

TATIANA CASIMIRO MARIANI

Ensaio biomecânico de placas bloqueadas: comportamento dos parafusos bloqueados em diferentes angulações submetidos ao teste de arrancamento e influência do preenchimento dos orifícios médios na resistência ao teste de flexão

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Departamento:

Cirurgia

Área de concentração:

Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:

Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

São Paulo

2010

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

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

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

T.2348
FMVZ

Mariani, Tatiana Casimiro

Ensaio biomecânico de placas bloqueadas: comportamento dos parafusos bloqueados em diferentes angulações submetidos ao teste de arrancamento e influência do preenchimento dos orifícios médios na resistência ao teste de flexão / Tatiana Casimiro Mariani. -- 2010.

116 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2010.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.
Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Cassio Ricardo Auada Ferrigno.

1. Biomecânica. 2. Placa bloqueada. 3. Cães. 4. Arrancamento. 5. Flexão. I.
Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Nome: MARIANI, Tatiana Casimiro

Título: Ensaio biomecânicos de placas bloqueadas: comportamento dos parafusos bloqueados em diferentes angulações submetidos ao teste de arrancamento e influência do preenchimento dos orifícios médios na resistência ao teste de flexão

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Data: ___/___/___

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Assinatura: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Assinatura: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Assinatura: _____ Julgamento: _____

Dedicatória

Primeiramente,

À Deus,

pela força interior, perseverança
e por guiar meu caminho nesse anos de muito trabalho.

Obrigada pela minha vida!

Aos meus pais,

Jairo Jiacomo Mariani e Rosana dos Anjos Casimiro Mariani

E meus irmãos **Aline** e **Felipe**,

pela dedicação incondicional a minha educação,

pelo amor,

e incentivo aos meus sonhos e felicidade.

Vocês são meu exemplo de vida!

Ao

Marcos Ishimoto Della Nina,

pelo apoio incondicional

nesses anos de estudo e trabalho,

por sua dedicação

em todos os momentos .

Ao Tecnólogo

César Augusto Martins Pereira,

pela sua dedicação ao trabalho,

por seu conhecimento,

muito obrigada por tornar realidade esse projeto!

Ao Professor

Cássio Ricardo Auada Ferrigno,

pela confiança

pela orientação no trabalho, na carreira e na vida,
muito mais que um mestre, um verdadeiro amigo.

Muito obrigada!

As amigas

Vanessa Couto de Magalhães Ferraz, Juliana Turazza

e Liege Cristina Garcia da Silva,

e aos meus colegas

Kelly Ito, Olicies da Cunha, Daniela Izquierdo,

Adriana Figueiredo, Marcio Ferreira e Jaqueline França,

por serem pessoas maravilhosas, que me incentivaram, ajudaram,

e estiveram ao meu lado em todos os momentos,

pelo conhecimento, companheirismo e paciência,

Obrigada de coração.

Agradecimentos

Ao Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo pela oportunidade e incentivo no desenvolvimento deste trabalho.

Ao Laboratório de análises mecânicas do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo por permitir a realização deste trabalho.

A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo pelo apoio e incentivo imprescindível para a realização deste trabalho.

Aos enfermeiros do Serviço de Cirurgia de Pequenos Animais do HOVET – FMVZ/USP, **Cledson Lelis dos Santos, Jesus dos Anjos Vieira, Otávio Rodrigues dos Santos e José Miron Oliveira da Silva** pela dedicação, empenho e amizade.

As médicas veterinárias do Serviço de Cirurgia de Pequenos Animais do HOVET – FMVZ/USP, **Viviane Sanches Galeazzi, Tatiana Soares da Silva, Patrícia Ferreira de Castro, Sandra Aparecida Rosner e Andressa Gianotti Campos** pela amizade, convivência e ajuda nas horas complicadas de rotina hospitalar.

Aos colegas pós-graduandos, residentes e estagiários do Departamento de Cirurgia pela amizade e companheirismo.

Aos secretários do Departamento de Cirurgia, **Belarmino Ney Pereira e Alessandra Sousa** pela grande ajuda e disponibilidade constante e imediata.

A equipe da biblioteca da FMVZ/USP, **Elena Tanganini, Rosângela Rodrigues Pereira, Elza Maria Rosa Faquim, Solange Santana, Rosa Maria Fischi e Fernanda Cesar Ribeiro** pela presteza, convivência e amizade.

A meus grandes amigos **Evelyn Quilles Moura, Daniele Ares Cavalcante, Julia Cristina Carlini Neto, Débora Jussara de Andrade, Leonardo Bruno Ribeiro Costa, Ivan Bergonsini Fernandes, Taugi Orra, Fernando Chucid, Melissa Gimenez**, meu muito obrigado pela paciência, amizade e companheirismo.

A toda equipe da Karu Amigo, obrigada pela ajuda, paciência e incentivo.

A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a realização deste trabalho.

RESUMO

MARIANI, T. C. **Ensaio biomecânico de placas bloqueadas:** comportamento dos parafusos bloqueados em diferentes angulações submetidos ao teste de arrancamento e influência do preenchimento dos orifícios médios na resistência ao teste de flexão. [Biomechanical analysis of locking plates evaluating the influence of screw angulation and screw placement in center position of bridging plate]. 2010. 116 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

A utilização de placas bloqueadas e suas vantagens biomecânicas na redução de fraturas cominutivas de ossos longos em cães já foram descritas por diversos autores. O presente trabalho teve como objetivo avaliar diferentes configurações de placa bloqueadas submetidas a dois diferentes testes biomecânicos, um de flexão em quatro pontos para avaliar a influência do preenchimento dos orifícios centrais na resistência a flexão da placa bloqueada com função de placa de apoio. O outro teste avaliou a força máxima ao arrancamento de dois diferentes tipos de placas, um com todos os orifícios perpendiculares e outro com os orifícios angulados alternadamente lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa. Para cada teste formou-se dois grupos com dez corpos de prova cada. Não houve diferença estatística no resultado obtido no teste de flexão, a resistência a flexão do grupo com preenchimentos dos orifícios centrais foi maior em relação ao grupo sem preenchimento, porém sem significância. Já no teste de arrancamento o grupo de placas com orifícios angulados obteve um valor de força máxima de arrancamento significativamente superior em relação ao grupo com orifícios perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa. Concluiu-se que não há influência na resistência da placa de apoio com o preenchimento dos orifícios centrais da placa bloqueada e que a configuração de placa com os orifícios angulados se mostrou mais resistente ao arrancamento.

Palavras-chave: Biomecânica. Placa Bloqueada. Cães. Arrancamento. Flexão.

ABSTRACT

MARIANI, T. C. **Biomechanical analysis of locking plates evaluating the influence of screw angulation and screw placement in center position of bridging plate.** [Ensaio biomecânico de placas bloqueadas: comportamento dos parafusos bloqueados em diferentes angulações submetidos ao teste de arrancamento e influência do preenchimento dos orifícios médios na resistência ao teste de flexão] 2010. 116 f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

The feasibility of locking plates and their biomechanical advantages in comminuted fractures are well known. The objective of this study was to evaluate different locking plate's configurations submitted to a four point's flexion test and pull out test. The flexion test evaluated the influence of screws in center position in bridging plate, the pull out test compared relative to pull out strength locking plates using parallel locking screws or angulated locking screws. For each biomechanical assay two groups of ten test materials were formed. The results found no statistical differences relative to flexion resistance in the groups with and without central screws. Relative to pull out test the group with angulated screws showed higher values of maximum pull out strength when compared with the perpendicular screws, the data were statistically significant. We concluded that there was no improvement in the resistance of bridging plate with the use of central screws, but the use of angulated screws showed a greater resistance to pull out when compared to parallel screws.

Keywords: Biomechanics. Locking plate. Dogs. Pull out . Flexion.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 4.1 - Imagens fotográficas das configurações de placas utilizadas no teste de flexão de quatro pontos, com A demonstrando os orifícios preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos do grupo 1 e B demonstrando a placa sem nenhum preenchimento do grupo 2..... 57
- Figura 4.2 - Desenho esquemático da vista frontal e lateral do dispositivo de flexão com a placa a ser ensaiada, onde “h” - vão de carregamento e “a” - vão central..... 58
- Figura 4.3 - Imagem fotográfica da régua (peça verde) e da marcação no rolete de apoio (seta vermelha). 58
- Figura 4.4 - Diagrama hipotético de força versus deslocamento de um ensaio de flexão. Onde: “A”- limite da região elástica, “B” - limite convencional de escoamento e “a” – distancia entre os roletes atuadores..... 59
- Figura 4.5 – Desenho esquemático do dispositivo para ensaio de arrancamento: 1- haste de conexão a célula de carga da máquina de ensaios; 2-calha superior do atuador; 3-calha inferior do atuador; 4-fragmento de placa com três furos; 5-tubo de madeira para fixação da placa; 6- apoio do tubo de madeira; 7-base da máquina de ensaios; F-ponto de aplicação da força pela máquina de ensaios..... 61
- Figura 4.6 – Desenho esquemático da visão em perfil do dispositivo para ensaio de arrancamento: A- calha inferior do atuador; B- fragmento de placa; C- tubo de madeira; D- calha superior do atuador, E- parafusos bloqueados. 62

- Figura 4.7 – Imagem fotográfica de: A – furação do orifício central do fragmento de placa centralizado no tubo de madeira, utilizando guia de broca próprio para placas bloqueadas; B – furação dos dois orifícios das extremidades já com a calha inferior do atuador; C – colocação dos parafusos com chave acoplada a um torquímetro (seta); D – visualização interna do limitador de massa de modelar (seta preta) e da resina acrílica (seta vermelha). 63
- Figura 4.8 – Imagem fotográfica da vista frontal (A) e lateral (B) do sistema pronto para iniciar o ensaio de arrancamento, já com a placa fixada ao tubo de madeira, e o atuador conectado à máquina de ensaios biomecânicos. 64
- Figura 4.9 – Imagem fotográfica da máquina de ensaio universal. 65
- Figura 4.10 – Imagem fotográfica do momento da falha do sistema de fixação e interrupção do ensaio. 65

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 5.1 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro de rigidez a flexão, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2. 70
- Gráfico 5.2 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro de rigidez estrutural à flexão, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2 71
- Gráfico 5.3 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro de resistência à flexão, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2..... 72
- Gráfico 5.4 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro de rigidez, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2..... 74
- Gráfico 5.5 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro força máxima de arrancamento, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2 75
- Gráfico 5.6 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro deformidade final, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2 76

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Resultados obtidos eletronicamente nos testes de flexão do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos)	68
Tabela 5.2 – Resultados obtidos eletronicamente nos testes de flexão do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos).....	68
Tabela 5.3 – Demonstração das médias dos valores dos ensaios de flexão	69
Tabela 5.4 – Demonstração dos resultados do teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para valores de rigidez à flexão.....	69
Tabela 5.5 – Demonstração dos resultados obtidos no teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de rigidez estrutural à flexão.	70
Tabela 5.6 – Demonstração dos resultados obtidos no teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de resistência à flexão.	71
Tabela 5.7 – Dados obtidos no ensaio de arrancamento do grupo 1	73
Tabela 5.8 – Dados obtidos no ensaio de arrancamento do grupo 2	73
Tabela 5.9 – Demonstração dos valores das médias dos ensaios de arrancamento.....	73

Tabela 5.10 – Demonstração dos resultados obtidos no teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de rigidez.....74

Tabela 5.11 – Demonstração dos resultados obtidos no teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de força máxima75

Tabela 5.12 – Demonstração dos resultados obtidos no teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de deformação final76

LISTA DE ABREVIATURAS

a	vão central
AO	Arbeitsgemeinschaft fur osteosynthesifragen
DCP	placa de compressão dinâmica larga
Df	deformidade final
Dmax	deformidade máxima
Dzero	deformidade antes do tubo de madeira encostar nos apoios
Fmax	força máxima
FMVZ	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
HOVET	hospital veterinário
h	vão de carregamento
K	rigidez a flexão
Ke	rigidez estrutural a flexão
Kgf	kilograma força
kN	kilo Newtom
LC-DCP	placa de compressão dinâmica larga com baixo contato
LCP	placa de compressão bloqueada
m	metro
MIPO	osteossíntese com placa minimamente invasiva
mm	milímetro
mm ²	milímetro quadrado
min	minuto

N	newton
n	número
p	página
PC-Fix	point-contact fixator
Rf	Resistência a flexão
SLE	elemento de bloqueio de parafuso
Tn	toneladas
TPLO	osteotomia de nivelamento do plato tibial
USP	Universidade de São Paulo
v	volume

LISTA DE SÍMBOLOS

%	porcentagem
°C	graus Celsius
°	graus
=	igual
±	mais ou menos

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	26
2	REVISÃO DE LITERATURA	29
2.1	Regeneração óssea	29
2.2	Fraturas cominutivas	30
2.3	Abordagem biológica	31
2.4	Osteossíntese com placa minimamente invasiva	33
2.5	Placa convencional	35
2.6	Placa bloqueada	35
2.7	Biomecânica de placas ósseas	40
2.8	Biomecânica dos parafusos	43
3	OBJETIVOS	53
3.1	Hipótese	53
3.2	Limitações	53
3.3	Significância clínica	54
4	MATERIAL E MÉTODO	56
4.1	Ensaio de flexão de quatro pontos	56
4.2	Ensaio de arrancamento (pull-out)	60
4.3	Análise estatística	66
5	RESULTADOS	68
5.1	Teste de flexão	68

5.2	Teste de arrancamento	72
6	DISCUSSÃO	78
7	CONCLUSÕES	86
	REFERÊNCIAS	88
	APÊNDICES	97

Introdução

1 INTRODUÇÃO

O avanço tecnológico em relação aos materiais de osteossínteses aumentou muito na última década. Novos sistemas de fixação são desenvolvidos. Um dos mais recentes dispositivos é a chamada placa bloqueada, suas principais indicações são fraturas com alto grau de cominuição, fraturas que não exigem uma redução anatômica e ossos osteopênicos.

A placa convencional tem sua estabilidade pela força de atrito existente entre a placa e o osso, e pela força exercida pelos parafusos no osso. Por isso em situações nas quais não se tem uma perfeita redução da fratura, ou a qualidade do osso não permite que se administre o torque ideal para a fixação dos parafusos, o sistema convencional não possui estabilidade suficiente para promover a cicatrização óssea, levando a falha do implante. Já a placa bloqueada é sistema rígido que não permite movimentação entre os componentes do dispositivo (placa-osso-parafuso), conferindo extrema estabilidade e rigidez ao sistema. A cabeça do parafuso e os orifícios da placa possuem roscas que bloqueiam o conjunto, devido a essa característica dispensa-se a necessidade de retorcimento perfeito da placa em relação ao osso.

A placa bloqueada funciona como sistema de fixação interna onde a placa corresponde a barra e os parafusos correspondem aos pinos de um fixador externo, porém muito mais rígido devido sua extrema proximidade ao osso.

Muitos estudos estão sendo realizados a respeito desse sistema, suas propriedades biomecânicas ainda estão sendo esclarecidas, devido a grande diversidade de conformações que ela oferece. A placa bloqueada está sendo muito utilizada em procedimentos cirúrgicos de mínima invasão com função de placa de apoio. Nessa técnica preserva-se a região do foco da fratura e o calo hemorrágico já formado, privilegiando assim cicatrização óssea mais rápida e eficaz.

Perante o vantajoso uso das placas bloqueadas em osteossínteses o presente trabalho visou elucidar algumas das propriedades biomecânicas do sistema citado, com a finalidade de melhorar a eficácia do mesmo durante o procedimento de osteossíntese de placa de apoio, pela escolha do melhor implante e sua configuração mais eficaz.

Comparou-se as características biomecânicas de resistência a flexão e força máxima de arrancamento de diferentes configurações de placas bloqueadas. Esperamos estabelecer qual a

configuração do sistema de placa bloqueada mais eficiente para ser utilizada como placa de apoio na fixação de fraturas cominutivas de ossos longos em cães.

Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura consultada encontra-se dividida como se segue:

2.1 Regeneração óssea

O tecido ósseo sofre remodelamento constante, os osteoclastos são os responsáveis pela reabsorção óssea e os osteoblastos pela deposição de nova matriz e conseqüente formação óssea (SHOBACK, 2007).

O conhecimento de que durante o processo de reparação e cicatrização óssea, o tipo de estresse aplicado pode determinar a qualidade estrutural e material do calo ósseo, é muito importante. O ambiente biomecânico do sistema musculoesquelético é ponto chave durante a reparação, manutenção e remodelamento do tecido ósseo para que esse atinja seu objetivo funcional (CHOW; HARRISON; NOTARIUS, 1987).

A estabilidade da fratura é crucial para o sucesso da osteossíntese. A estabilidade é responsável pela quantidade de deformação no foco da fratura, e é essa deformação que vai determinar o tipo de cicatrização óssea. A cicatrização primária ocorre quando a deformação é mantida menor que 2%, a cicatrização secundária acontece quando a deformação é mantida entre 2 e 10% e quando a deformação é maior que 10% a formação óssea não ocorre, pois, a deformação é definida como a mudança relativa no tamanho final do *gap* da fratura dividida pelo tamanho original do *gap* da fratura, e quando a movimentação do *gap* supera a capacidade de alongamento do tecido formado, o mesmo se rompe e interrompe o processo de cicatrização (PERREN, 1979). A deformação do *gap* da fratura diminui com o aumento do comprimento do *gap* (por exemplo, nas fraturas cominutivas) ou diminuição da movimentação do mesmo (PERREN, 1979).

Cargas repetitivas sob uma pequena deformação e alta freqüência ou sobrecarga durante um regime de exercício elevado levam a uma hipertrofia óssea (RUBIN et al., 2001). A formação óssea também está relacionada com a direção e a intensidade do estresse no tecido reparado (CHAO; INOUE, 2003). A fratura fixada com um sistema de baixa rigidez determina a

formação de calo ósseo secundário, com abundante calo periosteal e endosteal, porém sem migração osteonal, que ocorre apenas em cicatrização óssea primária (RAND et al., 1982). A estabilidade da fratura determina aumento na qualidade, na quantidade e na distribuição uniforme do calo periosteal (ARO et al., 1990).

A transformação do calo fibroso em tecido ósseo mineralizado acontece prematuramente no período de cicatrização assim como o aumento de volume do mesmo, proporcionando substituição do tecido cartilaginoso e do tecido indiferenciado. Essa transformação é responsável pelo incremento da força mecânica do calo e da cortical óssea (MARKEL; WIKENHEISER; CHAO, 1990). O apoio do paciente provou-se importante no restabelecimento da força mecânica óssea original (WINDHAGER et al., 1995).

2.2 Fraturas cominutivas

Em 1958 criou-se o grupo AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesifragen), responsável por desenvolver, normatizar e padronizar as técnicas cirúrgicas ortopédicas. Desde então o grupo AO estabeleceu quatro princípios básicos para o tratamento de fraturas diafisárias: redução anatômica dos fragmentos da fratura, osteossíntese rígida, técnica cirúrgica atraumática e movimentação ativa, precoce e indolor do membro afetado (MULLER et al., 1979). Seguindo estes conceitos, muitos cirurgiões, em busca da perfeita reconstrução da coluna óssea e do aspecto radiográfico final, deixavam em segundo plano a vitalidade dos fragmentos ósseos. Frequentemente ocorria a desvitalização desses fragmentos levando ao aumento do número de complicações pós-cirúrgicas, entre elas: infecções, falha de implantes, seqüestros ósseos, pseudoartroses e ausência de consolidação (FALAVINHA, 1996; BONE; ANDERS; ROHRBACHER, 1998; ORR et al., 2002).

Nas últimas décadas a porcentagem de fraturas cominutivas vem aumentando em humanos, sendo sempre resultantes de traumas de alta energia (CAPEWEEL, 1996), onde a complexidade do traço da fratura aumenta proporcionalmente com a intensidade energética no instante do trauma (BONE; ANDERS; ROHRBACHER, 1998). Elas apresentam extensas lesões em partes moles adjacentes o que dificulta a abordagem inicial do local de fratura (ORR et al., 2002).

Drosse et al. (2008) concluíram que a placa óssea é mais recomendada do que os fixadores externos para estabilizar fraturas de fêmur com grande perda óssea ou cominuição, em estudo realizado em ratos, principalmente pelo fato do segundo sistema não oferecer estabilidade suficiente para contrapor as forças de rotação e também porque a placa óssea possibilita um melhor manejo pós-operatório, diminuindo a ocorrência de complicações pós-operatórias.

Vários autores citam a eficácia do uso de placa ponte na fixação de fraturas cominutivas diafisárias de ossos longos, esse tipo de placa proporciona uma redução do estresse dos parafusos, permitindo que uma grande porção da placa sobre o foco da cominuição não seja preenchida por parafusos. A ausência da redução anatômica reduz a deformação do foco da fratura, permitindo rápida calcificação da fibrocartilagem do calo ósseo e conseqüente cicatrização óssea (JOHNSON; EGGER; EURELL, 1998; ROZBRUCH et al., 1998; PALMER, 1999).

Zimmerman et al. (2010) descreveram um relato de caso de fratura de fêmur cominutiva diafisária distal em um urso polar (*Ursus maritimus*) de aproximadamente 250 quilogramas. Foram utilizadas duas placas bloqueadas humanas de 4,5mm de 16 orifícios em região lateral e 14 orifícios em região cranial. O paciente foi mantido em repouso por 11 semanas no período pós-operatório, com diagnóstico de consolidação completa do foco de fratura e retorno total a função deambulatória após 11 meses.

Haaland et al. (2009), relataram o uso da placa bloqueada na fixação de 47 fraturas de ossos longos em cães, das quais 60% eram cominutivas e a placa bloqueada foi utilizada com a função de placa de apoio. Os autores encontraram um tempo médio de cicatrização óssea de sete semanas e taxa de complicação de 11%, todas relacionadas a erros durante o processo de fixação do implante. Já Oh et al. (2009) realizaram estudo retrospectivo de 20 fraturas cominutivas subtrocantéricas em humanos fixadas com placa bloqueada e acharam um tempo médio de cicatrização de 20 semanas.

2.3 Abordagem biológica

Muller e Witzel (1984 apud ORR et al., 2002, p. 32) e Heitemeyer, Kemper e Hierholzer (1987) descreveram uma nova técnica que objetivava preservar o local da fratura, a

vascularização e a vitalidade dos fragmentos ósseos, e evitar a remoção do hematoma inicial no foco de fratura, utilizando técnicas de mínima manipulação do foco da fratura. Essa técnica foi denominada de placa de apoio e classificada como abordagem biológica da fratura, ela respeita dois princípios fundamentais do método AO: a preservação da vascularização dos fragmentos ósseos (vitalidade) e a estabilidade dos fragmentos (estabilidade elástica).

As osteossínteses de abordagem biológica tem por objetivo manter o alinhamento e o comprimento do membro afetado, preservando o foco e o hematoma da fratura, obtendo consolidação rápida (MATTOS et al., 1997), pela formação precoce do calo ósseo (WENDA, et al., 1997). Estudos moleculares mostraram a presença de inúmeros fatores de crescimento e diferenciação ósseos, diretamente relacionados com o processo de reparo ósseo, no hematoma de fratura (EINHORN, 1998; GIORDANO; GIORDANO; KNACKFUSS, 2000).

Horstman et al. (2004) compararam a osteossíntese biológica e a osteossíntese anatômica convencional em fraturas cominutivas de fêmur de cão fixadas com haste intramedular bloqueada. Os resultados demonstraram que com o método biológico houve redução no tempo cirúrgico e no tempo de cicatrização óssea, 95 minutos e 6 semanas respectivamente, em comparação com o grupo de animais operados com o método convencional com resultados de 110 minutos e 8 semanas respectivamente para tempo cirúrgico e de cicatrização. Outro dado obtido nesse estudo foi que aproximadamente 78% dos pacientes submetidos ao método biológico apoiaram o membro operado 24 horas após a cirurgia, enquanto que apenas 55% dos animais do outro grupo apoiaram o membro no dia seguinte ao procedimento.

Romano et al. (2008) descreveram a eficácia do uso da haste intramedular bloqueada na fixação de fraturas diafisárias de fêmur em dez felinos e obtiveram uma média de consolidação óssea de 72 dias. Os autores discutem o sucesso da técnica pelo fato do implante atuar no eixo mecânico do osso e por terem utilizado abordagem biológica, favorecendo a cicatrização da fratura.

Assim como a placa de apoio, a haste intramedular bloqueada também é considerada uma osteossíntese biológica por preservarem a irrigação periosteal e manter o hematoma organizado entre os fragmentos, de vital importância para a consolidação (CARVALHO; ELIAS; GALVÃO, 1991; ELIAS; CARVALHO; OLIVEIRA, 1992). A osteossíntese com placa de apoio tem a vantagem de não necessitar da fresagem do canal medular, permitindo estabilizar a fratura sem lesionar a irrigação local, e também de se tratar de técnica mais simples em relação a haste medular bloqueada (FALAVINHA, 1996). Em estudo realizado

por Fernandes et al., em 2006, os autores compararam o uso da haste intramedular bloqueada e da placa de apoio para tratamento de fraturas cominutivas em diáfise femoral, e como resultado concluíram que o tempo de cicatrização óssea do grupo submetido a técnica da placa de apoio foi menor em relação ao grupo submetido a técnica da haste intramedular bloqueada.

A técnica da placa de apoio consiste em fixar a placa com parafusos nos fragmentos proximal e distal a fratura, evitando-se manipular o foco e a região de hematoma. Não se coloca parafusos no foco da fratura (SHIMABUKURO et al., 1997). Goodship e Kenwright (1985) concluíram que dever-se-ia fixar no mínimo oito corticais em cada extremidade da placa, permitindo-se que ocorram micromovimentos entre os fragmentos, agindo como estímulo à consolidação da fratura.

Descrevem-se como complicações da técnica de placa de apoio a ocorrência de quebra e soltura da placa, encurtamento do membro, desvios angulares e rotacionais (ocorrendo em maior frequência em fraturas de terço distal), e infecção (SHIMABUKURO et al., 1997; VASCONCELOS et al., 2004). Em estudo feito por Shimabukuro et al. (1997), concluiu-se que os pacientes submetidos à técnica da placa de apoio obtiveram tempo de consolidação mais rápido, menor tempo cirúrgico e menor custo operacional quando comparado com os pacientes submetidos à técnica de haste intramedular bloqueada.

2.4 Osteossíntese com placa minimamente invasiva

Wenda et al., em 1997, descreveram a técnica denominada de osteossíntese minimamente invasiva (MIPO), como uma nova alternativa para a osteossíntese de fraturas cominutivas. O trauma cirúrgico resultante desta técnica é muito menor quando comparado às técnicas tradicionais. A técnica de MIPO consiste em duas incisões de pequena extensão de pele e subcutâneo, uma proximal e outra distal ao foco de fratura, evitando-se assim a abertura e exposição do mesmo. A placa é colocada paralelamente ao eixo longo dos fragmentos, por via percutânea e embaixo da musculatura (KRETTEK; SCHANDELMAIER; TSCHERNE, 1996). A redução indireta dos fragmentos é mais fácil quando a integridade dos músculos adjacentes e dos tecidos moles está preservada, os fragmentos frequentemente são reduzidos

apenas pela tração. O alinhamento ósseo e o ajuste de rotação são aspectos essenciais e que requerem cuidadosa atenção (WENDA et al., 1997).

Os bons resultados da técnica podem ser explicados pela combinação de uma rápida consolidação da fratura em função da preservação da vascularização local somada à técnica de MIPO, e a grande resistência da placa em relação à fadiga, desde que o estresse e as tensões no apoio estejam distribuídas ao longo de todo o comprimento da placa. E esse estresse de apoio é inversamente proporcional ao tamanho do segmento da placa sem parafusos (WENDA et al., 1997).

Schmökel et al. (2007) relataram a eficácia do uso de placas convencionais em diferentes tamanhos de cães em osteossíntese de mínima invasão de fraturas cominutivas de tíbia. Discutiram o uso de placas ponte, onde o maior comprimento possível da placa diminuiu o estresse em cada parafuso, possibilitando a colocação de poucos parafusos por fragmento ósseo na estabilização das fraturas. Obtiveram 100% de sucesso na consolidação das fraturas tratadas por MIPO com o uso de placas convencionais.

As fraturas distais de tíbia têm excelente indicação para MIPO, devido à escassez de tecidos moles e pouca vascularização local. O uso de placa bloqueada nesse tipo de procedimento foi descrito por Ronga et al. (2009) com boa taxa de sucesso, pelo fato dos procedimentos de mínima invasão se somarem às vantagens da placa bloqueada reduzindo os danos aos tecidos moles e a vascularização óssea.

Wullschleger et al. (2009) relataram que a técnica de MIPO gera um calo ósseo menor, mais denso e com propriedades mecânicas superiores, levando a cicatrização óssea mais rápida quando comparado com a abordagem cirúrgica convencional. Os autores promoveram ferida em tecidos moles e fratura distal de fêmur em ovelhas, um grupo foi submetido a osteossíntese com placa óssea convencional, ou abordagem aberta, e o segundo grupo à técnica de MIPO. Após 4 e 8 semanas realizou-se a eutanásia de parte dos animais e os fêmures operados foram submetidos a testes mecânicos de torção. Em ambos os tempos pós-cirúrgicos observou-se que a rigidez do calo ósseo formado foi superior no grupo submetido a técnica de MIPO.

