stainless steel and titanium plates with a new coupling conical locking design (CCP) and study the influence of the positioning of mono or bicortical screws, and the impact of interfragmentary compression. This study was approved by the Ethics Committee on the Use of Animals at FMVZ-USP (CEUA number: 8670240717). The 3.5mm LCP and CCP were applied on 44 radii of 22 skeletally mature dogs (20-35 kg) that undergone a transverse osteotomy and was stabilized with 6 screws, through dynamic or manual compression, respectively. Mechanical testing was performed with the universal essays mechanical machine aid. Four groups were compared (n = 11): locking compression plates with bicortical screws (LCPb), monocortical screws (LCPm); conical coupling plates with bicortical screws (CCPb) and monocortical screws (CCPm). Stiffness (Kgf/mm), maximum strength (N) and deformation (%) were the parameters evaluated with the ANOVA and Kruskal-Wallis tests. Also, to assessing the correlation of bone measurement data with biomechanical parameters and with the type of failure, analyzed both by the correlation and by the kappa coefficient. There was no significant difference between the groups concerning stiffness (p=0.15), maximum strength (p=0.09) and deformation (p=0.06) or between monocortical or bicortical screws. There was no significant correlation between biomechanical parameters and bone size. The failures occurred most of the times above the plate by bone fracture and with the plate bending in half, also showing no correlation of these data with the size of the bones. In clinical situation, the choice of these implants for fracture treatment needs to be based on the biomechanical environment; however, within the limits of the model, these data suggested that *ex vivo* biomechanical property of LCP were similar to the one observed with CCP with either monocortical or bicortical screws and independently

of dynamic or manual compression. Further studies are needed to draw new conclusions about the clinical use of the different implants.

Keywords: 1. Locking plates. 2. Radius fractures 3. Dogs. 4. Biomechanical assays. 5. Friction locking.

RÉSUMÉ

OTAVIANO DO REGO, R. Comparaison biomécanique *ex vivo* du cycle unique d'échec des ostéotomies transversales du radius chez les chiens fixées avec plaques de compression dynamique verrouillées et plaques de verrouillage conique par couplage. [*Ex vivo* biomechanical comparison of single cycle to failure of transverse radius osteotomies in dogs fixed with locking compression plates and conical coupling locking plates]. 2020. 157 f. Thèse (Doctorat en Sciences) – Faculté de Médecine Vétérinaire et de Zootechnie, Université de São Paulo, São Paulo, 2020.

Les fractures du radius sont assez courantes chez les petits animaux de compagnie et il existe de nouvelles techniques et de nouveaux implants chirurgicaux pour la prise en charge de ces traumatismes. Le but de cette étude était (i) réaliser une revue de littérature sur les plaques verrouillées par couplage conique (CCP), (ii) comparer les propriétés biomécaniques *ex vivo* d'ostéosynthèse d'ostéotomies transversales de radius des cadavres de chiens par des plaques verrouillées de compression dynamiques (LCP) ou des plaques en alliage acier inoxydable et titane d'une nouvelle conception avec un verrouillage conique par couplage (CCP) et d'étudier l'influence du positionnement des vis mono ou bicorticales et l'impact d'une compression interfragmentaire. Cette étude a été approuvée par le Comité d'Éthique sur l'Utilisation des Animaux à FMVZ-USP (numéro CEUA: 8670240717). Des plaques LCP et CCP de 3.5mm ont été appliquées sur 44 radius de chiens au squelette mature (20-35 kg) sur lesquels ont été réalisés une ostéotomie transverse du radius stabilisées par 6 vis, avec une compression dynamique ou manuelle. Les tests mécaniques ont été effectués à l'aide d'une machine d'essai mécanique universelle. Quatre groupes ont été comparés (n = 11): plaques de compression stabilisées avec vis bicorticales (LCPb) ou monocorticales (LCPm); plaques de verrouillage coniques par couplage stabilisées avec vis bicorticales (CCPb) ou monocorticales (CCPm). La rigidité (Kgf/mm), la force maximale (N) et la déformation (%) ont été évalués et analysés avec les tests ANOVA et Kruskal-Wallis. De plus, ont été analysés la corrélation et le coefficient Kappa entre les données de mesure osseuse, les paramètres biomécaniques et le type de faille. Aucune différence significative n'a été observée entre les groupes pour les paramètres de rigidité (p = 0,15), de force maximale (p = 0,09) et de déformation (p = 0,06) ou entre les vis monocorticales ou bicorticales. Aucune corrélation significative entre les paramètres biomécaniques et la taille des os n'a été mise en évidence. De même, les failles de montage (fracture au dessus de la plaque ou en des flexion en leur milieu) ne présentent aucune corrélation significative avec la taille des os. Dans un contexte clinique, le choix de ces implants pour le traitement des fractures doit être basé sur l'environnement biomécanique; cependant, dans les limites du modèle, les données de l'étude suggèrent que les propriétés

biomécaniques *ex vivo* des plaques LCP et CCP sont similaires, bien avec des vis monocorticales ou bicorticales et indépendamment de la compression dynamique ou manuelle. De futures études sont nécessaires pour dresser des conclusions nouvelles par rapport à l'utilisation clinique de ces différents implants.

Mots clés: 1. Plaques verrouillées. 2. Fractures du radius. 3. Canine. 4. Essayes biomécaniques. 5. Verrouillage par friction.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Capítulo 1 Placas de bloqueio cônico por acoplamento: uma revisão.

- Figura 1 - Representação esquemática do sistema de bloqueio cônico por acoplamento das placas (Fonte: Modificado de Intrauma, 2019) 61
- Figura 2 - Sistema 3.0 – 3.5mm de placa de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) com os seus principais componentes: (A) Placa de bloqueio cônico por acoplamento 3.5mm com o suporte de aço inoxidável e buchas de titânio vista lateral evidenciando a sua espessura, (B) vista dorsal da placa evidenciando os orifícios circulares da placa com as buchas e pequenos orifícios para fixação da placa ao osso através de fios de Kirschner, (C) vista craniocaudal da placa; (d) chave para apertar o parafuso; (e) parafuso bloqueado 3.5mm com a cabeça de formato cônico; (f) parafuso bloqueado 3.0mm de cabeça cônica; (g) parafuso estabilizador temporário; (k) guia de perfuração 3.5mm de cor prata acoplado ao orifício cônico da bucha permitindo a realização da perfuração em 90 graus; (h) broca de 2.8mm recomendada para parafusos 3.5mm; (i) “Pin-Stopper” de 2,5 mm instalado através de (l) guia de perfuração de broca de 3,0 mm, recomendado para prender a placa momentaneamente sobre o osso, guia este recomendado além disso para parafusos 3,0 mm; (j) broca de 2,5 mm, recomendada para parafusos de 3,0 mm; (m) mensurador de profundidade; (n) posicionador de DPO; (o) extrator de bucha; (p) extrator de bucha de perfil baixo e (q) diferentes tipos de buchas: bucha; bucha de baixo perfil; plug e conversor de cabeça, respectivamente..... 61
- Figura 3 - Placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) recomendadas para diferentes tipos de osteotomias corretivas, tais como CBLO, para pequenos animais de grandes raças, com suas respectivas especificações e mensurações (Fonte: Modificado de Intrauma, 2019) 62
- Figura 4 - Exemplos de placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) recomendadas para diferentes tipos de osteotomias corretivas, tais como TPLO, ou fraturas específicas em pequenos animais, com suas respectivas especificações e mensurações (Fonte: Modificado de Intrauma, 2019) 62

Capítulo 2 Comparação biomecânica *ex vivo* do ciclo único de falha de osteotomias transversas de rádio em cães fixadas com LCP e CCP .

- Figura 1 - Imagem fotográfica esquemática da comparação entre a placa de bloqueio cônico por acoplamento (A) e a placa de compressão bloqueada (B). * Trata-se do orifício cônico circular formado pela bucha de titânio o qual está rosqueada no suporte (placa) de aço inoxidável. # Orifício *combi-hole* caracterizado por um orifício combinado de bloqueio e liso, desta forma permitindo a compressão dinâmica interfragmentária através da placa. (C) Pode-se observar os dois tipos de parafusos, sendo o da esquerda de coloração azul composto de titânio o qual possui a cabeça com o formato cônico e sem rosca que permite um travamento cônico Morse de 1 a 1,5° de inclinação. Já o segundo, da cor prata é de aço inoxidável e possui em sua cabeça a presença da rosca 102
- Figura 2 - A) e B) Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada (LOTIC FMVZ-USP). 1- Máquina KRATOS, 2 - Corpo de prova, 3 - Máquina fotográfica, 4- Copo para acomodação do corpo de prova, 5 - Estabilizador. # Copo superior para acomodação do rádio proximal 102
- Figura 3 - Gráficos dos valores das médias dos parâmetros rigidez (N/mm), força máxima (N) e deformação (mm) de acordo com os respectivos grupos de construções testados comparando placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), com parafusos bicorticais ou monocorticais 102
- Figura 4 - Valores das medianas e intervalos interquartis referentes a (A) rigidez (N/mm), (B) força máxima (N) e (C) deformação máxima (%) entre os quatro grupos estudados 102
- Figura 5 - Gráficos da avaliação da comparação entre o tipo de falha com relação as mensurações dos rádios de cães *ex vivos* osteotomizados em diáfise estabilizados com placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) submetidas a compressão axial biomecânica 103
- Figura 6 - Imagem esquemática ilustrando os tipos de falhas das construções dos corpos de prova: rádios de cães maduros *ex vivos* osteotomizados em sua diáfise estabilizados com placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP)

	submetidos a ensaios biomecânicos de compressão axial. (A) Fratura acima da placa; (B) Flexão da placa; (C) Fratura e soltura do implante (LCP) (D) Flexão da placa	103
Figura 7 -	Gráficos da correlação entre a avaliação realizada por três cirurgiões da técnica cirúrgica de osteotomias de rádios estabilizados <i>ex vivos</i> em cães maduros com placas de compressão de bloqueadas (LCP) e de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) a serem submetidos a testes de compressão axial, através dos parâmetros avaliados: aparelho, aposição e compressão interfragmentar e também entre os grupos de estudo.....	103
Apêndices A ao AA		
Figura 1-	Imagem esquemática do planejamento cirúrgico das osteotomias de rádios de cães em biomodelos 3D estabilizados com (A) placas bloqueadas de compressão LCP, realizando compressão dinâmica; (B) LCP com parafusos monocorticais; (C) Placas de bloqueio cônico por acoplamento CCP com compressão manual e (D) CCP com parafusos bicorticais	116
Figura 2 -	Imagem fotográfica esquemática das construções através da impressão 3D (Impressora Prusa I3 modificada e filamento de Acrilonitrila butadieno estireno - ABS) à partir de tomografia computadorizada de ossos de rádios de cães maduros <i>ex vivo</i> , a fim de planejar a técnica cirúrgica de fixação com placa de compressão bloqueada (Grupo LCPb, osso 2, A- crânio dorsal e B – médio lateral) e placa de bloqueio cônico por acoplamento (Grupo CCPb, osso 1, C – crânio dorsal e D- médio lateral)	117
Figura 3 -	Imagem fotográfica esquemática das mensurações dos ossos de cães maduros <i>ex vivo</i> como corpos de prova para a realização das osteotomias para estabilização cirúrgica com placas de compressão bloqueadas (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) submetidos a ensaios de compressão dinâmica axial. (A) vista crânio caudal do rádio realizando a mensuração do diâmetro proximal. (B) Avaliação do diâmetro do osso. (C) Avaliação do comprimento do osso. D) Delimitação do centro da diáfise do rádio para realização da osteotomia com serra oscilatória. (E) Visualização da mensuração do rádio proximal no que tange a espessura proximal	118
Figura 4 -	Imagem fotográfica esquemática da realização de (A) tomografia computadorizada e (B) radiografia simples digital dos rádios de cães maduros	

	<i>ex vivo</i> como corpos de prova para a realização das osteotomias para estabilização cirúrgica com placas de compressão bloqueadas (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) submetidos a ensaios de compressão dinâmica axial	119
Figura 5 -	Imagem fotográfica esquemática exemplificando as diversas construções com raios de cães osteotomizados e estabilizados com placas de bloqueio cônico por acoplamento e placas bloqueadas de compressão. Sendo evidenciado as preparações para os ensaios biomecânicos de compressão axial, com suas respectivas identificações	120
Figura 6 -	Imagem fotográfica esquemática exemplificando as diversas construções com raios de cães osteotomizados e estabilizados com (A) placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) e (B) placas bloqueadas de compressão (LCP). Além disso, (C) imagem ilustrativa do laboratório de ortopedia e traumatologia comparada da FMVZ – USP, São Paulo – SP	121
Figura 7 -	Desenho esquemático da máquina de ensaios biomecânicos universal para realização das compressões axiais destrutivas dos raios de cães maduro	122
Figura 8 -	Imagem esquemática das construções de raios de cães osteotomizados em diáfise e estabilizados com placas LCP, isto é, realizando o pré-tensionamento da placa e compressão dinâmica interfragmentar. (A) vista dorsal e (B) vista lateral da construção com parafusos bicorticais (LCPb) podendo-se observar a compressão interfragmentária; (C) vista dorsal e (D) vista lateral da construção com parafusos monocorticais (LCPm), além da compressão dinâmica	123
Figura 9 -	Imagem esquemática das construções de raios de cães osteotomizados em diáfise e estabilizados com placas CCP, isto é, realizando a compressão interfragmentar manual. (A) vista dorsal e lateral da construção com parafusos bicorticais (CCPb) podendo-se observar a redução dos fragmentos; (B) vista dorsal e lateral da construção com parafusos monocorticais (CCPm), além da compressão manual	124
Figura 10 -	Imagem fotográfica esquemática das construções dos sistemas de raios exemplificando a realização de radiografias simples pós-operatórias imediatas após osteotomia em diáfise e estabilização com placa LCP. Exame necessário para a avaliação da correta instalação dos implantes com relação à compressão interfragmentária, aparato e aposição. Os exames foram realizados com o uso	

	de aparelho radiográfico digital portátil	125
Figura 11 -	Imagem esquemática para exemplificação das radiografias pós-operatórias realizadas imediatamente após a realização da instalação das placas (A) CCP e (B) LCP	126
Figura 12 -	Imagem fotográfica esquemática do Software Horos [®] para exemplificação da avaliação tomográfica dos corpos de prova a serem submetidos ao estudo biomecânico de ensaios de compressão axial	127
Figura 13 -	Imagem fotográfica esquemática do Software Horos [®] para exemplificação da avaliação tomográfica e das mensurações dos ossos (rádios) como corpos de prova a serem submetidos ao estudo biomecânico de ensaios de compressão axial.....	128
Figura 14 -	Imagem fotográfica esquemática ilustrando o sistema Fixin – Intrauma [®] a ser utilizado para instalação das placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) e do sistema Focus Ortopedia Veterinária [®] a ser utilizado para instalação das placas de compressão bloqueadas (LCP)	129
Figura 15 -	Desenho esquemático ilustrativo do design da placa de compressão bloqueada 3,5 mm (LCP) Focus Produtos Ortopédicos [®] . (A) Vista ventral da placa evidenciando as ranhuras abaixo que permitem o contato limitado. (B) Vista lateral, com o design de baixo contato. (C) Vista dorsal observando o orifício combinado da placa, isto é, um furo combinado de deslizamento e bloqueio, e um furo circular bloqueado. (E) Vista oblíqua da placa tridimensional e (F) vista caudal cranial da placa	130
Figura 16 -	Gráficos das amostras de quatro grupos exemplificando as curvas formadas pelos parâmetros força (kgf) x deformação (mm) representando a distribuição dos dados. Demonstrando o ponto de falha do sistema: (A) Ensaio do grupo LCPb; (B) LCPm; (C) CCPb e (D) CCPm	131
Figura 17 -	Gráficos demonstrando a correlação entre a comparação do tipo de falha com relação as mensurações dos rádios de cães <i>ex vivos</i> osteotomizados em diáfise estabilizados com placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) submetidas a compressão axial biomecânica.....	132

LISTA DE QUADROS

Apêndices A ao AA

Quadro 1-	Correlação de Pearson para analisar a relação entre o tamanho do osso com os demais parâmetros estudados e teste de Kappa para verificar a existência da concordância entre os escores dados por cada avaliador para os parâmetros de aparato, aposição e compressão Interfragmentária	146
-----------	--	-----

LISTA DE TABELAS

Capítulo 1	Placas de bloqueio cônico por acoplamento: uma revisão.	
Tabela 1 -	Estudos biomecânicos concernentes as placas de bloqueio cônico por acoplamento.....	67
Tabela 2 -	Relatos de casos descrevendo a utilização das placas de bloqueio cônico por acoplamento em pequenos animais	67
Capítulo 2	Comparação biomecânica <i>ex vivo</i> do ciclo único de falha de osteotomias transversas de rádio em cães fixadas com LCP e CCP	
Tabela 1 -	Valores das médias (médias \pm desvio padrão) dos parâmetros rigidez à compressão axial (Kgf/mm), força máxima (N) e deformação máxima (%) das construções de placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), com parafusos bicorticais ou monocorticais; <i>p</i> -valor < 0,05 é significativo.....	111
Apêndices	A ao AA	
Tabela 1-	Dados referentes às características clínicas e à presença de alterações macroscópicas dos rádios coletados para a realização dos ensaios biomecânicos de 22 cães que vieram a óbito por causas não relacionadas ao experimento e oriundos do Hospital Veterinário da FMVZ/USP – São Paulo, 2020	133
Tabela 2 -	Dados referentes aos valores obtidos a partir de ensaios biomecânicos de compressão axial de construções de rádios de cães maduros submetidos a osteotomias transversas estabilizados com placas bloqueadas de compressão dinâmica comparados a placas de bloqueio cônico por acoplamento, sendo os seus parafusos monocorticais ou bicorticais. Sendo a compressão interfragmentária realizada através de compressão dinâmica ou manual, respectivamente - São Paulo – SP.....	134

Tabela 3 -	Médias a partir de ensaios biomecânicos de compressão axial de construções de raios de cães maduros submetidos a osteotomias transversas estabilizados com placas bloqueadas de compressão dinâmica (LCP) comparados a placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), sendo os seus parafusos monocorticais ou bicorticais. De acordo com os parâmetros rigidez (N/mm); força máxima (N) e deformação (mm) e grupos de estudo: LCPb, LCPm, CCPb, CCPm - São Paulo – SP.....	136
Tabela 4 -	Dados referentes à avaliação macroscópica da falha óssea e mensurações dos raios utilizados nos ensaios biomecânicos de compressão axial de construções oriundos de cães <i>ex vivos</i> maduros osteotomizados e estabilizados com placas bloqueadas de compressão dinâmicas (LCP) versus placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) com parafusos monocorticais e bicorticais – São Paulo, 2020	138
Tabela 5 -	Dados do tipo de falha das construções de acordo com os grupos submetidas aos ensaios biomecânicos de compressão axial de raios oriundos de cães <i>ex vivos</i> maduros osteotomizados e estabilizados com placas bloqueadas de compressão dinâmicas (LCP) <i>versus</i> placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) com parafusos monocorticais e bicorticais – São Paulo, 2020	140
Tabela 6 -	Tipo de falhas observadas durante os ensaios biomecânicos de compressão axial de ossos de raios de cães maduros <i>ex vivos</i> osteotomizados transversalmente e estabilizados com placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), com parafusos bicorticais ou monocorticais	142
Tabela 7 -	Dados referentes à mensuração dos ossos dos raios de cães <i>ex vivos</i> maduros de acordo com os grupos submetidos à osteotomia em diáfise para a comparação entre a estabilização com placas bloqueadas de compressão dinâmicas (LCP) versus placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), com parafusos monocorticais e bicorticais em ensaios biomecânicos de compressão axial - São Paulo, 2020	143

Tabela 8 -	Avaliação entre as mensurações ósseas e o tipo de falha (médias e medianas e seus respectivos desvios-padrão) das construções de osteotomias diafisárias de rádios de cães <i>ex vivos</i> estabilizadas com placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) submetidas a compressão axial biomecanicamente	144
Tabela 9 -	Avaliação da técnica cirúrgica da estabilização dos rádios de cães <i>ex vivos</i> osteotomizados em diáfise e fixados com placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) a serem submetidos a compressão axial biomecânica, através do aparato, aposição e compressão interfragmentária com relação aos grupos de estudo. As avaliações foram realizadas através de 3 cirurgiões experientes diferentes	145

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

°C	Graus celsius
ABS	Acrilonitrila butadieno estireno
ALPS	Sistema de placas avançadas bloqueadas
CBLO	Osteotomia para nivelamento baseada no CORA (CORA based leveling osteotomy)
CCP	Placa de bloqueio cônico por acoplamento
CEUA	Comissão de ética para uso de animais
cm	Centímetros
Crca	Cranio Caudal
DAD	Doença articular degenerativa
DCP	Placa de compressão dinâmica
defo pico 1	Deformação de primeiro pico
defo pico 2	Deformação de segundo pico
defo pico max	Deformação de pico máxima
DPO	Osteotomia pélvica dupla (Double pelvic osteotomy)
FEM	Modelos de elementos finitos (Finite elements models)
Fixin	Marca de placa da empresa Intrauma
FMVZ/USP	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnica, Universidade de São Paulo
HOVET-FMVZ/USP	Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo.
kg	quilograma
kgf	quilograma-força
kgf/mm	quilograma-força/milímetros
kgf/mm ²	quilograma-força/milímetros cubicos
LC-DCP	Placa de compressão dinâmica de contato limitado (Low-contact dynamic compression plate)

LCP	Placa de compressão bloqueada (Locking compressio plate)
LL	Latero - lateral
ML	Medio - lateral
mm	Millímetros
mm/min	Millímetros por minuto
MT	Membro torácico
N	Newton – Unidade internacional de força
NaCl	Cloreto de sódio
<i>p</i>	Intervalo de confiança
PIM	Pino intramedular
PMMA	Polimetilmetacrilato
SOP	Placa colar de pérolas
SS	Ácido inoxidável
Ti	Titânio
TPLO	Osteotomia para nivelamento do platô tibial (Tibial plateau leveling osteotomy)
TPO	Osteotomia pélvica tripla (Triple pelvic osteotomy)
%	Porcentagem

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	37
2	CAPÍTULO 1 – PLACAS DE BLOQUEIO CÔNICO POR ACOPLAMENTO: UMA REVISÃO	39
	RESUMO.....	40
	INTRODUÇÃO.....	41
	REVISÃO	43
	DESCRIÇÃO DO IMPLANTE E DA TÉCNICA CIRÚRGICA	43
	BIOMECÂNICA DA PLACA DE BLOQUEIO CÔNICO POR ACOPLAMENTO	46
	RELATOS DE USOS CLÍNICOS	50
	RESULTADOS E COMPLICAÇÕES	53
	CONCLUSÃO E SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA	54
	REFERÊNCIAS	57
3	CAPÍTULO 2 - COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA <i>EX VIVO</i> DO CICLO ÚNICO DE FALHA DE OSTEOTOMIAS TRANVERSAS DE RÁDIO EM CÃES COM LCP E CCP	74
	RESUMO	76
	INTRODUÇÃO.....	78
	MATERIAL E MÉTODOS	79
	ASPECTOS DE BIOSSEGURANÇA.....	79
	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO.....	80
	PREPARAÇÃO DAS ESPÉCIMES	80
	TESTES BIOMECÂNICOS	82
	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	85
	RESULTADOS	87
	DISCUSSÃO	89
	CONCLUSÃO E SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA.....	96
	REFERÊNCIAS	99
4	CONCLUSÕES	113
	REFERÊNCIAS	114
	APÊNDICES	116

ANEXOS	147
---------------------	------------

1 INTRODUÇÃO

Os primeiros conceitos da Fundação AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (Associação para o estudo da fixação interna) foram baseados na reconstrução anatômica e estabilidade absoluta utilizando compressão interfragmentária para promover consolidação óssea primária, retorno precoce à função do membro e reabilitação (CABASSU et al., 2011; PERREN, 2002).

Fraturas de rádio e ulna são bastante comuns, geralmente são atribuídas a quedas dos animais, sendo frequentemente expostas já que nessa região, fraturas exposta são comuns (JOHNSON; HOULTON; VANNINI, 2005).

Dessa forma, vários estudos têm demonstrado que a redução aberta e fixação interna estável (ORIF) de fraturas pode garantir uma restauração mais anatômica da superfície de articulação e permitir o movimento precoce sem perda da estabilidade (CHEN et al., 2017).

As placas bloqueadas podem ser utilizadas em ortopedia veterinária e a técnica exige planejamento pré-operatório, especialmente na sequência de aplicação dos diferentes tipos de parafusos. Apesar de apresentar custo elevado, proporciona estabilidade rígida ao foco de fratura e minimiza a possibilidade de perda prematura da interface parafuso e osso (FERRIGNO et al., 2011).

Algumas destas placas têm orifícios bloqueados que são projetados para permitir um pequeno intervalo de angulação do parafuso até que ele seja apertado e, em seguida, travado, como por exemplo uma placa de bloqueio de ângulo variável de rádio distal (COLTON; ORSON, 2013)

O sistema de placas bloqueadas oferece ao cirurgião uma variedade de possibilidades de tratamento de fraturas. Muitos tipos de placas já foram modificados, dessa forma, demonstrando que esses implantes podem ser utilizados para uma grande variedade de indicações (COLTON et al., 2013).

As placas bloqueadas são especialmente úteis para fazer a ponte entre fraturas cominutivas, mas essas construções também podem ser aplicadas para estabilizar fraturas menos complexas (WAGNER, 2003).

Atualmente, pesquisas em ortopedia preocupam-se com abordagens mais fisiológicas e menores distúrbios nos tecidos moles, tendo em vista a importância de fatores biológicos na fixação interna e consolidação de fraturas. Dessa forma, novas gerações de implantes estão sendo desenvolvidas (FRIGG, 2001; HAALAND et al., 2009).

Recentemente, sistemas de placas bloqueadas diversos foram comercializados e tem se mostrado versáteis em diversas situações. A avaliação da rigidez e força proporcionadas por esses sistemas de implantes fornece informações úteis que podem diminuir a falha da construção durante o período de convalescença no pós-operatório (HOTTMANN et al., 2020).

A placa bloqueada de compressão (Locking compression plate - LCP) possui orifícios distribuídos ao longo do comprimento da mesma. Enquanto que a placa bloqueada de bloqueio cônico por acoplamento (Conical coupling plate - CCP) pode possuir uma seção intermediária sólida, desprovida de orifícios para parafusos, o que aumenta o momento de área de inércia na região que normalmente está posicionada sobre a fratura (PETAZZONI et al., 2010; TREMOLADA et al., 2017; VAN DER ZEE, 2014). Esta possui um ajuste cônico Morse que cria um mecanismo de bloqueio por atrito, micro-soldagem e deformação elástica entre as buchas e os parafusos de titânio (NICETTO et al., 2013; PETAZZONI et al., 2010; TREMOLADA et al., 2017).

Curiosamente, apesar do grande interesse desse sistema, informações importantes estão disponíveis sobre as propriedades mecânicas comparativas desses implantes.

O objetivo deste estudo foi realizar uma revisão de literatura sobre o modelo de placas de bloqueio cônico por acoplamento (Capítulo 1). Além disso, comparar as propriedades biomecânicas *ex vivo* das placas de aço inoxidável bloqueadas de compressão dinâmica (LCP) e placas de aço inoxidável e titânio com novo design de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) em raios de cães esquelicamente maduros *ex vivo* com osteotomia transversal. Como objetivo secundário propõe-se estudar a influência do posicionamento dos parafusos mono ou bicorticais e avaliar a necessidade da compressão dinâmica, assim como correlacionar os tipos de falha, se óssea (fratura) ou do material utilizado (soltura, flexão ou quebra do implante) (Capítulo 2). Ademais, para um melhor entendimento deste trabalho, ao final encontram-se os apêndices.

2 CAPÍTULO 1

PLACAS DE BLOQUEIO CÔNICO POR ACOPLAMENTO: UMA REVISÃO

PLACAS DE BLOQUEIO CÔNICO POR ACOPLAMENTO: UMA REVISÃO

Renato Otaviano do Rego¹; Bianca Marfil Dias¹; Mathieu Manassero²; André Luis do Valle de Zoppa¹; Cássio Ricardo Auada Ferrigno¹

¹Departamento de Cirurgia Veterinária, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, São Paulo- SP, Brasil. ²École Vétérinaire Nationale d'Alfort, Maisons Alfort, França.

Endereço para correspondência:

Renato Otaviano do Rego, Departamento de Cirurgia Veterinária, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, CEP: 05508-270, 87, Av. Prof. Dr. Orlando Marques de Paiva, São Paulo, SP, Brasil. (e-mail: renato_otaviano@usp.br)

RESUMO

Objetivo: O objetivo desta revisão foi discorrer sobre as placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) em sua utilização em ortopedia e traumatologia, seja em animais *in vivo* ou em estudos *in vitro* e *ex vivo*, pois com o passar do tempo questionamentos têm sido realizados sobre as propriedades dos implantes, tais como as placas bloqueadas desenvolvidas recentemente. Delineamento do estudo: Foi realizada uma revisão sobre este sistema de fixador interno (CCP), o qual trata-se de um dispositivo de fixação caracterizado por um bloqueio moderno por acoplamento cônico entre a cabeça do parafuso e a inserção de liga de titânio intermediária que é rosqueada em uma construção de um suporte de aço inoxidável. Trata-se de buchas as quais podem ser removidas e utilizadas no lado oposto da placa, desta forma servindo para o lado

esquerdo ou direito. Diversos estudos biomecânicos são realizados avaliando o uso destes implantes, uma vez que são implantes mais recentemente utilizados. Estudos como compressão axial, flexão e torção foram realizados tanto em corpos de prova como em ossos de cadáveres, tanto de gatos como de cães maduros. Além disso, foram realizados testes biomecânicos de arrancamento de parafusos. Conclusão e significância clínica: As placas bloqueadas de acoplamento cônico têm se mostrado uma boa opção em ortopedia e traumatologia veterinária. As informações disponíveis, no entanto, devem ser interpretadas com cautela e são necessários vários estudos para chegar a conclusões definitivas sobre o uso clínico desses implantes.

Palavras-chave: placas bloqueadas, pequenos animais, biomecânica, relatos de casos, bloqueio por atrito.

INTRODUÇÃO

Os princípios básicos de um procedimento de fixação interna usando um sistema convencional compressivo de placa e parafuso (método de compressão) são a redução direta, anatômica e a fixação interna estável da fratura¹.

Esses princípios de tratamento e formas de reparação mudaram com o passar do tempo. Os primeiros princípios da *AO Foundation* preconizavam a reconstrução anatômica e estabilidade absoluta usando compressão interfragmentária, a qual promovia cicatrização óssea primária e permitiriam mobilidade e reabilitação mais rápida dos membros².

Geralmente, é necessária uma ampla exposição do osso para obter acesso e proporcionar boa visibilidade do foco de fratura, para permitir a sua redução e fixação da placa. Este procedimento requer pré-contorno da placa para coincidir com a anatomia

do osso. Os parafusos são fixados para promover íntimo contato entre a placa e a superfície do osso. A estabilidade real resulta da fricção entre a placa e o osso¹.

A redução anatômica da fratura era o objetivo da técnica convencional, mas com o tempo desenvolveu-se técnica de osteossíntese classificada como placas em ponte para fraturas multifragmentárias que, além da redução do dano vascular ao osso, permitem a cicatrização com formação de calo ósseo¹.

Novos métodos que apresentam um risco mínimo para o tratamento de fraturas problemáticas foram desenvolvidos para acelerar a regeneração óssea. Atualmente, os objetivos do tratamento de traumatologia mudaram de enfoque, da reconstrução anatômica e estabilidade absoluta para o alinhamento mecânico, estabilidade relativa e técnicas menos traumáticas para os tecidos moles³.

Os sistemas de placas e parafusos, onde o parafuso pode ser travado na placa, formam um sistema estável e a estabilidade da fratura depende da rigidez da construção¹.

