

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP
CÂMPUS JABOTICABAL
FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS**

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PLACA MODIFICADA DE TPLO
EM MODELO EXPERIMENTAL DE FALHA ÓSSEA PROXIMAL
EM TÍBIAS SINTÉTICAS CANINAS**

**Guilherme Sembenelli
Médico Veterinário**

2017

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP
CÂMPUS JABOTICABAL
FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS**

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PLACA MODIFICADA DE TPLO
EM MODELO EXPERIMENTAL DE FALHA ÓSSEA PROXIMAL
EM TÍBIAS SINTÉTICAS CANINAS**

Guilherme Sembenelli

Orientador: Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias

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

2017

Sembenelli, Guilherme

::: Análise biomecânica de placa modificada de TPLO em modelo experimental de falha óssea proximal em tíbias sintéticas caninas / Guilherme Sembenelli. -- Jaboticabal, 2017

v, 55 p. : il. ; 29 cm

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, 2017

Orientadora: Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias

Banca examinadora: Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias, Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano, Prof. Dr. Bruno Watanabe Minto

Bibliografia

1. Ortopedia. 2. Fraturas. 3. Placas bloqueadas. I. Título. II. Jaboticabal-Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias.

CDU



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Jaboticabal



CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PLACA MODIFICADA DE TPLO EM MODELO EXPERIMENTAL DE FALHA ÓSSEA PROXIMAL EM TÍBIAS SINTÉTICAS CANINAS

AUTOR: GUILHERME SEMBENELLI

ORIENTADOR: LUIS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em CIRURGIA VETERINÁRIA, pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. LUIS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal


Prof. Dr. ANTONIO CARLOS SHIMANO
Depto de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor / USP / Ribeirão Preto/SP


Prof. Dr. BRUNO WATANABE MINTO
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal

Jaboticabal, 30 de maio de 2017

DADOS CURRICULARES DO AUTOR

Guilherme Sembenelli nasceu em Ribeirão Preto, no dia 6 de janeiro de 1986. Cursou graduação em Medicina Veterinária pela Universidade Estadual Paulista-UNESP, Campus Jaboticabal, de março de 2007 a fevereiro de 2012, neste período realizou projeto de iniciação científica, sendo bolsista da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo- FAPESP. Realizou Residência em Clínica Cirúrgica de Pequenos Animais na Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP- Câmpus de Jaboticabal de março de 2013 a março de 2015. Em março de 2015, ingressou no programa de Pós-graduação em cirurgia veterinária, curso de mestrado, sendo bolsista da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo- FAPESP.

AGRADECIMENTOS

A **Deus** por ter me iluminando, abençoando, protegido e direcionado o meu caminho, durante essa etapa da minha vida.

A minha esposa **Monica** por sempre estar ao meu lado ao longo desses anos iluminando minha vida e me dando muitas alegrias durante esses anos. Obrigado por tudo!

A minha filha **Laura Wittmaack Sembenelli** que veio para nos trazer muita luz e alegrias!

Aos meus pais **Sueli e Reginaldo**, a minha irmã **Camila**, ao meu sobrinho **Gabriel** a minha tia **Dinorah** (*in memoriam*) e a minha avó **Aparecida** (*in memoriam*) pelo auxílio, compreensão, amor, incentivo e por sempre acreditarem em mim. Amo vocês.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias** por toda compreensão, direcionamentos, aconselhamentos além do compartilhamento de todo seu conhecimento técnico.

A todos os **amigos** conquistados durante os dez anos que passei realizando graduação, residência e mestrado junto a FCAV – UNESP.

A todos os professores da Instituição que de alguma forma contribuíram para minha formação em especial a **Profa. Dr. Paola Castro Moraes**.

Aos **funcionários** do Hospital Veterinário que foram amigos e dedicados.

A Fapesp (Nº Processo 2015/14602-8) por financiar e acreditar na pesquisa proposta.

Sumário

RESUMO.....	vi
ABSTRACT	vii
CERTIFICADO DA COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS.....	xiii
1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA	1
1.1 Osteossíntese biológica	2
1.2 Placas bloqueadas	3
1.3 Osteossíntese minimamente invasiva com placa - MIPO – (Minimally Invasive Plate Osteosynthesis)	4
1.4 Placas de TPLO - Osteotomia niveladora do platô tibial (Tibial plateau leveling osteotomy).	6
1.5 Associação placa e pino intramedular – “Plate-rod”	6
1.6 Teste biomecânico com tíbias sintéticas	8
2. OBJETIVO.....	11
3. JUSTIFICATIVA	11
4. MATERIAL E MÉTODOS	12
4.1 Corpos de prova.....	12
.....	13
4.2 Implantes.....	13
4.3 Descrição das Montagens.....	15
4.4 Ensaio mecânicos	18
4.5 Ensaio de Compressão Axial	19
4.6 Ensaio de Flexão em três Pontos craniocaudal	19
4.7 Ensaio de Flexão em três Pontos mediolateral	20

4.8 Ensaio de Torção	21
4.9 Avaliações	22
4.10 Análise Estatística	23
5. RESULTADOS	23
5.1 Compressão Axial	23
5.2 Flexão em 3 pontos craniocaudal.....	26
5.3 Flexão em 3 pontos mediolateral	29
5.4 Ensaio de torção	33
6 DISCUSSÃO	37
6.1 Ensaio de compressão axial	37
6.2 Ensaio de flexão em 3 pontos craniocaudal.....	40
6.3 Ensaio de flexão em 3 pontos mediolateral.....	42
6.4 Ensaio de torção	43
7. CONCLUSÕES	46
8. REFERÊNCIAS	47

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF MODIFIED PLATE OF TPLO IN EXPERIMENTAL MODEL OF PROXIMAL GAP IN SYNTHETIC TÍBIAS CANINES

RESUMO: O objetivo do presente estudo foi desenvolver placa de TPLO bloqueada modificada e avaliar a eficácia da estabilização óssea proporcionada pelo implante desenvolvido comparativamente a outros dois métodos convencionais de fixação óssea (placa bloqueada e placa bloqueada associada a pino intramedular). Por meio de estudos biomecânicos, avaliaram-se as construções às forças de torção, flexão craniocaudal, flexão mediolateral e compressão axial. Foram utilizadas sessenta tíbias sintéticas divididas em três grupos. O Grupo 1 (placa TPLO modificada), o Grupo 2 (placa bloqueada) e o Grupo 3 (placa bloqueada associada a pino intramedular) foram subdivididos em quatro grupos de cinco tíbias. Os ensaios foram realizados até a falha da montagem (implantes e/ou tíbia) e os resultados obtidos comparados entre os grupos. As variáveis estudadas foram analisadas sob delineamento inteiramente casualizado no esquema fatorial 3 por 4 com 5 repetições para cada combinação do esquema fatorial. Os resultados foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas entre si pelo teste de Tukey a 5% de probabilidade. No ensaio de compressão axial houve diferença significativa em relação a variável força máxima em que o Grupo 3 obteve maior média, não havendo diferença significativa entre os Grupos 1 e 2. Todas as montagens falharam devido à flexão da placa na região de falha no corpo de prova. No ensaio de flexão em três pontos craniocaudal houve diferença significativa em relação às três variáveis estudadas. Na variável força máxima $G2 > G3 = G1$, na variável deflexão $G3 > G1 = G2$ e na variável rigidez $G3 = G2$, $G2 = G1$, $G3 > G1$. Todas as montagens falharam devido à quebra do corpo de prova. No ensaio de flexão mediolateral houve diferença significativa em relação a variável rigidez em que $G3 > G2 = G1$. Todas as montagens falharam devido à flexão da placa na região de falha no corpo de prova. No ensaio de torção houve diferença significativa em relação às variáveis ângulo no pico de torque e rigidez. Na variável ângulo no pico de torque $G2 > G1 = G3$. Na variável rigidez $G1 = G3 > G2$. Todas as montagens falharam devido à quebra do corpo de prova distal a placa. Conclui-se a placa de TPLO modificada apresentou semelhança biomecânica com a placa reta convencional na maioria das variáveis estudadas. O grupo, da associação placa e pino, obteve maiores índices de rigidez comparativamente aos outros dois grupos, exceto no teste de torção em que o grupo da placa de TPLO modificada apresentou o mesmo índice de rigidez que o da associação placa e pino.

Palavras-chave: biomecânica, ortopedia, osteossíntese, placa.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF MODIFIED PLATE OF TPLO IN EXPERIMENTAL MODEL OF PROXIMAL GAP IN SYNTHETIC TIBIAS CANINES

ABSTRACT - The aim of this study was to develop modified TPLO locked plate and to evaluate the effectiveness of stabilization provided by the implant developed compared to two other conventional methods of stabilization (locked plate and plate-rod). Through biomechanical studies the constructions were evaluated to craniocaudal and mediolateral bending, axial compression and torsional forces. Sixty synthetic tibias were used divided into three groups. Group 1 (modified TPLO plate), Group 2 (locked plate) and Group 3 (plate-rod) were subdivided into four groups of five tibiae. The tests were performed until failure of the construction (implants / tibia) and the results compared between the groups. The variables studied were analyzed under a completely randomized design in the factorial scheme 3 by 4 with 5 replicates for each combination of the factorial scheme. The results were submitted to analysis of variance and the means compared to each other by the Tukey test at 5% probability. In the axial compression test there was a significant difference in relation to the variable maximum force in which Group 3 obtained higher mean, not having significant difference between Groups 1 and 2. All constructions failed due to plate bending in the gap region of the synthetic tibia. In the three-point craniocaudal flexion test there was a significant difference in relation to the three variables studied. In the variable force maximum $G2 > G3 = G1$, in the variable deflection $G3 > G1 = G2$ and in the variable stiffness $G3 = G2$, $G2 = G1$ $G3 > G1$. All constructions failed because of the breaking of the synthetic tibia. In the three-point craniocaudal flexion test there was a significant difference in relation to the three variables studied. In the variable force maximum $G2 > G3 = G1$, in the variable deflection $G3 > G1 = G2$ and in the variable stiffness $G3 = G2$, $G2 = G1$ $G3 > G1$. All constructions failed because of the breaking of the synthetic tibia. In the mediolateral flexion test there was a significant difference in relation to the stiffness variable in which $G3 > G2 = G1$. All constructions failed due to plate bending in the gap region of the synthetic tibia. In the torsion test there was a significant difference in relation to the variables angle at peak torque and stiffness. In the variable angle at the torque peak $G2 > G1 = G3$. In the stiffness variable $G1 = G3 > G2$. All constructs failed due to the breaking of the synthetic tibia distally to the plate. It is concluded that the modified TPLO plate presented biomechanical similarity with the conventional plate in most of the studied variables. The groups of locking plate and plate-rod constructions obtained higher stiffness indices compared to the other two groups, except for the torsion test in which the modified TPLO plate group had the same stiffness index as the plate and plate-rod.

Keywords: orthopedics, osteosynthesis, Biomechanics.

LISTA DE TABELAS**Página**

Tabela 1 – Valores de média e desvio padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens dos Grupos 1, 2 e 3 no ensaio de compressão axial. 23

Tabela 2– Valores de média e desvio padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens dos Grupos 1, 2 e 3 no ensaio de Flexão em 3 pontos craniocaudal. 27

Tabela 3– Valores de média e desvio padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens dos Grupos 1, 2 e 3 no ensaio de Flexão em 3 pontos mediolateral. 30

Tabela 4– Valores de média e desvio padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens dos Grupos 1, 2 e 3 no ensaio de torção. 34

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1 – Representação de ensaio de flexão a três pontos (LEE, 1989).....	10
Figura 2 – Representação de ensaio de flexão a quatro pontos (LEE, 1989)	10
Figura 3 - Imagem fotográfica na visão mediolateral (seta amarela) e craniocaudal (seta branca) das tíbias direitas sintéticas caninas com blocos de apoio nas extremidades distal e proximal.....	13
Figura 4 - Imagem fotográfica (vista lateral) da Placa de TPLO modificada (seta amarela) e da Placa Reta convencional (seta branca). Notar a angulação da porção proximal da Placa TPLO modificada (elipse verde) assim como a angulação dos parafusos bloqueados.	14
Figura 5 - Imagens fotográficas da perfuração do corpo de prova (tíbia canina sintética) para posterior introdução do pino intramedular de 2 mm de diâmetro. A. Posicionamento do corpo de prova no interior do guia de perfuração fabricado (seta amarela). B. Ajuste dos parafusos do guia de perfuração (seta amarela) para o alinhamento do eixo de centro do torno mecânico à marcação da perfuração (seta vermelha) a ser realizada no corpo de prova. C. Início da perfuração com broca de 2 mm curta (seta amarela). D. Perfuração de toda extensão do corpo de prova com broca de 2 mm longa (seta amarela).	16
Figura 6 – Imagens fotográficas representando sequencialmente a metodologia empregada para a montagem da construção dos corpos de prova (tíbias sintéticas) e placa e parafusos bloqueados. A. Bloco de apoio preso à morsa (seta amarela). B. Posicionamento da placa na superfície medial da tíbia. C. Introdução de duas brocas de 2,5 mm de diâmetro através de dois guias de perfuração para parafusos bloqueados	

(setas amarelas). D. Posicionamento de pinça óssea espanhola no terço médio da placa (seta amarela). E. Introdução do terceiro guia de perfuração (seta amarela). F. Introdução do primeiro parafuso do corpo de prova (seta amarela) e posicionamento do guia de perfuração no segundo furo proximal (seta branca). G. Introdução do primeiro parafuso do fragmento proximal (amarela). H. Introdução do segundo parafuso do fragmento distal (seta azul). I. Introdução do quarto parafuso (segundo parafuso do fragmento proximal) (seta amarela). J. Introdução do quinto parafuso (terceiro parafuso do fragmento proximal) (seta preta). K. Aspecto final da construção com a inserção de três parafusos proximais e três parafusos distais. L. Vista lateral do corpo de prova evidenciando a falha segmentar de 20 mm (seta amarela). 17

Figura 7 – Imagem fotográfica da construção do Grupo 1 (placa de TPLO modificada) na máquina de ensaio para realizar teste de compressão axial. Observar o alinhamento da construção. 19

Figura 8 – Imagem fotográfica do ensaio de flexão em três pontos craniocaudal do Grupo 1 (placa de TPLO modificada). Seta amarela: Bloco distal preso à morsa. Seta vermelha: apoio na superfície caudal do corpo de prova à 45 mm do platô tibial. Seta azul: Local onde a máquina de ensaio aplicou força. 20

Figura 9 – Imagem fotográfica do ensaio de flexão em três pontos craniocaudal do Grupo 1 (placa de TPLO modificada). Seta amarela: Bloco distal preso à morsa. Seta vermelha: apoio na superfície lateral do corpo de prova a 45 mm do platô tibial. Seta azul: Local onde a máquina de ensaio aplica força. 21

Figura 10 – Imagem fotográfica do ensaio de torção do Grupo 1 (placa de TPLO modificada). A. Máquina utilizada no ensaio de torção com a construção posicionada (seta amarela). B. Corpo de prova preso à máquina de ensaio. Seta amarela: Bloco distal fixado à cabeça fixa da máquina. Seta vermelha: Bloco proximal preso à cabeça giratória da máquina. 22

- Figura 11** – Curva força deslocamento obtida no ensaio de compressão axial para as construções placa de TPLO modificada (Grupo 1)..... 24
- Figura 12** - Curva força deslocamento obtida no ensaio de compressão axial para as construções Placa Reta (Grupo 2). 25
- Figura 13** - Curva força deslocamento obtida no ensaio de compressão axial para as construções Placa Reta e Pino intramedular (Grupo 3). 25
- Figura 14**– Dobramento da placa TPLO modificada (Grupo 1) durante o ensaio de compressão axial. Notar que o ponto de maior deflexão do implante é na região da falha do corpo de prova..... 26
- Figura 15** – Curva força deslocamento obtida no ensaio de flexão craniocaudal para as construções placa de TPLO modificada (Grupo 1)..... 27
- Figura 16** - Curva força deslocamento obtida no ensaio de flexão craniocaudal para as construções placa reta (Grupo 2). 28
- Figura 17** – Curva força deslocamento obtida no ensaio de flexão craniocaudal para as construções placa e pino (Grupo 3)..... 28
- Figura 18** – Imagens fotográficas representando a falha das construções após o ensaio de flexão craniocaudal. A e B. Fratura da porção proximal do corpo de prova na construção em placa e pino (Grupo 3). C. Fratura da porção proximal do corpo de prova na construção placa TPLO modificada (Grupo 1).D. Fratura da porção proximal do corpo de prova na construção placa reta (Grupo 2). 29
- Figura 19** – Curva força deslocamento obtida no ensaio de flexão mediolateral em três pontos para as construções placa de TPLO modificada (Grupo1). 31

- Figura 20** – Curva força deslocamento obtida no ensaio flexão mediolateral em três pontos para as construções placa reta (Grupo 2)..... 31
- Figura 21**– Curva força deslocamento obtida no ensaio de flexão mediolateral em três pontos para as construções placa e pino (Grupo 3)..... 32
- Figura 22** - Dobramento da placa TPLO modificada (Grupo 1) na região da falha do corpo de prova durante o ensaio de flexão mediolateral em três pontos. 32
- Figura 23**– Aspecto antes (A) e depois (B) dos corpos de prova dos três grupos após ensaio de flexão médio lateral. Observar a flexão da placa na região da falha do corpo de prova em todas as construções (B). 33
- Figura 24**- Curva torque-deformação angular gerada no ensaio estático de torção para as cinco montagens da placa TPLO modificada (Grupo 1). 35
- Figura 25** - Curva torque-deformação angular gerada no ensaio estático de torção para as cinco montagens da placa reta (Grupo 2)..... 35
- Figura 26**- Curva torque-deformação angular gerada no ensaio estático de torção para as cinco montagens da associação placa e pino (Grupo 3). 36
- Figura 27**– A, B, e C: Imagens fotográficas do aspecto dos corpos de prova dos Grupos 1, 2 e 3 respectivamente após ensaio de torção. Setas amarelas: quebra do corpo de prova na região do último parafuso distal..... 36

CERTIFICADO DA COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CÂMPUS DE JABOTICABAL




Jaboticabal, 31 de outubro de 2016.

CEUA- COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

CERTIFICADO

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado “**DESENVOLVIMENTO DE PLACA MODIFICADA DE TPLO E TESTE BIOMECÂNICO COMPARATIVO COM OUTROS DOIS MÉTODOS DE FIXAÇÃO ÓSSEA (PLACA BLOQUEADA E PLACA BLOQUEADA ASSOCIADA A PINO INTRAMEDULAR) EM MODELO EXPERIMENTAL DE FALHA ÓSSEA PROXIMAL EM TÍBIAS SINTÉTICAS CANINAS.**”, sob a responsabilidade da Prof Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias, não se enquadra nas responsabilidades da CEUA, visto que não utiliza animais no seu escopo.



