

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP

CÂMPUS DE JABOTICABAL

**ESTUDO MECÂNICO COMPARATIVO DA ESTABILIZAÇÃO DE
FRATURA ILÍACA COM DOIS TIPOS DE IMPLANTES (PARAFUSOS
COM PLACA DE COMPRESSÃO DINÂMICA E PARAFUSOS
ASSOCIADOS AO POLIMETILMETACRILATO) EM HEMIPELVES
CANINAS SINTÉTICAS**

Tiago Carmagnani Prada

Médico Veterinário

2015

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP

CÂMPUS DE JABOTICABAL

**ESTUDO MECÂNICO COMPARATIVO DA ESTABILIZAÇÃO DE
FRATURA ILÍACA COM DOIS TIPOS DE IMPLANTES (PARAFUSOS
COM PLACA DE COMPRESSÃO DINÂMICA E PARAFUSOS
ASSOCIADOS AO POLIMETILMETACRILATO) EM HEMIPELVES
CANINAS SINTÉTICAS**

Tiago Carmagnani Prada

Orientador: Prof. Ass. Dr. Bruno Watanabe Minto

**Dissertação apresentada à Faculdade de
Ciências Agrárias e Veterinárias – Unesp,
Câmpus de Jaboticabal, como parte das
exigências para obtenção do título de Mestre
em Cirurgia Veterinária.**

2015

Prada, Tiago Carmagnani

P896e

Estudo mecânico comparativo da estabilização de fratura ilíaca com dois tipos de implantes (parafusos com placa de compressão dinâmica e parafusos associados ao polimetilmetacrilato) em hemipelves caninas sintéticas / Tiago Carmagnani Prada. – – Jaboticabal, 2015

xii, 32 p. : il. ; 28 cm

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, 2015

Orientador: Bruno Watanabe Minto

Banca examinadora: Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias, Sheila Canevese Rahal

Bibliografia

1. Pelve. 2. Estabilização. 3. Biomecânica. 4. Fratura. I. Título. II. Jaboticabal-Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias.

CDU 619:617.581:636.7

DADOS CURRICULARES DO AUTOR

TIAGO CARMAGNANI PRADA – nascido em 12 de abril de 1988, na cidade de São Paulo, São Paulo. Graduiu-se em Medicina Veterinária pela Universidade Metodista de São Paulo em dezembro de 2010. Realizou aprimoramento em clínica e cirurgia de pequenos animais na Universidade de Franca no período de 2011-2013. Atualmente é aluno regular do Programa de Pós-graduação em Cirurgia Veterinária, nível mestrado, da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV) – UNESP – Campus de Jaboticabal, sob orientação do Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto.

Dedico esta dissertação ao meu pai, minha mãe e meu
irmão que sempre estiveram ao meu lado em
todos os momentos que precisei.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador e amigo, Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto por ter aceitado me orientar e acreditar no meu trabalho e por todos os ensinamentos, broncas e elogios durante o período do mestrado.

Agradeço ao Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano pelos ensinamentos e ajuda na realização dos testes mecânicos.

Aos meus familiares, que embora estando longe fisicamente, sempre me deram total apoio nas minhas escolhas pessoais e profissionais. Todo o percurso até o presente momento eu devo aos ensinamentos e educação que me proporcionaram ao longo da minha vida.

À minha namorada, Debora Emy Karcher pelo apoio durante todo o trajeto do mestrado, tendo principalmente paciência nos momentos difíceis.

Às minhas amigas Paloma do Espírito Santo Silva e Karina Kamachi Kobashigawa pelos bons momentos que passamos e pela companhia presente em todas as horas durante meu mestrado.

À Fabricia Filgueiras e Denise Chung pela ajuda profissional na realização de experimentos, cursos e outras atividades acadêmicas durante esse período, assim como o companheirismo a qualquer momento.

Aos moradores da República Kabra da Peste, Tiago Barbalho Lima, Thiago Bompadre e Nathan Cruz, pelo companheirismo e ajuda nos momentos difíceis.

À Universidade de São Paulo (Câmpus de Ribeirão Preto) por ceder o Laboratório de Bioengenharia para realização dos testes deste estudo e à FCAV- UNESP (Câmpus de Jaboticabal) por me aceitar como aluno de pós-graduação.

Ao CNPq por proporcionar minha bolsa de estudos durante este período e ao Laboratório de Ortopedia e Neurocirurgia da FCAV-UNESP pelo auxílio financeiro para compra do material utilizado nos testes mecânicos.

Ao Prof. Dr. Andrigo Barbosa de Nardi e Prof. Dr. Fabrício Singaretti, membros da minha banca de qualificação, pelas sábias sugestões dadas durante a avaliação desta dissertação.

SUMÁRIO

RESUMO.....	ii
ABSTRACT.....	iii
LISTA DE FIGURAS.....	iv
LISTA DE TABELAS.....	v
LISTA DE GRÁFICOS.....	vi
LISTA DE ABREVIATURAS.....	vii
1 INTRODUÇÃO.....	1
2.REVISÃO DA LITERATURA.....	3
2.1 Considerações anatômicas, mecânicas e fisiopatológicas.....	3
2.2 Tratamento das fraturas da pelve.....	4
2.3 Biomecânica da pelve.....	9
3. OBJETIVO.....	10
3.1 Objetivo geral.....	10
3.2 Objetivos específicos.....	10
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	11
4.1 Modelo experimental e ambiente de experimentação.....	11
4.2 Análise biomecânica.....	13
4.3 Análise estatística.....	16
5. RESULTADOS.....	17
6. DISCUSSÃO.....	22
7. CONCLUSÃO.....	26
8. REFERÊNCIAS.....	27

ESTUDO MECÂNICO COMPARATIVO DA ESTABILIZAÇÃO DE FRATURA ILÍACA COM DOIS TIPOS DE IMPLANTES (PARAFUSOS COM PLACA DE COMPRESSÃO DINÂMICA E PARAFUSOS ASSOCIADOS AO POLIMETILMETACRILATO) EM HEMIPELVES CANINAS SINTÉTICAS

Resumo- As fraturas da pelve correspondem a 20-30% das fraturas encontradas nos cães e, geralmente são ocasionadas por trauma de grande intensidade na região caudal do animal. Nos casos onde há fraturas completas, principalmente com desvio ósseo, o tratamento cirúrgico é recomendado. O estudo mecânico das técnicas cirúrgicas que podemos utilizar é de extrema importância para avaliação da melhor maneira de tratamento destas lesões. O objetivo deste estudo foi comparar, do ponto de vista biomecânico, a fixação das fraturas do ílio utilizando placa de compressão dinâmica ou parafusos associados ao polimetilmetacrilato através de um teste estático. Foram utilizadas 16 pelves caninas de origem sintética, nas quais uma osteotomia transversa foi realizada no corpo do ílio. As fixações foram divididas em dois grupos: fixação com placa de compressão dinâmica e parafusos ou parafusos associados ao polimetilmetacrilato. Posteriormente à fixação com os implantes foi aplicada uma carga no acetábulo de cada corpo de prova até a falha. A estabilização com o polimetilmetacrilato mostrou ser mais resistente, pois resistiu a uma maior quantidade de carga em relação à placa de compressão dinâmica em todos os corpos de prova.

Palavras-chave: pelve, estabilização, biomecânica, fratura

BIOMECHANICAL ANALISYS OF ILIAL FRACTURE STABILIZATION USING TWO IMPLANTS (DYNAMIC COMPRESSION PLATE WITH SCREWS OR SCREWS WITH POLYMETHYLMETHACRYLATE) IN CANINE POLYURETHANE PELVIS

Abstract- Pelvic fractures correspond 20 to 30 % of the fractures observed in dogs. They are usually caused by trauma in the posterior region. Complete fractures, especially with bone axis deviation should be surgically treated. The mechanical study of surgical techniques that we can use is very important to evaluate the best way to treat these fractures. The aim of this study was to compare, biomechanically, the use of a dynamic compression plate or screws and polymethylmethacrylate to stabilize a ilial body fracture using a static test. Sixteen canine synthetic pelvis (test specimens) with a transverse osteotomy of the ilial body were used. After the fixation with the implants a load to the acetabulum was applied until fail. The stabilization with polymethylmethacrylate was stronger than dynamic compression plate, resisting to a greater amount of charge in all test specimens.

