RENATO ALBUQUERQUE DE OLIVEIRA CAVALCANTI

Estudo biomecânico comparativo entre novo sistema de bloqueio (PAX)
e sistema convencional de bloqueio (Synthes) em ensaios de
arrancamento e teste de quatro pontos

São Paulo

2014

RENATO ALBUQUERQUE DE OLIVEIRA CAVALCANTI

Estudo biomecânico comparativo entre novo sistema de bloqueio (PAX) e sistema convencional de bloqueio (Synthes) em ensaios de arrancamento e teste de quatro pontos

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

Departamento:
Cirurgia

Área de concentração:
Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:
Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno

São Paulo

2014

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

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

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

T.3059
FMVZ

Cavalcanti, Renato Albuquerque de Oliveira

Estudo biomecânico comparativo entre novo sistema de bloqueio (PAX) e sistema convencional de bloqueio (Synthes) em ensaios de arrancamento e teste de quatro pontos / Renato Albuquerque de Oliveira Cavalcanti. -- 2014.
114 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2014.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno.

1. Biomecânica. 2. Placa bloqueada. 3. Ortopedia. 4. Arrancamento. 5. Teste de 4 pontos.
I. Título.

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Comissão de Ética no Uso de Animais

São Paulo, 26 de novembro de 2014

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto Intitulado "ESTUDO BIOMECANICO DE PROPOSTA DE NOVO MODELO DE PLACA BLOQUEADA: COMPARAÇÃO DA FORÇA DE PEGA DO PARAFUSO NO ORIFÍCIO DA PLACA ENTRE PLACAS COM SISTEMA DE ROSQUEAMENTO PADRÃO E O NOVO SISTEMA DE BLOQUEIO DE PARAFUSOS E TESTE DE ARQUEAMENTO COMPARANDO O NOVO SISTEMA E SISTEMA TRADICIONAL", protocolado sob o CEUA nº 7297260314, sob a responsabilidade de Cassio Ricardo Auada Ferrigno, foi aprovado na reunião de 07/05/2014, e está de acordo com os princípios éticos da Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo.

We certify that the Research "BIOMECHANICAL STUDY OF PROPOSED NEW LOCK PLATE MODEL: COMPARISON OF FORCE IN GRIP SCREW ORIFICE PLATE SYSTEM BETWEEN PLATES WITH THREAD AND NEW STANDARD SYSTEM LOCK SCREWS AND BENDING TEST COMPARING THE NEW SYSTEM AND TRADITIONAL SYSTEM.", protocol number CEUA 7297260314, under the responsibility Cassio Ricardo Auada Ferrigno, was approved in the meeting of day 05/07/2014, and agree with Ethical Principles adopted by Ethic Committee on Animal Use of the School of Veterinary Medicine and Animal Science of the University of São Paulo.

Atenciosamente,

Profa. Dra. Denise Tabacchi Fantoni
Presidente da Comissão de Ética no Uso de Animais
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Universidade de São Paulo

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: CAVALCANTI, Renato Albuquerque de Oliveira

Título: Estudo biomecânico comparativo entre novo sistema de bloqueio (PAX) e sistema convencional de bloqueio (Synthes) em ensaios de arrancamento e teste de quatro pontos

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

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

A Mãe Zélia (*in memoriam*), que se dedicou, cuidou e
me ensinou os reais valores da vida.

Ao Meu Pai Nicanor, por estar presente em todos
momentos da minha vida sempre me apoiando e
incentivando.

Aos meus irmãos Guilherme e Nádia, por estarem
sempre ao meu lado me dando força.

DEDICATÓRIA

Ao Meu Orientador, Prof. Dr. Cássio Ricardo Auada Ferrigno,
pela paciência, amizade e por sempre
estar acessível para conversas e conselhos.

AGRADECIMENTO

- Aos amigos do Laboratório de Ortopedia e Traumatologia Comparada (Marcos Della Nina, Marcio Ferreira, Olicies da Cunha, Daniela Caquias, Adriana Valente, Vanessa Ferraz, Viviane Galeazzi) pelo companheirismo, incentivo e aprendizado passado.
- A amiga Fernanda Paes, pelas risadas e momentos de descontração proporcionados.
- A Isis Dal-Bó que esta comigo desde o inicio do mestrado, sempre me auxiliando e nunca negando trabalho.
- A Jaqueline França pelos conhecimentos passados e auxilio sempre que solicitado.
- Ao tecnólogo César Augusto Martins Pereira, por seus conhecimentos na área de computação e biomecânica.
- Ao Professor Dr. José Henrique Hildebrand Grisi Filho, pela amizade e por me auxiliar na estatística do presente trabalho.
- A todos os Professores da FMVZ-USP, que foram importantes na minha vida acadêmica e no meu desenvolvimento profissional.
- Aos Veterinários do Hovet-USP.
- Aos Funcionarios do Hovet-USP (Lelis, Jesus e Otávio) pela a ajuda para o bom funcionamento do LOTC.