Atualmente, existem vários mecanismos de bloqueio utilizados na tecnologia de placas bloqueadas. A mais comumente usada é a placa de compressão bloqueada (LCP) que têm orifícios redondos, que bloqueiam com as roscas correspondentes das cabeças dos parafusos bloqueados⁴.

Uma forma alternativa de bloqueio é o mecanismo de acoplamento cônico Morse, que era uma característica do Fixador de contato pontual (PC-Fix), no entanto estes implantes não foram comercializados devido a dificuldade de remoção do parafuso da placa⁵.

Um sistema de placa bloqueada de acoplamento cônico (CCP) recentemente desenvolvido é o sistema Fixin (Traumavet, Rivoli, Itália). Neste sistema, as cabeças

dos parafusos têm um design de cone Morse o qual se encaixa com uma bucha de titânio, que por sua vez se insere em uma placa de aço inoxidável de forma rosqueada⁶.

Diante disso, esta revisão objetiva compilar os diversos trabalhos a cerca das placas de bloqueio cônico por acoplamento, tanto com relação ao seu uso clínico através dos relatos de caso, como através dos diferentes tipos de estudos biomecânicos que utilizaram este implante.

REVISÃO

DESCRIÇÃO DO IMPLANTE E DA TÉCNICA CIRÚRGICA

Com as mudanças no decorrer dos anos, alguns questionamentos sobre a resistência e as propriedades dos materiais são necessários em virtude da variedade de implantes bloqueados desenvolvidos recentemente^{6,7}.

O sistema de placas CCP difere de outras placas bloqueadas devido ao sistema de bloqueio ser baseado em um acoplamento cônico de titânio, em que a cabeça cônica do parafuso é travada por uma bucha intermediária inserida na placa de suporte de ácido inoxidável a qual está conectada, e isso permite a fácil opção de remoção do implante⁵⁻⁸.

Como as buchas podem ser removidas e inseridas no lado oposto da placa, desta forma, a mesma placa pode ser adequada para ambos os lados dos membros dos pacientes⁶.

Portanto, o bloqueio se dá pela formação de uma força tangencial formada pelo ângulo de inclinação entre a cabeça do parafuso e a bucha, ou seja, quanto menor este ângulo, maior será a força tangente, assim, conseqüentemente o acoplamento (Figura 1). Desta forma, o ângulo formado entre o parafuso e a bucha é de 1° nos sistemas grandes

e 1,5° no mini. Assim, o travamento da cabeça cônica no orifício cônico da bucha de titânio permite um bloqueio por fricção, microsoldagem e deformação elástica.

Diversos tamanhos e formas estão disponíveis. A série micro (1.7mm) é recomendada para animais de até 3 kg, aproximadamente, e, a depender do tipo do osso, contendo placas em T, T longa, T extra longa, em L, retas, em L longas, em L com ângulo de 90 graus, placa TPLO Clover e placas micro de reconstrução cortáveis. Os parafusos que podem ser utilizados são os bloqueados de 1.7mm e as brocas para perfuração óssea são de 1.3mm.

A série mini (1.9-2,5mm) é recomendada para animais de até 10 kg, aproximadamente, a depender do tipo do osso, e existem diversos desenhos como placa em T longa, acetabular; em T curta, em L, em T longa e curta pré moldada; e placas retas de 39mm até 100mm, além de placa de TPLO e de reconstrução. As brocas deste sistema são de 1.5mm e 2.0mm, respectivamente, e os tamanhos dos parafusos que podem ser acomodados são 1.9mm e 2.5mm.

A série grande de placas (3.0 – 3.5mm) é recomendada para animais a partir de 10 kg, isto é, raças médias, grandes e gigantes, com placas retas de 60mm de comprimento até 193mm, com ou sem furos centrais, além de placas de panartrodese de tarso mediais e dorsais, artrodese pancarpal medial e dorsal de diversos comprimentos, além de placas de TPLO para animais grandes com ou sem orifício deslizante, placas em T, em L, curtas ou longas, placas dedicadas para fêmur distal, e sobretudo, para osteotomias corretivas: TPLO, CBLO, CBLO em “7”; DPO e TPO com ou sem orifício deslizante e variações de ângulos. Neste sistema, é possível utilizar parafusos corticais e bloqueados de 3.0mm e 3.5mm e brocas de 2.5mm (corticais) e 2.8mm (bloqueio), respectivamente. Todos os parafusos são autorosqueantes.

Diversas formas de placas de bloqueio cônico por acoplamento estão disponíveis

para diferentes fins. Como por exemplo, a placa de formato em L foi projetada para garantir a fixação adequada da osteotomia e a colocação da placa paralela ao córtex caudal da diáfise tibial⁹.

Uma vantagem marcante, comparando com outros sistemas bloqueados, é sua grande facilidade de realizar a remoção dos implantes visto que no sistema há componentes como a bucha que é intermediária entre a placa e o parafuso, o qual faz parte do bloqueio da placa e pode ser removido através de um extrator, diminuindo o risco de fusão à frio, já que este parafuso pode ser removido da bucha exteriormente ao sistema através de pressão no sentido contrário ao atrito realizado para bloqueio.

De acordo com a Figura 2, pode-se ver os principais componentes de um dos sistemas de placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP).

A estabilidade da inserção dos parafusos é obtida por atrito, microsoldagem e deformação elástica entre as superfícies de contato da cabeça do parafuso e a inserção da bucha⁶.

As características especiais desses implantes incluem a cabeça da placa projetada especificamente para facilitar a colocação adequada de parafusos no segmento ósseo proximal. A estabilização temporária antes da fixação da placa é possível em algumas placas inserindo os fios de Kirschner através de orifícios adicionais⁹.

As placas de bloqueio cônico CCP normalmente são mais finas e mais fáceis de fixar, do que outros sistemas bloqueados de perfis mais grossos e maiores. Estas placas são ideais para os tratamentos nas extremidades distais, onde há menos cobertura de tecidos moles, como por exemplo, na realização de osteotomia da tíbia distal para correção de desvios angulares *pes varus* em dachshunds⁶.

De acordo com as Figuras 3 e 4, pode-se observar exemplos de placas de bloqueio

cônico por acoplamento (CPP) recomendadas para osteotomias corretivas e fraturas diversas.

BIOMECÂNICA DA PLACA DE BLOQUEIO CÔNICO POR ACOPLAMENTO

Mesmo havendo uma grande variedade de placas de bloqueio atualmente disponíveis, as informações biomecânicas comparativas entre estes dispositivos são bastante limitadas¹⁰.

Em estudo realizado para comparar biomecanicamente duas construções de placas de travamento para estabilização de fraturas da tíbia felina, sendo LCP e CCP, os autores observaram que as construções LCP eram significativamente mais rígidas que as construções CCP, quando submetidas a flexão não destrutiva e carga axial¹¹. Observaram também que a rigidez à flexão craniocaudal foi significativamente maior que a rigidez à flexão mediolateral em ambos os construtos. A carga de rendimento e a carga de falha foram significativamente maiores nas construções LCP em comparação com as construções CCP¹¹.

De acordo com um estudo biomecânico, com o objetivo de comparar construções da placa e pino, sendo em um sistema de placa de bloqueio cônico por acoplamento de 3,5mm ou placa bloqueada de compressão de 3,5mm, um gap de fratura foi criado experimentalmente em cadáveres de fêmures. Ao avaliar a rigidez e a resistência à fadiga cíclica, mais construções de LCP falharam em comparação com a CCP; no entanto, quando a rigidez e a carga até a falha foram avaliadas, nenhuma diferença significativa foi observada. Os autores também observaram que ambas as construções tinham propriedades biomecânicas semelhantes, mas o sistema CCP era menos propenso a falhar do que o LCP, quando a carga era em ciclos¹².

Comparando biomecanicamente um ciclo único até falha através de torção de três placas convencionais e cinco construções de placas bloqueadas: sendo placas de compressão dinâmica (DCP), placas de compressão dinâmica de contato limitado em titânio Ti LC-DCP, placa bloqueadas de compressão (LCP), sistema avançado de placas bloqueadas (ALPS) 10 e 11 mm de 10 e 11 mm, placas SOP e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) observaram que as placas SOP e CCP foram aplicadas simulando uma osteossíntese em ponte e, desta forma, que a placa de titânio e ALPS 11 obteve uma maior deformação que todos os sistemas, exceto ALPS 10mm; com relação à força não houve diferenças significativas, porém a que apresentou menor força foi a ALPS 10mm; já quanto a rigidez, todos os sistemas foram semelhantemente com exceção da ALPS 10mm que obteve a maior. A placa LC-DCP de titânio apesar de apresentar a maior deformação, mostrou obter a menor rigidez, semelhantemente à placa CCP².

Comparando a força de empuxo dos parafusos e a resistência à flexão de 5 sistemas diferentes que possuem ângulo estável, sendo um deles a CCP, desta forma, usando 4 valores diferentes de torque para inserção para apertar os parafusos bloqueados, observaram que houve uma diferença significativa entre todos os sistemas com relação à força de flexão. Houve uma influência do valor do torque o qual influenciou o comportamento da flexão¹³.

Além disso, observaram que a flexão do pescoço do parafuso foi documentada para CCP e outras marcas. O sistema CCP falhou ao desacoplar a cabeça do parafuso cônico e a bucha sem deformação macroscópica. Em relação à rigidez à flexão a mais alta foi a LCP e CCP. Os autores suspeitaram que a maior rigidez à flexão se deva ao maior diâmetro da alma dos parafusos. Para a CCP não ocorreu deformação da cabeça do parafuso e do orifício da placa. Neste sistema, a cabeça do parafuso é completamente

coberta pelo orifício da placa, assim não permitindo distorção do mecanismo de bloqueio¹³.

O módulo de elasticidade do Ti explica a maior deformação e menor rigidez desses sistemas, com resultados semelhantes para as placas CCP devido ao seu módulo de seção inferior em comparação com todas as outras placas. As construções SOP padrão apresentaram propriedades biomecânicas surpreendentemente semelhantes em torção. A justificativa para a seleção desses implantes para reparo de fraturas, provavelmente precisa se basear em suas diferentes propriedades biomecânicas inerentes aos diversos sistemas de implantes². Assim um fator importante a ser considerado é o material e o processo de fabricação usado para produzir os implantes. O aço inoxidável cirúrgico possui um módulo de elasticidade, portanto, maior que o titânio¹⁴.

O acoplamento cônico do sistema CCP apresentou em um estudo biomecânico a menor força de empuxo dentre outros sistemas estudados. Este acoplamento cônico conta com uma força axial formada durante a inserção do parafuso para produzir forças de atrito entre a cabeça cônica e o furo cônico na bucha. Através deste sistema, a inserção do guia de perfuração é facilmente executada e automaticamente com o ângulo correto. Quando o valor do torque de inserção foi aumentado de 0,8Nm para 3,5Nm, a força de tração mostrou um aumento de 416%. Não houve influência significativa do valor do torque de inserção na rigidez à flexão comparando LCP, CCP e SOP. Já em placas de titânio bloqueadas de reconstrução foi encontrada uma influência significativa do valor do torque de inserção na rigidez à flexão. A recomendação para a placa CCP é de no máximo 2,5N de torque na inserção dos parafusos. Então, a maior rigidez à flexão foi observada nas construções LCP e CCP. Suspeita-se que a maior rigidez à flexão se deva ao maior diâmetro do núcleo do parafuso¹³.

Um estudo ao comparar cinco tipos de placas sendo 1 delas, CCP em ensaio único de falha de flexão, observaram que estas apresentaram rigidez significativamente menor do que todas as outras placas, assim como placas LC-DCP de titânio e placas ALPS 10, ao passo que placas SOP apresentaram rigidez significativamente maior¹⁵.

Testando a placa com o mecanismo de acoplamento cônico hipotetizou que a presença de um gap abaixo da placa reduziria a estabilidade da fixação ou permitiria desacoplar os parafusos bloqueados da placa¹⁶.

Uma pesquisa ao analisar mecanicamente o comportamento e a distribuição de tensões em placas de bloqueio cônico através de duas condições típicas de carregamento: tensão do parafuso (para simular o aperto) e flexão do parafuso (para simular a condição de operação do dispositivo), desta forma através da criação de modelos assimétricos bi-dimensionais e modelos tridimensionais de modelos de elementos finitos (FEM), observaram que a área mais crítica parece ser no “pescoço” do parafuso e que a presença da bucha inserida entre o parafuso e a placa ajuda a ter uma tensão melhor distribuída na placa e portanto ajudar a reduzir os fenômenos de proteção contra tensão¹⁷.

Objetivando estudar comparativamente e biomecanicamente as propriedades de raios de cães *ex vivos* osteotomizados em diáfise e estabilizados com o uso de placas bloqueadas compressivas de aço inoxidável (LCP) e placas de aço inoxidável de novo design com bloqueio cônico por acoplamento titânio (CCP-Fixin[®]) e comparando as construções com parafusos mono ou bicorticais, por compressão dinâmica ou manual, respectivamente, submetidos à força de compressão axial, observou-se que com relação aos parâmetros rigidez, força máxima e deformação não houve diferença significativa entre os grupos e que, além disso, com relação a falha, a sua maioria ocorreu acima dos implantes¹⁰

Através da Tabela 1 podemos observar os estudos biomecânicos utilizando as placas de bloqueio cônico por acoplamento compilados.

RELATOS DE USOS CLÍNICOS

Apesar de recentes as placas de bloqueio cônico por acoplamento já são bastante utilizadas na rotina cirúrgica veterinária de cães e gatos. Seja para o tratamento de fraturas como para osteotomias corretivas, tais como no tratamento de luxação de patela, ruptura de ligamento cruzado dentre outras.

Recomenda-se um mínimo de dois ou três parafusos bicorticais em cada segmento ósseo para estabilizar uma osteotomia em cunha, dependendo da osteotomia (cunha de fechamento ou cunha de abertura), tamanho do cão e lado da aplicação do osso (medial, lateral, dorsal, ventral), etc. O diâmetro do parafuso não deve exceder 25% do diâmetro do osso⁶.

Parafusos bicorticais grandes podem minimizar a ocorrência de um fenômeno de rasgar, que resulta da perda de redução e estabilidade da construção da placa, à medida que os parafusos cortam os córtices ósseos finos ou, mais provavelmente, os ossos de baixa qualidade, especialmente no osso epifisário ou metafisário frágil de cães jovens. Nas regiões metafisárias dos cães jovens, deve-se tomar cuidado ao colocar parafusos com ângulo estável, pois isso pode resultar em ferimentos na placa fiseal. Em regiões justa-articulares, a aplicação de parafusos estáveis em ângulo pode ser difícil e resultar em implante intra-articular⁶.

Para estabilização adicional, duas placas CCP podem ser colocadas lado a lado, ou uma segunda placa pode ser adicionada ortogonalmente à primeira, embora isso

raramente tenha sido uma necessidade na experiência do autor na execução de osteotomias corretivas⁶.

Transferindo um osso do membro contralateral e um alargamento para poupar membros em um gato, proporcionou osteogênese por distração transversal na tibia contralateral criando um autoenxerto livre. Um fixador externo circular foi construído para dar ao segmento 7mm de distração cranial. Após 42 dias, o osso da tibia foi coletado e transferido para o defeito na tibia contralateral, sendo utilizada placa de bloqueio cônico por acoplamento de 2,5mm e parafusos de 1,9mm para estabilizá-lo e protegê-lo. Após 27 meses, as tíbias cicatrizaram, os implantes foram removidos, a função foi excelente e o comprimento total do membro foi de 90% do lado normal¹⁸.

O sistema de fixação óssea CCP é uma opção aceitável para o tratamento de fraturas em cães ao realizar a estabilização de 82 fraturas em 75 cães, avaliados em estudo retrospectivo¹⁹.

Realizando osteotomias de nivelamento do platô tibial (TPLO) em 69 cães de raças pequenas usando placas de bloqueio cônico de 1,9/2,5mm, com o objetivo de avaliar complicações a curto prazo e os resultados, foi realizado um estudo retrospectivo clínico e radiográfico e, observaram que estes implantes parecem ser uma opção válida para a estabilização deste tipo de procedimento em cães de raças pequenas. Apesar de terem observado complicações em 12 dos 79 procedimentos, tais como falha do parafuso em 1 animal e quebra da placa em outro 1 animal, dentre outras complicações menores. As placas bloqueadas em seu estudo resultaram em uma fixação estável de 77 das 79 osteotomias⁹.

O uso de uma placa bloqueada resulta em melhor manutenção do ângulo do platô tibial em comparação com sistemas sem travamento^{20,21}.

Placas com diferentes propriedades de construção e sistemas inerentes, não devem

ser submetidas as mesmas técnicas de abordagem de tratamento de fraturas¹⁵.

De acordo com a utilização de outros modelos deste tipo de placa, ao pesquisarem sobre as placas de bloqueio cônico por acoplamento de osteotomia pélvica dupla (DPO), em planejamentos cirúrgicos prevenindo através de elementos finitos as orientações biomecânicas, verificaram que a placa de DPO de 25° foi semelhante a de 20° de osteotomia pélvica tripla (TPO). Ou seja, modelos estruturais de planejamento para esta placa podem apoiar as investigações e a otimização deste tipo de procedimento, prevendo resultados geométricos e estruturais dos planos cirúrgicos²².

Em relato de um caso em cão de raça gigante com luxação radiocárpica e hiperextensão traumática ao exame clínico, onde utilizou-se placa feita sob encomenda através de prototipagem realizada a partir de tomografia computadorizada do membro torácico do paciente a fim de obter sucesso na cirurgia, realizou-se artrodese pancarpal com placa de bloqueio cônico por acoplamento obtendo correta união óssea ao avaliar radiograficamente aos 74 e 140 dias, assim como com 3 anos de pós-operatório²³.

Relatando, retrospectivamente, o tratamento cirúrgico do *pes varus* em 7 cães Dachshunds pela osteotomia medial de abertura da tíbia distal estabilizada com CCP, e observaram através de avaliação clínica da claudicação e de radiografias pré e pós-operatórias, que dos 9 membros corrigidos, 8 apresentaram resolução da claudicação e 1 melhora da mesma. Além disso, nenhuma complicação de implante foi detectada. Concluindo que a deformação de *pes varus* em Dachshunds pode ser tratada por osteotomia medial de abertura da tíbia distal, estabilizada com CCP e que se deve ter cuidado de manter o córtex lateral da osteotomia corretiva para ajudar a evitar a subcorreção²⁴.

A partir da Tabela 2 pode-se observar a compilação de relatos de caso utilizando as placas de bloqueio cônico por acoplamento.

RESULTADOS E COMPLICAÇÕES

Diversos fatores além do peso, como tamanho do osso, qualidade óssea, idade, conformação da tíbia e realização de osteotomias devem ser considerados na escolha do tipo de implante⁹.

Avaliando retrospectivamente a estabilização de 82 fraturas apendiculares de 75 cães, utilizando placas CCP, através das revisões de prontuários e radiografias observara que 73 das 82 fraturas (89%) atingiram a união sem apresentar complicações. Apenas seis cães (7%) apresentaram complicações importantes. A função dos membros foi classificada como "normal" em 73/75 (97%) cães e "claudicação leve" em 2/75 (3%) casos, concluindo que apesar das pequenas complicações o sistema de fixação óssea CCP parece ser uma boa opção para o tratamento de fraturas em cães considerando a baixa taxa de complicação¹⁹.

Deve-se tomar cuidado para não reduzir o tamanho do implante, como no caso de um dos pacientes relatados. Uma placa de 1.2mm L quebrou três semanas após o procedimento em um cão de raça mista de 12 kg; portanto, esses dados sugerem que o uso desse tamanho e formato do implante deve ser limitado a animais com peso inferior a 12kg. De acordo com o procedimento de osteotomia de nivelamento do platô tibial (TPLO) ao ser realizado em 69 cães de raças pequenas, foram observadas complicações a curto prazo usando placas de CCP de 1.9/2.5mm nesse tipo de cirurgia, como fratura da tuberosidade da tíbia associado ao desempenho inadequado da osteotomia, em além de quebra do implante.

Evitando complicações cirúrgicas a fixação intermediária ajuda na remoção do implante quando da soldagem à frio, rosca cruzada ou danos ao recesso hexagonal do

parafuso. Esses recursos tornam o sistema de placas bloqueadas por bloqueio cônico angularmente estável, simples de aplicar e fácil de remover⁶.

CONCLUSÃO E SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA

Este sistema de bloqueio apresenta várias novidades técnicas que podem ser vantajosas em relação aos outros sistemas bloqueados disponíveis.

A espessura da placa é uma vantagem impressionante da CCP. De fato, devido à presença de inserção da bucha, a espessura necessária para o acoplamento cônico adequado não está relacionada à espessura da placa. Isto permite fácil retorcimento da placa e fácil aplicação em extremidades distais, onde há menos cobertura de tecidos moles.

Outra vantagem é que dependendo do tamanho do sistema, temos a possibilidade de usar diferentes diâmetros de parafusos na mesma placa bloqueada.

Uma vantagem adicional é que a presença de inserções intermediárias permite a fácil remoção do implante, facilmente desacoplando os parafusos das inserções ou desenroscando as inserções da placa. Esse recurso elimina as preocupações associadas à soldagem a frio e a difícil remoção de parafusos relatada em outros sistemas bloqueados.

Esta placa permite ainda a remoção da inserção intermediária a qual bloqueia o parafuso e permite a instalação de parafusos corticais convencionais no caso de necessidade de angulação do parafuso, como no caso de utilização de parafusos de compressão ou inclinação como em fraturas distais.

Recomenda-se novas investigações clínicas sobre implantes bloqueados como as placas de bloqueio cônico por acoplamento para tirar novas conclusões. Uma vez que em situações reais a escolha de implantes para o tratamento de fraturas precisa ser baseada no ambiente biomecânico, desta forma, mais estudos são necessários para entender sobre o uso desses implantes.

As informações devem ser interpretadas com cuidado, desta maneira mais estudos são necessários para chegar a conclusões definitivas sobre o uso clínico das placas de bloqueio cônico por acoplamento. Porém, estes implantes têm se mostrado e se comportado como uma boa opção em ortopedia e traumatologia veterinária.

Diante disso, trata-se de uma ótima alternativa tanto com relação ao preço quanto a versalidade do sistema.

CONTRIBUIÇÃO DOS AUTORES

Renato Otaviano do Rego e Bianca Marfil Dias contribuíram para o delineamento da revisão de literatura, isto é, concepção do estudo, aquisição, análise e interpretação. André L. V. De Zoppa, Cássio R. A. Ferrigno e Mathieu Manassero contribuíram para o delineamento do estudo e análise e interpretação dos dados. Todos os autores redigiram, revisaram e aprovaram a submissão do manuscrito.

FINANCIAMENTO

Este estudo não recebeu financiamento.

CONFLITO DE INTERESSE

Nenhum declarado

AGRADECIMENTOS

Os autores pela contribuição com este trabalho e revisão da redação. Capes pela bolsa de programa de doutorado sanduíche no exterior.

REFERÊNCIAS

1. Wagner M. General principles for the clinical use of the lcp. *Inj* 2000;34:B31-42
doi: 10.1016/j.injury.2003.09.023
2. Cabassu JB; Kowaleski MP; Skorinko J K; Blake CA; Gaudette G R; Boudrieau RJ. Single cycle to failure in torsion of three standard and five locking plate constructs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011;24:418–425 doi:10.3415/VCOT-11-04-0050
3. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures: the scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *The Journ of Bon and Join Surg* 2002;84:1093–1110 doi: 10.1302/0301-620X.84B8.13752
4. Frigg R. Development of the locking compression plate. *Inj* 2003;34:6-10 doi: 10.1016/j.injury.2003.09.020
5. Tepic S; Perren SM. The biomechanics of the PC-Fix internal fixator. *Inj* 1995;26:5-10 doi: 10.1016/0020-1383(95)96892-8
6. Petazzoni M; Urizzi A; Verdonck B; Jaeger GH. Fixin internal fixator: concept and technique. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2010;23:250–253 doi: 10.3415/VCOT-09-10-0108
7. Attendee Exclusive Offers Intrauma Starter Kits. Intrauma S.p.A.
<http://www.intrauma.com> (Ásia, Canada, Europe and United States). USA Office: Intrauma America LCC; © Intrauma – Panted Products – Rev. 2 – March, 2019.
8. Petazzoni M.; Nicetto T. Stifle arthrodesis using a locking plate system in six dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2015;28:288–293 doi: 10.3415/VCOT-14-08-0124
9. Baroncelli BA; Reif U; Bignardi C; Peirone B. Effect of screw insertion torque on

push-out and cantilever bending properties of five different angle-stable systems.

Vet Surg 2013;42(3):308-315 doi:10.1111/j.1532-950X.2013.01088.x

10. Cosenza G; Reif U; Martini FM. Tibial plateau levelling osteotomy in 69 small breed dogs using conically coupled 1.9/2.5 mm locking plates. Vet Comp Orthop Traumatol 2015;28:347–354
11. Otaviano Do Rego R; Pereira CAM, Manassero M, Souza AF, Zoppa ALV, Ferrigno CRA. *Ex vivo* biomechanical comparison of single cycle to failure of transverse radius fractures in dogs with locking compression plates and locking conical coupling plates. Scien Abstr of the 29th Ann Scien Meet of the Europ Colle of Vet Surg 2020:60
12. Hottmann NM; Johnson MD; Banks SA; Turyn D; Lewis DD. Biomechanical comparison of two locking plate constructs for the stabilization of feline tibial fractures. Vet Comp Orthop Traumatol 2020;33:089–095 doi: 10.1055/s-0039-3399572
13. Tremolada G; Lewis DD; Paragnani KL; Conrad BP; Kim ES; Pozzi A. Biomechanical comparison of a 3,5-mm conical coupling plating system and a 3,5 mm locking compression plate applied as plate-rod constructs to an experimentally created fracture gap in femurs of canine cadavers. Amer Jour Of Vet Resea 2017;78:712–717 doi: 10.2460/ajvr.78.6.712
14. ASTM F138-19. Standard specification for wrought 18chromium-14nickel-2.5molybdenum stainless steel bar and wire for surgical implants (UNS S31673), West Conshohocken, PA, Amer Soc for Test Mat 2019;13 doi: 10.1520/F0138-19
15. Blake CA; Boudrieau RJ; Torrance BS; Tacvorian EK. Single cycle to failure in bending of three standard and five locking plates and plate constructs. Vet Comp Orthop Traumatol 2011;24(6):408-417 doi: 10.3415/VCOT-11-04-0061

16. Rotne R; Bertollo N; Walsh W; Dhand NK; Voss K; Johnson KA. Influence of plate–bone contact on cyclically loaded conically coupled locking plate failure. *Inj* 2014;45:515–521 doi: 10.1016/j.injury.2013.11.032
17. Valentini R; Martinelli B; Cosmi F; Hoglievina M; Nogherotto P. Mechanical behavior of one internal fixator (O’nil plate and screws system): a finite element study and clinical experiences. *Techn in Orthop* 2007;22:173-180 doi: 10.1097/BTO.0b013e31814a643e
18. Petazzoni M. Contralateral bone widening and transfer for limb sparing in a cat. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2016;29:174–180 doi: 10.3415/VCOT-15-04-0068
19. Nicetto T; Petazzoni M; Urizzi A; Isola M. Experiences using the fixin locking plate system for the stabilization of appendicular fractures in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2013;26:61–68 doi: 10.3415/VCOT-11-11-0154
20. Garnett SD; Daye RM. Short-term complications associated with tplo in dogs using 2.0 and 2.7 mm plates. *Jour of the Amer Anim Hosp Assoc* 2014;50:396-404 doi: 10.5326/JAAHA-MS-6074
21. Witte PG; Scott HW. Tibial plateau leveling osteotomy in small breed dogs with high tibial plateau angles using a 4-hole 1.9/2.5 mm locking t-plate. *Vet Surg* 2014;43:549-557 doi: 10.1111/j.1532-950X.2014.12202.x
22. Zanetti EM; Terzini M; Mossa L; Bignardi C; Costa P; Audenino AL; Vezzoni A. A structural numerical model for the optimization of double pelvic osteotomy in the early treatment of canine hip dysplasia. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2017;30:256–264 doi: 10.3415/VCOT-16-05-0065
23. Petazzoni M.; Nicetto T. Rapid prototyping to design a customized locking plate for pancarpal arthrodesis in a giant breed dog. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2014;27:85–89 doi: 10.3415/vcot-13-04-0055
24. Petazzoni M; Nicetto T; Vezzoni A; Piras A; Palmer H. Treatment of *pes varus*

using locking plate fixation in seven Dachshund dogs. *Vet Comp Orthop*

Traumatol 2012;25:231–238 doi: 10.3415/VCOT-11-03-0035

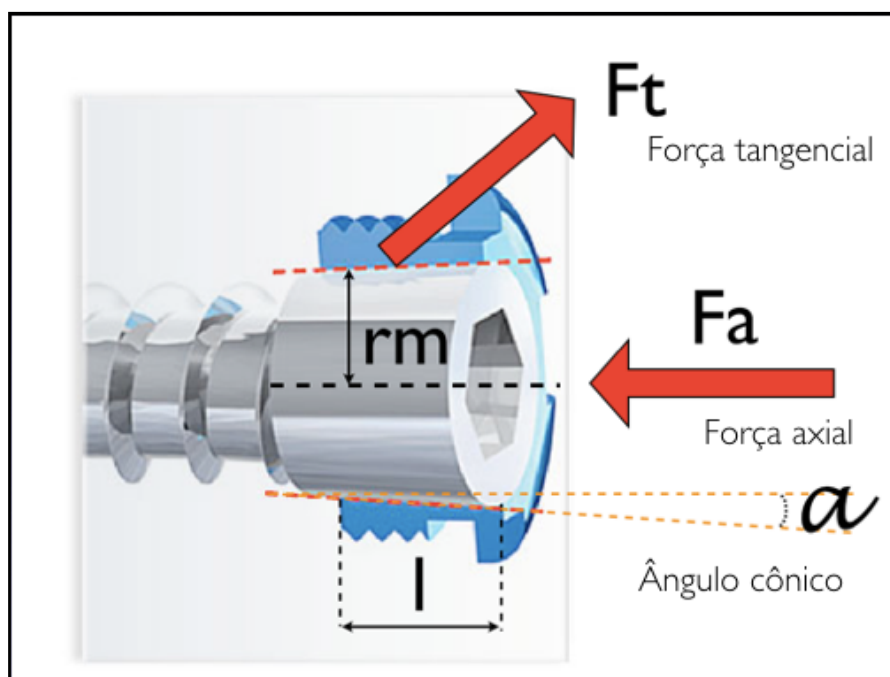
LEGENDA DAS FIGURAS:

FIGURA 1: Representação esquemática do sistema de bloqueio cônico por acoplamento das placas (Fonte: Modificado de Intrauma, 2019)⁷.

