

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE  
CENTRO DE SAUDE E TECNOLOGIA RURAL  
UNIDADE ACADÊMICA DE MEDICINA VETERINÁRIA  
CÂMPUS DE PATOS-PB

LEONARDO FLOR DA SILVA

**AVALIAÇÃO *EX VIVO* DE DIFERENTES DESIGNS DE FIXADORES  
ESQUELÉTICOS EXTERNOS COM POLIMETILMETACRILATO EM MODELO  
EXPERIMENTAL DE ÚMERO CANINO**

PATOS - PB

2019

LEONARDO FLOR DA SILVA

**AVALIAÇÃO *EX VIVO* DE DIFERENTES DESIGNS DE FIXADORES  
ESQUELÉTICOS EXTERNOS COM POLIMETILMETACRILATO EM MODELO  
EXPERIMENTAL DE ÚMERO CANINO**

Trabalho de conclusão de curso apresentado  
como requisito parcial para obtenção do título  
de Médico Veterinário pela Universidade  
Federal de Campina Grande.

PROF. DR. MARCELO JORGE CAVALCANTI DE SÁ  
ORIENTADOR

PATOS – PB  
2019

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA DO CSRT DA UFCG

S586a Silva, Leonardo Flor da  
Avaliação *ex vivo* de diferentes designs de fixadores esqueléticos  
externos com polimetilmetacrilato em modelo experimental de úmero  
canino / Leonardo Flor da Silva. – Patos, 2019.  
31f.: il. color.

Trabalho de Conclusão de Curso (Medicina Veterinária) – Universidade  
Federal de Campina Grande, Centro de Saúde e Tecnologia Rural, 2019.

“Orientação: Prof. Dr. Marcelo Jorge Cavalcanti de Sá”.

Referências.

1. Fratura. 2. Pino. 3. Tie-in. I. Título.

CDU 616-089:619

LEONARDO FLOR DA SILVA

**AVALIAÇÃO *EX VIVO* DE DIFERENTES DESIGNS DE FIXADORES  
ESQUELÉTICOS EXTERNOS COM POLIMETILMETACRILATO EM MODELO  
EXPERIMENTAL DE ÚMERO CANINO**

Trabalho de conclusão de curso apresentado  
como requisito parcial para obtenção do título  
de Médico Veterinário pela Universidade  
Federal de Campina Grande.

APROVADO EM ...../...../.....

EXAMINADORES:

---

Prof. Dr. MARCELO JORGE CAVALCANTI DE SÁ  
Orientador

---

M.V.: HITALO DE ARAUJO GUEDES  
Examinador I

---

M.V.Msc.: LYLIAN KARLLA GOMES DE MEDEIROS  
Examinadora II

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a DEUS por tudo que tem feito em minha vida desde o início, por todas as aprovações que venci foi por força de DEUS. A minha família que sempre teve ao meu lado em especial minha irmã Simone por assumir o papel de uma mãe, papel este que nunca deixou a desejar! Ao meu pai Luiz que talvez não acreditasse em mim, mas saiba que foi o senhor que de forma dura e carrasca me ensinou que a vida não é mole! Minha irmã Simoni que sempre esteve comigo, meu irmão Leandro só tenho a lhe agradecer por tudo inclusive por colocar a comida em casa mesmo sem entender (tempos ruins passamos). A minha amada e querida Avó pessoa que tem um coração gigante, essa vitória também é sua! Agradeço a minha mãe Alaide mesmo abandonando seus filhos me ensinou a ser forte por fora quando na verdade estava chorando por dentro, que por longos 9 meses me carregou junto ao meu irmão, a senhora também de forma indireta e rígida me ensinou a ser forte mesmo sem perceber e isso eu não esquecerei jamais.

Agradeço ao professor Dr Marcelo Jorge de Sá assim como ao Francisco Alipio de Sousa Segundo por aceitar me orientar a realizar esse trabalho, agradeço a banca avaliadora Hitalo de Araujo Guedes e Lylian Karlla Gomes de Medeiros por disponibilizar um pouco do seu tempo para contribuir como minha formação acadêmica meu muito obrigado que Deus os abençoe.

Aos amigos que sempre estiveram ao meu lado em especial: Iran, Teta, Felipe, Renato, Cleiton, Juca, Nilton Agostinho, Dudu, Som, Bruno, Landin, Judson , meu obrigado por tudo. Professores que sempre estiveram comigo desde infância, a minha madrinha Dila que me acompanhou durante essa trajetória. Dr Erlens por ser um exemplo de professor e amigo mesmo com tanta distância, sempre esteve presente. Aos amigos do IF CAMPUS CRATO Thales Siqueira, João Henrique, Mario Miguel, Rogério Coelho, Zózimo.

Professores e funcionários da UFCG muito obrigado pelos ensinamentos repassado saibam que contribuíram muito em minha vida, não só como profissional, más como também pessoal durante essa jornada.

Meus irmãos que a vida me deu: YURY CARANTINO, IGOR MORAIS, LUIZ HENRIQUE, DJAVAN LIMA, LÍDIO RICARDO, RAMON, GEORGE, JAILSON, muito obrigado por estarem sempre presentes durante cinco anos, aos quais fizeram o papel de família devo muito a todos vocês! Desejo muito sucesso a cada um e que DEUS os lhe abençoe.

Aos “filhos” Marcos Junior, Napoleão, Torinho, Jonas, Israel, Kelvyn, Venilson, Kaio obrigado pelos momentos de distração espero que essa amizade prospere por toda vida.

Aos residentes que durante cinco anos passaram grande aprendizagem nos diversos setores do HV isso foi fundamental no meu desempenho profissional.

Aos amigos que fiz durante o estagio final em especial: Kelvyn, Mirian, Tulio, Jorge, Tamilyes, Vinicius, meu muito obrigado por me propiciar momentos de alegria e aprendizagem que Deus possa proporcionar muito sucesso na vida profissional de cada um.

A turma de Medicina Veterinária 2014.2 agradeço a todos que de forma direta e indireta me ajudaram a trilhar esse caminho tão longo e cheio de surpresas e emoções espero que possamos disfrutar de nossas amizades por muito e muitos anos. Peço a Deus que ilumine o caminho de cada um esbanjando muito sucesso e dedicação na vida e na profissão. Peço desculpa por algum momento ou descuido falhei com alguém durante esse tempo. Deus os abençoe.

Aos amigos Denildo, Igor, Maria vitória, não poderia deixar de registrar o meu carinho que tenho por cada um de vocês e por agradecer os maravilhosos momentos que vivi ao lado de cada um, das risadas e bebedeiras, meu muito obrigado mesmo de coração! Que Deus os abençoe e que possamos um dia se reencontrar novamente e lembrar os velhos tempos.

Aos cozinheiros do restaurante meu muito obrigado por fazer uma comida boa mesmo em condições precárias, em especial a Dona Socorro e Dona Dorinha por me tratar como uma mãe que se preocupa com seu filho. Agradeço ao Marcondes pessoa fantástica me ajudou bastante, sem esquecer do amigo wester motorista dedicado meu muito obrigado.