2.5 Placa convencional

As placas convencionais são designadas para promover estabilidade absoluta. Elas resistem às forças axiais, arqueamento e rotação. Essas placas convertem as forças axiais de tensão e/ou compressão na interface placa-osso, que resultam numa força de cisalhamento. As forças axiais são contrapostas pela força de atrito entre a placa e o osso. A força de atrito é o produto do coeficiente de atrito placa-osso e a força normal da placa. A força normal da placa é igual a força axial gerada pelo torque aplicado para a fixação dos parafusos da placa no osso (BORGEAUD; CORDEY; LEYVRAZ, 2000; PERREN, 2002). Ossos osteopênicos ou com cominuição podem não ser capaz de resistir à força de cisalhamento gerada pelo avanço da rosca do parafuso. Nesses casos não se consegue atingir o torque necessário para gerar a força normal capaz de prevenir a movimentação da placa e da fratura (BORGEAUD; CORDEY; LEYVRAZ, 2000).

O ponto mais frágil do sistema placa-osso-parafuso é a interface entre o parafuso e o osso. A força necessária para mover o parafuso é igual à tensão do osso multiplicado pela área de contato entre o parafuso e o osso. Para diminuir a tensão entre o osso e o parafuso, pode-se aumentar a área de contato entre o osso e o parafuso (por exemplo parafusos esponjosos) ou aumentar o coeficiente de atrito entre a placa e o osso, conseguido pelo perfeito retorcimento da placa (EGOL et al., 2004). Perren, em 1995, concluiu que a força normal necessária para evitar a movimentação da placa foi responsável por gerar uma força de compressão sob a placa responsável por interromper a perfusão periostal, podendo resultar numa necrose óssea profunda e conseqüente perda da placa.

2.6 Placa bloqueada

O sucesso no tratamento das fraturas cominutivas aumentou com a introdução do sistema de placas bloqueadas. Quando comparadas com as técnicas tradicionais de colocação de placas, as placas bloqueadas oferecem aumento da fixação em ossos osteopenicos, ou com osteoporose (EGOL et al., 2004). As placas tradicionais exigem uma exposição direta da fratura e fixação interna muito rígida. As complicações descritas para essas técnicas são:

união retardada, não união, refratura após remoção do dispositivo e infecção (EGOL, et al., 2004).

Kumar et al. (2007) relatam que a aplicação de implantes convencionais em ossos humanos com osteoporose é limitada, e falhas de implante ocorrem devido a estrutura óssea fragilizada. Em medicina veterinária a osteoporose não é problema, porém a osteopenia em cães jovens também pode ser considerada um desafio à estabilização.

Em ossos com osteoporose existem três tipos de abordagem a serem seguidas, adaptação da técnica de ancoragem, melhora da difusão de forças e técnicas visando o aumento ósseo, como por exemplo o uso de enxertos ósseos (CURTIS et al., 2005).

O primeiro sistema de placa bloqueada construído foi o chamado *point-contact fixator*, o PC-Fix (Synthes, Paoli, PA), que parecia muito com o sistema de fixação externa. O sistema PC-Fix tentava reduzir as forças de compressão no osso usando um parafuso que bloqueava dentro do orifício da placa (PERREN, 1995). O aprimoramento desse sistema deu origem ao sistema de placa de compressão bloqueada (LCP – Synthes). Nesse sistema a cicatrização óssea é secundária e novamente muito parecida com a cicatrização óssea dos sistemas de fixação externa. A LCP promove estabilidade angular e axial, dispensa a necessidade de um retorcimento preciso da placa em relação ao osso, minimizando o risco de perda primária da redução óssea (FAROUK et al., 1997; EGOL et al., 2004).

O sistema placa-parafuso-osso atua como um dispositivo de dissipação, ou de apoio das forças, dependendo da redução da fratura e da interferência dos fragmentos. As placas de neutralização funcionam como um dispositivo de dissipação de forças (BURSTEIN, 1994). Essas placas são colocadas sobre o foco de fratura com a função de neutralizar as forças de arqueamento, rotação e tração. As placas de apoio atuam contrapondo a força de cisalhamento pela sua transformação em força de compressão axial (EGOL et al., 2004).

A placa bloqueada promove relativa estabilidade no foco, mantendo a deformação entre 2 e 10%, gerando assim uma cicatrização óssea secundária, caracterizada pela formação de calo ósseo (EGOL et al., 2004).

As placas bloqueadas foram desenvolvidas para suprir a necessidades clínicas dos sistemas de fixação minimamente invasivos e de placas de apoio, gerando um ambiente favorável à cicatrização óssea secundária. Os implantes que estimulam a cicatrização óssea secundária são indicados para corrigir fraturas diafisárias e/ou metafisárias onde a redução anatômica não

é essencial (EGOL et al., 2004). As placas bloqueadas controlam a orientação axial do parafuso em relação à placa, desse modo aumentam a estabilidade do sistema pela formação de dispositivo único. Esse dispositivo é criado quando deixa de existir movimentação entre os componentes do mesmo, ou seja, a placa, o osso e o parafuso, tornando-o quatro vezes mais forte do que o dispositivo de dissipação de forças onde ocorre movimentação entre os componentes. O sistema de placa bloqueada se mantém como um dispositivo único mesmo quando as circunstâncias ideais de fixação não são possíveis, como por exemplo: qualidade óssea excelente permitindo-se atingir o torque ideal na colocação dos parafusos, coeficiente de atrito entre placa e osso suficiente e cargas fisiológicas menores que 1200N (GAUTIER; PERREN; CORDEY, 2000; EGOL et al., 2004).

O sistema de placa e parafuso bloqueados atua como um dispositivo de ângulos fixos, podendo aumentar a fixação das fraturas onde a conformação e a qualidade óssea não promovem suficiente fixação entre o osso e o parafuso. A placa bloqueada converte a força de cisalhamento em força de compressão na interface osso-parafuso. A força de fixação é igual a soma de todas as interfaces osso-parafuso (CORDEY; BORGEAUD; PERREN, 2000; GAUTIER; PERREN; CORDEY, 2000). A placa bloqueada permite a formação do calo ósseo pelo aumento da tolerância de flexibilidade na estabilização, a qual não depende do contato do parafuso com o osso o que se mostra como grande vantagem na fixação de fraturas cominutivas e ossos osteopenicos (GREIWE; ARCHDEACON, 2007).

A placa bloqueada atua como um fixador externo interno, onde os parafusos atuam como os pinos e a placa como a barra. Sua extrema rigidez é devida ao íntimo contato com o osso e o foco de fratura. O comprimento dos parafusos nesse sistema é de 10 a 15 vezes menor do que nos fixadores externos, proporcionando maior rigidez ao dispositivo (EGOL et al., 2004). Por atuar como fixadores internos a estabilidade da placa bloqueada não é dependente da força de atrito entre placa e osso, permitindo uma adequada perfusão sob a placa. Preservando o suprimento sanguíneo periosteal proporciona-se uma cicatrização óssea mais rápida e diminui-se a incidência de complicações pós-cirúrgicas (FAROUK et al., 1997, 1998).

Outro estudo realizado testou a influência da distância da placa em relação ao osso. Testou-se três configurações, na primeira a placa foi colocada com total contato com o osso, na segunda deixou-se um espaço de 2mm entre a placa e o osso e na terceira deixou-se um espaço de 5mm entre a placa e o osso. Testes biomecânicos demonstraram que a resistência a carga dos dois primeiros conjuntos foi estatisticamente igual (entre 1633N e 1833N) enquanto que a

resistência do terceiro grupo foi muito menor (683N). No teste de torção o terceiro grupo também se mostrou muito mais frágil em relação aos demais grupos. Os autores então concluíram que a melhor montagem da placa bloqueada é a segunda na qual se deixou um espaço de 2mm entre a placa e osso, porque possui igual resistência à primeira, mas com a vantagem de preservar a vascularização periosteal da cortical óssea (AHMAD et al., 2007).

Outra grande vantagem da placa bloqueada é a possibilidade de se utilizar apenas parafusos monocorticais para a fixação, pois, facilita a medição do comprimento do parafuso por via percutânea quando se usa a técnica de MIPO, facilita a inserção dos parafusos e diminui os danos ao suprimento sanguíneo endosteal (PERREN, 2001, 2002). Perren (2001) discute que os parafusos monocorticais resistem às forças fisiológicas tão bem quanto os dispositivos placa-parafusos convencionais, no entanto requer uma fixação segura na cortical óssea.

Egol et al. (2004) recomendam que o máximo de compressão no foco de fratura deve ser conseguido antes da colocação dos parafusos bloqueados, sugere que deve-se evitar a utilização de placas híbridas com parafusos convencionais e bloqueados, e conclui que a placa bloqueada é ideal para ser utilizada em fraturas com redução indireta, que toleram uma redução imperfeita, não necessariamente precisam ser colocadas no lado de tensão da fratura, ossos com osteoporose e fraturas altamente cominutivas prevenindo também maiores danos aos tecidos moles e favorecendo a cicatrização óssea.

Uma desvantagem da placa bloqueada é que os parafusos só podem ser colocados perpendicularmente a placa, promovendo estabilidade axial e angular à placa, enquanto que nas placas convencionais os parafusos podem ser inseridos em diversos ângulos (KAAB et al., 2004). Numa tentativa de minimizar essa desvantagem desenvolveu-se a placa híbrida com orifícios convencionais e orifícios bloqueados, podendo os mesmos ser usados isoladamente ou combinados de acordo com a necessidade do cirurgião. Portanto com o aumento da versatilidade passou-se a existir incertezas sobre qual conformação seria mais segura e favorável a cicatrização óssea (PERREN, 2003).

Alguns cuidados devem ser tomados para a colocação dos parafusos bloqueados. Kaab et al. (2004) concluíram que o parafuso bloqueado não deve ser inserido no orifício da placa numa angulação maior do que 5°, para que não ocorra prejuízos à estabilidade do sistema, para evitar tal situação recomenda-se o uso de guias específicos. Parafusos monocorticais devem ser usados em ossos saudáveis, enquanto os bicorticais são mais indicados para ossos osteopenicos, porque o braço de trabalho dos parafusos monocorticais é bem menor. O braço

de trabalho de um parafuso é diretamente proporcional a resistência ao torque do parafuso, ou seja, quanto maior o braço de trabalho, maior a resistência ao torque. Contrariamente aos parafusos monocorticais, os parafusos bicorticais que excedem o diâmetro do osso podem ter efeito destrutivo (GAUTIER; SOMMER, 2003).

Outro fator a ser levado em consideração é a existência de estruturas neurovasculares opostas a segunda cortical óssea, nesse caso deve-se tomar cuidado com os parafusos auto-perfurantes, por possuírem uma extremidade pontiaguda e ultrapassarem consideravelmente a segunda cortical, podendo causar lesões a essas estruturas (GAUTIER, SOMMER, 2003). Além de escolher o tipo de parafuso, o cirurgião deve escolher também o número de parafusos que devem ser colocados na placa. Nem sempre um número maior de parafusos confere mais estabilidade ao sistema. A distância do primeiro parafuso em relação ao foco de fratura é a principal influência na resistência axial e rotacional (STOFFEL et al., 2003).

Um ponto de grande discussão inerente às placas bloqueadas é a quantidade de parafusos a serem colocados em cada fragmento principal, Gautier e Sommer (2003) sugerem um mínimo de dois parafusos e três corticais por fragmento principal em fraturas simples. E no mínimo de dois parafusos e quatro corticais para fraturas cominutivas, porém essas configurações não geram nenhum aumento em relação a resistência a fadiga da placa. Logo a recomendação é de que se insira pelo menos 3 parafusos em cada fragmento principal, ou 6 corticais (GAUTIER; SOMMER, 2003; STOFFEL et al., 2003).

Stoffel et al. (2003) realizaram estudo para avaliar qual a melhor disposição dos parafusos na placa bloqueada. Os autores concluíram que a resistência as forças axial e de rotação não se alteravam quando se bloqueava a placa com 3 ou mais parafusos por fragmento principal, ou seja, a estabilidade de placa era a mesma quando se usou três, quatro, cinco ou seis parafusos por fragmento. Com isso também testaram se havia influência da posição desses três parafusos na placa e concluíram que sempre se deve colocar um parafuso no orifício mais distal em relação ao foco de fratura e um mais proximal ao foco, porém numa distância segura para não aumentar a deformação no foco de fratura, enquanto que a posição do terceiro parafuso intermediário aos dois anteriores não gera mudança estatística na resistência da placa, porém leve aumento da resistência ocorre quando este parafuso é colocado mais distalmente ao foco de fratura.

Em ratos, comparou-se a qualidade do calo ósseo formado em fraturas de fêmur fixadas com placa bloqueada e com pino intramedular. Após duas semanas de pós-operatório o grupo com

placa bloqueada apresentou um calo ósseo de diâmetro menor, sem presença de cartilagem e com uma área menor, e 75% dos animais apresentaram cicatrização óssea. Já o grupo que utilizou pino intramedular apresentava 22% de tecido cartilaginoso no calo ósseo formado e apenas 25% dos animais apresentaram cicatrização óssea. Essa diferença ocorreu devido a redução anatômica e fixação estável proporcionada pela placa bloqueada. Após 5 semanas de pós-operatório, observou-se remodelação óssea sem diferença significativa entre os dois grupos. Os autores então concluíram que a cicatrização que ocorreu no grupo da placa bloqueada foi uma cicatrização com característica intramembranosa o que acelerou a formação da ponte óssea no foco da fratura e gerou um calo mais resistente. Fato demonstrado pela realização de testes de flexão de 3 pontos com 5 semanas de pós-operatório, onde os osso tratados com placa obtiveram 80% da rigidez a flexão do osso íntegro, enquanto os osso tratados com pino intramedular apenas 35% da rigidez a flexão (HISTING et al., 2010).

2.7 Biomecânica de placas ósseas

Em estudo realizado testou-se três diferentes configurações de implantes para redução de fraturas consideradas cominutivas de ossos longos, osteopênicos e com corticais finas. Duas com o uso de placa não bloqueadas, sendo que a primeira tinha um aparato na cortical trans para aumentar a resistência e a rigidez dos implantes, a segunda com um fragmento da fíbula no canal intramedular do osso e a terceira configuração utilizou apenas uma placa bloqueada. Como resultado não se encontrou diferença estatística entre as três configurações, confirmando a indicação da placa bloqueada no uso da redução de fraturas cominutivas. Porém o sistema de implantes que utilizou a placa não bloqueada com um aparato na cortical trans mostrou-se como o mais resistente dos três (TALBOL et al., 2008).

Roberts et al. (2007) realizaram testes biomecânicos para avaliar a resistência de diferentes configurações de placas e parafusos em relação ao momento de torção e de arqueamento (ou flexão). Todos os dispositivos foram formados por uma placa de oito furos, onde os dois furos centrais ficaram sobre o foco de fratura simulado em osso sintético. As placas foram fixadas usando três parafusos em cada fragmento. Os autores testaram quatro configurações diferentes, a primeira apenas com parafusos bicorticais convencionais, a segunda apenas com parafusos monocorticais bloqueados, a terceira com os parafusos mais distantes ao foco de

fratura bicorticais convencionais e os demais monocorticais bloqueados, e a quarta configuração com os parafusos mais distantes ao foco de fratura bicorticais bloqueados e os demais monocorticais bloqueados. Como resultado eles encontraram que a configuração que utilizou apenas parafusos monocorticais bloqueados apresentou menor resistência quando submetidos aos momentos de torção e arqueamento (ou flexão) em relação aos demais grupos. A configuração que utilizou parafusos bicorticais bloqueados mais distantes ao foco de fratura e monocorticais bloqueados nos demais orifícios se apresentou como o mais resistente para ambos os testes, atingindo uma média de rigidez a flexão de 135N/mm.

Em experimento realizado por Mehling et al. (2010), os autores testaram diferentes disposições dos parafusos bloqueados distais em placa volar, que é uma placa especialmente desenvolvida para utilização em fraturas proximais e distais de ossos longos devido ao seu desenho anatômico e pré-moldado, para redução de fraturas distais em radio humano. Em sua porção distal as placas possuíam 7 furos bloqueados, sendo 4 numa linha mais distal e 3 numa linha mais proximal à fratura. Concluíram que não houve diferença estatística em relação às forças de flexão entre as diferentes disposições dos parafusos, a média da resistência entre os grupos variaram entre 57 N/mm e 49 N/mm, já em relação às forças de compressão axial, observaram que as placas com os 7 furos distais preenchidos foram mais resistentes (429 N/mm), e os conjuntos com apenas os 3 orifícios proximais preenchidos se apresentaram menos resistentes (82 N/mm). No entanto também concluíram que apesar da configuração com os 7 orifícios preenchidos ter sido a mais resistente, a configuração que possuía apenas 4 parafusos (dois na linha distal e dois na linha proximal) também foi considerada estável suficiente para estabilizar as fraturas distais de radio.

As forças de compressão axial foram utilizadas para comparar o uso de uma placa volar bloqueada e uma nova placa híbrida intramedular (Targon DR) para fixação de fraturas cominutivas distais em radio humano. A placa híbrida teve rigidez superior estatisticamente significativa em relação à placa volar, 369N/mm e 131N/mm, respectivamente, quando cargas axiais foram aplicadas. A estabilidade da placa Targon DR (214N/mm) também foi significativamente superior quando comparada a placa volar (51N/mm) durante a aplicação de força dorsal excêntrica, gerando um movimento de flexão (BURKHART et al., 2010).

Kamei et al. (2010) compararam 5 tipos de placas volar bloqueadas em fraturas intra articulares de radio distal submetidas a ensaio biomecânico cíclico de compressão axial. Todos os implantes resistiram ao teste, porém notou-se um aumento na rigidez diretamente

proporcional ao número de ciclos do ensaio. Os autores explicam este fato pela possibilidade de compressão do osso subcondral durante a evolução do ensaio, melhorando a estabilização do parafuso.

Um estudo biomecânico comparou 3 diferentes construções na redução de fraturas cominutivas de fêmur humano: a primeira com o uso de uma placa bloqueada lateral, a segunda com o uso de uma placa bloqueada associada a um implante intramedular, e a última com o uso de duas placas bloqueadas, uma lateral e uma anterior. Os três conjuntos foram submetidos à compressão axial e a flexão lateral, em ambos os testes o terceiro conjunto foi significativamente mais rígido em relação aos demais, devido a geometria dos implantes, as médias encontradas foram aproximadamente 4804 N/mm, 11682 N/mm e 21399 N/mm para compressão axial e 706 N/mm, 2539 N/mm e 10071 N/mm para flexão lateral, respectivamente para as construções 1, 2 e 3 (CHOI et al., 2010).

Uhl et al. (2008) compararam três tipos de placas para fixação de fraturas cominutivas de ossos longos: bloqueada (LCP), de compressão dinâmica larga (DCP) e compressão dinâmica com baixo contato larga (LC-DCP). Utilizou-se ossos sintéticos com *gap* de 2mm e todas as placas e parafusos eram de 3,5mm. As três placas suportaram a carga considerada fisiológica. A LCP foi a única placa que manteve o tamanho do *gap* após a aplicação da força de compressão axial, no entanto a DCP se mostrou mecanicamente superior a LCP e semelhante a LC-DCP. Esse resultado pode ser explicado pelo fato da comparação ter sido feita entre placas bloqueadas comuns e placas de compressão dinâmica largas ou *broad*, que possuem dimensões muito maiores, conferindo maior resistência ao implante.

Chiodo et al. (2006) compararam quanto a resistência a flexão em ensaio de 4 pontos a placa bloqueada e a placa convencional de 2,0mm e com 5 furos. Os autores simularam uma fratura de maxilar em costela bovina e aplicaram os dois tipos de placas de forma idêntica. Como resultado não encontraram diferença estatística entre os sistemas, apesar de a placa bloqueada ter se apresentado mais rígida, com uma média de pico de força de 637,8N, enquanto a placa convencional obteve uma média de 559,9N. Demonstrando que apesar de mais rígida quando colocada em condições idênticas de densidade óssea e configuração (tamanho e número de parafusos), a placa convencional pode se comportar biomecanicamente semelhante à placa bloqueada.

Em estudo biomecânico de flexão de três pontos, comparou-se a utilização de placa bloqueada e placas convencionais, ambas com 1mm de espessura e 4 furos, em fraturas de metacarpo

suíno, assim como o efeito da utilização dos implantes com parafusos monocorticais e bicorticais. Os resultados demonstraram que placas convencionais com parafusos dispostos de forma monocortical apresentaram os menores valores de carga máxima até falha do implante, porém não ocorreu diferença significativa entre os valores de rigidez nos grupos com placas convencionais. Nos ensaios em que foram utilizadas placas bloqueadas não foram detectadas diferenças significantes nos valores de carga máxima e rigidez entre os grupos com parafusos monocorticais (440N de carga máxima e 83N/mm de rigidez) e bicorticais (377N de carga máxima e 70N/mm de rigidez) (OCHMAN et al., 2010).

Os valores de rigidez e carga máxima encontrados no grupo de placas bloqueadas monocorticais foram superiores aos do grupo de placas convencionais bicorticais, porém estatisticamente não significantes. Os autores chegaram a conclusão de que as placas bloqueadas podem ser utilizadas para uma melhor estabilização em fraturas de metacarpo, sendo a utilização de parafusos monocorticais preferenciais devido a redução de morbidade óssea e de tecidos moles regionais (OCHMAN et al., 2010).

Walsh et al. (2006) referem que vários modelos de implantes bloqueados estão disponíveis no mercado, porém a eficácia em fraturas proximais de úmero ainda não estavam totalmente comprovadas. Em seu estudo compararam biomecanicamente a utilização de duas placas umerais, sendo uma bloqueada e outra convencional. Foram coletados 8 pares de ombros humanos e realizadas osteotomias em região proximal de úmero. As peças foram submetidas a osteossínteses com o implante determinado para cada grupo. O teste biomecânico de tração simulava a força exercida pelo manguito rotador em posicionamento de 30 graus de abdução da articulação gleno umeral. Os resultados mostraram uma média de carga máxima até o momento da falha do implante maior no grupo utilizando a placa bloqueada, demonstrando uma maior capacidade de estabilização da placa bloqueada em relação ao implante convencional.

2.8 Biomecânica dos parafusos

A inserção de parafusos em ossos longos provoca um aumento no estresse que pode predispor a fraturas iatrogênicas, em locais onde múltiplos parafusos são inseridos essa vulnerabilidade

aumenta. O padrão de inserção e características inerentes ao parafuso influenciam diretamente a susceptibilidade do tecido ósseo a fraturas por estresse (LICHTBLAU et al., 2008).

Chapman et al. (1996) estudaram os fatores que influenciavam na resistência à força de arrancamento dos parafusos esponjosos convencionais, eles concluíram que a força de arrancamento dos parafusos está relacionada com os seguintes fatores: o maior diâmetro do parafuso, o comprimento do passo de rosca, a força de cisalhamento do material no qual o parafuso está inserido e um fator da forma da rosca do parafuso. Concluíram que quando se diminui o passo de rosca do parafuso, aumenta-se a força de resistência do parafuso ao arrancamento. Também observaram que o parafuso canulado tem uma menor resistência a força de arrancamento em comparação com o parafuso não canulado.

Seebeck et al. (2004) em seu estudo concluiu que o poder de fixação de um parafuso é dependente da espessura da cortical e da densidade do osso esponjoso no qual está inserido, porém apesar da distância de inserção, definida pela espessura da cortical, influenciar a estabilidade do parafuso, no caso de áreas de osso esponjoso a densidade óssea se mostrou mais importante do que a distância de inserção.

Muitas são as causas que podem levar a falha do parafuso cortical, entre elas estão: micromovimentação do parafuso na cortical óssea, arrancamento do parafuso, quebra do parafuso por força de torção, arqueamento ou tensão (ANSELL; SCALES, 1968; FULKERSON et al., 2006). Em estudos realizados demonstrou-se que um parafuso cortical de 3.5mm resiste a uma força de arrancamento de 5.21 – 7.47kN (ZDERO et al., 2007), 3.0-5.3kN (STROMSOE et al., 1993) e 3.8-6.7kN (ANSELL; SCALES, 1968). Zdero et al. (2007) também demonstrou que a força de arrancamento para parafusos monocorticais é 50% menor quando comparada à força de arrancamento do parafuso bicortical.

Heidemann et al. (1998) estudaram a influência do tamanho do orifício para inserção do parafuso na força de arrancamento em três diferentes materiais: madeira, PVC e osso suíno, com o objetivo de determinar o tamanho crítico do orifício para inserção do parafuso sem prejudicar a estabilização do mesmo. A conclusão dos autores foi de um diâmetro máximo do orifício de aproximadamente 85% do diâmetro externo do parafuso, acima desse valor ocorre diminuição da estabilidade do parafuso e maior possibilidade de falha do implante. Também concluíram que os resultados dos testes de arrancamento independem do material em que os parafusos estão inseridos, já que não houve diferença significativa entre os três grupos de materiais testados.

Em estudo realizado comparando-se 3 técnicas de inserção de parafusos autorrosqueantes de 7,5 mm, um grupo utilizando o macheamento prévio em diâmetros de 7,5mm, 6,5mm e 5,5mm, o segundo grupo macheamento utilizando um parafuso de 6,5mm associado a orifícios iniciais de 5mm, 4mm e 2,5mm e o terceiro grupo composto apenas por parafusos autorrosqueantes associados a pré perfurações com diâmetros de 1,2 a 6,5mm (CHATZISTERGOS; SAPKAS; KOURKOULIS, 2010).

A partir dos resultados obtidos determinou-se que existia uma alta correlação entre diâmetro do orifício inicial, diâmetro do orifício macheado e força de arrancamento, sendo que em todos os grupos percebeu-se um aumento dos valores da força de arrancamento inversamente proporcional ao diâmetro do orifício inicial ou macheado, sendo que em todas as situações existia um valor basal onde a influência da redução do diâmetro não mais interferia estatisticamente nos resultados. Sendo encontrados valores máximos de força de arrancamento nos grupos com macheamento de 6,5mm, com orifícios iniciais de 4mm e onde a proporção entre orifício inicial e diâmetro da rosca do parafuso fosse de 0,47 (CHATZISTERGOS; SAPKAS; KOURKOULIS, 2010).

Inceoglu et al. (2004) estudaram os efeitos viscoelásticos ósseos avaliando a influência do relaxamento no estresse ósseo que ocorre na inserção dos parafusos pediculados em vértebras de bovinos, e a influência da velocidade do ensaio biomecânico de arrancamento. Para simular o relaxamento que ocorre no osso, pausava-se 1000 segundos o ensaio a cada 0,5mm de deslocamento do mecanismo. Os ensaios foram realizados nas velocidades de 1, 5 e 25mm/min. Concluíram que o relaxamento ósseo simulado nos ensaios diminuiu significativamente a força de arrancamento e a rigidez dos parafusos pediculados em comparação com os ensaios convencionais, ou seja, contínuo. Porém a variação de velocidade dos ensaios não gerou diferença significativa quanto à rigidez e a força de arrancamento, mas observou-se que quanto maior a velocidade menor os valores de energia máxima e deslocamento para falha do sistema.

Kilinçer et al. (2007) estudaram o efeito de diferentes ângulos de inserção de parafusos pediculares vertebrais em testes de arrancamento e chegaram a resultados que demonstraram que grupos com ângulo de inserção de 45 ° 30 ° não obtiveram diferenças estatisticamente significantes.

Em contrapartida, Hussain et al. (2009), estudaram a influência da angulação dos parafusos em placas óssea na estabilização de cirurgia cervical anterior de corpectomia vertebral.

Concluíram que houve um aumento do estresse na interface osso-parafuso, no enxerto ósseo, na placa e durante o movimento angular concomitantemente com o aumento da angulação dos parafusos. Os autores discutem que a medida que os parafusos inseridos nos corpos vertebrais tornam-se mais divergentes, os sistemas passam a compartilhar mais a carga que ele recebe, deixando de ser um dispositivo com função de suportar a carga, proporcionando então maior estresse ao enxerto, e a interface osso-parafuso.

DiPaola et al. (2008) testaram um tipo de placa utilizada em cirurgias cervicais (Synthes CSLP) com diferentes configurações de parafusos, uma com todos os parafusos angulados a 90° em relação à placa e outra com os parafusos angulados 12° crânio-caudal e medialmente em relação à placa. Todos os parafusos eram bloqueados e autorosqueantes. As placas foram submetidas a teste de arrancamento, e a maior resistência à força de arrancamento foi obtida com a configuração de placa em que todos os parafusos estavam angulados a 90° em relação à placa. As placas foram fixadas em osso sintético com a finalidade de diminuir as variações inerentes as diferentes densidades ósseas, padronizando o ensaio biomecânico. Nesse estudo também se demonstrou que parafusos monocorticais se comportaram tão bem quanto os parafusos bicorticais angulados.