Profª Dra Paola Castro Moraes
Vice-Coordenadora CEUA

14884-900 - Jaboticabal - SP - Brasil

lvglm@fcar.unesp.br - www.fcar.unesp.br

Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias
Via de Acesso Prof. Paulo Donato Castellane, s/n CEP

tel (16)3209-2630 - fax (16)3203-1226 - e-mail:

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

As fraturas de tíbia são frequentes nos atendimentos médico-veterinários. Em cães e gatos representam 20% das fraturas de ossos longos e se devem principalmente a traumatismos (BOONE et al., 1986a; BOONE et al., 1986b; UNGER et al., 1990; JOHNSON et al., 1994; CROSS, 2012). As fraturas de tíbia/fíbula são o quarto tipo de fraturas mais frequentes em cães, sendo as fraturas de pelve, fêmur e rádio/ulna de maior incidência (UNGER et al., 1990). Fraturas diafisárias são significativamente mais comuns que as fraturas proximais e distais (BOONE et al., 1986a; BOONE et al., 1986b; UNGER et al., 1990; HAYASHI & KAPATKIN, 2012). A localização mais comum das fraturas é o terço médio diafisário (64%) seguida pelo terço diafisário proximal (20%) e terço diafisário distal (15%) (BOONE et al., 1986a). Os padrões de fraturas diafisárias encontrados com maior frequência são as oblíquas/espirais (44%) seguidas das cominutivas (34%), transversas (14%), incompletas (5%) e segmentares (3%) (BOONE et al., 1986a; UNGER et al., 1990).

Os métodos de osteossíntese utilizados para a estabilização das fraturas têm como finalidade promover condições para a consolidação óssea, e assim recuperação funcional do membro do paciente (BOUDRIEAU, 1991; CROSS, 2012). Há uma variedade de opções para a estabilização de fraturas diafisárias cominutivas. A escolha pelo método de fixação depende de múltiplos fatores como o tipo e localização da fratura, idade do paciente, presença de lesões em tecidos moles, infecção, custo dos implantes e preferência do cirurgião (CROSS, 2012; JOHNSTON, 2013).

Nas fraturas diafisárias dois importantes fatores devem ser considerados. Primeiro, caso a fratura seja redutível e a redução contribua para a rigidez da fixação é indicado realizar redução anatômica e fixação rígida. Tal método é usado em fraturas simples. O reestabelecimento da coluna óssea, por meio da compressão interfragmentária, permite que parte significativa das forças seja suportada pelo osso. As placas, quando utilizadas nesse caso, possuem a função de neutralização (PROBST, 1996; GORSE, 1998; GRIFFON, 2005; VOSS et al., 2009; JOHNSTON et al., 2012).

Segundo, caso a reconstrução anatômica não seja possível ou não contribua para a estabilidade, é recomendado preservar ao máximo os tecidos moles adjacentes, o hematoma inicial do foco de fratura e o suprimento sanguíneo ao osso fraturado. Essa situação é encontrada nos casos de fraturas cominutivas. Os implantes, nesse caso, suportam todas as forças e por isso devem ser fortes e duráveis o suficiente para suportar as cargas até que ocorra a consolidação óssea. Geralmente, pinos intramedulares em associação com outros implantes são importantes para compensar à ausência da coluna óssea aumentando assim a resistência, principalmente, à força de dobramento (PROBST, 1996; GORSE, 1998; GRIFFON, 2005; JOHNSTON et al., 2012; DEMNER et al., 2014; PEARSON et al., 2015).

As fraturas cominutivas metafisárias/diafisárias proximais são tecnicamente mais desafiadoras quando comparadas as fraturas diafisárias. As fraturas diafisárias possibilitam a escolha de variedade de implantes para estabilização devido ao maior estoque ósseo dos fragmentos proximal e distal. Ao contrário, fraturas cominutivas metafisárias/diafisárias proximais fornecem substratos ósseos limitados não havendo opções de implantes que se adequem a esses tipos de fraturas (JOHNSTON et al., 2012).

Devido ao pobre recobrimento de tecidos moles e ao escasso suprimento sanguíneo existente na tíbia, o tempo de consolidação óssea de fraturas nesse osso é lento quando comparado ao de outros ossos longos como fêmur e úmero. Sendo assim, a utilização dos conceitos de osteossíntese biológica é fundamental para o sucesso da consolidação óssea na tíbia (GRIFFON, 2005; POZZI & LEWIS, 2009; JOHNSTON et al., 2012). No entanto, a execução da osteossíntese biológica nos casos de fraturas proximais é prejudicada devido à proximidade do fragmento proximal ao foco de fratura (POZZI & LEWIS, 2009).

1.1 Osteossíntese biológica

Desde a década de 90 ocorre na ortopedia veterinária a transição do enfoque puramente mecânico para o mais biológico possível no tratamento das fraturas (LEUNIG et al., 2000; GRIFFON, 2005).

O conceito de fixação interna biológica é baseado na máxima preservação de suprimento sanguíneo ao osso fraturado. Para isso, os princípios básicos incluem minimizar as lesões iatrogênicas aos tecidos moles, preservar o hematoma inicial no foco de fratura, utilizar técnicas de redução indireta e promover fixação estável apropriada propiciando rápido retorno da função do membro (HUDSON et al., 2009; POZZI & LEWIS, 2009; CROSS, 2012).

De acordo com Johnson et al. (1989), Dudley et al. (1997), Gorse (1998) e Pozzi et al. (2012) a técnica fechada apresenta menor tempo de consolidação óssea e uso mais precoce do membro; este fato deve-se principalmente à diminuição dos traumatismos (LEWIS & BLOOMBERG, 1994), não exposição do foco de fratura e menor lesão a vascularização local (GUERRIROS & BORGES, 1999). Este é um fator de grande importância, visto que a ruptura da circulação periosteal pode retardar e prejudicar a consolidação óssea (BROWN & KRAMERS, 1996).

1.2 Placas bloqueadas

As placas bloqueadas foram desenvolvidas há duas décadas na tentativa de suprir os problemas encontrados no uso das placas convencionais. A estabilidade angular que as placas bloqueadas propiciam não depende do contato entre o implante/osso. Isso elimina a necessidade de moldar a placa à superfície óssea, minimiza o deslocamento dos fragmentos ósseos durante a inserção dos parafusos, facilitando assim sua aplicação de maneira minimamente invasiva (STRAUSS et al., 2008; JOHNSTON et al., 2012).

A cabeça dos parafusos se rosqueiam aos furos da placa formando assim um ângulo de 90 graus entre o parafuso e a placa. As propriedades biomecânicas das placas bloqueadas são similares as dos fixadores esqueléticos externos e, por vezes, são chamadas de fixadores internos, contudo há vantagens mecânicas das placas bloqueadas em relação aos fixadores externos. A principal vantagem é que as placas bloqueadas por estar muito mais perto do osso que as barras conectoras dos fixadores externos conferem maior estabilidade ao foco de fratura (JOHNSTON et al., 2012).

A estabilidade angular estrutural conferida pelas placas e parafusos bloqueados faz com que o estresse de cisalhamento criado pelas forças de compressão axial e dobramento seja convertido em compressão na interface parafuso-osso (GARDNER et al., 2005). Sendo assim, para que haja a soltura dos parafusos bloqueados é necessário o comprometimento de grandes áreas ósseas na interface parafuso-osso. Ao contrário, nas placas convencionais há concentração de forças nos parafusos sendo comum ocorrer soltura (CORDEY et al., 2000; EGOL et al., 2004).

Além disso, a estabilidade angular da interface placa parafuso melhora substancialmente a contribuição dos parafusos monocorticais bloqueados para a rigidez da construção. A maior resistência à força de arrancamento dos parafusos bloqueados é especialmente vantajosa em casos em que há má qualidade óssea e, principalmente, quando o fragmento ósseo é muito pequeno, permitindo a inserção de poucos parafusos por fragmento fraturário (PERREN, 2003; EGOL et al., 2004; KOCH, 2005; FITZPATRICK, 2009).

Para tentar diminuir estresse sobre os implantes bloqueados algumas diretrizes foram criadas para o uso de placas bloqueadas em humanos. Dentre elas recomenda-se o recobrimento de longos segmentos ósseos (3 vezes o comprimento do segmento fraturado), limitar a relação número de parafusos / número de furos da placa até metade e deixar dois ou três furos sem parafusos na região fraturada (NIEMEYER & SUDKAMP, 2006; STRAUSS, 2008; CROSS, 2012).

1.3 Osteossíntese minimamente invasiva com placa - MIPO – (Minimally Invasive Plate Osteosynthesis)

A osteossíntese minimamente invasiva com placa (MIPO) foi descrita como método de fixação interna biológica (HUDSON et al., 2009, POZZI & LEWIS, 2009), realizada pela introdução de placa óssea por meio de pequenas incisões cutâneas. As incisões são realizadas em sítios remotos ao local de fratura não havendo manipulação direta ao foco de fratura, minimizando os traumas iatrogênicos ao periósteo e a tecidos moles regionais que por sua vez facilita a rápida consolidação óssea. A indicação para o uso da técnica inclui principalmente fraturas cominutivas diafisárias em terço médio,

pois essas fraturas permitem o acesso aos fragmentos proximal e distal para a inserção dos parafusos, sem que haja exposição do foco de fratura (POZZI & LEWIS, 2009; CROSS, 2012).

O planejamento pré-operatório é etapa essencial para alcançar bons resultados no desempenho da MIPO. O comprimento, a posição e a pré-moldagem da placa determinam o local preciso das incisões de inserção proximal e distal, evitando, por exemplo, a fise de crescimento em animais jovens ou o acesso ao foco de fratura (POZZI & LEWIS, 2009). A seleção cuidadosa de casos, planejamento pré-operatório e instrumentação adequada contribuem para o rápido tempo de consolidação óssea, baixa taxa de complicação e bom retorno a função do membro durante o pós-operatório (HUDSON et al., 2009).

A MIPO proporciona diminuição do tempo cirúrgico, reduz o risco de infecção, minimiza complicações na consolidação óssea e falha de implantes. Além disso, este método segue os princípios de osteossíntese biológica e, a preservação do hematoma no foco de fratura aumenta a taxa de formação de calo ósseo devido às propriedades inerentes osteogênicas (HUDSON et al., 2009; CROSS, 2012). A consolidação indireta com formação de calo ósseo seguida por remodelamento é observada na união de fraturas tratadas por MIPO devido a não reconstrução anatômica do foco de fratura (HUDSON et al., 2009; CROSS, 2012).

As placas bloqueadas, devido as suas vantagens mecânicas são as mais indicadas para o uso da MIPO. Dentre essas vantagens estão a preservação da redução da fratura após a colocação do implante, a diminuição da necessidade de moldagem precisa da placa à superfície óssea, e a consequente preservação do suprimento sanguíneo periosteal, além do grande potencial de estabilidade em condições desfavoráveis como fraturas cominutivas graves ou osso osteopênico (MILLER & GOSWAMI, 2007; SEIDE et al., 2007; STOFFEL et al., 2007; FITZPATRICK et al., 2009; JOHNSTON et al., 2012).

1.4 Placas de TPLO - Osteotomia niveladora do platô tibial (Tibial plateau leveling osteotomy).

A osteotomia niveladora do platô tibial (TPLO) foi criada em 1993 como método de tratamento para a ruptura do ligamento cruzado cranial (SLOCUM, 1993). Trata-se de osteotomia radial que possibilita a rotação do fragmento proximal da tíbia objetivando a neutralização das forças que causam a translação cranial da tíbia. A estabilização da osteotomia é realizada com placa especialmente desenvolvida para a técnica (SLOCUM, 1993; PALMER, 2014). A placa é contornada para que possa encaixar-se precisamente na face medial da tíbia proximal, possuindo três orifícios bloqueados não alinhados na porção proximal.

As placas de TPLO originais foram submetidas a vários estudos biomecânicos que atestaram sua capacidade de fixação e estabilidade nas osteotomias tibiais metafisárias (BORDELON et al., 2009; KLOC et al., 2009). No estudo de Leitner et al. (2008) a placa de TPLO bloqueada mostrou-se significativamente superior para a manutenção do posicionamento do platô tibial quando comparada à placa convencional de TPLO, porém não houve diferença significativa entre elas para a estabilidade da fixação. O uso da placa bloqueada de TPLO por cirurgiões experientes está associado à acurácia do nivelamento do platô tibial, permitindo excelente união óssea e baixa taxa de complicações em comparação às anteriormente relatadas (KOWALESKI et al., 2013).

1.5 Associação placa e pino intramedular – “Plate-rod”

A associação de placa e pino intramedular é indicada principalmente nos casos de fratura cominutivas. Nesses casos a placa é aplicada em ponte e fixada aos fragmentos proximal e distal sem a inserção de parafusos na porção central da placa. As placas aplicadas dessa maneira são capazes de evitar o colapso axial e a rotação, no entanto a ausência de parafusos na porção central da placa deixa a construção suscetível à força de dobramento. A associação de placa e pino intramedular aumenta significativamente a resistência da construção à força de dobramento sendo assim indicada nos casos de fratura cominutivas. Devido ao posicionamento central do pino e

seu formato cilíndrico ele torna-se resistente ao dobramento em todas as direções (HULSE et al., 1997).

A combinação de pino intramedular e placa em ponte reduz o estresse sobre a placa e melhora a rigidez da construção. Nesse sentido o tempo para que ocorra a fadiga da placa é aumentado, enquanto o risco de deformação plástica é diminuído (HULSE et al., 1997; HULSE et al., 2000).

Em estudo biomecânico Hulse et al. (2000) comparou grupos em que utilizou-se placa de compressão dinâmica de 3,5 mm associada a pinos intramedulares que preenchiam 30%, 40% e 50% do canal medular. Constatou-se que para cada 10% no aumento do preenchimento do canal medular o estresse sobre a placa foi diminuído em aproximadamente 20%. A rigidez da construção foi aumentada em 6%, 40% e 78% respectivamente. Clinicamente sugeriu-se que a construção de placa e pino que ocupa 50% do canal medular pode ser muito rígida, podendo não permitir a micro movimentação do foco de fratura (HULSE et al., 2000) inibindo a formação de calo ósseo e a consolidação secundária (PERREN & CORDEY, 1980, CROSS, 2012). Levando isso em consideração remendou-se que o pino intramedular deve preencher de 35% a 40% do canal medular quando utilizado em associação com placa (HULSE et al., 2000).

Denner et al. (2014) comparou as propriedades biomecânicas do uso de parafusos bloqueados monocorticais e bicorticais em placas LCP aplicadas em ponte em tíbias cadavéricas com falha óssea. Concluiu-se que a construção com parafusos bicorticais foi mais resistente à força de torção, mas não houve diferença entre os grupos em relação à força de dobramento (DENNER et al., 2014).

A adição de pino intramedular que ocupou 30% e 40% do canal medular associado à placa em ponte com parafusos monocorticais, foi significativamente mais resistente à compressão axial, dobramento e a falha dos implantes do que as construções que utilizaram parafusos monocorticais mais placa bloqueada de compressão dinâmica (LCP) e parafusos bicorticais mais placa bloqueada de compressão dinâmica (LCP), sem a associação de pino intramedular. A construção em que o pino intramedular ocupou 20% do canal medular não foi mais resistente à força

de dobramento do que ao grupo que utilizou placa e parafusos bicorticais e ao grupo que utilizou placa e parafusos monocorticais. Com isso conclui-se que a adição de pino intramedular que ocupa mais de 30% do canal medular é responsável pelo aumento da rigidez da construção comparativamente às construções de placa e parafusos monocorticais e placa e parafusos monocorticais (PEARSON et al., 2015).

1.6 Teste biomecânico com tíbias sintéticas

A biomecânica é a mecânica aplicada aos sistemas biológicos (SCHWARZ, 1996). A compreensão básica dos efeitos que as forças apresentam em ossos longos, permite ao cirurgião conhecer o método mais adequado para a fixação de fraturas (RADASCH, 1999). Por esse motivo, testes biomecânicos têm se tornado mais comum (DALLABRIDA, 2005).

O comportamento das fraturas depende em grande parte das propriedades do tecido ósseo (CASTRO JR et al., 2008). A densidade óssea, a orientação das fibras colágenas (MELO FILHO, 2012), a porosidade, o conteúdo mineral (MESQUITA et al., 2010; MELO FILHO, 2012), a idade do paciente e sua conformação anatômica (MESQUITA et al., 2010) influenciam a resistência óssea.

Por esse motivo, a utilização de ossos provenientes de cadáveres nos testes biomecânicos exige planejamento detalhado. A padronização nos procedimentos de colheita, nos métodos de estocagem, na preparação das amostras é imprescindível para a validação dos dados obtidos nos testes (AN et al., 2000).

O grande número de variáveis relacionadas ao uso de ossos de cadáveres nos testes biomecânicos fez com que os ossos sintéticos fossem difundidos rapidamente. Os ossos sintéticos possuem padronização, não necessitam armazenagem especial e preparação, e são facilmente obtidos. Além disso, possuem variabilidade na tensão de 20 a 200 vezes menor que ossos obtidos de cadáveres. A variabilidade dos ossos cadavéricos implica que para obter-se margem de confiança de 95%, é necessária amostra com várias centenas de fêmures (CRISTOFOLINI et al., 1996). Os testes mecânicos com corpos de prova sintéticos são ainda mais imprescindíveis quando o delineamento experimental inclui mais de dois grupos experimentais. Quando se

compara dois grupos é possível utilizar como, por exemplo, dois fêmures provenientes do mesmo animal havendo assim maior padronização dos corpos de prova entre os grupos. O problema é quando o estudo compara mais de dois grupos impossibilitando a utilização de corpos de prova provenientes do mesmo animal impossibilitando assim a padronização das construções.

As propriedades mecânicas dos materiais podem ser determinadas por vários tipos de ensaios, chamados de ensaios mecânicos. Eles podem ser ensaios mecânicos destrutivos, quando os corpos de prova são destruídos, ou ensaios mecânicos não-destrutivos quando os corpos de prova são preservados. Dentro do grupo dos ensaios destrutivos estão os ensaios de tração, flexão, compressão, fadiga, impacto, torção e outros (CALLISTER JR., 2012).