## RESUMO

**SILVA, LEONARDO FOR. Avaliação *ex vivo* de diferentes designs de fixadores esqueléticos externos com polimetilmetacrilato em modelo experimental de úmero canino UFCG, 2019. 31p. (Trabalho de Conclusão de Curso em Medicina Veterinária)**

Objetivou-se, avaliar as diferentes formas de utilizar os fixadores esqueléticos a partir uso do polimetilmetacrilato no intuito de reparar fratura em modelo experimental de úmero. Foram utilizado 15 peças, estudados modelos ósseos de úmero canino, os modelos foram coletados no Laboratório de Patologia Animal do Hospital Veterinário Universitário Prof. Dr. Ivon Macêdo Tabosa (HVUIMT), Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), campus de Patos, Paraíba, Brasil. Foram dissecados úmeros de cães de médio porte encaminhados para exames de necrópsia, o critério adotado para inclusão no estudo foi o de animais entre 3 a 5 anos de idade, de ambos os sexos, sem raça definida, sem restrição de peso e que não apresentavam nenhuma alteração clínica endócrina, metabólica, infecciosa ou qualquer outra alteração que comprometesse a estrutura do esqueleto apendicular. Foram tomados cuidados para a coleta, dissecação e armazenamento dos ossos, causando o mínimo de alterações aos modelos ósseos para que o ensaio mimetizasse o mais próximo possível um ensaio mecânico com paciente *in vivo*, os mesmos autores ainda relatam que esses cuidados favorecem melhores resultados. Após este processo foi realizado fratura transversa em diáfise média de todos os ossos com auxílio de serra oscilatória, nesse momento os modelos ósseos foram divididos aleatoriamente em três grupos experimentais com cinco modelos ósseos cada: - Grupo 1 (G1): Foram confeccionados sistema de FEE do tipo I b, com dois pinos de Schunz de 4.5 mm inseridos no plano cranial do osso (um pino por fragmento ósseo) e conectados através de PMMA e dois pinos de Schunz de mesmo diâmetro inseridos no plano lateral do osso (um pino por fragmento ósseo) e conectados através de PMMA.-Grupo 2 (G2): Foram confeccionados sistema de FEE do tipo Tie-in, com quatro pinos de Schunz de 4.5 mm inseridos no plano lateral do osso (dois pinos por fragmento ósseo) e um pino intramedular de 4.5 mm, todos os pinos foram conectados com PMMA.-Grupo 3 (G3): Foram confeccionados sistema de FEE do tipo Tie-in, com dois pinos de Schunz de 4.5 mm inseridos no plano lateral do osso (um pino por fragmento ósseo) e um pino intramedular de 4.5 mm, todos os pinos foram conectados com PMMA. Durante o trabalho observou se que configurações de FEE do tipo I b possuem características mecânicas semelhantes a configurações do tipo Tie-in, sendo uma boa alternativa a morbidade pós-operatória observada em pacientes submetidos a designs Tie-in.

**Palavras-chave:** Fraturas, pino, Tie-in.

## ABSTRACT

**SILVA, LEONARDO FLOR. External evaluation of different designs of external skeletal fixers with polymethylmethacrylate in experimental model of ufc canine UFCG, 2019. 31p. (Work of Completion of Course in Veterinary Medicine)**

The aim of this study was to evaluate the different ways of using skeletal fixators from the use of polymethylmethacrylate in order to repair a fracture in an experimental humerus model. Fifteen pieces were used, studying canine humerus bone models, the models were collected in the Laboratory of Animal Pathology of the Veterinary University Hospital Prof. Dr. Ivon Macêdo Tabosa (HVUIMT), Federal University of Campina Grande (UFCG), Patos campus, Paraíba, Brazil. Mice of medium-sized dogs referred for necropsy examinations were dissected, the criterion adopted for inclusion in the study was that of animals between 3 and 5 years of age, of both sexes, without a defined race, without weight restriction and that did not present no endocrine, metabolic, infectious, or any other change that compromises the structure of the appendicular skeleton. care was taken to the collection, dissection and storage of bones, causing minimal changes to the bone models for the test mimetizasse as close to a mechanical test in vivo patient, the same authors also report that this care promote better results. After this process was conducted in a transverse fracture shaft average of all bones with the aid of oscillating saw, at the moment the bone models were divided randomly into three groups of five each bone models: -Group 1 (G1): were prepared FEE system type Ib, with two Schunz pins of 4.5 mm inserted into the cranial level of the bone (a pin for bone fragment) and connected by PMMA and two Schunz pins of the same diameter inserted into the bone side view (a pin for fragment bone) and connected through PMMA. -Group 2 (G2): were prepared FEE system tie-in type with four pins Schunz 4.5 mm inserted into the bone side plane (two pins per bone fragment) and a 4.5 mm intramedullary pin, all the pins were connected with PMMA. -Group 3 (G3): were prepared FEE system of the type tie-in with two Schunz pins inserted into the 4.5mm bone side view (by a pin bone fragment) and a 4.5 mm intramedullary pin, all the pins were connected with PMMA. During the work, it was observed that FEE configurations of type I b have mechanical characteristics similar to Tie-in configurations, being a good alternative to postoperative morbidity o Tie-in, pino, fraturas bserved in patients submitted to Tie-in designs

**Keywords:** pine, fractures , tie-in



## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - Diferentes configurações de fixadores esqueléticos externos.....14
- Figura 2** - Posicionamento de amostra sobre as garras superior e inferior para teste estático de compressão axial.....20
- Figura 3** - Posicionamento de amostra sobre máquina ensaio estático de flexão em 4 pontos.....21
- Figura 4** - Imagens radiográficas de fixadores esqueléticos externos do tipo I b (G1), Tie-in com dois pinos por fragmento (G2) e Tie-in com um pino por fragmento inseridos em úmero ex vivo canino.....24
- Figura 5**- Carga (N) empregada por deslocamento (mm) até ponto de falha de fixadores esqueléticos externos do tipo I b (G1), tipo Tie-in com 2 pinos por fragmento ósseo (G2) e Tie-in com 1 pino por fragmento ósseo (G3) implantados em modelo ex vivo de úmero canino, submetidos a ensaio mecânico estático de compressão axial.....26
- Figura 6**- Carga (N) empregada por deslocamento (mm) até ponto de falha de fixadores esqueléticos externos do tipo I b (G1), tipo Tie-in com 2 pinos por fragmento ósseo (G2) e Tie-in com 1 pino por fragmento ósseo (G3) implantados em modelo ex vivo de úmero canino, submetidos a ensaio mecânico estático de flexão em 4 pontos.....29

## LISTA DE TABELAS

**Tabela 1** - Média e desvio padrão das dimensões de peso (g), comprimento (cm) e diâmetro (cm) de úmeros caninos incluídos no estudo.....22

**Tabela 2** - Rigidez e carga de falha (média  $\pm$  desvio padrão) de fixadores esqueléticos externos do tipo I b (G1), tipo Tie-in com 2 pinos por fragmento ósseo (G2) e Tie-in com 1 pino por fragmento ósseo (G3) implantados em modelo ex vivo de úmero canino, submetidos a ensaio mecânico estático de compressão axial.....27

**Tabela 3** - Rigidez e carga de falha (média  $\pm$  desvio padrão) de designs de fixadores esqueléticos externos do tipo I b (G1), tipo Tie-in com 2 pinos por fragmento ósseo (G2) e Tie-in com 1 pino por fragmento ósseo (G3) implantados em modelo ex vivo de úmero canino, submetidos a ensaio mecânico estático de flexão em 4 pontos.....30

## SUMÁRIO

	Pág.
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>11</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>13</b>
<b>2.1 Configurações de FEE .....</b>	<b>13</b>
<b>2.2 Estabilidade mecânica de FEE .....</b>	<b>15</b>
<b>2.3 Aplicação de FEE no tratamento de fraturas.....</b>	<b>16</b>
<b>3 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>18</b>
<b>3.1 Obtenção de modelos ósseos.....</b>	<b>18</b>
<b>3.2 Design experimental e implantação de FEE .....</b>	<b>18</b>
<b>3.2 Avaliação macroscópica e radiográfica .....</b>	<b>19</b>
<b>3.3 Avaliação mecânica.....</b>	<b>19</b>
<b>3.4 Análise estatística .....</b>	<b>21</b>
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>22</b>
<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>29</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>30</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Na atualidade vem se observando a crescente e vigorosa criação de pets seja nos grandes centros urbanos, assim como também nas pequenas cidades, de modo que o número de animais pets hoje no mundo ultrapassa o valor dos 132,4 milhões, estudos mostram que o Brasil está ocupando no ranking mundial a quarta colocação no que se desrespeita ao número de animais; Desta forma os profissionais buscam evoluir em novas técnicas e aprimoramento, no intuito de inovação e satisfação dos tutores que cada vez mais são exigentes e rigorosos. Contribuindo para o surgimento de produção no ramo pet como fabricação de utensílios hospitalares;

Na saúde observa-se que a cada dia é englobada novos produtos e novas técnicas a fim de fomentar e melhorar as condições de vida destes animais, a crescente criação de cursos e especializações a fim de capacitar os profissionais da área é notado em todos os aspectos

A maior parte das fraturas que envolvem o úmero é nos terços médio e distal. Em um estudo de 130 fraturas umerais, 4% envolviam a fise proximal, 47% a diáfise, 13% a região supracondilar e 37% as superfícies articulares distais.