Em estudo utilizando teste biomecânico de arrancamento comparando diferentes torques máximos de inserção de parafusos convencionais, realizou-se a inserção de parafusos a uma velocidade constante monitorizando o momento máximo de torque alcançado antes da perda da estabilização osso-implante, chegando a um resultado de 86% do valor da densidade óssea da área. Com o valor do torque máximo limite determinado, estabeleceu-se três valores de torque máximo, 50%, 70% e 90% para a inserção do parafuso e subsequente ensaio biomecânico de arrancamento. O resultado encontrado comprovou que valores de torque máximo acima de 86% da densidade óssea provocam redução nos valores de força de arrancamento, sendo preferível estabilizar o parafuso com torque máximo inferior ao limite do que ultrapassar o valor máximo previamente determinado (CLEEK; REYNOLDS; HEARN, 2007).

Hsu et al. (2005) compararam a força de arrancamento e o torque máximo de inserção de dois diferentes tipos de parafusos pediculares em material sintético, um parafuso com núcleo cônico e outro com núcleo cilíndrico. Também se comparou o mesmo tipo de núcleo de parafusos com diâmetros externos diferentes. Concluíram que os parafusos de núcleos cônicos foram mais resistentes ao arrancamento e suportaram um maior torque de inserção em relação

aos parafusos de núcleos cilíndricos com diâmetros externos semelhantes. A resistência dos dois tipos de parafusos aumentou proporcionalmente ao diâmetro externo dos mesmos, e relatam também uma proporcionalidade em relação ao torque máximo de inserção e a força de arrancamento dos parafusos.

Investigou-se também a influência do tipo de rosca do parafuso no arrancamento. Testou-se três diferentes parafusos, o número 1 tem um núcleo cônico variando de 4 para 3mm, passo de rosca de 3mm e diâmetro externo de 6mm. O segundo tipo com núcleo cônico variando de 5,2 para 3,2mm, passo de rosca de 2mm e diâmetro externo de 6,2mm, e o tipo 3 um parafuso com núcleo cilíndrico de 4,2mm constantes, passo de rosca de 3mm e diâmetro externo de 6mm. Encontrou-se o resultado de que o parafuso tipo 1 foi o que demonstrou melhor fixação no osso sintético em diferentes densidades, ou seja a rosca considerada ideal foi a rosca com um núcleo cônico de diâmetro menor e passo de rosca maior gerando razoável contato entre a parede óssea e a rosca do parafuso. Isso porque quando o passo de rosca é pequeno ou o osso é poroso, como por exemplo, em casos de osteoporose, o material sólido não permanece entre as roscas do parafuso, e a resistência ao arrancamento é proporcional ao volume de osso entre as roscas do parafuso. O terceiro tipo foi o menos rígido, provavelmente porque o caráter cilíndrico não confere compressão progressiva durante a inserção do parafuso (KRENN et al., 2008).

Em estudo realizado por Pfeiffer e Abernathie em 2006, dez diferentes tipos de parafusos foram comparados quanto a influência do macheamento do orifício de inserção em osso sintético com densidade semelhante à de um paciente com osteoporose, em relação à força de arrancamento. Comprovou-se que o macheamento do orifício não aumentou a resistência ao arrancamento dos parafusos em oito dos dez tipos de parafusos testados. Dos dois tipos de parafusos que tiveram sua resistência aumentada com o macheamento um era autorrosqueante e o outro não. Todos os oito parafusos restantes, onde sete eram convencionais e um autorrosqueante, tiveram a resistência aumentada quando o orifício de inserção não foi macheado. A explicação dada pelos autores é que o macheamento pode degradar a superfície óssea de inserção dos parafusos e diminuir a resistência do mesmo.

A influência da preparação do orifício piloto e do macheamento também foi estudada por Defino et al. (2007). Eles testaram três diferentes grupos, todos utilizaram parafusos de 6mm de diâmetro externo e 3,5mm de diâmetro interno. No grupo 1 o orifício piloto foi realizado com uma sonda de 3,5mm, no grupo 2 utilizou-se uma broca de 3,5mm e no grupo três

utilizou-se broca de 3,5mm seguida de macheamento. Os três grupos foram testados em três diferentes corpos de prova, em madeira, osso bovino e poliuretana. Os autores concluíram que a maior resistência ao arrancamento foi obtida no grupo 1, pré furados com sonda, e não se encontrou alteração na resistência dos parafusos inseridos em orifícios pré furados com broca com e sem macheamento. Os resultados obtidos com os corpos de prova de madeira e osso bovino foram muito semelhantes, já os valores obtidos com a poliuretana foram muito inferiores em comparação aos outros dois.

Em 2000, Bredbenner e Haug validaram o uso de substitutos de osso humano em testes biomecânicos. Os autores comparam o torque de inserção e a força de arrancamento dos seguintes materiais: costela suína e bovina, epoxy, madeira e dois tipos de osso sintético. Concluíram que em estudos que se objetiva o valor do torque de inserção os melhores materiais seriam a costela bovina e o epóxi, e em trabalhos que visam a força de arrancamento os melhores materiais seriam os ossos sintéticos e a madeira. A madeira foi considerado o material com menor desvio padrão em todos os teste realizados.

Em contrapartida, Schoenfeld et al. (2008) compararam testes de arrancamento de parafusos autorrosqueantes em osso de cadáver humano e osso sintético, e concluíram que os resultados obtidos seguem a mesma tendência de variação em relação a um osso saudável e com osteoporose, porém os valores absolutos são significativamente diferentes, não podendo ser transferidos para a rotina clínica do dia a dia do cirurgião.

Murphy et al. (2001) compararam a resistência ao arrancamento de dois tipos de parafusos: 3,5mm autorrosqueante e 3,5mm cortical convencional, em corpos de prova formados por osso canino e material sintético. Os autores concluíram que a força de arrancamento do parafuso autorrosqueante foi significativamente maior do que a do parafuso convencional no material sintético. Já no osso canino a força de arrancamento do parafuso cortical convencional também foi menor, porém sem significância estatística. Quanto a rigidez não houve diferença estatística entre os dois parafusos para ambos os corpos de prova.

Também se relatou o fato de que todos os ensaios foram finalizados pela falha do material de teste, no caso osso canino e material sintético. Não houve diferença evidente nas características de falha entre os diferentes tipos de parafusos e diferentes corpos de prova. Na maioria dos casos observou-se que um pequeno fragmento do osso da cortical cis foi avulsionado com o parafuso, nos demais ensaios ocorreu a propagação de uma fenda do

orifício do parafuso para a extremidade, tanto da cortical cis como na cortical trans (MURPHY et al., 2001).

Outro trabalho realizado por Sedrish et al. (1998), analisou a resistência ao arrancamento de parafusos de 5,5mm cortical e 6,5mm esponjoso inseridos em orifícios previamente utilizados com parafusos de 4,5mm, simulando a possibilidade de reutilização de local acometido por uma falha de implante. Testaram-se orifícios na metáfise e na diáfise óssea. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatística à força de arrancamento entre os dois tipos de parafusos em diáfise, porém todos os parafusos fraturaram logo abaixo a cabeça, por isso denominou-se força tênsil de ruptura do parafuso. Já nos testes da região metafisária se encontrou diferença estatística, onde parafusos esponjosos de 6,5mm demonstraram maior poder de fixação óssea do que os parafusos corticais de 5,5mm.

Em estudo biomecânico de arrancamento, foram testados 20 parafusos corticais inseridos em posição centralizada e em 4 posições descentralizadas distribuídos no diâmetro ósseo de fêmur suíno. Os resultados encontrados levaram os autores a concluir que a área mais segura de inserção de parafusos em relação a prevenção de fraturas iatrogênicas e maior força de arrancamento (estabilidade) está compreendida nos três quartos centrais do diâmetro ósseo (ACHARYA; EVANS, 2009).

Em trabalho realizado com parafusos pediculares em vértebra torácica de bovino, estudou-se a influência da temperatura do implante na estabilização do mesmo. Os parafusos foram mantidos em temperaturas de -100 °C, -35 °C, 4 °C e 24 °C, e em seguida rosqueados na região vertebral. O corpo de prova foi preparado e o teste biomecânico de arrancamento realizado. O resultado encontrado foi maior valor da força de arrancamento no grupo que possuía o implante com temperatura de 4 °C, os autores postulam que tal resultado se deve ao fato de ocorrer uma contração de seu volume no momento em que o parafuso é resfriado. A partir do momento em que o balanço térmico com o tecido ósseo é alcançado, o parafuso retorna ao seu estado inicial e provoca uma compressão na interface osso implante (TOSUN et al., 2008).

Yáñez, Carta e Garcés (2010) descreveram uma nova técnica bloqueio de parafuso denominada SLE (elemento de bloqueio de parafuso), e compararam biomecanicamente osteossínteses com placas DCP, DCP com dois SLE, DCP com seis SLE e uma placa bloqueada LCP. O implante com menos rigidez foi a placa DCP sem bloqueio, a placa

bloqueada LCP obteve resultados semelhantes a placa DCP com seis SLE, demonstrando, segundo os autores, a viabilidade desta nova técnica de bloqueio de parafusos

Em estudo realizado por Schumer et al. (2010), os autores compararam biomecanicamente o uso de parafusos bloqueados e bolts na redução de fraturas metafisárias cominutivas umerais de pacientes com osteoporose. Os ossos fraturados foram reduzidos com o uso de placa bloqueada com os diferentes tipos de implantes e submetidos a testes torsionais e de compressão, estatisticamente não se encontrou diferença significativa no uso dos dois implantes. A carga máxima suportada pelos parafusos rosqueados bloqueados foi de $1305 \pm 270\text{N}$ e os bolts $1314 \pm 325\text{N}$. A hipótese era de que os bolts seriam mais eficazes por exercerem menor força durante a inserção no osso osteopênico, gerando menos danos e complicações como fraturas e fissuras ósseas, e também pelo fato de possuírem uma alma bem maior do que o parafuso rosqueado.

Outra comparação realizada foi em relação ao uso de parafusos convencionais e de parafusos expansíveis em corpos vertebrais de ovelhas ovariectomizadas, simulando a densidade óssea de pacientes com osteoporose. Observou-se que a utilização dos parafusos expansíveis aumentou em aproximadamente 60% a força de resistência ao arrancamento em comparação com os parafusos convencionais, assim como aumentou a resistência à fadiga e à flexão dinâmica. Isso porque a expansão radial do pedículo do parafuso aumenta a força de fixação gerando um maior contato da interface osso-parafuso, sem aumentar o diâmetro na perfuração ou no comprimento do processo de colocação do parafuso (WAN et al., 2010).

Não houve diferença estatística em relação à força de arrancamento entre parafusos convencionais e bloqueados, em estudo realizado por Uhl et al. (2008). No entanto, o pico de força para a falha do parafuso bloqueado foi maior do que o do parafuso convencional. Os autores discutiram que a falha do sistema ocorreu em todos os casos entre a interface parafuso e osso sintético. A maior energia de extração do parafuso bloqueado pode ser explicada pela diferente configuração do parafuso, isso porque o parafuso bloqueado possui um menor passo de rosca que pode gerar um aumento na força de arrancamento (UHL et al., 2008).

Spivak, Chen e Kummer (1999) compararam o uso placas com parafusos convencionais e bloqueados para fixação de fratura cervical humana, submetidos a testes cíclicos de resistência à flexão e força de arrancamento. Os autores concluíram que o uso de parafusos bloqueados monocorticais aumenta significativamente a rigidez do sistema antes e depois do ensaio cíclico. Porém a maior rigidez é obtida com o sistema de fixação com parafusos

bicorticais. Os autores também concluíram que quanto mais longo for o parafuso monocortical mais rígido se torna o sistema, quando submetido a um ensaio de arrancamento. Comparando-se os diferentes tipos de placas e parafusos não houve diferença estatística em relação à força de arrancamento de parafusos monocorticais bloqueados ou convencionais.

Segundo Leitner et al. (2008), os parafusos bloqueados proporcionam maior estabilidade e melhor manutenção da orientação do platô tibial após a colocação dos implantes no procedimento de TPLO em comparação ao uso dos parafusos convencionais. Fato explicado pelo princípio da necessidade mecânica de compressão entre placa e parafuso convencional para gerar estabilidade ao sistema ocasionando maior rotação e/ou translação do fragmento ósseo do platô tibial. Já Amato et al. (2008) não encontraram diferença estatística significativa na utilização de parafusos convencionais bicorticais e parafusos bloqueados monocorticais, na redução de fraturas acetabular em cães. Os parafusos bloqueados obtiveram 241 N/mm e 1077 N de rigidez e carga máxima de falha de implante respectivamente, enquanto os parafusos convencionais 283 N/mm e 811 N, respectivamente.

Apesar de muitos trabalhos apontarem a placa bloqueada como um sistema de implante superior, Scott et al. (2010) compararam o uso da placa bloqueada associada a osteotomia de Chevron e de parafusos canulados associados a osteotomia de Ludloff para estabilização de osteotomias em halux humano, e obtiveram como resultado uma maior rigidez com o uso do parafuso canulado. Segundo os autores este resultado pode ser explicado pelo fato da osteotomia de Chevron exigir que a placa óssea seja fixada na região medial da falange, sendo que a região submetida a maior tensão é a lateral, podendo causar uma sobrecarga no implante. Outro fato discutido pelos autores é que na osteotomia de Ludloff os parafusos canulados são utilizados de forma compressiva, conferindo maior estabilidade a fratura. Gruber et al. (2008) também relata maior estabilidade com o uso de dois parafusos canulados compressivos quando comparado a um parafuso compressivo associado a uma placa bloqueada, na redução de fraturas do primeiro metatarso humano.

Diversos trabalhos demonstraram a importância do estudo da biomecânica das placas e dos parafusos bloqueados, e sua influência na estabilidade e resistência dos implantes, proporcionando aumento da eficácia dos mesmos na consolidação óssea e conseqüente diminuição das complicações pós-cirúrgicas.

Objetivos

3 OBJETIVOS

Comparar a resistência da placa bloqueada coma função de placa de apoio em duas diferentes configurações; uma onde os orifícios centrais da placa que estariam na região do foco de fratura ficam vazios, ou seja, sem nenhum preenchimento, e outra onde os orifícios da região central da placa são preenchidos com a cabeça do parafuso bloqueado.

O segundo objetivo do trabalho foi comparar a força máxima ao arrancamento dos parafusos bloqueados dispostos em duas diferentes configurações na placa: uma onde todos os parafusos se encontram perpendicularmente ao eixo longitudinal da placa, e a outra onde os parafusos estão dispostos angulados alternadamente lateral e medialmente ao eixo da placa.

3.1 Hipótese

O preenchimento dos orifícios centrais da placa aumentaria a resistência à flexão da placa bloqueada e a força máxima de arrancamento seria maior no grupo com parafusos angulados.

3.2 Limitações

Não foi mimetizada uma situação fisiológica onde várias forças atuam concomitantemente, tentou-se isolar apenas a força de flexão no primeiro teste e apenas a força de arrancamento no segundo.

Utilizou-se corpos de prova de madeira para aumentar a padronização do ensaio, porém a densidade da madeira não é igual à densidade óssea.

3.3 Significância clínica

Avaliar qual a configuração da placa bloqueada (com ou sem o preenchimento dos orifícios da placa), se mostra mais eficaz na reparação de fraturas cominutivas, diminuindo assim o risco de falha de implante.

Avaliar se a colocação dos parafusos angulados medial e lateralmente influencia na resistência da placa bloqueada em relação à força de arrancamento, melhorando o desempenho desse implante na redução de fraturas de ossos longos em cães.

Material e Método

4 MATERIAL E MÉTODO

Os ensaios mecânicos foram divididos em ensaio de flexão de quatro pontos e de arrancamento. Para o ensaio de flexão, foram utilizadas 20 placas¹ de 8 furos distribuídos em dois grupos com dez placas cada, onde um grupo testou placas com os seus furos desobstruídos e no outro grupo, as placas tiveram os seus furos obstruídos por fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados.

Para o ensaio de arrancamento, foram utilizadas 20 segmentos de placa contendo três furos, divididos igualmente em dois grupos. O primeiro grupo foi constituído de segmentos de placas com três orifícios angulados alternadamente em relação ao eixo longitudinal da placa, e o segundo grupo foi formado por segmentos de placas com três furos perpendiculares ao eixo longitudinal da placa.

4.1 Ensaio de flexão de quatro pontos

Os dois grupos ensaiados utilizaram placas bloqueadas nas seguintes configurações:

Grupo 1 – com os orifícios preenchidos: dos oito orifícios da placa, seis foram preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados (Figura 4.1-A). Os dois orifícios das extremidades não foram preenchidos porque estavam localizados fora dos roletes de prova e não influenciaram nos resultados dos testes.

Grupo 2 – com os orifícios sem preenchimento: os oito orifícios da placa se encontravam sem nenhum preenchimento (Figura 4.1-B).

¹ Placa Ortosintese® ALCP pequenos fragmentos 8 furos

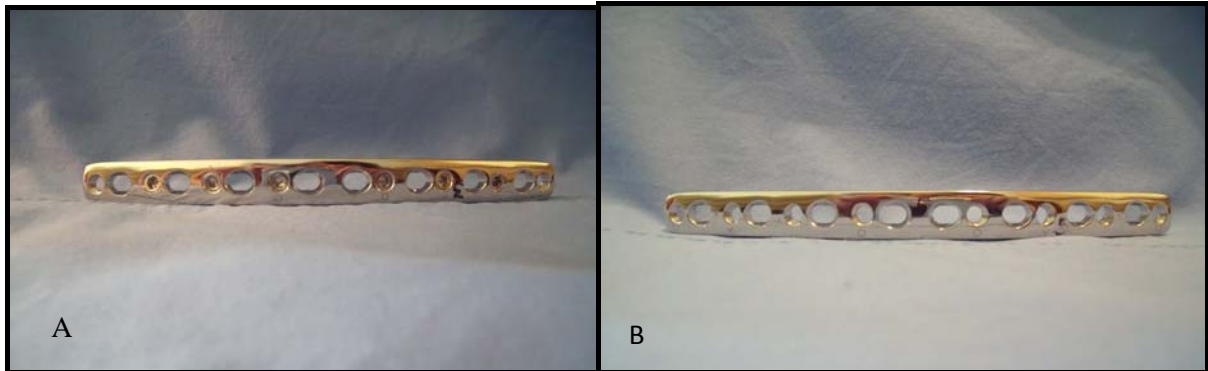


Figura 4.1 – Imagens fotográficas das duas configurações de placas utilizadas no teste de flexão de quatro pontos, com A demonstrando os orifícios preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos do grupo 1 e B demonstrando a placa sem nenhum preenchimento do grupo 2

Os ensaios foram baseados na norma ABNT NBR 15676, intitulada “Implantes para ortopedia - Placas ósseas metálicas.” que descreve os ensaios de flexão de quatro pontos. Os ensaios foram executados em uma máquina universal de ensaios mecânicos, marca KRATOS®, modelo K5002, dotada de célula de carga de 200 kgf. A velocidade de ensaio foi de 20 mm/min e a resolução no deslocamento do travessão móvel de 0,01 mm.

O dispositivo para o ensaio consistiu em dois roletes atuadores ou de carregamento acoplados ao travessão móvel da máquina de ensaio e posicionados de modo que dois furos da placa estivessem localizados entre os roletes. Outros dois roletes de apoio ou suporte foram presos à base da máquina e posicionados simetricamente a uma distancia de dois furos da placa em relação aos roletes atuadores (Figura 4.2).

A distância entre os roletes atuadores ou vão central (a) era de 33 mm assim como a distancia entre os roletes de apoio e roletes atuadores adjacentes, chamado de vão de carregamento (h) também era de 33 mm (Figura 4.2). Todos os roletes tinham o diâmetro de 12 mm.

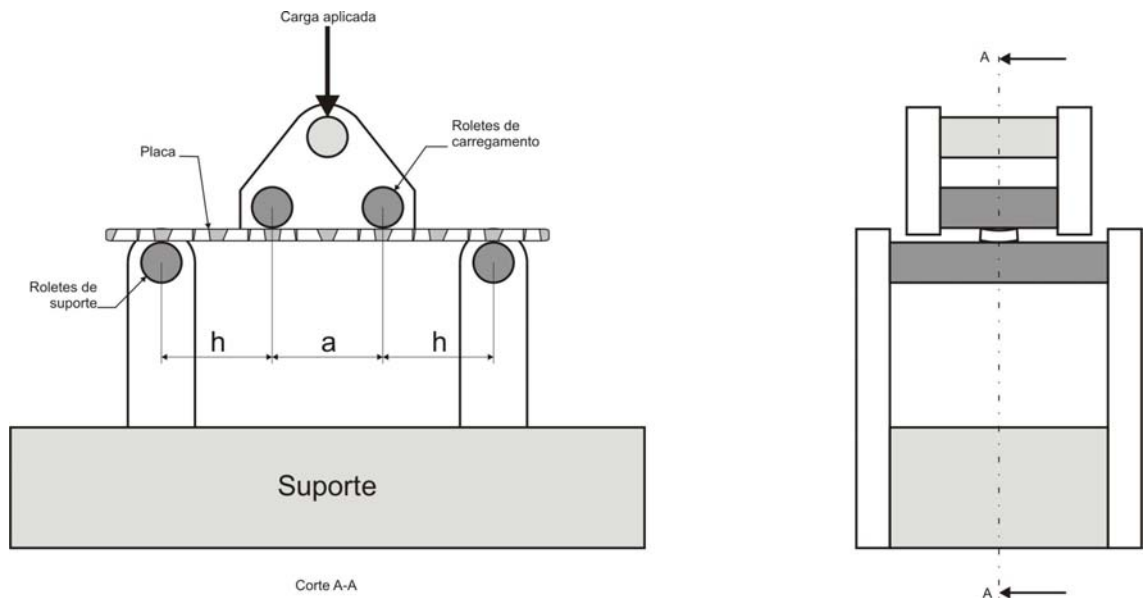


Figura 4.2 – Desenho esquemático da vista frontal e lateral do dispositivo de flexão com a placa a ser ensaiada, onde “h” - vão de carregamento e “a” - vão central

A placa a ser ensaiada foi colocada sobre os roletes de apoio de maneira que os furos da placa estivessem entre os roletes. Os roletes atuadores ficavam em contato com a superfície da placa que fica em contato com o osso. A placa foi centralizada nos roletes de apoio com o uso de uma régua, realizou-se uma marcação no rolete de apoio para garantir a reprodutibilidade no posicionamento das placas (Figura 4.3).



Figura 4.3 – Imagem fotográfica da régua (peça verde) e marcação no rolete de apoio (seta)

Após posicionar a placa no dispositivo, inicializou-se o ensaio de flexão. As forças foram aplicadas promovendo um aumento em sua magnitude, sendo registrada na forma de um diagrama força *versus* deslocamento do ponto de aplicação de carga. O ensaio foi interrompido após o pico do gráfico onde a diminuição da magnitude era possível de ser observada (Figura 4.4). Os ensaios foram registrados em um computador pessoal através de um sistema de aquisição de dados marca LYNX®, modelo ADS 2000, a uma taxa de aquisição de 30 amostras por segundo.

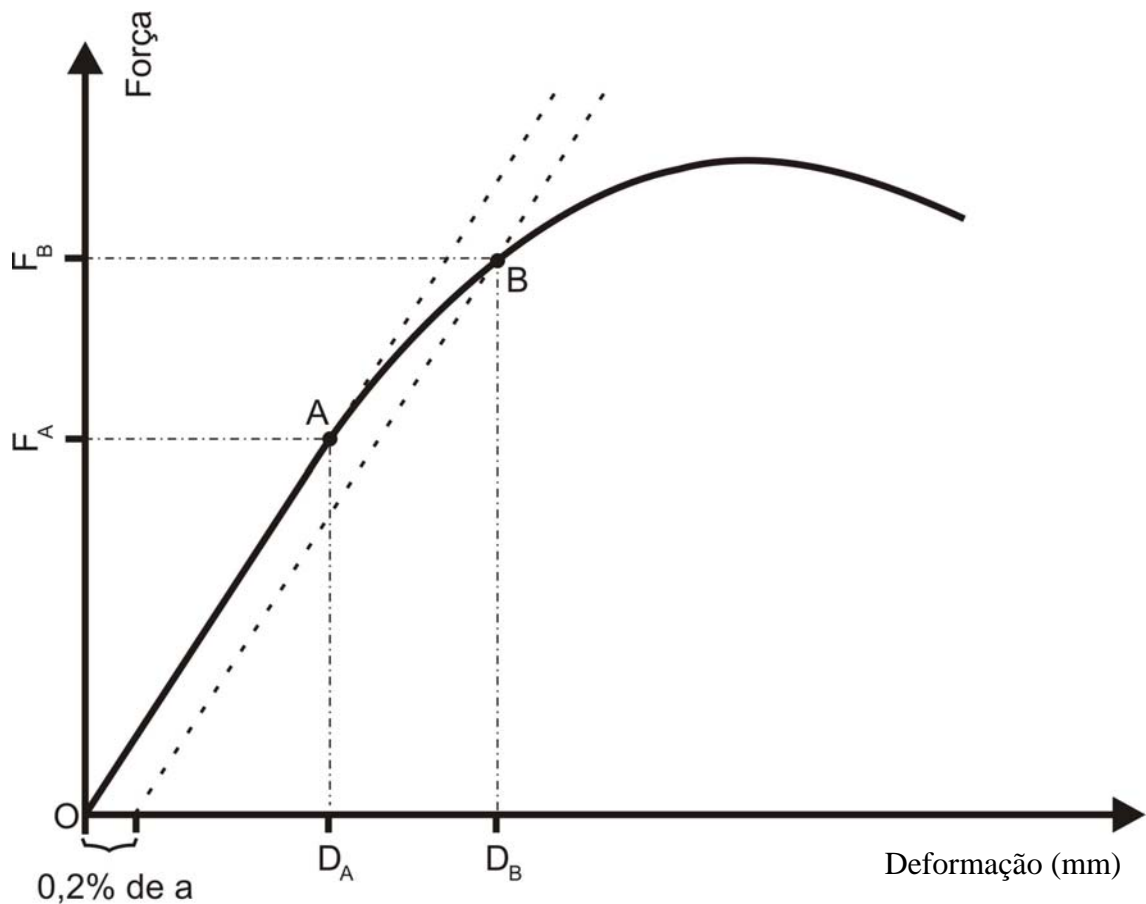


Figura 4.4 – Diagrama hipotético de força versus deformação de um ensaio de flexão. Onde: “A”- limite da região elástica, “B” - limite convencional de escoamento e “a” – distância entre os roletes atuadores

Baseado no diagrama força versus deslocamento de cada placa ensaiada, foram determinados os parâmetros rigidez à flexão, rigidez estrutural à flexão e resistência à flexão.

A rigidez à flexão, K , foi calculada como o coeficiente angular (tangente) da região linear do diagrama, correspondendo aos pontos O e A do diagrama:

$$K = \frac{F_A}{D_A} \quad [\text{N/mm}]$$

Onde: F_A – Força medida entre o ponto A e a origem O. Expressa em Newtons

D_A – Deslocamento medido entre o ponto A e a origem O. Expresso em milímetros.

A rigidez estrutural à flexão, K_e , foi determinada a partir da seguinte expressão:

$$K_e = \frac{(2h+3a)}{12} K.h^2 \quad [\text{N.mm}^2]$$

Onde: K – Rigidez à flexão em N/mm

a - distância entre os roletes atuadores ou vão central, em milímetros.

h - distância entre os roletes de apoio e roletes atuadores adjacentes ou vão de carregamento, em milímetros.

Precedendo o cálculo da resistência à flexão, foi determinado o limite de escoamento convencional que correspondeu ao ponto B do diagrama (Figura 4.4). Esse ponto foi determinado pela intersecção da projeção da reta OA, deslocada na abscissa o equivalente a 0,2% do vão central (a), com a curva força versus deslocamento.

A resistência à flexão, R_f , foi calculada pela seguinte expressão:

$$R_f = \frac{FB.h}{2} \quad [\text{N.mm}]$$

Onde: FB – Força medida no limite convencional de escoamento, em Newtons

h - distância entre os roletes de apoio e roletes atuadores adjacentes ou vão de carregamento, em milímetros.

4.2 Ensaio de arrancamento (pull-out)

O Grupo 1 foi constituído por segmentos de placas Ortosintese®, com os orifícios angulados alternadamente em relação ao eixo longitudinal da placa. O Grupo 2 por segmentos de placas Synthes®, com todos os orifícios perpendiculares ao eixo longitudinal da placa.

O ensaio de arrancamento consistiu no tracionamento de um segmento de placa fixado a um tubo de madeira ipê através de três parafusos. O tubo de madeira foi padronizado com o comprimento de 100 mm, o diâmetro externo de 15 mm e o diâmetro interno de 10 mm. Utilizou-se um atuador metálico com comprimento igual ao segmento da placa e secção em forma de “U”, contendo em sua base, três furos coincidentes com os furos da placa (Figura 4.5).