RESUMO

CAVALCANTI, R. A. O. **Estudo biomecânico comparativo entre novo sistema de bloqueio (PAX) e sistema convencional de bloqueio (Synthes) em ensaios de arrancamento e teste de quatro pontos.** [Biomechanical study comparing new locking plate system (PAX) and conventional locking plate system (Synthes) in pullout and four points test]. 2015. 114 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.

Os materiais utilizados nas osteossínteses passam constantemente por avanços tecnológicos. 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, ossos osteopenicos, por exemplo, acometidos pela osteoporose, entre outras. Atualmente novos modelos de placas com bloqueio estão sendo desenvolvidos, onde a interface do parafuso e a placa são feito pela deformação do orifício, com a vantagem da instalação do parafuso em diversos ângulos. O presente projeto tem por objetivo estudar comparativamente a diferença entre os dois tipos de interface parafuso – placa, como também realizar teste de quatro pontos comparando o sistema novo de bloqueio com o sistema convencional de bloqueio. Realizamos ensaios de arrancamento com sistema convencional de bloqueio (Synthes) e com o novo sistema de bloqueio (PAX) em parafusos 2,0mm; 2,4mm; 2,7mm e 3,5mm. Em todos os grupos testados o sistema convencional de bloqueio foi mais resistente e apresentou diferença significativa estatisticamente, teste de Mann- Witney ($p < 0,05$). Os valores de P obtidos foram: sistema 2.0mm $p = 0,008$; sistema 2.4 mm $p = 0,008$; sistema 2.7 mm $p = 0,016$; sistema 3.5 mm $p = 0,008$. No teste de 4 pontos utilizamos 20 placas da marca Synthes (sistema convencional de bloqueio) e 20 da marca PAX (novo sistema de bloqueio) e o sistema convencional de bloqueio se mostrou novamente mais resistente com diferença significativa. Os valores de P obtidos foram: sistema 2.0mm $p = 0,008$; sistema 2.4 mm $p = 0,008$; sistema 2.7 mm $p = 0,008$; sistema 3.5 mm $p = 0,008$. Conclui-se que o sistema convencional de bloqueio se mostrou mais resistente tanto no teste de arrancamento quanto no teste de flexão de quatro pontos.

Palavras-chave: Placa bloqueada. Ortopedia. Biomecânica. Arrancamento. Teste de 4 pontos.

ABSTRACT

CAVALCANTI, R. A. O. **Biomechanical study comparing new locking plate system (PAX) and conventional locking plate system (Synthes) in pullout and four points test.** [Estudo biomecânico comparativo entre novo sistema de bloqueio (PAX) e sistema convencional de bloqueio (Synthes) em ensaios de arrancamento e teste de quatro pontos]. 2015. 114 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.

The materials used in osteosynthesis constantly technological advances. One of the most recent devices is called the locking plate, its main indications are fractures with a high degree of comminution, fractures which do not require anatomical reduction, osteopenic bones, for example, affected by osteoporosis, among others. Currently new locking plate designs are being developed, where the screw interface and the plate are made by deformation of the hole, with the installation of the advantage screw at various angles. This study aims to compared the difference between the two types of interface screw - plate but also perform four-point test comparing the new locking system with the conventional system lock. Pullout tests conducted with conventional locking system (Synthes) and the new locking system (PAX) by screws 2.0mm; 2.4mm; 2.7mm and 3.5mm. In all groups tested the conventional system of blockade was stronger and showed a statistically significant difference, Mann-Witney test ($p < 0.05$). P values were obtained: System 2.0mm $P = 0.008$; system 2.4 mm $p = 0.008$; System 2.7 mm $p = 0.016$; system 3.5 mm $p = 0.008$. In test points 4 used 20 Synthes plate mark (conventional blocking system) and 20 brand PAX (new locking system), the conventional locking system again showed a significant difference resistant. P values were obtained: System 2.0mm $P = 0.008$; system 2.4 mm $p = 0.008$; system 2.7 mm $p = 0.008$; system 3.5 mm $p = 0.008$. It follows that the conventional locking system has proved much more resistant peel test as in the four point bending test.