Keywords: pelvis, stabilization, biomechanical, fracture

Lista de figuras

Figura 1: Imagens fotográficas de dois corpos de prova (hemi-pelve canina) fixados ao tubo de PVC após estabilização com placa e parafusos (a) e parafuso e polimetilmetacrilato (b).....	13
Figura 2: Imagem fotográfica da máquina de ensaio universal EMIC® DL 10000 utilizada para as análises mecânicas.....	14
Figura 3: Imagem fotográfica do aparato utilizado para aplicar a pressão no acetábulo, antes da conexão à célula de carga. O aparato era realizado a partir do formato de cada acetábulo.....	15
Figura 4: Imagem fotográfica do corpo de provas do grupo 1 sendo submetido ao teste. Nota-se o aparato fixado à célula de carga, aplicando a pressão sob o acetábulo (seta).....	16
Figura 5: Imagem fotográfica da complicação encontrada no grupo 1, na qual houve quebra do osso na região do parafuso adjacente ao foco de fratura, no seguimento caudal fratura (seta).....	17
Figura 6: Imagem fotográfica da complicação encontrada no grupo 2, na qual houve quebra do polimetilmetacrilato.....	18

Lista de tabelas

Tabela 1: Resultados obtidos após a análise mecânica dos corpos de prova do grupo 1, placa de compressão dinâmica, para força máxima (N), deflexão (mm), rigidez (N/mm)..... 18

Tabela 2: Resultados obtidos após a análise mecânica dos corpos de prova do grupo 2, parafuso associado ao polimetilmetacrilato, para força máxima (N), deflexão (mm), rigidez (N/mm)..... 19

Lista de gráficos

Gráfico 1: Gráfico representando a carga em Newtons suportada pelos dois grupos. Nota-se que a diferença foi estatisticamente maior no grupo 1 ($p < 0.0009$).....	20
Gráfico 2: Gráfico representando a deflexão, em milímetros, suportada pelos dois grupos. Nota-se que não houve diferença significativa em relação aos dois grupos.....	20
Gráfico 3: Gráfico representando a Rigidez em Newtons/milímetro suportada pelos dois grupos. Nota-se que a diferença foi estatisticamente maior no grupo 1 ($p < 0.0001$).....	21

Lista de abreviaturas

DCP	Placa de compressão dinâmica
LCP	Placa de compressão dinâmica bloqueada
TPLO	Osteotomia de nivelamento do platô tibial
FEE	Fixador externo esquelético
PMM	Polimetilmetacrilato
N	Newtons
mm	Milímetro
N/mm	Newtons/milímetro

1. INTRODUÇÃO

Os ossos que compõem a pelve canina são o ílio, ísquio e púbis. Dentre várias funções deste conjunto de ossos, a conexão entre a coluna vertebral (sacro) e os membros (pélvicos) e a proteção ao abdômen caudal são as de maior importância (LIEBICH et al., 2004).

O ílio é o maior osso da pelve canina, sendo diretamente conectado à coluna vertebral. As lesões nesta região fazem com que esta conexão seja parcial ou totalmente perdida, fazendo com que o animal fique inapto a utilizar membro pélvico ipsilateral à lesão (LIEBICH et al., 2004; DYCE et al., 2010).

Os traumas na região da pelve estão geralmente relacionados a acidentes automobilísticos, os quais produzem grande impacto, ocasionando, na maioria das vezes, politraumatismos que podem necessitar reparação cirúrgica (PATRICK et al., 2000; PATRICK et al., 2002; BRESHEARS et al., 2004).

Para o reparo de fraturas ilíacas estão descritas diversas técnicas e implantes, cada qual com suas particularidades e indicações diferentes. Parafusos, placas, fixadores externos, cerclagens e polimetilmetacrilato associado a parafusos são os implantes ortopédicos mais comumente utilizados para a estabilização destas fraturas (DECAMP, 2012).

Por ser um osso chato e de espessura fina, os implantes ortopédicos possuem pouco estoque ósseo para ancoragem e com isso complicações como soltura dos parafusos e fraturas nas regiões dos mesmos podem ocorrer no período pós-operatório. Diversos estudos têm sido realizados para determinar o melhor implante e a melhor região para sua aplicação (ROUSH;MANLEY, 1992, DECAMP, 2012).

O Objetivo deste estudo foi avaliar, do ponto de vista biomecânico a estabilização de uma fratura do corpo ilíaco transversa com a utilização de placa de compressão dinâmica e parafusos corticais ou parafusos corticais associados ao polimetilmetacrilato.

Nossa hipótese inicial baseou-se no fato de que a estabilização das fraturas de ílio utilizando a placa de compressão dinâmica seja superior, do ponto de vista biomecânico em relação à estabilização utilizando parafusos corticais associados ao polimetilmetacrilato.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Considerações anatômicas, mecânicas e fisiopatológicas

A pelve consiste em dois conjuntos de ossos simétricos e paralelos entre si, que se encontram ventralmente através da sínfise pélvica, e articulam-se com o sacro dorsalmente. Juntamente ao sacro e a última vértebra lombar, a pelve circunda a cavidade abdominal, dando origem à cavidade pélvica. A pelve é composta pelos ossos ílio, ísquio e púbis (LIEBICH et al., 2004). O ílio forma a porção dorso-cranial da pelve, e estende-se obliquamente do acetábulo até o sacro. Anatomicamente ele é dividido em asa na sua porção mais cranial e corpo, na sua porção mais caudal, que contribui de forma importante para a formação do acetábulo (LIEBICH et al., 2004).

Lateralmente ao ílio está o grupamento muscular do glúteo, que é composto pelos músculos glúteo superficial, médio e profundo. O glúteo superficial é relativamente estreito e cobre a parte caudal do glúteo médio, estendendo-se da fáscia glútea e caudal ao terceiro trocânter do fêmur. O glúteo médio é o maior músculo do grupamento e origina-se na superfície externa do ílio e da fáscia glútea e se insere no trocânter maior. Este músculo apresenta importante papel na abdução do quadril. O glúteo profundo é coberto completamente pelo glúteo médio e, emerge da espinha isquiática e da região adjacente da pelve, inserindo-se na porção cranial do trocânter maior (DYCE et al., 2010).

Dentre as funções da pelve destaca-se a proteção dos órgãos caudais pertencentes à cavidade abdominal, como o reto, bexiga, uretra e o sistema reprodutor. Sua integridade e alinhamento anatômico são fundamentais para manutenção das suas funções normais (LIEBICH et al., 2004).

As fraturas da pelve correspondem a 20 a 30% das fraturas encontradas nos cães, sendo que as fraturas ilíacas representam aproximadamente de 18 a 46% destas lesões. Geralmente ocorrem em pacientes jovens e saudáveis (MESSMER,

2004; PIERMATTEI et al., 2006) envolvido com acidentes automobilísticos (PATRICK et al., 2000; PATRICK et al., 2002; BRESHEARS et al., 2004). As fraturas do pelve, diferentemente de membros, são quase sempre fechadas, uma vez que o recobrimento muscular é grande (DECAMP, 2005).

Devido à pelve ter estrutura semelhante a uma caixa, as fraturas do corpo do ílio geralmente ocorrem de forma concomitante a outras lesões ósseas, como fraturas de isquíio, púbis ou ambos, que na maioria dos casos não necessitam de reparação cirúrgica. A lesão nestes três ossos faz com que a conexão entre o membro afetado e a coluna vertebral seja parcial ou totalmente perdida, não permitindo assim a sustentação do peso do animal pelo antímero afetado (VANGUNDY et al., 1988; JOHNSON, 2013).

Nos traumas agudos, geralmente os animais apresentam claudicação, sem sustentação do peso e dor de moderada à intensa na região caudal. A avaliação do sistema urinário e digestório são de extrema importância para escolha do tratamento adequado, visto que a incidência de lesão no trato urinário secundário às fraturas de pelve pode chegar a 39%, considerando-se ruptura de bexiga, ruptura de uretra, herniação da bexiga e avulsão dos ureteres (RAFFAN et al., 2002). Além disso, a função do nervo isquiático e podendo também deve ser avaliada (JOHNSON, 2013). A presença de déficits neurológicos compromete diretamente o prognóstico para o paciente. As lesões do nervo isquiático ocorrem pela medialização do fragmento distal da fratura, tendo uma incidência de até 11% em cães e gatos com lesões de pelve (BOUDRIEU; KLEINE, 1988).

2.2 Tratamento das fraturas da pelve

A reparação destas fraturas, principalmente quando há grande instabilidade, deve ser realizada de forma cirúrgica, visando minimizar as complicações tais como estreitamento do canal pélvico, lesão neurológica, lesões de bexiga, uretra ou intestinais, rupturas da parede abdominal e lesão articular acetabular, quando há

envolvimento do mesmo (TROGER; VIGUIER, 2008). Além disso, o procedimento cirúrgico tem como objetivo restaurar a anatomia da pelve e permitir a sustentação do peso, principalmente nos casos de lesões ilíacas bilaterais, onde o paciente não consegue se locomover (JOHNSON, 2013). Nas fraturas onde o deslocamento e a instabilidade são mínimos, ou caso o paciente não apresente condições favoráveis para cirurgia, o tratamento não cirúrgico pode ser considerado (HENRY, 1985; BRINKER, 1997), sendo realizado repouso até a união óssea clínica. Entretanto, complicações pós-tratamento como dor, obstipação e lacerações tardias podem ser encontradas neste tipo de tratamento (PIERMATTEI et al., 2006).

As fraturas oblíquas do ílio são as mais comuns devido à sua inclinação em relação ao sacro, bem como à localização da sua fixação a este osso (VANGUNDY, 1988; DECAMP, 2012). Entretanto, as fraturas transversas e cominutivas também podem ocorrer (JOHNSON, 2013). Geralmente o fragmento caudal da fratura é desviado medialmente em relação ao proximal, comprometendo assim o canal pélvico (JOHNSON, 2013).

Existem diversas técnicas descritas para a estabilização das fraturas ilíacas, dentre elas a mais comum é a fixação com placa de compressão dinâmica aplicada na face lateral do osso (PIERMATTEI, 1993; DECAMP, 2012), uma vez que a tensão nesta região está presente no sentido ventromedial (VAN GUNDY et al., 1988, VAN GUNDY, 1990). Entretanto a estabilização pode ser realizada por meio de fixadores externos (FITZPATRICK et al., 2008), placas em T (TROGER;VIGUIER, 2008), placas de reconstrução (OST;KADERLY, 1986), placas de compressão dinâmica dorsais (LANGLEY-HOBBS et al., 2009), parafusos compressivo (STREETER et al., 2009), mini placas (ROUSH; MANLEY, 1992) e parafusos associados ao polimetilmetacrilato (BURTON, 2011).