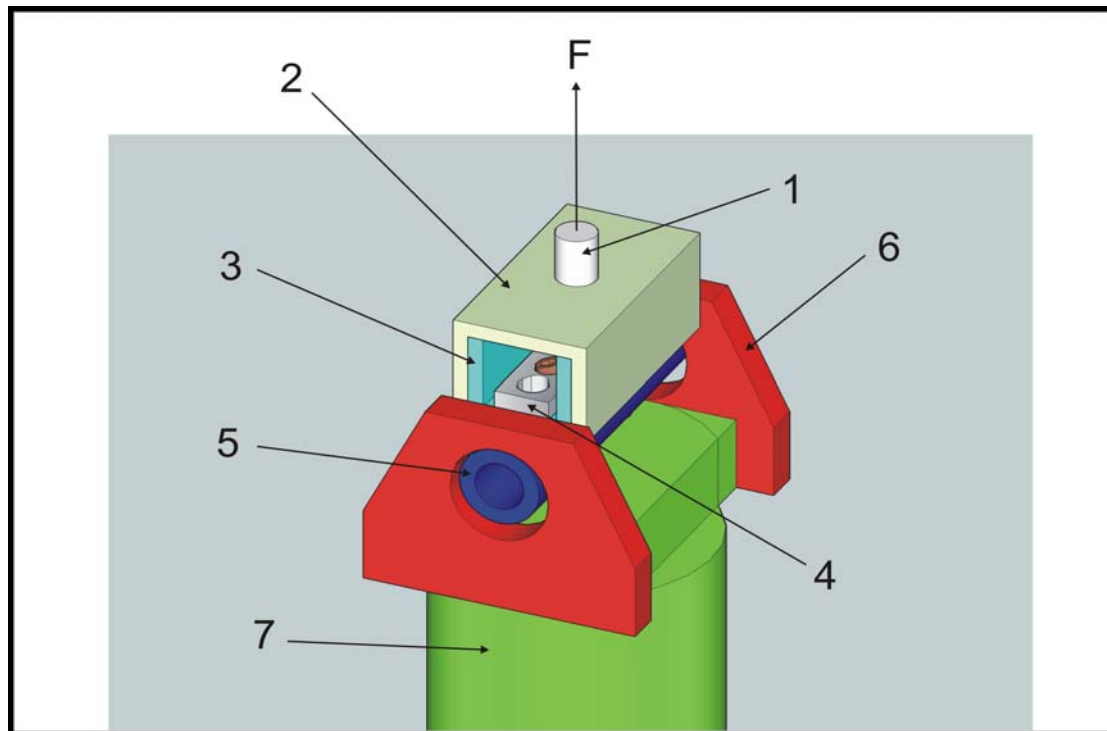


Figura 4.5 – Desenho esquemático do dispositivo para ensaio de arrancamento: 1-haste de conexão a célula de carga da máquina de ensaios; 2-calha superior do atuador; 3-calha inferior do atuador; 4-fragmento de placa com três furos; 5-tubo de madeira para fixação da placa; 6-apoio do tubo de madeira; 7-base da máquina de ensaios; F-ponto de aplicação da força pela máquina de ensaios

Foi utilizada a mesma máquina de ensaios descrita anteriormente, porém a célula de carga empregada nos ensaios de arrancamento foi a de 5000 kgf ajustada para a escala de 500 kgf.

O atuador era constituído por duas calhas uma inferior e uma superior. A calha inferior foi posicionada entre o segmento de placa e o tubo de madeira, e fixados pelos parafusos posicionados angularmente de acordo com o grupo estudado (Figura 4.6). A calha superior foi fixada à inferior por duas travas inseridas nos orifícios laterais das duas calhas. O tubo de madeira teve as suas extremidades presas firmemente à base da máquina de ensaios

mecânicos e a calha superior do atuador foi fixada à célula de carga presa ao travessão móvel da máquina.

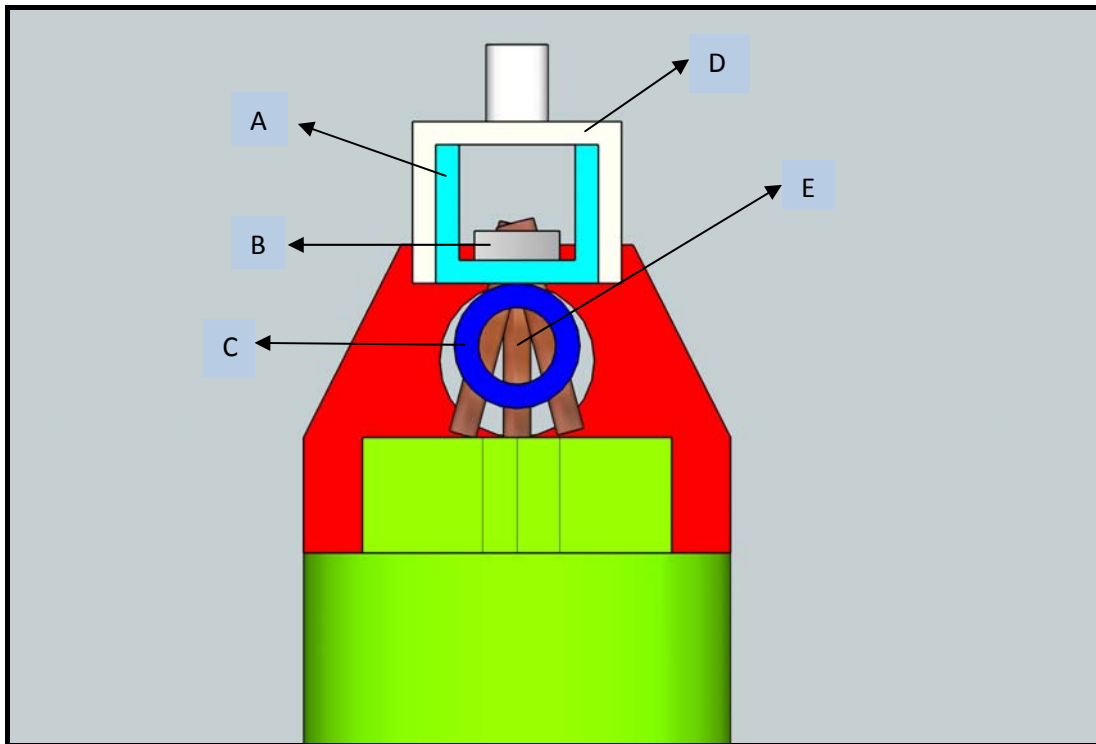


Figura 4.6 – Desenho esquemático da visão em perfil do dispositivo para ensaio de arrancamento: A- calha inferior do atuador; B- fragmento de placa; C- tubo de madeira; D- calha superior do atuador, E- parafusos bloqueados

Primeiramente fez-se uma marcação central no tubo de madeira para centralização da colocação do fragmento de placa. Realizou-se a furação e fixação do parafuso central (Figura 4.7A). Em seguida procedeu-se a furação e colocação dos dois parafusos laterais (Figura 4.7B). Todos os furos no tubo de madeira foram pré-furados com broca de 2,8 mm através de um guia de broca específico para parafusos bloqueados, e posterior fixação dos parafusos, todos com 24mm de comprimento, com um torque de 1,5 N.m, mensurados através de um torquímetro junto à chave de parafusos (Figura 4.7C).

A calha inferior do atuador foi fixada concomitantemente a placa e os parafusos. Após esse primeiro passo realizou-se um reforço das extremidades do tubo de madeira que ficavam presas na base da máquina de ensaios evitando assim o colapso do tubo durante o ensaio biomecânico. Para tal finalidade utilizou-se resina acrílica autopolimerizante. Antes de preencher o canal central do tubo com a resina inseriu-se um limitador de massa de modelar para garantir que a resina não entrasse em contato com os parafusos ou mesmo com a região

central do tubo, o que influenciaria no resultado dos testes (Figura 4.7D). O acrílico foi introduzido no canal ainda na fase pastosa, em cada teste reservou-se uma pequena porção da resina para que as fases de polimerização pudessem ser acompanhadas e o teste iniciado ao final do ciclo completo de autopolimerização.

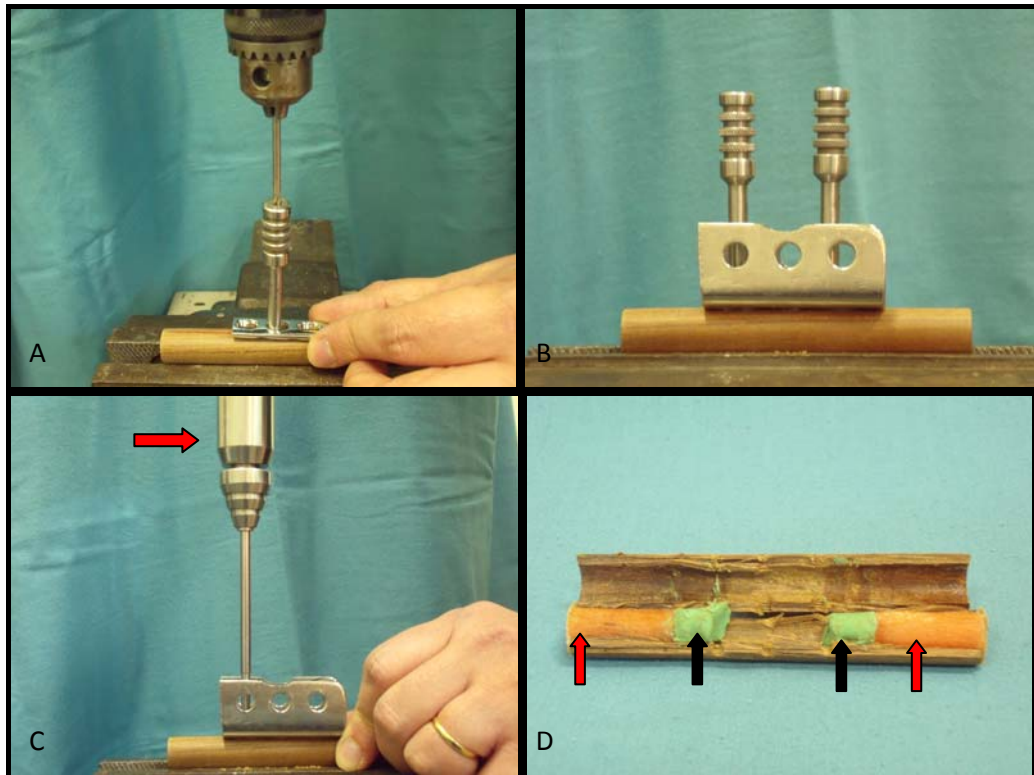


Figura 4.7 – Imagem fotográfica de: A – furação do orifício central do fragmento de placa centralizado no tubo de madeira, utilizando guia de broca próprio para placas bloqueadas; B – furação dos dois orifícios das extremidades já com a calha inferior do atuador; C – colocação dos parafusos com chave acoplada a um torquímetro (seta); D – visualização interna do limitador de massa de modelar (seta preta) e da resina acrílica (seta vermelha)

Após essa fase, a calha inferior do atuador foi fixada à calha superior por meio de dois pinos cilíndricos, lembrando que a calha superior já se encontrava fixa à célula de carga da máquina de ensaios. Nesse momento o tubo de madeira também foi inserido dentro dos furos dos apoios que estavam fixados à base da máquina (Figura 4.8).



Figura 4.8 – Imagem fotográfica da vista frontal (A) e lateral (B) do sistema pronto para iniciar o ensaio de arrancamento, já com a placa fixada ao tudo de madeira, e o atuador conectado à máquina de ensaios biomecânicos

A máquina de ensaios mecânicos (Figura 4.9) aplicou uma força de tração até a ruptura ou falha total do sistema de fixação, a uma velocidade de 20 mm/min (Figura 4.10). A partir do diagrama força *versus* deformação foram computados, em cada ensaio executado, os valores de força e deslocamento no pico do diagrama. Os parâmetros analisados foram rigidez (N/mm – calculado pelo computador utilizando a mesma fórmula demonstrada no ensaio de flexão), força máxima (F_{max}), dada pelo pico máximo de força do diagrama no momento em que ocorreu a falha do sistema, e deformação (D_f), dada pela diferença entre D_{max} – D_{zero} , onde D_{max} é a deformação máxima sofrida pelo sistema e D_{zero} é a deformação medida pela máquina de ensaios antes do tubo de madeira encostar nos apoios.

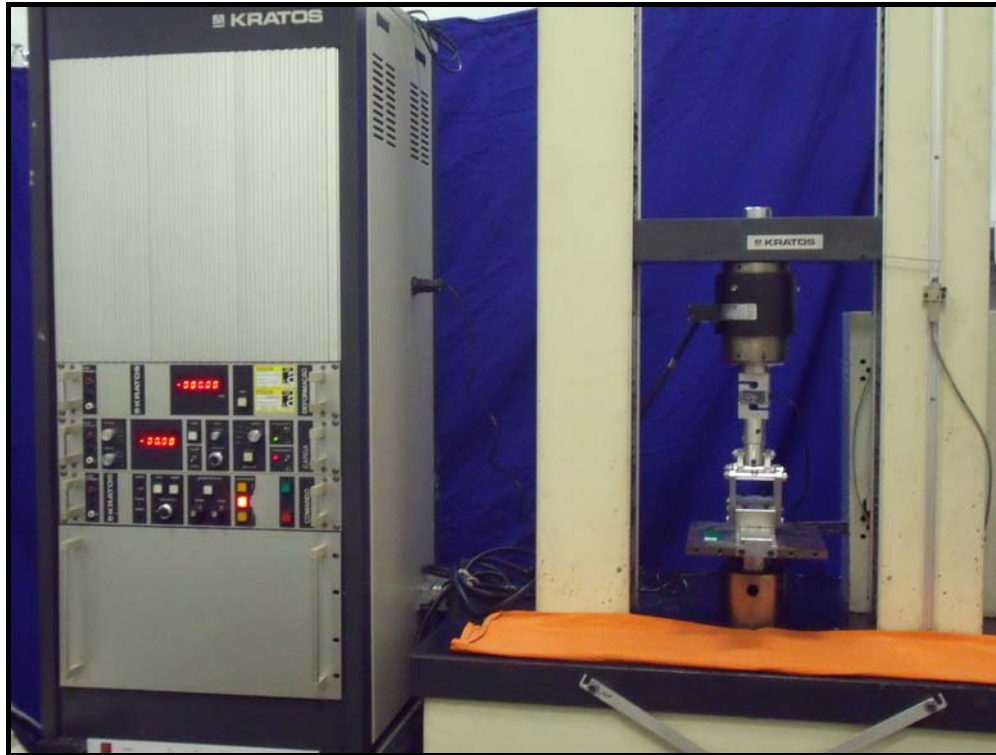


Figura 4.9 – Imagem fotográfica da máquina de ensaio universal

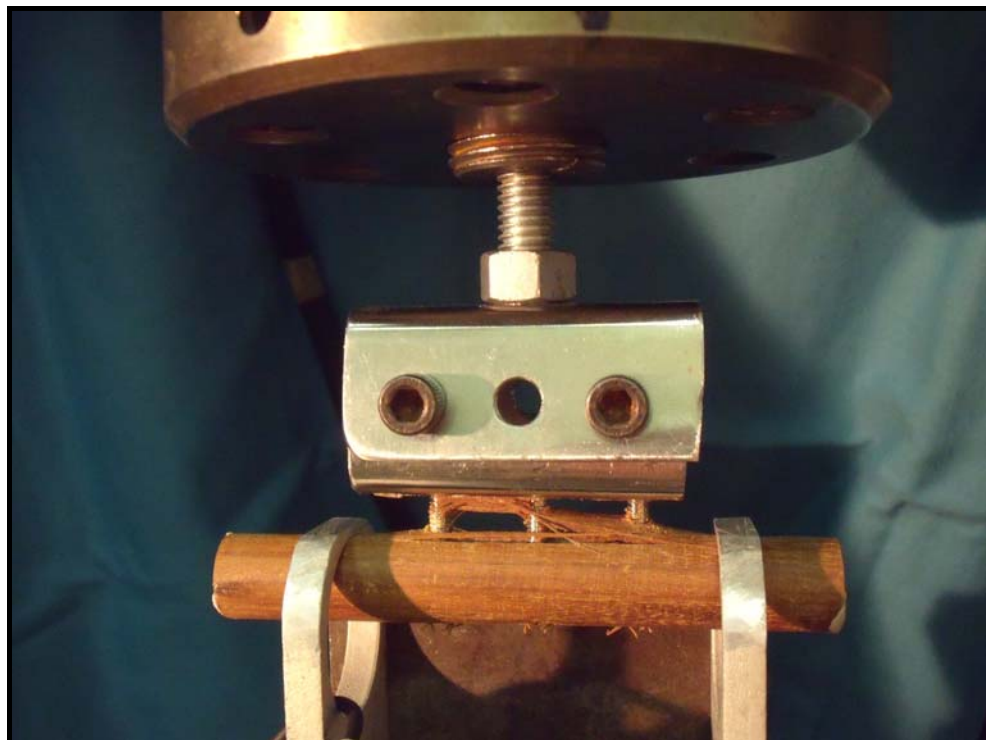


Figura 4.10 – Imagem fotográfica do momento da falha do sistema de fixação e interrupção do ensaio

4.3 Análise estatística

Todos os dados obtidos foram tabulados e comparados estatisticamente.

O teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov foi utilizado com a finalidade de determinar se os dados coletados pertenciam a uma distribuição normal. Baseado neste resultado utilizou-se o teste t student para avaliar se a diferença entre os desvios padrão da curva de Gauss eram significativos.

O teste estatístico de t student foi utilizado comparando os grupos que seguiam a premissa de constituírem dados não pareados, com distribuição normal e desvio padrão equivalentes nos dois lados da curva de Gauss.

Resultados

5 RESULTADOS

5.1 Teste de flexão

O primeiro teste realizado foi o teste de flexão, os dados obtidos para o grupo das placas com orifícios centrais preenchidos (grupo 1) estão demonstrados na tabela 5.1, e os dados do grupo sem preenchimento dos orifícios centrais (grupo 2) estão na tabela 5.2.

Tabela 5.1 – Resultados obtidos eletronicamente nos testes de flexão do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos)

Grupo 1 (n° do teste)	Rigidez à flexão [N/mm]	Rigidez estrutural à flexão [kN.mm ²]	Resistência à flexão [kN.mm]
1	186,46	2792,02	7,67
2	195,37	2925,48	7,41
3	196,09	2936,20	7,84
4	181,10	2711,70	7,51
5	185,88	2783,39	8,07
6	192,85	2887,49	8,24
7	194,78	2916,66	7,84
8	193,22	2893,16	7,71
9	188,03	2815,45	7,51
10	189,97	2844,52	7,97

Tabela 5.2 – Resultados obtidos eletronicamente nos testes de flexão do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos)

Grupo 2 (n° do teste)	Rigidez à flexão [N/mm]	Rigidez estrutural à flexão [kN.mm ²]	Resistência à flexão [kN.mm]
1	191,03	2860,51	7,60
2	191,46	2866,88	8,03
3	187,40	2806,12	7,57
4	189,53	2837,91	8,07
5	190,67	2855,08	8,08
6	183,08	2741,47	7,66
7	179,47	2687,33	7,99
8	188,53	2822,95	8,01
9	192,78	2886,65	8,09
10	192,18	2877,60	7,92

Observou-se que a média dos valores de rigidez à flexão, rigidez estrutural à flexão e resistência à flexão do grupo 1 foi maior do que a média do grupo 2 numericamente (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 – Demonstração das médias dos valores dos ensaios de flexão

Grupo	Rigidez à flexão [N/mm]	Rigidez estrutural à flexão [kN.mm ²]	Resistência à flexão [kN.mm]
1	190,37	2850,61	7,78
2	188,61	2824,25	7

Os valores do parâmetro rigidez à flexão foram submetidos primeiramente ao teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para se avaliar se os dados apresentavam uma distribuição normal obtendo-se um resultado positivo para ambos os grupos, como demonstrado da tabela 5.4. Baseado nesse resultado realizou-se o teste de t student, onde o valor de P foi 0,4048, com um intervalo de confiança de 95%, e desvio padrão de 0,05, considerado não significativo estatisticamente (Gráfico 5.1).

Tabela 5.4 – Demonstração dos resultados do teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de rigidez à flexão

Grupo	Valor de P	Pertencente a curva de Gauss?
1 ou coluna A	0.1914 > 0,10	sim
2 ou coluna B	0.1919 > 0,10	sim

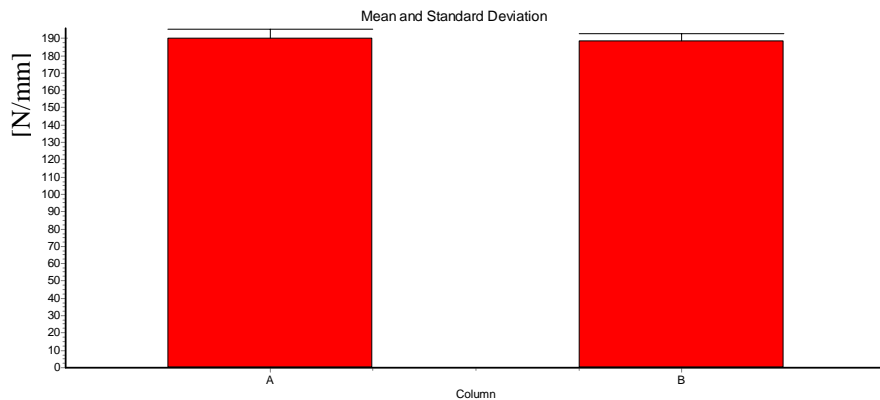


Gráfico 5.1 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro de rigidez a flexão, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2

Os dados do parâmetro rigidez estrutural à flexão também foram submetidos ao teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov como demonstrado na tabela 5.5, onde se demonstrou que todos os dados pertenciam a uma curva normal. Todos os valores puderam então ser submetidos ao teste t student, encontrou-se um valor de P igual a 0,4048, com um intervalo de confiança de 95%, e desvio padrão de 0,05, considerado não significativo estatisticamente (Gráfico 5.2).

Tabela 5.5 - Demonstração dos resultados obtidos no teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de rigidez estrutural à flexão

Grupo	Valor de P	Pertencente a curva de Gauss?
1 ou coluna A	0.1914 > 0,10	sim
2 ou coluna B	0.1919 > 0,10	sim

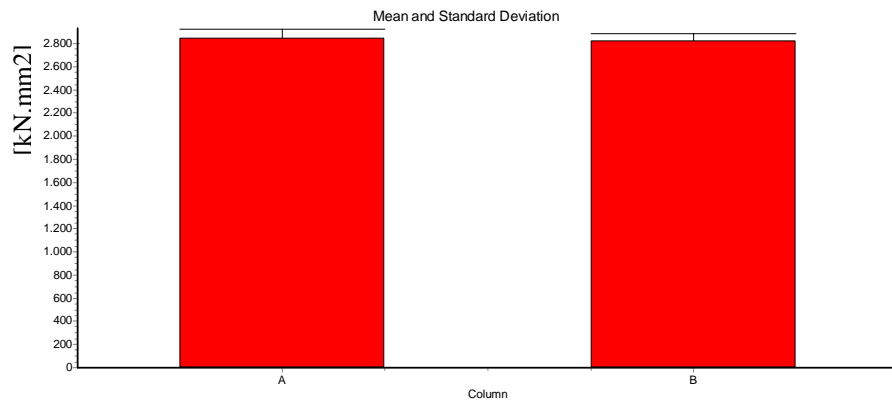


Gráfico 5.2 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro de rigidez estrutural à flexão, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2

O último grupo de dados correspondente ao parâmetro de resistência à flexão também resultou num grupo de dados pertencentes a uma curva normal ao teste de Kolmogorov e Smirnov, como demonstrado na tabela 5.6. Assim como os dois anteriores a comparação dos valores dos dois grupos relativos à resistência a flexão também não foram significativos estatisticamente. O valor de P obtido foi de 0,2550, com intervalo de confiança de 95% e desvio padrão de 0,05 (Gráfico 5.3).

Tabela 5.6 – Demonstração dos resultados obtidos no teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de resistência à flexão

Grupo	Valor de P	Pertencente a curva de Gauss?
1 ou coluna A	0.1444 > 0,10	sim
2 ou coluna B	0.2588 > 0,10	sim

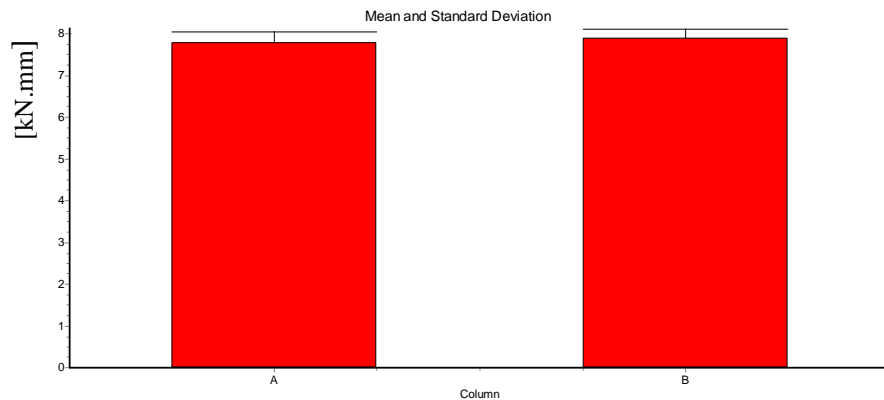


Gráfico 5.3 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro de resistência à flexão, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2

De acordo com os resultados obtidos estatisticamente não houve alteração da resistência e rigidez do sistema de placas com ou sem preenchimento dos orifícios centrais da placa.

Todos os gráficos de força (N) por deformação (mm) obtidos nos testes de flexão estão demonstrados nos apêndices de A a T.

5.2 Teste de arrancamento

O segundo teste realizado foi o teste de arrancamento, realizou-se primeiramente os ensaios biomecânicos com os fragmentos de placas com os orifícios angulados alternadamente ao eixo longitudinal da placa (grupo 1), e em seguida os ensaios com os fragmentos de placas com os orifícios alinhados perpendicularmente ao eixo longitudinal da placa (grupo 2). Analisou-se os parâmetros de rigidez, força máxima (F_{max}) e deformação final (D_f). Os dados do grupo 1 estão tabulados na tabela 5.7, e os dados do grupo 2 estão na tabela 5.8.

Tabela 5.7 – Dados obtidos no ensaio de arrancamento do grupo 1

Nome	Rigidez [N/mm]	Fmax[N]	Dmax [mm]	Dzero[mm]	Df =Dmax[mm] - Dzero[mm]
orto1	1153,51	1471,58	1,93	0,12	1,81
orto2	1093,46	1183,62	1,55	0,14	1,41
orto3	1096,71	1704,35	2,77	0,00	2,77
orto4	1084,83	1409,19	2,00	0,08	1,92
orto5	1086,50	1625,16	2,24	0,13	2,11
orto6	1094,13	1860,33	2,22	0,06	2,16
orto7	971,60	1625,16	2,18	0,10	2,08
orto8	1036,83	1692,35	2,46	0,12	2,34
orto9	984,05	1541,17	2,55	0,11	2,44
orto10	1050,26	1615,56	2,53	0,07	2,46

Tabela 5.8 – Dados obtidos no ensaio de arrancamento do grupo 2

Nome	Rigidez [N/mm]	Fmax[N]	Dmax	Dzero[mm]	Df = Dmax[mm] - Dzero[mm]
sintes1	976,00	1243,61	2,35	0,17	2,18
sintes2	966,16	1075,63	1,87	0,04	1,83
sintes3	932,59	1236,41	1,60	0,04	1,56
sintes4	881,80	1190,82	2,59	2,74	0,15
sintes5	957,35	1217,21	2,13	0,17	1,96
sintes6	781,96	953,25	2,20	0,03	2,17
sintes7	952,75	1241,21	2,17	0,03	2,14
sintes8	915,21	1193,22	1,76	0,14	1,62
sintes9	782,12	1464,38	2,21	0,12	2,09
sintes10	1050,62	1409,19	2,78	0,08	2,70
sintes11	949,75	1066,03	2,27	0,17	2,10

As médias dos valores obtidos pelo grupo 1 foram maiores do que as médias do grupo 2, como demonstrados na tabela 5.9.

Tabela 5.9 – Demonstração dos valores das médias dos ensaios de arrancamento

Grupo	Rigidez [N/mm]	Fmax[N]	Dmax[mm]
1	1065,19	1572,85	2,15
2	926,45	1212,01	2,04

Os valores de rigidez foram submetidos ao teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov, que demonstrou que todos os valores encontrados pertenciam a uma curva normal, como demonstrado na tabela 5.10. Realizou-se então o teste t student, o valor de P foi 0,0004, com um intervalo de confiança de 95%, e desvio padrão de 0,05. O resultado deste teste foi considerado extremamente significativo estatisticamente, ou seja, a rigidez do sistema de placas com orifícios angulados foi superior a rigidez do sistema de placas com orifícios perpendiculares ao eixo longitudinal da placa (Gráfico 5.4).