Os fixadores esqueléticos externos (FEE) dizem respeito a conjunto de implantes formados por pinos fixados nas corticais ósseas, conectados externamente há uma barra através de clamps, essa relação pino/barra possibilita diferentes configurações de fixação, incluindo fixação linear, circular e híbrida, a versatilidade desses implantes ainda permitem seu uso isolado ou associado a outros implantes.

Esses implantes são amplamente empregados na medicina humana e veterinária principalmente devido ao seu baixo custo e fácil aplicação em diversas situações, incluindo estabilização de fraturas de ossos longos, imobilização articular, correção de deformidades angulares, manejo de lacerações extensas de membros e para controle de danos após trauma.

Na medicina veterinária os FEE sofreram melhorias significativas em suas configurações e designs nos últimos 20 anos, comumente são classificados como uniplanares, biplanares ou multiplanares e unilateral ou bilateral, sendo observada uma relação diretamente proporcional entre a complexidade da configuração e a rigidez do sistema.

Entre as adaptações mais comuns, tem-se a substituição dos clamps e barra conectora por polimetilmetacrilato (PMMA) para conexão dos pinos, essa resina rígida geralmente empregada para próteses dentárias, quando utilizada em designs de FEE reduz os custos do implante e possuem propriedades mecânicas semelhantes a barras conectoras.

A rigidez do sistema proporcionada pelo PMMA pode ser semelhante a barras conectoras de titânio, fibra de carbono ou aço inoxidável em testes mecânicos, esses testes são de grande importância para avaliação da rigidez e estabilidade de implantes, características que estão diretamente relacionadas ao uso de implantes para tratamento de fraturas.

Outro método de aumentar a rigidez do sistema é a adição de pino intramedular associado ao FEE, essa configuração é chamada de Tie-in, a qual apresenta pontos positivos como aumento da resistência mecânica do implante e auxílio no alinhamento ósseo, entretanto, a ocupação do canal medular pode aumentar a morbidade pós-operatória e prejudicar o retorno a função normal do membro.

Os designs de FEE do tipo I a e I b (uniplanar/unilateral e biplanar/unilateral) quando empregados com clamps especiais possuem estabilidade semelhante a configuração tipo II comparações entre diferentes designs inspiram a busca por diferentes opções que promovam estabilidade semelhante e morbidade reduzida.

A adequada interação entre a rigidez do sistema e a sua influência sobre a cicatrização óssea, permitindo retorno a função do membro e rápida cicatrização é de fundamental importância para indicação de designs de FEE de acordo com o tipo de fratura a ser tratado, para entender essa relação o primeiro passo é o desenvolvimento de estudos mecânicos seguidos de ensaios clínicos.

O presente estudo teve como objetivo comparar mecanicamente diferentes configurações de FEE estabilizados com PMMA associados ou não a pino intramedular para tratamento de fraturas produzidas em modelos ósseos de úmero canino.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Configurações de FEE

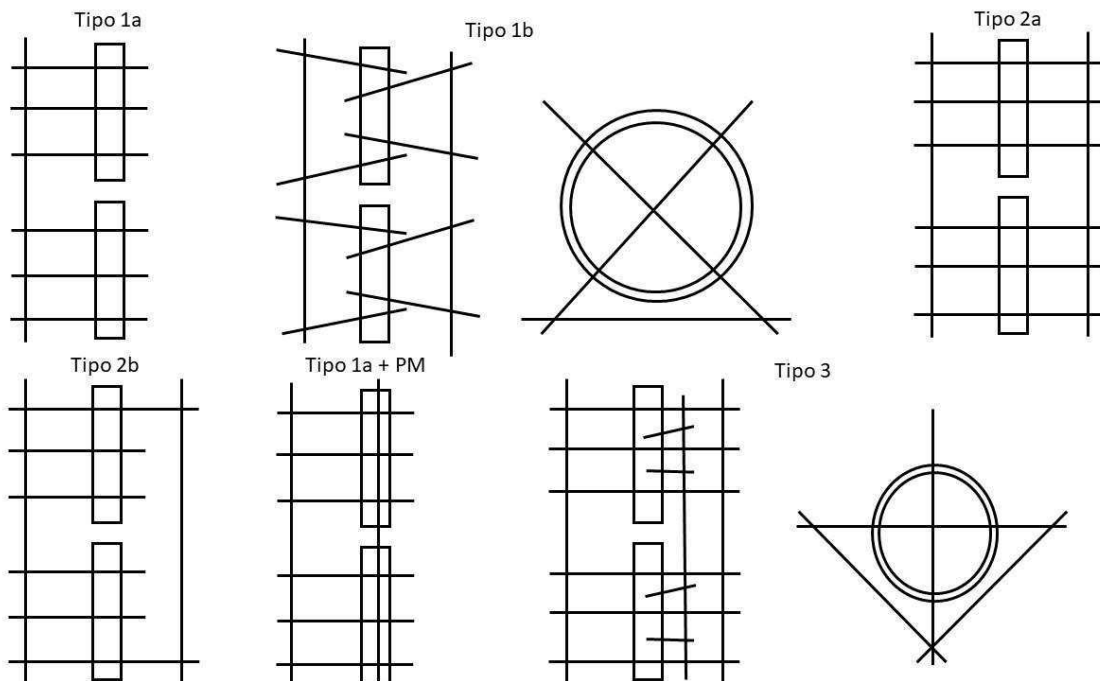
Os FEE são classificados de acordo com o plano anatômico de inserção dos pinos (cranial, medial, caudal e lateral), podendo ser utilizado um único plano (uniplanar), dois planos (biplanar) ou vários planos (multiplanar), esses implantes também podem ser classificados de acordo com a passagem dos pinos pelo membro, em configurações em que os pinos são inseridos nas duas corticais ósseas, mas, não emergem do lado oposto, são denominados unilateral, em casos em que o pino penetra as duas corticais ósseas e se insinua até o lado oposto do membro, são denominados bilaterais (SCHMITT et al., 2018).

De acordo com a disposição dos pinos nos diferentes planos e lados, ROE (1992) categorizou os FEE lineares em Ia (uniplanares e unilaterais), Ib (biplanares e unilaterais), 2a (biplanares e bilaterais), 2b ou 3 (ambos multiplanares e bilaterais) como visualizado na FIGURA 1.

Algumas características de FEE limitam sua aplicação, os tipos bilaterais geralmente não são aplicados em ossos como o fêmur ou úmero de cães, devido ao desconforto que essa configuração proporcionaria, sendo mais indicada para ossos como o rádio e a tíbia (RAO et al., 2017).

As configurações tipo Ib se mostram como alternativa de estabilização de ossos mais proximais, o fato de usar os planos cranial e lateral mantem a rigidez necessária do sistema e reduzem a morbidade do paciente (SAGLAM et al., 2016).

**Figura 1** – Diferentes configurações de fixadores esqueléticos externos.



**Fonte:** Adaptado de GEMMILL et al., (2004).

A versatilidade desse sistema ainda permite a associação de outros implantes, o mais comumente relatado é o pino intramedular, o qual pode estar conectado na barra formando um único sistema denominado Tie-in, ou pode ser inserido sem conexão e compor um sistema adicional a parte (GEMMILL et al., 2004).