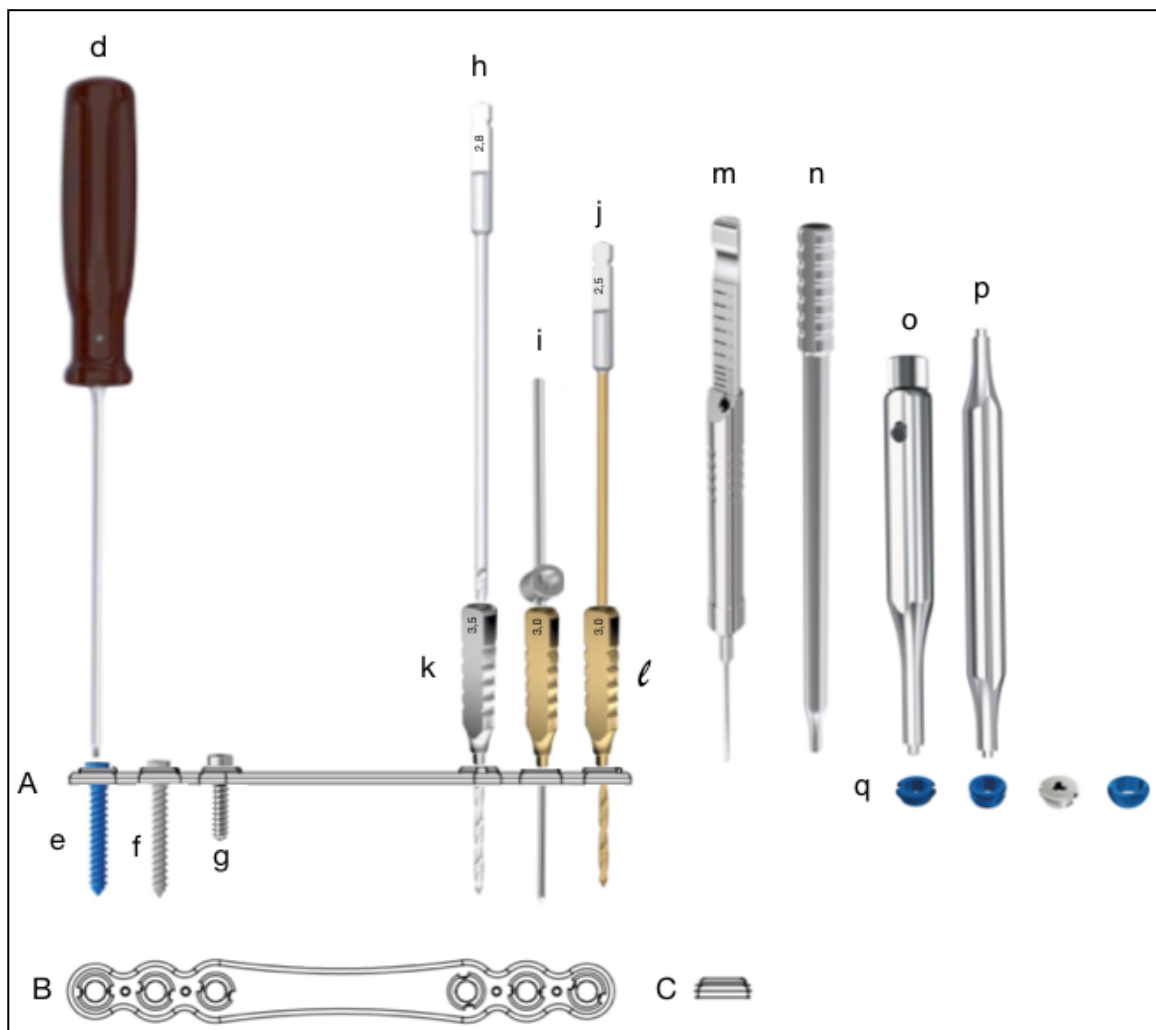
FIGURA 2: Sistema 3.0 – 3.5mm de placa de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) com os seus principais componentes: (A) Placa de bloqueio cônico por acoplamento 3.5mm com o suporte de aço inoxidável e buchas de titânio vista lateral evidenciando a sua espessura, (B) vista dorsal da placa evidenciando os orifícios circulares da placa com as buchas e pequenos orifícios para fixação da placa ao osso através de fios de Kirschner, (C) vista craniocaudal da placa; (d) chave para apertar o parafuso; (e) parafuso bloqueado 3.5mm com a cabeça de formato cônico; (f) parafuso bloqueado 3.0mm de cabeça cônica; (g) parafuso estabilizador temporário; (k) guia de perfuração 3.5mm de cor prata acoplado ao orifício cônico da bucha permitindo a realização da perfuração em 90 graus; (h) broca de 2.8mm recomendada para parafusos 3.5mm; (i) “Pin-Stopper” de 2,5 mm instalado através de (l) guia de perfuração de broca de 3,0 mm, recomendado para prender a placa momentaneamente sobre o osso, guia este recomendado além disso para parafusos 3,0 mm; (j) broca de 2,5 mm, recomendada para parafusos de 3,0 mm; (m) mensurador de profundidade; (n) posicionador de DPO; (o) extrator de bucha; (p) extrator de bucha de perfil baixo e (q) diferentes tipos de buchas: bucha; bucha de baixo perfil; plug e conversor de cabeça, respectivamente.

FIGURA 3: Placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) recomendadas para diferentes tipos de osteotomias corretivas, tais como CBLO, para pequenos animais de grandes raças, com suas respectivas especificações e mensurações (Fonte: Modificado de Intrauma, 2019)⁷.

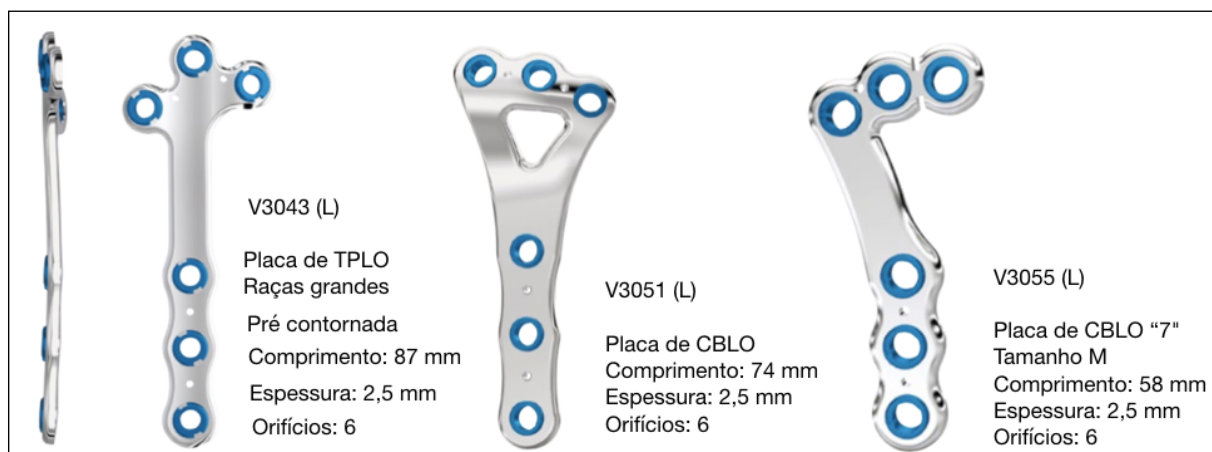
FIGURA 4: Exemplos de placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) recomendadas para diferentes tipos de osteotomias corretivas, tais como TPLO, ou fraturas específicas em pequenos animais, com suas respectivas especificações e mensurações (Fonte: Modificado de Intrauma, 2019)⁷.



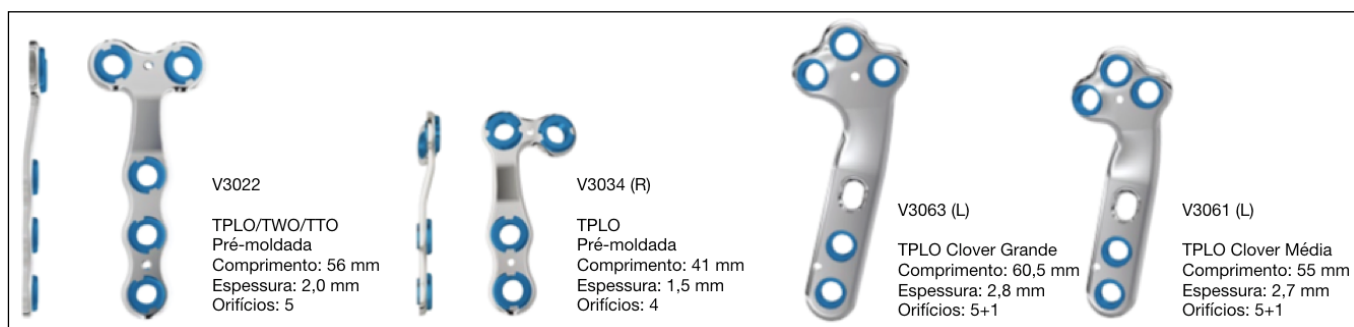
117,7x88,3mm



152,80x130,54mm



159,9x58,80mm



159,9x3,78mm

LEGENDA DAS TABELAS:

TABELA 1: Estudos biomecânicos concernentes as placas de bloqueio cônico por acoplamento.

TABELA 2: Relatos de casos descrevendo a utilização das placas de bloqueio cônico por acoplamento em pequenos animais.

Estudo	Tipo de material	n	Espécie	Ensaio biomecânico	Parâmetros avaliados	Resultados	Conclusões/ Significância clínica
Tremolada et al., 2017.	Fêmures	20	Cães	Ensaio cíclico: LCP + PIM x CCP + PIM	Tipo de falha, rigidez, carga de produção e carga até a falha.	6/10 LCP falharam; 1/10 CCP falharam; rigidez média, a carga de produção e a carga até a falha não foram significativamente diferentes	Propriedades biomecânicas semelhantes. CCP < probabilidade de falhar X LCP quando submetido a carga cíclica.
Hottmann et al., 2020.	Tibias	16	Gatos	Ensaio cíclico não destrutivo: LCP x CCP; Flexão e compressão axial	rigidez axial e à flexão através de carga de retorno e carga de falha	LCP > rigidez x PCC na flexão não destrutiva e carga axial; A rigidez à flexão craniocaudal > rigidez à flexão mediolateral em ambos. A carga de rendimento e a carga de falha: LCP > CCP.	A LCP pode ser mais adequada. Recomendado fixação suplementar adicional ao usar CCP.
Cabassu et al., 2011.	Modelos biomecânicos	20	Modelos biomecânicos	Ensaio destrutivo: DCP, LC-DCP, LC-DCP Ti, LCP, ALPS, SOP, CCP	Força; deformação e rigidez	ALPS 11 maior deformação q todos, menos ALPS 10; Força: Sem diferenças x menor que foi ALPS 10; Rigidez: ALPS 10 maior rigidez que todos, mas todos foram semelhantes; Ti	Ti maior deformação, < rigidez. Mas semelhante a CCP

						maior deformação.	
Baroncelli et al., 2013.	Implantes	60	Implantes	Resistência à flexão e força de empuxo axial com quatro valores de torque diferentes	Força de empuxo Axial e resistência à flexão.	Diferença significativa entre os cinco sistemas na força de flexão. Com influência no valor do torque na força de tração.	Parafuso rosqueado mais forte ao empurrar. Materiais e diâmetro estão diretamente relacionados com a resistência a flexão.
Petazzoni, 2010.	Descrição da técnica	-	-	Descrição da biomecânica, dos implantes, da técnica cirúrgica e dos instrumentos.		Vantagens de poder usar metais diferentes, remoção do parafuso mais facilmente. Novo bloqueio cônico por acoplamento.	Recomendadas para cirurgias minimamente invasivas, necessitando mais estudos.
Rotne et al., 2013.	Fêmures e modelos biomecânicos de tubos de alumínio	12	Cães/ Tubos de alumínio	Ensaio cíclico em flexão Cantilever - CCP em Fêmures com Gap de 2mm sob a placa	Cargas médias sustentadas e os ciclos; modo de falha	Grupo contato > sustentação x grupo folga. Modo de falha de todas as construções: recorte do parafuso. Falha dos tubos de alumínio: fadiga e quebra do parafuso ou placa; uma construção teve elevação da placa sobre a cabeça do parafuso.	A separação das CCP em 2mm a partir do osso reduziu a fadiga da construção. Mas não resultou no desacoplamento da cabeça do parafuso.
Valentini et al., 2007.	CCP		Placas, buchas e parafusos/ modelos	Avaliação de elementos do comportamento	Avaliação de distribuição	A área mais crítica provável: pescoço do parafuso e ter a	O uso desse sistema seja outra ajuda válida para cirurgias

			assimétricos bi-dimensionais e modelos tridimensionais de modelos de elementos finitos.	biomecânico de CCP através de software de elementos finitos	de tensão e flexão dos parafusos.	bucha ajuda na melhor distribuição da tensão na placa e ajuda a reduzir os fenômenos de proteção contra tensão.	ortopédicos no tratamento biológico das fraturas, menos invasiva, evita contato entre placa e periosteio, distribuição das forças em toda estrutura.
Otaviano do Rego et al., 2020.	Rádios	44	Cães <i>ex vivos</i>	Osteotomias transversas submetidas à compressão axial. Grupos: LCP bicorticais x LCP monocorticais x CCP bicorticais x CCP e monocorticais (3.5mm)	Tipos de falha, Rigidez; força máxima; deformação máxima; avaliação radiográfica da técnica cirúrgica	Não houve diferença significativa entre os grupos quanto à rigidez, força máxima e deformação, independentemente entre parafusos monocorticais ou bicorticais. A falha ocorreu mais acima da placa	Na situação real, a escolha desses implantes precisa ser baseada no ambiente biomecânico; estudos são necessários para entender e obter uma conclusão definitiva sobre o uso clínico

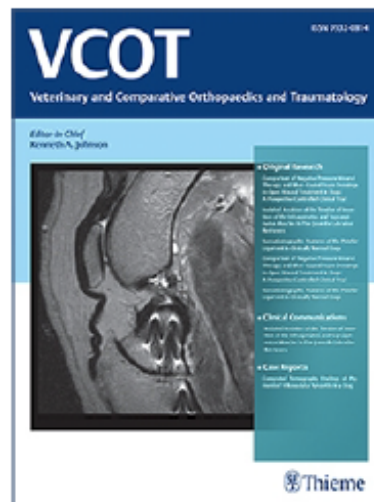
Estudo	Abordagem	Espécie	n	Tipo	Método	Resultados	Conclusões/ Significância clínica
Zanetti et al., 2017.	Planejamento pré-operatório - displasia coxofemoral - elementos finitos	Cães	>150	Prospectivo	CCP DPO/ TPO	A placa de DPO de 25 ° foi a mais semelhante à placa de 20 ° de TPO. A placa DPO de 15 ° foi considerada crítica em relação à borda acetabular dorsal (DAR).	Modelos estruturais podem apoiar a pesquisa e otimização do DPO, pois podem prever os resultados geométricos e estruturais da seleção cirúrgica
Petazzoni, 2016.	Relato de Caso - Novo tratamento de não união com osteogênese por distração transversal na tibia contralateral para criar um autoenxerto livre.	Gato	1	Prospectivo	Ilizarov e CCP	Aos 27 meses ambas as tibias foram cicatrizadas.	A distração transversal de um osso normal requer uma distância mais curta, menos tempo de distração, menos danos aos tecidos moles. Regeneração mais confiável. Osso nativo incorporado mais facilmente em comparação com o aloenxerto. Desvantagens: aumento da morbidade, riscos e despesas para um membro normal

Consenza; Reif; Martini, 2015.	TPLO	Cães	69	Retrospectivo	CCP 1,9/2,5 mm - Complicações	16 complicações em 12 dos 79 procedimentos, três intra-operatórios (parafuso intraarticular) treze pós-operatórios, nove menores sem intervenção, e quatro: uma fratura da tuberosidade tibial, uma osteomielite, uma falha de parafuso, uma quebra de placa. Claudicação reduziu de 3/4 para 1/4.	CCP de 1,9 / 2,5 mm parece ser uma opção eficaz para estabilizar o TPLO unilateral em cães pequenos.
Nicetto; Petazzoni, 2015.	Artrodese de joelho em cães CCP - relato de caso	Cães	6	Retrospectivo	Radiografias e clínica	Uma complicação intra op; uma fratura de tibia 20 dias pós ciru. Todas as artrodeses cicatrizaram; todos com claud. Mecânica.	Placa de artrodese pode ser usada com sucesso.
Nicetto; Petazzoni, 2014.	Prototipagem de Artrodese pancarpal relato de caso	Cães	1	Retrospectivo	Tomo	Radiografia após 74 e 140 dias uniao ossea. E 3 anos depois.	A prototipagem é útil para produzir modelos 3D no planejamento de placas; sem afrouxamento dos parafusos, falha da

							placa ou fraturas do metacarpo: adequação biomecânica deste construto. Alto custo pode impedir o uso
Petazzoni et al., 2012.	Tratamento varus utilizando CCP	Cães	7 animais, 9 membros	Retrospectivo	Osteotomia medial com CCP; Clínico e radiográfico	Claudicação resolvida em 8 membros e melhorada em 1 membro. Sem complicações de implante, todos os ossos cicatrizaram.	Desvio angular em dachshunds pode ser tratada com osteotomia medial em tibia distal. Preservando a cortex lateral.
Nicetto et al., 2013.	Avaliação de fraturas apendiculares com placas CCP	Cães	75 cães, 82 fraturas	Retrospectivo	Revisado prontuários e radiografias de cães - Clinicamente e radiograficamente e por telefone	73 das 82 fraturas atingiram a união sem complicações. Complicações em 6 cães (7%). Função normal dos membros em 73 das 75 (97%) claudicação leve 2/75 (3%).	Apesar das complicações o sistema CCP parece ser uma escolha aceitável para fraturas apendiculares em cães.

3 CAPÍTULO 2

**COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA *EX VIVO* DO CICLO ÚNICO DE FALHA DE
OSTEOTOMIAS TRANVERSAS DE RÁDIO EM CÃES FIXADAS COM LCP E
CCP**



EX VIVO BIOMECHANICAL COMPARISON OF SINGLE CYCLE TO FAILURE OF TRANSVERSE RADIUS OSTEOTOMIES IN DOGS FIXED WITH LCP AND CCP

Journal:	<i>Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology</i>
Manuscript ID:	Draft
Manuscript Type:	Original Research
Keywords:	Locking plates, radius fractures, Canine, Biomechanics assays, Friction locking
Abstract:	<p>Objectives: To compare <i>ex vivo</i> biomechanical properties of the locking compression plate (LCP) and conical coupling plates. Material and methods: LCP and CCP plates of 3.5mm were applied to 44 radii of 22 skeletally mature dogs (20-35 kg) that undergone a transverse osteotomy and was stabilized with six screws, through dynamic or manual compression, respectively. The mechanical tests were performed with four groups were compared ($n = 11$): LCP and CCP bicortical and monocortical screws (LCPb; LCPm; CCPb; CCPm). Stiffness (kgf/mm), maximum strength (N) and deformation (%) were compared with the ANOVA and Kruskal-Wallis tests, and the correlation between this parameters and bone measurement, as well as with the type of bone failure. Results: There was no significant difference between groups for the parameters stiffness ($p = 0.15$), maximum strength ($p = 0.09$) and deformation ($p = 0.06$) or between monocortical or bicortical screws. There is no correlation between biomechanical parameters and bone size. The failure was most of the time above the plate and plate bending without correlation with bone size. These data suggested that the <i>ex vivo</i> biomechanical properties of the LCP plate were similar to those of the CCP with monocortical or bicortical screws, regardless of dynamic or manual compression. Conclusion and Clinical Significance: In the clinical situation, the choice of these implants for the treatment of fractures</p>

**COMPARAÇÃO BIOMECÂNICA *EX VIVO* DO CICLO ÚNICO DE FALHA DE
OSTEOTOMIAS TRANVERSAS DE RÁDIO EM CÃES FIXADAS COM LCP E
CCP**

Renato Otaviano do Rego¹; César Augusto Martins Pereira²; Mathieu Manassero³;
Anderson Fernando de Souza¹; André Luis do Valle de Zoppa¹; Cássio Ricardo Auada
Ferrigno¹

¹Departamento de Cirurgia Veterinária, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, São Paulo-SP, Brasil. ²Instituto de Ortopedia e Traumatologia, Hospital das Clínicas, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – SP, Brasil. ³École Vétérinaire Nationale d’Alfort, Maisons Alfort, França.

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Renato O. do Rego, Departamento de Cirurgia, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, CEP: 05508-270, Av. Prof. Dr. Orlando Marques de Paiva, 87, São Paulo - SP, Brasil. (e-mail: renato_otaviano@usp.br).

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo foi primeiramente comparar as propriedades biomecânicas *ex vivo* das placas de aço inoxidável bloqueadas de compressão dinâmica (LCP) e as placas de aço inoxidável e titânio com novo design de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), secundariamente estudar a influência do posicionamento dos parafusos mono ou bicorticais e o impacto da compressão dinâmica.

Material e métodos: Placas LCP e CCP de 3.5mm foram aplicadas em 44 rádios de 22 cães esqueleticamente maduros (20-35kg) submetidos a osteotomia transversa e estabilizados com seis parafusos, por compressão dinâmica ou manual, respectivamente. Os ensaios foram realizados com o auxílio da máquina universal de ensaios mecânicos. Quatro grupos foram comparados (n = 11): parafusos bicorticais (LCPb), monocorticais (LCPm), bicorticais (CCPb) e monocorticais (CCPm). Rigidez (kgf/mm), força máxima (N) e deformação (%) foram estudadas com os testes ANOVA e Kruskal-Wallis, respectivamente. Além disso foram avaliados a correlação entre as mensurações ósseas e os parâmetros biomecânico, assim como com o tipo de falha óssea.

Resultados: Não houve diferença significativa entre os grupos para os parâmetros rigidez (p = 0,15), força máxima (p = 0,09) e deformação (p = 0,06) ou entre parafusos monocorticais ou bicorticais. Não foi apresentado uma correlação significativa entre os parâmetros biomecânicos e tamanho dos ossos. As falhas ocorreram na maioria das vezes acima da placa pela fratura óssea e com a dobra da placa ao meio, também não apresentando correlação destes dados com o tamanho dos ossos. Consequentemente, dentro dos limites do modelo, esses dados sugeriram, que as propriedades biomecânicas *ex vivo* da placa LCP foram semelhantes as da CCP com parafusos monocorticais ou bicorticais, independentemente da compressão dinâmica ou manual.

Conclusão e Significância clínica: Em situação clínica, a escolha desses implantes, para o tratamento de fraturas, precisa ser baseada no ambiente biomecânico. Mais estudos são necessários para que conclusões definitivas sobre o uso clínico dos diferentes implantes sejam alcançadas.

Palavras chave: Placas bloqueadas, fratura de rádio, canino, testes biomecânicos, bloqueio por atrito.

INTRODUÇÃO

Desde o início dos anos 2000, as placas bloqueadas são cada vez mais usadas em medicina veterinária¹ para estabilizar fraturas^{2,3}.

Os sistemas bloqueados, em comparação com outros métodos, alcançam sua estabilidade travando a cabeça do parafuso na placa pelo acoplamento da rosca da cabeça do parafuso no orifício da placa. Esse encaixe da rosca do parafuso e do orifício da placa resulta em menores danos ao suporte vascular periosteal e a interface parafuso/placa impede a movimentação entre as partes individuais do sistema conferindo uma estabilidade angular^{2,3}.

Com relação aos resultados mecânicos, biomecânicos e clínicos, o sistema LCP é um sistema bloqueado, com orifícios combinados, pode ser usado, de acordo com situação de cada fratura, como placa de compressão, fixador interno bloqueado ou sistema de fixação interna que combina ambas⁴.

Mais recentemente, um sistema bloqueado baseado em um encaixe cônico entre a cabeça do parafuso e uma bucha, isto é, um dispositivo intermediário que faz a comunicação entre a placa e o parafuso, cobrindo o orifício da placa foi descrito. O parafuso e as buchas são feitos de titânio e as placas ou suporte em aço inoxidável⁵.

Trata-se de um ajuste cônico Morse que cria um mecanismo de bloqueio por atrito, micro-soldagem e deformação elástica entre as buchas e os parafusos de titânio⁵⁻⁷.

Alumas placas deste sistema possuem uma porção intermediária sólida, desprovida de orifícios para parafusos, o que aumenta o momento de área de inércia na região que normalmente está posicionada sobre a fratura^{5,6,8}.

O bloqueio é realizado através de uma deformação elástica entre as superfícies da cabeça do parafuso e da bucha. Este mecanismo facilita a remoção dos implantes. Além

disso, a diferença de composição entre os componentes do sistema (aço/titânio) impede a fusão a frio ao apertar os parafusos. Assim como as placas de bloqueio comuns, esse sistema promove estabilidade angular⁵. Desta forma, estão a disposição placas e parafusos de diversos formatos e tamanhos para diferentes tipos de ossos e técnicas⁹.

Dados biomecânicos são limitados sobre as placas bloqueadas, principalmente as de bloqueio cônico por acoplamento. Mais recentemente a maioria dessas informações são concernentes às propriedades mecânicas destrutivas em único ciclo até a falha, mas não em construções com ossos.

Os objetivos deste estudo foram (i) comparar as propriedades biomecânicas *ex vivo* à compressão axial das placas de aço inoxidável bloqueadas de compressão dinâmica (LCP) e as placas de aço inoxidável e titânio com novo design de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) em um modelo de osteotomias transversas em raios de cães; (ii) estudar a influência dos parafusos monos ou bicorticais e avaliar o impacto da compressão.

A hipótese deste estudo é que não existe diferença entre as propriedades biomecânicas das diferentes construções.

MATERIAIS E MÉTODOS

Aspectos de biossegurança

Todos os procedimentos realizados foram aprovados pela Comissão de Ética no Uso de Animais - CEUA da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (FMVZ-USP), e efetuados de acordo com os preceitos éticos estabelecidos para os animais de experimentação.

Crêterios de inclusão

Ossos do rádio foram colhidos em 22 cães adultos de diferentes raças, com peso entre 20 e 35kg e que vieram   óbito por condi es não relacionadas ao estudo, provenientes do Serviço de Patologia do Hospital Veterinário da FMVZ-USP.

Prepara o dos espécimes

Os ossos foram coletados, separados das estruturas adjacentes, ou seja, tecidos moles. Os rádios foram avaliados macroscopicamente quanto   presença de altera es e submetidos a mensura o de comprimento, largura e espessura com paquímetro digital. Além disso, radiografias mediolaterais e craniocaudais (Sistema de radiografia digital direta, com gerador de alta frequência, 630 mAs, portando um detector de painel plano sem fio de 35 x 43cm - AGFA - GEVAERT Group) e tomografia computadorizada (modelo Mx 8000, Philips Medical Systems Inc., Cleveland - OH, EUA, helicoidal, cortiça, com dezesseis filas de detectores) foram realizadas para avalia o mais precisa das possíveis altera es e para observar a presença de importantes desvios angulares que poderiam interferir nos resultados. As imagens radiográficas foram salvas no formato DICOM e analisadas em um computador com o auxílio dos programas Horos[®] (v3.0.1) e Vpop[®] (1.6.5) para determina o das medidas e da avalia o angular. Os ossos foram acondicionados em sacos plásticos com as respectivas identifica es e subsequentemente congelados a uma temperatura de -20  C.

Durante a realiza o do estudo biomecânico os ossos foram descongelados   temperatura ambiente e mantidos embebidos em soluço salina a 0,9% até o seu

completo descongelamento para só então serem submetidos à técnica cirúrgica, para limitar a desidratação e deterioração óssea.

Após medições e marcações, cada rádio foi osteotomizado usando serra oscilatória para cirurgia ortopédica (Colibri (II) - DePuy Synthes[®], Suíça) no meio da diáfise e posteriormente estabilizado com placas de acordo com a técnica cirúrgica recomendada de cada sistema.

Os ossos foram distribuídos aleatoriamente através de sorteio de programa de computador (Randomizer.com) compondo quatro grupos experimentais, cada um com 11 rádios. Grupo 1 (LCPb): placas bloqueadas de compressão com parafusos bicorticais; grupo 2 (LCPm): com parafusos monocorticais; grupo 3 (CCPb): bloqueio cônico por acoplamento com parafusos bicorticais; e grupo 4 (CCPm): bloqueio cônico por acoplamento com parafusos monocorticais (Figura 1).

Em 22 ossos (grupos 1 e 2), placas de compressão de aço inoxidável (ASTM F138¹⁰ de 3.5mm, 107mm de comprimento, 10mm de largura e 2.9mm de espessura) foram aplicadas na porção cranial do osso com seis parafusos: sendo instalado 1 parafuso bloqueado na fragmento distal, posteriormente 1 parafuso cortical no fragmento proximal, excentricamente, permitindo a compressão interfragmentária e, por último, 4 parafusos bloqueados (Focus Ortopedia Veterinária[®], Indaiatuba, Brasil) todos inseridos através do correto rosqueamento. O pré-tensionamento foi realizado para a correta instalação e aposição dos fragmentos. No grupo 2, especificamente, o parafuso cortical foi instalado de forma bicortical a fim de uma correta realização da técnica cirúrgica de compressão dinâmica.

Já os outros 22 ossos (grupos 3 e 4) foram estabilizados com placa de bloqueio cônico por acoplamento 3,5mm (V3203, comprimento: 109mm; largura: variando entre 8mm e 10mm e espessura: 2,5mm) sendo o suporte constituído de aço inoxidável AISI 316 LVM e as buchas e os parafusos autorosqueantes manufaturados em liga de titânio

Ti-6^a1-4V (AISI 316LVM, Fixin V3203, série 3.5, Traumavet, Rivoli, Itália). A compressão interfragmentária foi realizada manualmente com o auxílio de fios de kirschner de 1.0mm, instalados em orifícios específicos. Em todas as construções foram utilizados 3 parafusos proximais e 3 parafusos distais.

A fixação dos parafusos em todos os sistemas foi realizada de forma perpendicular à placa, por meio de utilização de perfuradora cirúrgica (Colibri II), brocas e guias de perfuração bloqueados, específicos de cada sistema (LCP brocas 2.5mm para ambos os orifícios; CCP broca 2.8mm). Nos orifícios elípticos das placas LCP, que permitem compressão dinâmica, foi utilizado o guia de perfuração universal, permitindo uma perfuração perpendicular.

Além disso, alguns ossos foram submetidos à impressão 3D através da impressora Prusa I3, versão modificada, com a utilização do material de filamento de acrilonitrila butadieno estireno (ABS) a fim de realizar um bom planejamento da técnica cirúrgica dos diferentes grupos estudados.

Após a preparação de cada construção, exames radiográficos foram realizados a fim de avaliar a qualidade de fixação das placas (aparato), da redução dos fragmentos (aposição) e da compressão interfragmentária. Esta avaliação foi realizada por três cirurgiões ortopedistas experientes, familiarizados com os dois sistemas e alheios ao experimento, que classificaram estes parâmetros de 0 à 3 (0 = péssimo, 1= ruim, 2 = bom, 3 = excelente) e desta forma pôde-se inferir se a realização da técnica cirúrgica foi correta e se isso interferiu no resultado dos ensaios biomecânicos.

Testes biomecânicos

Os ensaios foram realizados de acordo com as normas da ABNT NBR 15676 – Implantes para ortopedia – Placas ósseas metálicas¹¹, as quais descrevem os ensaios

biomecânicos. Estes foram realizados no Laboratório de Biomecânica do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (LOTIC – VCI – FMVZ-USP).

Os ensaios biomecânicos foram de compressão axial destrutiva, de forma prospectiva, randomizada, comparativa e aleatória, isto é, através de programa de computador (Randomizer.com), o qual determinou qual tratamento seria utilizado na fixação e qual osso seria submetido.

Para realização destes ensaios, as construções placa/osso permaneceram imersas em solução salina. Os raios foram posicionados longitudinalmente em relação ao eixo de movimento da máquina de ensaios mecânicos universal Kratos (Kratos[®], modelo KE 3000 MP, São Paulo, Brasil). Onde a porção proximal foi encaixada a um atuador cilíndrico côncavo de 22cm de diâmetro, preso à célula de carga da máquina (Figura 2).

A porção distal do rádio foi apoiada em um dispositivo cilíndrico no formato de um copo acoplado à base da máquina sendo fixado com o uso de parafusos de ponta cônica presentes no centro do dispositivo e com a função de alinhar o centro do dispositivo com o centro da superfície articular do rádio.

A fim de evitar que os raios se deslocassem dentro do dispositivo cilíndrico foi aplicado uma fina camada padronizada de 1cm de resina acrílica autopolimerizante na base do cilindro de apoio do dispositivo, desta forma, este gabarito evitaria de realizar torção. A resina foi preparada sempre com a mistura de duas medidas de copos dosadores (3g) do polímero metilmetacrilato para uma parte do monômero (2ml). O copo inferior foi fixado inicialmente, após a secagem da resina, a carga de ensaio foi zerada no programa da máquina e com o deslocamento da parte móvel superior foi terminada a fixação do osso e, portanto, realizado a liberação dos parafusos presos

anteriormente. O que permitiu que os ossos ficassem seguros apenas pela resina, mimetizando a superfície articular.