Tabela 5.10 – Demonstração dos resultados obtidos no teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de rigidez

Grupo	Valor de P	Pertencente a curva de Gauss?
1 ou coluna A	0.2385 >0.10	sim
2 ou coluna B	0.2468 >0.10	sim

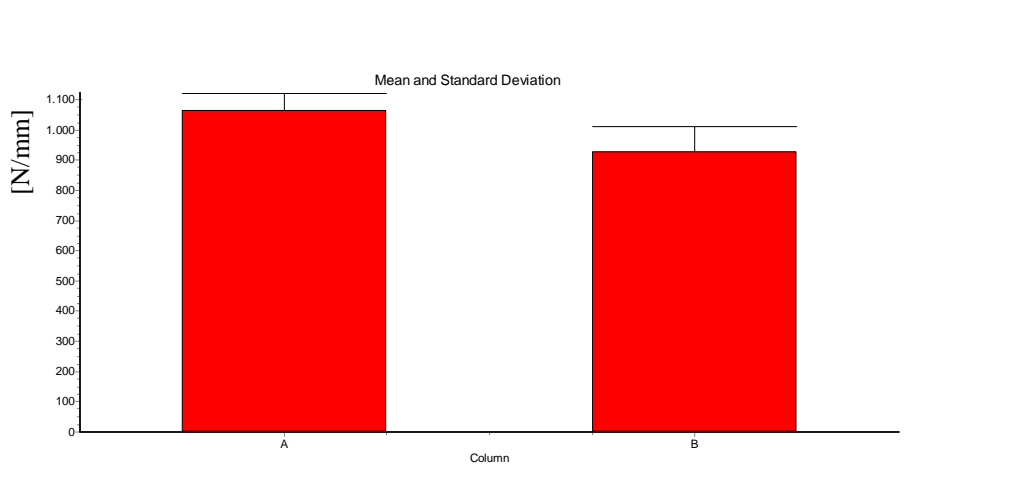


Gráfico 5.4 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro de rigidez, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2

Os dados correspondentes à força máxima de arrancamento (F_{max}), foram submetidos ao teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov, que demonstrou que todos pertenciam a uma curva normal (Tabela 5.11), podendo-se assim realizar o teste t student, onde se obteve como resultado um valor de P igual a 0,0002, intervalo de confiança de 95% e desvio padrão de

0,05, sendo estes estatisticamente significativos, ou seja, a força máxima de arrancamento do grupo 1 foi muito superior a força do grupo 2, comprovando que a configuração de placa angulada teve desempenho superior a configuração de placa com orifícios perpendiculares (Gráfico 5.5).

Tabela 5.11 – Demonstração dos resultados obtidos no teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de força máxima

Grupo	Valor de P	Pertencente a curva de Gauss?
1 ou coluna A	0.1909 >0.10	sim
2 ou coluna B	0.2134 >0.10	sim

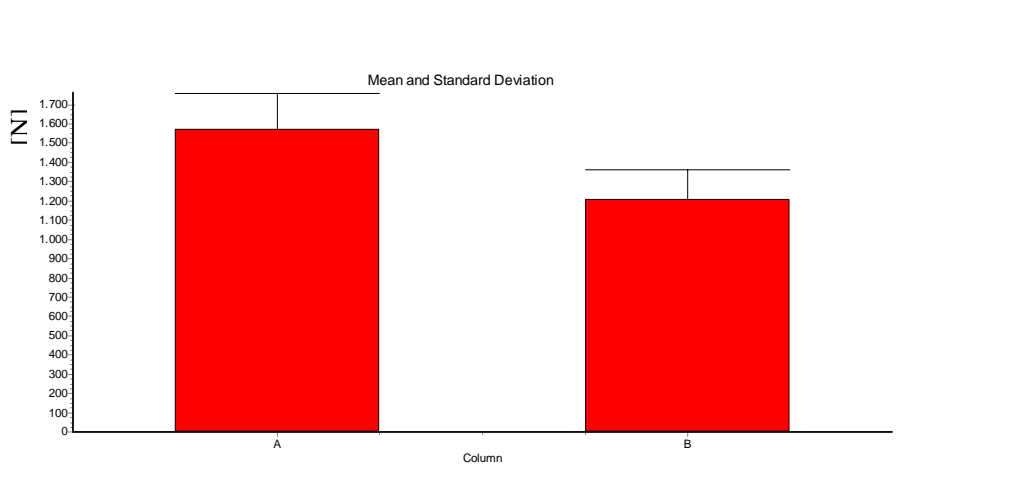


Gráfico 5.5 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro força máxima de arrancamento, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2

Por fim, foi realizado a análise estatística de deformação final (Df) entre os dois grupos, os valores foram submetidos ao teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para que este comprovasse que os dados pertenciam a uma curva normal (Tabela 5.12). Realizou-se então o teste t student e obteve-se um valor de P igual a 0,4782, com intervalo de confiança de 95% e desvio padrão de 0,05, esses valores foram considerados não significativos (Gráfico 5.6).

Tabela 5.12 – Demonstração dos resultados obtidos no teste estatístico de Kolmogorov e Smirnov para os valores de deformação final

Grupo	Valor de P	Pertencente a curva de Gauss?
1 ou coluna A	0.1276 >0.10	sim
2 ou coluna B	0.2273 >0.10	sim

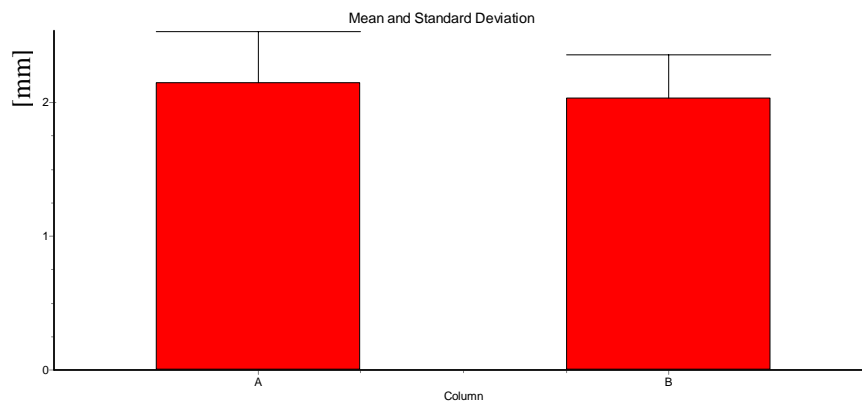


Gráfico 5.6 – Demonstração dos resultados do teste t student para o parâmetro deformação final, onde coluna A corresponde ao grupo 1 e a coluna B corresponde ao grupo 2

Observou-se durante os ensaios de arrancamento dos fragmentos de placas com parafusos perpendiculares ao eixo longitudinal da placa que 7 dos 10 ensaios sofreram fissura longitudinal da cortical trans dos tubos de madeira. E em todos os ensaios ocorreu avulsão de pequeno fragmento da cortical cis. Enquanto que no grupo com parafusos angulados apenas 1 dos 10 tubos de madeira sofreram essa fissura longitudinal na cortical trans, e em 1 ensaio ocorreu avulsão da madeira da cortical cis na região de fixação dos parafusos.

Todos os gráficos de força (N) por deformação (mm) obtidos nos ensaios de arrancamento estão demonstrados nos apêndices U a Nn.

Discussão

6 DISCUSSÃO

O primeiro teste biomecânico realizado neste trabalho foi o teste de flexão em 4 pontos. Esse teste foi elaborado pensando numa situação de fratura cominutiva onde os furos centrais da placa de apoio ficam vazios.

Toda a padronização do teste foi feita com base nas normas da ABNT NBR 15676, intitulada “Implantes para ortopedia - Placas ósseas metálicas.” Não se encontrou dificuldade na padronização porque se objetivou analisar simplesmente a resistência da placa óssea em duas diferentes configurações, sem relacionar essa rigidez a um material de fixação ou a uma força fisiológica, obtendo-se valores correlacionados especificamente ao implante.

Optou-se por realizar o teste de flexão estática, ou flexão em ciclo único, que utilizou um dispositivo de carregamento em 4 pontos, produzindo um momento constante sobre a faixa central do corpo de prova nos fornecendo os parâmetros de rigidez a flexão (N/m), rigidez estrutural à flexão (N.m²) e resistência à flexão (N.m). Estes parâmetros foram calculados eletronicamente durante o ensaio e nos permitiram comparar as diferentes configurações de placas ósseas. De acordo com a norma também se estabeleceu um coeficiente de deslocamento de 0,2%.

O tamanho de placa escolhido foi o de 8 furos porque foi o que melhor se adequou ao dispositivo de teste, ficando com dois orifícios entre os roletes atuadores e mais dois orifícios entre o rolete de apoio e o rolete atuador de cada lado do dispositivo. A escolha do tamanho da placa também se baseou em estudo realizado por Roberts et al. (2007), que utilizou placas de 8 furos e 3,5mm para testar diferentes configurações de parafusos na placa bloqueada. Assim como nesse estudo também foi realizado teste de flexão de 4 pontos.

Roberts et al. (2007) realizaram teste de flexão em 2 direções a antero posterior e a lateral, enquanto que no nosso trabalho realizamos apenas o teste antero posterior, os autores também não encontraram diferenças estatísticas em relação a rigidez das configurações, chegaram a uma média de rigidez de aproximadamente 136 N/mm, resultados semelhantes foram encontrados no presente estudo, onde obteve-se uma rigidez à flexão de 190 N/mm para as placas preenchidas por fragmentos de cabeças de parafusos e 188N/mm para as placas sem nenhum preenchimento dos orifícios. Em contrapartida Mehling et al. (2010), realizou testes

de flexão em placas volar humanas e chegaram a um valor médio de rigidez a flexão entre 57 e 49N/mm.

Valor parecido de rigidez a flexão foi descrito por Ochman et al. (2010), que obteve media de 83N/mm, testes de flexão de três pontos de placas com 1mm de espessura e 4 orifícios. Essas diferenças nos valores encontrados pelos diferentes autores podem ser explicadas pela variação da matéria prima de cada placa, assim como as diferentes configurações de cada ensaio.

Enquanto Mehling et al. (2010) obteve resultados de rigidez a flexão inferiores ao desse estudo, Chiodo et al. (2006) chegou a valores médios de resistência a flexão de 637N/mm, muito superiores ao encontrado, porém os autores testaram placas bloqueadas de 2mm e 5 furos, o menor comprimento da placa pode explicar o aumento da rigidez do sistema em relação as placas de 3,5mm e 8 furos.

Concomitante ao valor de rigidez à flexão que descreve a máxima inclinação da porção elástica linear da curva carga *versus* deslocamento, também coletamos os valores de rigidez estrutural à flexão, que desconsidera os efeitos das configurações do ensaio e está relacionada apenas com a geometria da placa óssea e do material usado na sua fabricação. Por último os ensaios nos forneceram também o valor de resistência à flexão que identifica o momento de flexão que deve ser aplicado a placa óssea, produzindo uma deformação permanente específica de 0,2% estabelecida pela norma ABNT NBR 15676. Em todos os trabalhos consultados na literatura, em nenhum deles foi encontrado relato desses outros dois parâmetros para que pudéssemos ter alguma base de comparação. Talvez porque o dado mais importante a ser considerado nos ensaios de flexão seja o valor de rigidez a flexão, que avalia o quão estável é um implante submetido à força de flexão onde se considera todos as influências da configuração do ensaio, nos fornecendo valores reais de rigidez.

O segundo ensaio biomecânico realizado foi o de arrancamento. Esse teste teve como objetivo comparar dois modelos de placas bloqueadas, um com os orifícios angulados alternadamente e outro com todos os orifícios perpendiculares. A importância deste ensaio se deve ao fato de uma das grandes desvantagens da placa bloqueada ser a falta de flexibilidade quanto à angulação dos parafusos em relação ao osso, apesar disso essa angulação fixa promove estabilidade axial e angular a placa, tolerando uma angulação máxima no parafuso de 5°, para que não ocorra prejuízos à estabilidade do sistema placa – parafuso (KAAB et al., 2004).

Para se evitar que a angulação máxima de inserção fosse alcançada utilizou-se guias especiais de furação, próprios para placa bloqueada.

Gautier e Sommer (2003) também concluíram em seu trabalho que um parafuso bloqueado bicortical que excede em comprimento o diâmetro do osso pode ter efeito destrutivo, por isso decidiu-se por padronizar o comprimento dos parafusos em 24mm, que foi a medida necessária para ultrapassar a cortical trans da madeira. Talvez um parafuso de 22mm fosse suficiente para o nosso sistema, já que tivemos de aproximadamente 3mm do parafuso ultrapassando a cortical trans.

O dispositivo atuador utilizado no ensaio foi constituído por duas calhas (uma superior e uma inferior), ambas com 2mm de espessura, esse atuador como demonstrado anteriormente foi colocado entre a interface placa – madeira. Seguimos as orientações de Ahmad et al. (2007) que através de estudo biomecânico concluíram que a distância ideal dessa interface placa – osso seria de 2mm. Em seu trabalho comparam diferentes espessuras dessa interface e viram que até 2mm as propriedades biomecânicas são semelhantes a de uma configuração onde a placa esta em contato direto com o osso. A estabilidade do conjunto foi comprometida em distâncias a partir de 5mm. Por isso tomamos muito cuidado em respeitar esse limite de estabilidade e não comprometer nossos resultados, levando em consideração de que essa é a distancia ideal também para a preservação da vascularização periosteal óssea.

Outro ponto importante a se discutir foi o fato de colocarmos o atuador em toda a extensão do fragmento de placa, para que a força exercida pela célula de carga fosse dissipada homogeneamente por toda a placa e não em local pontual. Mais uma vez lembramos que nosso objetivo nesse teste foi avaliar apenas a força máxima de arrancamento e a rigidez do sistema sem correlacionar os resultados com uma força fisiológica.

Durante a inserção dos parafusos utilizou-se o torquímetro associado à chave de parafuso, pois segundo Gautier e Sommer, em 2003, o braço de trabalho de um parafuso é diretamente proporcional ao torque do parafuso. Todos os parafusos de ambos os grupos de teste foram inseridos com o torque de 1,5N.m, que é o valor recomendado pelo fabricante, conseguindo-se assim padronizar o torque de inserção e eliminar essa variação dos resultados obtidos. Hsu et al. (2005) também encontraram proporcionalidade em relação ao torque de inserção e a força de arrancamento do parafuso.

Muito se discute em relação ao número máximo de parafusos por fragmento principal da fratura, Gautier e Sommer (2003) chegaram a conclusão de que a maior estabilidade e resistência do sistema de placa bloqueada se dá com o uso de 3 parafusos ou 6 corticais, existe a possibilidade de se usar 2 parafusos bicorticais ou quatro corticais porém sem um implemento na resistência à fadiga da placa óssea. Levando em consideração os resultados obtidos pelos autores supracitados decidiu-se por testar a configuração que mais estabilidade confere ao foco de fratura, no caso três parafusos por fragmento. Esses resultados foram completados pelo estudo realizado por Stoffel et al. (2003) que concluíram que a resistência às forças axiais e de rotação não se alterava com o bloqueio de três, quatro, cinco ou seis parafusos por fragmento.

Na pré furação de todos os orifícios pilotos dos parafusos, utilizou-se broca de 2,8mm de diâmetro, logo temos um valor de que nosso orifício piloto correspondia a 80% do diâmetro externo do parafuso utilizado, esse valor se encontra dentro da faixa de estabilidade determinada por Heidemann et al. (1998), que concluíram que o diâmetro máximo do orifício de inserção é de aproximadamente 85% do diâmetro externo do parafuso. Quando se ultrapassa esse valor ocorre diminuição da estabilidade do parafuso e maior possibilidade de falha do implante.

Chatzistergos, Sapkas e Kourkoulis (2010) também demonstraram a existência de alta correlação entre diâmetro do orifício inicial e diâmetro do orifício macheadado ou diâmetro externo do parafuso com a força de arrancamento, onde a proporção ideal entre orifício inicial e diâmetro da rosca do parafuso encontrado foi de 0,47. No nosso trabalho essa proporção foi de 0,8, ou seja, longe do ideal recomendado pelo autor supra citado, já que utilizamos uma broca de 2,8mm, que corresponde ao diâmetro do orifício inicial e um parafuso com diâmetro de rosca de 3,5mm. Para que tivéssemos a proporção ideal orifício/parafuso de 0,47, precisávamos ter utilizado uma broca de aproximadamente 1,6mm de diâmetro.

A velocidade utilizada durante o ensaio foi de 20mm/min, considerada aceitável de acordo com o trabalho realizado por Inceoglu et al. (2004), que testaram três diferentes velocidades de ensaio de 1, 5 e 25mm/min e não encontraram diferença estatística quanto a rigidez e a força de arrancamento em relação a variação da velocidade dos ensaios. Logo o fator velocidade também não influenciou nos resultados encontrados no presente trabalho.

A angulação de inserção dos parafusos é um tema muito discutido, principalmente na área relacionada a coluna vertebral. Os dados são conflitantes e por isso exigem cada vez mais

estudos. Kilinger et al. (2007) não encontraram diferença significativa quando testou parafusos inseridos angulados a 45° e 30°. Já Hussain et al. (2009) concluíram que a medida que os parafusos inseridos nos corpos vertebrais tornam-se mais divergentes, os sistemas passam a compartilhar mais a carga que eles recebem, aumentando o estresse na interface osso parafuso. Dados corroborados pelo trabalho de DiPaola et al. (2008) que também avaliaram a influência da angulação dos parafusos em relação ao eixo da placa e concluíram que a configuração onde todos os parafusos estavam angulados a 90° em relação a placa foi a que obteve maior resistência à força de arrancamento.

No presente trabalho encontrou-se como resultado que as configurações onde os parafusos se encontraram angulados alternadamente em relação ao eixo longitudinal foi mais rígido e resistente à força de arrancamento do que a configuração onde os parafusos se encontravam todos perpendiculares, ou seja, a 90° em relação à placa. Pode-se considerar que os outros trabalhos foram realizados em situações que simulavam uma densidade óssea inferior, correspondente a uma densidade de osso esponjoso, e as placas utilizadas nos teste eram placas especiais para coluna vertebral onde os parafusos não estão dispostos como nos ensaios aqui realizados, com três parafusos em seqüência, o que poderia justificar a divergência nos resultados obtidos.

Os parafusos bloqueados utilizados foram autorrosqueantes o que descartou necessidade de macheamento do orifício piloto, fato que não altera negativamente a resistência ao arrancamento do parafuso como comprovado por Pfeiffer e Abernathie, em 2006, que demonstraram que o macheamento do orifício de inserção do parafuso não aumentou a resistência ao arrancamento de 8 dos 10 tipos de parafusos testados, provavelmente pela possibilidade de degradação da superfície óssea durante o macheamento. Esse resultado foi corroborado pelo trabalho de Defino et al., em 2007 que também não encontrou diferença significativa entre os valores de resistência ao arrancamento de parafusos inseridos em orifícios com e sem macheamento.

Escolhemos para a realização dos testes de arrancamento um corpo de prova de madeira para fixação do fragmento de placa. Essa decisão foi tomada com o objetivo de diminuir a variabilidade da densidade óssea que existe entre as diferentes raças, entre os cães de mesma raça e no próprio osso, aumentando assim a padronização dos ensaios. O viés da densidade óssea é de grande importância e por isso atualmente a maioria dos trabalhos biomecânicos são realizados em material sintético.

Bredbenner e Haug (2000) validaram o uso de substitutos ósseos em testes biomecânicos, foram testados dois tipos de osso sintético, epóxi, madeira, costelas suína e bovina quanto ao torque de inserção e a força de arrancamento, como conclusão determinaram que em trabalhos que visam a força de arrancamento os melhores materiais seriam os ossos sintéticos e a madeira, e a madeira foi considerada o material com menor desvio padrão nos quatros testes realizados pelos autores. Defino et al. (2007) também realizaram os testes de arrancamento em três diferentes corpos de prova, são eles: madeira, osso bovino e poliuretano e concluíram que os resultados obtidos na madeira e no osso bovino foram significativamente semelhantes.

Resultados semelhantes também foram obtidos por Heidemann et al. (1998), que realizaram os mesmos testes biomecânicos de arrancamento em madeira, PVC e osso suíno, e concluíram que os resultados não foram significativamente diferentes independente do material do corpo de prova em que os parafusos foram inseridos. No entanto, Schoenfeld et al. (2008), determinou que os valores obtidos em testes biomecânicos em osso sintético e em osso de cadáver humano seguem as mesmas tendências de variação, porém os valores absolutos são significativamente diferentes, não podendo ser transferidos para a rotina hospitalar.

Murphy et al., em 2001, discutiram o padrão de falha dos sistemas durante o teste de arrancamento e observaram que o padrão de falha foi o mesmo tanto para o osso sintético quanto para o osso canino, os dois padrões de falha encontrados foram a propagação de uma fenda longitudinal a partir do orifício dos parafusos, e a avulsão de um fragmento da cortical cis. Os resultados obtidos no presente estudo corroboram esses dados, o padrão de falha do grupo com angulação perpendicular ao eixo da placa foi a fenda longitudinal, demonstrando uma falha óssea determinando o fim do ensaio, e no grupo com parafusos angulados, o que determinou o fim do ensaio foi a falha entre a interface osso-parafuso.

Esse resultado nos mostra que apesar do grupo com parafusos angulados alternadamente em relação ao eixo da placa ter obtido valores superiores de rigidez e força máxima, o grupo com parafusos perpendiculares se mostrou mais estável no que diz respeito à fixação do parafuso na interface osso-parafuso.

Nos fragmentos de placa com parafusos angulados, todos os orifícios estão centralizados no eixo longitudinal da placa, a angulação se dá no orifício dos parafusos e não na variação do orifício na superfície da placa, o que se mostra ser uma vantagem, já que Acharya e Evans, em 2009 determinaram que se os orifícios de inserção estiverem localizados fora dos três

quartos centrais da superfície da placa compromete a estabilidade do sistema e predispõe a fratura iatrogênica durante o procedimento cirúrgico.

In vivo, a redução e alinhamento da fratura é um grande desafio, ainda mais quando se utiliza a abordagem biológica, ou MIPO, pois nem sempre a placa fica posicionada exatamente na região central do osso, já que se realiza uma redução indireta da fratura, e os orifícios angulados da placa bloqueada podem-se tornar uma grande desvantagem.

Determinou-se também a deformidade final que padronizou os testes biomecânicos quanto a um possível viés no momento da montagem do sistema na máquina de ensaios universal. Ao colocar o tubo de madeira já com a placa e o atuador fixados nos furos dos apoios da base da máquina, formou-se uma folga entre o tubo e o teto do furo de metal dos apoios, o valor de deformidade final desconsidera essa deformidade inicial ou Dzero até que o tubo de madeira fique prensado ao apoio. Como resultado não se encontrou diferença significativa entre as deformações finais dos dois grupos, demonstrando que os ensaios foram padronizados, e os resultados com alto grau de confiabilidade.

Conclusões

6 CONCLUSÕES

Concluiu-se que a resistência da placa bloqueada com a função de placa de apoio em duas diferentes configurações; uma onde os orifícios da placa que estariam na região do foco de fratura ficam vazios, ou seja, sem nenhum preenchimento, e outra onde os orifícios da região da fratura são preenchidos apenas com a cabeça do parafuso bloqueado não sofreu influência significativa do preenchimento dos orifícios centrais, negando a hipótese inicial.

Com os testes de arrancamento concluiu-se que a rigidez e a força máxima de arrancamento da configuração que possuía os parafusos bloqueados dispostos angulados alternadamente lateral e medialmente ao eixo longitudinal da placa foram significativamente superiores a configuração onde os parafusos estavam dispostos perpendicularmente ao eixo axial da placa, confirmando a hipótese inicial.

Referências

REFERÊNCIAS

- ACHARYA, A. V.; EVANS, S. L. Does placing screws off-centre in tubular bone alter their pullout strength? **Injury**, v. 40, p. 1161–1166, 2009.
- AHMAD, M.; NANDA, A. S.; BAJWA, A. S.; CANDAL-COUTO, J.; GREEN, S.; HUI, A. C. Bimechanical testing of the locking compression plate: When does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? **Injury**, v. 38, p. 358-364, 2007.
- AMATO, N. S.; RICHARDS, A.; KNIGHT, T. A.; SPECTOR, D.; BOUDRIEAU, R. J.; BELKOFF, S. Ex vivo biomechanical comparison of the 2.4mm UniLOCK reconstruction plate using 2.4mm locking versus standard screws for fixation of acetabular osteotomy in dogs. **Veterinary Surgery**, v. 37, p. 741–748, 2008.
- ANSELL, R.; SCALES, J. A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. **Journal of biomechanics**, v. 1, n. 4, p. 279-302, 1968.
- ARO, H. T.; KELLY, P. J.; LEWALLEN, D. G.; CHAO, E. Y. S. The effects of physiologic dynamic compression on bone healing under external fixation. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 256, p. 260-273, 1990.
- BONE, L. B.; ANDERS, M. J.; ROHRBACHER, B. H. Treatment of femoral fractures in the multiple injured patient with thoracic injury. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 347, p. 57-61, 1998.
- BORGEAUD, M.; CORDEY, J.; LEYVRAZ, P. E.; PERREN, S. M. Mechanical analysis of the bone to plate interface of the LC-DCP and of the PC-FIX on human femora. **Injury**, v. 31, n. 3, p. C29-C36, 2000.
- BREDBENNER, T. L.; HAUG, R. H. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, And Endodontics**, v. 90, p. 574-580, 2000.
- BURKHART K. J.; NOWAK, T. E.; GRADL, G. G.; KLITSCHER, D.; MEHLING, I.; MEHLER, D.; MUELLER, L. P.; ROMMENS, P. M. Intramedullary nailing vs. palmar locked plating for unstable dorsally comminuted distal radius fractures: A biomechanical study. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 8, p. 771-775, 2010.
- BURSTEIN, A. H. W. T. **Fundamentals of orthopaedic biomechanics**. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1994.
- CAPEWELL, S. The continuing rise in emergency admissions. **BMJ**, v. 312, p. 991-992, 1996.
- CARVALHO, J. J.; ELIAS, N.; GALVÃO, S. Participação do periósteo na consolidação da fratura. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 26, p. 251-254, 1991.
- CHAO, E. Y. S.; INOUE, N. Biophysical stimulation of bone fracture repair, regeneration and remodeling. **European Cells and Materials**, v. 6, p. 72-85, 2003.

CHAPMAN, J. R.; HARRINGTON, R. M.; LEE, K. M.; ANDERSON, P. A.; TENCER, A. F.; KOWALSKI, D. Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 118, p. 391-398, 1996.

CHATZISTERGOS, P. E.; SAPKAS, G.; KOURKOULIS, S. K. The influence of the insertion technique on the pullout force of pedicle screws. **Spine**, v. 35, n. 9, p. E332–E337, 2010.

CHIODO, T. A.; ZICCARDI, V. B.; JANAL, M.; SABITINI, C. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional syntheses mandibular plates: A laboratory model. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 64, p. 1475-1479, 2006.

CHOI, J. K.; GARDNER, T. R.; YOON, E.; MORRISON, T. A.; MACAULAY, W. B.; GELLER, J. A. The effect of fixation technique on the stiffness of comminuted Vancouver B1 periprosthetic femur fractures. **The Journal of Arthroplasty**, v. 00, n. 0, p. 1-5, 2010.

CHOW, R.; HARRISON, J.E.; NOTARIUS, C. Effect of two randomized exercise programmes on bone mass of healthy postmenopausal women. **British Medical Journal**, v. 292, p. 607-610, 1987.

CLEEK, T. M.; REYNOLDS, K. J.; HEARN, T. C. Effect of screw torque level on cortical bone pullout strength. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 21, n. 2, p. 117-123, 2007.

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. C21-C28, 2000.

CURTIS, R.; GOLDHAHN, J.; SCHWYN, R.; REGAZZONI, P.; SUHM, N. Fixation principles in metaphyseal bone - a patent based review. **Osteoporosis International**, v. 16, p. 54-64, 2005. Supplement, 2.

DELFINO, H. L. A.; VENDRAME, J. R. B.; SHIMANO, A. C.; KANDZIORA, F. Estudo da influência do modo de preparação do orifício piloto e do macheamento na ancoragem dos parafusos pediculares. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 15, n. 4, p. 200-203, 2007.

DIPAOLA, C. P.; JACOBSON, J. A.; AWAD, H.; CONRAD, B. P.; RECHTINE, G. R. Screw orientation and plate type (variable- vs. fixed-angle) effect strength of fixation for in vitro biomechanical testing of the Synthes CSLP. **The Spine Journal**, v. 8, p. 717-722, 2008.

DROSSE, I.; VOLKMER, E.; SEITZ, S.; SEITZ, H.; PENZKOFER, R.; ZAHN, K.; MATIS, U.; MUTSCHLER, W.; AUGAT, P.; SCHIEKER, M. Validation of a femoral critical size defect model for orthotopic evaluation of bone healing: A biomechanical, veterinary and trauma surgical perspective. **Tissue Engineering: Part C**, v. 14, n. 1, p. 79-88, 2008.

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

EINHORN, T. A. The cell and molecular biology of fracture healing. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 355S, p. 7-21, 1998.

ELIAS, N.; CARVALHO, J. J.; OLIVEIRA, L. P. Participação do hematoma na consolidação da fratura. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 27, p. 529-533, 1992.