No sistema Tie-in a adição do pino intramedular aumenta a rigidez do implante e não adiciona planos de inserção de pinos, favorecendo sua aplicação no úmero, fêmur e tíbia, essa configuração está contraindicado no rádio devido a impossibilidade de inserção segura de pino no canal medular desse osso (WORTH, 2007)

O sistema de FEE é composto normalmente por pinos, clamps e barras conectoras fabricadas de diferentes materiais, os quais já promovem certa liberdade de aplicação e modificações nas configurações, mas, foi com a introdução de sistemas conectados com PMMA que foi observado um aumento significativo na versatilidade e facilidade de aplicação dos FEE, sem alterar as propriedades mecânicas (LEITCH e WORTH, 2018).

A liberdade proporcionada pela aplicação de resinas como barras conectoras fez com que outras resinas além do PMMA fossem estudadas, sendo encontradas resinas epóxi, as quais possuem melhor conformação, mais leves e mais fáceis de moldagem, favorecendo a indicação de FEE em regiões que normalmente não são empregados, como na mandíbula, aves e animais exóticos (CETINKAYA et al., 2011).

As diferentes configurações de FEE permitem seu emprego em diversas regiões, incluindo todos os ossos longos, mandíbula, maxila, articulações radiocarpoulnar e tíbiotársica e até mesmo na coluna vertebral, objetivando o tratamento de fraturas, luxações, lesões em tecido mole ou deformidades angulares de ossos longos (BEEVER et al., 2017).

Outra classificação são os FEE circulares, essa classificação de sistema também é bastante versátil e amplamente empregada, entretanto, devido sua complexidade e indicações totalmente diferentes dos FEE lineares, não serão abordados no presente trabalho (AITHAL et al., 2019).

## **2.2 Estabilidade mecânica de FEE**

As diferentes configurações de FEE possuem características mecânicas próprias, o que influencia diretamente a rigidez do sistema, determinando a sua indicação para os vários escores de fraturas em diversos pacientes (GEMMILLI et al., 2004).

Testes mecânicos comparando os diferentes sistemas mostram que os designs mais complexos como os tipo 2a ou tipo 3 são significativamente mais rígidos que os designs mais simples, como os do tipo 1a, 1a associado a pino intramedular, 1b e do tipo 2b (WHITE et al., 2003).

A quantidade de pinos por fragmento ósseo também altera a rigidez dos FEE, comumente são recomendados dois a quatro pinos por fragmento ósseo, durante a aplicação dos pinos observa-se que quanto mais pinos, mais rígido o sistema, entretanto, essa relação só proporciona aumento de estabilidade mecânica até a inserção de quatro pinos, após isso não há aumento significativo na resistência dos FEE (JOHNSON et al., 1996).

O diâmetro do pino é proporcional a sua rigidez, sendo recomendado para composição do FEE o correspondente a 25-30% do diâmetro do osso, é relatado que essa escolha maximiza a rigidez sem predispor fraturas ou fissuras ósseas, o que pode levar a falha prematura de todo o sistema (CORR, 2005).

A distância entre o osso e a barra conectora, ou seja, o comprimento do pino, possui uma relação inversamente proporcional a rigidez do sistema, quanto mais curto o pino, mais rígido o sistema, apesar disso é importante manter uma distância de alguns centímetros, suficientes para passagem de um dedo, para garantir que o edema pós operatório não cause necrose devido a pressão da pele contra a barra (CORR, 2005).



Fatores relacionados a barra conectora também podem influenciar na sua rigidez, a adição de uma barra extra pode aumentar a estabilidade mecânica do sistema, sendo uma opção em sistemas aplicados em pacientes de grande porte ou pesados (CORR, 2005).

A composição da barra também influencia a rigidez do sistema, em ordem crescente de resistência mecânica, tem-se barras de aço inoxidável, titânio e fibra de carbono, o uso de PMMA também pode promover barras resistentes, apresentando uma rigidez entre a fibra de carbono e o titânio, para isso é necessário um aumento do diâmetro da barra de PMMA (AMSELLEM et al., 2010).

### **2.3 Aplicação de FEE no tratamento de fraturas**

Há alguns anos a associava-se uma maior rigidez dos FEE com menores índices de complicações e melhor cicatrização óssea (JOHNSON et al., 1989), entretanto, nos últimos anos estudos mostram que certa micromovimentação no foco da fratura pode estimular maior formação de calo ósseo e por consequente acelerar o processo de cicatrização (LARSSON et al., 2001).

O assunto é bastante controverso, alguns autores chegam a associar que sistemas mais rígidos de FEE como os tipos 2a ou 3 são desnecessários e podem até prejudicar o tratamento de algumas fraturas devido a excessiva redução de micromovimentação no foco da fratura (GOODSHIP et al., 1993).

Alguns estudos relatam tempo de consolidação óssea e taxa de complicações semelhantes em fraturas de cães e gatos tratadas com FEE mais rígidos e em fraturas tratadas com FEE menos rígidos, apesar desses achados a evidência científica ainda não é totalmente clara e mais estudos são recomendados (GEMMILL et al., 2004).

As principais complicações com uso de FEE é a contaminação na interface pino/pele o que pode progredir para planos mais profundos, como a interface pino/osso, infecções ósseas podem provocar lise óssea e osteomielite, as quais são devastadoras para a cicatrização óssea e para permanência do implante (KRISCHAK et al., 2002).

A adição de pino intramedular a configurações de FEE pode estar relacionada ao aumento de morbidade pós-operatória, um estudo desenvolvido por BEEVER et al., (2017) revelou que de 36 felinos que receberam designs de FEE associados a pino intramedular (Tie-in), 44% desenvolveram complicações relacionadas aos fixadores, apesar disso os autores não relacionaram nenhuma complicação específica a associação com pino intramedular.

Um estudo semelhante foi desenvolvido em fraturas de caninos tratados com fixadores, complicações semelhantes são observadas nessa espécie quando comparados com os felinos, ambas as espécies apresentam maiores taxas de complicações em ossos como o fêmur e úmero, no caso dos felinos ossos como a tíbia apresentam maior taxa de complicação quando comparados com os caninos, já nessa última espécie, o rádio e a ulna apresentam maiores taxas de complicação quando comparados com os felinos (BEEVER et al., 2018).

Em cães o uso de configurações Tie-in não foi associado ao aumento de incidência de complicações, apesar disso os autores relatam que de nove pacientes que receberam esse design de FEE, sete desenvolveram alguma complicação pós-operatória (BEEVER et al., 2018).

A adequada interação entre a rigidez do sistema e a sua influência sobre a cicatrização óssea, permitindo retorno a função do membro e rápida cicatrização é de fundamental importância para indicação de designs de FEE de acordo com o tipo de fratura a ser tratado, para entender essa relação o primeiro passo é o desenvolvimento de estudos mecânicos seguidos de ensaios clínicos (GEMMILL et al., 2004).

### **3 MATERIAL E MÉTODOS**

#### **3.1 Obtenção de modelos ósseos**

Foram estudados modelos ósseos de úmero canino, os modelos foram coletados no Laboratório de Patologia Animal do Hospital Veterinário Universitário Prof. Dr. Ivon Macêdo Tabosa (HVUIMT), Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), campus de Patos, Paraíba, Brasil.

Foram dissecados úmeros de cães de médio porte encaminhados para exames de necrópsia, o critério adotado para inclusão no estudo foi o de animais entre 3 a 5 anos de idade, de ambos os sexos, sem raça definida, sem restrição de peso e que não apresentavam nenhuma alteração clínica endócrina, metabólica, infecciosa ou qualquer outra alteração que compromettesse a estrutura do esqueleto apendicular.

Os ossos tiveram medidas como comprimento, diâmetro de istmo e peso mensurados e tabelados, foram selecionados 15 modelos ósseos com medidas uniformes para composição de três grupos experimentais.

Os modelos ósseos foram coletados durante 30 dias, nesse período foram armazenados em freezer a  $-20^{\circ}\text{C}$ , de acordo com o proposto por HAAREN et al., (2008) até a aquisição de todos os 15 modelos uniformes.