A redução dos fragmentos ósseos nas fraturas ilíacas pode ser desafiadora, principalmente nos cães de grande porte ou em fraturas com maior tempo de evolução (DECAMP, 2012). Fraturas com mais de 10 dias de evolução podem não ser mais redutíveis, impossibilitando a intervenção cirúrgica (JOHNSON, 2013). Existem algumas maneiras para a realização da redução dos fragmentos fraturados antes da fixação. A redução convencional pode ser realizada com auxílio de pinças

de redução posicionadas no fragmento caudal da fratura, que geralmente está deslocado medialmente ao foco de fratura. A tração deste fragmento é realizada cuidadosamente para a porção lateral, realizando assim a redução para posterior fixação. Outra maneira de redução destas fraturas é a utilização da própria placa óssea já previamente retorcida e fixada ao fragmento caudal para ajudar no alinhamento e posterior fixação no fragmento cranial. No caso de fraturas oblíquas longas a redução pode ser alcançada por meio da utilização de pinças “ponta-ponta” ou Backhaus para aproximação do foco de fratura, permitindo assim a fixação posterior (DECAMP, 2012).

As placas ósseas são o tratamento de escolha devido a sua versatilidade e facilidade de aplicação, podendo ser utilizadas nas fraturas oblíquas, transversas e algumas cominutivas. A técnica apresenta baixo grau de complicações, sendo estas relatadas apenas quando há escolha inadequada do implante ou falha na sua aplicação (ROUSH;MANLEY, 1992, DECAMP, 2012). Esse tipo de implante possibilita a deambulação precoce e a taxa de sucesso desta técnica no ílio está próxima a 100% (DECAMP, 2012). O retorcimento da placa é de extrema importância para a manutenção da curvatura ilíaca e melhor fixação ao osso (FITZPATRICK et al., 2008; DECAMP, 2012; JOHNSON, 2013).

As placas de compressão dinâmica (DCP), por sua vez, dependem do contato íntimo com a superfície óssea para fixação, que é causado exclusivamente pelo aperto do parafuso. Portanto, em um osso de menor qualidade a chance de soltura deste parafuso ou movimentação do foco de fratura aumenta significativamente. Para evitar estes fenômenos podem-se utilizar as placas de compressão dinâmica bloqueadas (LCP). Este tipo de implante promove a estabilidade sem a necessidade obrigatória do contato da placa com o osso, e sim pelo contato entre a placa e o parafuso, dependendo menos da qualidade óssea para sua aplicação (EGOL et al., 2004).

Em um estudo biomecânico in vitro, Bruce et al. (2014) supôs que as LCP seriam superiores às DCP por não dependerem do estoque ósseo para sua estabilidade nos casos de fraturas ilíacas, entretanto seus resultados mostraram que não houve diferença significativa na utilização de ambos os implantes neste tipo de

fratura, quando aplicada força de compressão. Uma vantagem adicional das LCPs baseia-se no fato de que as mesmas dependem de número menor de fixações corticais (quatro, sendo duas em cada fragmento) (DECAMP, 2012); desta forma, as placas bloqueadas podem adaptar-se melhor a fraturas com fragmentos menores. Ainda nesta configuração de fratura, uma alternativa são as placas em T ou placas de TPLO (*Tibial Plateau Leveling Osteotomy* – Osteotomia de Nivelamento do Platô Tibial) para que maior número de parafusos possa ser utilizada no fragmento com menor tamanho, proporcionando assim melhor fixação óssea (TROGER;VIGUIER, 2008; CHOU et al., 2013).

No caso de fraturas ilíacas cominutivas as placas de reconstrução podem ser empregadas para facilitar a fixação óssea (DECAMP, 2012; JOHNSON, 2013). A porção cranial da asa do ílio, principalmente cranial à articulação sacroilíaca, possui um osso menos rígido, o que pode levar à avulsão dos parafusos, sendo esta a principal complicação descrita na aplicação das placas ósseas, portanto é importante que sejam aplicados um ou dois parafusos perfurando o ílio e o sacro visando melhor estabilidade (DECAMP, 2012).

As placas ósseas, na maioria dos casos, são fixadas à face lateral do ílio, devido à facilidade na sua fixação (DECAMP, 2012), entretanto diversos autores sugerem que a aplicação da placa ventralmente ou dorsalmente aumenta a estabilidade mecânica (LANGLEY-HOBBS et al., 2009; KREBS et al., 2014). A aplicação ventral foi sugerida uma vez que a face ventral do ílio é a superfície com maior tensão quando o animal apoia o membro ao chão (BRESHEARS et al., 2004). Segundo estes autores o posicionamento da placa ventral cria um mecanismo de banda de tensão, o que melhora a estabilidade. Já a aplicação dorsal da placa permite a utilização de uma placa e parafusos maiores (HAMILTON et al., 2009, LANGLEY-HOBBS et al., 2009).

Em felinos, a aplicação lateral da placa óssea pode ocasionar um maior número de complicações, principalmente a soltura dos parafusos devido à fina cortical do corpo do ílio (HAMILTON et al., 2009), sendo assim mais recomendada a fixação dorsal ou ventral neste caso (BURTON, 2011).

O tamanho da placa e dos parafusos ósseos a serem utilizados irá depender diretamente do tamanho do animal. Geralmente para cães pequenos e gatos são utilizadas placas comercialmente disponíveis nos sistemas de 2,0 a 2,7mm e para cães de grande porte implantes de 3,5mm. Existem guias para escolha do implante ideal para cada de animal (PIERMATTEI et al., 2006).

No caso das fraturas oblíquas longas, a fixação apenas com o parafuso compressivo permite maior divisão das cargas do implante e osso do que as placas (FITZPATRICK et al., 2008; STREETER et al., 2009). No entanto, a limitação desta técnica está na dificuldade de aplicação dos parafusos, devido à presença de tecidos moles nas faces ventrais e dorsais do ílio, impossibilitando em alguns casos a sua realização, principalmente em cães com a musculatura bem desenvolvida (DECAMP, 2012).

A utilização de fixadores externos esqueléticos (FEE) foi muito empregada, com sucesso, nos anos 90 para a estabilização temporária ou definitiva das fraturas pélvicas nos animais (EATON-WELLS et al., 1990). Esse tipo de estabilização já esta consagrada em cães de forma clínica e biomecânica (FITZPATRICK et al., 2008) e humanos (SIMONIAN et al., 1997). A grande limitação da utilização dos FEE's em animais nesta região é a anatomia dos tecidos moles. Dentre as principais complicações e limitações relatadas pelo autor estão às lacerações e compressões de estruturas musculo-tendíneas e nervosas pela passagem dos pinos e incomodo causado ao paciente (VANGUNDY et al., 1988; PATRICK et al., 2002). Devido à melhoria na confecção de implantes e de sua forma de aplicação, a morbidade associada a eles foi reduzida, tanto na utilização em ossos longos (ARON et al., 1986; JOHNSON; DECAMP, 1999), quanto na pelve (FITZPATRICK et al., 2007).

As fraturas ilíacas cominutivas compreendem grande desafio para estabilização. Além da utilização das placas de reconstrução (JOHNSON, 2013), a associação de parafusos corticais de diferentes diâmetros com o polimetilmetacrilato podem ser utilizadas como forma de estabilização simples e segura (BURTON, 2011). Esta técnica já está descrita com bons resultados para a estabilização das fraturas acetabulares principalmente (LANZ et al., 1999; STUBBS et al., 1998).

Em um estudo clínico realizado por Burton (2011) em fraturas ilíacas cominutivas de felinos domésticos, a estabilização utilizando diversos parafusos corticais nos fragmentos separados associada ao polimetilmetacrilato demonstrou ser rígida suficiente para o desenvolvimento da consolidação óssea e deambulação precoce destes animais. Além disso, o autor conclui que apesar de existirem poucos relatos na literatura de sucesso da técnica, ela é de fácil e rápida realização. Entretanto, não há estudos biomecânicos realizados com este tipo de associação.

Até o presente momento, nas bases consultadas pelo autor, não houveram estudos comparando a eficiência da placa óssea associada aos parafusos corticais e os parafusos corticais associados ao polimetilmetacrilato para estabilização de fraturas ilíacas transversas.

2.3 Biomecânica da pelve

As análises mecânicas de implantes ortopédicos têm como objetivo testar implantes e maneiras de aplicação dos mesmos em diferentes regiões, avaliando sua força máxima de resistência, rigidez e deflexão, que representa o quanto de elasticidade este implante possui (WILKE et al., 1998). Novos implantes e dispositivos cirúrgicos são comumente testados em laboratórios (*in vitro*), de diversas maneiras, antes de serem utilizados de forma clínica. A análise mais confiável para comparação da estabilidade alcançada por implantes ortopédicos é proveniente de testes realizados em situações controladas de força e movimento (WILKE et al., 1998).

Dentre os testes mecânicos da pelve, a compressão do acetábulo é a maneira mais real de mimetizar a forma clínica de apresentação das forças exercidas no movimento normal de um cão, uma vez que a única força que age nesta região é exercida pelo fêmur contra o acetábulo, na articulação coxofemoral (FITZPATRICK et al., 2008).

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivos gerais

O objetivo deste estudo foi comparar, do ponto de vista biomecânico, a fixação de fratura experimentalmente criada em modelo de ílio canino sintético utilizando placa de compressão dinâmica ou parafusos associados ao polimetilmetacrilato.