FALAVINHA, R. S. Fixação biológica das fraturas multifragmentárias do fêmur. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 31, p. 449-455, 1996.

FAROUK, O.; KRETTEK, C.; MICLAU, T.; SCHANDELMAIER, P.; GUY, P.; TSCHERNE, H. Effects of percutaneous and conventional plating techniques on the blood supply to the femur. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 117, p. 438-441, 1998.

FAROUK, O.; KRETTEK, C.; MICLAU, T.; SCHANDELMAIER, P.; GUY, P.; TSCHERNE, H. Minimally invasive plate osteosynthesis and vascularity: preliminary results of a cadaver infection study. **Injury**, v. 28, p. -A7-S-A12, 1997.

FERNANDES, H. J. A.; SILVA, M. H. S. J. S.; REIS, F. B.; ZUMIOTTI, A. V. Comparative multicenter study of treatment of multi-fragmented tibia diaphyseal fractures with nonreamed interlocking nails and with bridging plates. **Clinics**, v. 61, n. 4, p. 333-338, 2006.

FULKERSON, E.; EGOL, K. A.; KUBIAK, E. N.; LIPORACE, F.; KUMMER, F. J.; KOVAL, K. J. Fixation of diaphyseal fractures with a segmental defect: a biomechanical comparison of locked and conventional plating techniques. **The Journal of Trauma**, v. 60, n. 4, p. 830-835, 2006.

GAUTIER, E.; SOMMER, C. Guidelines for the clinical application of the LCP. **Injury**, v. 34, p. S-B63-S-B76, 2003.

GAUTIER, E.; PERREN, S. M.; CORDEY, J. Effect of plate position relative to bending direction on the rigidity of a plate osteosynthesis. A theoretical analysis. **Injury**, v. 31, p. S-C14-S-C20, 2000.

GIORDANO, V.; GIORDANO, M.; KNACKFUSS, I. J. Fatores de crescimento e diferenciação ósseos: presente e future. **Revista Brasileira de Medicina**, v. 57, p. 1018-1029, 2000.

GOODSHIP, A. E.; KENWRIGHT, J. The influence of induced micromovement upon healing of experimental tibial fractures. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 67, p. 650-655, 1985.

GREIWE, R. M.; ARCHDEACON, M. T. Locking plate technology: current concepts. **The Journal of Knee Surgery**, v. 20, n. 1, p. 50-55, 2007.

GRUBER, F.; SINKOV, V. S.; BAE, S. Y.; PARKS, B. G.; SCHON, L. C. Crossed screws versus dorsomedial locking plate with compression screw for first metatarsocuneiform arthrodesis: a cadaver study. **Foot & Ankle International**, v. 29, p. 927-930, 2008.

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, p. 309-315, 2009.

HEIDEMANN, W.; GERLACH, K. L.; GRÖBEL, K. H.; KÖLLNER, H. G. Influence of different pilot hole sizes on torque measurements and pullout analysis of osteosynthesis screws. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 26, p. 50-55, 1998.

HEITEMEYER, U.; KEMPER, F.; HIERHOLZER, G. Severely comminuted femoral shaft fractures: treatment by bridging-plate osteosynthesis. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 106, p. 327-330, 1987.

HISTING, T.; GARCIA, P.; MATTHYS, R.; LEIDINGER, M.; HOLSTEIN, J. H.; KRISTEN, A.; POHLEMANN, T.; MENGER, M. D. An internal locking plate to study intramembranous bone healing in a mouse femur fracture model. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 28, p. 397-402, 2010.

HORSTMAN, C. L.; BEALE, B. S.; CONZEMIUS, M. G.; EVANS, R. Biological osteosynthesis versus traditional anatomic reconstruction of 20 long-bone fractures using an interlocking nail: 1994-2001. **Veterinary Surgery**, v. 33, p. 232-237, 2004.

HSU, C.; CHAO, C.; WANG, J.; HOU, S.; TSAI, Y.; LIN, J. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 23, p. 788-794, 2005.

HUSSAIN, M.; NATARAJAN, R. N.; FAYYAZI, A. H.; BRAAKSMA, B. R.; ANDERSSON, G. B. J.; AN, H. S. Screw angulation affects bone-screw stresses and bone graft load sharing in anterior cervical corpectomy fusion with a rigid screw-plate construct: a finite element model study. **The Spine Journal**, v. 9, p. 1016-1023, 2009.

INCEOGLU, S.; MCLAIN, R. F.; CAILY, S.; KILINCER, C.; FERRARA, L. Stress relaxation of bone significantly affects the pull-out behavior of pedicle screws. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 22, p. 1243-1247, 2004.

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.

KAAB, M. J.; FRENK, A.; SCHMELING, A.; SCHASER, K.; SCHUTZ, M.; HAAS, N. P. Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 18, n. 8, p. 483-487, 2004.

KAMEI, S.; OSADA, D.; TAMAI, K.; KATO, N.; TAKAI, M.; KAMEDA, M.; NOHARA, Y. Stability of volar locking plate systems for AO type C3 fractures of the distal radius: biomechanical study in a cadaveric model. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 15, p. 357-364, 2010.

KILINÇER, C.; INCEOGLU, S.; SOHN, M. J.; FERRARA, L. A.; BENZEL, E. C. Effects of angle and laminectomy on triangulated pedicle screws. **Journal of Clinical Neuroscience**, v. 14, p. 1186-1191, 2007.

KRENN, M. H.; PIOTROWSKI, W. P.; PENZKOFER, R.; AUGAT, P. Influence of thread design on pedicle screw fixation. **Journal of Neurosurgery: spine**, v. 9, p. 90-95, 2008.

KRETTEK, C.; SCHANDELMAIER, P.; TSCHERNE, H. Distale femurfrakturen, transartikuläre rekonstruktion, perkutane plattenosteosynthese und retrograde nagelung. **Unfallchirurg**, v. 99, p. 2-10, 1996.

KUMAR, K.; MOGHA, I. V.; AITHAL, H. P.; KINJAVDEKAR, P.; AMARPAL.; SINGH, G. R.; PAWDE, A. M.; KUSHWAHA, R. B. Occurrence and pattern of long bone fractures in growing dogs with normal and osteopenic bones. **Journal of Veterinary Medicine Series A**, v. 54, p. 484–490, 2007.

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.

LICHTBLAU, S.; GALLINA, J.; NASSER, P.; MUNYOKI, M.; JEPSEN, K. A Biomechanical Comparison of Two Patterns of Screw Insertion. **Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases**, v. 66, n. 4, p. 269-271, 2008.

MARKEL, M. D.; WIKENHEISER, M. A.; CHAO, E. Y. S. A study of fracture callus material properties: Relationship to the torsional strength of bone. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 8, p. 843-850, 1990.

MATTOS, C. A.; ZUPPI, G. N.; KOBERLE, G.; BELANGERO, W. D. Tratamento das fraturas do fêmur pelo método de fixação biológica: placa em ponte e haste intramedular bloqueada. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 32, p. 425-430, 1997.

MEHLING, I.; MÜLLER, L. P.; DELINSKY, K.; MEHLER, D.; BURKHART, K. J.; ROMMENS, P.M. Number and Locations of Screw Fixation for Volar Fixed-Angle Plating of Distal Radius Fractures: Biomechanical Study. **The Journal of Hand Surgery**, v. 35A, p. 885–891, 2010.

MULLER, M. E.; ALLGOWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. **Manual of internal fixation**, Berlin, Springer-Verlag, 1979.

MURPHY, T. P.; HILL, C. M.; KAPATKIN, A. S.; RADIN, A.; SHOFER, F. S.; SMITH, G. K. Pullout properties of 3.5-mm AO/ASIF self-tapping and cortex screws in a uniform synthetic material and in canine bone. **Veterinary Surgery**, v. 30, p. 253-260, 2001.

OCHMAN, O.; DOHT, S.; PALETTA, J.; LANGER, M.; RASCHKE, M. J.; MEFFERT, R. H. Comparison Between Locking and Non-Locking Plates for Fixation of Metacarpal Fractures in an Animal Model. **The Journal of Hand Surgery**, v. 35A, p. 597–603, 2010.

OH, C.; KIM, J.; BYUN, Y.; OH, J.; KIM, J.; KIM, S.; PARK, B.; LEE, H. Minimally invasive plate osteosynthesis of subtrochanteric femur fractures with a locking plate: a prospective series of 20 fractures. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v.129, p. 1659–1665, 2009.

ORR, E. R.; PASCHOAL, Y. J. P.; GIORDANO, V.; FRANKLIN, C. E.; AMARAL, N. P. Fixação biológica das fraturas multifragmentarias da diáfise do fêmur pela técnica da placa em ponte. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 37, n. 1/2, p. 31-38, 2002.

PALMER, R. H. Biological osteosynthesis. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 29, p. 1171-1185, 1999.

PERREN, S. M. Backgrounds of the technology of internal fixators. **Injury**, v. 34, p. S-B1-S-B3, 2003.

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

PERREN, S. M. Evolution and rational of locked internal fixator technology. Introductory remarks. **Injury**, v. 32, p. S-B3-S-B9, 2001. Supplement, 2.

PERREN, S. M. Point contact fixator: part I. Scientific background, design and application. **Injury**, v. 22, p. 1-10, 1995. Supplement, 1

PERREN, S.M. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 138, p. 175-196, 1979.

PFEIFFER, F. M.; ABERNATHIE, D. L. A comparison of pullout strength for pedicle screws of different designs. A study using tapped and untapped pilot holes. **Spine**, v. 31, n. 23, p. E867-E870, 2006.

RAND, J. A.; AN, K. N.; CHAO, E. Y. S.; KELLY, P. J. A comparison of the effect of open intramedullary nailing and compression-plate fixation on fracture site blood flow and future union. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 63A, p. 427-442, 1981.

ROBERTS, J. W.; GRINDEL, S. I.; REBHOLZ, WANG, M. Biomechanical evaluation of locking plate radial shaft fixation: unicortical locking fixation versus mixed bicortical and unicortical fixation in a sawbone model. **The Journal of Hand Surgery**, v. 32, p. 971-975, 2007.

ROMANO, L.; FERRIGNO, C. R. A.; FERRAZ, V. C. M.; DELLA NINA, M. I.; ITO, K. C. Avaliação do uso de haste bloqueada e bloqueio transcortical no reparo de fraturas diafisárias de fêmur em felinos. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v. 28, n. 4, p. 201-206, 2008.

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

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

RUBIN, C.; TURNER, A. S.; BAIN, S.; MALLINCKRODT, C.; MCLEOD, K. Low mechanical signals strengthen long bones. **Nature**, v. 412, p. 603-604, 2001.

SCHMÖKEL, H. G.; STEIN, S.; RADKE, H.; HURTER, K.; SCHAWALDER, P. Treatment of tibial fractures with plates using minimally invasive percutaneous osteosynthesis in dogs and cats. **Journal of Small Animal Practice**, v. 48, p. 157-160, 2007.

SCHOENFELD, A. J.; BATTULA, S.; SAHAI, V.; VRABEC, G. A.; CORMAN, S.; BURTON, L.; NJUS, G. O. Pullout strength and load to failure properties of self-tapping cortical screws in synthetic and cadaveric environments representative of healthy and osteoporotic bone. **The Journal of Trauma-Injury, Infection, and Critical Care**, v. 64, n. 5, p. 1302-1307, 2008.

SCHUMER, R. A.; MUCKLEY, K. L.; MARKERT, R. J.; PRAYSON, M. J.; HEFLIN, J.; KONSTANTAKOS, E. K.; GOSWAMI, T. Biomechanical comparison of a proximal humeral locking plate using two methods of head fixation. **Journal of shoulder and elbow surgery**, v. 19, p. 495-501, 2010.

SCOTT, A. T.; DEORIO, J. K.; MONTIJO, H. E.; GLISSON, R. R. Biomechanical comparison of hallux valgus correction using the proximal chevron osteotomy fixed with a medial locking plate and the Ludloff osteotomy fixed with two screws. **Clinical Biomechanics**, v. 25, p. 271–276, 2010.

SEDRISH, S. A.; MOORE, R. M.; KELLY, K.; MARTIN, G. S.; BURBA, D. J. *In Vitro* pullout strength of screws inserted in adult equine third metacarpal bone after overdrilling a 4.5-mm threaded insertion hole. **Veterinary Surgery**, v. 27, p. 143-149, 1998.

SEEBECK, J.; GOLDHAHN, J.; STADELE, H.; MESSMER, P.; MORLOCK, M. M. Effect of cortical thickness and cancellous bone density on the holding strength of internal fixator screws. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 22, p. 1237-1242, 2004.

SHIMABUKURO, E. H.; NETO, P. F. T.; CHOHI, M.; REIS, F. B.; DI GIOVANNI, J. F. Estudo comparativo do emprego da placa-ponte e da haste intramedular bloqueada nas fraturas diafisarias cominutivas do fêmur. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 32, n. 3, p. 221-228, 1997.

SHOBACK, D. Update in osteoporosis and metabolic bone disorders. **Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism**, v. 92, p. 747–753, 2007.

SPIVAK, J.; CHEN, D.; KUMMER, F. The Effect of Locking Fixation Screws on the Stability of Anterior Cervical Plating. **Spine**, v. 24, n. 4, p. 334-338, 1999.

STECK, R.; SCHUETZ, M. A.; ITO, K.; WEBSTER, W.; WEBSTER, J. Minimally invasive plate osteosynthesis: Advanced early fracture healing in a sheep. Trauma model. **ANZ Journal of Surgery**, v. 79, p. A85–A87, 2009. Supplement, 1.

STOFFEL, K.; DIETER, U.; STACHOWIAK, G.; GACHTER, A.; KUSTER, M.; Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled? **Injury**, v. 34, p. S-B11-S-B19, 2003.

STROMSOE, K.; KOK, W. L.; HOISETH, A.; ALHO, A. Holding power of the 4.5mm AO/ASIF cortex screw in cortical bone in relation to bone mineral. **Injury**, v. 24, n. 10, p. 656-659, 1993.

TALBOT, M.; ZDERO, R.; GARNEAU, D.; COLE, P. A.; SCHEMITSCH, E. H. Fixation of long bone segmental defects: A biomechanical study. **Injury**, v. 39, p. 181-186, 2008.

TOSUN, B.; SINMAZÇELİK, T.; BULUÇ, L.; CÜRGÜL, I.; SARLAK, A. Y. Effect of insertional temperature on the pullout strength of pedicle screws inserted into thoracic vertebrae. **SPINE**, v. 33, n. 19, p. E667–E672, 2008.

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

VASCONCELOS, J. W.; MORAIS, S. V.; PORTO, L. C. K.; SANTOS, R. J. M. Tratamento das fraturas cominutivas do fêmur com a utilização da placa em ponte. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 39, n. 8, p. 415-422, 2004.

WALSH, S.; REINDL, R.; HARVEY, E.; BERRY, G.; BECKMAN, L.; STEFFEN, T. Biomechanical comparison of a unique locking plate versus a standard plate for internal fixation of proximal humerus fractures in a cadaveric model. **Clinical Biomechanics**, v. 21, p. 1027–1031, 2006.

WAN, S.; LEI, W.; WU, Z.; LIU, D.; GAO, M.; FU, S. Biomechanical and histological evaluation of an expandable pedicle screw in osteoporotic spine in sheep. **European Spine Journal**, 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>>. Acesso em 14 set. 2010.

WENDA, K.; RUNKELL, M.; DEGREIF, J.; RUDIG, L. Minimally invasive plate fixation in femoral shaft fractures. **Injury**, v. 28, p. A13-A19, 1997.

WINDHAGER, R.; TSUBOYAMA, T.; SIEGL, H.; GROSZSCHMIDT, K.; SEIDEL, G.; SCHNEIDER, B.; PLENK JR., H. Effect of bone cylinder length on distraction osteogenesis in the rabbit tibia, **Journal of Orthopaedic Research**, v. 13, p. 620-628, 1995.

WULLSCHLEGER, M. E.; STECK, R.; SCHUETZ, M. A.; ITO, K.; WILSON, K.; WEBSTER, J. Minimally invasive plate osteosynthesis: advanced early fracture healing in a sheep trauma model. **ANZ. Surgery**, v. 79, p. 86, 2009. Supplement. 1.

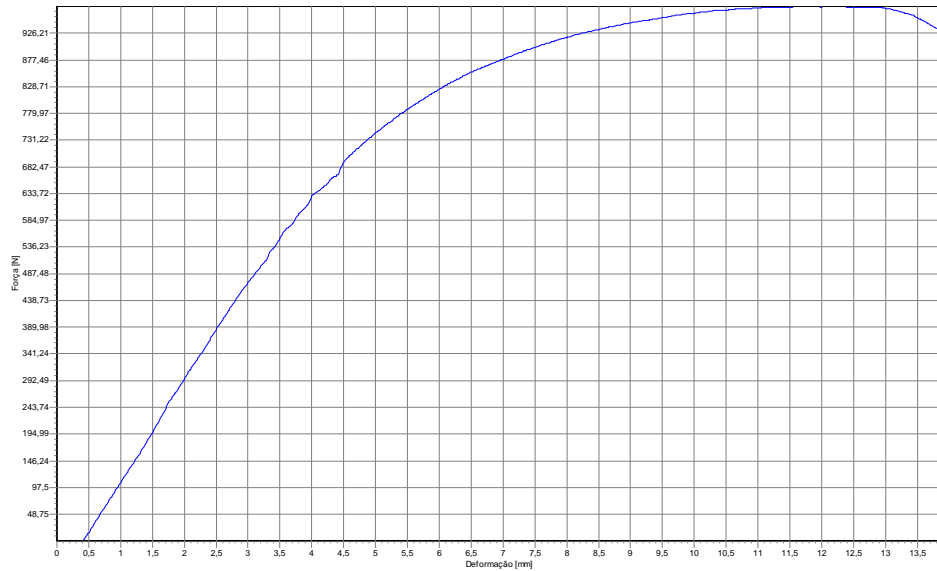
YÁNES, A.; CARTA, J. A.; GARCÉS, G. Biomechanical evaluation of a new system to improve screw fixation in osteoporotic bones. **Medical Engineering & Physics**, v. 32, p. 532–541, 2010.

ZDERO, R.; ROSE, S.; SCHEMITSCH, E. H.; PAPINI, M. Cortical screw pullout strength and effective shear stress in synthetic third generation composite femurs. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 129, p. 289-293, 2007.

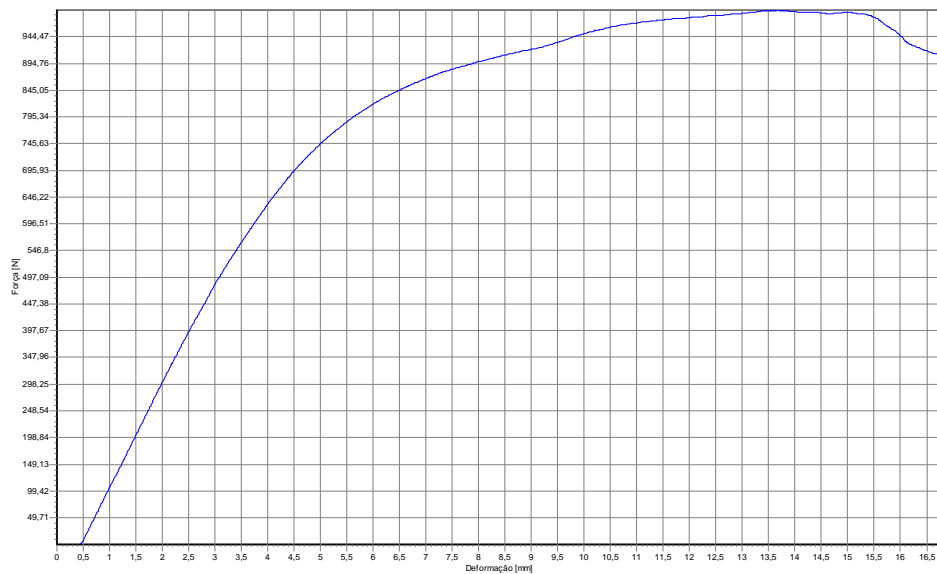
ZIMMERMAN, D. M.; DEW, T.; DOUGLASS, M.; PEREZ, E. Femoral fracture repair using a locking plate technique in an adult captive polar bear (*Ursus maritimus*). **Veterinary Surgery**, v. 39, p. 234–238, 2010.

Apêndices

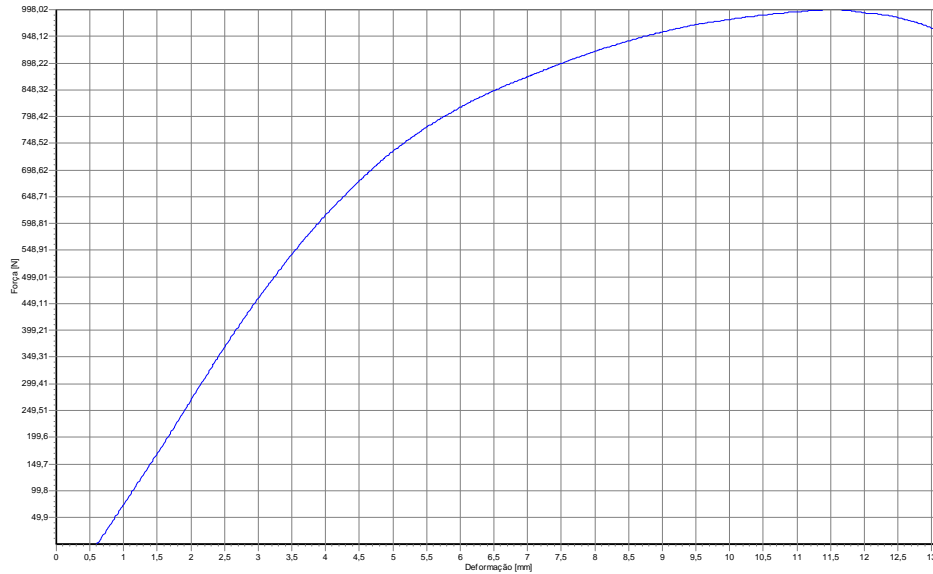
APÊNDICE A – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 1 do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



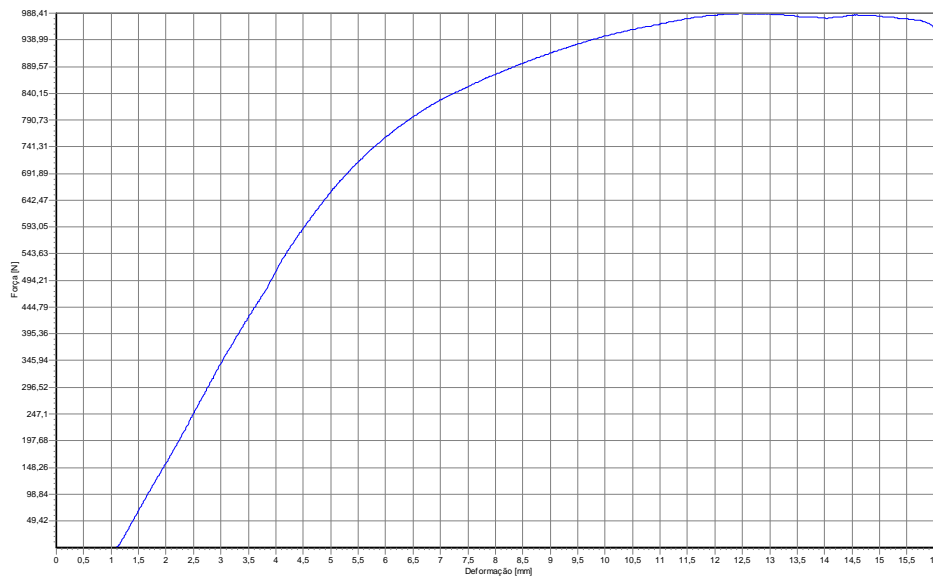
APÊNDICE B – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 2 do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



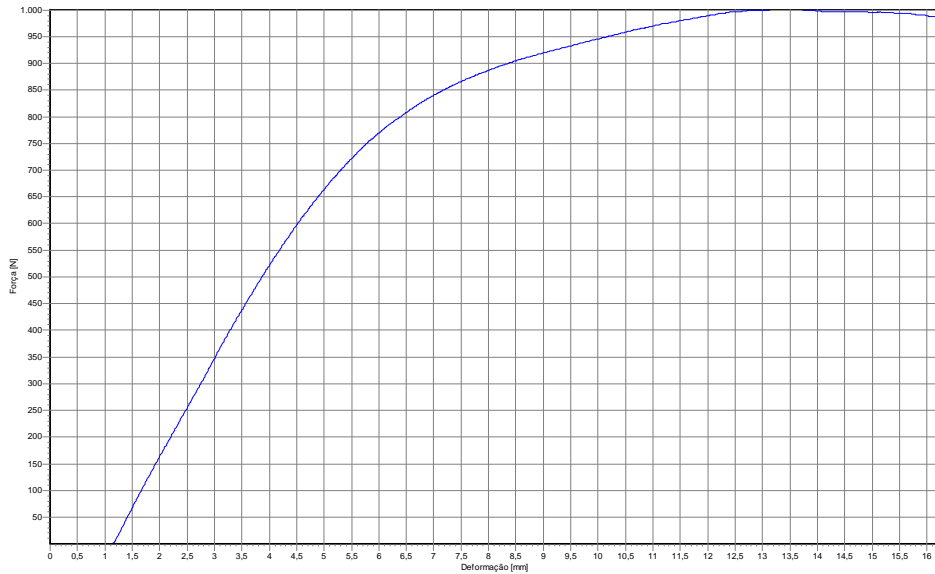
APÊNDICE C – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 3 do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



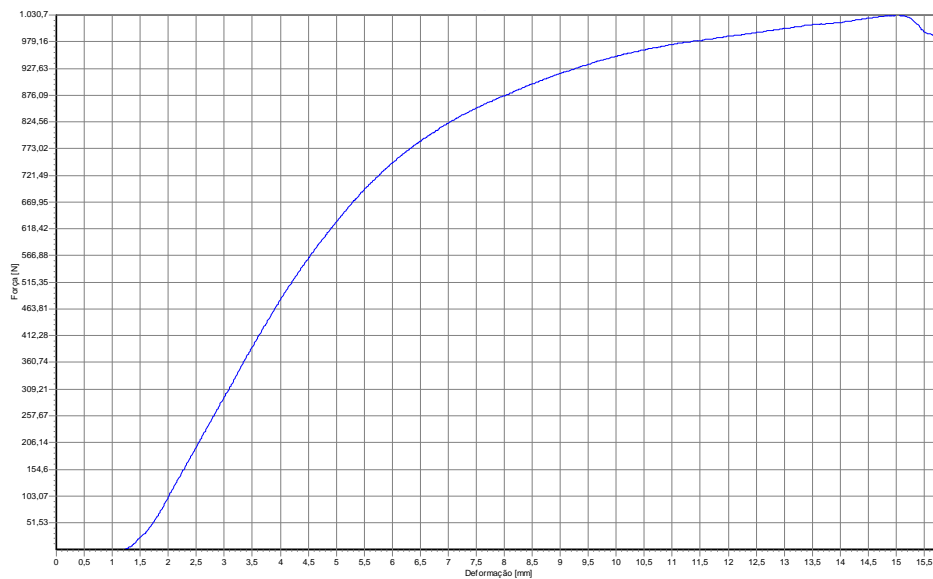
APÊNDICE D – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 4 do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



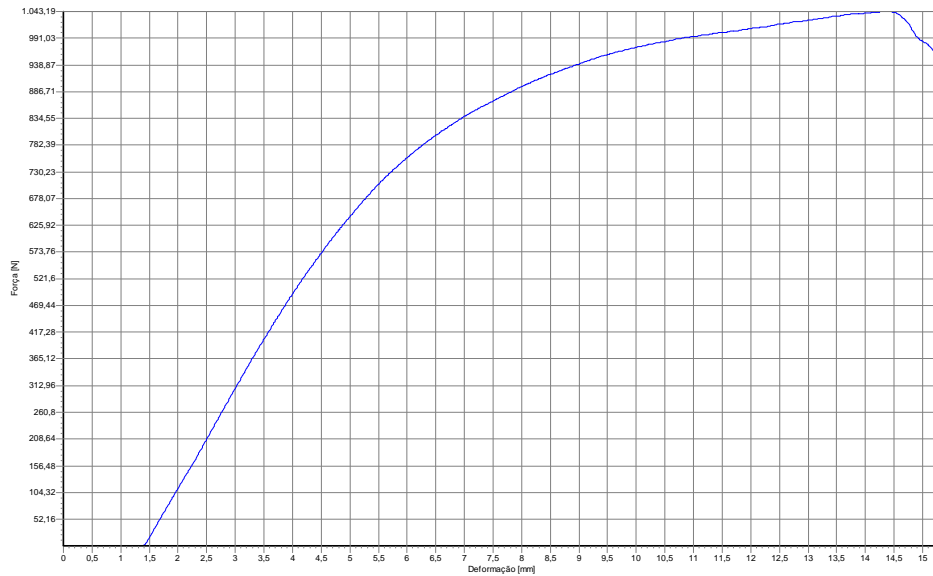
APÊNDICE E – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 5 do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