Testes-piloto de uma única construção foram realizados para avaliação da carga tolerada, sem alteração visível na construção, determinando-se uma carga de 5800N. Por esse motivo, uma célula de carga de 5800kgF, pré-carga de 0,59 kgf, foi usada com uma velocidade de deslocamento de 20mm/min, resolução de deslocamento de 0,01mm/s, velocidade de retorno de 50mm/min, temperatura de 25°C e umidade relativa de 50%. Cada amostra foi deformada a uma taxa de deslocamento de 50 mm/min até que um deslocamento definitivo de 20 mm/min fosse alcançado.

A carga de falha (N) foi definida como o máximo de carga registrada imediatamente antes de uma diminuição repentina na carga sustentada, que coincidiu com falha da construção.

As curvas de carga-deformação (N/mm) foram calculadas à partir de dados gravados para a compressão através de programa de computador (Kratos), conectado à máquina de ensaios universal. Em virtude dos ensaios serem destrutivos, apenas um do mesmo procedimento foi realizado. Estes dados foram registrados através de sistema de aquisição de dados do programa.

Baseado no diagrama força *versus* deslocamento de cada construção ensaiada, foram determinados os seguintes parâmetros: rigidez (N/mm); força máxima (N), e alongamento/deformação (mm), os quais foram tabulados em planilha eletrônica (Microsoft Excel). Esses dados também foram plotados em gráficos de força (N) versus deformação (%).

A rigidez à compressão foi calculada obtendo-se a inclinação da porção elástica linear da curva carga-deslocamento, adquirida durante o ensaio biomecânico, até o sistema falhar.

Ao concluir o teste destrutivo, as construções foram fotografadas e as especificidades da falha documentadas para cada osso, ou seja, o modo de falha, incluindo a localização da fratura óssea, flexão e quebra da placa ou arrancamento dos parafusos, sendo todas estas registradas para cada espécime.

Análise estatística

A determinação do tamanho da amostra foi realizada levando-se em consideração que não se conhece o tamanho da população de cães com os critérios de inclusão, ou seja, o “n” amostral é menor que 5%, considerado na bioestatística uma amostra infinita para dados quantitativos. Com base nesses dados a fórmula utilizada foi

$n = \left(\frac{Z_{\frac{\alpha}{2}} \cdot \sigma}{E} \right)^2$, nessa o $Z_{\alpha/2}$ representa uma probabilidade (valor de confiança) de 95% e é tabelado como 1,96.

O sigma (σ) representa a prevalência, e quando não se sabe esse valor utiliza-se 50% (0,5). Por fim a letra E representa o erro esperado e pode ser pré-determinado nessa fórmula. Para esse estudo foi atribuído um erro esperado de 30% (0,3).

Seguindo a fórmula então o $n = \frac{(1,96 \cdot 0,5)^2}{0,3^2} = 10,67$. Nesse caso então, 11 amostras.

Para realizar as análises os dados foram submetidos previamente ao teste de Shapiro-Wilk, para averiguar se apresentavam distribuição normal, e ao teste de Bartlett, para verificar se as variâncias são iguais (homocedasticidade).

Para os parâmetros rigidez e força máxima que seguiram as premissas acima, foi realizado o teste de Análise de Variância (ANOVA) para uma via a fim de identificar as possíveis diferenças entre os grupos de estudo. Já para o parâmetro deformação

máxima, o qual não apresentou distribuição normal ou homocedasticidade, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis. A significância foi assumida em $p < 0,05$.

Para avaliar a correlação entre o tamanho do osso com os parâmetros de rigidez, força máxima e deformação, os dados de cada um deles foram analisados pelo teste de Shapiro-Wilk para verificar se apresentavam distribuição normal.

Como todos os dados apresentaram distribuição normal, foi utilizado a Correlação de Pearson para analisar a relação entre o tamanho do osso com os demais parâmetros de avaliação.

Para avaliar a relação entre o tamanho do osso e o tipo de falha, os dados referentes ao tamanho de cada peça foram separados em dois grupos de acordo com a falha apresentada: acima da placa e dobra da placa. Dessa forma, caso houvesse diferença significativa entre os tipos de falhas poderia-se presumir que o tamanho do osso tem relação direta com a falha apresentada.

Foi realizado o teste de Kappa para verificar se havia concordância entre os escores dados por cada avaliador para os parâmetros de aparato, posição e compressão interfragmentária. A atividade biológica e o alinhamento não foram avaliados uma vez que necessitaria da avaliação contendo as articulações e a consolidação óssea.

Foi utilizado um estudo para considerar a interpretação do nível de concordância e correlacionar os dados¹².

Ademais, também foi realizado o teste ANOVA de 2 vias para verificar simultaneamente o efeito dos avaliadores e dos grupos nos parâmetros de aparato, posição e compressão Interfragmentária. Foi utilizado o Post hoc de Tukey para verificar em quais grupos foram identificadas as diferenças. O software utilizado para as avaliações estatísticas descritivas foi o RStudio, versão 1.1.463.

RESULTADOS

De acordo com a medida dos ossos, foi obtida uma média total de 162,04mm de comprimento; 17,78mm de largura e 9,9mm de espessura. Além disso, as placas LCP tinham 3mm de espessura, 10mm de largura e 107mm de comprimento. As CCP tinham por sua vez 2mm de espessura, variando de 8 a 12mm de largura, dependendo da região e 108,92mm de comprimento.

Com relação à avaliação óssea, nenhuma anormalidade macroscópica foi observada em qualquer um dos 44 raios, embora as variações evidentes em diâmetro e comprimento fossem claras. Anormalidades ósseas também não foram detectadas nas radiografias simples ou na tomografia computadorizada.

Todos os grupos foram independentes e comparáveis entre si.

Em relação à avaliação radiográfica pós-operatória realizada pelos avaliadores alheios ao experimento, confrontando com o parâmetro aparato, houve diferença significativa entre os grupos ($df= 3$; $F\text{-value}= 26,460$; valor de $p < 0,0000001$), porém não houve influência dos avaliadores nos resultados observados ($df= 2$; $F\text{-value}= 1,025$; valor de $p= 0,362$). Apresentou-se diferença entre os grupos LCPb e LCPm ($p = 0,0000130$), LCPb-CCPb ($p = 0,0053526$), LCPb-CCPm ($p = 0,0180459$), LCPm-CCPm ($p < 0,0000001$) e CCPb e CCPm ($p < 0,0000001$).

Já em relação ao parâmetro posição, houve diferença significativa em relação aos avaliadores ($df= 2$; $F\text{-value}= 12,802$; valor de $p < 0,00000868$), porém não houve diferença entre os grupos ($df= 3$; $F\text{-value}= 1,597$; valor de $p=0,193$). Além disso, foi observada diferença entre os escores dos avaliadores 1 e 2 ($p= 0,0000057$) e 2 e 3 ($p= 0,0049639$).

Sobre o parâmetro compressão interfragmentária, houve diferença significativa entre os grupos ($df= 3$; $F\text{-value}= 15,609$; valor de $p < 0,0000001$) e entre os avaliadores ($df= 2$; $F\text{-value}= 3,485$; valor de $p= 0,0336$). Desta forma, mostrando diferença entre os grupos LCPb e CCPb ($p= 0,0000007$), LCPm-CCPb ($p= 0,0020622$), LCPm-CCPb ($p= 0,0000007$) e G2-G4 ($p= 0,0020622$); e entre os avaliadores 2 e 3 ($p= 0,0330218$). Estes dados podem ser verificados a partir da Figura 7.

Com relação aos ensaios biomecânicos, neste estudo destrutivo foi necessária uma força média (N) de 2392,26.

De acordo com os resultados dos testes biomecânicos, não foi observada diferença significativa entre os grupos quanto aos parâmetros de rigidez ($p = 0,16$), força máxima ($p = 0,09$) e deformação máxima ($p = 0,06$), conforme pode-se inferir a partir da Tabela 1, a qual apresenta os valores das médias com os respectivos desvios-padrão para cada grupo do estudo. Assim como através da Figura 3 e 4, as quais representam graficamente as médias dos resultados e a análise estatística, respectivamente.

A partir dos gráficos e dados numéricos obtidos observou-se que em dois ensaios mecânicos houveram dois picos máximos no parâmetro força máxima e também no de deslocamento. Tratam-se dos ensaios das construções do osso 3 (LCPm) e do osso 6 (CCPm).

Estatisticamente, a partir desta avaliação de falhas dos sistemas em comparação com as mensurações dos tamanhos dos ossos, de acordo com o parâmetro comprimento, houve uma correlação negativa muito fraca entre o comprimento do osso e a rigidez ($r= -0,19$; valor de $p= 0,2063$), com relação a deformação ($r= 0,1792154$; valor de $p= 0,2444$), assim como, com relação a força máxima ($r= -0,1412089$; valor de $p= 0,3606$).

De acordo com o parâmetro largura do osso, houve correlação negativa muito fraca entre a largura do osso e a rigidez ($r= -0,1224291$; valor de $p= 0,4285$), entre

largura do osso e a deformação ($r = 0,3971198$; valor de $p = 0,007605$) entre a largura do osso e a força máxima ($r = 0,1786555$; valor de $p = 0,2459$).

Já com relação ao parâmetro espessura do osso, houve correlação negativa muito fraca com a rigidez ($r = -0,1914417$; valor de $p = 0,2132$), com a deformação ($r = 0,3121709$; valor de $p = 0,03912$) e com força máxima ($r = 0,0954443$; valor de $p = 0,5377$).

Os tipos de falhas observados foram quebra do osso acima da região da placa; flexão dos implantes e em apenas 1 caso falha total da construção. Sendo a maioria acima da placa (LCPb: 72,72%, LCPm: 90,90%, CCPb: 72,72% e CCPm: 54,54%). Isto pode ser representado a partir da Figura 6.

Não houve diferença significativa entre o tipo de falha e o comprimento do osso (Teste T de Student; $t = 0,87542$; $df = 19,292$; $p\text{-value} = 0,3921$), largura do osso (Teste de Wilcoxon; $W = 154$; $p\text{-value} = 0,5495$) e nem com a espessura do osso (Teste T de Student; $t = -1,3861$; $df = 16,262$; $p\text{-value} = 0,1844$). Esses dados podem ser observados na Figura 5, a qual representa graficamente os valores das médias e medianas e seus respectivos desvios-padrão e intervalos interquartis da comparação entre as mensurações ósseas e o tipo de falha apresentada.

Durante a realização deste estudo, nenhum parafuso obteve soldagem à frio, além de que nenhum parafuso de titânio no momento do aperto apresentou aprofundamento ou atolamento.

DISCUSSÃO

Optamos por comparar a LCP de 3.5mm de oito orifícios e a CCP de 3.5mm com seis orifícios já que estas placas possuem o mesmo comprimento e as duas são recomendadas pelos fabricantes para a faixa de peso da espécie estudada. Concordando

com um estudo ao escolher realizar a comparação de placas LCP e CCP com também oito e seis furos, respectivamente, porém para uma faixa de peso diferente e também outra espécie. Sobretudo, seguindo as recomendações para escolha dos implantes¹³.

Os parafusos de 3.5mm utilizados neste estudo foram dimensionados adequadamente para as amostras de ossos testadas. O primeiro intervalo interquartil do diâmetro dos raios estava dentro dos 40% de diâmetro recomendados pela AO Foundation (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen). Apenas dois raios (do mesmo cadáver) mediam menos do que o diâmetro recomendado de 6.75mm para parafusos de 3.5mm; nenhum rádio tinha menos do que o diâmetro de 8.75mm recomendado ao colocar parafusos de 3.5mm CCP. Nenhuma das amostras, entretanto, falhou devido a fratura óssea no orifício do parafuso, apoiando nossa suposição de que os ossos tinham tamanho suficiente para o estudo.

De acordo com a hipótese do presente trabalho, não foram observadas diferenças com os parâmetros rigidez, força axial e deformação máxima entre os grupos, sugerindo que o desempenho biomecânico das construções de LCP e CCP à compressão axial em osteotomias de raios de cães foi semelhante, independente dos parafusos e da compressão interfragmentária (Figura 6). Diferindo dos resultados encontrados por uma pesquisa que biomecanicamente ensaiou e comparou construções de LCP e CCP em tíbias felinas, observaram diferenças em todas as avaliações biomecânicas, observando uma superioridade nas placas de LCP, rejeitando a hipótese de seu estudo de que não havia diferença na rigidez à flexão ou na força axial entre as duas construções¹³.

Esta diferença de resultados obtidos no presente estudo e no anterior¹³ podem estar relacionados à diferença quanto ao tipo de espécie estudada, tipo da montagem e tamanhos dos implantes tais como o aço inoxidável das placas LCP, o tipo da manufatura, ao tipo de técnica cirúrgica (gap x compressão interfragmentária) ou ao modo de falha observado nos testes das construções, sobretudo, o tipo do osso. Um fator

importante a ser considerado é o tipo do material e o processo de fabricação usado para produzir os implantes¹⁵.

Apesar de termos realizado o teste axial, nossos resultados estão de acordo com os resultados de um estudo anterior que comparou LCP de 3.5mm e CCP de 3.5mm como placas isoladas aplicadas a um modelo ósseo sintético e não relataram diferença na rigidez à flexão entre as duas construções¹⁶. Provavelmente neste estudo houve compensação entre a placa e o osso, já que não usamos nem o gap na osteotomia diafisária e nem espaço entre placa e osso.

Neste estudo utilizou-se placas com orifícios concentrados nas extremidades no caso das placas CCP, assim como em uma pesquisa na qual as placas também apresentavam os orifícios agrupados em cada extremidade da placa. Isto resulta em um comprimento de trabalho 35% maior do que o das construções LCP, que tem três parafusos colocados em cada extremidade. Em seu estudo, o sistema com maior comprimento de trabalho apresentou rigidez significativamente menor, bem como menores cargas de rendimento e falha. Os autores ainda relataram que o aumento do comprimento de trabalho de uma construção de placa bloqueada resulta em diminuição da rigidez axial¹³. A partir dos resultados do presente estudo não houve diferença significativa com relação ao comprimento de trabalho.

O fato de duas construções apresentarem dois picos de força máxima e de deformação máxima está relacionado apenas com a continuação dos ensaios de compressão axial, pela máquina universal. Desta forma, realizando uma nova compressão dinâmica continuada na construção. Isto é, não estando relacionado com o grupo ou com o tipo de estabilização, sobretudo, com o tipo de falha.

Biomecanicamente nossos resultados diferiram dos que foram encontrados por pesquisadores de um estudo quando compararam biomecânicamente 3 placas

convencionais e 2 bloqueadas em testes de flexão sendo uma delas placas de bloqueio cônico, assim verificaram que a CCP e a LC-DCP apresentaram rigidez e resistência significativamente menor do que as outras placas, ao lado de LC-DCP de titânio e Placas ALPS 10¹⁹. Isto muito provavelmente pode ser explicado pelo tipo de ensaio biomecânico diferente, além das condições diferentes de materiais e métodos entre o presente estudo e naquele.

O objetivo de avaliar radiograficamente as construções após a técnica cirúrgica foi de inferir se houve adequada instalação dos implantes (aparato), permitindo uma correta aposição dos fragmentos, além de compressão interfragmentária, o que poderia influenciar nos resultados biomecânicos obtidos. Porém, como não houve diferença significativa entre os grupos com relação aos resultados avaliados biomecanicamente, pode-se entender que a diferença encontrada nas avaliações dos julgadores não interferiu nos resultados.

Biomecanicamente, sobre a resistência intrínseca dos implantes, estudos objetivando a análise da distribuição de estresse num dispositivo desenvolvido recentemente de fixação interna de bloqueio cônico por acoplamento através da criação de modelos assimétricos bi-dimensionais e modelos tridimensionais de elementos finitos observou-se que a área mais crítica parece ser da região da base da cabeça do parafuso, isto é, do pescoço, e a presença da bucha de titânio inserida entre o placa e ao parafuso ajuda a obter um estado de tensão bem distribuído na placa e, portanto, pode ajudar a reduzir os fenômenos de proteção contra a tensão¹⁴. Em nosso estudo os principais tipos de falha/estresse foram acima da placa ou na sua região central apresentando a flexão. Em um estudo avaliando ainda intrinsecamente estes implantes observou-se que, com relação ao arrancamento de parafusos de cabeça cônica que permitem bloqueio por atrito, este sistema apresentou a menor força de empuxo em comparação com mais quatro sistemas de bloqueio. Este acoplamento cônico depende

de uma força axial criada durante a inserção do parafuso para produzir estas forças de atrito dependente de uma perfuração em um ângulo correto, permitida pelo guia de perfuração de broca, sendo necessário também um torque correto para bloqueio do parafuso¹⁵.

Não foi observado diferenças entre as falhas dos grupos estudados. O que difere de um estudo com relação a teses biomecânicos específicos quando afirmam que a força ao bloquear os parafusos pode influenciar na sua estabilidade e rigidez no sistema, tendo em vista a comparação feita entre a força de empuxo dos parafusos e a resistência à flexão de 5 sistemas diferentes, sendo um deles CCP, com diferentes níveis de torque, os autores observaram que houve uma diferença significativa entre todos os sistemas com relação à força de flexão. Além de afirmar que o nível de torque pode influenciar no comportamento da flexão do parafuso¹⁵.

Observou-se que em estudo cíclico as cargas axiais médias aproximadas de falha catastrófica foram 875 N no grupo de contato placa óssea e 700 N no grupo gap de placa óssea 2mm, o que corresponde a aproximadamente 2,5 a 3 vezes o peso corporal dos cadáveres utilizados¹⁷. Em comparação ao nosso estudo, foi necessária, portanto, uma força média de 2392,26N para obter uma falha catastrófica.

Pode-se entender que os parâmetros avaliados biomecanicamente não tem relação com as mensurações ósseas, isto é, comprimento, largura e espessura. Isto mostra que as placas utilizadas muito provavelmente apresentam um tamanho adequado para fraturas diafisárias de rádio. A maioria das falhas apresentadas foram acima do implante, isto é, na região mais proximal do rádio, isso poderia estar relacionado à quantidade de osso existente acima da região do implante, o que poderia ter prejudicado o desempenho dos testes.

A partir das falhas ocorridas como quebra do osso acima da placa (n = 32), flexão da placa (n= 11) e colapso total da construção (n = 1), pôde-se observar que não

ocorreu fadiga e quebra nem de parafusos e nem de placas. Isto é, o modo de falha em sua maioria foi a quebra do osso acima da placa em 73% versus flexão da placa em 28% das amostras. O que de fato é bastante lógico já que as falhas por quebra de implante são observadas em sua maioria em testes cíclicos o que não foi realizado neste estudo. Desta forma, dando margem para a realização de um novo estudo potencial de forma cíclica. Apenas 11 construções, portanto, apresentam deformação da placa, sendo 6/11 LCP e 5/11 CCP, não corroborando com um estudo que apresentou modo de falha para ciclos em 1/10 para CCP e 6/10 para LCP⁶. Já através de outra pesquisa observaram falhas diferenciadas como fadiga e quebra de parafuso e placa, além de elevação da placa sobre a cabeça do parafuso¹⁷.

Em nosso estudo diversos tipos de falhas foram observadas, em virtude de se tratar de ensaios biomecânicos destrutivos, utilizando uma carga de quase 6 000 N. Observou-se falhas como fraturas dos ossos acima da placa, flexão da placa e soltura completa do implante. Um estudo clínico observou que nenhum dos dois tipos de construto apresentou falha durante o procedimento de teste não destrutivo, mesmo com a carga aumentando progressivamente, sugerindo que ambos os implantes podem permanecer intactos durante o período de cicatrização, desde que sejam realizadas restrições pós cirúrgicas¹⁸. As falhas do presente estudo podem ser justificadas em virtude de terem sido realizadas as fixações dos parafusos através de chave manual do próprio sistema, o que diferiu de uma pesquisa que afirma que este sistema de placas ao serem submetidas a um estudo biomecânico apertaram os parafusos com uma chave de fenda limitadora de torque de 3.0 Nm, e afirmaram que o torque adequado também é importante, pois aumentar muito o torque pode causar deslizamentos e deformação plástica dos componentes¹⁷. Neste mesmo sentido, outros estudiosos recomendam torque mínimo de 2.5 Nm para o sistema CCP¹⁵.

Com relação à uma menor soltura de implantes, isto pode ser entendido através da semelhança com um estudo que observou a ocorrência de uma melhor sustentação no grupo de placas que estavam em contato íntimo com o osso comparativamente a construções com placas com gap de 2mm em relação à superfície óssea, tornando o sistema menos estável¹⁷. Dessa forma, se torna recomendado então a instalação dos implantes o mais próximo possível do osso, assim diminuindo a possibilidade da separação entre a placa e o osso, o que aumenta a eficiência funcional da construção.

No presente estudo o parâmetro de deformação não apresentou diferença significativa entre os grupos estudados. O que não foi encontrado em um estudo no qual observaram que a introdução de uma bucha no sistema CCP altera o sistema de acoplamento. E que esta bucha é feita de liga de titânio de grau médico. Portanto, o titânio (não ligado e ligado) tem mais flexibilidade do que o aço inoxidável e um módulo de elasticidade menor e, portanto, as tensões decorrentes da fadiga são reduzidas²⁰.

Apesar de não apresentar diferenças entre os grupos de parafusos monocorticais e bicorticais neste estudo, colaboradores de um estudo recomendam o uso de parafusos bicorticais pois afirmam que isto pode minimizar a ocorrência de um fenômeno de inclinação que resulta da perda de redução e estabilidade da estrutura da placa, à medida que os parafusos ultrapassam osso mais finos ou de baixa qualidade. Porém em regiões metafisárias ou justa-articulares, a colocação de parafusos em 90 graus pode ser difícil e pode provocar lesões em regiões físeais ou mesmo invadir a articulação. Assim, deve-se utilizar um parafuso monocortical ou remover a bucha e instalar parafusos corticais⁵.

As condições reais de força do membro de um animal não podem ser propriamente reproduzidas, em um teste biomecânico *ex vivo* de construções ortopédicas. Esta foi uma das limitações deste estudo, e por isso não pode ser completamente extrapolado para uma situação *in vivo*. Portanto, de acordo com este

estudo, pode-se afirmar que a estabilização da fratura em cadáver pode não refletir com precisão a situação clínica da estabilidade da fratura devido à perda de interação do osso e dos tecidos moles circundantes. Porém o teste destrutivo de carga até a falha pode fornecer informações valiosas sobre o desempenho de cada projeto de placa. Assim concordando com um estudo que afirma que um estudo quando afirma que as propriedades da construção e de sistemas referentes à placas, justificam a não utilização das mesmas técnicas para tratamento de fraturas¹⁹.

As instalações das placas CCP foram realizadas de modo onde os parafusos encontravam-se longe do foco da fratura, isto é, nas extremidades ósseas, uma vez que é este tipo de técnica cirúrgica que o sistema permite. Desta forma, minimizando a compressão interfragmentária mecânica mas melhorando do ponto de vista biológico. O que vem de acordo com um estudo que afirma que o uso de placas bloqueadas têm vantagens inerentes à aplicação biológica e cirúrgica sobre o uso convencional, como na osteossíntese por placa em ponte e nas estratégias MIPO¹⁸.

Ademais, as duas placas testadas neste estudo diferem apenas em comprimento em dois milímetros. Há diferenças de design entre as duas placas, incluindo o comprimento de trabalho, a composição do material e a espessura da placa. Porém, não chegou a contribuir para apresentar diferenças biomecânicas significativas.

CONCLUSÃO E SIGNIFICÂNCIA CLÍNICA

Na situação clínica, a escolha desses implantes para o tratamento de fraturas diafisárias de rádio de cães precisa ser baseada no ambiente biológico e biomecânico; portanto, dentro dos limites, os dados encontrados sugeriram que as propriedades

biomecânicas *ex vivo* em testes de compressão axial da LCP foram semelhantes as da CCP, com parafusos monocorticais ou bicorticais, em compressão interfragmentária dinâmica ou manual, apesar da placa de bloqueio cônico ser menos espessa.

De acordo com os diferentes tipos de falhas obtidas, não houve correlações com as propriedades biomecânicas nem da LCP nem CCP, assim como com as mensurações ósseas.

A placa LCP *in vivo* já que permite a compressão dinâmica, pode influenciar na formação do calo ou não e isto pode também interferir mecanicamente, apesar de que isto não foi avaliado através deste estudo. Esses dados devem ser interpretados com cuidado, pois os testes foram limitados a um único ensaio destrutivo.

Portanto, uma investigação mais aprofundada da falha por fadiga do mecanismo de bloqueio pode fornecer mais informações sobre o desempenho clínico desses sistemas.

CONTRIBUIÇÃO DE AUTORES

Renato Otaviano do Rego, César A. M. Pereira, Anderson F. Souza contribuíram para o delineamento do estudo, concepção do estudo e aquisição, análise e interpretação dos dados. Mathieu Manassero, André L. V. Zoppa e Cássio R. A. Ferrigno contribuíram para o delineamento do estudo e análise e interpretação dos dados. Todos os autores redigiram, revisaram e aprovaram a submissão do manuscrito.

FINANCIAMENTO

Este estudo recebeu financiamento do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (LOTIC), Focus Ortopedia Veterinária® e Intrauma® – Fixin.

CONFLITO DE INTERESSE

Nenhum declarado.

AGRADECIMENTOS

Os testes biomecânicos foram realizados pelo Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (LOTIC). Com a importante colaboração do César Augusto M. Pereira, Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT – FMUSP). São Paulo, SP. Os Implantes CCP foram promovidos pela Intrauma®, Rivoli, Itália; e os LCP pela Focus Produtos Ortopédicos®, Indaiatuba, São Paulo. Ao Serviço de Imagem da FMVZ-USP pela realização das imagens radiográficas e tomográficas. À CAPES por proporcionar de Bolsa de Doutorado Sanduíche no Exterior. À Universidade de São Paulo e à École Nationale Vétérinaire d'Alfort pela oportunidade de realizar o doutorado e o doutorado sanduíche, respectivamente.

REFERÊNCIAS

1. Barnhart MD. Results of single-session bilateral tibial plateau leveling osteotomies as a treatment for bilaterally ruptured cranial cruciate ligaments in dogs: 25 cases (2000–2001). *Journ Of The Amer Ani Hosp Assoc* 2003;39:573–578 doi: 10.5326/0390573
2. Ferrigno CRA; Olicies C; Caquias DFI; Ito KC; Della Nina MI; Mariani TC; Ferraz VCM. Resultados clínicos e radiográficos de placas ósseas bloqueadas em 13 casos. *Braz Journ of Vet Res and Anim Scien* 2011;48:512–518 doi:10.11606/S1413-95962011000600010
3. Hudson CC; Pozzi A; Lewis DD. Minimally invasive plate osteosynthesis: applications and techniques in dogs and cats. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2009;22:175–182 doi: 10.3415/VCOT-08-06-0050
4. Wagner M. General principles for the clinical use of the lcp. *Inj* 200;34:B31-42 doi: 10.1016/j.injury.2003.09.023
5. Petazzoni M; Urizzi A; Verdonck B; Jaeger GH. Fixin internal fixator: concept and technique. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2010;23:250–253 doi: 10.3415/VCOT-09-10-0108
6. Tremolada G; Lewis DD; Paragnani KL; Conrad BP; Kim ES; Pozzi A. Biomechanical comparison of a 3,5-mm conical coupling plating system and a 3,5 mm locking compression plate applied as plate-rod constructs to an experimentally created fracture gap in femurs of canine cadavers. *Amer Jour Of Vet Resea* 2017;78:712–717 doi: 10.2460/ajvr.78.6.712
7. Nicetto T; Petazzoni M; Urizzi A; Isola M. Experiences using the fixin locking plate system for the stabilization of appendicular fractures in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2013;26:61–68 doi: 10.3415/VCOT-11-11-0154

8. Van Der Zee J. *In vitro* biomechanical comparison of the effects of cerclage wires, an intramedullary pin and the combination there of on an oblique osteotomy of the canine tibia. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2014;24:91–96. doi: 10.3415/VCOT-13-01-0002
9. Cosenza G; Reif U; Martini FM. Tibial plateau levelling osteotomy in 69 small breed dogs using conically coupled 1.9/2.5 mm locking plates. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2015;28:347–354 doi: 10.3415/VCOT-14-09-0135.
10. ASTM F138-19. Standard specification for wrought 18chromium-14nickel-2.5molybdenum stainless steel bar and wire for surgical implants (UNS S31673), West Conshohocken, PA, Amer Soc for Test Mat 2019;13 doi: 10.1520/F0138-19
11. ABNT NBR 15676. Implantes para ortopedia – Placas ósseas metálicas. ABNT 2017.
12. Landis JR; Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biomet* 1997;33:159-174 doi: 10.2307/2529310
13. Hottmann NM; Johnson MD; Banks SA; Turyn D; Lewis DD. Biomechanical comparison of two locking plate constructs for the stabilization of feline tibial fractures. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2020;33:089–095 doi: 10.1055/s-0039-3399572
14. Nicetto T; Petazzoni M; Urizzi A; Isola M. Experiences using the fixin locking plate system for the stabilization of appendicular fractures in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2013;26:61–68 doi: 10.3415/VCOT-11-11-0154
15. Valentini R; Martinelli B; Cosmi F; Hoglievina M; Nogherotto P. Mechanical behavior of one internal fixator (O’nil plate and screws system): a finite element study and clinical experiences. *Techn in Orthop* 2007;22:173-180 doi: 10.1097/BTO.0b013e31814a643e
16. Baroncelli BA; Reif U; Bignardi C; Peirone B. Effect of screw insertion torque on

push-out and cantilever bending properties of five different angle-stable systems.

Vet Surg 2013;42:308-315 doi:10.1111/j.1532-950X.2013.01088.x

17. Cabassu JB; Kowaleski MP; Skorinko J K; Blake CA; Gaudette G R; Boudrieau RJ. Single cycle to failure in torsion of three standard and five locking plate constructs. Vet Comp Orthop Traumatol 2011;24:418–425 doi:10.3415/VCOT-11-04-0050
18. Rotne R; Bertollo N; Walsh W; Dhand NK; Voss K; Johnson KA. Influence of plate–bone contact on cyclically loaded conically coupled locking plate failure. Inj 2014;45:515–521 doi: 10.1016/j.injury.2013.11.032
19. Goh CSS; Santoni BG; Puttlitz CM.; Palmer RH. Comparison of the mechanical behaviors of semicontoured, locking plate–rod fixation and anatomically contoured, conventional plate–rod fixation applied to experimentally induced gap fractures in canine femora. Amer Journ of Vet Res 2009;70:23–29 doi: 10.2460/ajvr.70.1.23
20. Blake CA; Boudrieau RJ; Torrance BS; Tacvorian EK. Single cycle to failure in bending of three standard and five locking plates and plate constructs. Vet Comp Orthop Traumatol 2011;24:408-417 doi: 10.3415/VCOT-11-04-0061
21. Pohler OEM. Unalloyed titanium for implants in bone surgery. Inj 2000;31:7-13 doi: 10.1016/S0020-1383(00)80016-9

LEGENDA DAS FIGURAS:

FIGURA 1: Imagem fotográfica esquemática da comparação entre a placa de bloqueio cônico por acoplamento (A) e a placa de compressão bloqueada (B). * Trata-se do orifício cônico circular formado pela bucha de titânio o qual está rosqueada no suporte (placa) de aço inoxidável. # Orifício *combi-hole* caracterizado por um orifício combinado de bloqueio e liso, desta forma permitindo a compressão dinâmica interfragmentária através da placa. (C) Pode-se observar os dois tipos de parafusos, sendo o da esquerda de coloração azul composto de titânio o qual possui a cabeça com o formato cônico e sem rosca que permite um travamento cônico Morse de 1 a 1,5° de inclinação. Já o segundo, da cor prata é de aço inoxidável e possui em sua cabeça a presença da rosca.