3.2 Objetivos específicos

- Comparar a força máxima, rigidez e energia, do ponto de vista biomecânico, na estabilização das fraturas transversas do corpo ilíaco com a utilização da placa de compressão dinâmica ou parafusos corticais associados ao polimetilmetacrilato.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Modelo experimental e ambiente de experimentação

Foram utilizados 16 corpos de prova idênticos em tamanho, formato (hemi-pelve canina), peso (105g) e densidade (235kg/m^3) representados por modelos sintéticos de hemi-pelves caninas fabricados em poliuretano referentes a um cão de médio porte^a, com tamanhos pré-estabelecidos pela empresa fabricante e fabricados no mesmo lote.

Os corpos de prova foram divididos em dois grupos com mesmo número ($n=8$). Para o grupo 1 foram utilizadas as hemipelves direitas e para o grupo 2 as hemipelves esquerdas com o intuito de diminuir os custos dos materiais. Ambos os lados apresentavam dimensões idênticas.

No grupo 1, utilizou-se a estabilização com uma placa de compressão dinâmica (DCP)^b de 2,7mm de diâmetro e 6cm de comprimento com 7 furos e 6 parafusos ósseos corticais de 2,7mm^b e o comprimento podendo variar de acordo com o local de aplicação, sendo que as duas corticais eram contempladas.

No grupo 2 utilizou-se a fixação com 6 parafusos ósseos corticais de 2,7mm^a e o comprimento podendo variar de acordo com o local de aplicação, sendo que as duas corticais eram contempladas, associado ao polimetilmetacrilato (PMM)^c. Os parafusos foram inseridos nos mesmos locais do grupo 1. Todos os implantes utilizados foram confeccionados em aço 316L.

Todos os parafusos utilizados no estudo para confecção dos corpos de prova eram auto-rosqueantes.

A preparação do corpo de prova foi realizada junto ao Laboratório de Ortopedia e Neurocirurgia da FCAV-Unesp Campus de Jaboticabal com auxílio de

^aNacional Ossos® - Jaú – São Paulo, Brasil.

^bCão Medica® Comércio de Materiais Cirúrgicos Veterinários Ltda. Campinas – São Paulo, Brasil.

^cJet® - Artigos Odontológicos Clássico. Campo Limpo Paulista – São Paulo, Brasil.

uma morsa para fixação das hemipelves e os testes biomecânicos realizados junto ao Laboratório de Bioengenharia da Universidade de São Paulo em Ribeirão Preto – SP.

Em cada corpo de prova foi realizada uma osteotomia transversa, utilizando uma serra óssea oscilatória, imediatamente dois e meio centímetros cranial ao acetábulo. No grupo 1, a placa utilizada possuía 7 furos e 2,7mm de espessura e foi retorcida de acordo com a anatomia óssea, anteriormente à osteotomia transversa. A fixação da placa foi realizada primeiramente no fragmento caudal fraturado com um parafuso ósseo cortical, utilizando uma perfuração neutra e posterior fixação no fragmento cranial com um segundo parafuso ósseo cortical, utilizando uma perfuração com efeito compressivo. Ato contínuo, foram fixados mais dois parafusos ósseos corticais em cada fragmento fraturado, com perfurações neutras. Todos os parafusos ultrapassaram as duas corticais ósseas. No grupo 2, após a osteotomia, foi utilizada a mesma placa óssea do grupo 1 para marcar as perfurações em que seriam inseridos os parafusos ósseos corticais. Após a marcação foi realizada a perfuração com utilização de guia de perfuração e fixação dos parafusos ósseos corticais, transpassando as duas corticais. A redução dos fragmentos foi realizada manualmente e o polimetilmetacrilato, anteriormente pesado (5 gramas de polímero de polimetilmetacrilato para 5 ml de líquido acrílico) para padronização da quantidade, foi aplicado manualmente e na forma líquida ao redor dos parafusos, esperando-se aproximadamente 5 minutos para a secagem e endurecimento do material.

O torque aplicado para inserção dos parafusos não foi medido de forma direta e objetiva. O preparo dos corpos de prova foi realizado por apenas um cirurgião veterinário.

Após a estabilização da osteotomia, foi realizada a fixação do corpo de prova, na asa do ílio, em um tubo de policloreto de polivinila (PVC) de 2,5 cm de diâmetro e 3,5 cm de altura com o auxílio do polimetilmetacrilato (Figura 1a,b).

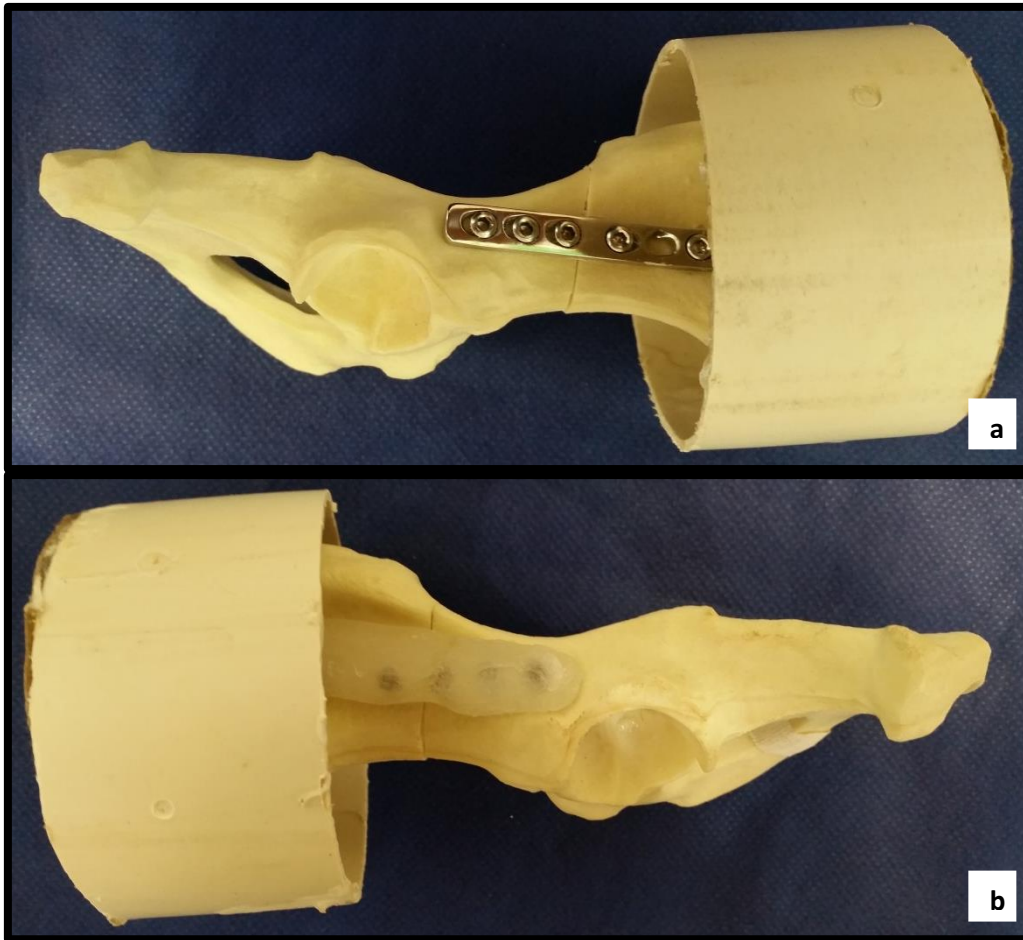


Figura 1: Imagens fotográficas da vista lateral de dois corpos de prova (hemi-pelve canina) fixados ao tubo de PVC após estabilização com placa e parafusos (a) e parafuso e polimetilmetacrilato (b).

4.2 Análise biomecânica

Foi realizado um ensaio de flexão utilizando a máquina de ensaios universais EMIC® DL10000^d (Figura 2) configurada com uma célula de carga de 50N e com pré-carga de 20N. A velocidade de aplicação de carga foi de 20mm/min. O Software utilizado para análise dos dados pela máquina foi o Tesc®.

^d EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio – São José dos Pinhais – Paraná, Brasil.



Figura 2: Imagem fotográfica da máquina de ensaio universal EMIC® DL 10000 utilizada para as análises mecânicas. (Fonte: Emic®)

O ponto de aplicação da carga escolhido foi o acetábulo devido à mimetização da aplicação clínica. Para aplicação da carga foi utilizado um aparato confeccionado a partir do formato do acetábulo das amostras (Figura 3), que apesar de serem confeccionados de forma idêntica optou-se por este método para uma padronização perfeita da aplicação da carga, medindo aproximadamente dois centímetros de diâmetro, para que fosse aplicada a carga de forma uniforme na amostra. O corpo de prova foi fixado em um aparato previamente confeccionado para este tipo de análises, obedecendo a uma angulação de 45° graus em relação à célula de carga, mimetizando assim a aplicação de força em que este osso é submetido fisiologicamente.

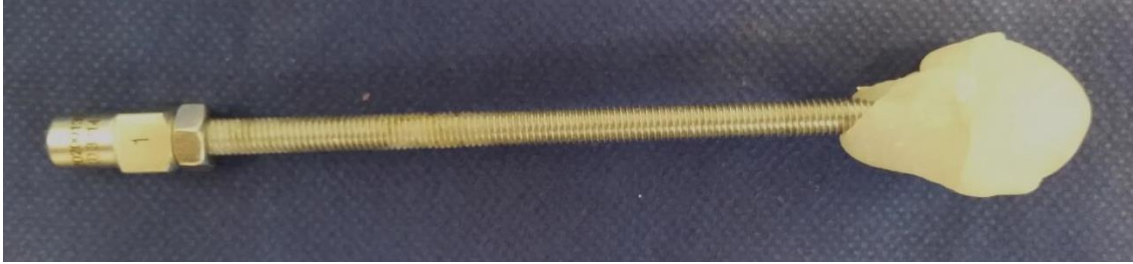


Figura 3: Imagem fotográfica do aparato utilizado para aplicar a pressão no acetábulo, antes da conexão à célula de carga. O aparato era realizado a partir do formato de cada acetábulo.