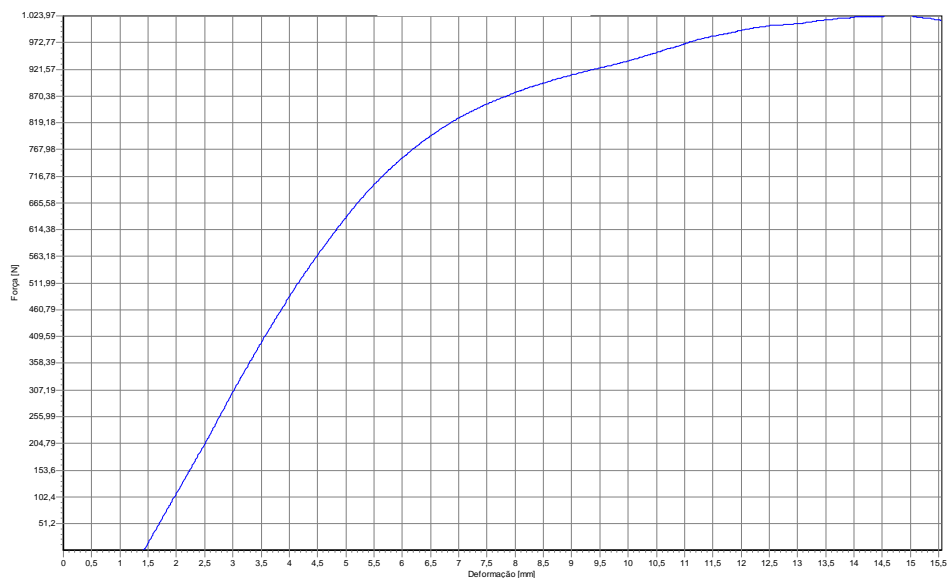
APÊNDICE F – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 6 do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



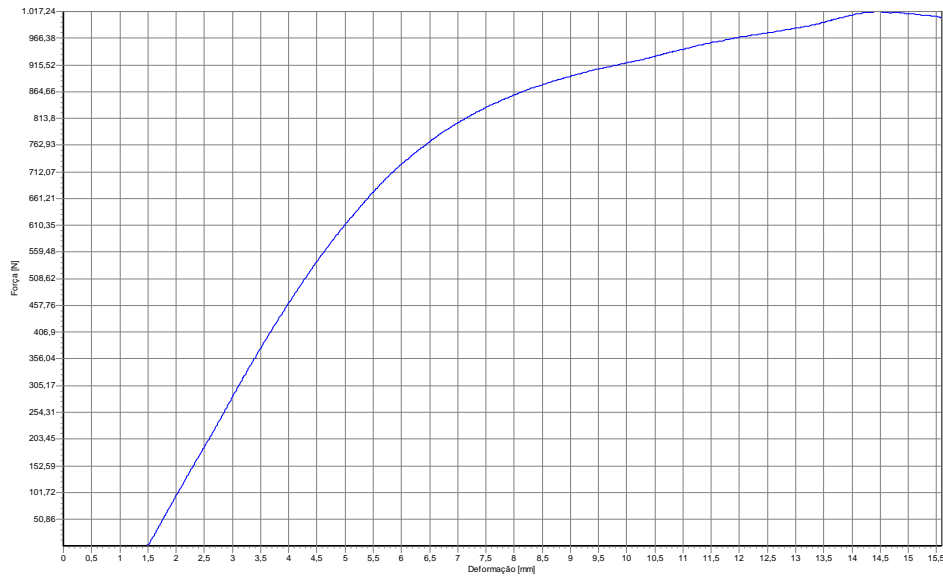
APÊNDICE G – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 7 do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



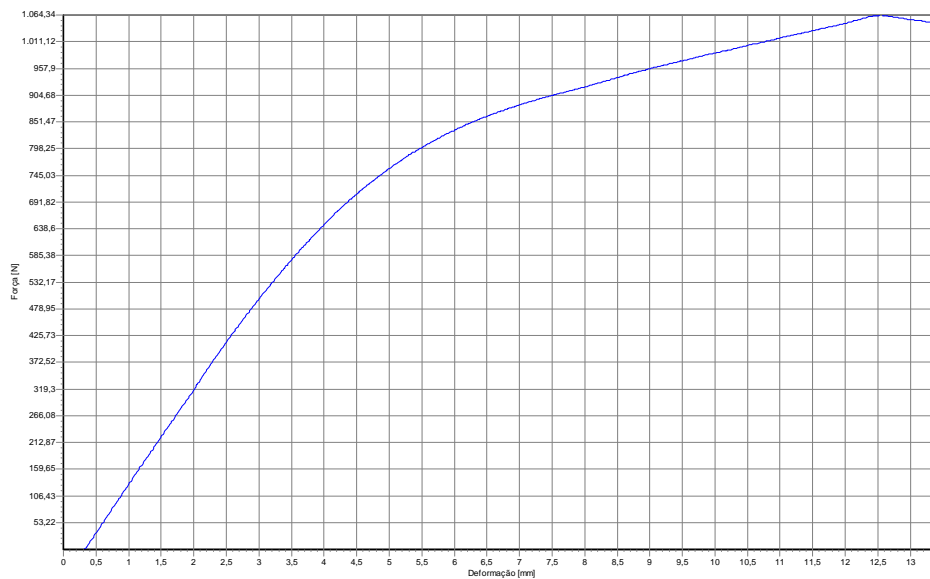
APÊNDICE H - Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 8 do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



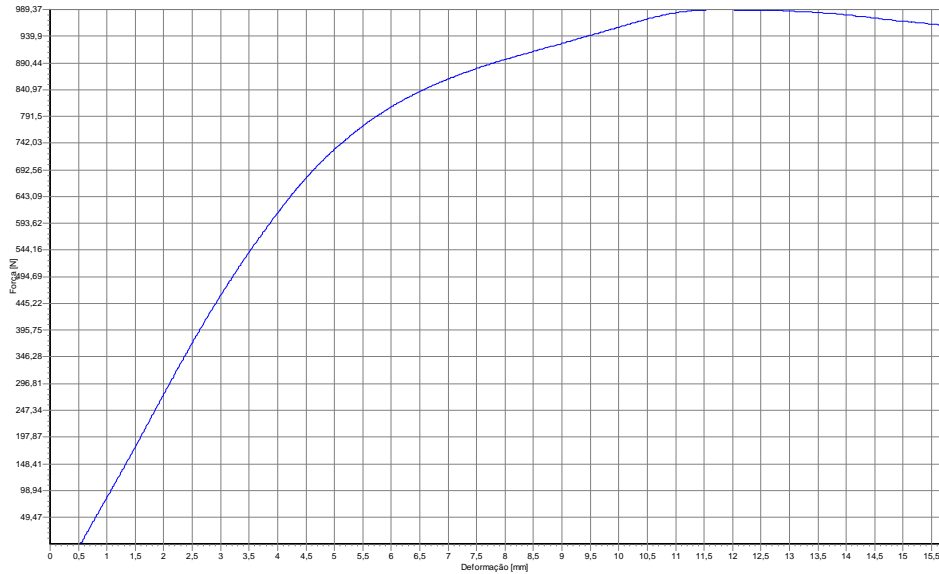
APÊNDICE I – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 9 do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



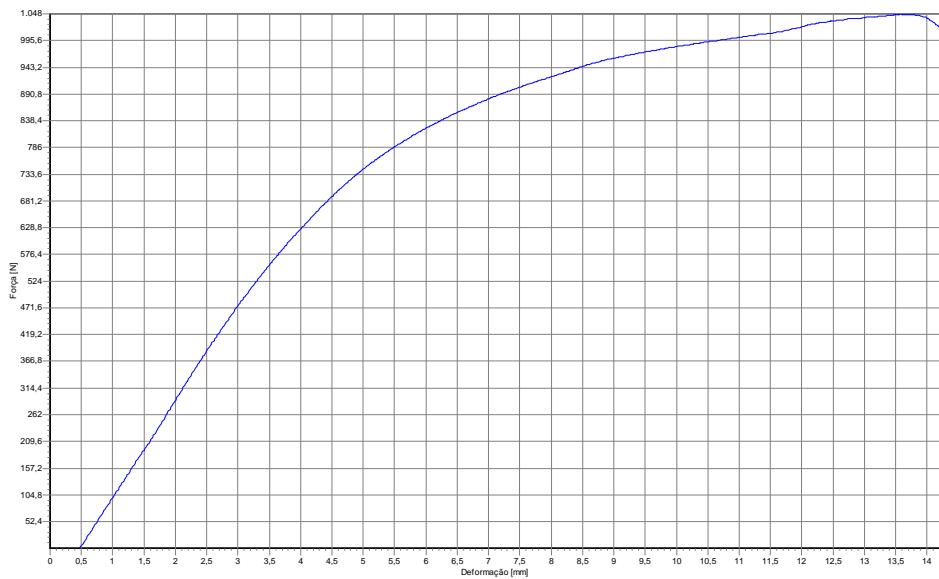
APÊNDICE J – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 10 do grupo 1 (com orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



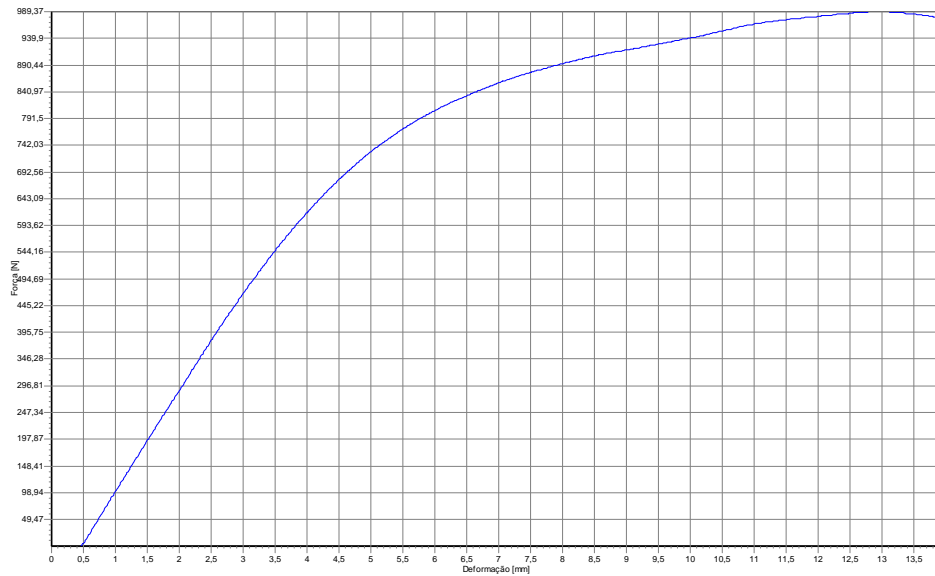
APÊNDICE K – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 1 do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



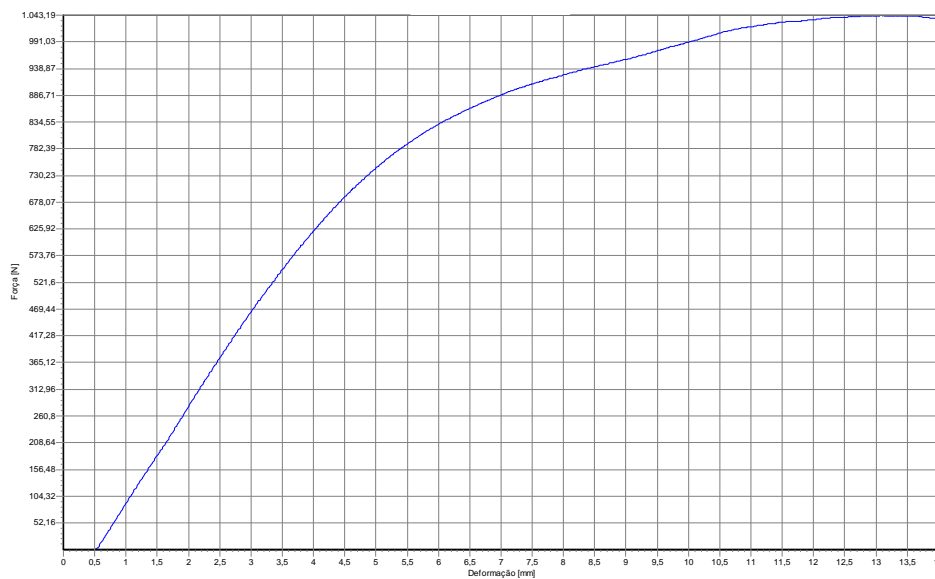
APÊNDICE L – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 2 do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



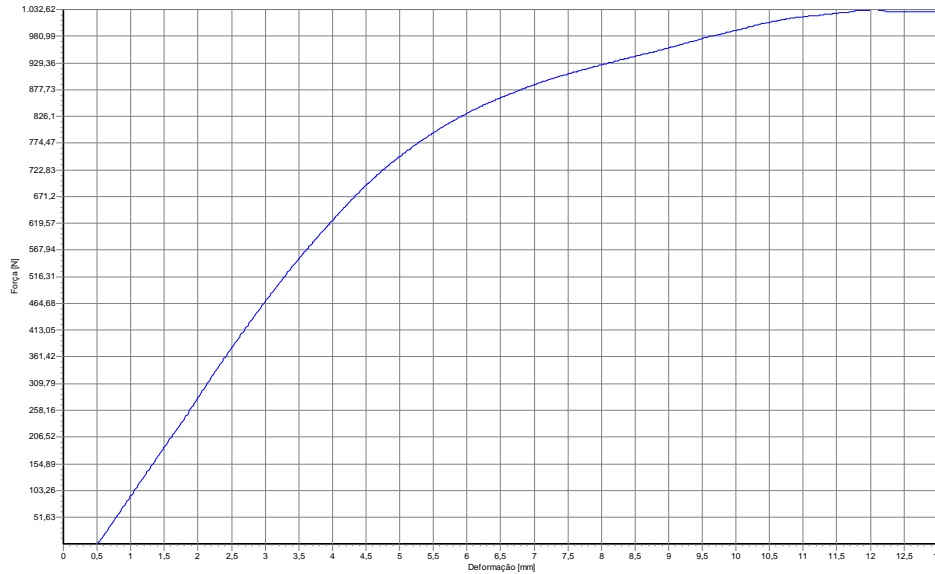
APÊNDICE M – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 3 do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



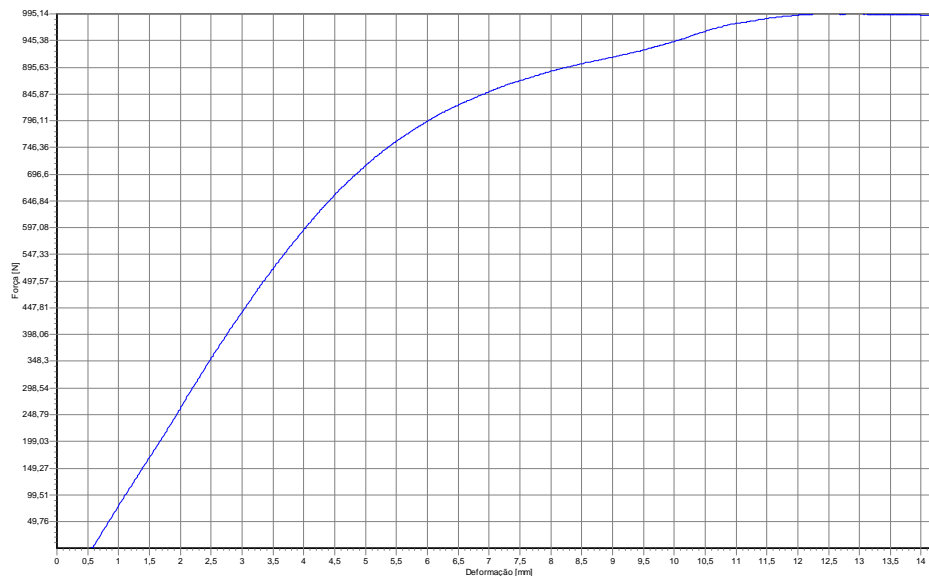
APÊNDICE N – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 4 do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



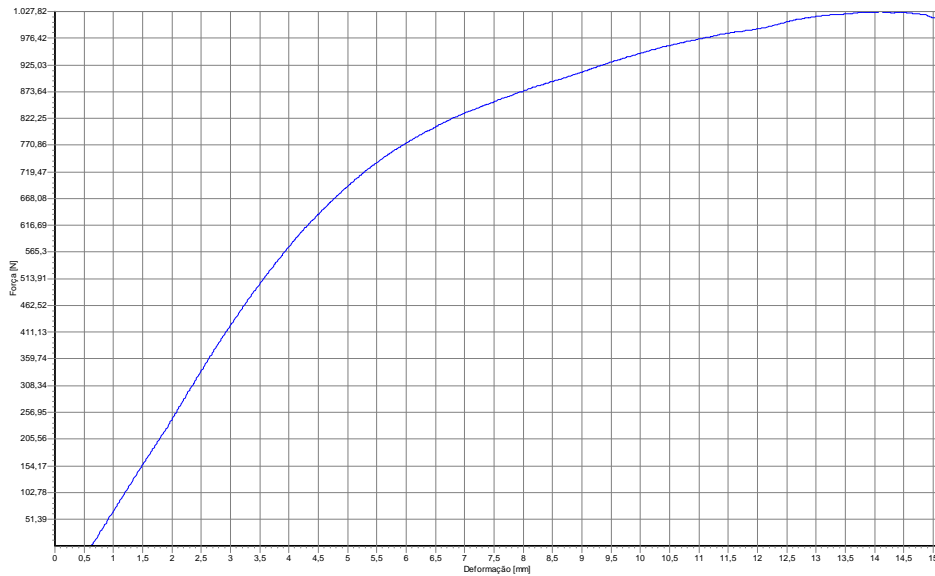
APÊNDICE O – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 5 do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



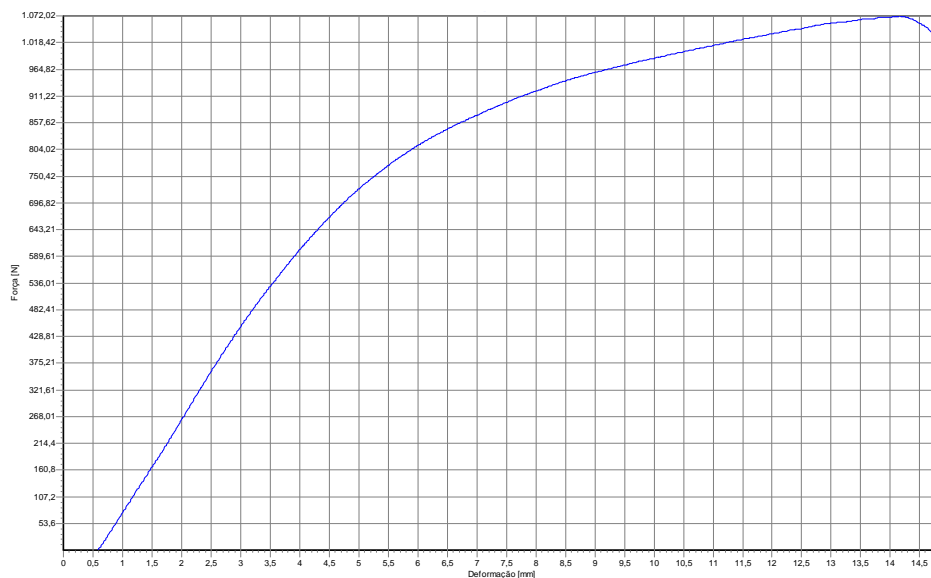
APÊNDICE P – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 6 do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



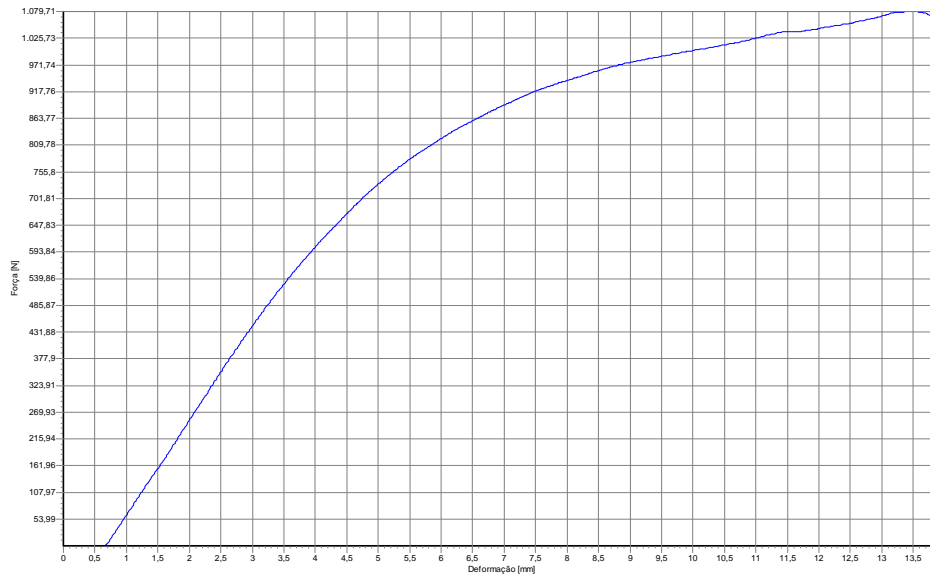
APÊNDICE Q – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 7 do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



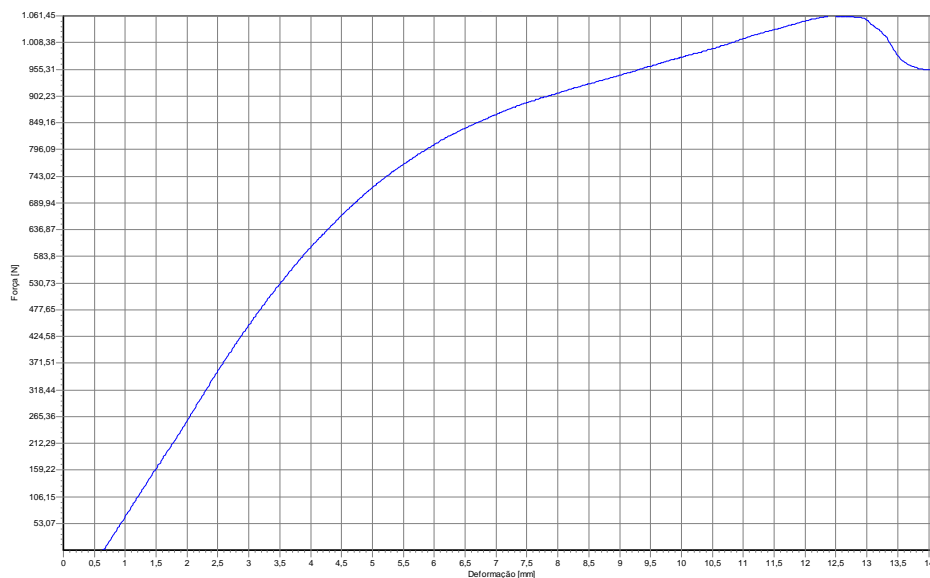
APÊNDICE R – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 8 do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



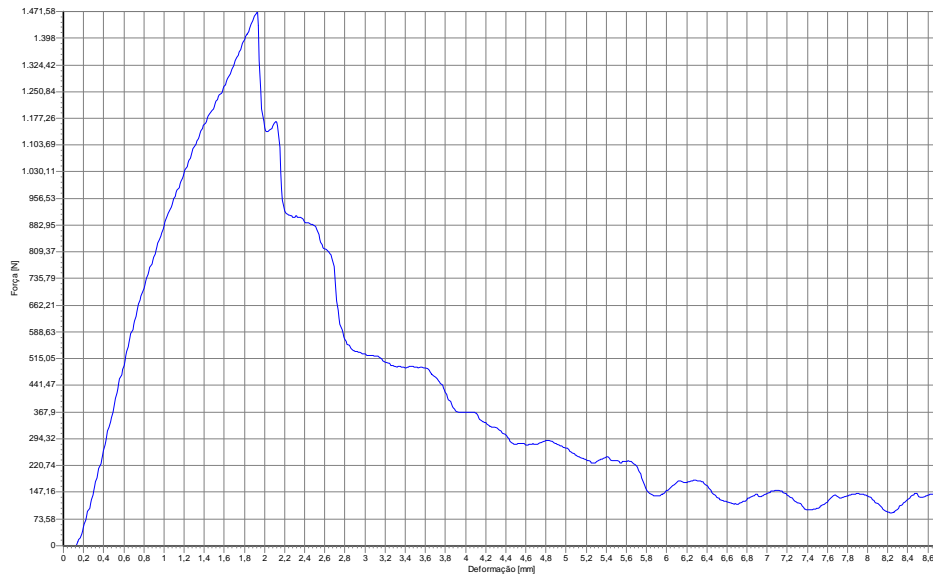
APÊNDICE S – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 9 do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



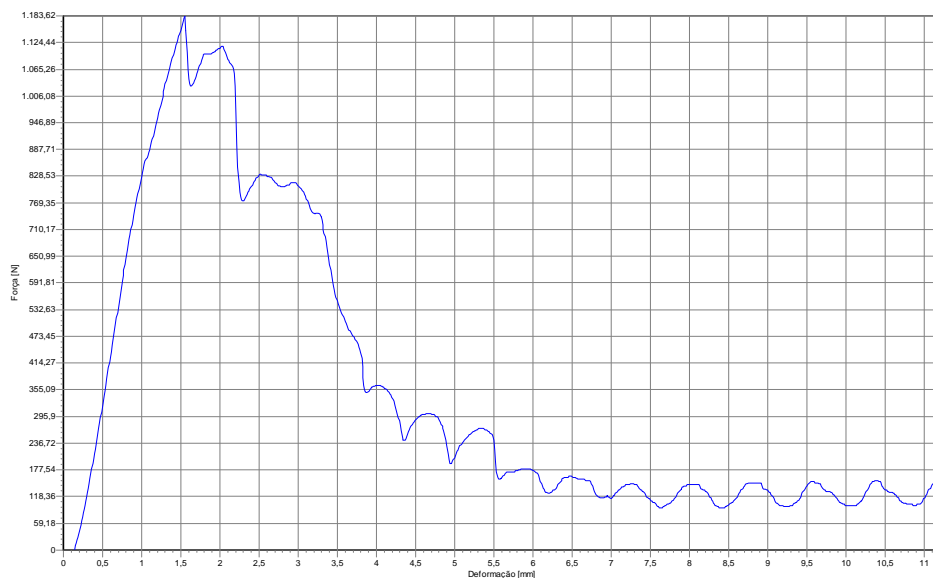
APÊNDICE T – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de flexão de 4 pontos do teste 10 do grupo 2 (sem orifícios centrais preenchidos com fragmentos de cabeças de parafusos bloqueados).



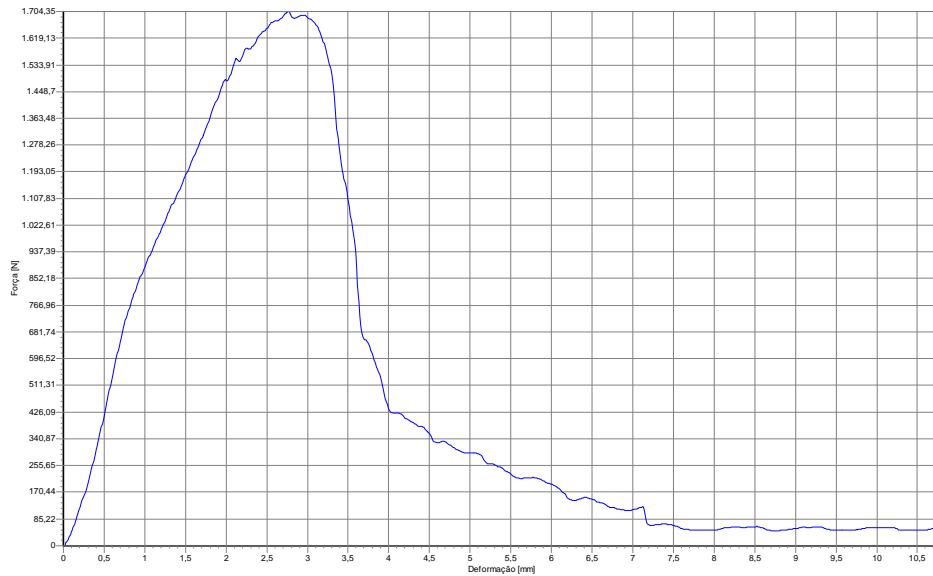
APÊNDICE U – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 1 do grupo 1 (com parafusos angulados lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa).