#### **3.2 Design experimental e implantação de FEE**

Os modelos ósseos foram descongelados em temperatura ambiente, após o descongelamento foi produzida fratura transversa completa em diáfise média de todos os ossos com auxílio de serra oscilatória, nesse momento os modelos ósseos foram divididos aleatoriamente em três grupos experimentais com cinco modelos ósseos cada:

-Grupo 1 (G1): Foram confeccionados sistema de FEE do tipo I b, com dois pinos de Schunz de 4.5 mm inseridos no plano cranial do osso (um pino por fragmento ósseo) e conectados através de PMMA e dois pinos de Schunz de mesmo diâmetro inseridos no plano lateral do osso (um pino por fragmento ósseo) e conectados através de PMMA.

-Grupo 2 (G2): Foram confeccionados sistema de FEE do tipo Tie-in, com quatro pinos de Schunz de 4.5 mm inseridos no plano lateral do osso (dois pinos por fragmento ósseo) e um pino intramedular de 4.5 mm, todos os pinos foram conectados com PMMA.

-Grupo 3 (G3): Foram confeccionados sistema de FEE do tipo Tie-in, com dois pinos de Schunz de 4.5 mm inseridos no plano lateral do osso (um pino por fragmento ósseo) e um pino intramedular de 4.5 mm, todos os pinos foram conectados com PMMA.

No momento da implantação de cada sistema, foi deixado um espaço de 2 centímetros no foco da fratura, dessa forma as forças mecânicas seriam suportadas apenas pelos implantes. Os pinos foram inseridos com angulação de 60° em relação ao osso, passando pelas duas corticais dos terços proximal e distal. O pino intramedular foi inserido de forma normógrada pelo tubérculo maior até o terço distal do osso, em seguida foi contorcido para facilitar a conexão com a barra. O PMMA foi preparado através da mistura de monômero (líquido) e polímero (pó) até a obtenção de um material com consistência homogênea, o qual foi depositado em conduíte conectando todos os pinos para formação da barra, foi deixado um espaço de 5 cm entre o osso e a barra de PMMA.

### **3.2 Avaliação macroscópica e radiográfica**

Após a implantação e secagem do PMMA, os modelos foram submetidos a avaliação macroscópica e radiográfica, nesse momento foi avaliada a presença de qualquer fratura e/ou fissura óssea nos modelos. A análise radiográfica foi realizada no Laboratório de Diagnóstico por Imagem do HVUIMT, UFCG, campus de Patos, Paraíba, Brasil.

Essas avaliações também permitiram garantir um adequado alinhamento entre as extremidades ósseas e uniformidade dos implantes.

### **3.3 Avaliação mecânica**

Os modelos ósseos implantados foram submetidos a testes estáticos de compressão axial e flexão em 4 pontos. Os testes mecânicos foram realizados no Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM), da UFCG, campus de Campina Grande. Para realização dos testes mecânicos foram utilizadas máquinas de ensaio Instron modelo 5582 para ensaio de compressão axial e modelo E10000 para ensaio de flexão de 4 pontos.

Para realização do teste estático de compressão axial, os modelos foram posicionados verticalmente entre as garras superior e inferior e receberam uma pré carga de 10 Newtons (N) para fixação (FIGURA 2), então foi empregada uma carga com velocidade de 2 cm/min.

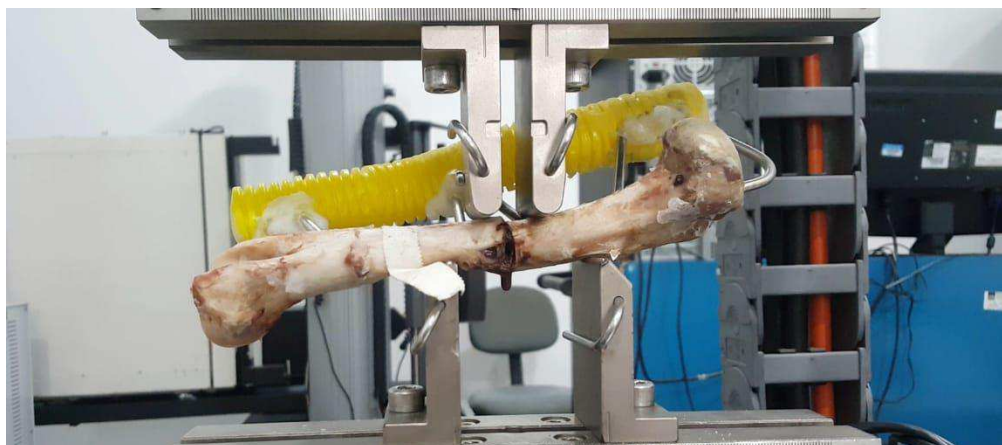
Para realização do teste estático de flexão em 4 pontos, os modelos foram posicionados horizontalmente sobre duas garras inferiores com uma abertura de 12 cm, em seguida duas garras superiores com abertura de 4 cm foram posicionadas sobre o foco da fratura, uma pré carga de 10 N foi utilizada para fixação (FIGURA 3), os modelos então receberam carga com velocidade de 2 cm/min.

**Fig. 2** – Posicionamento de amostra sobre as garras superior e inferior para teste estático de compressão axial de úmero canino.



**Fonte:** Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM), da UFCG, campus de Campina Grande.

**Fig. 3** – Posicionamento de amostra sobre máquina ensaio estático de flexão em 4 pontos do úmero canino.



**Fonte:** Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM), da UFCG, campus de Campina Grande.

Para o teste estático de compressão axial foi fixado deslocamento de 4 milímetros como carga de falha dos implantes, para o teste estático de flexão em 4 pontos foi fixado deslocamento de 1 milímetro como carga de falha dos implantes, nos momentos de carga de falha foi calculada a rigidez dos sistemas através da divisão da carga pelo deslocamento do ensaio (WETTERE et al., 2009a).

### 3.4 Análise estatística

Os dados obtidos das dimensões dos ossos antes da implantação e dos testes mecânicos foram submetidos a análise de variância (ANOVA) e testes de Tukey para as dimensões ósseas e t-Student para os dados mecânicos, ambos com nível de significância de 5%. Os dados foram transformados em média e desvio padrão e apresentados em tabelas e gráficos.

#### 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

As dimensões dos 15 úmeros caninos que atenderam aos critérios de inclusão estão presentes na TAB. 1. Não houve diferença estatística entre os grupos com relação as dimensões estudadas.

Foram tomados cuidados para a coleta, dissecação e armazenamento dos ossos, seguindo as recomendações de AN et al., (2000), causando o mínimo de alterações aos modelos ósseos para que o ensaio mimetizasse o mais próximo possível um ensaio mecânico com paciente *in vivo*, os mesmos autores ainda relatam que esses cuidados favorecem melhores resultados.

**Tabela 1** – Média e desvio padrão das dimensões de peso (g), comprimento (cm) e diâmetro (cm) de úmeros caninos incluídos no estudo.

Modelos ósseos	Peso (g)	Comprimento (cm)	Diâmetro (cm)
Grupo 1			
11	62	16,8	1,2
18	86	17,5	1,5
21	71	16	1,5
22	72	16	1,4
23	76	16,8	1,5
Média	73,4	16,6	1,4
Desvio padrão	8,7	0,6	0,1
Grupo 2			
5	79	14,5	1,3
7	61	14,5	1,3
13	79	16	1,4
20	60	16,3	1,2
28	62	15,7	1,4
Média	68,2	15,4	1,3
Desvio padrão	9,8	0,8	0,0
Grupo 3			
8	98	17,5	1,5
10	80	17,5	1,5
16	97	17	1,5
17	73	14,5	1,3
25	72	14	1,3
Média	84	16,2	1,4
Desvio padrão	12,7	2,9	0,1

**Fonte:** Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM), da UFCG, campus de Campina Grande.

\*Não foi observada diferença estatística entre as médias dos grupos no teste de Tukey a 5%.

Os testes foram realizados no mesmo dia, sobre temperatura ambiente controlada, utilizando as mesmas máquinas de ensaio sobre as mesmas medidas de força e velocidade, SCHMITT et al., (2018) relatam que cuidados com essas variáveis são importantes para obtenção de dados mais confiáveis.