Os ensaios também podem ser classificados como estáticos, quando a velocidade de aplicação de carga é baixa, e dinâmicos, quando as cargas são aplicadas com altas velocidades. Os ensaios de tração, compressão, flexão e torção são considerados ensaios estáticos (MAGALHÃES; DAVIM, 2010).

O ensaio de flexão pode ser de três pontos ou de quatro pontos, conforme esquema das Figuras 1 e 2. Pode-se observar que o ensaio de flexão a três pontos possui dois pontos de apoio e um ponto de aplicação de carga, localizado no meio da amostra, enquanto que o ensaio de tração de quatro pontos possui dois pontos de apoio e dois pontos de aplicação de carga equidistantes (LEE, 1989). Flexão a três pontos resulta em momento de flexão que aumenta linearmente até o máximo no centro do corpo de prova. Flexão a quatro pontos resulta num momento de flexão que aumenta linearmente até o máximo nos pontos de carregamento e que permanece constante entre eles. O momento de carregamento máximo em ambos os casos é o mesmo, apenas maior quantidade de material está sujeita ao momento máximo no caso do ensaio a quatro pontos (LEE, 1989).

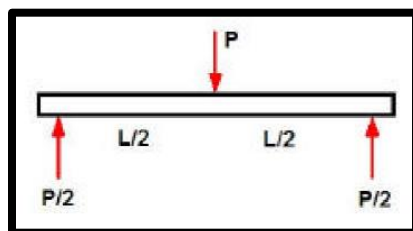


Figura 1 – Representação de ensaio de flexão a três pontos (LEE, 1989)

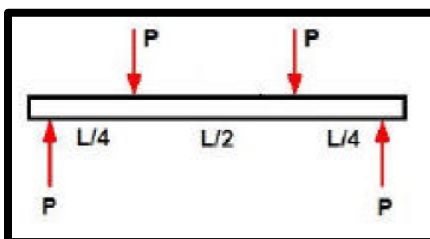


Figura 2– Representação de ensaio de flexão a quatro pontos (LEE, 1989)

O ensaio de torção nada mais é do que o esforço mecânico aplicado em sentido de rotação. Ele normalmente não é utilizado para a determinação das características mecânicas do material, pois o ensaio de tração é mais simples e mais fácil de ser realizado para essa finalidade, porém deve-se realizar o ensaio de torção quando o desempenho do material depende do comportamento dele sob torção (GARCIA; SPIM; DOS SANTOS, 2012).

A máquina de torção possui duas “cabeças”, que fixam o corpo de prova. Uma das cabeças é giratória e prende uma das extremidades do corpo-de-prova onde é aplicado o momento de torção. A outra cabeça da máquina, na extremidade oposta, está ligada a pêndulo, que registra numa escala da máquina, o desvio proporcional ao momento aplicado na outra extremidade. O corpo de prova deve estar numa posição onde o seu eixo coincida com o eixo de rotação das duas cabeças para evitar o surgimento de esforços de outra natureza. A partir do ângulo de torção do ensaio pode-se determinar a deformação da construção (DE SOUZA, 2004).

2. OBJETIVO

Objetivou-se com o estudo em tela desenvolver placa de TPLO bloqueada modificada e tibia sintética canina com blocos de apoio nas extremidades e avaliar a eficácia da estabilização óssea proporcionada pelo implante desenvolvido comparativamente a outros dois métodos de fixação óssea convencionais (placa bloqueada e placa bloqueada associada a pino intramedular) por meio de estudos biomecânicos, em falha óssea proximal em tíbias sintéticas de cão.

3. JUSTIFICATIVA

As fraturas cominutivas são desafiadoras tanto do ponto de vista biomecânico quanto em relação à biologia das mesmas. O não compartilhamento das forças com a coluna óssea faz com que elas sejam transferidas integralmente aos implantes durante todo o período de consolidação, exigindo assim estabilizações resistentes, indicando geralmente o uso da associação de pino intramedular e placa. As fraturas cominutivas proximais são ainda mais complicadas, pois fornecem substratos ósseos limitados, não havendo muitas opções de implantes que se adequem a esses tipos de fraturas. O número de parafusos por fragmento também fica reduzido devido ao comprimento do fragmento proximal (KOCH, 2005; HULSE, 2014). Do ponto de vista biológico, a preservação do foco de fratura é impossibilitada devido à sua proximidade ao fragmento proximal (POZZI & LEWIS, 2009).

As placas de TPLO bloqueadas possuem orifícios proximais em maior número do que placas bloqueadas convencionais possibilitando adequada fixação de fragmentos proximais muito pequenos, no entanto foram desenvolvidas para osteotomias niveladoras do platô tibial não possuindo comprimento suficiente para alcançar porções distais da tibia, impossibilitando o tratamento de fraturas cominutivas diafisárias com pequenos fragmentos proximais (SLOCUM, 1993).

A placa de TPLO modificada em tela poderá, após estudos clínicos, ser utilizada de forma minimamente invasiva possibilitando a inserção de número maior de parafusos no fragmento proximal, através de pequeno acesso cirúrgico. De acordo com Ronga et al. (2009) as fraturas de tibia tem boa indicação para esse tipo de

procedimento devido a escassez de tecidos moles e vascularização, reduzindo assim a chance de lesões a estruturas importantes.

Se as placas são introduzidas cuidadosamente minimizando os danos aos tecidos moles, a partir dos quais surgem os tecidos de reparação, em especial, aos vasos sanguíneos que passam a partir dos músculos e fáscias para o periósteo, o processo de reparação óssea é otimizado (MCKIBBIN, 1978).

Além disso, por meio da comparação entre os diferentes grupos, verificar-se-á qual construção é mais resistente às forças de torção, dobramento e compressão axial.

4. MATERIAL E MÉTODOS

O projeto foi submetido e aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV) da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP - Câmpus de Jaboticabal - SP. Executado de acordo com as normas exigidas pelo CONCEA (Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal). Protocolo nº 12.900/15.

4.1 Corpos de prova

Foram utilizadas sessenta tíbias¹ direitas sintéticas maciças, fabricadas em poliuretano rígido, prototipadas a partir de exemplar de tíbia de um cão da raça Husk Siberiano. As tíbias caninas sintéticas foram fabricadas com blocos de apoio nas extremidades distal e proximal. O fato dos implantes ficarem localizados próximos das extremidades do corpo de prova impossibilitou que os mesmos fossem presos às máquinas de ensaios mecânicos sem que os implantes metálicos (Placas) também fossem incorporados, prejudicando o resultados dos ensaios. Por isso desenvolveu-se, junto ao fabricante das tíbias e ao Laboratório de Bioengenharia do Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP, extensões nas extremidades distal e proximal das

¹ Nacional Ossos: Rua Targino Grizz, 220. Jardim Dr. Luciano – Jaú, São Paulo, Brasil.

tíbias, para proporcionar e facilitar a fixação dos corpos de prova às máquinas de ensaios mecânicos. No primeiro protótipo fabricado não havia alinhamento e paralelismo entre o bloco proximal e distal. Tal fato poderia influenciar nos resultados dos testes mecânicos e decidiu-se por fabricar um segundo protótipo em que se obteve o alinhamento e o paralelismo desejado (Figura 3). Buscou-se junto ao fabricante dos corpos de prova, tíbias sintéticas de poliuretano com a maior resistência mecânica possível. As tíbias, com os blocos de apoio mediam 26,5 cm de comprimento.

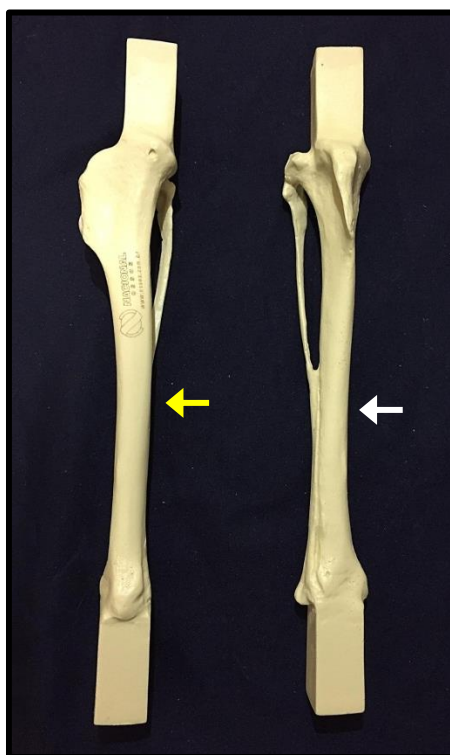


Figura 3 - Imagem fotográfica na visão mediolateral (seta amarela) e craniocaudal (seta branca) das tíbias direitas sintéticas caninas com blocos de apoio nas extremidades distal e proximal.

4.2 Implantes

Foram comparadas as construções entre três grupos. Para o Grupo 1, foi desenvolvida placa² de 3,5 mm, 11 mm de largura, 13,7cm de comprimento. Sua

² Cão Médica. Rua Frederico Ozanam, 273 Vila Joaquim Inácio - Cep. 13045-640 Campinas/SP

porção proximal era semelhante à placa de TPLO. O segmento proximal possuía largura maior comparativamente ao restante do comprimento, contendo três orifícios que permitiram o uso de parafusos bloqueados, porém com angulações distintas entre si. A porção proximal da placa possuía *design* anatômico da face medial proximal da epífise tibial, o que permitiu o assentamento anatômico, não requerendo a moldagem durante a confecção dos corpos de prova. A placa possuía 13 orifícios para parafusos bloqueados de 3,5 mm de diâmetro, contando os três da porção proximal (Figura 4).

No Grupo 2 foram utilizadas placas bloqueadas (LP) de 3,5 mm de diâmetro, de 11 furos, 13,7 cm de comprimento com parafusos de 3,5 mm bloqueados. A distância entre o centro dos furos de ambas as placas foi de 12 mm (Figura 4).

No Grupo 3 foi utilizado o mesmo tipo de placa do Grupo 2 associadas a pino intramedular liso (Steinmann) de 2 mm de diâmetro.

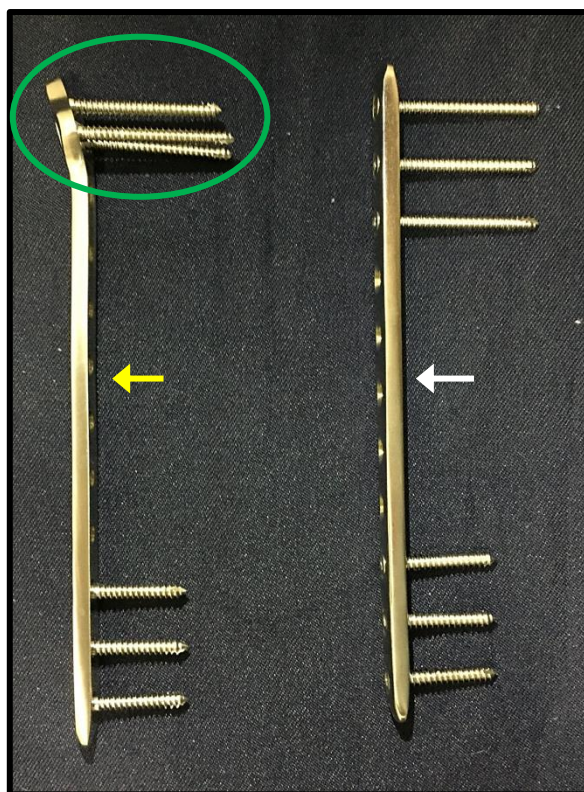


Figura 4- Imagem fotográfica (vista lateral) da Placa de TPLO modificada (seta amarela) e da Placa Reta convencional (seta branca). Notar a angulação da porção proximal da Placa TPLO modificada (elipse verde) assim como a angulação dos parafusos bloqueados.

4.3 Descrição das Montagens

Os blocos de apoio das tíbias sintéticas desenvolvidas foram fixados em morsas. As placas foram posicionadas na face medial das tíbias. O início da porção proximal das placas ficaram a 1 cm do platô tibial. Após a placa ser posicionada a 1 cm do platô tibial e centralizada na face medial do corpo de prova (tíbia), utilizou-se duas brocas de 2,5 mm de diâmetro que foram inseridas nos orifícios das extremidades, proximal e distal, das placas através de dois guias de perfuração para parafusos bloqueados de 2,8 mm. Para evitar qualquer movimentação da placa durante a perfuração do osso, anteriormente às duas brocas, utilizou-se pinça óssea espanhola no terço médio da construção. Com a placa posicionada e fixa à tíbia, os orifícios remanescentes foram perfurados (guia de perfuração bloqueado) para que os parafusos, de 3,5 mm de diâmetro, fossem rosqueados. Inseriu-se três parafusos de 42 mm de comprimento na extremidade proximal das placas e três parafusos de 28 mm de comprimento na extremidade distal.

A ordem de inserção dos parafusos foi padronizada e realizada por um único investigador. Com a placa fixada à tíbia, dois cortes transversais foram feitos no corpo de prova. O primeiro a 50 mm do platô tibial e o segundo a 70 mm, gerando falha segmentar proximal de 20 mm no corpo de prova. As placas de TPLO modificada não requereram moldagem para adequação à superfície proximal da tíbia. No caso das placas retas foi necessário moldar a porção proximal do implante para sua adequação à superfície do corpo de prova. A moldagem foi realizada com o uso de moldador manual. Padronizou-se o posicionamento do moldador (um moldador entre o primeiro e o segundo orifício da placa e o segundo moldador entre o terceiro e o quarto orifício) assim como a angulação da moldagem do implante.

No Grupo 3, a perfuração para inserção do pino intramedular de 2 mm de diâmetro foi realizada com o auxílio de torno mecânico. Foram realizadas marcações de pontos de entrada e saída nos blocos de apoio para que broca de 2 mm de diâmetro realizasse a perfuração para posterior inserção do pino. Foi fabricado guia de perfuração para realizar o alinhamento do eixo de centro do torno mecânico com a marcação da perfuração. Após alinhamento do corpo de prova, foram realizadas perfurações com brocas de 2 mm aumentando o comprimento das brocas

progressivamente até que toda extensão do corpo de prova fosse perfurada (Figura 5). Após a perfuração do corpo de prova, os blocos de apoio foram presos às morsas, e a falha óssea realizada assim como nos demais grupos descrito anteriormente. Em seguida, o pino de 2 mm de diâmetro foi inserido no orifício criado no corpo de prova, e a placa fixada à tibia seguindo a metodologia descrita anteriormente. A sequência da construção das montagens em que não se utilizou pino intramedular está ilustrada na Figura 6.

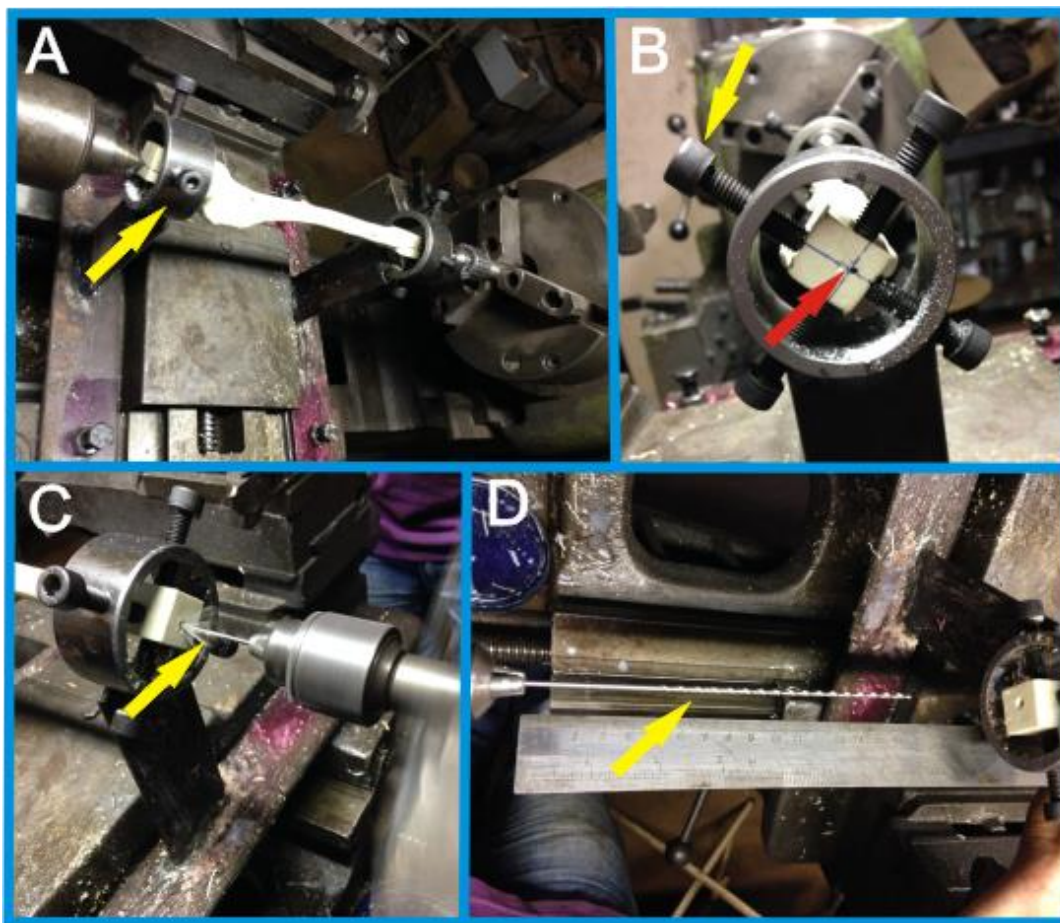


Figura 5 - Imagens fotográficas da perfuração do corpo de prova (tibia canina sintética) para posterior introdução do pino intramedular de 2 mm de diâmetro. A. Posicionamento do corpo de prova no interior do guia de perfuração fabricado (seta amarela). B. Ajuste dos parafusos do guia de perfuração (seta amarela) para o alinhamento do eixo de centro do torno mecânico à marcação da perfuração (seta vermelha) a ser realizada no corpo de prova. C. Início da perfuração com broca de 2 mm curta (seta amarela). D. Perfuração de toda extensão do corpo de prova com broca de 2 mm longa (seta amarela).