Keywords: Locking plate. Orthopedics. Biomechanics. Pullout. Test 4 points.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Imagens fotográficas da placa 2.0 mm com orifício deformável (A) e com sistema convencional de bloqueio (B)	38
Figura 2 -	Imagens fotográficas da placa 2.4 mm com orifício deformável (A) e com sistema convencional de bloqueio (B)	38
Figura 3 -	Imagens fotográficas da placa 2.7 mm com orifício deformável (A) e com sistema convencional de bloqueio (B)	39
Figura 4 -	Imagens fotográficas da placa 3.5 mm com orifício deformável (A) e com sistema convencional de bloqueio (B)	39
Figura 5 -	Imagem fotográfica do dispositivo do teste de arrancamento, o orifício serve como abrigo do parafuso após o teste	40
Figura 6 -	Imagem fotográfica do torquímetro digital utilizado na padronização da força aplicada na colocação dos parafusos	40
Figura 7 -	Imagem fotográfica com corpo de prova montado na máquina de ensaio, mostrando a instalação do parafuso na placa escorada em superfície plana contendo o orifício de escape do parafuso após a falha crítica do corpo de prova	41
Figura 8 –	fotografia do projetor de perfil da marca Deltronic, modelo DV-114. Este projetor foi utilizado para avaliação dos parafusos antes e depois do teste de arrancamento	42
Figura 9 -	Imagens fotográficas à esquerda o corpo de prova (placa 3.5mm PAX fixada no tarugo de delring) preso estaticamente à base da máquina de ensaio com uma garra de aço e o atenuador móvel será colocado no bloco superior de forma excêntrica ao corpo de prova. A direita mostra logo após o término do ensaio com deformação plástica do corpo de prova	43
Figura 10a -	Imagens fotográficas com os corpos de provas antes (a esquerda) e depois (a direita) da realização do teste de 4 pontos nos sistemas 2.0mm e 2.4 mm.....	45
Figura 10b-	Imagens fotográficas com os corpos de provas antes (a esquerda) e depois (a direita) da realização do teste de 4 pontos nos sistemas 2.7mm e 3.5 mm.....	46

Figura 11 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 2.0 mm do sistema convencional a esquerda e do novo sistema de bloqueio a direita	52
Figura 12 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 2.4 mm do sistema convencional a direita e do novo sistema de bloqueio a esquerda	52
Figura 13 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 2.7 mm do sistema convencional a esquerda e do novo sistema de bloqueio a direita	53
Figura 14 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 3.5 mm do sistema convencional a esquerda e do novo sistema de bloqueio a direita	55
Figura 15 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 2.0 mm do sistema convencional de bloqueio após a realização do teste biomecânico	54
Figura 16 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 2.0 mm do novo sistema de bloqueio após a realização do teste biomecânico	54
Figura 17 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 2.4 mm do sistema convencional de bloqueio após a realização do teste biomecânico	55
Figura 18 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 2.4 mm do novo sistema de bloqueio após a realização do teste biomecânico	55
Figura 19 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 2.7 mm do sistema convencional de bloqueio após a realização do teste biomecânico	56
Figura 20 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 2.7 mm do novo sistema de bloqueio após a realização do teste biomecânico	56
Figura 21 - Imagem fotográfica mostrando o perfil dos parafusos 3.5 mm do sistema PAX após a realização do teste biomecânico	57

LISTA DE QUADROS

Quadro 6.1.1 - Resultado dos testes de arrancamento no sistema 2.0 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney	49
Quadro 6.1.2 - Resultado dos testes de arrancamento no sistema 2.4 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney	49
Quadro 6.1.3 - Resultado dos testes de arrancamento no sistema 2.7 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney	50
Quadro 6.1.4 - Resultado dos testes de arrancamento no sistema 3.5 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney	50
Quadro 6.2.1 - Resultado dos testes de quatro pontos no sistema 2.0 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney	58
Quadro 6.2.2 - Resultado dos testes de quatro pontos no sistema 2.4 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney	58
Quadro 6.2.3- Resultado dos testes de quatro pontos no sistema 2.7 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney	59
Quadro 6.2.4- Resultado dos testes de quatro pontos no sistema 2.4 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney	59
Quadro 6.2.5 - Resultado da rigidez no sistema 2.0 mm. Comparando o sistema Synthes com o sistema PAX, com os valores da média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney	60
Quadro 6.2.6 - Resultado da rigidez no sistema 2.4 mm. Comparando o sistema Synthes com o sistema PAX, com os valores da média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney	60

Quadro 6.2.7 - Resultado da rigidez no sistema 2.7 mm. Comparando o sistema Synthes com o sistema PAX, com os valores da média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney60

Quadro 6.2.8 - Resultado da rigidez no sistema 3.5 mm. Comparando o sistema Synthes com o sistema PAX, com os valores da média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney60