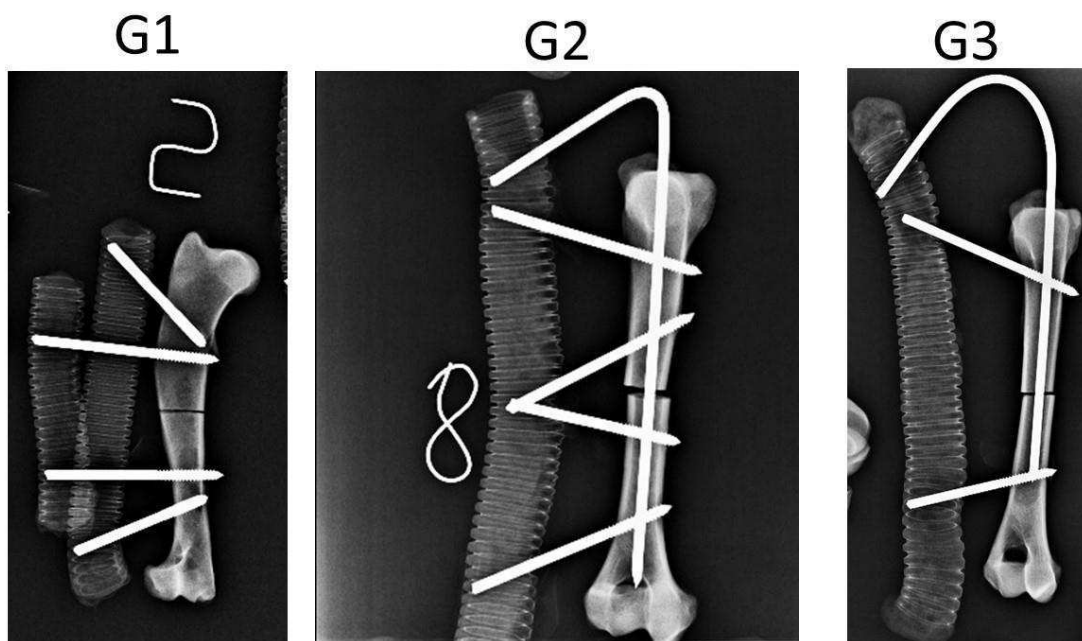
De acordo com AN et al., (2000), um dos fatores mais importantes no desenvolvimento de ensaios mecânicos é a uniformidade das amostras, no presente estudo foram coletados diversos modelos de úmeros caninos, mas, só permaneceram nos grupos experimentais as amostras que não alterassem significativamente a média e o desvio padrão dos grupos, garantindo que não haveria diferença estatística entre os grupos.

Uma alternativa ao uso de modelos ósseos *ex vivo* é o uso de modelos ósseos artificiais, geralmente a base de polímeros de alta densidade como os utilizados por GÜLEÇ et al., (2018) ao avaliar design de FEE com PMMA para fraturas supracondilares de úmeros humanos, no presente estudo optou-se pela coleta de amostras *ex vivo* devido sua proximidade com ensaios com paciente *in vivo*.

As avaliações macroscópica e radiográfica revelaram adequada inserção dos pinos pelas duas corticais ósseas (FIGURA 4), não sendo observada nenhuma fratura ou fissura óssea, além da facilidade de se avaliar macroscopicamente os modelos ósseos, optou-se por realizar avaliações radiográfica que são mais sensíveis para visualizar fissuras ou deslocamentos ósseos indesejáveis, assim como relatado por TSUTSUI et al., (2016), os quais utilizaram exames radiográficos para observar deslocamento ósseo após ensaios mecânicos em raios *ex vivo* submetidos a estabilização com placas.



**Figura 4** – Imagens radiográficas de fixadores esqueléticos externos do tipo I b (G1), Tie-in com dois pinos por fragmento (G2) e Tie-in com um pino por fragmento inseridos em úmero *ex vivo* caninos.



**Fonte:** Setor de diagnóstico por imagem do Hospital Veterinário Universitário Prof. Dr. Ivon Macêdo Tabosa (HVUIMT), Universidade Federal de Campina Grande (UFCG), campus de Patos, Paraíba, Brasil.

O uso de avaliação radiográfica adotada antes dos ensaios também é relatado por WETTERE et al., (2009b), o qual utilizou esse exame antes de avaliações mecânicas de FEE do tipo Tie-in em úmero coletados *ex vivo* de aves.

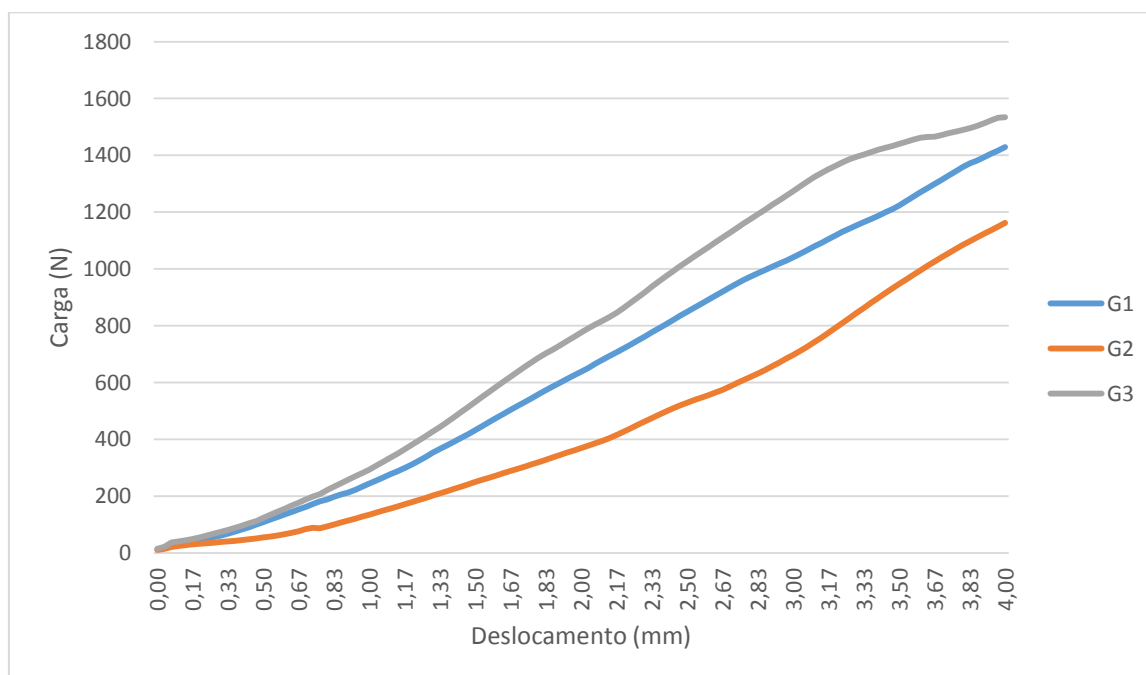
O exame radiográfico possui sensibilidade para avaliação óssea, como relatado por POTTECHER et al., (2016) através desse exame é possível observar fatores relacionados a estabilidade promovida pelos implantes e estimar o sucesso da intervenção ou falha da intervenção.

A fixação de deslocamento de 4 mm no ensaio de compressão axial e de 1 mm no ensaio de flexão de 4 pontos, foi baseada em experiências de outros autores (WETTERE et al., 2009a), existe uma relação direta entre a movimentação adequada no foco da fratura e o tamanho do espaço entre os fragmentos ósseos, essa relação influencia diretamente a cicatrização óssea, entender essa relação e aplicar configurações de fixadores que promovam a estabilidade necessária para a manutenção do ambiente celular é fundamental para alcançar o sucesso do tratamento (GEMMILL et al., 2004).

O diâmetro dos pinos utilizados nos FEE representou 30% do diâmetro dos ossos, respeitando as recomendações de 25 a 30% estabelecidas na literatura (CORR, 2005). O diâmetro dos pinos intramedulares em relação ao canal medular compôs 40% do seu diâmetro, estando de acordo com a recomendação encontrada na literatura (SAGLAM et al., 2016).