FIGURA 2 - A) e B) Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada (LOTCC FMVZ-USP). 1- Máquina KRATOS, 2 - Corpo de prova, 3 - Máquina fotográfica, 4- Copo para acomodação do corpo de prova, 5 - Estabilizador. # Copo superior para acomodação do rádio proximal.

FIGURA 3 - Gráficos dos valores das médias dos parâmetros rigidez (N/mm), força máxima (N) e deformação (mm) de acordo com os respectivos grupos de construções testados comparando placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), com parafusos bicorticais ou monocorticais.

FIGURA 4: Valores das medianas e intervalos interquartis referentes a (A) rigidez (N/mm), (B) força máxima (N) e (C) deformação máxima (%) entre os quatro grupos estudados.

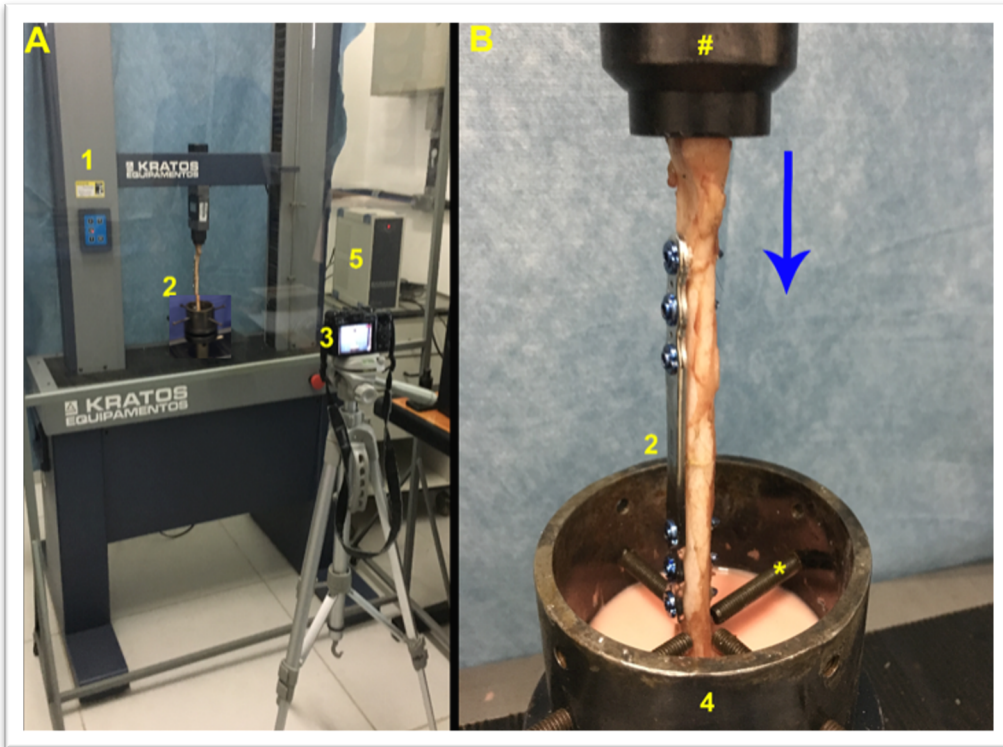
FIGURA 5: Gráficos da avaliação da comparação entre o tipo de falha em relação às medidas dos raios de cães osteotomizados *ex vivo* em diáfise estabilizada com placas de compressão de bloqueio (LCP) e placas de acoplamento cônico (PCC) submetidas à compressão axial biomecânica.

FIGURA 6: Imagem esquemática ilustrando os tipos de falhas das construções dos corpos de prova: raios de cães maduros *ex vivos* osteotomizados em sua diáfise estabilizados com placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) submetidos a ensaios biomecânicos de compressão axial. (A) Fratura acima da placa; (B) Flexão da placa; (C) Fratura e soltura do implante (LCP) (D) Flexão da placa.

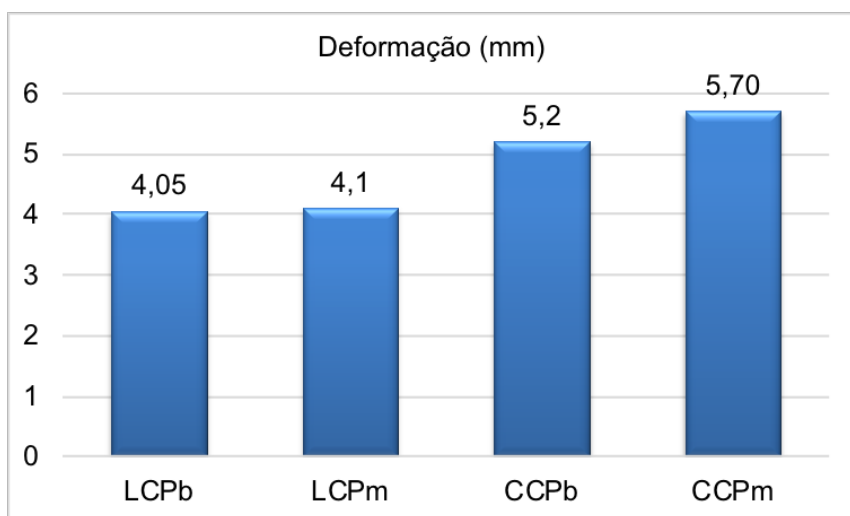
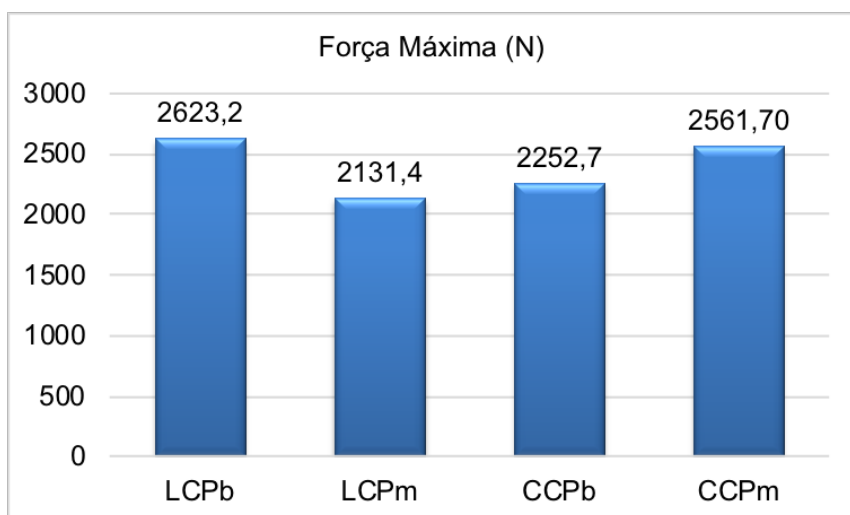
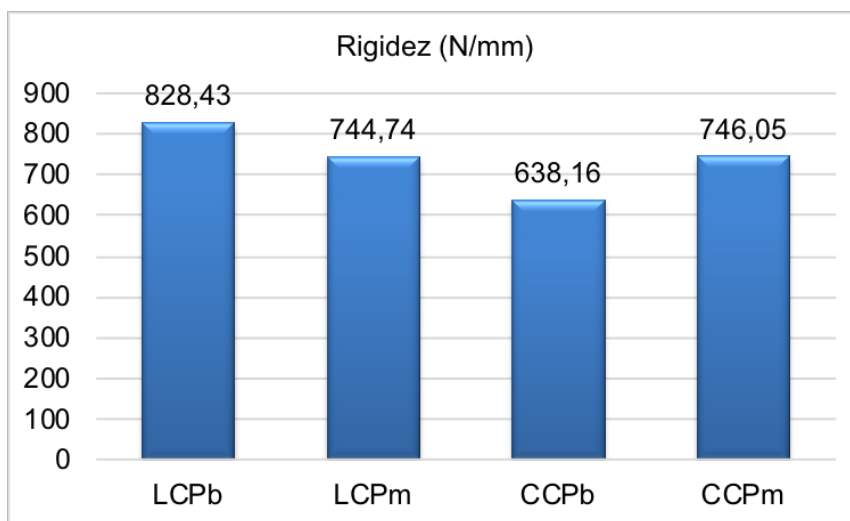
FIGURA 7: Gráficos da correlação entre a avaliação realizada por três cirurgiões da técnica cirúrgica de osteotomias de raios estabilizados *ex vivos* em cães maduros com placas de compressão de bloqueadas (LCP) e de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) a serem submetidos a testes de compressão axial, através dos parâmetros avaliados: aparelho, aposição e compressão interfragmentar e também entre os grupos de estudo.



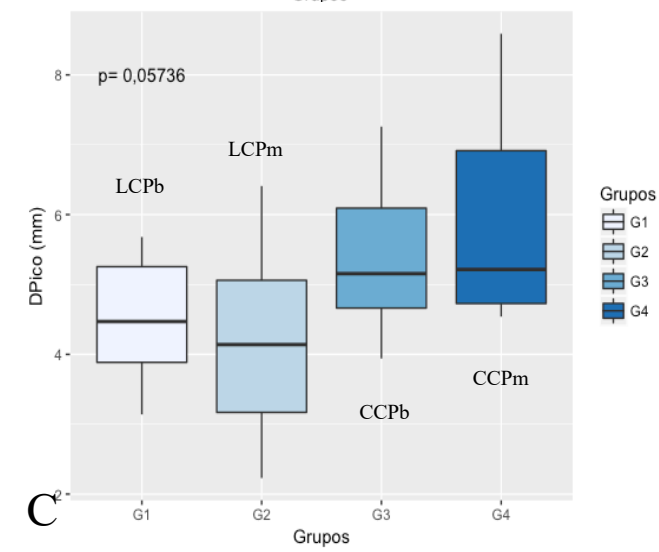
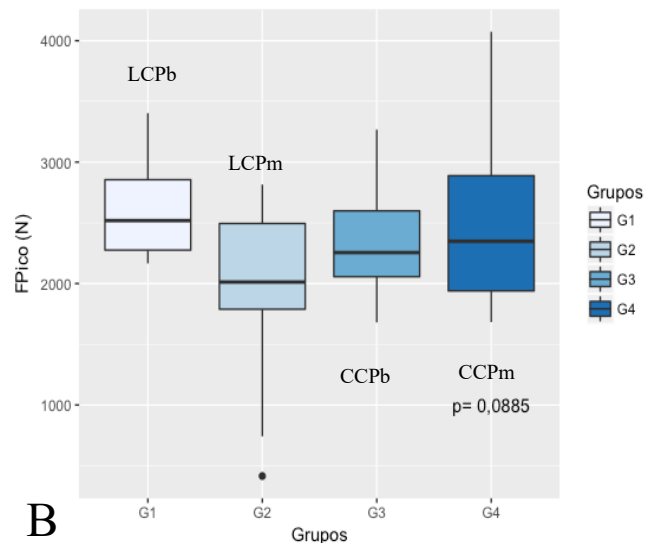
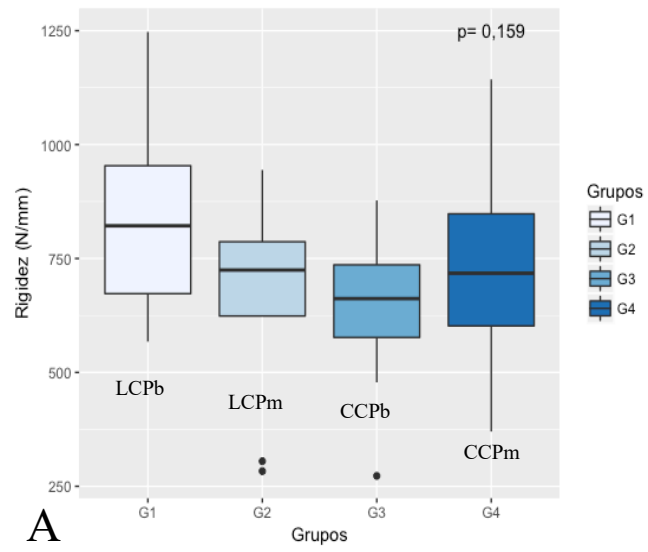
99,9x78,2mm



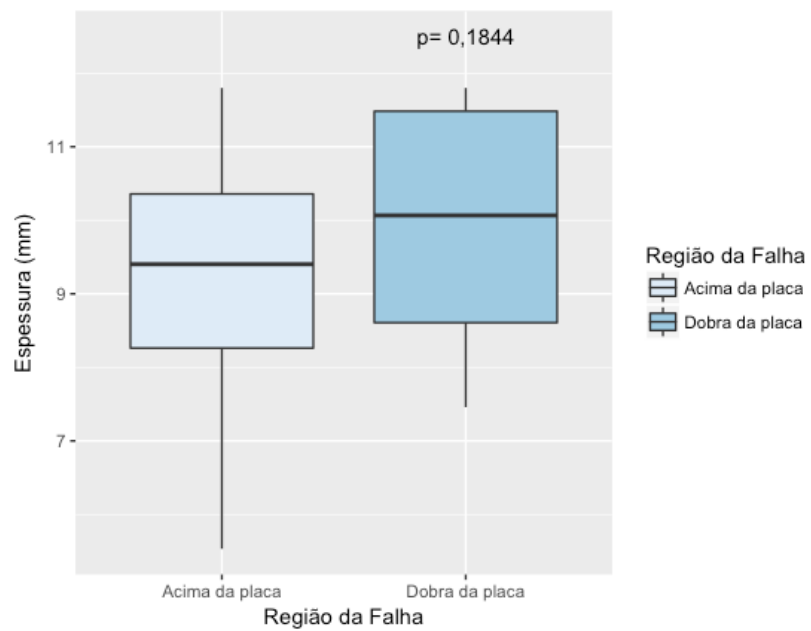
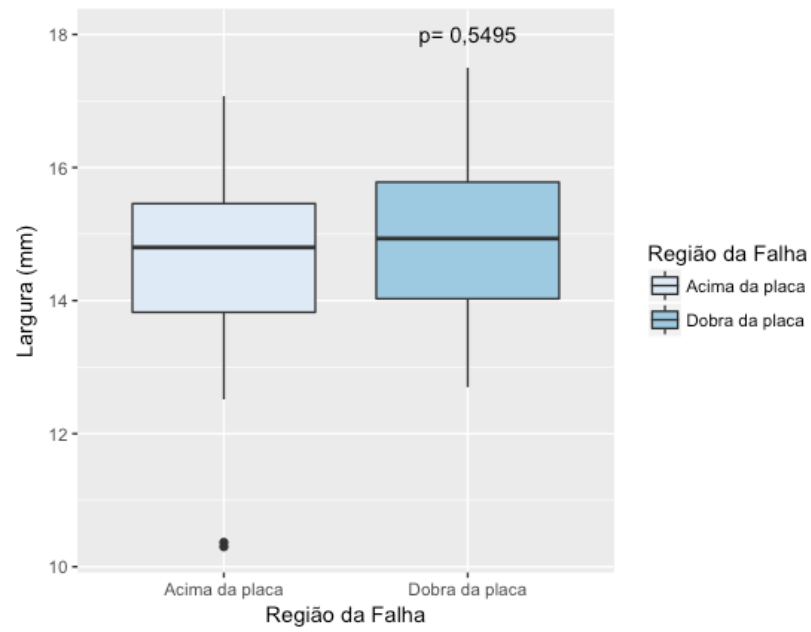
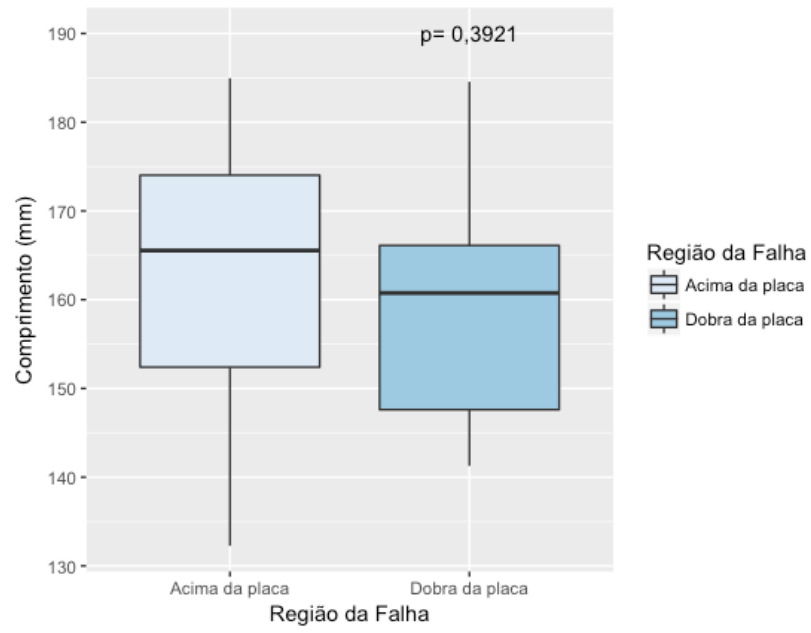
96x130,5mm



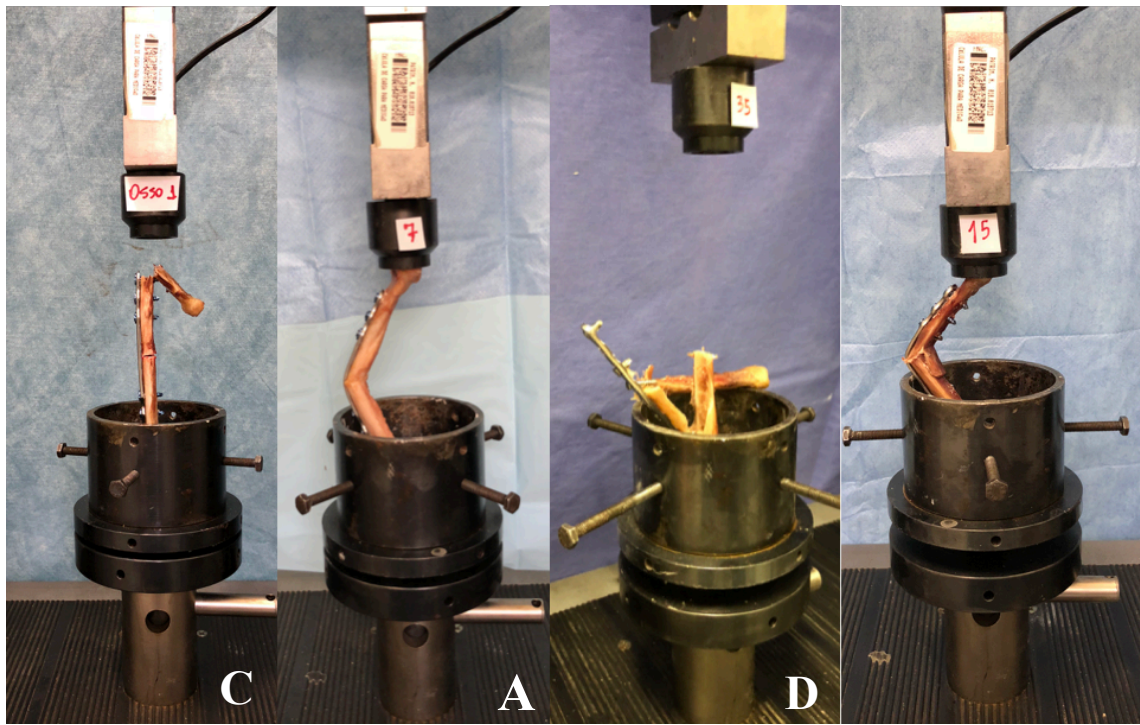
224,5x119,1mm



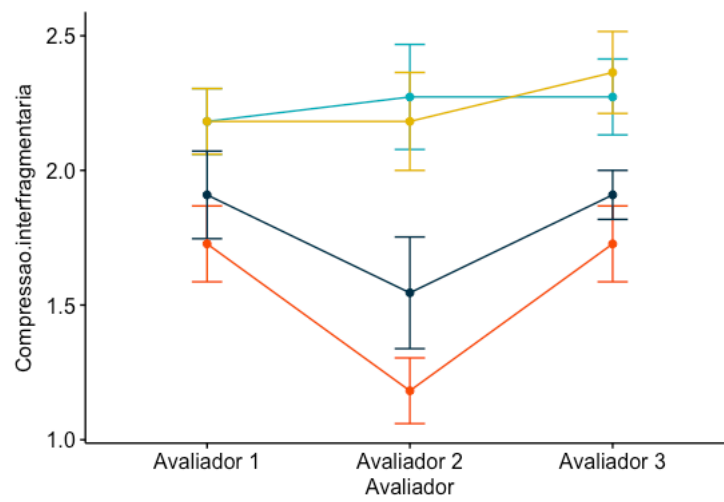
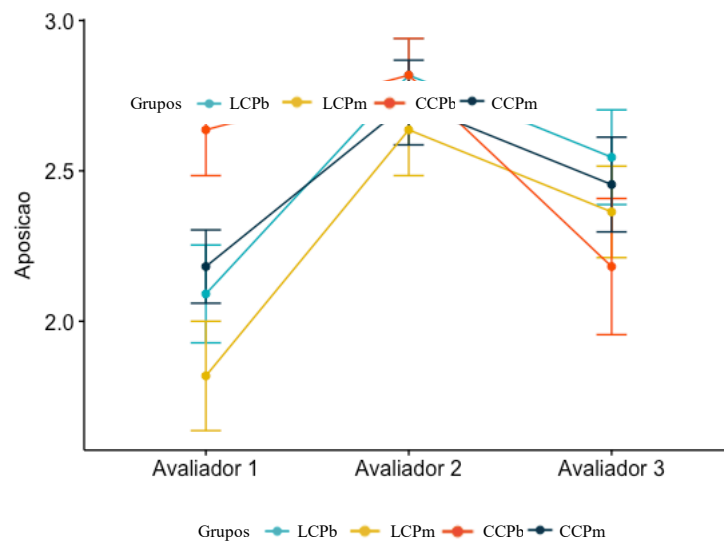
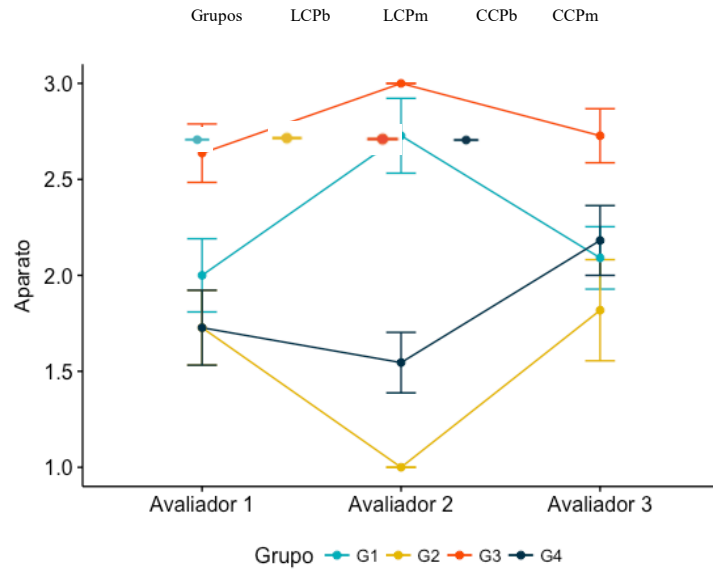
220,2x90,4mm



257,3x103mm



94,9mmx150mm



231,9x107,9mm

LEGENDA DAS TABELAS:

TABELA 1: Valores das médias (médias \pm desvio padrão) dos parâmetros rigidez à compressão axial (N/mm), força máxima (N) e deformação máxima (%) das construções de placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), com parafusos bicorticais ou monocorticais; p-valor $< 0,05$ é significativo.

Parâmetro	Grupos				Valor de <i>p</i>
	LCPb	LCPm	CCPb	CCPm	
Rigidez (N/mm)	828,43 ± 208,59	652,33 ± 222,43	634,93 ± 168,71	715,77 ± 232,97	0,159
Força (N)	2623,23 ± 432,11	1904,48 ± 836,55	2323,92 ± 467,46	2480,44 ± 728,66	0,0885
Deformação (mm)	4,50 ± 0,88	4,22 ± 1,31	5,37 ± 1,01	5,88 ± 1,57	0,05736

4 CONCLUSÕES

Com base nos resultados encontrados no referido estudo pode-se concluir que:

Através do ensaio de compressão axial as propriedades biomecânicas *ex vivo* da LCP foram semelhantes as da CCP, independente dos parafusos monocorticais ou bicorticais, e do tipo de compressão interfragmentária, se dinâmica ou manual.

As falhas ocorrerem na maioria das vezes acima da região da placa, o que não foi significativamente importante, uma vez que não ocorreu correlação positiva nem com as propriedades biomecânicas nem com as mensurações ósseas.

Embora a placa LCP tenha uma espessura maior comparada a CCP, este parâmetro não foi o único fator que contribuiu para as diferenças mecânicas observadas entre as duas placas testadas. Diferenças de material, comprimento de trabalho e geometria da secção transversal de uma placa também podem interferir para essas diferenças mecânicas.

Os métodos de fixação das osteotomias nos grupos LCP e CCP são adequados para osteossínteses de rádio em cães. O uso de placas e parafusos bloqueados foram técnicas de fácil execução e de tamanho adequado para as amostras de ossos avaliadas, promovendo uma boa redução, independentemente do tipo de placa ou associação de metais. Na situação clínica, a escolha desses implantes para o tratamento de fraturas precisa ser baseada no ambiente biomecânico.

A placa CCP possui facilidade na sua fixação caracterizada pelo menor tempo para sua instalação. Além de apresentar vantagens como a utilização de diferentes tipos de tamanhos de parafusos de diversos tamanhos em um mesmo sistema; a fácil remoção do implante eliminando as preocupações associadas à soldagem à frio.

Mais estudos são necessários para obter novas informações sobre a biomecânica e o uso clínico dos diferentes tipos de implantes. Desta forma, determinar mais especificações ao tratar fraturas em cães.

REFERÊNCIAS

CABASSU, J. B. et al. Single cycle to failure in torsion of three standard and five locking plate constructs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 24, n. 6, p. 418–425, 2011.

CHEN, W. et al. Displaced intra-articular cancanal fractures: classification and treatment. **Orthopedics**, v.10, n.6, p. 921-929, 2017.

COLTON, C.; ORSON, J. Plates—form and function. **AO Trauma ORP**, p. 1–12, 2013.

FERRIGNO, C. R. A. et al. Resultados clínicos e radiográficos de placas ósseas bloqueadas em 13 casos. **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, v. 48, n. 6, p. 512–518, 2011.

FRIGG, R. Locking compression plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the dynamic compression plate and the point contact fixator (PC-Fix). **Injury**, v. 32, p. 63–66, 2001.

HAALAND, P. J. et al. Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology**, v. 22, n. 4, p. 309–315, 2009.

HOTTMANN, N. M. et al. Biomechanical Comparison of Two Locking Plate Constructs for the Stabilization of Feline Tibial Fractures. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 33, n. 2, p. 089–095, 2020.

NICETTO, T. et al. Experiences using the Fixin locking plate system for the stabilization of appendicular fractures in dogs. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology**, v. 26, n. 1, p. 61–68, 2013.

PERREN, S. M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures: the scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. **The Journal of bone and joint surgery, British Volume**, v. 84, n. 8, p. 1093–1110, 2002.

PETAZZONI, M. et al. Fixin internal fixator: Concept and technique. **Veterinary and**

comparative orthopaedics and traumatology, v. 23, n. 4, p. 250–253, 2010.

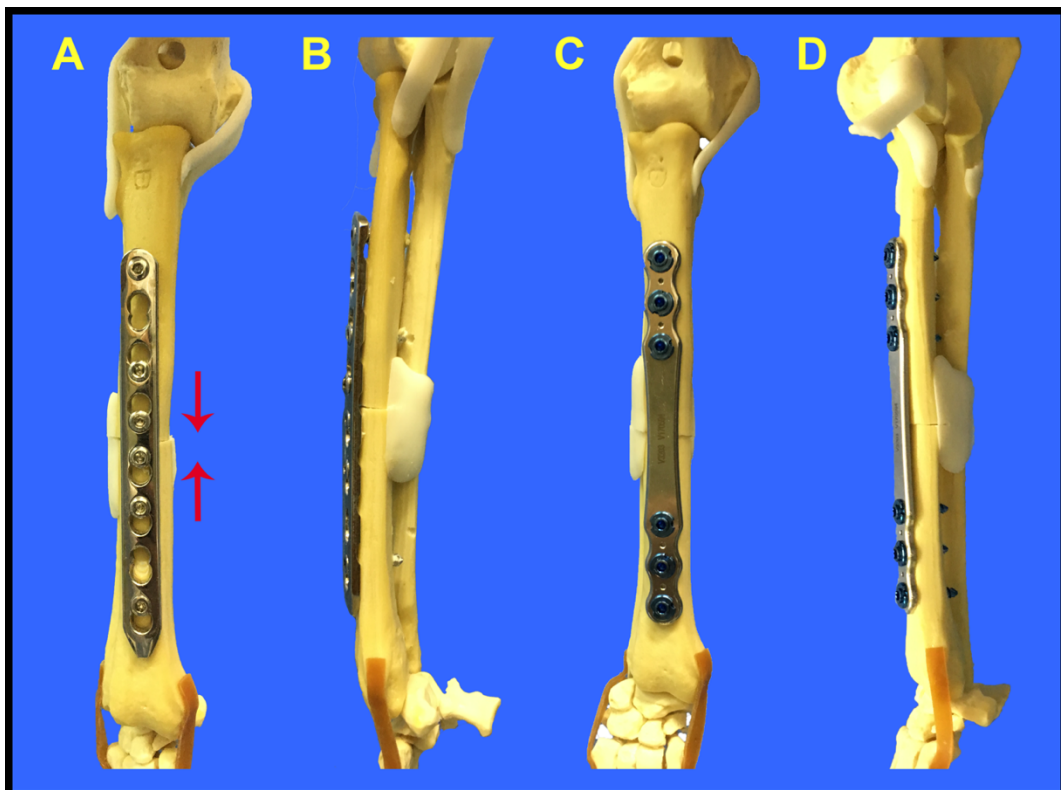
TREMOLADA, G. et al. Biomechanical comparison of a 3,5 mm conical coupling plating system and a 3,5 mm locking compression plate applied as plate-rod constructs to an experimentally created fracture gap in femurs of canine cadavers. **American journal of veterinary research**, v. 78, n. 6, p. 712–717, 2017.

VAN DER ZEE, J. *In vitro* biomechanical comparison of the effects of cerclage wires, an intramedullary pin and the combination there of on an oblique osteotomy of the canine tibia. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology**, v. 27, n. 2, p. 91–96, 2014.

WAGNER, M. General principles for the clinical use of the LCP. **Injury**, v. 34, p. B31-42, 2003.

APÊNDICE A

Figura 1- Imagem esquemática do planejamento cirúrgico das osteotomias de raios de cães em biomodelo 3D estabilizados com (A) placas bloqueadas de compressão LCP, realizando compressão dinâmica; (B) LCP com parafusos monocorticais; (C) Placas de bloqueio cônico por acoplamento CCP com compressão manual e (D) CCP com parafusos bicorticais.