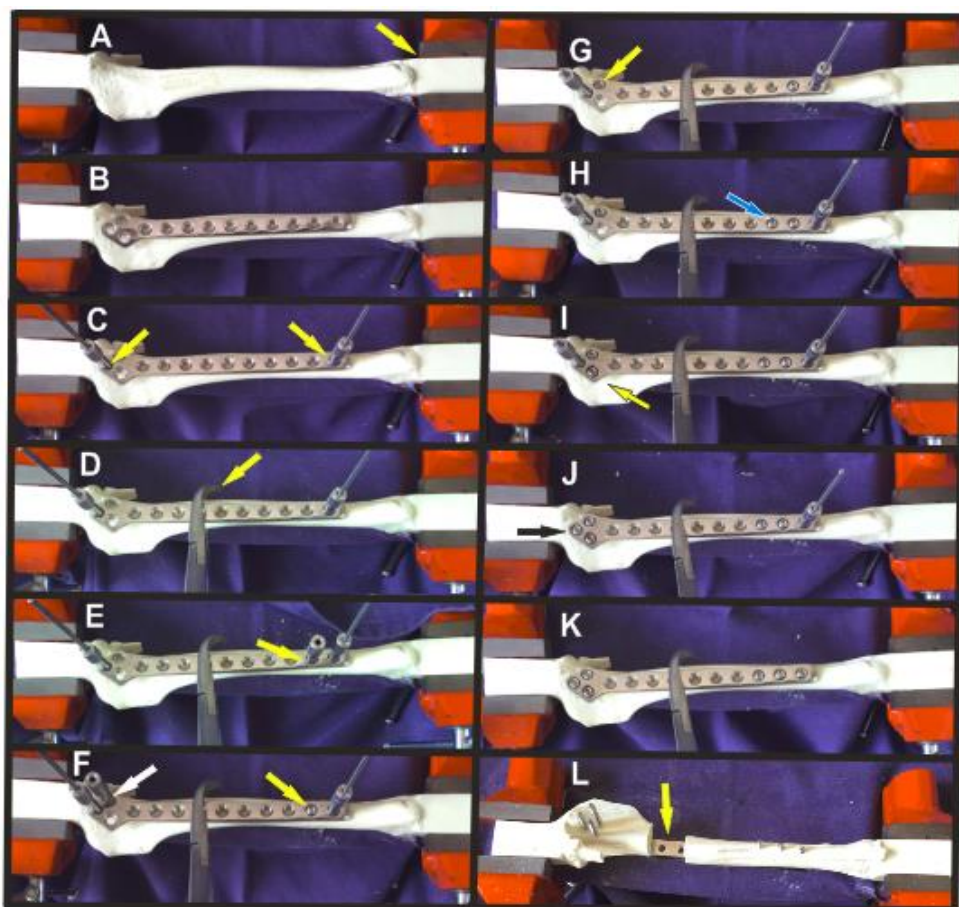


Figura 6 – Imagens fotográficas representando sequencialmente a metodologia empregada para a montagem da construção dos corpos de prova (tíbias sintéticas) e placa e parafusos bloqueados. A. Bloco de apoio preso à morsa (seta amarela). B. Posicionamento da placa na superfície medial da tíbia. C. Introdução de duas brocas de 2,5 mm de diâmetro através de dois guias de perfuração para parafusos bloqueados (setas amarelas). D. Posicionamento de pinça óssea espanhola no terço médio da placa (seta amarela). E. Introdução do terceiro guia de perfuração (seta amarela). F. Introdução do primeiro parafuso do corpo de prova (seta amarela) e posicionamento do guia de perfuração no segundo furo proximal (seta branca). G. Introdução do primeiro parafuso do fragmento proximal (amarela). H. Introdução do segundo parafuso do fragmento distal (seta azul). I. Introdução do quarto parafuso (segundo parafuso do fragmento proximal) (seta amarela). J. Introdução do quinto parafuso (terceiro parafuso do fragmento proximal) (seta preta). K. Aspecto final da construção com a inserção de três parafusos proximais e três parafusos distais. L. Vista lateral do corpo de prova evidenciando a falha segmentar de 20 mm (seta amarela).

4.4 Ensaio mecânicos

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Bioengenharia do Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP sob orientação e supervisão do Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano.

A estabilidade da fixação das construções de cada grupo foi avaliada na máquina de ensaios em quatro diferentes movimentos, flexão em três pontos (mediolateral e craniocaudal), torção e compressão axial, uma vez que estas são as propriedades biomecânicas que representam as mais importantes forças fisiológicas sob o local da fratura reparada (GAUTIER et al., 2000).

Os ensaios foram realizados da seguinte forma: O Grupo 1 foi subdividido em quatro grupos, contendo cinco tíbias cada (total de 20 corpos de prova). O G1FML (flexão mediolateral), o G1FCrCd (flexão craniocaudal), G1R (torção) e G1CA (compressão axial). Da mesma forma, o Grupo 2 foi subdividido em quatro grupos de cinco tíbias cada, G2FML (flexão mediolateral), G2FCrCd (flexão craniocaudal), G2R (torção) e G2CA (compressão axial) e o Grupo 3, subdividido em quatro grupos de cinco tíbias cada, G3FML (flexão mediolateral), G3FCrCd (flexão craniocaudal), G3R (torção) e G3CA (compressão axial). Os ensaios foram realizados até a falha da montagem (implantes e/ou tibia).

Os ensaios de flexão e compressão axial foram realizados em máquina de ensaios universal, EMIC D-10000³ dotada de célula de carga com capacidade de medir força de 200 kgf, conectada a computador com sistema de aquisição de dados. Os dados dos ensaios foram processados e avaliados por meio de gráficos e tabelas obtidos pelo programa TESC[®].

Os ensaios de torção foram realizados em máquina de torção INSTRON 55MT⁴ (Figura 7).

³ EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda. Rua Quirino Zagonel, 257 – Vila Braga – CEP 83020-250 – São José dos Pinhais, Paraná, Brasil.

⁴ Distribuído no Brasil: EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda. Rua Quirino Zagonel, 257 – Vila Braga – CEP 83020-250 – São José dos Pinhais, Paraná, Brasil.

4.5 Ensaio de Compressão Axial

Para o ensaio de compressão axial foi utilizada célula de carga com capacidade de 200 kgf. A velocidade de ensaio foi de 5 mm/min, com roletes aplicadores de carga de 30 mm de diâmetro. O posicionamento das construções foi padronizado mantendo-se o alinhamento e o paralelismo da construção em relação à máquina de ensaio (Figura 8).

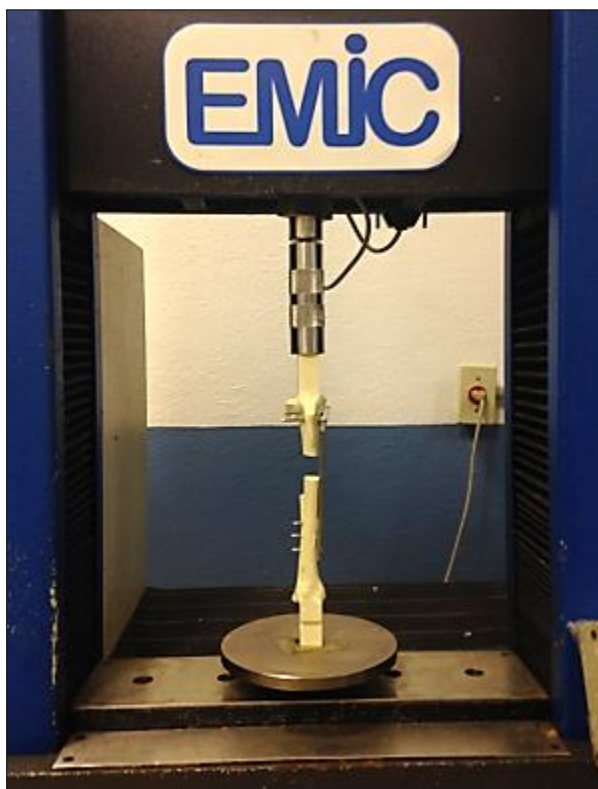


Figura 7 – Imagem fotográfica da construção do Grupo 1 (placa de TPLO modificada) na máquina de ensaio para realizar teste de compressão axial. Observar o alinhamento da construção.

4.6 Ensaio de Flexão em três Pontos craniocaudal

Para a prova de flexão no sentido craniocaudal utilizou-se como método a flexão em três pontos. Para tanto foi utilizado célula de carga com capacidade de 200 kgf com velocidade do ensaio de 40 mm/min. O bloco de apoio distal foi fixado e, na superfície caudal da tíbia, a 45 mm do platô tibial, o corpo de prova foi apoiado. A máquina de ensaio exerceu força no bloco de apoio proximal no sentido craniocaudal. O local onde

o bloco de apoio distal foi fixado foi padronizado. A distância entre o ponto de fixação do bloco de apoio distal e o ponto onde a máquina exerceu força foi de 20,5 cm (Figura 9).

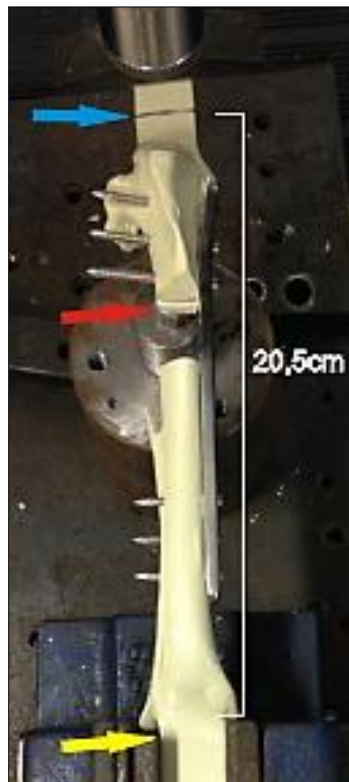


Figura 8 – Imagem fotográfica do ensaio de flexão em três pontos craniocaudal do Grupo 1 (placa de TPLO modificada). Seta amarela: Bloco distal preso à morsa. Seta vermelha: apoio na superfície caudal do corpo de prova à 45 mm do platô tibial. Seta azul: Local onde a máquina de ensaio aplicou força.

4.7 Ensaio de Flexão em três Pontos mediolateral

Para a prova de flexão no sentido mediolateral utilizou-se como método a flexão em três pontos. Para tanto foi utilizado célula de carga com capacidade de 200 kgf com velocidade do ensaio de 40 mm/min. O bloco de apoio distal foi fixado e, na superfície lateral da tibia, a 45 mm do platô tibial, o corpo de prova foi apoiado. A máquina de ensaio exerceu força no bloco de apoio proximal no sentido mediolateral. O local onde o bloco de apoio distal foi fixado foi padronizado. A distância entre o ponto de fixação do bloco de apoio distal e o ponto onde a máquina exerceu força foi de 20,5 cm (Figura 10).

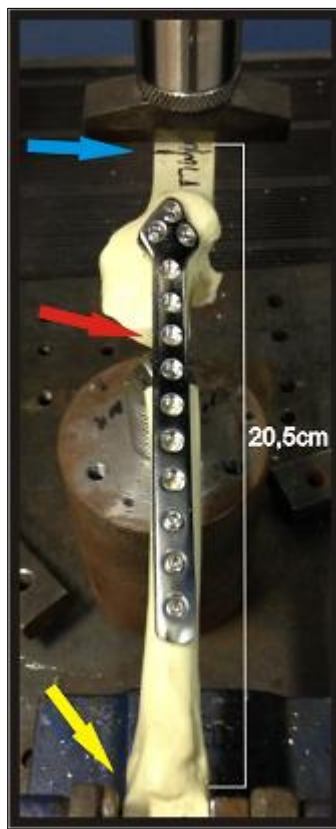


Figura 9 – Imagem fotográfica do ensaio de flexão em três pontos craniocaudal do Grupo 1 (placa de TPLO modificada). Seta amarela: Bloco distal preso à morsa. Seta vermelha: apoio na superfície lateral do corpo de prova a 45 mm do platô tibial. Seta azul: Local onde a máquina de ensaio aplica força.

4.8 Ensaio de Torção

Para o ensaio de torção o bloco distal do corpo de prova foi fixado à máquina e o bloco de apoio proximal foi rotacionado promovendo a rotação interna da tíbia proximal. Foi empregada célula de carga com capacidade de 50 kgf (Figura 11). A velocidade do ensaio foi de 0,4 rpm (144°/min).

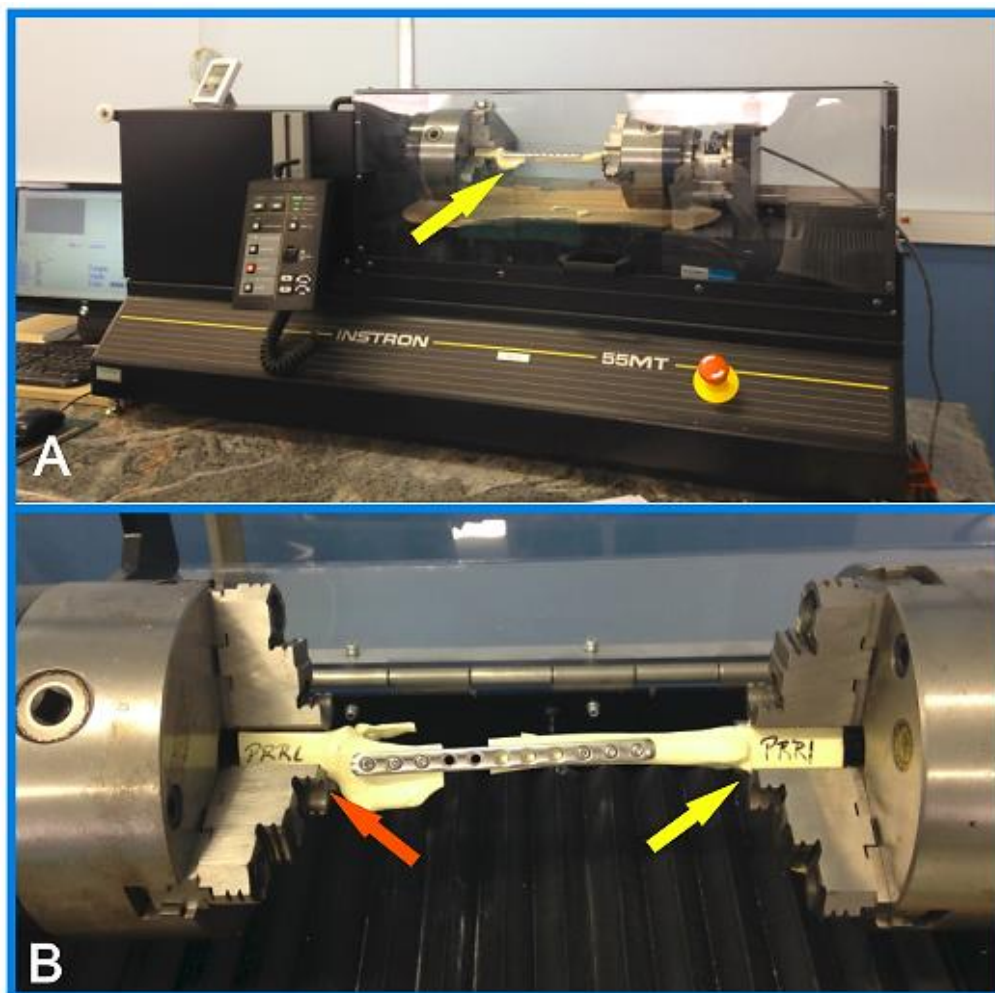


Figura 10 – Imagem fotográfica do ensaio de torção do Grupo 1 (placa de TPLO modificada). A. Máquina utilizada no ensaio de torção com a construção posicionada (seta amarela). B. Corpo de prova preso à máquina de ensaio. Seta amarela: Bloco distal fixado à cabeça fixa da máquina. Seta vermelha: Bloco proximal preso à cabeça giratória da máquina.

4.9 Avaliações

Os resultados obtidos foram comparados entre os grupos G1FML, G2FML, G3FML e G1FCrCd, G2FCrCd, G3FCrCd e G1T, G2T, G3T e G1CA, G2CA, G3CA. Com base nessas avaliações determinaram-se as construções mais resistentes as forças estudadas.

4.10 Análise Estatística

As variáveis estudadas foram analisadas sob delineamento inteiramente casualizado no esquema fatorial 3 por 4 (3 construções e 4 forças) com 5 repetições para cada combinação do esquema fatorial. Os resultados foram submetidos à análise de variância e as médias comparadas entre si pelo teste de Tukey a 5% de probabilidade. Para tanto, foi utilizado o procedimento General Linear Models (GLM) do programa computacional SAS (SAS 9.1, SAS Institute, Cary, NC, USA).

5. RESULTADOS

5.1 Compressão Axial

Para cada amostra submetida à compressão axial foram determinados os dados referentes à força máxima (N), deflexão (mm) no momento de força máxima e rigidez (N/mm). Foram calculadas as médias e o desvio padrão para cada Grupo (Tabela 1).

Não houve diferença significativa em relação às médias de deflexão e rigidez entre os Grupos 1, 2 e 3. Em relação a variável força máxima, ocorreu diferença significativa em que o Grupo 3 obteve maior média.

Tabela 1 – Valores de média e desvio padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens dos Grupos 1, 2 e 3 no ensaio de compressão axial.

Variável	Grupo 1 (TPLO modificada) (Média ± DP)	Grupo 2 (Placa Reta) (Média ± DP)	Grupo 3 (Placa e Pino) (Média ± DP)	Valor de P
F _{máxima} (N)	1562.56b±124,4	1500.55b±81,31	1851.858a±135,7	0,0011
Deflexão	4,16a±0,69	3,72a±0,45	3,85a±0,36	0,46
K (N/mm)	622,39a±150,4	551,94a±31,49	763,99a±176	0,08

F_{máxima}=Força Máxima, K=rigidez em flexão.

As médias seguidas pela mesma letra não diferem estatisticamente entre si.

Nas Figuras 12, 13 e 14 estão representados os resultados das curvas força-deformação, respectivamente, dos Grupos 1, 2, e 3. Nos três Grupos todas as montagens falharam devido ao dobramento da placa na região da falha no corpo de prova (Figura 15).