Todos os corpos de prova foram submetidos ao teste de flexão até a falha do corpo de provas.

A aplicação da carga foi realizada de forma constante e sem pausas (Figura 4), sendo realizada durante toda fase elástica e plástica até o momento da falha do material, onde o teste era interrompido. A falha do corpo de provas foi observada visualmente e as seguintes complicações foram consideradas: soltura do parafuso, deformação ou quebra da placa e quebra do PMM.

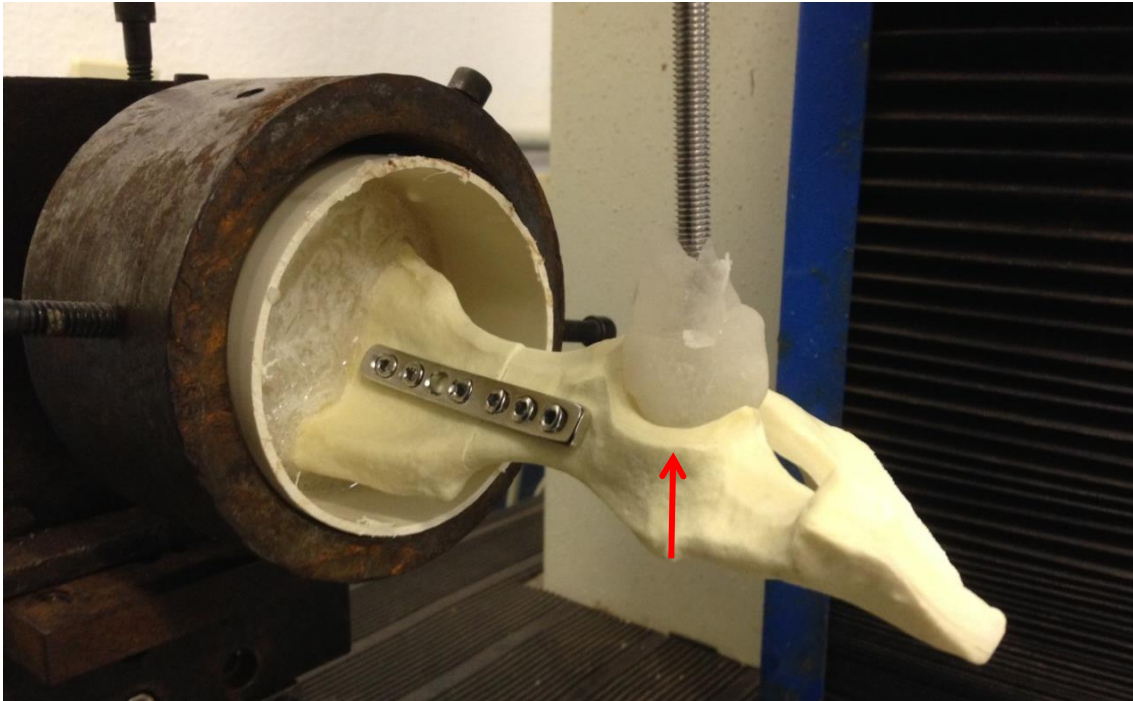


Figura 4: Imagem fotográfica lateral oblíqua do corpo de prova do grupo 1 sendo submetido ao teste de flexão. Nota-se o aparato fixado à célula de carga, aplicando a pressão sobre o acetábulo (seta).

4.3 Análise estatística

As variáveis foram analisadas por meio da análise de variância, no modelo de medidas repetidas, e quando diferenças significativas foram notadas foi utilizado o teste de Tukey para comparações múltiplas. A análise estatística foi realizada através do programa SAS (Statview, SAS, Carey, NC, USA), utilizando como valor de significância $p < 0.005$.

5. RESULTADOS

Todos os corpos de prova foram capazes de mimetizar de forma eficaz o osso real (hemi pelve canina) durante a fixação dos implantes ortopédicos e realização dos ensaios biomecânicos, com a vantagem de maior padronização dos implantes, mediante o fato de apresentarem as mesmas características de peso, formato e dimensões.

No grupo 1 (DCP), todas as amostras apresentaram como falha a quebra do osso adjacente aos parafusos, principalmente os adjacentes ao foco de fratura (Figura 5) ao final do teste mecânico. No grupo 2 (PMM), as amostras apresentaram fratura do acrílico dorsalmente ao foco de fratura (n=7) (Figura 6) e quebra do cimento acima do primeiro parafuso adjacente ao foco de fratura (n=1) ao final do teste mecânico.

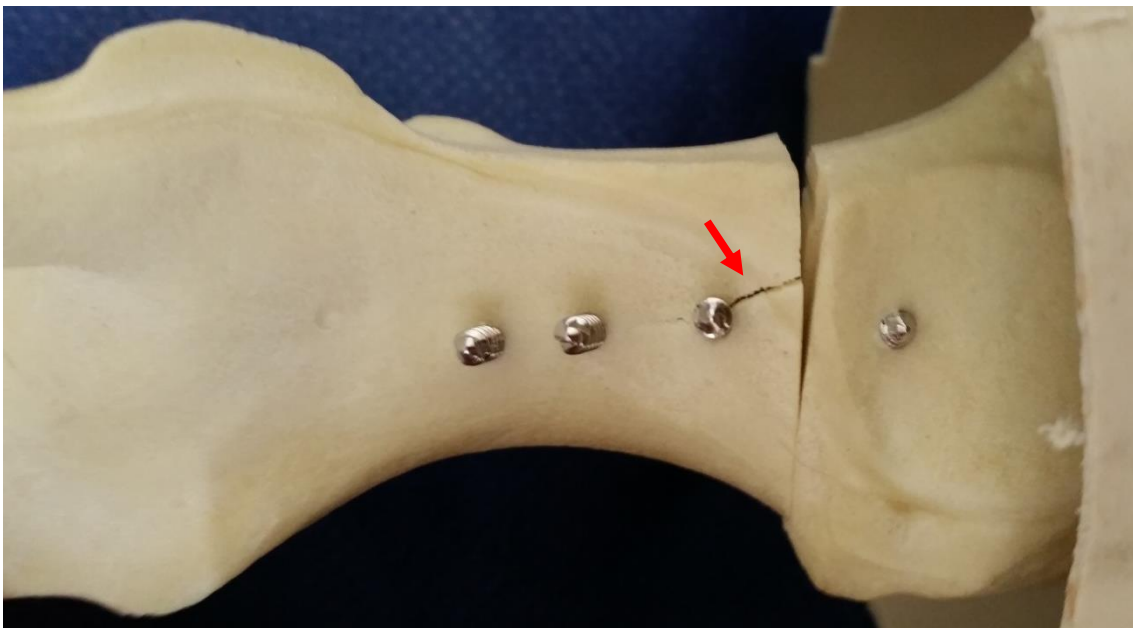


Figura 5: Imagem fotográfica medial do corpo de prova do grupo 1 apresentando a falha observada, na qual houve quebra do osso na região do parafuso adjacente ao foco de fratura, no seguimento caudal fratura (seta).

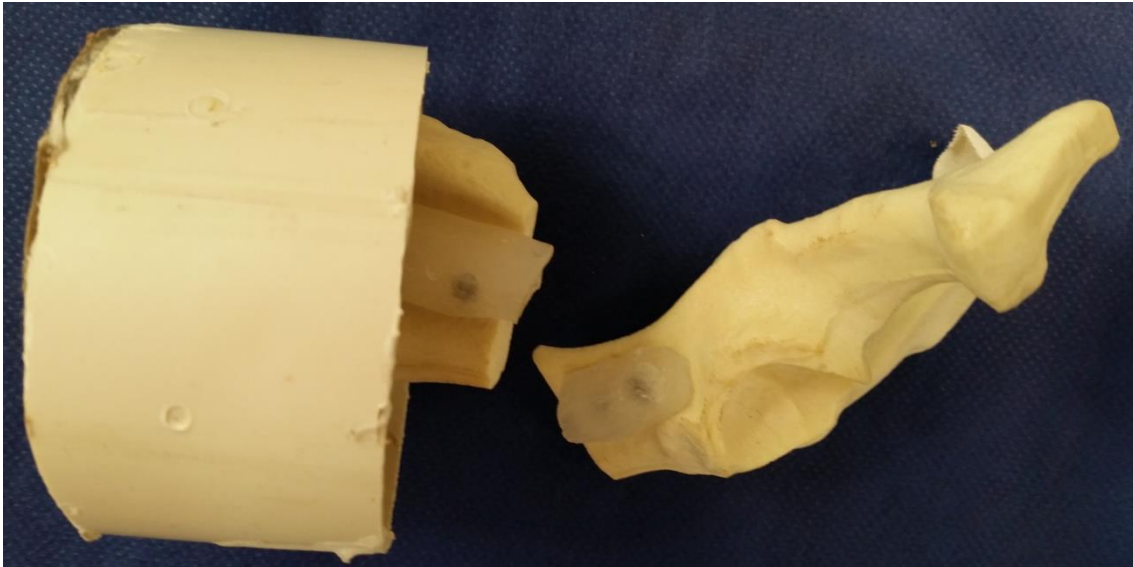


Figura 6: Imagem fotográfica lateral do corpo de prova do grupo 2 apresentando a falha observada, na qual houve fratura transversal do polimetilmetacrilato.