Fonte: Otaviano do Rego (2020)

APÊNDICE B

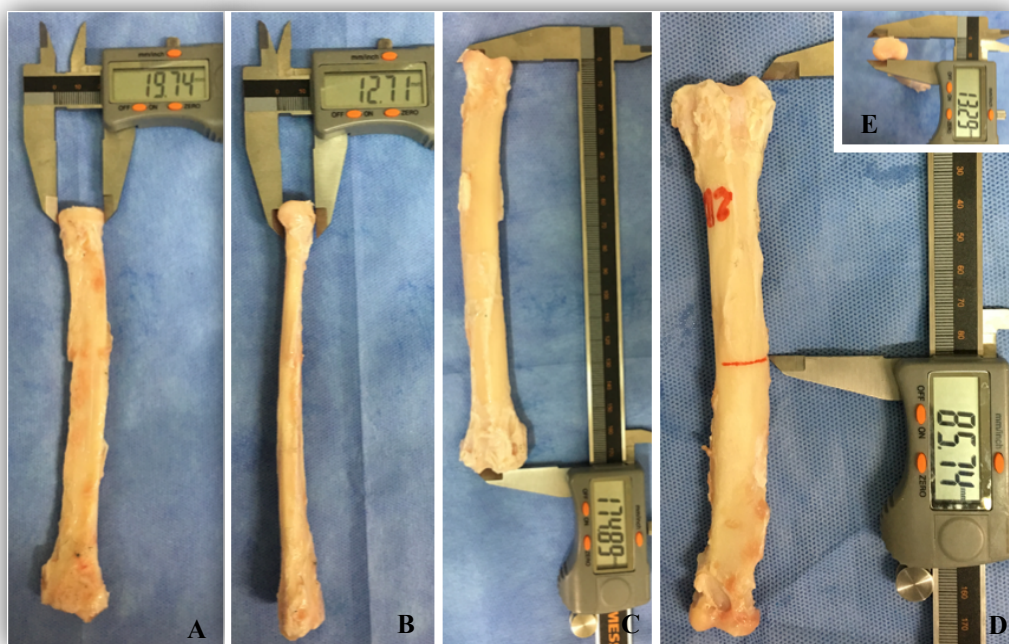
Figura 2 - Imagem fotográfica esquemática das construções através da impressão 3D (Impressora Prusa I3 modificada e filamento de Acrilonitrila butadieno estireno - ABS) à partir de tomografia computadorizada de ossos de raios de cadáveres de cães maduros *ex vivo*, a fim de planejar a técnica cirúrgica de fixação com placa de compressão bloqueada (Grupo LCPb, osso 2, A- crânio dorsal e B -médio lateral) e placa de bloqueio cônico por acoplamento (Grupo CCPb, osso 1, C – crânio dorsal e D- médio lateral).



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE C

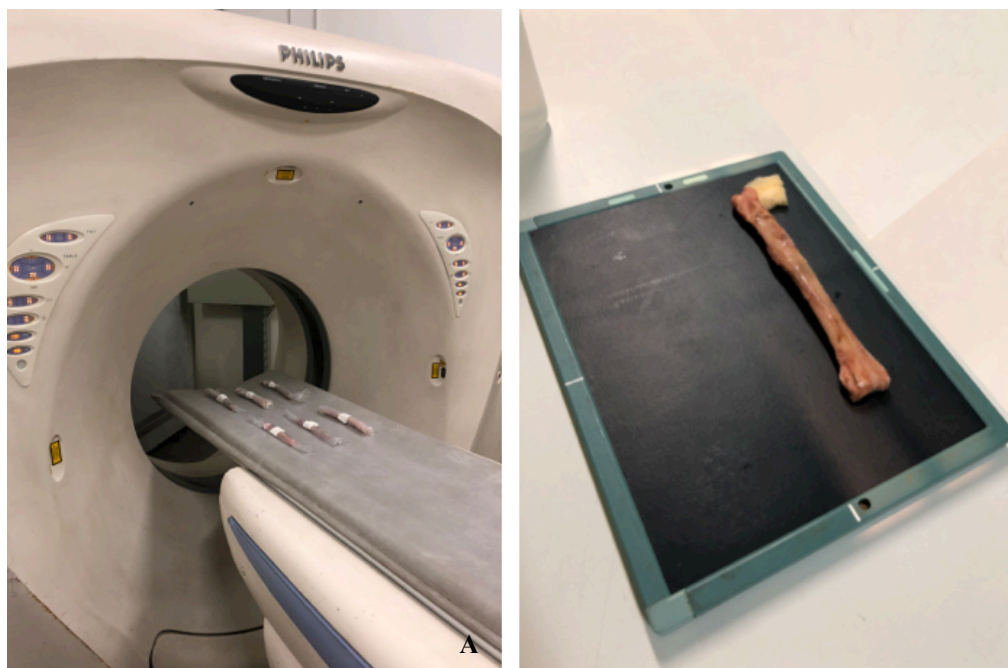
Figura 3 - Imagem fotográfica esquemática das mensurações dos ossos de cães maduros ex vico como corpos de prova para a realização das osteotomias para estabilização cirúrgica com placas de compressão bloqueadas (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) submetidos a ensaios de compressão dinâmica axial. (A) vista crânio caudal do rádio realizando a mensuração do diâmetro proximal. (B) Avaliação do diâmetro do osso. (C) Avaliação do comprimento do osso. D) Delimitação do centro da diáfise do rádio para realização da osteotomia com serra oscilatória. (E) Visualização da mensuração do rádio proximal no que tange a espessura proximal.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE D

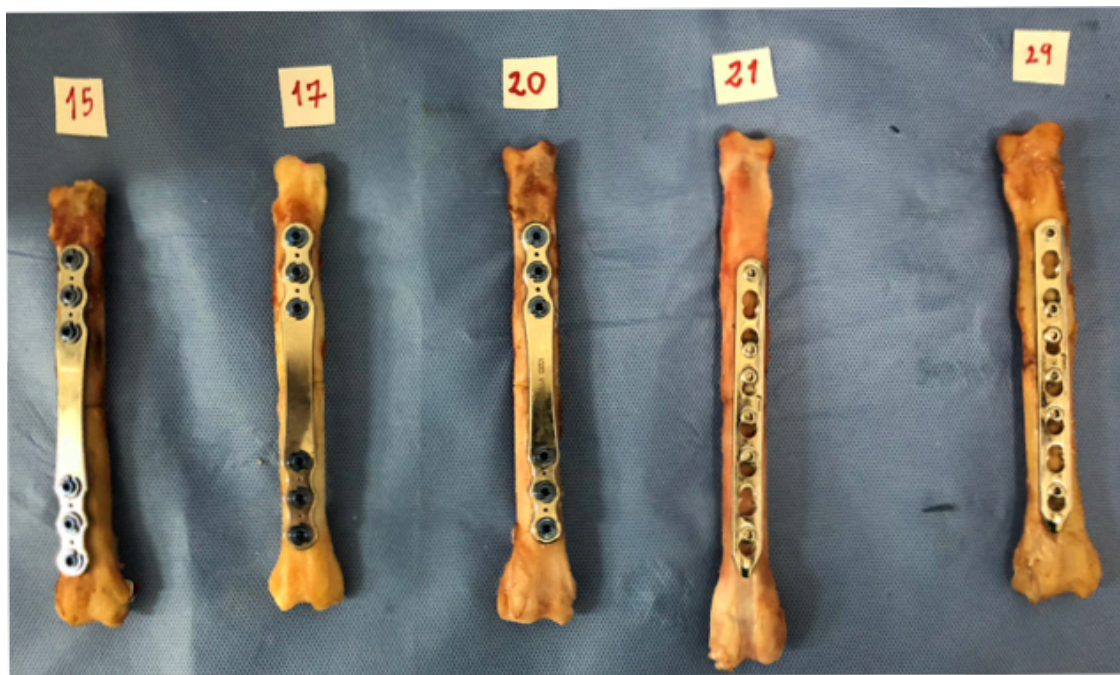
Figura 4 - Imagem fotográfica esquemática da realização de (A) tomografia computadorizada e (B) radiografia simples digital dos raios de cães maduros ex vivos como corpos de prova para a realização das osteotomias para estabilização cirúrgica com placas de compressão bloqueadas (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) submetidos a ensaios de compressão dinâmica axial.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE E

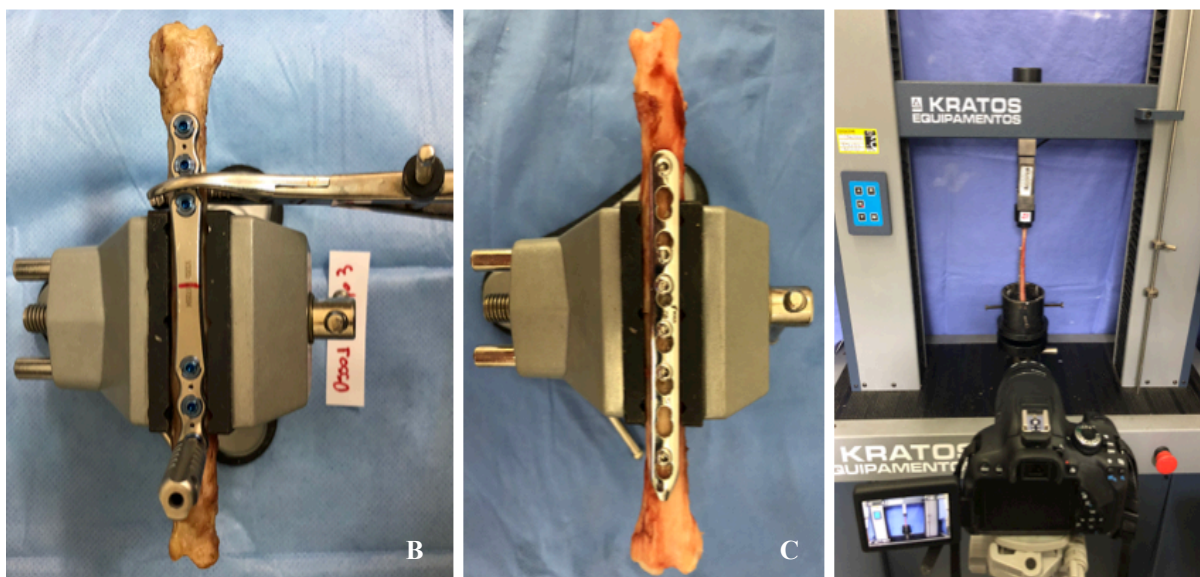
Figura 5 – Imagem fotográfica esquemática exemplificando as diversas construções com raios de cães osteotomizados e estabilizados com placas de bloqueio cônico por acoplamento e placas bloqueadas de compressão. Sendo evidenciado as preparações para os ensaios biomecânicos de compressão axial, com suas respectivas identificações.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE F

Figura 6 – Imagem fotográfica esquemática exemplificando as diversas construções com raios de cães osteotomizados e estabilizados com (A) placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) e (B) placas bloqueadas de compressão (LCP). Além disso, (C) imagem ilustrativa do laboratório de ortopedia e traumatologia comparada da FMVZ – USP, São Paulo – SP.

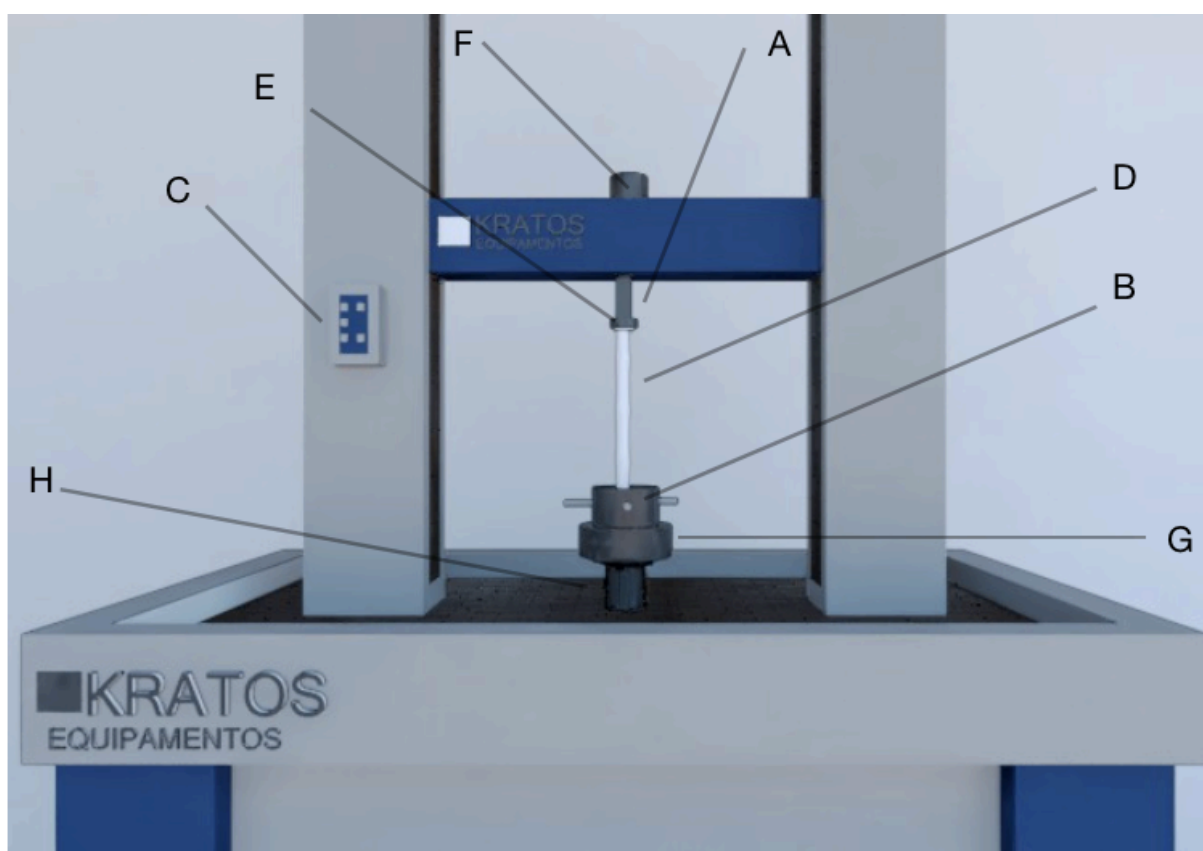


Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE G

Figura 7 – Desenho esquemático da máquina de ensaios biomecânicos universal para realização das compressões axiais destrutivas dos rádios de cães maduros.

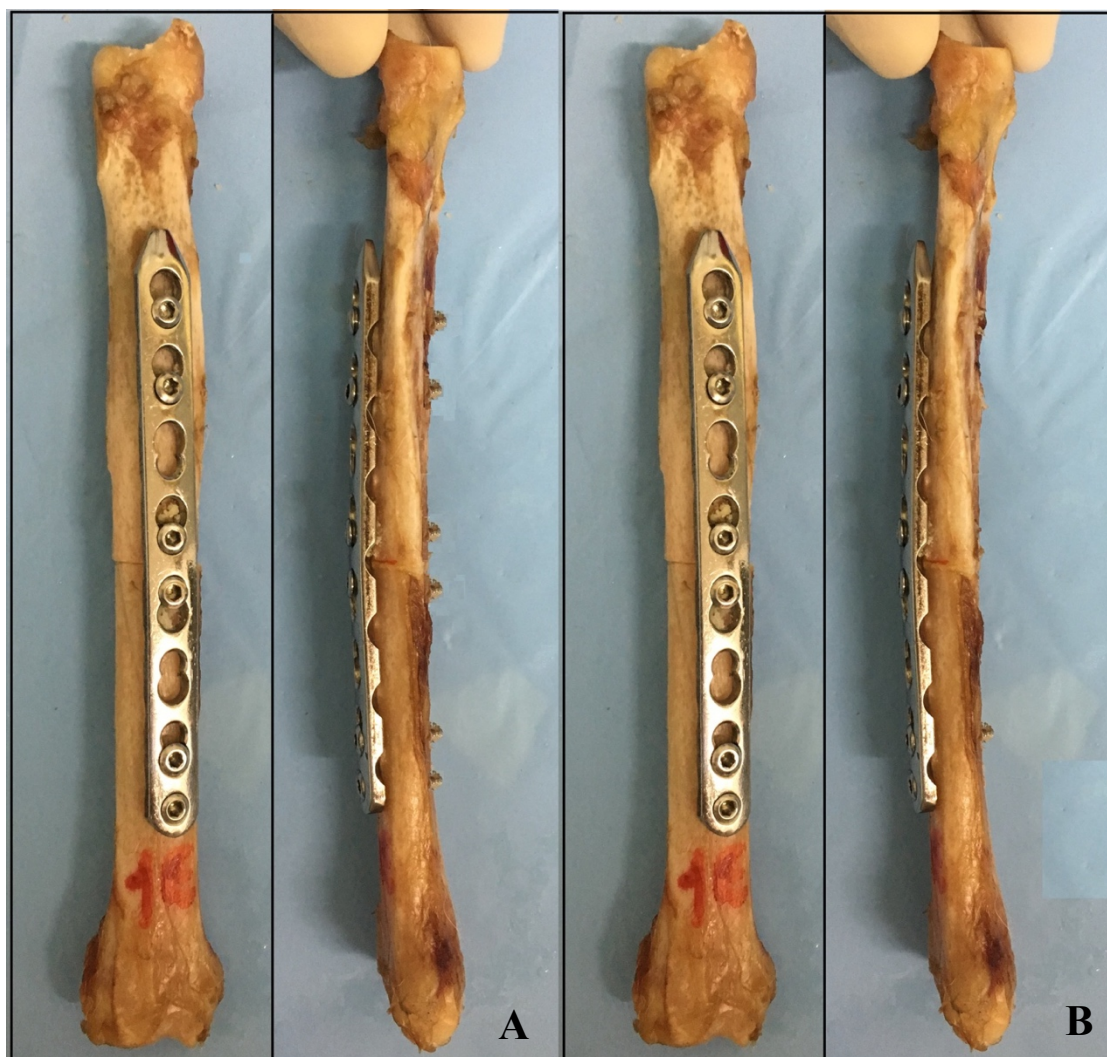
- A: Base para atuador superior. Conecta o dispositivo à célula de carga
- B: Copo cilíndrico contendo 1 cm de polimetilmetacrilato e parafusos para apoiar o rádio centralmente.
- C: Controle da máquina Kratos para subida, descida e pausa.
- D: Rádio canino.
- E: Copo cilíndrico de 22 cm de diâmetro para segurar a porção proximal do rádio sem polimetilmetacrilato.
- F: Conector do atuador superior conectado à máquina Kratos através de rosqueio.
- G: Base para o apoio copo cilíndrico rosqueado.
- H: Base do dispositivo preso à mesa da máquina Kratos.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE H

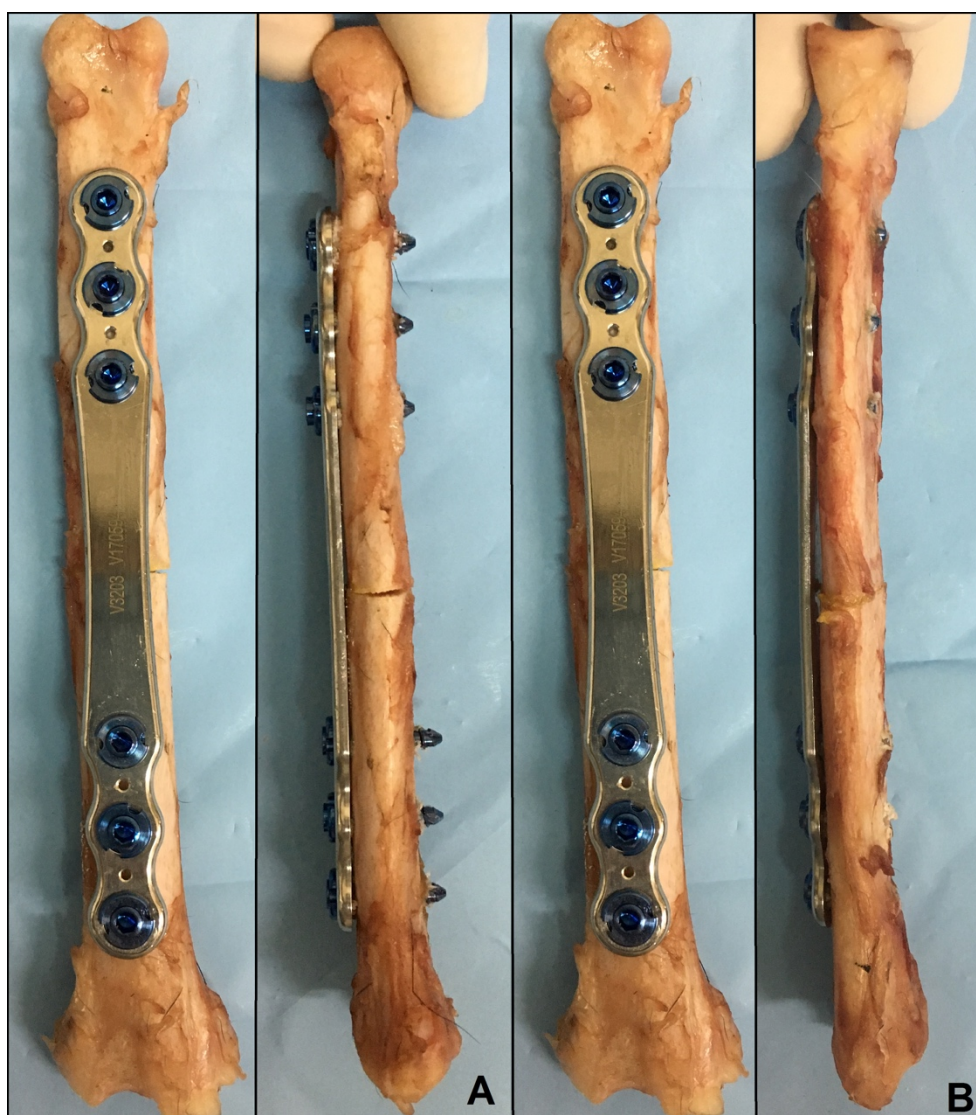
Figura 8 - Imagem esquemática das construções de rádios de cães osteotomizados em diáfise e estabilizados com placas LCP, isto é, realizando o pré-tensionamento da placa e compressão dinâmica interfragmentar. (A) vista dorsal e (B) vista lateral da construção com parafusos bicorticais (LCPb) podendo-se observar a compressão interfragmentária; (C) vista dorsal e (D) vista lateral da construção com parafusos monocorticais (LCPm), além da compressão dinâmica.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE I

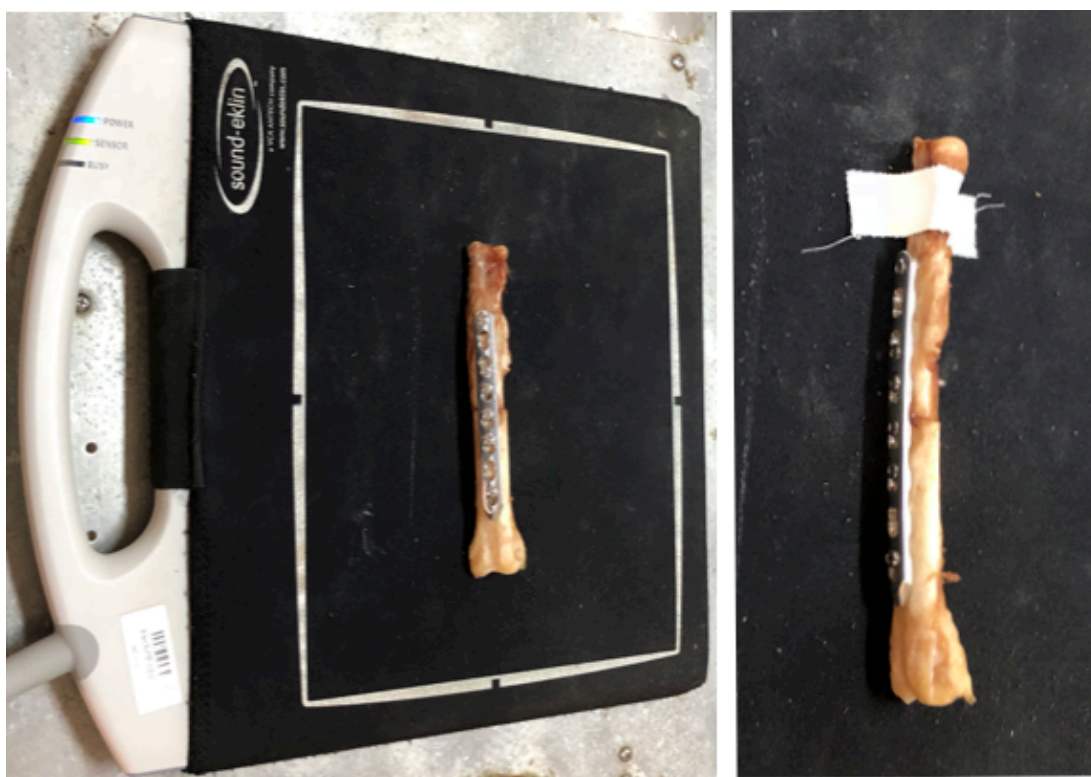
Figura 9 - Imagem esquemática das construções de raios de cães osteotomizados em diáfise e estabilizados com placas CCP, isto é, realizando a compressão interfragmentar manual. (A) vista dorsal e lateral da construção com parafusos bicorticais (CCPb) podendo-se observar a redução dos fragmentos; (B) vista dorsal e lateral da construção com parafusos monocorticais (CCPm), além da compressão manual.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE J

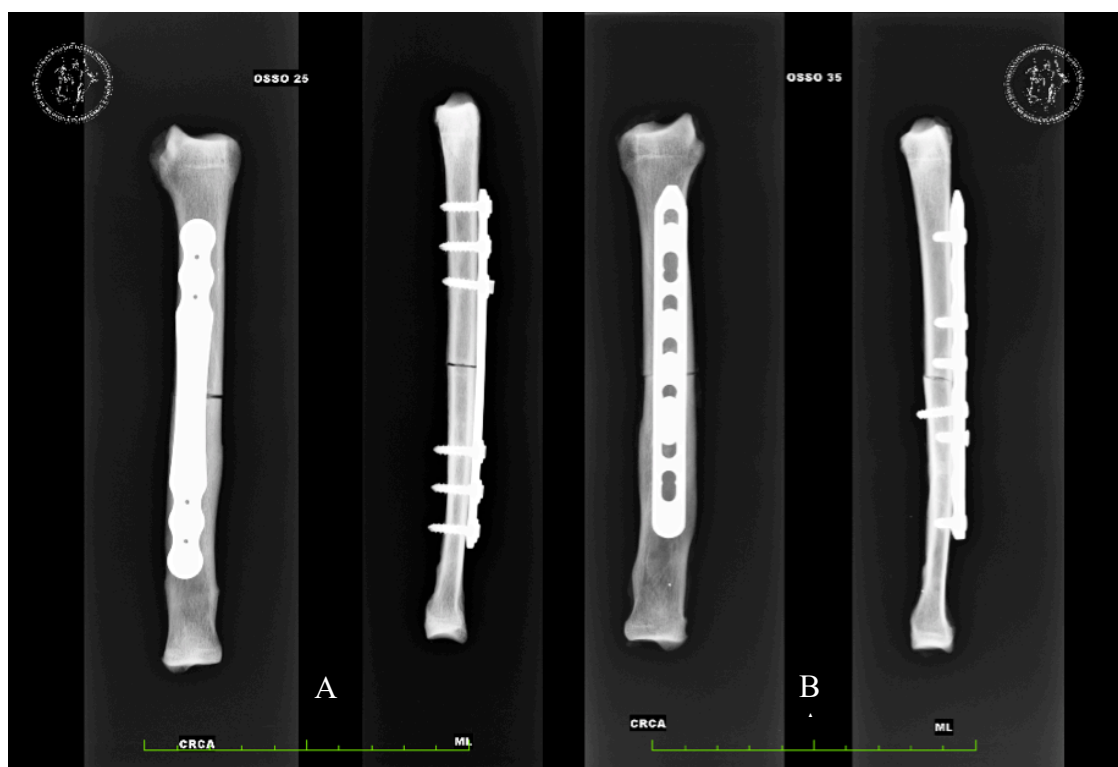
Figura 10 - Imagem fotográfica esquemática das construções dos sistemas de raios exemplificando a realização de radiografias simples pós-operatórias imediatas após osteotomia em diáfise e estabilização com placa LCP. Exame necessário para a avaliação da correta instalação dos implantes com relação à compressão interfragmentária, aparato e aposição. Os exames foram realizados com o uso de aparelho radiográfico digital móvel.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE K

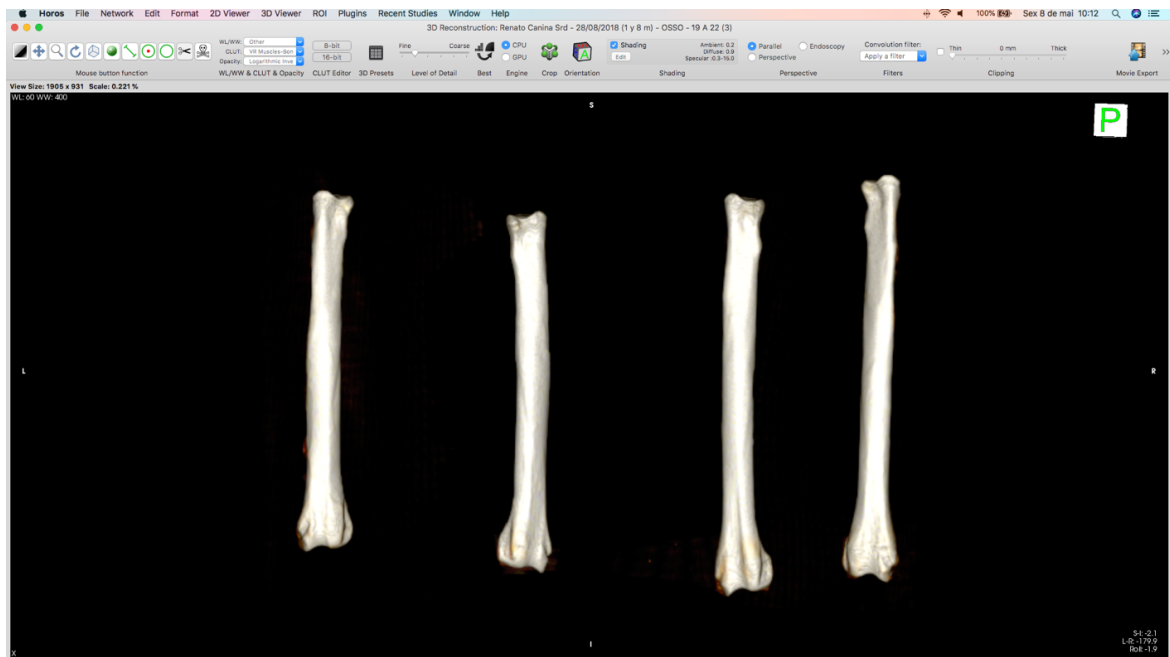
Figura 11- Imagem esquemática para exemplificação das radiografias pós-operatórias realizadas imediatamente após a realização da instalação das placas (A) CCP e (B) LCP.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE L

Figura 12 - Imagem fotográfica esquemática do Software Horos® para exemplificação da avaliação tomográfica dos corpos de prova a serem submetidos ao estudo biomecânico de ensaios de compressão axial.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE M

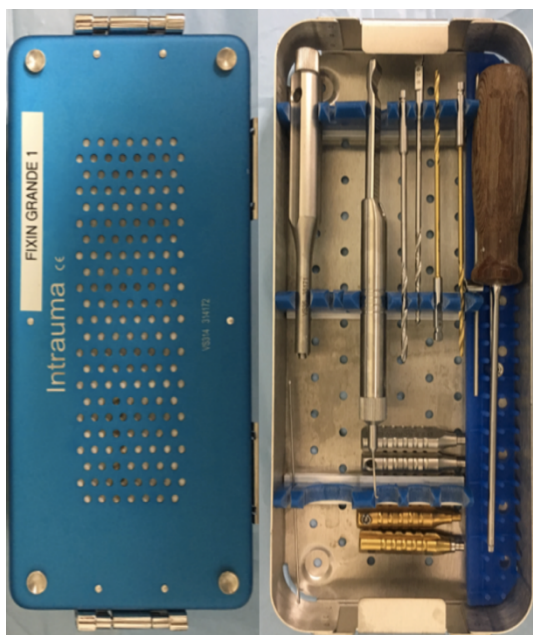
Figura 13 - Imagem fotográfica esquemática do Software Horos® para exemplificação da avaliação tomográfica e das mensurações dos ossos (rádios) como corpos de prova a serem submetidos ao estudo biomecânico de ensaios de compressão axial.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE N

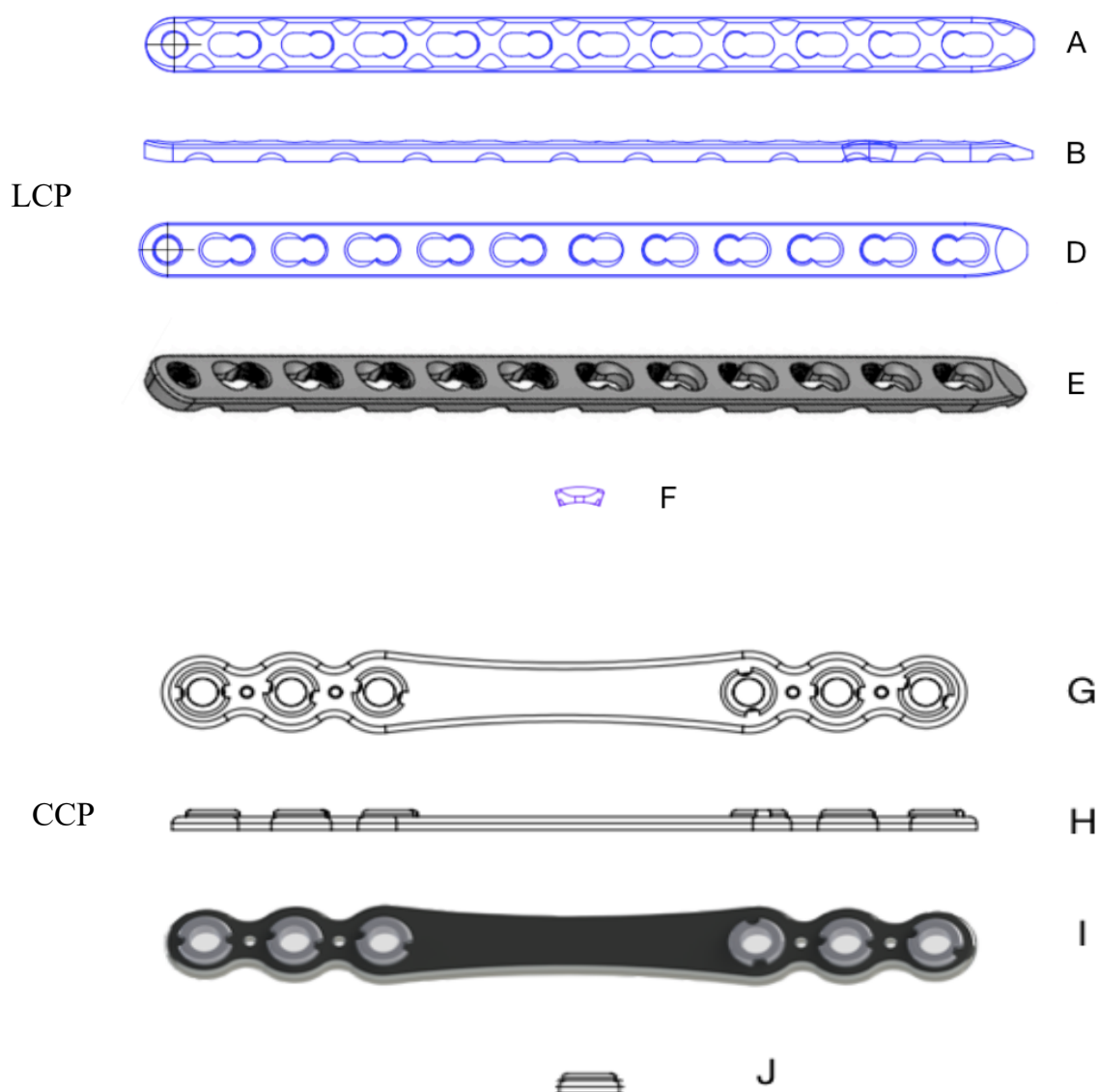
Figura 14 – Imagem fotográfica esquemática ilustrando o sistema Fixin – Intrauma[®] a ser utilizado para instalação de placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP). Imagem fotográfica esquemática ilustrando o sistema Focus Ortopedia Veterinária[®] a ser utilizado para instalação de placas de compressão bloqueadas (LCP).