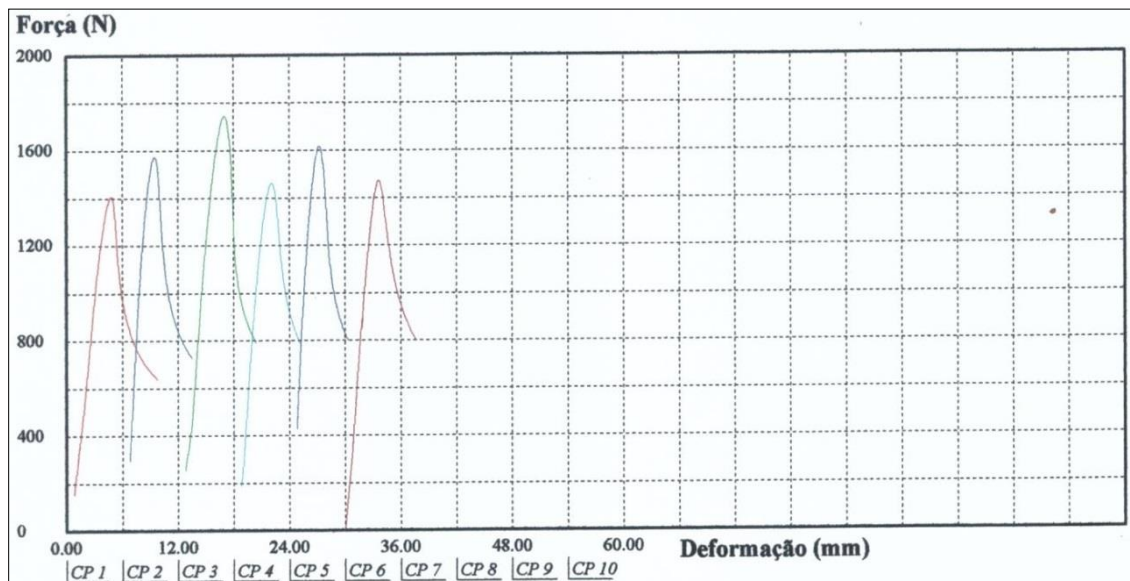


Figura 11 – Curva força deslocamento obtida no ensaio de compressão axial para as construções placa de TPLO modificada (Grupo 1).

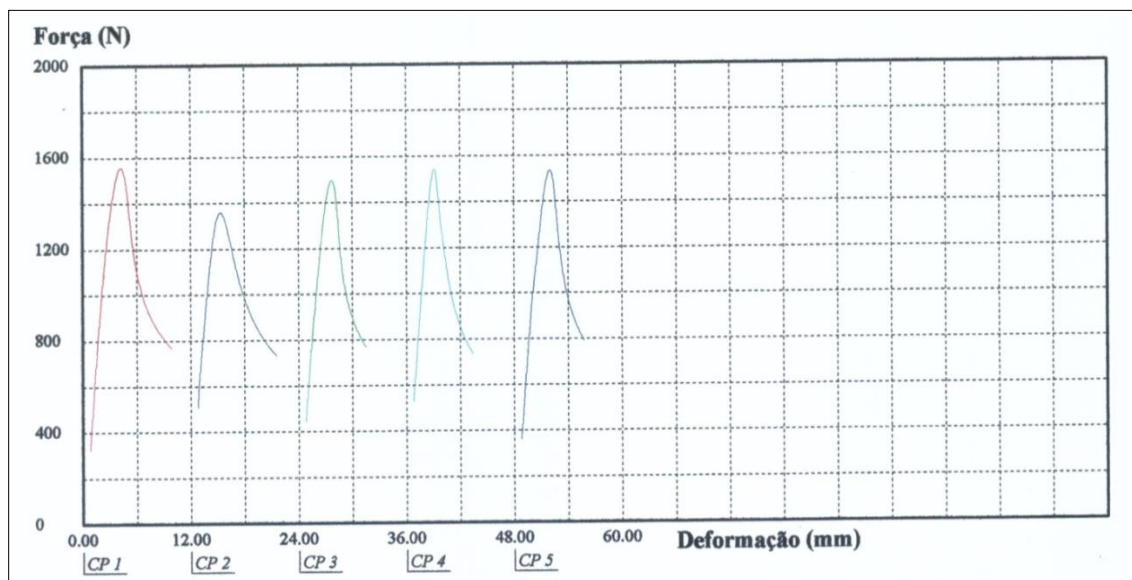


Figura 12 - Curva força deslocamento obtida no ensaio de compressão axial para as construções Placa Retas (Grupo 2).

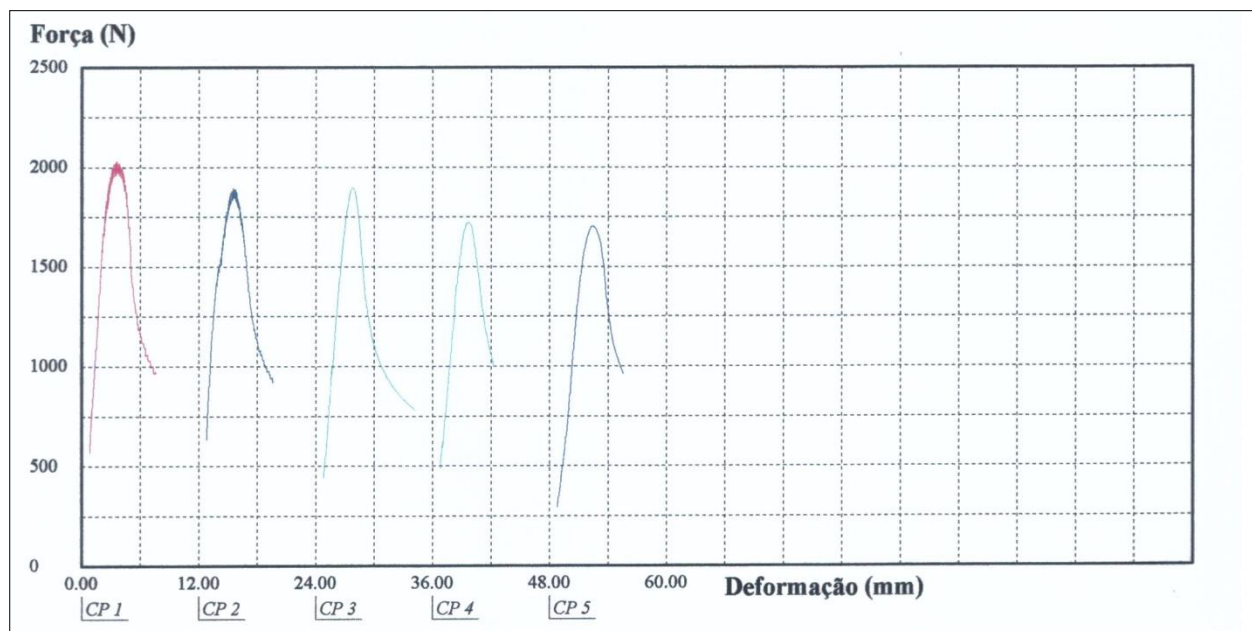


Figura 13 - Curva força deslocamento obtida no ensaio de compressão axial para as construções Placa Retas e Pino intramedular (Grupo 3).



Figura 14– Dobramento da placa TPLO modificada (Grupo 1) durante o ensaio de compressão axial. Notar que o ponto de maior deflexão do implante é na região da falha do corpo de prova.

5.2 Flexão em 3 pontos craniocaudal

Para cada amostra submetida à flexão craniocaudal foram determinados os dados referentes à força máxima (N), deflexão (mm) no momento de força máxima e rigidez (N/mm). Foram calculadas as médias e o desvio padrão para cada grupo.

Em relação às médias de força máxima houve diferença significativa entre os três Grupos sendo $G2 > G3 = G1$.

Em relação às médias de deflexão houve diferença significativa entre os grupos sendo $G1 = G2 < G3$.

Em relação às médias de rigidez houve diferença significativa entre os três grupos sendo $G3 > G2 > G1$.

Na Tabela 2, na mesma linha, médias seguidas pelas mesmas letras não diferem estatisticamente entres si.

Tabela 2– Valores de média e desvio padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens dos Grupos 1, 2 e 3 no ensaio de Flexão em 3 pontos craniocaudal.

Variável	Grupo 1(TPLO modificada) (Média ± DP)	Grupo 2 (Placa Reta) (Média ± DP)	Grupo 3 (Placa e Pino) (Média ± DP)	Valor de P
Fmáxima (N)	363,25b±44,69	591,74a±66,19	439,79b±36,08	0,0001
Deflexão (mm)	29,63a±5,07	22,99a±4,23	15,67b±3,18	0,0007
K (N/mm)	27,36b±7,81	41,72ab±19,17	51,26a±9,21	0,04

Fmáxima=Força Máxima, K=rigidez em flexão.

As médias seguidas pela mesma letra não diferem estatisticamente entre si.

Nas Figuras 16, 17 e 18 estão representados os resultados das curvas força-deformação, respectivamente, dos Grupos 1, 2, e 3. Nos Grupos 1, 2 e 3 todas as montagens falharam devido à quebra do corpo de prova no segmento proximal (Figura 19).

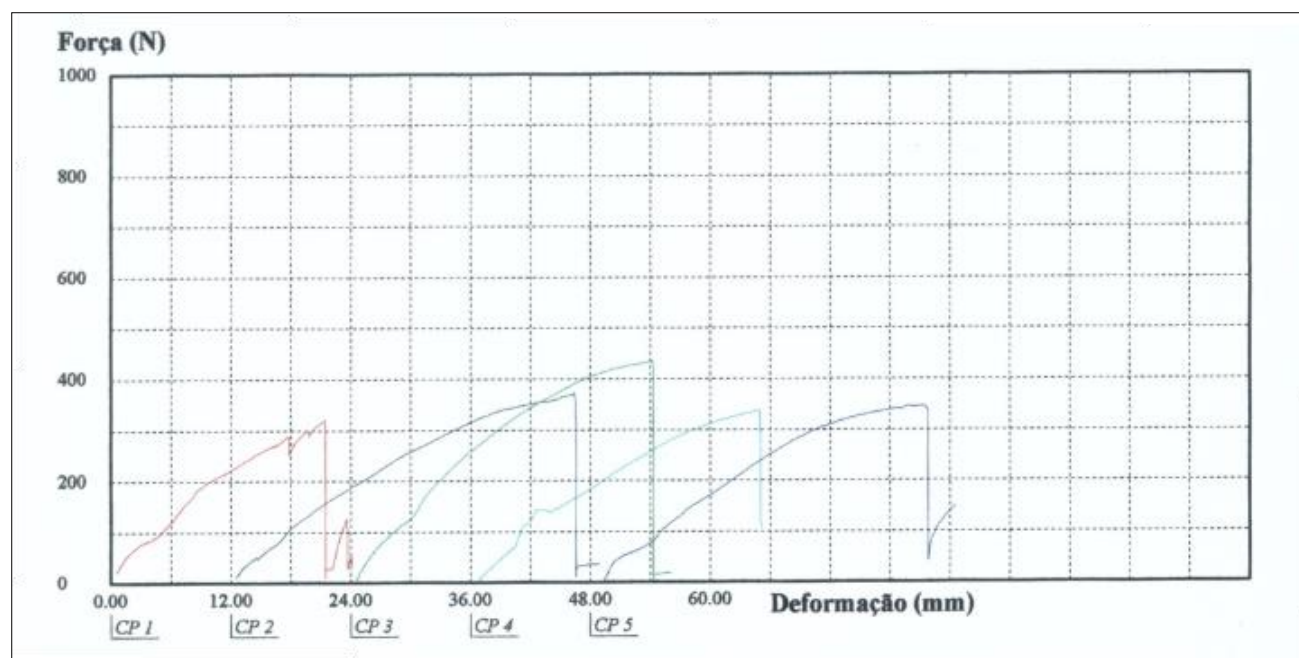


Figura 15 – Curva força deslocamento obtida no ensaio de flexão craniocaudal para as construções placa de TPLO modificada (Grupo 1).

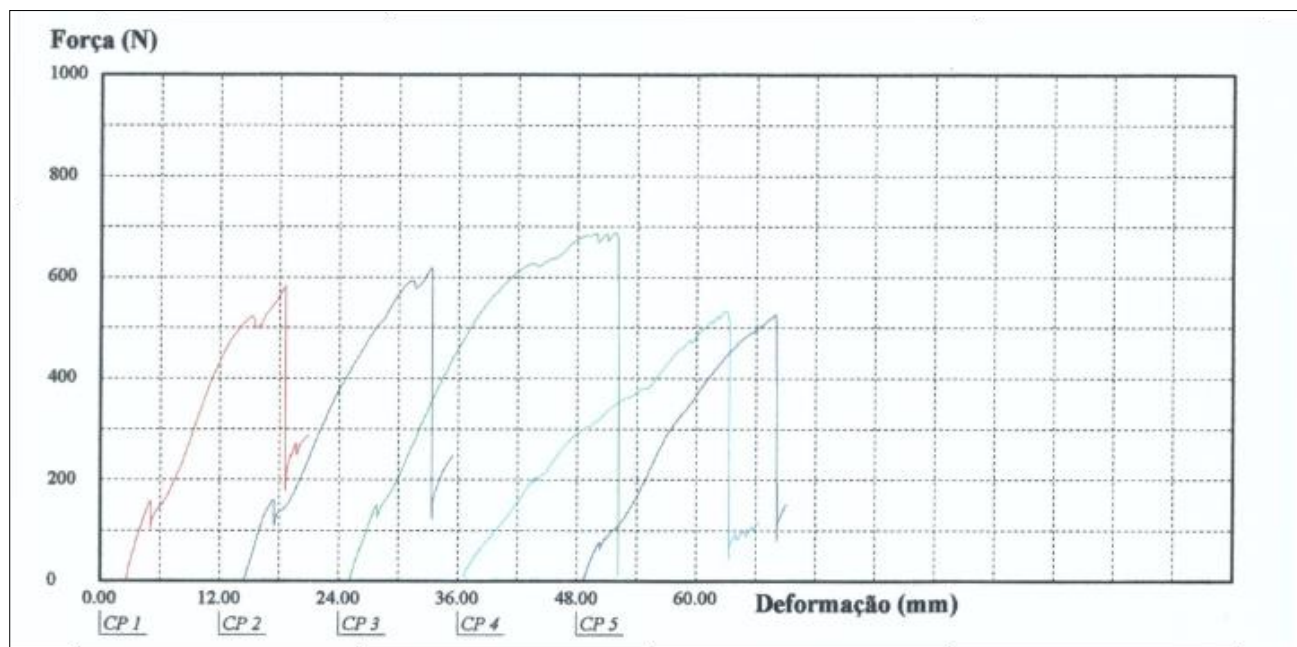


Figura 16 - Curva força deslocamento obtida no ensaio de flexão craniocaudal para as construções placa reta (Grupo 2).

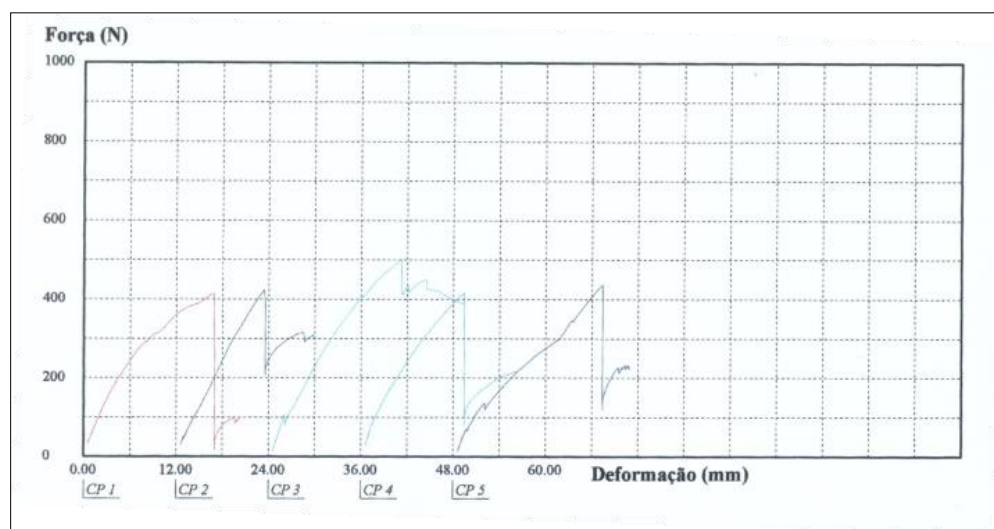


Figura 17 – Curva força deslocamento obtida no ensaio de flexão craniocaudal para as construções placa e pino (Grupo 3).

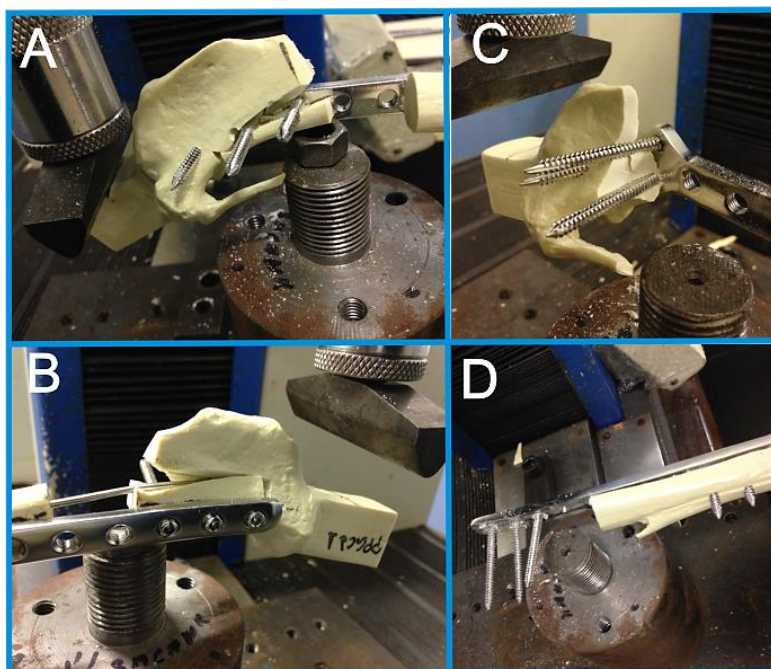


Figura 18 – Imagens fotográficas representando a falha das construções após o ensaio de flexão craniocaudal. A e B. Fratura da porção proximal do corpo de prova na construção em placa e pino (Grupo 3). C. Fratura da porção proximal do corpo de prova na construção placa TPLO modificada (Grupo 1).D. Fratura da porção proximal do corpo de prova na construção placa reta (Grupo 2).

5.3 Flexão em 3 pontos mediolateral

Para cada amostra submetida à flexão craniocaudal foram determinados os dados referentes à força máxima (N), deflexão (mm) no momento de força máxima e rigidez (N/mm). Foram calculadas as médias e o desvio padrão para cada grupo (Tabela 3).

Os resultados obtidos de força máxima, deflexão não diferiram estatisticamente entre os três Grupos. Houve diferença estatística em relação a variável rigidez.

Na Tabela 3, na mesma linha, médias seguidas pelas mesmas letras não diferem entres si.

Tabela 3– Valores de média e desvio padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens dos Grupos 1, 2 e 3 no ensaio de Flexão em 3 pontos mediolateral.