Os dados do grupo 1 obtidos após as análises mecânicas estão representados na tabela 1.

Tabela 1: Resultados obtidos após a análise mecânica dos corpos de prova do grupo 1, placa de compressão dinâmica, para força máxima (N), deflexão (mm), rigidez (N/mm).

Corpo de prova	Força máxima (N)	Deflexão (mm)	Rigidez (N/mm)
1	128	27.42	133.1
2	159	23.92	145.6
3	130	18.31	113.8
4	137	20.65	139.4
5	129	19.20	118.3
6	162	21.66	118.2
7	110	21.96	116.3
8	116	15.64	117.1

As amostras do grupo 1 foram submetidas à falha e obtiveram como força máxima de aplicação de carga a média de $133.9 \pm 18.60\text{N}$, deflexão $21.10 \pm 3.59\text{mm}$ e rigidez $125.22 \pm 12.25\text{N/mm}$.

Os dados do grupo 2 obtidos após as análises mecânicas estão representados na tabela 2.

Tabela 2: Resultados obtidos após a análise mecânica dos corpos de prova do grupo 2, parafuso associado ao polimetilmetacrilato, para força máxima (N), deflexão (mm), rigidez (N/mm).

Corpo de prova	Força máxima (N)	Deflexão (mm)	Rigidez (N/mm)
1	170	12.05	277.0
2	163	13.72	211.3
3	193	21.56	185.9
4	233	16.36	246.8
5	178	18.42	179.3
6	208	26.98	201.8
7	177	11.53	229.0
8	145	11.53	194.4

As amostras do grupo 2 foram submetidas à falha e obtiveram como força máxima de aplicação de carga a média de $183.50 \pm 27.38\text{N}$, deflexão $16.66 \pm 5.42\text{mm}$ e rigidez $215.68 \pm 33.34\text{N/mm}$.

A força máxima do grupo 2 demonstrou um valor estatisticamente significativo em relação ao grupo 1 ($p < 0.0009$) (Gráfico 1). A Deflexão não foi diferente do ponto de vista estatístico (Gráfico 2). A Rigidez apresentou um valor altamente significativo no grupo 2 em relação ao grupo 1 ($p < 0.0001$) (Gráfico 3).

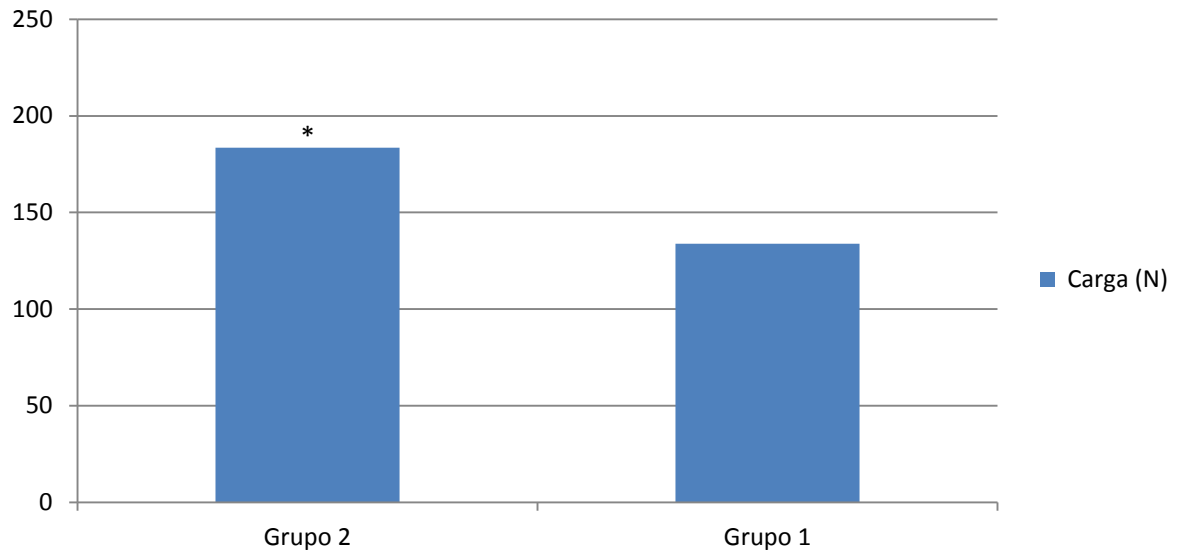
Gráfico 1 - Força máxima

Gráfico 1: Gráfico representando a carga em Newtons suportada pelos dois grupos. Nota-se que a diferença foi estatisticamente maior no grupo 2. ($p < 0.0009$)

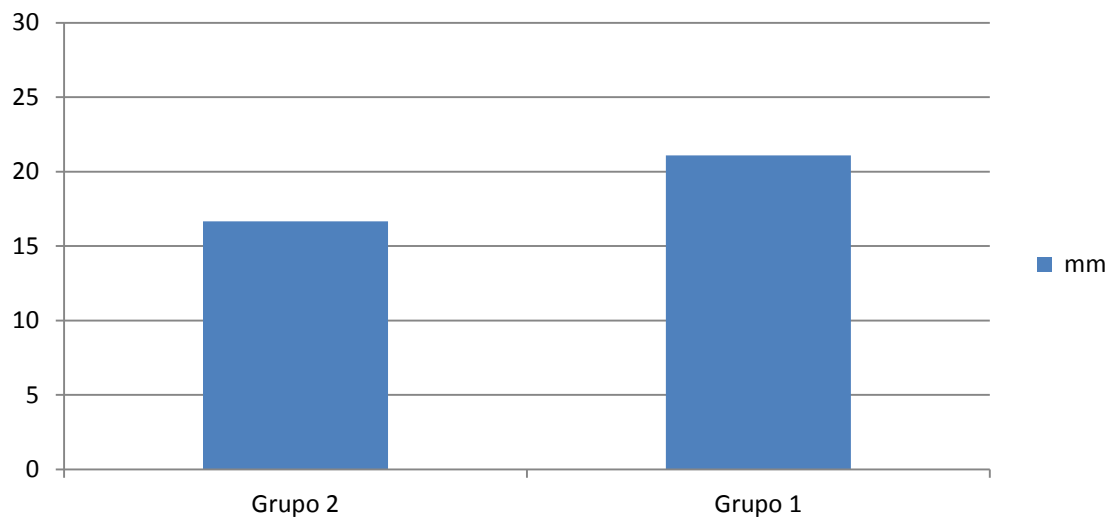
Gráfico 2 - Deflexão

Gráfico 2: Gráfico representando a deflexão, em milímetros, suportada pelos dois grupos. Nota-se que não houve diferença significativa em relação aos dois grupos.

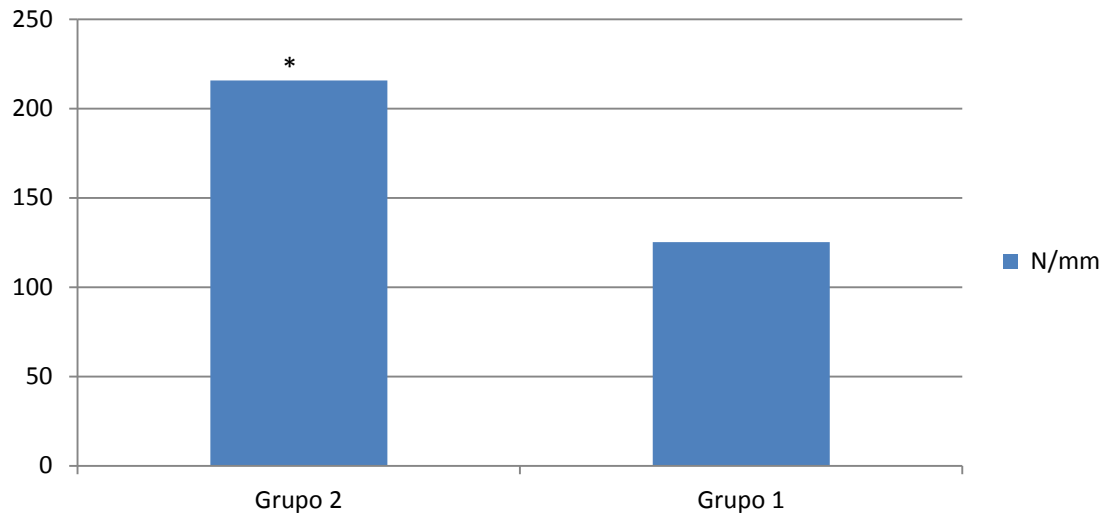
Gráfico 3 - Rigidez

Gráfico 3: Gráfico representando a Rigidez em Newtons/milímetros suportada pelos dois grupos. Nota-se que a diferença foi estatisticamente maior no grupo 2. ($p < 0.0001$)

6. DISCUSSÃO

A hipótese deste estudo em demonstrar a superioridade da fixação com a DCP em relação aos parafusos associados ao polimetilmetacrilato falhou uma vez que a segunda estabilização citada foi superior nos resultados em relação à primeira, em um modelo sintético de corpo de prova, devido a maior rigidez do implante empregado no grupo 2.

Estudos biomecânicos em fraturas ilíacas estabilizadas com placas ósseas e fixadores externos (FITZPATRICK et al., 2008; BRUCE et al., 2014), utilizando ossos de origem natural (cadáveres), obtiveram valores superiores do ponto de vista biomecânico do que neste estudo.