Fonte: Otaviano do Rego (2020) e Focus Ortopedia Veterinária[®].

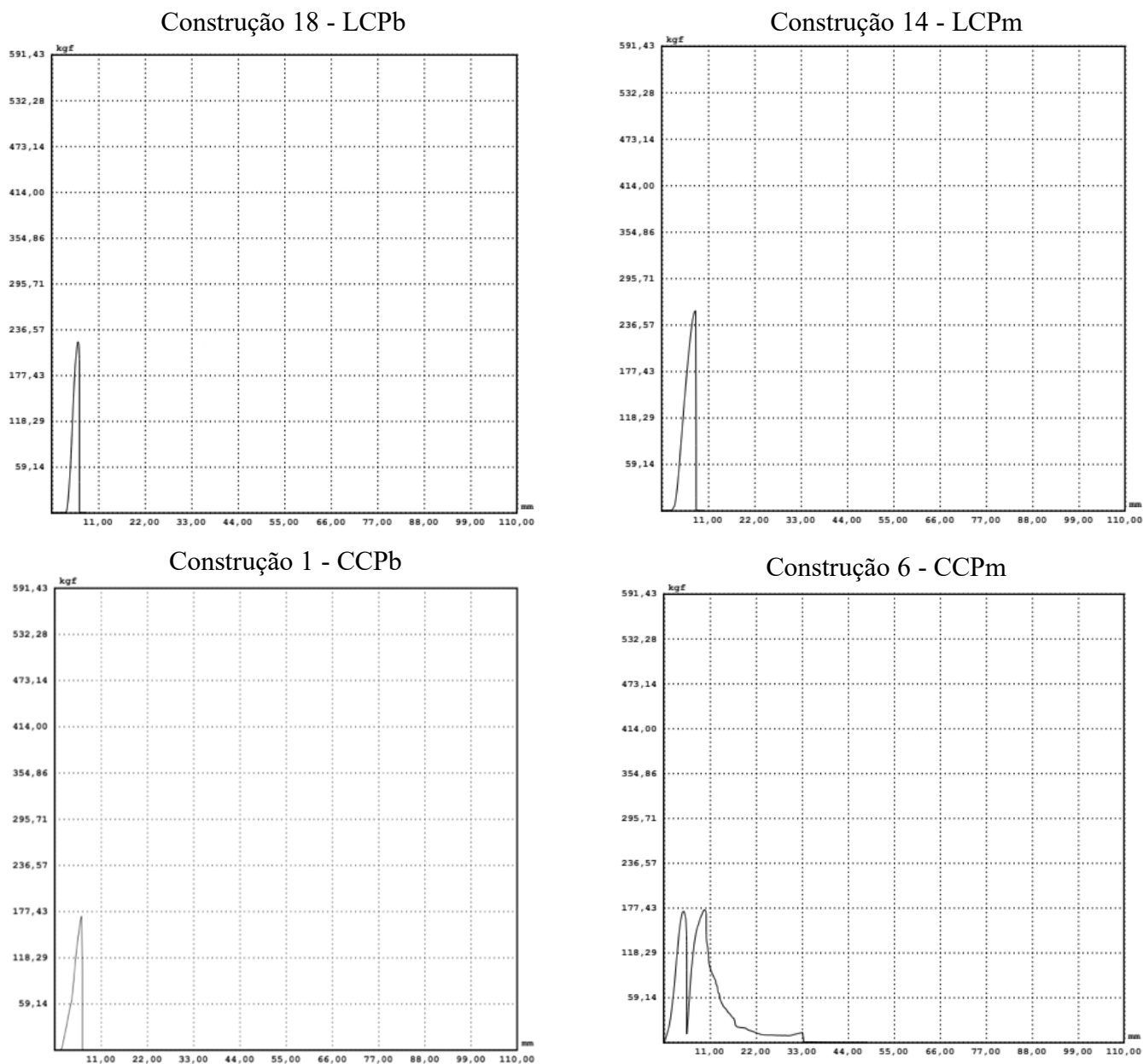
APPENDIX O

Figura 15 – Desenho esquemático ilustrativo do design da placa de compressão bloqueada 3,5 mm (LCP) Focus Produtos Ortopédicos® e placa bloqueada de bloqueio cônico por acoplamento 3,5 mm V3203 (CCP) Fixin - Intrauma®. (A) Vista ventral da placa evidenciando as ranhuras abaixo que permitem o contato limitado; (B) Vista lateral, com o design de baixo contato; (C) Vista dorsal observando o orifício combinado da placa, isto é, um furo combinado de deslizamento e bloqueio, e um furo circular bloqueado; (E) Vista oblíqua da placa tridimensional; (F) vista caudo cranial da placa; (G) Vista dorsal da placa evidenciando as buchas e os orifícios para inserção dos fios de kischner para instalação das placas no osso; (H) vista lateral da placa bem visualizando as buchas; (I) Vista oblíqua da placa tridimensional e (J) vista caudo – cranial da placa.



APÊNDICE P

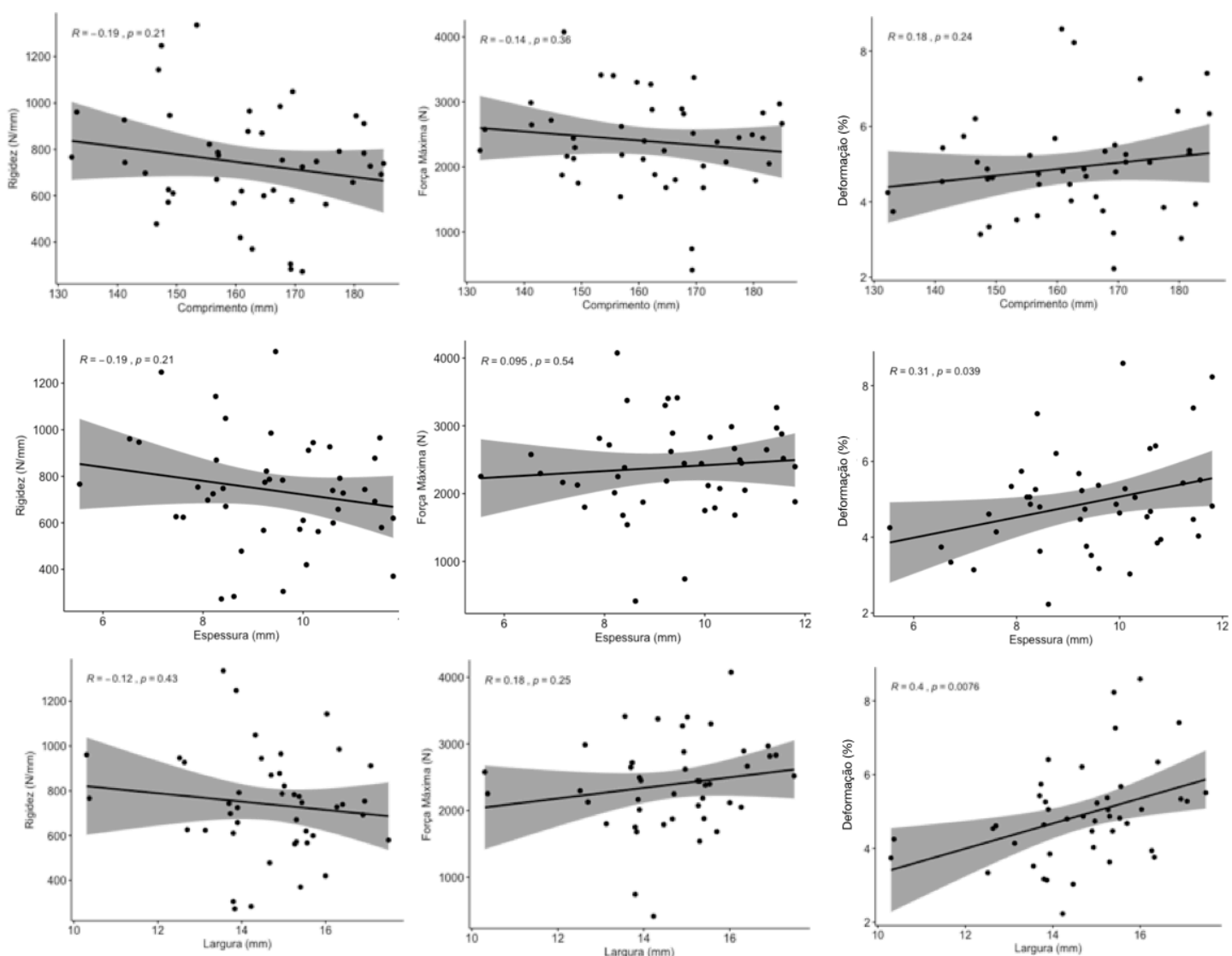
Figura 16 - Gráficos das amostras de quatro grupos exemplificando as curvas formadas pelos parâmetros força (kgf) x deformação (mm) representando a distribuição dos dados. Demonstrando o ponto de falha do sistema: (A) Ensaio do grupo LCPb; (B) LCPm; (C) CCPb e (D) CCPm.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE Q

Figura 17 - Gráficos demonstrando a correlação entre a comparação do tipo de falha com relação as mensurações dos rádios de cães *ex vivos* osteotomizados em diáfise estabilizados com placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) submetidas a compressão axial biomecânica.



Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE R

Tabela 1- Dados referentes às características clínicas e à presença de alterações macroscópicas dos raios coletados para a realização dos ensaios biomecânicos de 22 cães que vieram a óbito por causas não relacionadas ao experimento e oriundos do Hospital Veterinário da FMVZ-USP – São Paulo, 2020.

Animal	Raça	Peso (Kg)	Sexo	Alteração macroscópica
1	SRD	32	Fêmea	Ausente
2	Labrador	21	Macho	Ausente
3	Pitbull	27	Macho	Ausente
4	Labrador	33	Macho	Ausente
5	SRD	22	Macho	Ausente
6	Pitbull	23	Fêmea	Ausente
7	Dalmata	25	Macho	Ausente
8	SRD	22,5	Macho	Ausente
9	Rottweiler	33	Macho	Ausente
10	SRD	24	Fêmea	Ausente
11	Pitbull	32	Macho	Ausente
12	Husky Siberiano	21	Macho	Ausente
13	Bull Terrier	28	Macho	Ausente
14	SRD	21	Fêmea	Ausente
15	Golden Retriever	35	Fêmea	Ausente
16	Labrador	28	Fêmea	Ausente
17	Rottweiler	27	Fêmea	Ausente
18	SRD	27,8	Macho	Ausente
19	SRD	27	Fêmea	Ausente
20	SRD	24,91	Macho	Ausente
21	SRD	25,1	Fêmea	Ausente
22	SRD	26	Macho	Ausente
Média	-	26,605	-	Ausente

Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE S

Tabela 2 – Dados referentes aos valores obtidos a partir de ensaios biomecânicos de compressão axial de construções de rádios de cães maduros submetidos a osteotomias transversas estabilizados com placas bloqueadas de compressão dinâmica (LCP) comparados a placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), sendo os seus parafusos monocorticais ou bicorticais. Sendo a compressão interfragmentária realizada através de compressão dinâmica ou manual, respectivamente - São Paulo – SP.

Amostras	Grupos	Fzero (N)	Dzero (mm)	Rigidez* (N/mm)	r2	FPico1 (N)	DPico1 (mm)	FPico2 (N)	DPico2 (mm)	FPico1* (N)	DPico1* (mm)	FPico2* (mm)	DPico2* (mm)
1	CCPb	2,94	1,12	272,87	0,999602	1682,85	6,38			1679,91	5,26		
2	LCPb	8,83	7,56	579,58	0,999761	2527,21	13,07			2518,38	5,51		
3	LCPb	14,71	0,13	305,11	0,999141	756,10	3,30	1591,64	11,68	741,39	3,17	1576,93	11,55
4	LCPb	8,83	5,60	960,81	0,999795	2586,05	9,34			2577,22	3,74		
5	LCPb	5,88	0,28	766,23	0,999876	2259,49	4,53			2253,61	4,25		
6	CCPm	14,71	0,18	599,24	0,999153	1697,56	4,86	1718,15	9,80	1682,85	4,68	1703,44	9,62
7	CCPm	8,83	1,40	419,52	0,998643	2127,10	9,99			2118,27	8,59		
8	LCPm	14,71	1,12	753,35	0,999884	2830,24	6,46			2815,53	5,34		
9	LCPm	2,94	7,84	724,65	0,999856	2015,30	12,90			2012,36	5,06		
10	CCPm	2,94	0,28	869,63	0,999782	2253,60	5,15			2250,66	4,87		
11	CCP	2,94	2,52	747,73	0,99969	2386,00	9,78			2383,06	7,26		
12	CCPb	14,71	0,13	562,47	0,99951	2088,85	5,18			2074,14	5,05		
13	LCPm	11,77	0,28	791,54	0,999905	2462,49	4,13			2450,72	3,85		
14	LCPm	5,88	1,68	657,91	0,999851	2500,74	8,09			2494,86	6,41		
15	CCPb	0,00	3,36	478,20	0,998661	1874,08	9,57			1874,08	6,21		
16	LCP	5,88	1,96	572,10	0,999046	2447,78	6,83			2441,90	4,87		
17	CCPb	5,88	0,28	610,56	0,998962	1756,40	4,92			1750,52	4,64		
18	LCPb	2,94	3,08	1247,43	0,999198	2168,28	6,22			2165,34	3,14		
19	LCPb	8,83	0,28	965,02	0,99989	2889,09	4,31			2880,26	4,03		
20	CCPb	14,71	0,20	877,56	0,999856	3283,32	4,67			3268,61	4,47		
21	LCPm	5,88	0,28	944,48	0,999305	1794,65	3,31			1788,77	3,03		
22	CCPb	14,71	0,18	727,74	0,999783	2065,31	4,12			2050,60	3,94		

23	CCPm	2,94	2,52	926,57	0,999784	2989,11	7,06			2986,17	4,54		
24	CCPm	5,88	0,28	743,27	0,998649	2653,72	5,71			2647,84	5,43		
25	CCPb	2,94	1,96	619,83	0,999668	2400,71	6,78			2397,77	4,82		
26	CCPm	5,88	1,97	370,23	0,999229	1885,85	10,20			1879,97	8,23		
27	CCPm	5,88	0,28	1143,18	0,999839	4080,61	5,34			4074,73	5,06		
28	CCPb	5,88	0,28	697,70	0,99981	2724,33	6,02			2718,45	5,74		
29	LCPb	2,94	0,84	567,56	0,999867	3303,91	6,52			3300,97	5,68		
30	LCPb	14,71	0,08	821,82	0,999709	3418,65	5,31			3403,94	5,23		
31	LCPm	14,71	0,07	623,81	0,999637	1815,24	4,21			1800,53	4,14		
32	LCPb	14,71	0,19	946,42	0,999579	2312,44	3,53			2297,73	3,34		
33	CCPb	2,94	14,00	626,26	0,99966	2130,04	18,61			2127,10	4,61		
34	LCPm	0,00	0,28	774,24	0,999584	2185,94	4,75			2185,94	4,47		
35	LCPm	2,94	0,28	786,76	0,998115	2624,30	5,02			2621,36	4,74		
36	CCPm	14,71	0,25	783,38	0,999647	2459,55	5,62			2444,84	5,37		
37	LCPb	2,94	2,52	911,48	0,999741	2833,19	7,80			2830,25	5,28		
38	CCPb	8,83	0,28	738,95	0,999662	2674,32	6,62			2665,49	6,34		
39	CCPm	2,94	1,68	692,11	0,999814	2971,46	9,09			2968,52	7,41		
40	LCPm	8,83	4,76	283,32	0,999415	423,65	6,99			414,82	2,23		
41	CCPm	14,71	0,1	1048,8364	0,999694	3389,23	4,9			3374,52	4,8		
42	LCPm	5,88	3,08	1335,7651	0,999017	3418,65	6,6			3412,77	3,52		
43	CCPb	2,94	0,14	670,5007	0,998682	1507,4	3,77			1540,46	3,63		
44	LCPm	4,41	3,08	985,4349	0,999812	2896,44	6,84			2892,03	3,76		

Fzero : Força referente ao ponto inicial da curva; **Dzero**: Deslocamento referente ao ponto inicial da curva; **FPico1**: Força referente ao primeiro pico encontrado; **DPico1**: Deslocamento referente ao primeiro pico encontrado

FPico 2: Força referente ao segundo pico encontrado; **DPico 2**: Deslocamento referente ao segundo pico encontrado; **r2**: Coeficiente de determinação da regressão linear feita pelo programa para calcular a rigidez. Valores tendendo de 1 significam que os pontos adquiridos formam uma linha reta perfeita; * As forças e deslocamentos foram corrigidas subtraindo os valores medidos durante o ensaio dos valores iniciais (Fzero e Dzero).

Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE T

Tabela 3 – Médias a partir de ensaios biomecânicos de compressão axial de construções de raios de cães maduros submetidos a osteotomias transversas estabilizados com placas bloqueadas de compressão dinâmica (LCP) comparados a placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), sendo os seus parafusos monocorticais ou bicorticais. De acordo com os parâmetros rigidez (N/mm); força máxima (N) e deformação (mm) e grupos de estudo: LCPb, LCPm, CCPb, CCPm - São Paulo – SP.

Rigidez (N/mm)				
Grupos	LCPb	LCPm	CCPb	CCPm
	579,58	305,11	272,87	599,24
	960,81	753,35	747,73	419,52
	766,23	724,65	562,47	869,63
	572,10	791,54	478,20	610,56
	1247,43	657,91	877,56	926,57
	965,02	944,48	727,74	743,27
	567,56	623,81	619,83	370,23
	821,82	786,76	697,70	1143,18
	946,42	283,32	626,26	783,38
	774,24	1335,7651	738,95	692,11
	911,48	985,4349	670,5007	1048,8364
Média	828,43	744,74	638,16	746,05

Força máxima (N)				
Grupos	LCPb	LCPm	CCPb	CCPm
	2518,38	741,39	1679,91	1682,85
	2577,22	2815,53	2383,06	2118,27
	2253,61	2012,36	2074,14	2250,66
	2441,9	2450,72	1874,08	1750,52
	2165,34	2494,86	3268,61	2986,17
	2880,26	1788,77	2050,6	2647,84
	3300,97	1800,53	2397,77	1879,97
	3403,94	2621,36	2718,45	4074,73
	2297,73	414,82	2127,1	2444,84
	2185,94	3412,77	2665,49	2968,52
	2830,25	2892,03	1540,46	3374,52
Média	2623,23	2131,376364	2252,69727	2561,71727

Deformação (mm)				
Grupos	LCPb	LCPm	CCPb	CCPm
	5,51	3,17	5,26	4,68
	3,74	5,34	7,26	8,59
	4,25	5,06	5,05	4,87
	4,87	3,85	6,21	4,64
	3,14	6,41	4,47	4,54
	4,03	3,03	3,94	5,43
	5,68	4,14	4,82	8,23
	5,23	4,74	5,74	5,06
	3,34	2,23	4,61	5,37
	4,47	3,52	6,34	7,41
	5,28	3,73	3,63	4,8
Média	4,50363636	4,11090909	5,21181818	5,78363636

Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE U

Tabela 4 – Dados referentes à avaliação macroscópica da falha óssea e mensurações dos raios utilizados nos ensaios biomecânicos de compressão axial de construções oriundos de cães *ex vivos* maduros osteotomizados e estabilizados com placas bloqueadas de compressão dinâmicas (LCP) versus placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) com parafusos monocorticais e bicorticais – São Paulo, 2020.

Parâmetros								
Amostra	Construção	Região da falha	Presença da soldura do implante	Fratura óssea	Comprimento do osso (mm)	Largura do osso (mm)	Espessura do Osso (mm)	Placa (mm)
1	CCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	171,2333333	13,83333333	8,366666667	109
2	LCPb	Dobra da placa	Com soldura do implante	Fraturas adicionais nos dois fragmentos	169,4666667	17,5	11,56666667	107
3	LCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	169,2333333	13,8	9,6	107
4	LCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	133,1333333	10,3	6,533333333	107
5	LCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	132,2666667	10,36666667	5,533333333	107
6	CCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	164,7333333	15,7	10,6	109
7	CCPm	Dobrou a placa	Sem soldura do implante	Fratura no fragmento distal	160,7533333	16	10,06666667	109
8	LCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	167,8333333	16,93333333	7,896666667	109
9	LCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	171,2333333	13,9	8,2	107
10	CCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	164,4	14,7	8,266666667	109
11	CCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	173,6333333	15,43333333	8,4	109
12	CCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	175,2	15,26666667	10,3	109
13	LCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	177,4666667	13,93333333	10,73333333	107
14	LCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	179,7666667	13,9	10,7	107
15	CCPb	Dobra da placa	Sem soldura do implante	Fratura no fragmento distal	146,6	14,66666667	8,766666667	109
16	LCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	148,5666667	15,3	9,933333333	107
17	CCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	149,4	13,8	10	109
18	LCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	147,4333333	13,86666667	7,166666667	107

19	LCPb	Dobra da placa	Com soldura do implante	Fraturas adicionais nos dois fragmentos	162,3	14,93333333	11,53333333	107
20	CCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	162,0666667	14,9	11,43333333	109
21	LCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	180,3333333	14,46666667	31,13333333	107
22	CCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	182,7	16,26666667	10,8	109
23	CCPm	Acima da placa	Com soldura do implante	Fratura no fragmento proximal	141,1666667	12,63333333	10,53333333	109
24	CCPm	Dobra da placa	Sem soldura do implante	Fratura no fragmento proximal	141,2666667	13,7	11,23333333	109
25	CCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	160,9666667	15,53333333	11,8	109
26	CCPm	Dobra da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	162,7666667	15,4	11,8	109
27	CCPm	Acima da placa	Soldura de 1 parafuso proximal	Sem fraturas adicionais	146,93	16,03	8,253 mm	109
28	CCPb	Dobra da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	144,69	13,73	8,093333333	109
29	LCPb	Dobra da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	159,65	15,56	9,21	107
30	LCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	155,5433333	15,01333333	9,266666667	107
31	LCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	166,3566667	13,13	7,603333333	107
32	LCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	148,83	12,51666667	6,72	107
33	CCPb	Dobra da placa	Sem soldura do implante	Fratura em fragmento distal	148,6133333	12,7	7,46	109
34	LCPm	Acima da placa	Com soldura do implante	Sem fraturas adicionais	157,05	15,37	9,236666667	107
35	LCPm	Em todo o osso	Com soldura do implante	Fraturas adicionais nos dois fragmentos	156,9566667	14,96333333	9,326	107
36	CCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	181,6566667	152,5	9,59	109
37	LCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	181,6633333	17,07333333	10,10666667	107
38	CCPb	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	184,96	16,40666667	10,59166667	109
39	CCPm	Dobra da placa	Com soldura do implante	Fraturas adicionais nos dois fragmentos	184,55	16,89	11,43333333	109
40	LCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	169,29	14,22666667	8,616666667	107
41	CCPm	Dobra da placa	Com soldura do implante	Com fraturas adicionais	169,6	14,32666667	8,45	109
42	LCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	153,4	13,56	9,45	107
43	CCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	156,78	15,3	8,4534	109
44	LCPm	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais	167,49	16,324	9,3567	107

Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE V

Tabela 5 – Dados do tipo de falha das construções de acordo com os grupos submetidas aos ensaios biomecânicos de compressão axial de rádios oriundos de cães *ex vivos* maduros osteotomizados e estabilizados com placas bloqueadas de compressão dinâmicas (LCP) *versus* placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) com parafusos monocorticais e bicorticais – São Paulo, 2020.

LCPb	Região da falha	Presença da soldura do implante	Fratura óssea
2	Dobra da placa	Com soldura do implante	Fratura nos dois fragmentos
4	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
5	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
16	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
18	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
19	Dobra da placa	Com soldura do implante	Fraturas nos dois fragmentos
29	Dobra da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
30	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
32	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
34	Acima da placa	Com soldura do implante	Sem fraturas adicionais
37	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais

LCPm	Região da falha	Presença da soldura do implante	Fratura óssea
3	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
8	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
9	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
13	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
14	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
21	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
31	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
35	Em todo o osso	Com soldura do implante	Fraturas nos dois fragmentos
40	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
42	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
44	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais

CCPb	Região da falha	Presença da soldura do implante	Fratura óssea
1	Acima da placa	sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
11	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
12	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
15	Dobra da placa	Sem soldura do implante	Pequena fratura no fragmento proximal distal
20	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
22	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
25	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
28	Dobra da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
33	Dobra da placa	Sem soldura do implante	Fratura em fragmento distal
38	Acima da placa	Sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais
43	Acima da placa	sem soldura do implante	Sem fraturas adicionais

CCPm	Região da falha	Presença da soltura do implante	Fratura óssea
6	Acima da placa	Sem soltura do implante	Sem fraturas adicionais
7	Dobrou a placa	Sem soltura do implante	Fratura no fragmento distal
10	Acima da placa	Sem soltura do implante	Sem fraturas adicionais
17	Acima da placa	Sem soltura do implante	Sem fraturas adicionais
23	Acima da placa	Com soltura do implante	Fratura no fragmento proximal
24	Dobra da placa	Sem soltura do implante	Fratura no fragmento proximal
26	Dobra da placa	Sem soltura do implante	Sem fraturas adicionais
27	Acima da placa	Soltura de 1 parafuso proximal	Sem fraturas adicionais
36	Acima da placa	Sem soltura do implante	Sem fraturas adicionais
39	Dobra da placa	Com soltura do implante	Fraturas nos dois fragmentos
41	Dobra da placa	Com soltura do implante	Com fraturas adicionais

Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE W

Tabela 6 - Tipo de falhas observadas durante os ensaios biomecânicos de compressão axial de ossos de raios de cães maduros *ex vivos* osteotomizados transversalmente e estabilizados com placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), com parafusos bicorticais ou monocorticais.

Tipo de falha apresentada		
Grupos	Quebra do osso acima da placa	Flexão da placa ao meio
LCPb	72,72%	27,28%
LCPm	90,90	9,09*
CCPb	72,72%	27,28%
CCPm	54,54%	45,45%

*Apenas 1 construção apresentou falha do sistema completo, porém sem flexão da placa.

Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE X

Tabela 7 – Dados referentes à mensuração dos ossos dos raios de cães *ex vivos* maduros de acordo com os grupos submetidos à osteotomia em diáfise para a comparação entre a estabilização com placas bloqueadas de compressão dinâmicas (LCP) versus placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP), com parafusos monocorticais e bicorticais em ensaios biomecânicos de compressão axial - São Paulo, 2020.