Variável	Grupo 1(TPLO modificada) (Média ± DP)	Grupo 2 (Placa Reta) (Média ± DP)	Grupo 3 (Placa e Pino) (Média ± DP)	Valor de P
Fmáxima (N)	351,48a±36,85	339,73a±27,28	384,70a±42,62	0,16
Deflexão	21,70a±4,6	23,54a±3,32	22,60a±3,15	0,74
K (N/mm)	32,99a±4,38	34,19a±4,85	46,67b±13,19	0,04

Fmáxima=Força Máxima, K=rigidez em flexão.

As médias seguidas pela mesma letra não diferem estatisticamente entre si.

Nas Figuras 20, 21 e 22 estão representados os resultados das curvas força-deformação, respectivamente, dos Grupos 1, 2, e 3. A falha das construções dos três grupos ocorreu devido ao dobramento da placa na região da falha do corpo de prova (Figura 23).

Na Figura 24 pode-se observar as construções dos três grupos antes e depois dos ensaios.

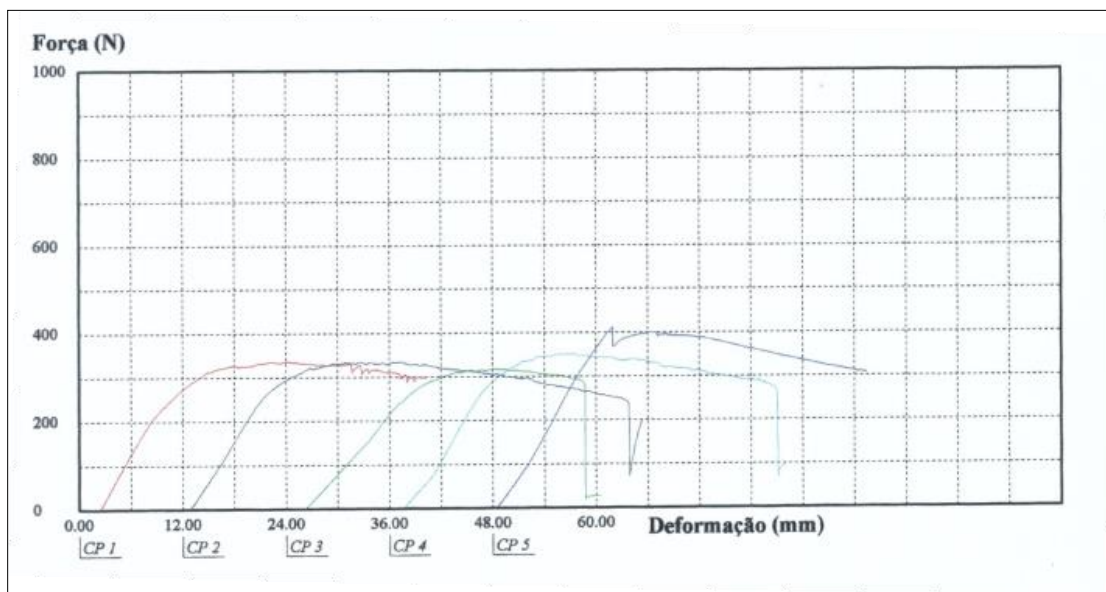


Figura 19 – Curva força deslocamento obtida no ensaio de flexão mediolateral em três pontos para as construções placa de TPLO modificada (Grupo1).

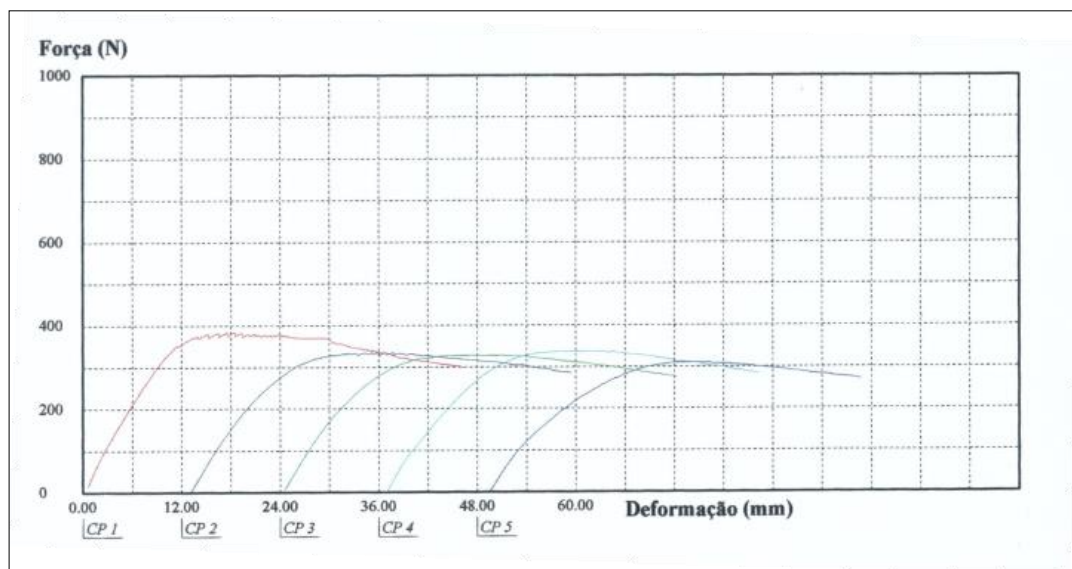


Figura 20 – Curva força deslocamento obtida no ensaio flexão mediolateral em três pontos para as construções placa reta (Grupo 2).

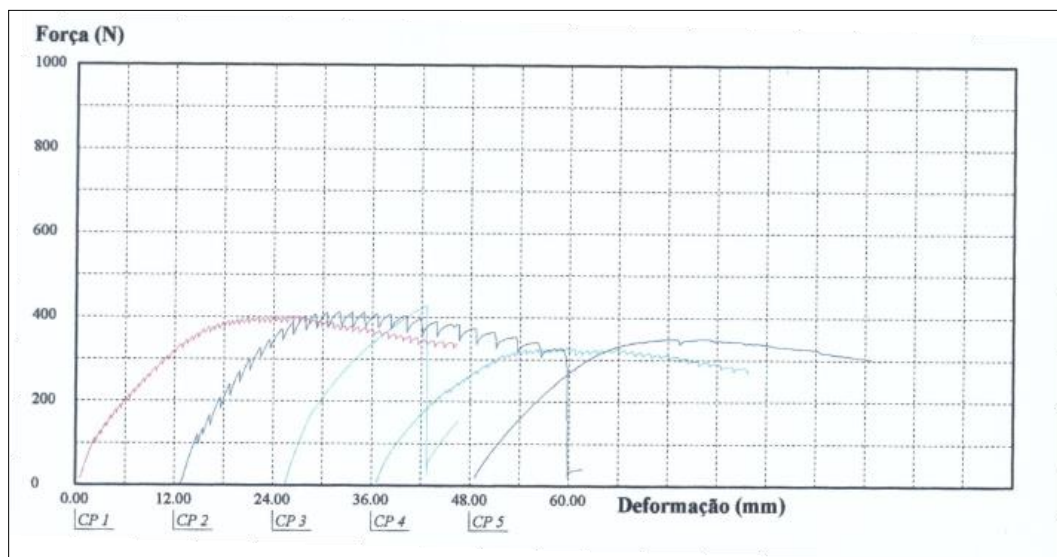


Figura 21– Curva força deslocamento obtida no ensaio de flexão mediolateral em três pontos para as construções placa e pino (Grupo 3).

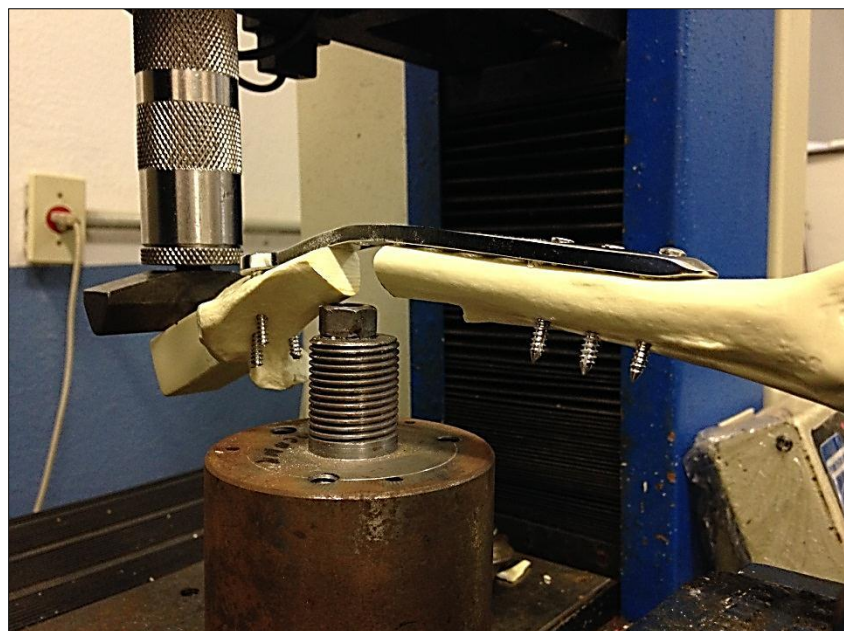


Figura 22 - Dobramento da placa TPLO modificada (Grupo 1) na região da falha do corpo de prova durante o ensaio de flexão mediolateral em três pontos.



Figura 23– Aspecto antes (A) e depois (B) dos corpos de prova dos três grupos após ensaio de flexão médio lateral. Observar a flexão da placa na região da falha do corpo de prova em todas as construções (B).

5.4 Ensaio de torção

Para cada ensaio de torção, os dados referentes ao torque máximo, ângulo de deformação e rigidez foram obtidos e as médias e o desvio padrão para cada Grupo calculadas (Tabela 4).

Os resultados obtidos de torque máximo não diferiram estatisticamente entre os três grupos.

Em relação às médias do ângulo no pico de torque houve diferença significativa entre os Grupos sendo $G2 > G1 = G3$.

Houve diferença em relação as médias de rigidez em que $G2 > G3 = G1$.

Na Tabela 4, na mesma linha, médias seguidas pelas mesmas letras não diferem entres si.

Tabela 4– Valores de média e desvio padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens dos Grupos 1, 2 e 3 no ensaio de torção.

	Grupo 1 (TPLO modificada) (Média ± DP)	Grupo 2 (Placa Reta) (Média ± DP)	Grupo 3 (Placa e Pino) (Média ± DP)	Valor de P
Torque máximo (N.m)	1,04a±0,56	1,31a±0,91	1,67a±1,18	0,56
Ângulo no pico de torque (graus)	51,61b±5,22	72,74a±10,64	34,73b±15,48	0,0006
Rigidez (N.m/ °)	0,4218a	0,2873b	0,3830a	0,0045

As médias seguidas pela mesma letra não diferem estatisticamente entre si.

Nas Figuras 25, 26 e 27 estão representados os resultados das curvas força-deformação, respectivamente, dos Grupos 1, 2, e 3. A falha das construções dos três grupos ocorreu devido à fratura dos corpos de prova na região do último parafuso distal na região do istmo da tíbia.

Na Figura 28 pode-se observar a falha das construções dos três grupos após ensaio de torção.

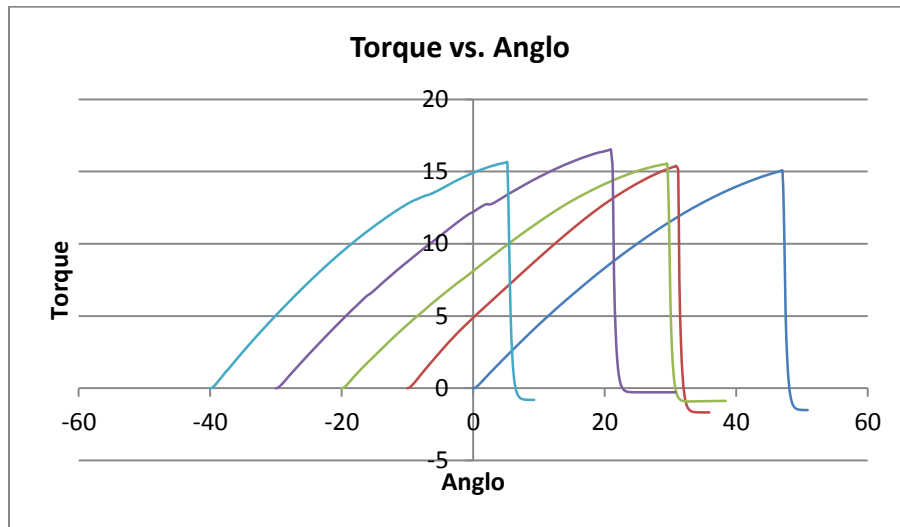


Figura 24- Curva torque-deformação angular gerada no ensaio estático de torção para as cinco montagens da placa TPLO modificada (Grupo 1).

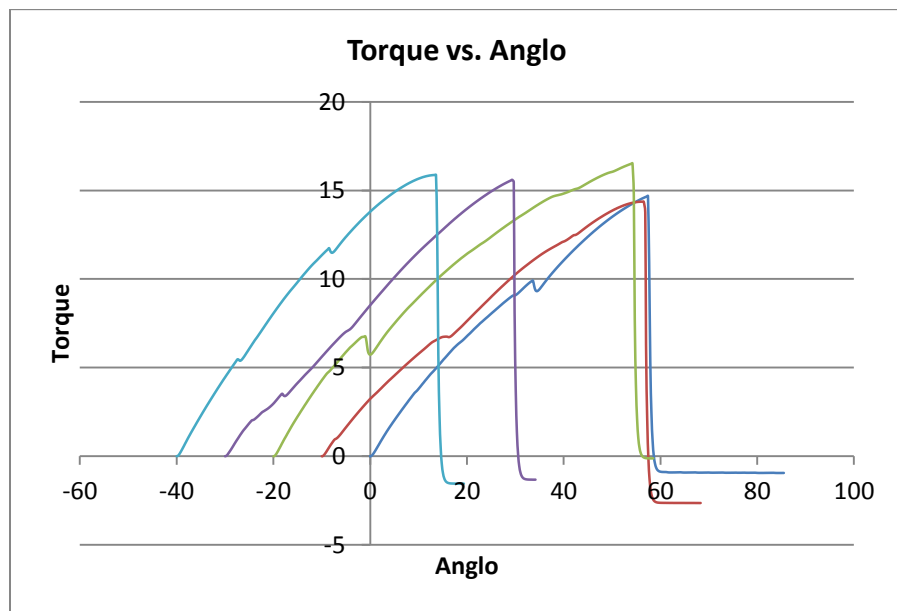


Figura 25 - Curva torque-deformação angular gerada no ensaio estático de torção para as cinco montagens da placa reta (Grupo 2).

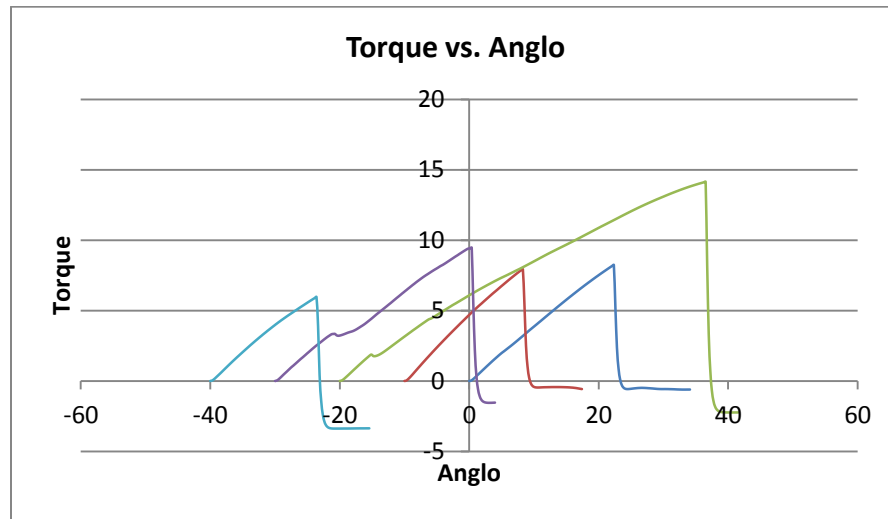


Figura 26- Curva torque-deformação angular gerada no ensaio estático de torção para as cinco montagens da associação placa e pino (Grupo 3).

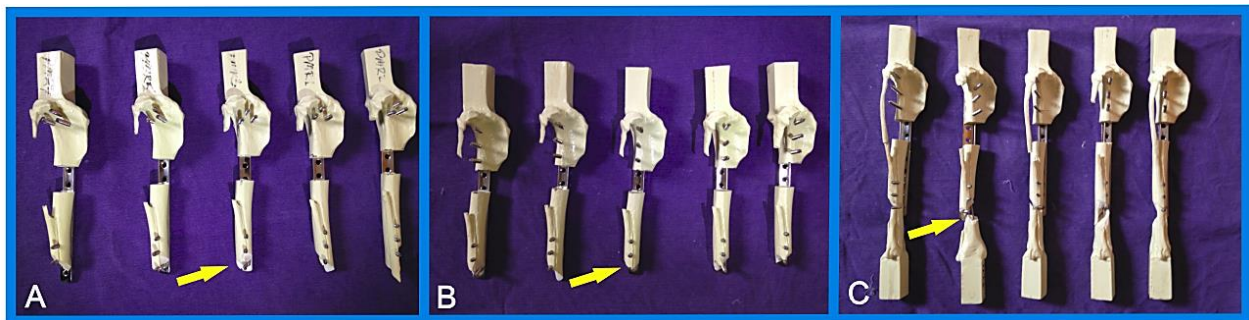


Figura 27– A, B, e C: Imagens fotográficas do aspecto dos corpos de prova dos Grupos 1, 2 e 3 respectivamente após ensaio de torção. Setas amarelas: quebra do corpo de prova na região do último parafuso distal.

6 DISCUSSÃO

6.1 Ensaio de compressão axial

A média referente à força máxima no Grupo 3 foi estatisticamente superior aos Grupos 1 e 2 que não diferiram entre si.

No ensaio de compressão axial há combinação das forças de compressão axial e flexão. O pino intramedular é capaz de aumentar a resistência da construção principalmente à força de flexão. Devido ao posicionamento central do pino e seu formato cilíndrico ele torna-se resistente à flexão em todas as direções (HULSE et al., 1997). Tendo em vista que a única diferença entre as construções dos Grupos 2 e 3 foi o pino intramedular, pode-se concluir que ele foi o responsável pelo aumento da média do Grupo 3 à força de compressão axial. Isso se deve, principalmente, à capacidade do pino de aumentar a resistência da construção a força de flexão como relatado por Probst (1996); Gorse (1998); Griffon (2005); Johnston et al. (2012); Demner et al. (2014) e Pearson et al. (2015).