Os valores de carga recebida (N) por deslocamento (mm) em cada grupo experimental durante o teste estático de compressão axial estão dispostos na FIGURA 5. As médias de rigidez e de carga de falha de cada grupo estão dispostos na TAB. 2, não foi observada diferença estatística significativa entre os valores de rigidez ou carga de falha quando comparados os grupos.

**Fig. 5** – Carga (N) empregada por deslocamento (mm) até ponto de falha de fixadores esqueléticos externos do tipo I b (G1), tipo Tie-in com 2 pinos por fragmento ósseo (G2) e Tie-in com 1 pino por fragmento ósseo (G3) implantados em modelo *ex vivo* de úmero canino, submetidos a ensaio mecânico estático de compressão axial.



**Fonte:** Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM), da UFCG, campus de Campina Grande.

Com esses resultados é possível observar que o design de FEE do tipo 1 b (G1) apresentou resistência a força de compressão axial semelhante a configurações do tipo Tie-in com um pino (G3) ou dois pinos (G2) por fragmento, conectados a pino intramedular.

A pouca influência da presença dos pinos intramedulares sobre a resistência a compressão axial pode estar relacionada a um maior antagonismo de forças de flexão, assim como o relatado por RADKE et al., (2006), o qual comparou mecanicamente FEE combinados ou não a pinos intramedulares através de método de elemento finito.

**Tabela 2** – Rigidez e carga de falha (média  $\pm$  desvio padrão) de fixadores esqueléticos externos do tipo I b (G1), tipo Tie-in com 2 pinos por fragmento ósseo (G2) e Tie-in com 1 pino por fragmento ósseo (G3) implantados em modelo *ex vivo* de úmero canino, submetidos a ensaio mecânico estático de compressão axial.

Grupos experimentais	Média de rigidez (N)	Média de carga de falha (N)
G1	357,1 $\pm$ 211,9	1428,6 $\pm$ 848,0
G2	290,4 $\pm$ 37,5	1161,9 $\pm$ 150,1
G3	376,0 $\pm$ 52,5	1504,0 $\pm$ 210,0

**Fonte:** Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM), da UFCG, campus de Campina Grande.

De acordo com WETTERE et al., (2009a) a conexão do pino intramedular com os demais pinos através da barra, promove um aumento de rigidez as forças de torque, compressão axial e flexão quando comparado com o mesmo design sem conexão do pino intramedular com os demais pinos. Observa-se no presente estudo que adição de uma configuração biplanar e unilateral (tipo I b), pode promover um aumento na resistência mecânica semelhante a adição de um pino intramedular conectado aos demais pinos.

Estudos mecânicos comparando configurações de FEE do tipo I b e configurações Tie-in são pouco relatadas na literatura, o principal motivo para busca de alternativas ao uso de pino intramedular é a diminuição de complicações como a migração e lesão em tecidos moles, a conexão do pino intramedular com os demais pinos pode contribuir para a diminuição dessas complicações, entretanto, mesmo esses designs ainda estão relacionados a aumento de morbidade dos pacientes (SAGLAM et al., 2016).

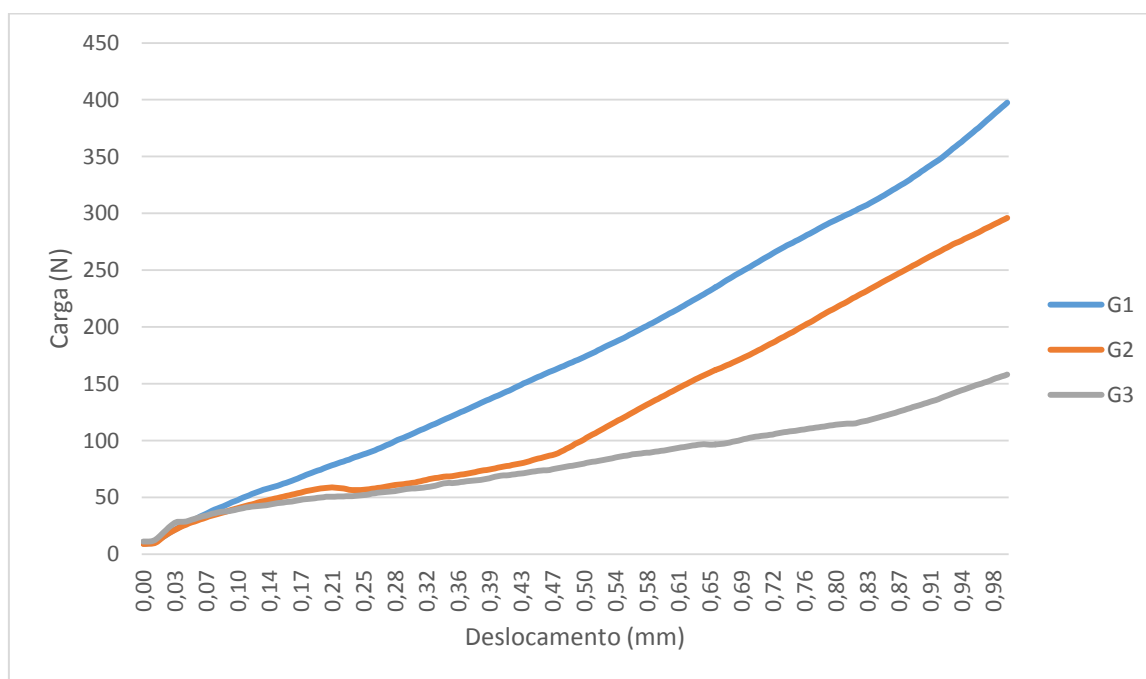
Apesar desses relatos tanto as configurações do tipo I b e Tie-in apresentam uma baixa incidência de complicações clínicas, de acordo com GEMMILL et al., (2004), ao avaliar fraturas de diáfise radial e tibial de caninos e felinos tratados com diferentes configurações de FEE, encontrou taxas de complicação de 4% para tipo I b e 3% para tipo Tie-in. Os mesmos autores ainda relatam que a média de dias para consolidação com as duas configurações foi em média de 50 dias.

Os valores de carga recebida (N) por deslocamento (mm) em cada grupo experimental durante o teste estático de flexão em 4 pontos estão dispostos na FIGURA 6. As médias rigidez e de carga de falha de cada grupo estão dispostos na TABELA 3, não foi observada diferença estatística significativa entre os valores de rigidez ou carga de falha quando comparados os grupos.

A ausência de diferença estatística entre os grupos durante as avaliações mecânicas pode estar relacionada a quantidade limitada de amostras, uma vez que certa diferença é percebida entre as médias dos grupos.

Segundo GEMMILL et al., (2004), as configurações tipo I b e I a associada a pino intramedular apresentam boa resistência a angulação mediolateral e são mais aconselhadas em pacientes mais pesados quando comparados a configurações do tipo I a.

**Figura 6** – Carga (N) empregada por deslocamento (mm) até ponto de falha de fixadores esqueléticos externos do tipo I b (G1), tipo Tie-in com 2 pinos por fragmento ósseo (G2) e Tie-in com 1 pino por fragmento ósseo (G3) implantados em modelo *ex vivo* de úmero canino, submetidos a ensaio mecânico estático de flexão em 4 pontos.



**Fonte:** Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM), da UFCG, campus de Campina Grande.

Assim como relatado por WETTERE et al., (2009a), a adição de pino intramedular no sistema aumenta a resistência a forças de flexão por volta de 17% quando comparados com

designs do tipo I a, dados diferentes foram encontrados no presente estudo, possivelmente devido aos diferentes grupos experimentais estudados, uma vez que comparações entre FEE do tipo Tie-in e tipo I b são pouco relatados.

**Tabela 3** – Rigidez e carga de falha (média  $\pm$  desvio padrão) de designs de fixadores esqueléticos externos do tipo I b (G1), tipo Tie-in com 2 pinos por fragmento ósseo (G2) e Tie-in com 1 pino por fragmento ósseo (G3) implantados em modelo *ex vivo* de úmero canino, submetidos a ensaio mecânico estático de flexão em 4 pontos.