Grupo 1 LCPb	Comprimento do osso (mm)	Largura do osso (mm)	Espessura do osso (mm)	Grupo 2 LCPm	Comprimento do osso (mm)	Largura do osso (mm)	Espessura do osso (mm)
2	169,4666667	17,5	11,56666667	3	169,2333333	13,8	9,6
4	133,1333333	10,3	6,533333333	8	167,8333333	16,93333333	7,896666667
16	148,5666667	15,3	9,933333333	9	171,2333333	13,9	8,2
18	147,4333333	13,86666667	7,166666667	13	177,4666667	13,93333333	10,73333333
19	162,3	14,93333333	11,53333333	14	179,7666667	13,9	10,7
29	159,65	15,56	9,21	21	180,3333333	14,46666667	27,93666667
30	155,5433333	15,01333333	9,266666667	31	166,3566667	13,13	7,603333333
32	148,83	12,51666667	6,72	35	156,9566667	14,96333333	9,326
34	157,05	15,37	9,236666667	40	169,29	14,22666667	8,616666667
37	181,6633333	17,07333333	10,10666667	42	153,4	13,56	9,45
5	132,2666667	10,36666667	5,533333333	44	167,49	16,324	9,3567
MÉDIA	154,17	14,34	8,8	MÉDIA	169,03	14,46	10,85

Grupo 3 CCPb	Comprimento do osso (mm)	Largura do osso (mm)	Espessura do osso (mm)	Grupo 4 CCPm	Comprimento do osso (mm)	Largura do osso (mm)	Espessura do osso (mm)
1	171,2333333	13,83333333	8,366666667	6	164,7333333	15,7	10,6
11	173,6333333	15,43333333	8,4	7	160,7533333	16	10,06666667
12	175,2	15,26666667	10,3	10	164,4	14,7	8,266666667
15	146,6	14,66666667	8,766666667	17	149,4	13,8	10
20	162,0666667	14,9	11,43333333	23	141,1666667	12,63333333	10,53333333
22	182,7	16,26666667	10,8	24	141,2666667	13,7	11,23333333
25	160,9666667	15,53333333	11,8	26	162,7666667	15,4	11,8
28	144,69	13,73	8,093333333	27	146,93	16,03	8,253 mm
33	148,6133333	12,7	7,46	36	181,6566667	15,25	9,59
38	184,96	16,40666667	10,59166667	39	184,55	16,89	11,43333333
43	156,78	15,3	8,4534	41	169,6	14,32666667	8,45
MÉDIA	164,31	14,91	9,49	MÉDIA	160,65	14,94	10,19

Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE Y

Tabela 8 - Avaliação entre as mensurações ósseas e o tipo de falha (médias e medianas e seus respectivos desvios-padrão) das construções de osteotomias diafisárias de raios de cães *ex vivos* estabilizadas com placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) submetidas a compressão axial biomecanicamente.

	Falha acima da placa	Dobra da placa	Valor de <i>p</i>
Comprimento	163,2099 ± 14,5098	159,1142 ± 12,97704	0,3921
Largura	14,8 (13,825-15,458)	14,93 (14,028-15,78)	0,5495
Espessura	9,195 ± 1,495	9,965 ± 1,620	0,1844

Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE Z

Tabela 9 - Avaliação da técnica cirúrgica da estabilização dos rádios de cães *ex vivos* osteotomizados em diáfise e fixados com com placas bloqueadas de compressão (LCP) e placas de bloqueio cônico por acoplamento (CCP) a serem submetidos a compressão axial biomecânica, através do aparato, aposição e compressão interfragmentária com relação aos grupos de estudo. As avaliações foram realizadas através de 3 cirurgiões experientes diferentes.

Aparato			
Grupo	Avaliação	Valor de Kappa	Valor de P
LCPb	01 vs. 02	-0,143	0,417
	01 vs. 03	0,571	0,0518
	02 vs. 03	0,0472	0,795
LCPm	01 vs. 02	0	NA
	01 vs. 03	0,58	0,0426
	02 vs. 03	0	NA
CCPb	01 vs. 02	0	NA
	01 vs. 03	0,377	0,201
	02 vs. 03	0	NA
CCPm	01 vs. 02	-0,1	0,721
	01 vs. 03	0,505	0,0304
	02 vs. 03	-0,0168	0,924

Aposição			
Grupo	Avaliação	Valor de Kappa	Valor de P
LCPb	01 vs. 02	0,0351	0,782
	01 vs. 03	-0,138	0,521
	02 vs. 03	0,421	0,0868
LCPm	01 vs. 02	0,188	0,165
	01 vs. 03	0,365	0,0597
	02 vs. 03	0,492	0,0581
CCPb	01 vs. 02	0,56	0,0386
	01 vs. 03	-0,0522	0,811
	02 vs. 03	0,233	0,136
CCPm	01 vs. 02	-0,41	0,0107
	01 vs. 03	0,0351	0,887
	02 vs. 03	-0,22	0,387

Compressão Interfragmentária			
Grupo	Avaliação	Valor de Kappa	Valor de P
LCPb	01 vs. 02	0,492	0,0652
	01 vs. 03	0,233	0,425
	02 vs. 03	0,371	0,194
LCPm	01 vs. 02	0,241	0,387
	01 vs. 03	0,56	0,0386
	02 vs. 03	0,0833	0,766
CCPb	01 vs. 02	0,154	0,338
	01 vs. 03	0,542	0,0724
	02 vs. 03	0,154	0,3380
CCPm	01 vs. 02	0,12	0,626
	01 vs. 03	-0,0476	0,853
	02 vs. 03	0,154	0,383

Fonte: Otaviano do Rego (2020).

APÊNDICE AA

Quadro 1 - Correlação de Pearson para analisar a relação entre o tamanho do osso com os demais parâmetros estudados e Teste de Kappa para verificar a existência da concordância entre os escores dados por cada avaliador para os parâmetros de aparato, aposição e compressão Interfragmentária.

Correlação (r)	Interpretação
1	Perfeita
0,8 – 1,0	Muito forte
0,6 – 0,8	Forte
0,4 – 0,6	Moderada
0,2 – 0,4	Fraca
0 – 0,2	Muito fraca
0	Sem correlação
Valor do coeficiente kappa (K)	Nível de concordância
< 0	Não existe concordância
0 – 0,2	Concordância mínima
0,21 – 0,4	Concordância razoável
0,41 – 0,6	Concordância moderada
0,61 – 0,8	Concordância substancial
0,81 – 1,0	Concordância perfeita

Fonte: Otaviano do Rego (2020).

ANEXO A

03/08/2020

ScholarOne Manuscripts



Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology

[Home](#)[Author](#)

Submission Confirmation

[Print](#)

Thank you for your submission

Submitted to

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology

Manuscript ID

VCOT-20-08-0111

Title

EX VIVO BIOMECHANICAL COMPARISON OF SINGLE CYCLE TO FAILURE OF TRANSVERSE RADIUS OSTEOTOMIES IN DOGS FIXED WITH LCP AND CCP

Authors

Otaviano do Rego, Renato

Moreira, Cesar

Manassero, Mathieu

Souza, Anderson Fernando de

Zoppa, André Luiz

Ferrigno, Cássio Ricardo

Date Submitted

03-Aug-2020

ANEXO B

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology

Author Instructions

Thank you for contributing to *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. Please read the instructions carefully and observe all the directions given. Failure to do so may result in unnecessary delays in publishing your article.

Article Type	Abstract Limit	Keywords Limit	Title Limit	References	Figures/Tables
Review Articles (20,000 characters with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 40 references	n/a
Original Research (20,000 characters with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 40 references	n/a
Clinical Communications (20,000 characters with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 40 references	n/a
Case Reports (15,000 characters with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 30 references.	5 essential figures or tables (figures can have sub-parts)
Brief Communications (10,000 with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 10 references.	2 essential figures or tables
Letters to the Editor (6,000 with spaces)	NA	5	50 words		2 essential figures or tables
What is your Diagnosis (2,500 with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 6 references.	

VCOT is an international peer-reviewed journal, publishing original basic research or clinical applications with high scientific content, as well as clinical communications, case reports, comments and Letters to the Editor. The Journal appears 6 times a year in print and online (www.vcot-online.com), with preprint publication available prior to the printed issue. Submitted manuscripts should not have been published elsewhere or be planned for publication elsewhere. All papers should contribute new information about any aspect of veterinary and comparative orthopaedics and traumatology. Manuscripts will be accepted for publication based on their technical merit, originality and the degree to which they further advance the field.

MANUSCRIPT FORMAT

Article Types

The following graph shows what types of articles are accepted for publication, and what requirement they may have.

Please note that the total character counts apply only to the main body of the text; starting with first word of the Introduction and ending with the last word of the Conclusion. Manuscripts exceeding these character counts will be returned to the authors for shortening before peer review.

- **Original Research:** papers documenting the finding of clinical or experimental investigations should contain a testable hypothesis or clear statement of purpose.
- **Clinical Communications:** Papers reporting the diagnosis, treatment or outcome in clinical patients that lack a testable hypothesis.
- **Brief Communications:** are short papers reporting on a clinical or research material of special interest.
- **Letters to the Editor:** can be a response to a previous article or a comment or observation which the author would like to address to the readership.
- **What is your Diagnosis:** are shorter articles presented in a Question-Answer format (submit as “Clinical Communication”).

• **Case Reports:** documenting one or several clinical cases will be considered for publication only if the disease, disorder, injury, or procedure is exceptionally unique and has not been reported previously. The report must provide new and clinically important information about the disorder, which must be well characterized by appropriate documentation of clinical findings, diagnostic pathology, diagnostic imaging, or preferably a combination of these. Similarly, longterm follow-up data must be included, as appropriate to the case(s). The reason(s) why the case is important, and the impact of this new knowledge on furthering our understanding of the particular subject must be discussed. Reports that are primarily describing additional cases of a previously reported disorder, albeit rare or unusual, will not be considered for publication. Moreover, variations in the manifestation of a disorder are not considered sufficiently unique to warrant publication – for example the occurrence of a fracture, tumour, infection or foreign body in an atypical species of animal or anatomical location.

General Guidelines

- You must submit a digital copy of your manuscript. Hard copy submissions are not accepted.
- Keep the format of your manuscript simple and clear. We will set your manuscript according to our style—do not try to “design” the document.
- The manuscript, including the title page, abstract and keywords, text, references, figure captions, and tables should be typewritten, double-spaced in 12-point font with 1-inch margins all around and saved as one file.
- Each figure should be saved as its own separate file. Do not embed figures within the manuscript file.

This requires special handling by Thieme’s Production Department.

- Keep abbreviations to a minimum and be sure to explain all of them the first time they are used in the text.
- The manuscripts should be written in UK English.
- The authors should use Système International (SI) measurements. For clarity, nonmetric equivalents may be included in parentheses following the SI measurements.
- Use generic names for drugs. You may cite proprietary names in parentheses along with the name and location of the manufacturer.
- Credit suppliers and manufacturers of equipment, drugs, and other brand-name material mentioned in the manuscript within parentheses, giving the company name and primary location.

MANUSCRIPT FORMAT *continued*

The following is a list of formatting requirements for submitted manuscripts. Papers that deviate from this will be returned with a request for changes, and will not undergo review until these changes have been made. Each of the following sections should be submitted as a separate document: a) Title Page b) Main document containing – Summary + Main Text + References, Legends, Tables, Figures. Word or Rich Text Format files should be used for the manuscript files; gif, jpeg, tif, or eps should be used for all image files; and word or excel for all Tables. Do not embed Figures or Tables in the text of the manuscript.

Title Page

Should include all author names and affiliations, correspondence author and contact information, Acknowledgments, Funding, Author Contributions and Conflict of interest statements.

Formatting

Continuous line numbering should be used throughout the text along with doubleline spacing.

Blinding

All identification information should be removed from the paper for double blind peer review. This includes author names, initials, institutions countries and cities, as well as information which may appear in radiographs or other images. Either “Blinded” or “XX” can be used in the text for any places where this information was.

Animal Care

A section detailing the perioperative care which was given should be included, if relevant, as well as whether institutional approval was gained and what guidelines were followed. Please see the “Animal Care Guidelines”.

Character Count

Total character count for your main text should not exceed the allowed limits. Please see the “Article Types” section for this.

Author Contributions Form

Following the first online submission of your manuscript, the Corresponding Author should fill out the Author Contributions form on behalf of all

Abstract and Keywords

See the section Article Types for word limits.
The abstract should briefly outline the content of the article and any conclusions it may reach. It should be structured as follows: Objective, Study Design, Results, Conclusion. The keywords should be words a reader would be likely to use in searching for the content of the article.

Main Document

- Please clearly distinguish the hierarchy of headings within the manuscript by using capital letters, underline, italic, and bold styles as necessary.
 - As needed, use italic, superscripts, subscripts, and boldface, but otherwise do not use multiple fonts and font sizes.
 - Do not insert page or section breaks except where noted in the Author Instructions.
 - Use hard returns (the Enter key) only at the end of a paragraph, not at the end of a line. Allow lines of text to break automatically in your word-processing software. Do not justify your text.
 - Use only one space, not two, after periods.
 - Create tables using the Table function in Microsoft Word.
 - For Original Research, Clinical Communications, & Brief Communications, the manuscript should be divided into sections, including an Introduction, Materials and Methods, Results, and Discussion. The most important sections within each main section should be stressed by subheadings.
 - Review Articles should have an Introduction, and then the appropriate section headings in bold.
 - For Case Reports, please include an Introduction followed by a Discussion. Additional section headings can be included.
- What is your Diagnosis should be divided into a Question & an Answer and the 2 main sections should be Case History & Discussion/Diagnosis.

Formulas

Special care should be taken with the presentation of formulas, especially complex ones. In order to save formulas into your document in a manner that will ensure their accurate appearance in the proof generated by the system, create the formulas as text or use the “Formula” toolbar. Alternatively, upload as a separate document and refer to the formula as you would a Figure or Table.

Acknowledgments

Scientific advice, technical assistance, and credit for financial support and materials may be grouped in a section headed ‘Acknowledgements’. Those who do not qualify for authorship should also be included here. This

section will be placed at the very end of the text. For submission however, please place this information with the Title page.

Funding

Authors should provide all relevant information regarding the funding which was received, including any provision of experimental materials, equipment, writing assistance, or related. It should also be stated what role the research funder had, for instance, whether they were also involved in other aspects of the study such as the design. This information will be published with the paper, should it be accepted. If no funding was received, please state this.

Conflict of Interest

Upon Submission, it is required to indicate on the Title page for each author if there is, or has been a situation where a conflict of interest could be construed. This includes both financial and personal relationships that might bias or be seen to bias their work. Each author should also acknowledge the source of any extra-institutional funds or support. Any financial interests in companies that market material that are, or have been, the subject of research reported in the manuscript should be acknowledged. Such information may or may not be held in confidence while the paper is under review, and should the article be accepted for publication, this information will be published with the paper.

Style Specifics

- Contributions should be submitted in UK English; this however is not a requirement, and if the paper is accepted, the Editorial Office will make all necessary changes. For non-English speaking authors, it may be of benefit to use a English editing firm to help in improving the English usage.

- Abbreviations should be spelled out for the first use followed by the abbreviation in parentheses; thereafter the abbreviation can be used. The use of abbreviations however should be kept to a minimum.

- Nomenclature should be done according to internationally approved rules. All anatomical nomenclature should be written in full and Anglicized.

- Units of measurement should be given in the metric system or in SI units and temperatures should be in °C.

- For instruments, specific equipment, or drugs which are referred to in your paper, please cite the specific information (model number if relevant, generic and trade name, manufacturer and their location) as a footnote using roman letters at the end of the paper or as footnotes in the text.

- Figures and Tables should be cited in sequential order, in parentheses, in the text. The actual file for each figure and table should be named according to its number in the text (i.e. Figure 1, Table 2).

- Greek letters, special characters, & mathematical symbols should be insert using the “Symbol” or “Formula” toolbar menu in your word processing program. Before submitting your manuscript, please verify in the system-created pdf that all have converted correctly.

MANUSCRIPT FORMAT *continued*

References

References should be the most recent and pertinent literature available. It is essential that they are complete and thoroughly checked. If the reference information is incomplete, good online sites to search for full details are the National Library of Medicine: www.nlm.nih.gov; Books in Print: www.booksinprint.com; PubMed: www.ncbi.nlm.nih.gov/PubMed/; or individual publisher Web sites.

- References must be listed in AMA style, using Index Medicus journal title abbreviations.

- References follow the article text. Insert a page break between the end of text and the start of references.

- The Vancouver style should be used - references are numbered consecutively in order of appearance in the text, and identified by Arabic numerals in parentheses at the end of the sentence. By way of exception to AMA style, do not italicize book titles or journal title abbreviations and do not put a period at the end of a reference.

- List all author names, up to and including six names. For more than six authors, list the first three followed by et al.

- References should be styled per the following examples:

1. Citing a journal article:

Newburger JW, Takahashi M, Burns JC, et al. The treatment of Kawasaki syndrome with intravenous gamma-globulin. *N Engl J Med* 1986;315:341–347

2. Citing a chapter in a book:

Toma H. Takayasu's arteritis. In: Novick A, Scoble J, Hamilton G, eds. *Renal Vascular Disease*. Philadelphia: WB Saunders; 1995:47–62

3. Citing a book:

Stryer L. *Biochemistry*. 2nd ed. San Francisco: WH Freeman; 1981:559–596

4. Citing a thesis:

Stern I. *Hemorrhagic Complications of Anticoagulant Therapy* [Ph.D. dissertation]. Evanston, IL: Northwestern University; 1994

5. Citing a government publication:

Food and Drug Administration. *Jin Bu Huan Herbal Tablets*. Rockville, MD: National Press Office; April 15, 1994. Talk Paper T94-22

6. Citing an online article:

Rosenthal S, Chen R, Hadler S. The safety of acellular pertussis vaccine vs whole-cell pertussis vaccine [abstract]. *Arch Pediatr Adolesc Med* [serial online]. 1996;150:457–460. Available at: http://www.ama-assn.org/sci-pubs/journals/archive/ajdc/vol_150/no_5/abstract/htm. Accessed November 10, 1996

7. Citing a symposium article:

Eisenberg J. Market forces and physician workforce reform: why they may not work. Paper presented at: Annual Meeting of the Association of American Medical Colleges; October 28, 1995; Washington, DC

MANUSCRIPT FORMAT *continued*

Figure Captions

- Figures include photographs or radiographs, drawings, graphs, bar charts, flow charts, and pathways, but NOT lists or tables.

- Figures must be cited sequentially in the text. Number all figures (and corresponding figure captions) sequentially in the order they are cited in the text.

- Figure captions should be written after the reference list. Insert a page break between the end of references and the start of figure captions.

- Figure captions should include a description of the figure and/or each lettered part (A, B, etc.) and of any portions of the figure highlighted by arrows, arrowheads, asterisks, etc.

- For a figure borrowed or adapted from another publication (used with permission), add a credit line in parentheses at the end of each figure legend. This credit line should be a complete bibliographic listing of the source publication (as a reference), or other credit line as supplied by the copyright holder. For example (Reprinted with permission from Calfee DR, Wispelwey B. Brain abscess. *Semin Neurol* 2000;20:357.).

Tables

- Data given in tables should be commented on but not repeated in the text. Be sure that lists or columns of related data are composed in a word-processing program like the rest of the text.

- Do not intersperse tables in the text. Tables should appear after the figure captions. Insert a page break between the end of the figure captions and the start of the tables.

- Tables must be double-spaced and numbered in the same sequence they are cited in the text. A short descriptive title should be provided for each table.

- If a table contains artwork, supply the artwork separately as a digital file.

- For tables borrowed or adapted from another publication (used with permission), add a credit line as the first footnote beneath each table. This credit line should be a complete bibliographical listing of the source publication (as a reference), or other credit line as supplied by the copyright holder. For example, “Reprinted with permission from Calfee DR, Wispelwey B. Brain abscess. *Semin Neurol* 2000;20:357.” (“Data from . . .” or “Adapted from . . .” may also be used, as appropriate.)

- Other footnotes for tables should be indicated in the table using superscript letters in alphabetical order.

- Any abbreviations used in the table should be explained at the end of the table in a footnote.

DIGITAL ARTWORK PREPARATION

General Guidelines

- It is best to use Adobe Photoshop to create and save images, and Adobe Illustrator for line art and labels.
- Do not submit art created in Microsoft Excel, Word, or PowerPoint. These files cannot be used by the typesetter.

- Save each figure in a separate file.

- Do not compress files.

- All black-and-white and color artwork should be at a resolution of 300 dpi (dots per inch) in TIFF format. Line art should be 1,200 dpi in EPS or TIFF format. Contact the Production Editor at Thieme if you are unsure of the final size.

- It is preferable for figures to be cropped to their final size (approximately 3 1/2 inches for a single column and up to 7 inches for a double column), or larger, and in the correct orientation. If art is submitted smaller and then has to be enlarged, its resolution (dpi) and clarity will decrease.

Note: Lower resolutions (less than 300 dpi) and JPEG format (.jpg extension) for grayscale and color artwork are strongly discouraged due to the poor quality they yield in printing, which requires 300 dpi resolution for sharp, clear, detailed images. JPEG format, by definition, is a lower resolution (compressed) format designed for quick upload on computer screens.

Black-and-White Art

- Black-and-white artwork can be halftone (or grayscale) photographs, radiographs, drawings, line art, graphs, and flowcharts. Thieme will only accept digital artwork.

- If possible, do not send color art for conversion to black-and-white. Do the conversion yourself so that you can check the results and confirm in advance that no critical details are lost or obscured by the change to black-and-white.

- For best results, line art should be black on a white background. Lines and type should be clean and evenly dark. Avoid screens or cross-hatching, as they can darken or be uneven in printing and lead to unacceptable printing quality.

Colour Art

- Colour illustrations are expensive to produce and usually cannot be accepted unless the author is willing to cover the additional production costs incurred. Colour figures will be charged to the author at €350 for the first figure. Any further figures are free of charge. Authors are not charged for figures chosen to appear on the cover. All color artwork should be saved in CMYK, not RGB.

Convention for Radiographic Orientation

For radiographic images, please follow the guidelines below. When preparing illustrations from native DICOM format, please note that most clinical DICOM viewers export images with the low resolution, typically 90–100 dpi, used by most operating systems. Use a program that maintains the original matrix to prepare illustrations, for example Image J, and thus meet or exceed the requirement of a minimum resolution of 300 dpi. Knowing the original acquisition matrix size allows a simple calculation to determine the number of dpi based on a width or height of the finished illustration of 12–15 cm.

Radiographs: Lateral views of any part should be orientated with the cranial or rostral part to the viewers left. Ventrodorsal or dorso-ventral images should be viewed with the left side on the reader's right. Images of extremities should have the proximal portion of the limb at the top of the image. There is not a convention as to whether the lateral or medial aspect of the limb should be to the right or the left, but the orientation should be consistent within the manuscript.

Ultrasound: For abdominal imaging with the patient in dorsal recumbancy, sagittal images should be orientated with the ventral surface at the top of the image, and the cranial aspect to the left. In the transverse plane, the patient's right side should be on the left of the image. If the transducer has been placed on the right side of the abdomen in a transverse plane, ventral should be on the right of the image and dorsal on the left. For images obtained from the left side of the abdomen, ventral should be on the left side of the image and dorsal on the right.

Echocardiographic images: Computed tomography and magnetic resonance images should be orientated in the following manner: **Head and spine**

- Sagittal plane: cranial (rostral) to the left, dorsal at the top.
- Transverse plane: dorsal at the top, left to the reader's right.
- Dorsal plane: cranial (rostral) at the top, left to the reader's right.

Thorax and Abdomen

- Images should be displayed as they were acquired.

References

1. Thrall DE. Textbook of Veterinary Diagnostic Imaging (3rd Ed). Philadelphia, WB Saunders 1998; 26.
2. Nyland TG, Mattoon JS. Veterinary Diagnostic Ultrasound. Philadelphia, WB Saunders 1995; 11–12.
3. Thomas WP, Gaber CE, Jacobs GJ, et al. Recommendations for standards in transthoracic two dimensional echocardiography in dogs and cats. J Vet Intern Med 1993; 7: 247–252.
4. Anon. Instructions to authors. Vet Radiol Ultrasound 2000; 41: 584.

Art Labels

- Arrows, asterisks, and arrowheads (or other markers) should be white in dark or black areas and black in light or white areas, and large in size. If not, these highlighting marks may become difficult to see when figures are reduced in size during the typesetting process.
- Use 1-point (or thicker) rules and leader lines.
- Capitalize the first word of each label and all proper nouns. Consider using all capitals if you need a higher level of labels.
- Where there are alternate terms or spellings for a named structure, use the most common one and make sure it is consistent with what is used in the text.
- Avoid using multiple fonts and font sizes for the labels; use only one or two sizes of a serif font.

SUBMISSION PROCEDURE

Submission Procedure

- Consult the checklist on the first page of this document to ensure that you are ready to submit your manuscript.
- Please note: **There are no submission charges to submit your manuscript to this journal.**
- Manuscripts must be submitted electronically at the following link: <http://mc.manuscriptcentral.com/vcot>
- Always review your manuscript before submitting it. You may stop a submission at any phase and save it to submit later. After submission, you will receive a confirmation email. You can also check the status of your manuscript by logging in to the submission system. The Editor in Chief will inform you via email once a decision has been made.

Revision Procedure

Please submit your revised manuscript before the deadline stated in your decision letter has been reached. Please also note that the deadline has actually expired by the end of the day (midnight), German time, on the day just before the deadline. For example, for a deadline of May 21, when the clock turns midnight and the date officially changes from May 20 to the 21, the deadline has expired. If more time is needed, please contact the Editorial Office. Revisions should be submitted as a revision under the original manuscript number - if the deadline has passed, inform the Editorial Office rather than submitting as a new manuscript. Do not forget to activate **Track Changes** when making revisions, or to highlighting the areas where text was changed, and to submit a **point by point** response to the reviewers comments along with your revision.

Peer Review Process

All articles submitted to the Journal will first be checked by the Managing Editor to ensure they conform to the guidelines listed in this document. Manuscripts that fail to meet these requirements will not be sent for review and you will be asked to resubmit in an appropriate format. Vcot reserves the right to reject any manuscript. Manuscripts that enter the peer review process will be examined by a minimum of two expert reviewers. They will be asked to comment on the scientific quality of the work, and its contribution to the field. The entire process is blinded: the authors do not know who is reviewing the paper, and the reviewers do not know who the authors are or where they come from. Based on the reviews, the Editor-in-Chief will then issue a decision concerning acceptance, major or minor revision, or rejection. Those which are accepted for publication are subject to the authors addressing all editorial and production concerns.

PRODUCTION PROCEDURE

Page Proofs

All accepted manuscripts are subject to editing by the Editor-in-Chief and the Managing Editor. The designated Correspondence Author will receive the final proofs for approval and corrections. All corrections must be returned within the stated time period; if this is not possible please inform the Managing Editor.

Article Offprints

You will be able to order offprints of your article in advance of its publication. Details and prices will be sent to you along with the page proofs. Upon publication, the corresponding author will receive a complimentary PDF of their article.

Colour Figure Charge

There is a flat charge of €350 for printing in colour, regardless of how many colour figures there are. Printing in colour is optional.

POLICY STATEMENTS

Reporting Guidelines

The following reporting guidelines may be of use when conducting and reporting your research:

- Standards for the reporting of diagnostic accuracy studies (STARD): <http://www.stard-statement.org>
- Consolidated standards for reporting randomized clinical trials (CONSORT): <http://www.consortstatement.org>
- Systematic reviews and meta-analyses (PRISMA): <http://www.prisma-statement.org>
- Animal Research: Reporting *In Vivo* Experiments (ARRIVE Guidelines): <https://www.nc3rs.org.uk/arrive-guidelines>
- MOOSE (for reporting of meta-analyses of observational studies)
- COREQ (for reporting qualitative research)
- Recommendations for the Conduct, Reporting, Editing, and Publication of Scholarly Work in Medical

Journals by the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE): www.icmje.org

Authorship

VCOT follows the guidelines of the International Committee of Medical Journal Editors (<http://www.icmje.org/>) in regards to authorship. The editorial office is not responsible for resolving disputes between authors or potential authors of manuscripts submitted or accepted for publication, and it is the duty of the authors to decide upon the author order.

Authors must meet all of the following requirements: **1)** Substantial contributions to the conception, study design, or acquisition of data, as well as participation in the analysis and interpretation of data; **2)** Drafting of the article or revising it critically for important intellectual content; **3)** Approval of the submitted version of the manuscript, all revised versions, and the final version to be published; and **4)** Agreement to be publicly accountable for the appropriate portions of the content. The number of authors of any full length paper is limited to 10, case reports are limited to 5. Requests to exceed these limits must be accompanied by detailed justification. Any person who contributed materially to the paper, but does not meet these qualifications for authorship may be recognized for their function or contribution in the “Acknowledgements”.

Authorship Contribution form: Starting in 2017, authors will be required to fill out this form – noting the contributions of each author - and submit with their manuscript.

Change in Authorship: Any requests for the addition or deletion of author names, as well as re-ordering of the names following acceptance of the manuscript must be sent to the Managing Editor from the corresponding author of the manuscript. **This request must include:** The reason for the change and written confirmation from all authors that they agree with this change. In the case of the addition or removal of authors, this includes a confirmation from the author(s) being added or removed. The Editor-in-Chief will be informed of such requests and publishing of the manuscript online and in print will be postponed until the authorship has been agreed upon. Should such changes occur following online or print publication of the manuscript, publishing of a corrigendum may be required.

Statement on Liability

The legislation on product liability makes increased demands on the duty of care to be exercised by authors of scientific research and medical publications. This applies in particular to papers and publications containing therapeutic directions or instructions and doses or dosage schedules. We therefore request you to examine with particular care, also in your own interest, the factual correctness of the contents of your manuscript once it has been copyedited and returned to you in the form of galley proofs. The responsibility for the correctness of data and statements made in the manuscript rests entirely with the author.

Animal Care Guidelines

All material published in VCOT must adhere to high ethical standards concerning animal welfare. In order to be considered for publishing, the following requirements must be met and noted in the manuscript:

1. Follows international, national and/or institutional guidelines for humane animal treatment and complies with relevant legislation (i.e. EU Convention on the protection of animals revised directive 86/609/EEC, USA Animal Welfare Acts, American Veterinary Medical Association Guidelines for the Euthanasia of Animals, ARRIVE Guidelines – Animal Research: Reporting of *In Vivo* Experiments).
2. Has been approved by the ethics review committee at the institution or practice at which the study/studies were conducted where such a committee exists. If there is no existing committee, it is expected that the research have been conducted in a manner likely to be approved by an ethics committee in most countries.
3. For studies using client-owned animals, client consent must be obtained and the study needs to demonstrate best practice of veterinary care.
4. Include the detailed care which was given, and the drug dosages and regimes which were instituted for analgesia and euthanasia, if applicable.

Details regarding the above requirements are to be included in your manuscript at the time of submission, either as a separate heading or as part of the “Materials and Methods” section; the specifics should be blinded (institutional names and locations should be removed) so as to preserve the doubleblind review process. The Editor-in-Chief reserves the right to reject manuscripts on the basis of ethical or welfare concerns.

Copyright Statement

Submitted manuscripts must represent original research not previously published nor being considered for publication elsewhere. The editors and Thieme combat plagiarism, double publication, and scientific misconduct with the software [CrossCheck](#) powered by [iThenticate](#). Your manuscript may be subject to an investigation and retraction if plagiarism is suspected.

If you plan to reproduce text, tables, or figures from a published source, you must first obtain written permission from the copyright holder (usually the publisher). This is required even if the material is from your own published work. For material never before published and given to you by another person, you must obtain permission from that person. Serious delays to publication can be incurred if permissions are not obtained.

As the author, it is your responsibility to obtain all permissions, pay any permission fees, furnish copies of permissions to Thieme with your manuscript, and include a credit line at the end of the figure caption, beneath the table, or in a text footnote.

Upon publication of an article, all rights are held by the publishers, including the rights to reproduce all or part of any publication. The reproduction of articles or illustrations without prior consent from the publisher is prohibited.

Statement of Ethics

This journal adheres to the ethical standards described by the [Committee on Publication Ethics](#) and the [International Committee of Medical Journal Editors](#). Authors are expected to adhere to these standards.

For all manuscripts reporting data from studies involving human or animal participants, formal review and approval, or formal review and waiver (exemption), by an appropriate institutional review board (IRB) or ethics committee is required, as well as any necessary HIPAA consent, and should be described in the Methods section with the full name of the reviewing entity. All clinical trials must be registered in a public trials registry. Denote the registry and registry number.

EDITORIAL CONTACTS

Please contact the Editors or Thieme Publishers with any questions.

Thieme Publishers – Project Manager Journals

Dr. Elinor Switzer
Thieme Publishers
Rüdigerstr. 14
70469 Stuttgart, Germany
Tel: +49 711 8931 230 / Fax: +49 711 8931 323 elinor.switzer@thieme.de