Hulse et al. (1997) e Hulse et al. (2000) relataram que a combinação de pino intramedular e placa em ponte diminui o risco de fadiga e deformação plástica da placa. No presente estudo também se verificou que o risco de deformação plástica foi minimizado com a associação do pino já que a média referente à força máxima do Grupo 3 foi superior as médias dos Grupos 1 e 2. Por outro lado, o estudo em tela por não ter realizado ensaios dinâmicos/cíclicos, não pode verificar a influência do pino intramedular sobre o tempo de fadiga da construção.

Entre os Grupos 1 e 2 as médias obtidas referentes a força máxima não diferiram estatisticamente. As duas construções obtiveram médias muito semelhantes, contudo, apesar da semelhança biomecânica, do ponto de vista biológico a placa de TPLO modificada pode possuir vantagem quando comparada a placa reta devido à possibilidade da aplicação do implante de maneira minimamente invasiva (HUDSON et al., 2009, POZZI & LEWIS, 2009). A proximidade entre os três furos proximais da placa possibilita a inserção de três parafusos proximais através de pequeno acesso cirúrgico

próximo. Além disso, devido ao fato do implante possuir *design* anatômico, não é necessário realizar a moldagem da placa, evitando assim a perda do bloqueio dos parafusos.

Em relação a variável deflexão, apesar das médias não diferirem estatisticamente, o Grupo 1 (placa TPLO modificada) obteve maior média. Acredita-se que tal fato se deve ao fato da área de trabalho (espaço sem parafusos na placa) do Grupo 1 ser maior quando comparada aos Grupos 2 e 3. Rowe-Guthrie et al. (2015) também observaram que construções em que havia um parafuso bloqueado localizado adjacente a falha óssea era mais resistente a flexão quando comparada as construções em que o parafuso estava mais distantes da falha. O fato da placa de TPLO modificada (G1) possuir seus parafusos posicionados mais distantes da falha óssea fez com que a construção ficasse menos resistente quando comparada aos Grupos 2 e 3 em que os parafusos ficaram adjacentes a falha. Porém a placa desenvolvida (G1) possibilita a inserção de maior número de parafusos no fragmento proximal, apesar de não ter sido testado esta característica por padronizarmos o número de implantes entre os Grupos.

Na falha óssea realizada para o estudo foi possível inserir no máximo três parafusos no fragmento proximal quando utilizou-se a placa reta convencional (G2) enquanto que, na placa de TPLO modificada, seria possível inserir até cinco parafusos o que possivelmente aumentaria as médias dos ensaios mecânicos realizados. Na utilização das placas bloqueadas para osteossíntese biológica, é recomendado limitar a relação número de parafusos / número de furos da placa até metade e deixar dois ou três furos sem parafusos na região fraturada para que não haja concentração de forças em uma área do implante (NIEMEYER & SUDKAMP, 2006; STRAUSS, 2008; CROSS, 2012). O espaço sem parafusos nas placas do G1 foi maior que o espaço presente nas construções dos Grupo 2 e 3. Isso fez com que houvesse maior distribuição das forças pelo implante quando comparado aos Grupos 2 e 3. Nas construções em ponte utilizadas na MIPO essa característica é desejável para que não haja falha precoce dos implantes devido à concentração de forças em uma pequena área (HUDSON et al., 2009; POZZI & LEWIS, 2009; CROSS, 2012).

A maior média obtida em relação à rigidez foi a do Grupo 3 (placa e pino). O aumento da rigidez da construção devido à associação de pino intramedular corrobora com outros autores em que a associação foi capaz de aumentar a rigidez da construção em até 78% à força de flexão (HULSE et al., 1997; HULSE et al., 2000). O pino intramedular reduz o estresse sobre a placa e melhora a rigidez da construção. Nesse sentido o tempo para que ocorra a fadiga da placa é aumentado, enquanto o risco de deformação plástica é diminuído (HULSE et al., 1997; HULSE et al., 2000).

Denner et al. (2014) concluiu que a adição de pino intramedular que ocupou 30% e 40% do canal medular associado à placa em ponte, foi significativamente mais resistente à compressão axial, dobramento e a falha dos implantes do que as construções em que não utilizou-se a associação de pino intramedular. Com isso conclui-se que a adição de pino intramedular que ocupa mais de 30% do canal medular é responsável pelo aumento da rigidez da construção (PEARSON et al., 2015).

Clinicamente construções muito rígidas podem não permitir a micro movimentação do foco de fratura (HULSE et al., 2000) inibindo a formação de calo ósseo e a consolidação secundária (PERREN & CORDEY, 1980, CROSS, 2012). Nesse aspecto, construções com menor índice de rigidez, podem favorecer a formação de calo ósseo mais precocemente diminuindo assim o risco de falha do implante, já que o calo ósseo passa a compartilhar forças com o implante mais precocemente. Apesar da menor rigidez e maior deflexão das construções em que se utilizou a placa de TPLO modificada, essas características biomecânicas podem ser desejáveis na aplicação clínica desses implantes, principalmente quando utilizadas de maneira minimamente invasiva.

6.2 Ensaio de flexão em 3 pontos craniocaudal

No ensaio de flexão em três pontos craniocaudal houve diferença estatística entre todas as variáveis estudadas (força máxima, deflexão e rigidez).

A média da variável força máxima, foi maior no Grupo 2 (placa reta). Os grupos 1 e 3 não diferiram estatisticamente na variável força máxima sendo suas médias menores que a do Grupo 2.

Acreditamos que o Grupo 2 obteve maior média de força máxima em decorrência da presença de um parafuso bloqueado localizado adjacente a falha óssea, não havendo assim braço de alavanca que amplificasse a força sofrida pela construção (Figura 19 A). Por outro lado, no Grupo 1 (placa TPLO modificada) a distância entre o início da falha e o parafuso localizado mais distal no fragmento proximal foi maior, causando assim o efeito de braço de alavanca. Esses dados corroboram com Rowe-Guthrie et al. (2015) em que encontraram menor resistência a flexão em construções em que o parafuso bloqueado não estava posicionado adjacente a falha óssea.

No Grupo 3 (associação placa e pino) a média referente a força máxima não diferiu do Grupo 1 (placa TPLO modificada). Nesse caso, apesar da diferença entre os braços de alavanca discutida anteriormente, os autores acreditam que o pino pode ter causado esse efeito de alavanca no fragmento proximal, diminuindo assim o valor da média de força máxima do G3. Clinicamente esse resultado pode implicar em que o uso da associação, placa e pino intramedular, em fraturas distais ou proximais pode causar má distribuição de forças causando estresse sobre o fragmento. Contudo não encontramos na literatura trabalhos que embasam essa teoria.

Em relação a variável deflexão, o G3 obteve menor média não havendo diferença entre as médias dos Grupos 1 e 2. Apesar disso, a rigidez dos Grupos 2 e 3 foi estatisticamente igual. Os autores acreditam que isso se deve ao fato de que no ensaio de flexão craniocaudal a presença do pino não aumenta de maneira significativa a rigidez da construção. A placa é mais vulnerável a força de flexão quando a força é aplicada na mesma direção em que os parafusos estão posicionados. Quando a força é aplicada na direção ortogonal à direção dos parafusos, a placa torna-se mais resistente à flexão diminuindo assim a importância do pino para o aumento da rigidez da

construção. Esses dados corroboram com Beierer et al. (2014) que comparou duas construções de *plate-rod* em que a única diferença entre os grupos era o tipo de pino intramedular utilizado. Um dos grupos utilizava pino de Steinmann e o outro um pino a base de polímero. As construções que utilizavam o pino a base de polímero foi estatisticamente superior ao grupo que utilizava o pino de Steinmann às forças de compressão axial, flexão médio lateral e torção. A única força em que os grupos foram iguais foi à força de flexão craniocaudal pelo fato da placa ser muito resistente a flexão quando a força é aplicada no sentido ortogonal aos parafusos.

No ensaio realizado o estresse maior ocorreu sobre os parafusos. Prova disso é que não houve diferença entre as médias de rigidez dos Grupos 2 e 3 em que utilizou-se o mesmo posicionamento e distribuição de parafusos sendo que no G1, em que a distribuição dos parafusos foi diferente, a média da variável rigidez foi menor que a do G3. Nesse aspecto supõe-se que a principal característica das montagens comparadas que contribuiu para o aumento da rigidez da construção foi o posicionamento e distribuição dos parafusos. A falha de todas as 15 montagens dos três Grupos em que se realizou a flexão craniocaudal ocorreu devido a falha do corpo de prova (Figura 19) assim como observado por Demner et al. (2014) em que as construções com parafusos bicorticais bloqueados na flexão craniocaudal em 4 pontos foi também devido a falha dos corpos de prova, que eram tíbias cadavéricas caninas.

Em relação à associação de placa com pino intramedular realizada no G3 dados do presente estudo corroboram com Pearson et al. (2015) que avaliaram o efeito do diâmetro do pino intramedular na associação com placa bloqueada observando que no ensaio de flexão craniocaudal, a associação do pino intramedular que ocupava até 20% do canal medular, não aumentava a rigidez da construção quando comparado ao grupo em que não utilizava o pino intramedular. O aumento da rigidez ocorreu quando o pino intramedular ocupou 30 e 40% do canal. No presente estudo a adição do pino de 2 mm de diâmetro não causou aumento de rigidez quando comparado ao G2 em que não utilizou-se o pino. Possivelmente tal fato se deve ao diâmetro do pino utilizado que foi insuficiente para o aumento da rigidez da construção.

6.3 Ensaio de flexão em 3 pontos mediolateral

No ensaio de flexão mediolateral não houve diferença estatística entre os Grupos em relação às variáveis de força máxima e deflexão. Na variável rigidez houve diferença estatística sendo a média do G3 maior que as médias dos Grupos 1 e 2.

A rigidez do ensaio de flexão mediolateral do G1 não diferiu da média do G2. A falha de todas as 15 montagens dos três Grupos ocorreu devido ao dobramento da placa na região da falha no corpo de prova (Figura 23) corroborando com Demner et al. (2014) e Pearson et al. (2015) que durante o ensaio de flexão em quatro pontos mediolateral ocorreu também devido ao dobramento das placas no mesmo local.

Apesar de não haver diferença estatística entre os Grupos 1 e 2 em relação a rigidez, a média do G2 foi maior que a média do G1. Rowe-Guthrie et al. (2015) observaram que construções que utilizavam placas bloqueadas e possuíam parafusos bloqueados localizados adjacentes a falha do corpo de prova possuíam maiores índices de rigidez quando comparadas a construções em que os parafusos bloqueados estavam mais distantes da falha. Apesar dos parafusos das construções do G1 não estarem tão próximos da falha como os do G2, a diferença entre o posicionamento e distribuição dos parafusos entre esses grupos não foi suficiente para alterar a rigidez das construções como relatado por Rowe-Guthrie et al. (2015). Nesse sentido, a placa de TPLO modificada pode apresentar vantagens em sua aplicação clínica para fraturas de tíbia proximal, quando comparada à placa reta convencional, já que ela pode ser aplicada sem que o foco de fratura seja abordado, não havendo desvantagens biomecânicas em relação a rigidez a flexão mediolateral quando comparada ao implante convencional.

Não obstante, nas construções em ponte utilizadas na MIPO, recomenda-se limitar a relação número de parafusos / número de furos da placa até metade e deixar dois ou três furos sem parafusos na região fraturada para que não haja concentração de forças numa pequena área do implante (NIEMEYER & SUDKAMP, 2006; STRAUSS, 2008; CROSS, 2012). É sabido que essa concentração de forças é responsável pela fadiga precoce dos implantes em ensaios cíclicos principalmente. Entre os Grupos 1 e 2, apesar de não haver diferença entre a rigidez, possivelmente, em ensaio de fadiga,

as montagens em que foram utilizadas as placas de TPLO modificada resistiriam a número maior de ciclos devido a melhor distribuição de forças. Contudo, trata-se de suposição já que o presente estudo não realizou ensaios cíclicos.

A rigidez do G3, em que foi utilizado o pino intramedular, foi estatisticamente superior aos Grupos 1 e 2. Pode-se afirmar, observando os dados, que o pino intramedular aumentou a rigidez em 36,5% quando comparado ao G2. A única diferença entre as montagens dos Grupos 2 e 3 foi a adição do pino, portanto o pino foi o responsável pelo o aumento da rigidez a flexão mediolateral corroborando com outros autores que também observaram o aumento da rigidez na associação de placa bloqueada com pino intramedular (PROBST, 1996; HULSE et al., 1997; GORSE, 1998; HULSE et al., 2000; GRIFFON, 2005; JOHNSTON et al., 2012; DEMNER et al., 2014; PEARSON et al., 2015).

Lorenzo et al. (2016) comparou as propriedades biomecânicas de construções que utilizaram placas bloqueadas (LCP) com construções que utilizavam placas de compressão dinâmica de baixo contato (LC-DCP) associado a pino intramedular em falha óssea de fêmures cadavéricos. Os autores verificaram maior rigidez nas construções em que foram utilizadas placas LC-DCP associadas a pino intramedular evidenciando a importante contribuição do pino para o aumento da rigidez. Apesar da estabilidade angular proporcionada pelas placas bloqueadas ser vantagem mecânica importante, em fraturas cominutivas que não há o compartilhamento de forças com a coluna óssea, a associação de placa e pino traz vantagens mecânicas importantes. No presente estudo, assim como observado por Lorenzo et al. (2016), a associação com pino aumentou a rigidez da construções. Contudo, neste trabalho utilizou-se a mesma placa bloqueada no Grupos 2 e 3 sendo portanto o pino intramedular o único responsável pelo aumento da rigidez da construção.

6.4 Ensaio de torção

No ensaio de torção não houve diferença estatística em relação a variável força máxima. Em relação as variável ângulo no pico de torque e rigidez houve diferença estatística entre os grupos.

Apesar de não haver diferença estatística entre os grupos em relação a variável força máxima, o Grupo 3 apresentou maior média seguido do Grupo 2 e 3.

Em relação a variável ângulo no pico de torque a diferença entre os Grupos foi estatisticamente significativa sendo o G2 o que apresentou maior deformidade angular quando comparado aos Grupos 1 e 3 que não diferiram estatisticamente.

Os ensaios biomecânicos de torção estão sendo publicados mais recentemente na ortopedia veterinária. Niederhauser et al. (2015) avaliaram o efeito da posição dos parafusos assim como a associação de pino intramedular e placa bloqueada em modelo experimental que utilizava corpo de prova sintético com falha segmentar. As construções foram testadas em relação às forças de flexão em quatro pontos e torção. Entre os grupos B e C, que possuíam a mesma configuração de placa e parafusos, sendo a diferença entre os grupos a associação de pino intramedular no grupo B, observou-se que a adição de pino intramedular diminuiu a média do ângulo no pico de torque corroborando com os dados do presente estudo. Em nosso estudo a adição de pino intramedular reduziu à metade a média referente ao ângulo no pico de torque quando comparado ao G2.

A redução do ângulo no pico de torque observado por Niederhauser et al. (2015) foi muito parecida com os valores encontrados no estudo em tela, próximo de 50%. A média do G1 foi estaticamente igual a média do G3 possuindo portanto menos elasticidade que o G2.

Em relação a variável rigidez houve diferença significativa entre os grupos sendo os Grupos 1 e 3 estatisticamente superiores ao G2. Não houve diferença significativa em relação à rigidez entre os Grupos 1 e 3. O Grupo que utilizou a placa de TPLO modificada apresentou maior rigidez que o G2 e índice de rigidez igual ao G3. Os autores acreditam que a triangulação dos parafusos da placa de TPLO modificada conferiu maior estabilidade ao fragmento proximal. Esses dados corroboram com as vantagens mecânicas, já conhecidas, de placas que não possuem os furos alinhados (BORDELON et al., 2009). Essas placas são chamadas de placas “*Broad*”, e o fato dos parafusos não estarem alinhados faz com que a construção se torne multiplanar conferindo assim maior estabilidade assim como os parafusos proximais do G1.

Clinicamente o uso da placa de TPLO modificada (G1) pode ser vantajoso, pois possui maior rigidez que a placa reta convencional (G2) e mesma rigidez a torção da associação placa e pino (G3), ademais possui vantagens em sua aplicação de maneira minimamente invasiva. A técnica *plate rod* é tecnicamente mais desafiadora, principalmente quando utiliza-se parafusos bloqueados que impossibilitam evitar o trajeto do pino intramedular. Nesse aspecto o uso da placa desenvolvida pode facilitar a abordagem minimamente invasiva a fraturas cominutivas por não necessitar de moldagem, não ser necessário evitar o pino intramedular (parafusos), possibilitar a inserção de número maior de parafusos no fragmento proximal e evitar a abordagem ao foco de fratura.

Em outro estudo Beierer et al. (2014) comparou as propriedades biomecânicas de dois tipos de *plate-rod* realizados em tíbias cadavéricas caninas. Os dois grupos possuíam o mesmo tipo de placa (LCP) e o mesmo número/configuração de parafusos. O que diferenciava os grupos era o tipo de pino utilizado na construção *plate-rod*. No grupo A foi utilizado um pino de Steinmann e no grupo B um pino a base de polímero. O fato do pino base de polímero ser mais robusto causou aumento na rigidez a torção no grupo B. Tal fato sugere que o aumento no diâmetro do pino de Steinmann utilizado na associação com placa pode causar aumento da rigidez a força de torção da construção. No presente estudo pode-se concluir que a adição de pino intramedular aumentou à rigidez da construção a torção, contudo não há na literatura estudos que correlacionam o aumento do diâmetro do pino no *plate-rod* com o aumento da rigidez a força de torção da construção. Pearson et al. (2015) avaliou influência do diâmetro do pino nas construções *plate-rod* sobre as forças de flexão craniocaudal, flexão mediolateral e compressão axial no entanto o estudo não avaliou as construções em relação a torção.

7. CONCLUSÕES

Em relação às tíbias sintéticas conclui-se que os blocos de apoio facilitou o posicionamento das construções nas máquinas de ensaio, evitando que fosse necessário realizar inclusões de acrílico e, além disso, apresentou boa densidade para obtenção das curvas força / deslocamento.

Nos ensaios mecânicos observou-se vantagem mecânica da placa de TPLO modificada sob força de torção comparativamente ao grupo placa reta. Em relação às outras forças avaliadas foi observada similaridade mecânica entre a placa de TPLO modificada e a reta convencional.

O Grupo da associação placa e pino apresentou maiores índices de rigidez comparativamente aos outros dois grupos.