A utilização dos ossos de poliuretano vem sendo empregada com o intuito de substituir os ossos naturais, facilitar e padronizar os testes biomecânicos. Diversos autores já relataram a sua utilização com sucesso, principalmente na medicina humana, odontologia (O'NEILL et al., 2012; MEHMANPARAST et al., 2014; RODRIGUES et al., 2014; COLEGATTI FILHO et al., 2015; WANG et al., 2015) e medicina veterinária (UHL et al., 2008).

A localização da aplicação da placa e parafusos do grupo 1 foi baseada na técnica descrita pela literatura (DECAMP, 2005), seguindo os princípios da AOVET. A aplicação dos parafusos do grupo 2 foi realizada nos mesmos pontos de inserção do grupo 1, sendo que a colocação da placa foi substituída pela aplicação do PMM conforme experiência prévia dos autores. A escolha do tamanho dos implantes foi baseada no tamanho das peças utilizadas, respeitando as recomendações já descritas anteriormente na literatura (KOCK, 2005).

A utilização das placas ósseas pelo acesso lateral é o tratamento de escolha para a estabilização das fraturas ilíacas (PIERMATTEI, 1993; DECAMP, 2013), entretanto posicionamentos não testados neste estudo podem ser considerados para aplicação destes implantes (LANGLEY-HOBBS et al., 2009; KREBS et al., 2014).

A associação do parafuso com o polimetilmetacrilato tem se mostrado uma boa opção para o tratamento destas fraturas (BURTON, 2011), assim como no tratamento de fraturas acetabulares (STUBBS et al., 1998).

A compressão do foco de fratura através das placas de compressão dinâmica permite que não haja compartilhamento da força entre o osso e o implante, sobrecarregando assim a coluna óssea (HULSE et al., 2005), que pode vir a colapso antes da falha do implante utilizado. No grupo 1, esta técnica foi utilizada e observou-se como falta a quebra do osso sintético. Na associação dos parafusos com o polimetilmetacrilato não é possível a realização desta técnica.

A força máxima alcançada pelo grupo 1 para a estabilização teve como menor resultado 110N e maior resultado 162N. Já no grupo 2 a força máxima teve como menor resultado 145N e maior resultado 233N. Fitzpatrick et al. (2008) utilizando placas de compressão dinâmica para estabilização de fraturas ilíacas oblíquas obtiveram valor mínimo de 577N e máximo de 1467N. No estudo destes autores foram utilizados modelos naturais e os testes biomecânicos realizados com metodologia semelhante ao nosso. Estes mesmos autores ainda testaram, com a mesma metodologia, a fixação com fixadores externos esqueléticos e obtiveram valores superiores a utilização da placa.

Já Bruce et al. (2014) testaram a diferença entre as placas de compressão dinâmica e bloqueadas para a estabilização das fraturas ilíacas oblíquas e chegaram a conclusão que do ponto de vista biomecânico não há diferenças significativas na força máxima suportada em ambos os implantes estudados, uma vez que os valores foram de 936N para placas de compressão dinâmica e 1022N para placas bloqueadas. Entretanto, esses valores são muito superiores aos encontrados no nosso estudo.

A estabilização com parafuso e polimetilmetacrilato foi anteriormente testada apenas em um estudo biomecânico realizado por Stubbs et al., 1998 em estabilizações de fraturas acetabulares. A conclusão deste estudo foi que em comparação às placas ósseas, este tipo de estabilização é de mais fácil realização e garante a mesma resistência. Para Burton (2011), este tipo de estabilização

promove boa recuperação clínica e funcional para o animal, tendo como principal vantagem a sua versatilidade.

A rigidez do implante utilizado no grupo 2 se mostrou superior a do grupo 1 do ponto de vista estatístico, tendo como maior resultado 277N/mm, contra 145.6N/mm do grupo 1. Tais resultados do grupo 1 correspondem aos encontrados por Bruce et al. (2014) e Fitzpatrick et al. (2008) em seus estudos, demonstrando a mesma rigidez para as placas ósseas. No caso de fixadores externos (FITZPATRICK et al., 2008) a rigidez se mostrou semelhante à estabilização utilizada no grupo 2.

Os diferentes tipos de placas ainda utilizados para a estabilização de quadril demonstraram a mesma rigidez biomecânica nos diversos estudos em diversos locais de aplicação (STUBBS et al., 1998; FITZPATRICK et al., 2008; BRUCE et al., 2014).

A deflexão não apresentou diferença significativa entre os dois grupos estudados, no entanto, nos testes realizados por outros autores (STUBBS et al., 1998; FITZPATRICK et al., 2008; BRUCE et al., 2014) este teste revelou menores resultados, o que pode ser explicado pelo fato da utilização do osso sintético em nosso estudo. A densidade do poliuretano é menor que a do osso natural (O'NEILL et al., 2012), ou seja, os resultados para deflexão serão menores quando os ossos de origem animal são utilizados.

As falhas clínicas nas estabilizações de ílio geralmente estão associadas à soltura dos parafusos do seguimento cranial da fratura (BRESHEARS et al., 2004; DOORNINK et al., 2006). Após os testes chegarem ao ponto de falha, as amostras foram observadas e todas apresentaram uma linha de fratura entre os parafusos do fragmento caudal da fratura, culminando em soltura dos parafusos. Este resultado está de acordo ao encontrado por Fitzpatrick et al. (2008), onde todas suas amostras apresentaram este mesmo comportamento após o teste até a falha. Já no estudo realizado por Bruce et al., 2014, as amostras apresentaram comportamentos diferentes. A soltura dos parafusos ocorreu no fragmento cranial e em alguns casos houve flexão da placa.

No entanto, apesar do grupo 1 apresentar valores inferiores ao grupo 2, a falha encontrada no grupo 1 resultou em quebra do osso adjacente ao implante, diferentemente do grupo 2 que apresentou a quebra do implante utilizado.

No banco de dados consultado pelo autor não existem estudos biomecânicos demonstrando a aplicação do PMM para estabilização das fraturas ilíacas, apenas um estudo clínico (BURTON, 2011) no qual não foi relatada nenhuma complicação com sua utilização. Após o teste de falha do grupo 2, todas as amostras apresentaram a quebra do PMM acima do foco de fratura. Este comportamento se mostrou semelhante ao encontrado por Stubbs et al. (1998) nas estabilizações do acetábulo com a mesma técnica. Tendo em vista que a maior complicação das estabilizações ilíacas é a soltura dos parafusos, a utilização do PMM nos parafusos funciona como um sistema bloqueado, impossibilitando assim que esta complicação ocorra (BURTON, 2011).

Na prática clínica, o PMM deve ser utilizado com cautela nas estabilizações ilíacas devido à proximidade deste osso com o nervo isquiático, tendo em vista que este composto passa por uma reação exotérmica durante a sua polimerização (BURTON, 2011). Deve-se realizar a aplicação do PMM na fase “elástica” e deve-se irrigar com solução estéril durante o seu aquecimento (BURTON, 2011). A aplicação do PMM tem como principal vantagem a sua grande versatilidade e possibilidade de utilização em locais onde os fragmentos fraturados tem menor tamanho.

Dentre as limitações deste estudo, a utilização dos ossos sintéticos pode não promover os mesmos resultados em relação à utilização do osso normal em alguns aspectos, devido à sua menor densidade e menor adesão dos implantes a este modelo. Além disso, este estudo utilizou uma osteotomia transversa, sendo que o tipo de fratura mais comum para esta região é a oblíqua (VANGUNDY et al., 1988; DECAMP, 2012). Neste estudo não foi realizado um teste cíclico, com objetivo de simular a estabilização em relação ao movimento do cão.

7. CONCLUSÃO

Com estes resultados concluímos que, em modelos sintéticos, do ponto de vista biomecânico a estabilização utilizando parafusos associados ao polimetilmetacrilato foi superior à placa de compressão dinâmica, uma vez que a força máxima e a rigidez apresentaram valores superiores. No teste de deflexão os implantes não demonstraram alterações significativas.

8. REFERÊNCIAS^e

ARON, D.N.; TOOMBS, J.P.; HOLLINGSWORTH, S.C. Primary treatment of severe fractures by external skeletal fixation: threaded pins compared with smooth pins. **Journal of the American Animal Hospital Association**, v.22, p.659–670, 1986.

BOUDRIEAU, R.J.; KLEINE, L.J. Nonsurgically managed caudal acetabular fractures in dogs: 15 cases (1979–1984). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.193, p.701, 1988.

BRESHEARS, L.A.; FITCH, R.B.; WALLACE, L.J. The radiographic evaluation of repaired canine ilial fractures (69 cases). **Veterinary Comparative and Orthopaedics Traumatology**, v.17, p.64-72, 2004.

BRINKER, W.O. Fractures of the Pelvis. In: Brinker, W.O.; Piermattei, D.L.; Flo, G.L. (3ed) **Handbook of Small Animal Orthopaedics and Fracture Repair**. Philadelphia: W.B. Saunders, 1997.

BRUCE, C.W.; GIBSON, T.W.G.; RUNCIMAN, R.J.A comparison of conventional compression plates and locking compression plates using cantilever bending in an ilial fracture model. **Veterinary Comparative and Orthopaedics Traumatology**, v. 27, 2014.

BURTON, N.J. Composite Fixation of Comminuted Ilial Wing Fractures in Cats: Three Cases. **Journal of Feline Medicine and Surgery**, v.13, p.376-382, 2011.

CELEGATTI FILHO, T.S.; RODRIGUES, D.C.; LAURIA, A.; MOREIRA, R.W.; CONSANI, S. Development plates for stable internal fixation: Study of mechanical resistance in simulated fractures of the mandibular condyle. **Journal of Craniomaxillofacial Surgery**, v.43, n.1, p.158-161, 2015.