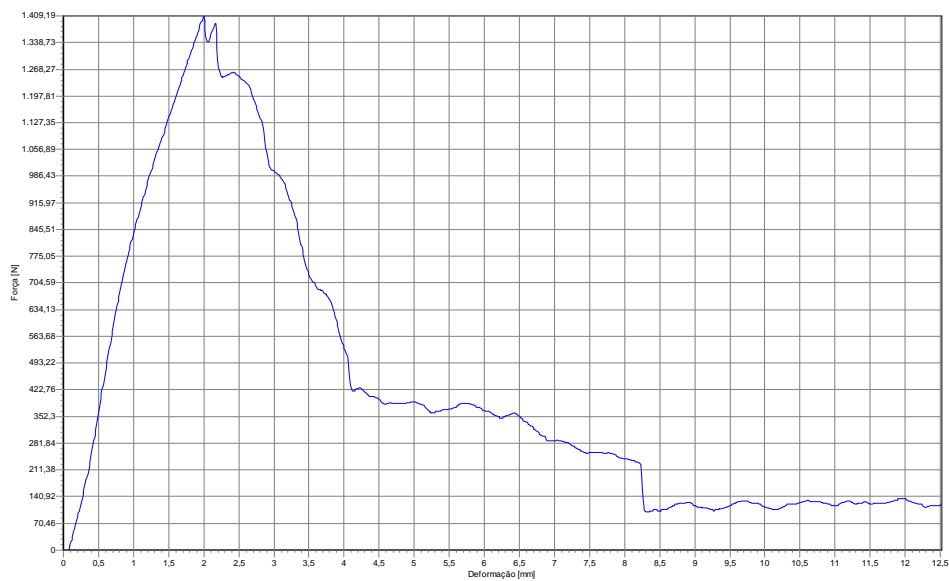
APÊNDICE V – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 2 do grupo 1 (com parafusos angulados lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa).



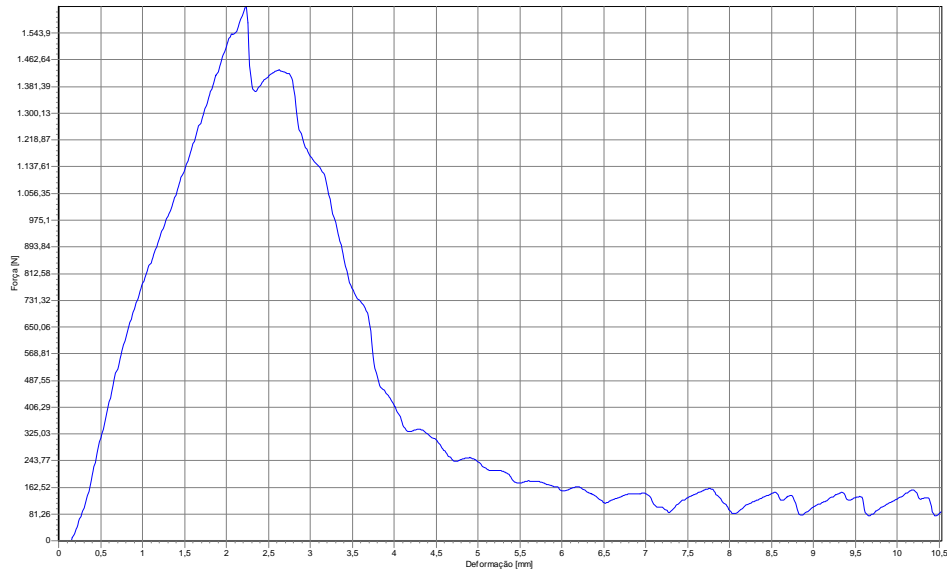
APÊNDICE W – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 3 do grupo 1 (com parafusos angulados lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa).



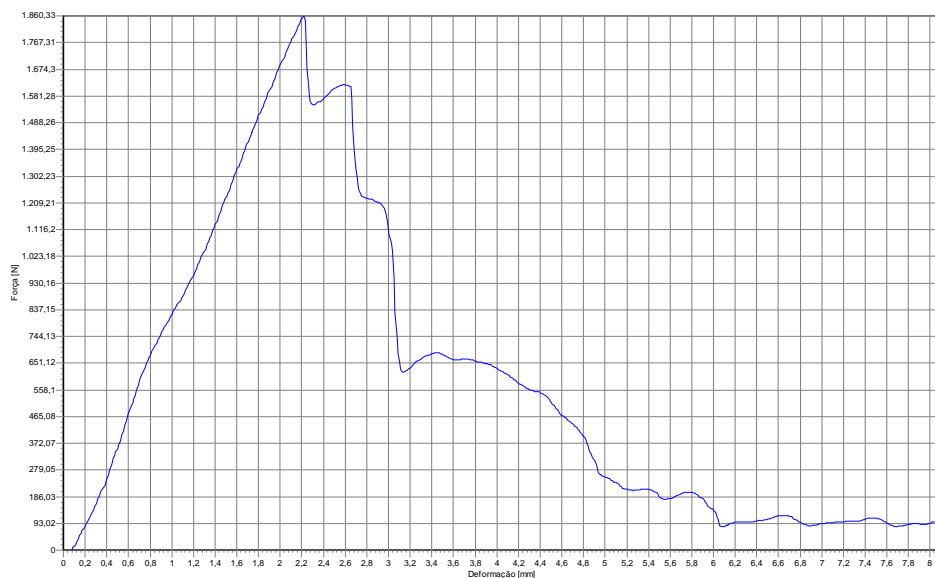
APÊNDICE X – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 4 do grupo 1 (com parafusos angulados lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa).



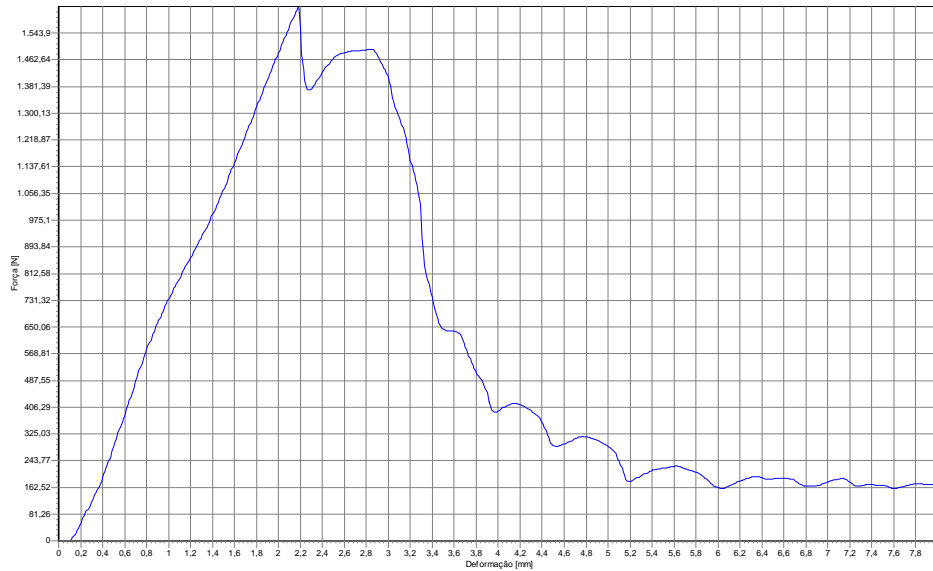
APÊNDICE Y – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 5 do grupo 1 (com parafusos angulados lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa).



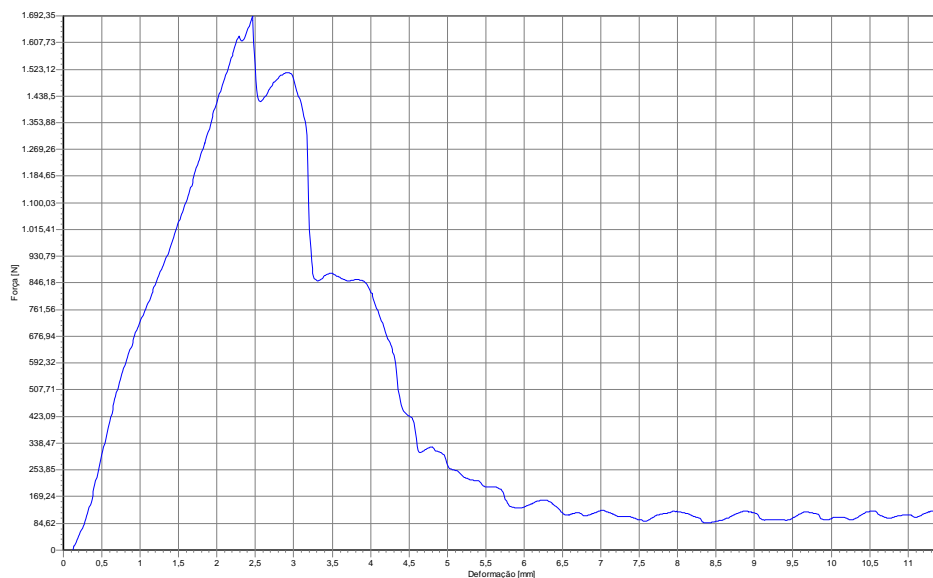
APÊNDICE Z – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 6 do grupo 1 (com parafusos angulados lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa).



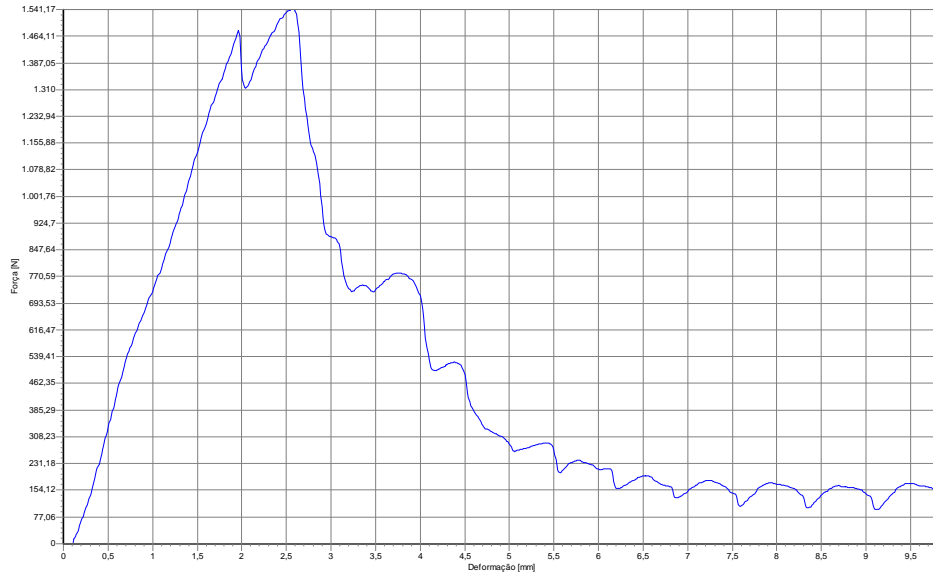
APÊNDICE Aa – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 7 do grupo 1 (com parafusos angulados lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa).



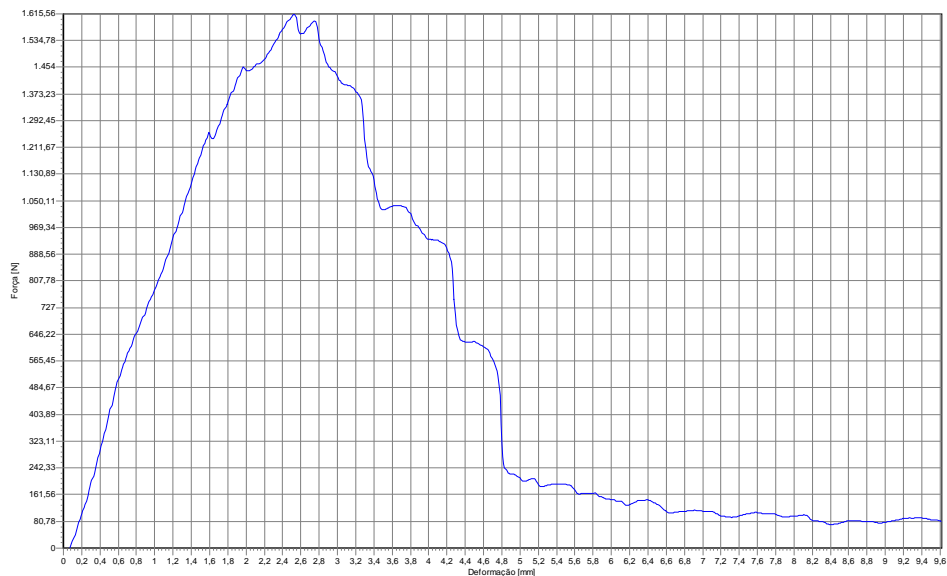
APÊNDICE Bb – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 8 do grupo 1 (com parafusos angulados lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa).



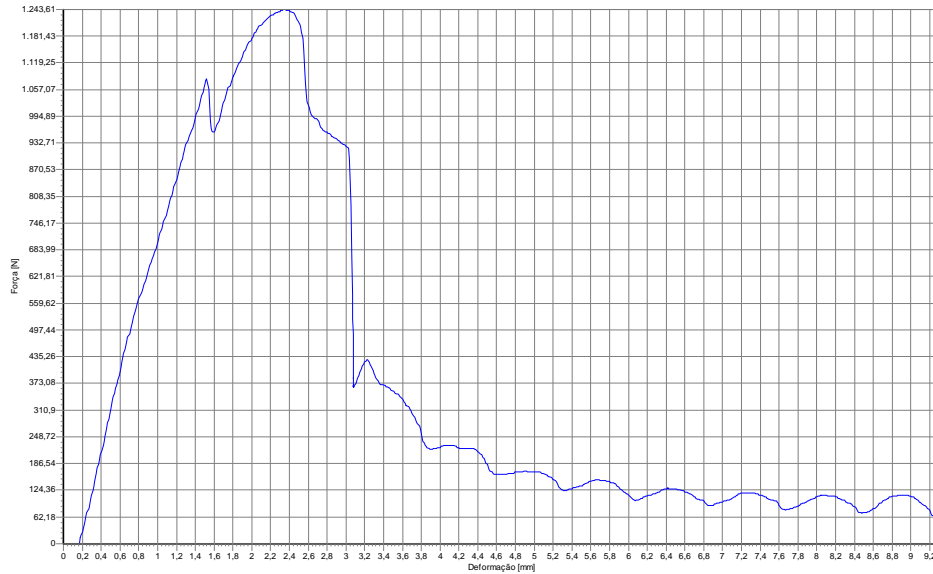
APÊNDICE Cc – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 9 do grupo 1 (com parafusos angulados lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa).



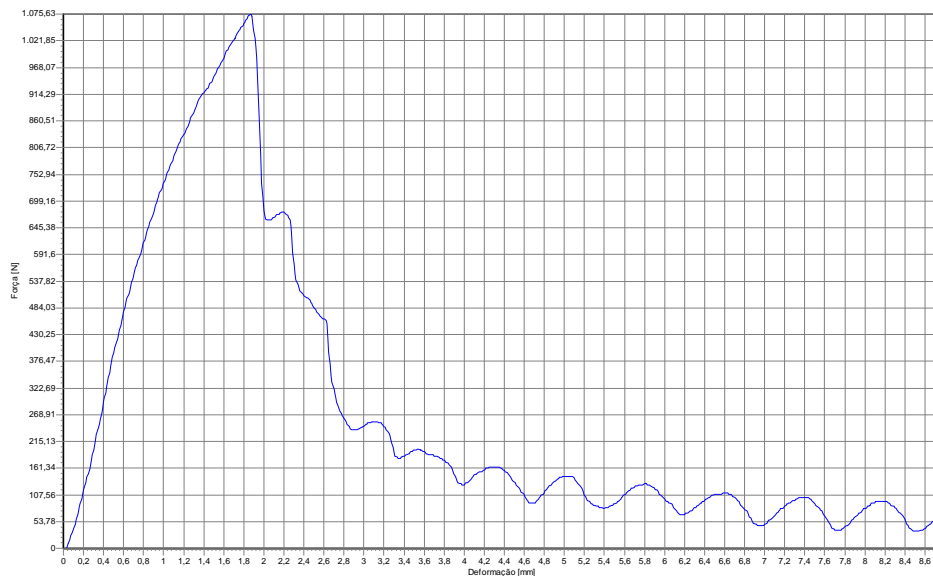
APÊNDICE Dd – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 10 do grupo 1 (com parafusos angulados lateral e medialmente em relação ao eixo longitudinal da placa).



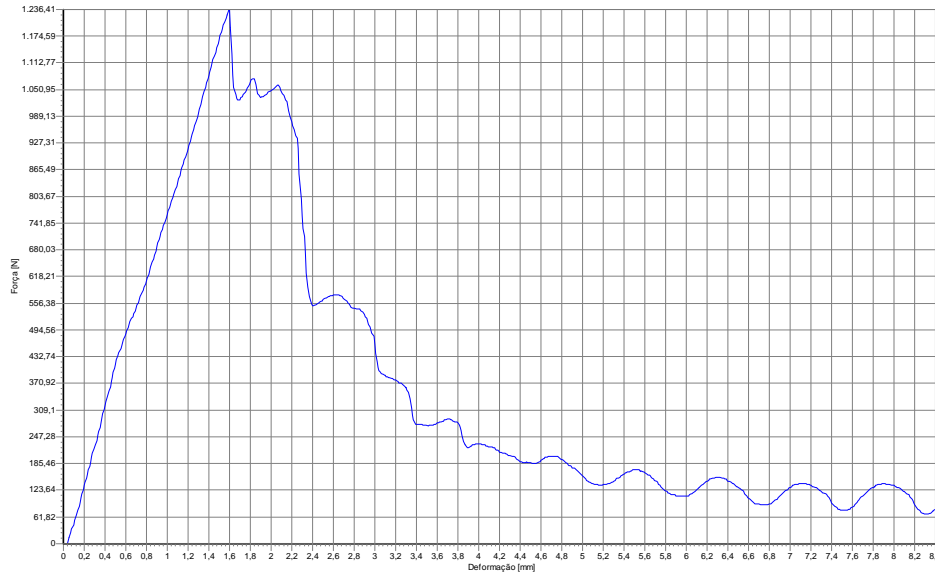
APÊNDICE Ee – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 1 do grupo 2 (com parafusos perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa).



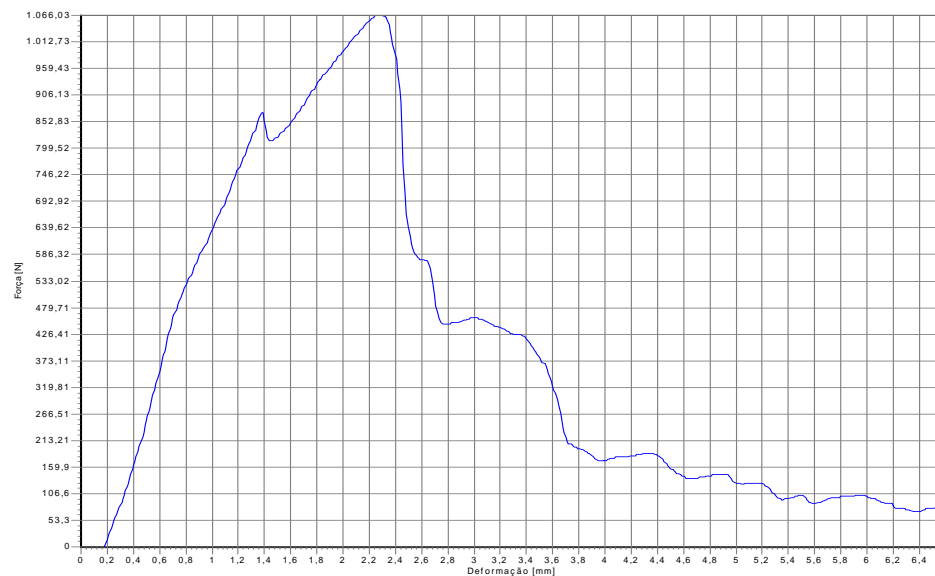
APÊNDICE Ff – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 2 do grupo 2 (com parafusos perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa).



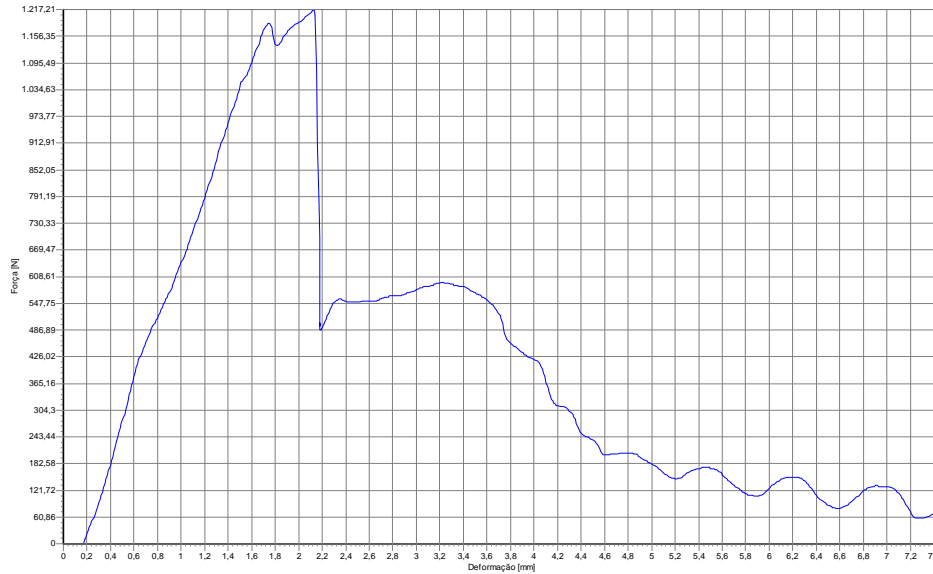
APÊNDICE Gg – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 3 do grupo 2 (com parafusos perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa).



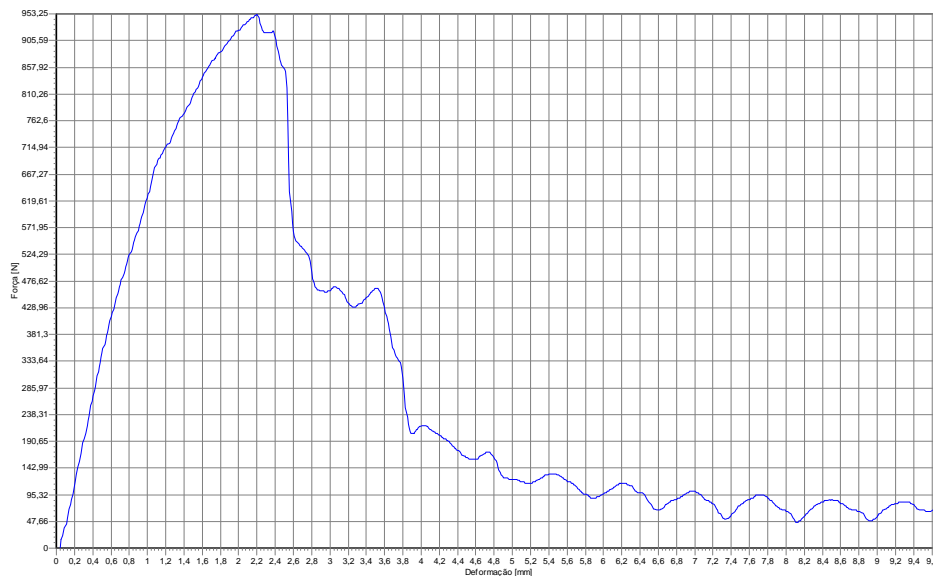
APÊNDICE Hh – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 4 do grupo 2 (com parafusos perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa).



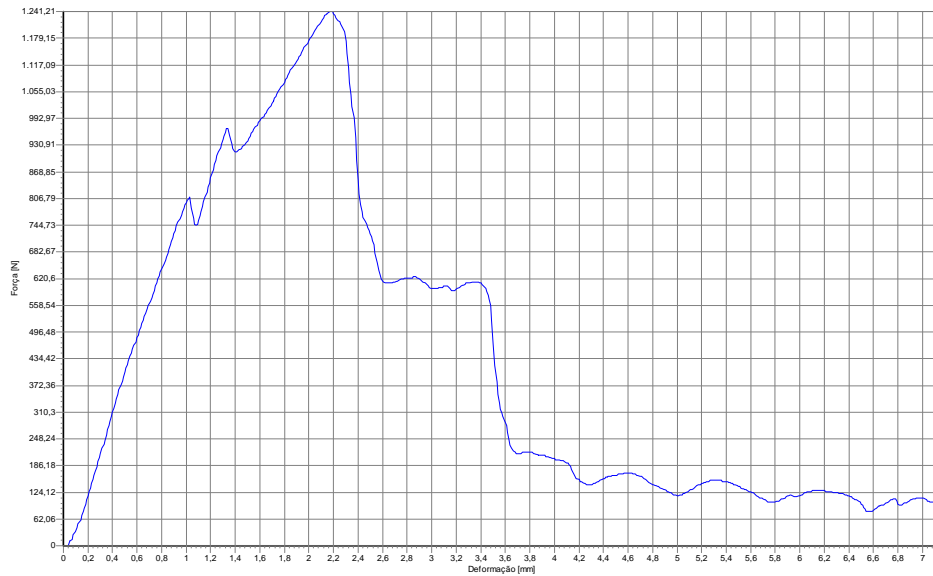
APÊNDICE Ii – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 5 do grupo 2 (com parafusos perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa).



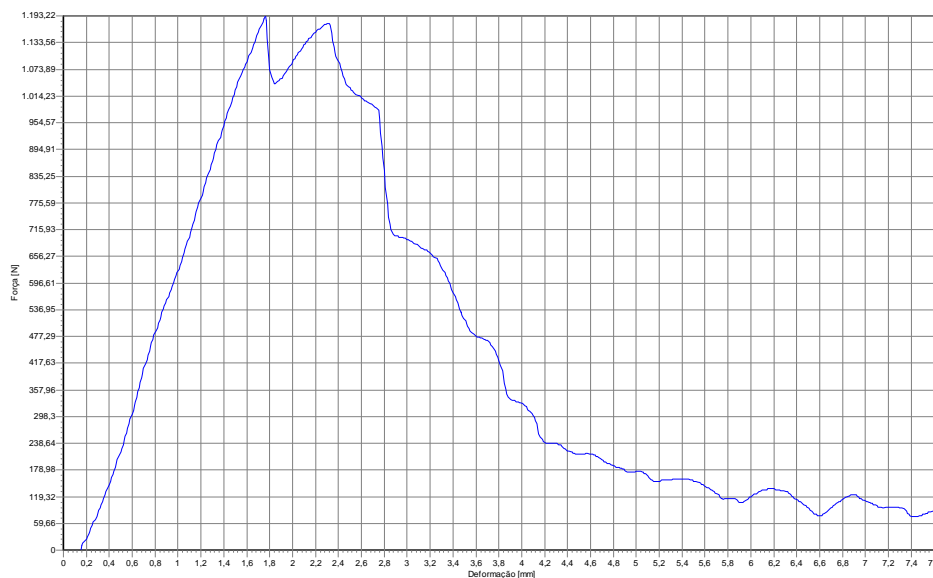
APÊNDICE Jj – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 6 do grupo 2 (com parafusos perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa).



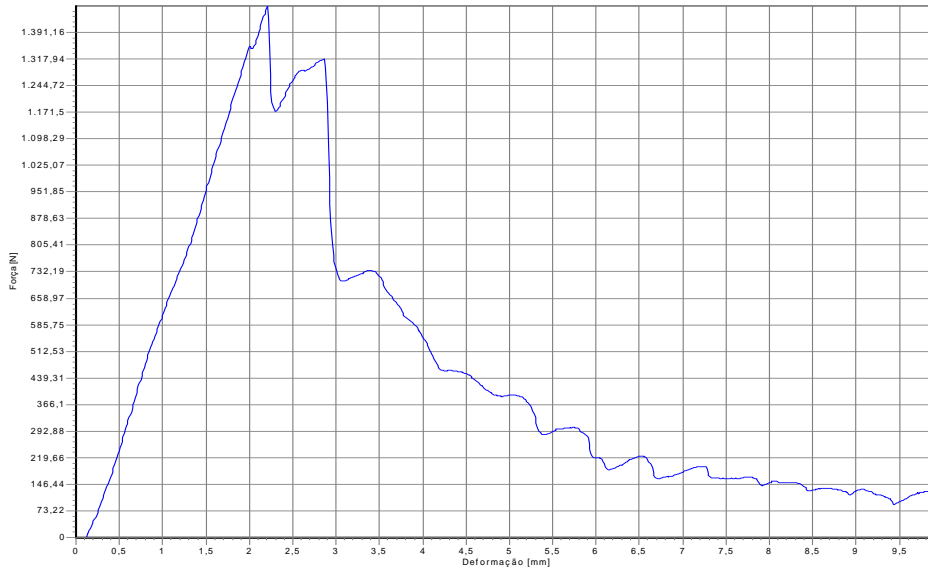
APÊNDICE Kk – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 7 do grupo 2 (com parafusos perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa).



APÊNDICE LI – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 8 do grupo 2 (com parafusos perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa).



APÊNDICE Mm – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 9 do grupo 2 (com parafusos perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa).



APÊNDICE Nn – Gráfico de força (N) por deformação (mm) obtido durante ensaio de arrancamento do teste 10 do grupo 2 (com parafusos perpendiculares em relação ao eixo longitudinal da placa).