8. REFERÊNCIAS⁵

AN, Y.H.; WILLIAM, R.; BARFIELD, 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: CRC, 2000. Cap.2, p.23-40.

BEYNNON, B.D.; AMIS, A.A.; In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. **Knee Surgical Sports Traumatology Arthroscopy**. v.6, n.1, p.70-76, 1998.

BEIERER, L.H.; GLYDE, M.; DAY, R.E.; HOSGOOD, G.L. Biomechanical comparison of a locking compression plate combined with an intramedullary pin or a polyetheretherketone rod in a cadaveric canine tibia gap model. **Veterinary Surgery**. v.43, n.8, p.1032-1038, 2014.

BOONE, E.G.; JOHNSON, A.L.; HOHN, R.B. Distal tibial fractures in dogs and cats. **Journal of the American Veterinary Medical Association**. v.188, p.36-40, 1986a.

BOONE, E.G.; JOHNSON, A.L.; MONTAVON, P.; HOHN, R.B. Fractures of the tibial diaphysis in dogs and cats. **Journal of the American Veterinary Medical Association**. v.188, p.41-45, 1986b.

BORDELON, J.; COKER, D.; PAYTON, M.; ROCHAT, M. An in vitro mechanical comparison of tibial plateau levelling osteotomy plates. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**. v.22, n.6, p.467-72, 2009.

BOUDRIEAU, R.J. Foreword. **Seminars in Veterinary Medicine and Surgery (Small Animal)**. v.6, n.1, p.1-3, 1991.

BROWN, S.G.; KRAMERS, P.C. Consolidação óssea indireta (secundária). In: BOJRAB, M.J. Mecanismos da moléstia na cirurgia de pequenos animais. 2.ed. São Paulo: Manole, 1996. cap.97, p.783-790.

MOTA, N. L.; CASTRO JÚNIOR, A. F.; CASTRO, B. K.; SILVEIRA NETO, L. L.; AARESTRUP, B. J. V. Embriologia e histofisiologia do tecido ósseo: revisão de

⁵ ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, NBR 6023: informação e documentação; referencias: elaboração, Rio de Janeiro, 2002. 23p.

literatura e bases histofisiológicas das principais doenças ósseas metabólicas. **Boletim do Centro de Biologia da Reprodução**, v.27, n.1/2, p.27-32, 2008.

CONZEMIUS, M.; SWAINSON, S. Fracture fixation with screws and bone plates. **Veterinary Clinics of North America-Small Animal Practice** v. 29, p.1117, 1999.

CORDEY, J.; BORGEAUD, M.; PERREN, S.M. Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws friction between plate and bone. **Injury** v.31, n.3, p.8-21, 2000.

CRISTOFOLIN, L.; VICECONTI, M.; CAPPELLO, A.; TONI, A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. **Journal of Biomechanics**, v.2, n.4, p.525-435, 1996.

CRONIER, P.; PIETU, G.; DUJARDIN, C.; BIGORRE, N.; DUCCELLIER, F.; GERARD, R. The concept of locking plates. **Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research**. n.96, p.17-S36, 2010.

CROSS A. R. Fracture Biology and Biomechanics. In: Tobias, K.M., Johnston, S.A., editors. *Veterinary Surgery: Small Animal*. Vol. 1. First edition. St. Louis, Missouri: Elsevier, Saunders; 2012. pg. 565–571.

DALLABRIDA, A. L.; SCHOSSLER, J. E. ; AGUIAR, E. S. V.; AMENDOLA, G. F.; SILVA, J. H. S.; SOARES, J. M. D. Análise biomecânica Ex vivo de dois métodos de osteossíntese de fratura diafisária transversal em fêmur de cães. **Ciência Rural**, clínica e cirurgia, v. 35, n.1, p. 116-120, 2005.

DEMNER, D.; GARCIA, T.C.; SERDY, M.G.; HAYASHI, K.; NIR, B.A.; STOVER, S.M. Biomechanical comparison of mono- and bicortical screws in an experimentally induced gap fracture. **Journal Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**. v.27, n.6, p.422-429, 2014.

DUDLEY, M.; JOHNSON, A.L.; OLMSTEAD, M.; SMITH, C.W.; SCHAEFFER, D.J.; ABBUEHL, U. Open reduction and bone plate stabilization, compared with closed reduction and external fixation, for treatment of comminuted tibial fractures: 47 cases (1980-1995) in dogs. **Journal of the American Veterinary Medical Association**. v.211, n.8, p.1008-1012, 1997.

- DUELAND, R.T.; JOHNSON, K.A.; ROE, S.C.; ENGEN, M.H.; LESSER, A.S. Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. **Journal of the American Veterinary Medical Association**. v.214, n.1, p.59-66, 1999.
- EGGER, E.L. Fraturas do rádio e ulna. In: SLATTER, D. Manual de cirurgia de pequenos animais. São Paulo: Manole, 1998. v.2. cap.132, p.2057-2079.
- EGOL, K.A.; KUBIAK, E.N.; FULKERSON, E., et al: Biomechanics of locked plates and screws. **Journal of Orthopaedic Trauma** v.18 p.488-493, 2004.
- FITZPATRICK, D. C.; DOORNINK, J.; MADEY, S. M.; BOTTLANG, M. Relative stability of conventional and locked plating fixation in a model of the osteoporotic femoral diaphysis. **Clinical Biomechanics**. v.24, n.2, p.203-209, 2009.
- GARDNER, M.J.; BROPHY, R.H.; CAMPBELL, D.; MAHAJAN, A.; WRIGHT, T.M.; HELFET, D.L.; LORICH, D.G. The mechanical behavior of locking compression plates compared with dynamic compression plates in a cadaver radius model. **Journal of Orthopaedic Trauma**. v.19, n.9, p.597-603, 2005.
- GAUTIER, E.; PERREN, S.M.; CORDEY, J. Strain distribution in plated and unplated sheep tibia an in vivo experiment. **Injury**. v.3, n.31, p.37-44, 2000.
- GORSE, M.J. Using external skeletal fixation for fractures of the radius and ulna and tibia. **Veterinary Medicine**. v. 93, n. 5, p.463-467, 1998.
- GRIFFON, D. J. Fracture healing. In: JOHNSON, A. L.; HOULTON, J. E. F.; VANNINI, R. AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat. Dübendorf, Switzerland AO Publishing. 2005. 73–97.
- GUERRIROS, V.A.; BORGES, A.P.B. Fixação esquelética externa e sua aplicação em pequenos animais. **Clínica Veterinária**, v.22, p.31-36, 1999.
- HAALAND, P. J.; SJÖSTRÖM, L.; DEVOR, M.; HAUG, A. Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**. v.22, n.4, p.309-315, 2009.
- HARNER, C.D.; JANAUSHEK, M.A.; KANAMORI, A.; YAGI, M.; VOGRIM, T.M.; WOO, S.L. Biomechanical analysis of a double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. **American Journal of Sports Medicine**. v.28, n.2, p.144-151, 2000.

HAYASHI, K.; KAPATKIN, S. M. Fractures of the Tibia and Fibula. In: Tobias, K.M., Johnston, S.A., eds. *Veterinary Surgery: Small Animal*. Vol. 1. First edition. St.Louis Missouri. Elsevier Saunders, 2012. p. 999-1013.

HUDSON, C.C.; POZZI, A.; LEWIS, D.D. Minimally invasive plate osteosynthesis: Applications and techniques in dogs and cats. **Veterinary and Comparative Orthopedics and Traumatology**. v.22 p.175-182, 2009.

HULSE, D.; HYMAN, W.; NORI, M.; SLATER, M. Reduction in plate strain by addition of an intramedullary pin. *Veterinary Surgery*, Philadelphia, v. 26, p. 451-459, 1997.

HULSE, D.; FERRY, K.; FAWCETT, A.; GENTR, Y, D.; HYMAN, W.; GELLER, S.; SLATER, M. Effect of intramedullary pin size on reducing bone plate strain. *Journal Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. v.13, n.4, p.185-190, 2000.

HULSE, D. Tibial Plate-Rod Fixation. In BOJRAB, M.J. *Current techniques in small animal surgery*. 5 ed. Teton New Media, 2014, p. 797–799.

JOHNSON, A. L.; EGGER, E. L.; EURELL, J.C. Biomechanics and biology of fracture healing with external skeletal fixation. **Compendium on Continuing Education for the Small Animal Practitioner**. v.20, p.487-500, 1998.

JOHNSON, A. L. Fundamentals of orthopedic surgery and fracture management. In: FOSSUM, T.W. *Small Animal Surgery*, St. Louis: Missouri, 4 ed., 2013, cap. 32, p. 1033-1105.

JOHNSON, A.L., KNELLER, S.K., WEIGEL, R.M. Radial and tibial fracture repair with external skeletal fixation: effects of fracture type, reduction, and complications on healing. **Veterinary Surgery**. v.18, n.5 p. 367-372, 1989.

JOHNSON, A.L.; SEITZ, S.E.; SMITH, C.W.; JOHNSON, J.M.; SCHAEFFER, D.J. Closed reduction and type-II external fixation of comminuted fractures of the radius and tibia in dogs: 23 cases (1990-1994). **Journal of the American Veterinary Medical Association**. v.209, n.8, p.1445-1448, 1996.

JOHNSON, J.A.; AUSTIN, C.; BREUER, G.J. Incidence of canine appendicular musculoskeletal disorders in 16 veterinary teaching hospitals from 1980–1989. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology**. v.7, p.56-69, 1994.

MATRES-LORENZO, L.; DIOP, A.; MAUREL, N.; BOUCTON, M.C.; BERNARD, F.; BERNARDÉ, A. Biomechanical Comparison of Locking Compression Plate and Limited Contact Dynamic Compression Plate Combined with an Intramedullary Rod in a Canine Femoral Fracture-Gap Model. **Veterinary Surgery**. V.45, n.3, p.319-326, 2016.

KLOC, P.A.; KOWALESKI, M.P.; LITSKY, A.S.; BROWN, N.O.; JOHNSON, K.A. Biomechanical Comparison of Two Alternative Tibial Plateau Leveling Osteotomy Plates with the Original Standard in an Axially Loaded Gap Model: An In Vitro Study. **Veterinary Surgery**. v.38, n.1, p.40-48, 2009.

KOCH, D. Screws and Plates. In: JOHNSON, A.L.; HOULTON, J.E.F.; VANNINI, R. (eds.) AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat. New Yorque: AO Publishing, 2005 p 26-51.

KOKRON, A.E.V. **Avaliação da estabilidade da reconstrução do ligamento cruzado posterior com um e dois feixes de enxerto. Estudo experimental com tendão do musculo quadríceps da coxa e com tendões dos músculos semitendíneo e grácil (tese)**. Faculdade de Medicina, Universidade de Sao Paulo, 2000.

KOWALESKI, M.P.; BOUDRIEU, R.J.; BEALE, B.S.; PIRAS, A.; HULSE, D.; JOHNSON K.A. Radiographic outcome and complications of tibial plateau leveling osteotomy stabilized with an anatomically contoured locking bone plate. **Veterinary Surgery**. v.42, p.847-852, 2013.

LAUREN, E.L.; KELLY, P.J. Blood Flow, Oxygen Consumption, Carbon-Dioxide Production, and Blood-Calcium and pH Changes in Tibial Fractures in Dogs. **Journal of Bone and Joint Surgery**. v.51, n.2, p.298-308, 1969.

LEITNER, M.; PEARCE, S.G.; WINDOLF, M.; SCHWIEGER, K.; ZEITER, S.; SCHAWALDER, P.; JOHNSON, K.A. Comparison of locking and conventional screws for maintenance of tibial plateau positioning and biomechanical stability after locking tibial plateau leveling osteotomy plate fixation. **Veterinary Surgery**. v.37, p.357-365, 2008.

LEUNIG, M.; HERTEL, R.; SIEBENROCK, K.A.; BALLMER, F.T.; MAST, J.W.; GANZ, R. The evolution of indirect reduction techniques for the treatment of fractures. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. v. 375, p.7-14, 2000.

LEWIS, D.D.; BLOOMBERG, M.S. Fijación ósea externa. **Waltham Focus**. v. 4 p. 2-18 1994.

MCKIBBIN, B. The biology of fracture healing in long bones. **Journal of Bone Joint Surgery**. v.60-B, n.2, p.150-162, 1978.

MELO FILHO, E.V.; COSTA, L.A.V.S; FREITAS; P.M.C; OLIVEIRA, D.C.; TEIXEIRA M.W.; COSTA F.S. Utilização da tomografia computadorizada quantitativa como teste de resistência para avaliação de placas ósseas. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*, v.64, n.3, p.766-768, 2012.

MESQUITA, L. R. ; MUZZI, L. A. L. ; MUZZI, R. A. L. ; SILVA, W. G. ; COUTINHO, A. J. C. A. ; MONTEIRO, J. F. . Atuação das forças de compressão e flexão sobre fraturas experimentalmente induzidas em fêmures de caninos estabilizadas com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (Plate-Nail) e com a associação do pino intramedular e placa óssea (Plate Rod) - estudo comparativo.. In: Reunião Regional da SBPC, 2010, Lavras. Anais da Reunião Regional da SBPC - 2010, 2010.

MILLER, D.U.; GOSWAMI, T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. **Clinical Biomechanics**. v.22, n.10, p.1049-1062, 2007.

MILLIS, D.L.; PROBST, C.W. Moléstias que alteram a consolidação óssea. In: BOJRAB, M. J. Mecanismo da moléstia na cirurgia dos pequenos animais. 2.ed. São Paulo: Manole, 1996. p. 816-821.

NIEDERHAUSER, S.K.; SLOBODAN, T.; WEBER, U.T. Effect of screw position on single cycle to failure in bending and torsion of a locking plate-rod construct in a synthetic feline femoral gap model. **American Journal of Veterinary Research**. V.76, p. 402-410, 2015.

NIEMEYER, P.; SUDKAMP, N.P. Principles and clinical application of the locking compression plate (LCP). **Acta Chirurgiae Orthopaedicae Traumatologiae Cechoslovaca**; v.73, n.4, p.221–228, 2006.

PALMER, R. Tibial Plateau Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Rupture. In: BOJRAB, M.J. ed. Current techniques in small animal surgery. Teton New Media 5ed. , 2014, p. 1074–1081.

PEARSON, T.; GLYDE, M.; HOSGOOD, G.; DAY, R. The effect of intramedullary pin size and monocortical screw configuration on locking compression plate-rod constructs in an in vitro fracture gap model. **Journal Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**. v.28, n.2, p.95-103, 2015.

PERREN, S.M.; CORDEY, J. The concept of interfragmentary strain. In Uthoff HK, editor: Current concepts of internal fixation, Berlin, 1980, Springer, p 63.

PERREN S.M. Backgrounds of the technology of internal fixators. **Injury** 34 Suppl 2:B1-3, 2003.

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

POZZI, A.; LEWIS., D.D. Surgical approaches for minimally invasive plate osteosynthesis in dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**. v.22 p 316-320, 2009.

POZZI, A.; RISSELADA, M.; WINTER M.D. Assessment of fracture healing after minimally invasive plate osteosynthesis or open reduction and internal fixation of coexisting radius and ulna fractures in dog via ultrasonography and radiography. **Journal of American Veterinary Association**. v. 241, p. 744-753, 2012

PROBST, C.W. Membro torácico. In: BOJRAB, M.J. Técnicas atuais em cirurgia de pequenos animais. 2.ed. São Paulo: Roca, 1996. cap.47, p.692-757.

RADASCH, R.M. Biomechanics of bone and fractures. *Veterinary Clinics of North American Small Animal Practice*, v.29, n.5, p.1045-1082, 1999.

RONGA, M.; SHANMUGAM, C.; LONGO, U.G.; OLIVA, F.; MAFULLI, N. Minimally invasive osteosynthesis of distal tibial fractures using locking plates. **The Orthopedic Clinics of North America**. v.40, p.499-504, 2009.

ROWE-GUTHRIE, K.M.; MARKEL, M. D.; BLEEDORN, J. A. Mechanical Evaluation of Locking, Nonlocking, and Hybrid Plating Constructs Using a Locking Compression Plate in a Canine Synthetic Bone Model. **Veterinary Surgery**, v.44, n.7, p. 838-842, 2015.

ROZBRUCH, R. S.; MULLER, U.; GAUTIER, E.; GANZ, R. The evolution of the femoral shaft plating technique. **Clinic Orthopaedics and Related Research**. v.354, p.195-208, 1998.

SCHWARZ, P.D. Biomecânica das fraturas do esqueleto apendicular: causas e avaliação. In: BOJRAB, M.J. Mecanismos da moléstia na cirurgia dos pequenos animais. 2.ed. São Paulo: Manole, 1996. Cap.136, p.1161-1181.

SEIDE, K.; TRIEBE, J.; FASCHINGBAUER, M.; SCHULZ, A.P.; PÜSCHEL, K.; MEHRTENS, G.; JÜRGENS, CH. Locked vs. unlocked plate osteosynthesis of the proximal humerus – a biomechanical study. **Clinical Biomechanics**. v.22, p.176-182, 2007.

SLOCUM, B.; SLOCUM, T.D. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*. v.23, n.4 , p.777–795, 1993.

STOFFEL, K.; BOOTH, G.; ROHRL, S.M.; KUSTER, M. A comparison of conventional versus locking plates in intraarticular calcaneus fractures: a biomechanical study in human cadavers. **Clinical Biomechanics**. v.22, p.100-105, 2007.

STOFFEL, K.; KLAUE, K.; PERREN, S.M. Functional role of plates in fracture fixation in vivo and its correlate in bone healing. **Injury**. v.2, n.31, p.37-50, 2000.

STONE, J.D.; CARLIN G.J.; ISHIBASHI, Y.; HARNER, C.D.; WOO, S.L.Y. Assessment of posterior cruciate ligament graft performance using robotic technology. **American Journal Sports Medicine**. v.24, p.824-828, 1996.

STRAUSS, E.J.; SCHWARZKOPF, R.; KUMMER, F.; EGOL, K.A. The current status of locked plating: the good, the bad, and the ugly. **Journal of Orthopaedic Trauma**. v.22, n.7, p.86-479, 2008.

UNGER, M.; MONTAVON, P.M.; HEIM, U.F.A. Classification of fractures of long bones in the dog and cat: introduction and clinical application. **Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology**. v.3, n. 41-50, 1990.

VOSS, K.; LANGLEY-HOBBS, S.J. & MONTAVON P.M. In: Voss K., Montavon P.M. & Langley-Hobbs S.J. (Eds), Feline Orthopedic Surgery and Musculoskeletal Disease. Saunders Elsevier, London. Tibia and fibula, 2009 cap. 39 p.491-505.