CHOU, P.; RUNYON, C.; BAILEY, T.; BÉRAUD, R. Use of Y shaped TPLO plates for the stabilization of supracotyloidilial fractures in four dogs and one cat. **Veterinary Comparative and Orthopaedics Traumatology**, v. 26, p.226-232, 2013.

^e ABNT- NBR 6023/2002

DECAMP, C.E. Fractures of the ilium. In: JOHNSON, A.L.; HOULTON, J.E.F.; VANNINI, R. **Ao Principles of Fracture Management in the Dog and Cat**. Switzerland: Thieme, 2005. P.170-177.

DECAMP, C.E. Fractures of the pelvis. In: TOBIAS, K.M.; JOHNSTON, S.A. **Veterinary Small Animal Surgery**. St. Louis, Elsevier Saunders, 2012. p.801-815.

DOORNINK, M.T.; NIEVES, M.A.; EVANS, R. Evaluation of ilial screw loosening after triple pelvic osteotomy in dogs: 227 cases (1991–1999). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.228, p.535–541, 2006.

DYCE, K.M; SACK, W.O.; WENSING, C.J.G. **Tratado de Anatomia Veterinária**. Elsevier, 2010. 840p.

EATON-WELLS, R.D.; MATIS, U.; ROBINS, G.M.The pelvis and the pelvic limb.Part 1. Pelvic fractures. In: WHITTICK, W.G. (2ed) **Canine orthopedics**. Philadelphia: Lea &Febiger, 1990. p.387–471.

EGOL, K.A.; KUBIAK, E.N.; FULKERSON, E. Biomechanics of locked plates and screws.**Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 18, p.488–493, 2004.

FITZPATRICK, N.; LEWIS, D.; CROSS, A.A biomechanical comparison of external skeletal fixation and plating for the stabilization of ilial osteotomies in dogs. **Veterinary Comparative and Orthopaedics Traumatology**, v.21, p.349-357, 2008.

FITZPATRICK, N.; PERRY, K.; O'RIORDAN, J. **External skeletal fixation of pelvic fractures in dogs and cats: principles of application and outcome in 159 cases**. Proceedings of 34th Annual Conference of the Veterinary Orthopedic Society, Sun Valley, ID, March, 2007. p.66.

HAMILTON, M.H.; EVANS, D.A.; LANGLEY-HOBBS, S.J. Feline ilial fractures: assessment of screw loosening and pelvic canal narrowing after lateral plating. **Veterinary Surgery**, v.38 p.326, 2009.

HENRY, W. A method of bone plating for iliac and acetabular fractures. **Compendium on Continuing Education for the Practising**, v.7, p. 924–938, 1985.

HULSE D.; KERIN, S.; MERTENS, D. Fractures of the femoral diaphysis. In: **JOHNSON, A.L.; HOULTON, J.E.F.; VANNINI, R.** AO principles of fracture management in the dog and cat. **Clavadelstrasse: AO publishing, Switzerland, 2005.**

JOHNSON, A.L.; DECAMP, C.E. External skeletal fixation: linear fixators. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 29, p.1135–1152, 1999.

JOHNSON, AL. Management of Specific Fractures. In: FOSSUM, T.W. (4ed) **Small Animal Surgery**. Philadelphia: Elsevier Mosby, 2013. p.1168-1173.

KOCK, D. Screws and Plates. In: JOHNSON, A.L.; HOULTON, J.E.F.; VANNINI, R. **AO principles of fracture management in the dog and cat**. Clavadelstrasse: AO publishing, Switzerland, 2005.

KREBS, R.C.; ROE, S.C.; DUNCAN, B.; LASCELLES, X.; MARCELLIN-LITTLE, D.J.; TRUMPATORI, B.J.; SPODNICK, G. Biomechanical Evaluation of the Influence of an Intramedullary Pin on the Stability of a Feline Iliac Fracture Model Stabilized With a Bone Plate. **Veterinary Surgery**, v.43, p.114–119, 2014.

LANGLEY-HOBBS, S.J.; MEESON, R.L.; HAMILTON, M.H.; RADKE, H.; LEE, K. Feline Iliac Fractures: A Prospective Study of Dorsal Plating and Comparison with Lateral Plating. **Veterinary Surgery**, n.38, p.334-342, 2009.

LANZ, O.I.; LEWIS, D.D.; MADISON, J.B.; MILLER, G.J.; MARTIN, D.E. A bio - mechanical comparison of screw and wire fixation with and without polymethylmethacrylate re-enforcement for acetabular osteotomy stabilization in dogs. **Vet Surgery**, v.28, p.161–170, 1999.

LIEBICH, H.G.; KONIG, H.E.; MAIERL, J. Hindlimb or pelvic limb. In: LIEBICH, H.G.; KONIG, H.E. (1ed). **Veterinary Anatomy of Domestic Mammals**. Munchen: Schattauer, 2004. p.197-203.

MEHMANPARAST, H.N.; MAC-THIONG, J.M.; PETIT, Y. Estimation of pedicle screw fixation strength from probe indentation force and screw insertion torque: A biomechanical study on bone surrogates of various densities. **Conference proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society**, n.1, p.4350-4353, 2014.

MESSMER, M. Pelvic fractures in the dog and cat: a classification system and review of 556 cases. **Veterinary Comparative and Orthopaedics Traumatology**, v.17, p.167, 2004.

O'NEILL, F.; CONDON, F.; MCGLOUGHLIN, T.; LENEHAN, B.; COFFEY, C.; WALSH, M. Validity of synthetic bone as a substitute for osteoporotic cadaveric femoral heads in mechanical testing: A biomechanical study. **Bone and Joint Research**, v.1, n.4, 2012.

OST, P.C.; KADERLY, R.E. Use of reconstruction plates for the repair of segmental ilial fractures involving acetabular comminution in four dogs. **Veterinary Surgery**, v.15, p.259–264, 1986.

PATRICK FE, BOYD JS, LI A. A classification system for small animal pelvic fractures. **Clinical Anatomy**, v.13, p.225, 2000.

PATRICK, F.E.; BOYD, J.S.; LI, A. External fixation of pelvic fractures in dogs. **Clinical Anatomy**, V.15, p.73, 2002.

PIERMATTEI, D.; FLO, G.; DECAMP, C. Fractures of the Pelvis. In: (4ed) **Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair**. Toronto: W.B. Saunders Company, 2006. p. 431-460.

PIERMATTEI, D.L. APPROACH TO THE ILIUM. In: PIERMATTEI, D.L. (3ed). **An Atlas of Surgical approaches to the Bones and Joints of the Dog and Cat**. Philadelphia: Saunders, 1993.

PIERMATTEI, D.L.; FLO, G.L.; DECAMP, C.E. Fractures: classification, diagnosis, and treatment. In: (4ed) **Brinker, Piermattei, and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair**. St Louis: Sounders Elsevier, 2006. p. 133.

RAFFAN, P.J.; JOLY, C.L.; TIMM, P.G. A tension band technique for stabilisation of sacroiliac separations in cats. **Journal of Small Animal Practice**, v.43, p.255, 2002.

RODRIGUES, D.C.; FALCI, S.G.; LAURIA, A.; MARCHIORI, É.C.; MOREIRA, R.W. Mechanical and photoelastic analysis of four different fixation methods for mandibular body fractures. **Journal of Craniomaxillofacial Surgery**, v.14, p.344-348, 2014.

ROUSH, J.K.; MANLEY, P.A. Mini plate failure after repair of ilial and acetabular fractures in 9 small dogs and 1 cat. **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.28, p.112–118, 1992.

SIMONIAN, P.T.; CHIP-ROUTT, M.L.; HARRINGTON, R.M. The unstable iliac fracture: a biomechanical evaluation of internal fixation. **Injury**, v.28, p.469–475, 1997.

STREETER, E.M.; ROZANSKI, E.A.; LAFORCADE-BURESS, A. Evaluation of vehicular trauma in dogs: 239 cases (January–December 2001). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v.235, p.405, 2009.

STUBBS, W.P.; LEWIS, D.D.; MILLER, G.J.A biomechanical evaluation and assessment of the accuracy of reduction of two methods of acetabular osteotomy fixation in dogs. **Vet Surgery**, v. 27, p.429–437, 1998.

TROGER, J.C.; VIGUIER, E. Use of T-plates for the stabilisation of supracotyloidilial fractures in 18 cats and five dogs. **Veterinary Comparative and Orthopaedics Traumatology**, v. 21.p. 68-75, 2008.

UHL, J.M.; SEGUIN, B.; KAPATKIN, A.S.; SCHULZ, K.S.; GARCIA, T.C.; STOVER, S.M. Mechanical comparison of 3.5 mm broad dynamic compression plate, broad limited-contact dynamic compression plate, and narrow locking compression plate systems using interfragmentary gap models. **Veterinary Surgery**, v.37, n.7, p.663-673, 2008.

VANGUNDY, T. Fixation of iliac fractures: lag screw fixation. **Veterinary Medicine Report**, v.2, p.303–309, 1990.

VANGUNDY, T.E.; HULSE, D.A.; NELSON, J.K. Mechanical Evaluation of two canine iliac fracture fixation systems. **Veterinary Surgery**, v.17, p.321-327, 1988.

WANG, T.M.; LEE, M.S.; WANG, J.S.; LIN, L.D. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low or low- to medium-density bone. **The International Journal of Prosthodontics**, v.28, n.1, p.40-47, 2015.

WILKE, H.J.; WENGER, K.; CLAES, L. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. **Europe Spine Journal**, v.7,p.148-154,1998.