Grupos experimentais	Média de rigidez (N)	Média de carga de falha (N)
G1	405,0 $\pm$ 92,5	411,0 $\pm$ 92,1
G2	297,3 $\pm$ 317,6	297,2 $\pm$ 317,3
G3	158,0 $\pm$ 164,3	159,6 $\pm$ 166,4

**Fonte:** Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da Unidade Acadêmica de Engenharia Mecânica (UAEM), da UFCG, campus de Campina Grande.

Segundo WORTH (2007), a configuração Tie-in usando PMMA como barra fixadora se mostrou eficiente clinicamente na cicatrização óssea de felinos com fraturas de ossos, uma comparação clínica ou mecânica entre configurações Tie-in e tipo I b é difícil de ser realizada devido a baixa quantidade de estudos publicados.

Devido a semelhança encontrada entre as características mecânicas entre as configurações Tie-in e tipo I b, e os relatos clínicos positivos com uso de configurações Tie-in em cães e gatos, é sugerida uma maior aplicação experimental e clínica de fixadores do tipo I b afim de serem obtidos mais dados comparados esses designs (WORTH, 2007; SAGLAM et al., 2016).

## **CONCLUSÃO**

Conclui-se que configurações de FEE do tipo I b possuem características mecânicas semelhantes a configurações do tipo Tie-in, sendo uma boa alternativa para reduzir a morbidade pós-operatória observada em pacientes submetidos a designs Tie-in.

Estudos *in vivo* fazem-se necessários para observar a eficiência clínica dessa configuração sobre a cicatrização óssea em pacientes caninos e felinos.

## REFERÊNCIAS

- AITHAL, H.P. *et al.* **Epoxy-Pin external skeletal fixation for management of open bone fractures in calves and foals: A review of 32 cases.** *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 32, n. 3, p. 257-268, 2019.
- AMSELLEM, P.M.; EGGER, E.L.; WILSON, D.L. **Bending Characteristics of Polymethylmethacrylate Columns, Connecting Bars of Carbon Fiber, Titanium, and Stainless Steel Used in External Skeletal Fixation and an Acrylic Interface.** *Veterinary Surgery*, v. 39, p. 631– 637, 2010.
- AN, Y.H.; BARFIELD, W.R.; DRAUGHN, R.A. Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics. *In: AN, Y.H.; DRAUGHN, R.A. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface.* New York: [s.n.], 2000. cap.2, p.23-40.
- BEEVER, L.; GILES, K.; MEESON, R. **Postoperative complications associated with external skeletal fixators in cats.** *Journal of Feline Medicine and Surgery*, v. 19, p. 727-736, 2017.
- BEEVER, L.J.; GILES, K.; MEESON, R.L. **Postoperative complications associated with external skeletal fixators in dogs.** *Vet. Orthop. Traumatol*, v. 31, p. 137-143, 2018.
- CETINKAYA, M.A.; YARDIMCI, C.; KAYA, U. **Lingual arch bar application for treatment of rostral mandibular body fractures in cats.** *Veterinary Surgery*, v. 40, p. 457–63, 2011.
- CORR, S. **Practical guide to linear external skeletal fixation in small animals.** *Practice*, v. 27, p. 76-85, 2005.
- GEMMILL, T.J. *et al.* **Treatment of canine and feline diaphyseal radial and tibial fractures with low-stiffness external skeletal fixation.** *Journal of Small Animal Practice*, v. 45, p. 85-91, 2004.
- GOODSHIP, A.E.; WATKINS, P.E.; RIGBY, H.S.; KENWRIGHT, J. **The role of fixator frame stiffness in the control of fracture healing.** An experimental study. *Journal of Biomechanics*, v. 26, p. 1027-1035, 1993.
- HAAREN, E.H. *et al.* **Effect of long-term preservation on the mechanical properties of cortical bone in goats.** *Acta Orthopaedica*, v. 79, n. 5, p. 708-716, 2008.
- JOHNSON, A.L. *et al.* **Biomechanics and biology of fracture healing with external skeletal fixation.** *Comp Cont Educ Pract*, v. 20, p. 487-489, 1996.
- JOHNSON, A.L.; KNELLER, S.K.; WEIGEL, R.M. **Radial and tibial fracture repair with external skeletal fixation.** *Veterinary Surgery*, v. 18, p. 367-372, 1989.
- KRISCHAK, G.D.; *et al.* **Effects of one-plane and two-plane external fixation on sheep osteotomy healing and complications.** *Clin Biomech*, v. 17, p. 470–476, 2002.
- KULENDRA, E. *et al.* **Evaluation of the transarticular external skeletal fixator for the treatment of tarsocrural instability in 32 cats.** *Vet Comp Orthop Traumatol*, v. 24, p. 320–325, 2011.
- LARSSON, S. *et al.* **Effects of early axial dynamisation on tibial bone healing: a study in dogs.** *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 388, p. 240-25, 2001.
- LEITCH, B.J.; WORTH, A.J. **Mechanical testing of a steel-reinforced epoxy resin bar and clamp for external skeletal fixation of long-bone fractures in cats.** *New Zealand Veterinary Journal*, v. 66, n. 3, 2018.

- POTTECHER, P. *et al.* **Prediction of hip failure load: In vitro study of 80 femurs using three imaging methods and finite element models – The European fracture study (effect).** *Radiology*, v. 280, n. 3, 2016.
- PREININGER, B. *et al.* **In situ tele-thermographic measurements during PMMA spacer augmentation in temporary arthrodesis after periprosthetic knee joint infection.** *Technology and Health Care*, v. 20, p. 337–341, 2012.
- RADKE, H. *et al.* **Biomechanical analysis of unilateral external skeletal fixators combined with IM-pin and without IM-pin using finite-element method.** *Veterinary Surgery*, v. 35, p. 15-23, 2006.
- RAO, J.R.; *et al.* **Management of radius-ulna and tibial diaphyseal fractures with type IIa external skeletal fixation in dogs.** *The Pharma Innovation Journal*, v. 6, n. 8, p. 372-376, 2017.
- ROE, S.C. **Classification and nomenclature of external fixators.** *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, v. 22, p. 11-18, 1992.
- SAGLAM, M.; ÇAGATAY, S.; KHOUSHNAHAD, S. **A modification of tie-in external fixation technique via acrylic in small animals.** *Veterinary Medicine, Animal Studies*, v 6, n. 5, 2016.
- SCHMITT, B. *et al.* **Ensaio biomecânico para determinação do diâmetro de barra conectora de polimetilmetacrilato em fixador esquelético externo tipo Ia no úmero de suínos.** *Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.*, v. 70, n. 3, p. 779-786, 2018.
- TSUTSUI, S. *et al.* **Impacto f double-tiered subchondral support procedure with a polyaxial locking plate on the stability of distal radius fractures using fresh cadaveric forearms: Biomechanical and radiographic analyses.** *Journal of Orthopaedic Science*, v. 21, p. 603-608, 2016.
- WETTERE, A. J.V. *et al.* **Mechanical evaluation of external skeletal fixator-intramedullary pin Tie-in configurations applied to cadaveral humeri from red-tailed Hawks (*Buteo jamaicensis*).** *Journal of Avian Medicine and Surgery*, v. 23, n. 4, p. 277-285, 2009b.
- WETTERE, A. J.V. *et al.* **Mechanical evaluation of various external skeletal fixator-intramedullary pin tie-in configurations using a tubular plastic bone model.** *Journal of Avian Medicine and Surgery*, v. 23, n. 4, p. 263-276, 2009a.
- WHITE, D.T.; BRONSON, D.G.; WELCH, R.D. **A mechanical comparison of veterinary linear external skeletal fixation systems.** *Veterinary Surgery*, v. 32, p. 507–14, 2003.
- WORTH, A.J. **Management of fractures of the long bones of eight cats using external skeletal fixation and a tied-in intra-medullary pin with a resin-acrylic bar.** *New Zealand Veterinary Journal*, v. 55, n. 4, p. 191-197, 2007.