LISTA DE ABREVIATURAS

AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
Fmax	Força maxima
FMVZ	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
HOVET	Hospital Veterinário
Kgf	kilograma força
KN	Kilo Newton
LC-DCP	placa de compressao dinamica com baixo contato
LCP	placa bloqueada
m	metro
MIPO	osteossíntese com placa minimamente invasiva
mm	milímetro
min	minuto
N	newton
PAX	Poli axial Advanced Locking System
USP	Universidade de São Paulo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
2	OBJETIVOS	19
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
3.1	ESTABILIDADE DO OSSO	22
3.2	PLACA ÓSSEA.....	23
3.3	PLACA BLOQUEADA.....	26
3.4	BIOMECÂNICA DOS PARAFUSOS.....	35
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	37
4.1	ENSAIO DE ARRANCAMENTO (“PULL OUT”)	37
4.2	AVALIAÇÃO VISUAL MACROSCÓPICA	41
4.3	ENSAIO DE FLEXÃO DE QUATRO PONTOS.....	43
5	ANÁLISE ESTATÍSTICA	47
6	RESULTADOS	48
7	DISCUSSÃO	62
8	CONCLUSÃO.....	68
	REFERÊNCIAS	70
	APÊNCIDES.....	75

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A ortopedia cada vez mais se preocupa com abordagens fisiológicas e mínimos distúrbios dos tecidos moles devido à importância de fatores biológicos na fixação interna e a relevância destes na consolidação da fratura. Devido a esta tendência, novas gerações de implantes foram desenvolvidas. O avanço tecnológico em relação aos materiais utilizados nas osteossínteses aumenta em grande velocidade. Corroborando com essa ideia criou-se a chamada placa bloqueada, suas principais indicações são fraturas com alto grau de cominuição, fraturas que não exigem uma redução anatômica, ossos osteopenicos, por exemplo, acometidos pela osteoporose, entre outras.

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 um sistema rígido que não permite movimentação entre os componentes do dispositivo (placa-osso-parafuso), conferindo extrema estabilidade e rigidez ao sistema, devido à sua estabilidade angular (o parafuso não muda seu ângulo em relação à placa) isto é devido ao rosqueamento da cabeça do parafuso aos orifícios da placa.

A utilização da placa bloqueada na medicina veterinária está se tornando cada vez mais comum. Novos sistemas de bloqueio estão sendo desenvolvidos com objetivo de facilitar a colocação desses implantes. Na presente literatura não há trabalho que compare a resistência dos implantes (teste de 4 pontos e teste de arrancamento) dos dois sistemas de bloqueio que foram testados neste estudo (PAX¹ e o Synthes)^{1,2}.

¹ Polyaxial Advanced Locking System (PAX): Securos, Fiskdale, MA, USA

² Locking Compression Plate (LCP®): Synthes Vet®, West Chester, PA, USA

2 OBJETIVOS

Os objetivos do estudo são:

- Comparar por ensaio destrutivo com modelo de aplicação de carga axial pura em parafusos com bloqueio padrão, Synthes, (tipo rosca macho e fêmea) e parafusos com o novo modelo de bloqueio, PAX, (deformação do orifício). Foram testados os sistemas de placas 2,0 mm, 2,4 mm, 2,7 mm e 3,5 mm de ambos os tipos.
- Comparar a rigidez em ensaio de arqueamento em dois sistemas de bloqueio. Parafusos com sistema de bloqueio convencionais (Synthes) e sistema com novo sistema de bloqueio (PAX).

2.1 LIMITAÇÕES

Por se tratar de um teste biomecânico não foi mimetizada a situação fisiológica na qual varias forças atuam concomitantemente.

Utilizaram-se corpos de prova “tarugos de delring” com objetivo de melhorar a padronização do ensaio. Porém a consistência/resistência do corpo de prova não é igual à consistência/resistência do osso.

Por se tratar de um teste biomecânico não é possível saber se a força aplicada durante o teste seria correspondente à força aplicada em condições fisiológicas durante a deambulação do o animal.

A análise da deformação dos parafusos após o teste de “pull out” ocorreu de forma subjetiva devido à ausência de métodos para análise na literatura pesquisada.

REVISÃO DE LITERATURA

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 ESTABILIDADE DO OSSO

O conceito de estabilidade é muito importante no planejamento e durante o procedimento cirúrgico. A estabilidade determina a quantidade de tensão no local da fratura, e tensão a tensão determina o tipo de calo ósseo que ocorrerá no local da fratura (EGGOL et al., 2004).

A consolidação primária ocorre quando a deformação relativa (ΔL) é menor do que 2%. Já a consolidação secundária ocorre quando o ΔL é mantido entre 2% e 10%. A consolidação óssea não ocorre quando o ΔL for maior do que 10%.

O “Strain” (deformação relativa) é definido como a variação relativa na lacuna fratura dividida pela distância inicial (fratura lacuna tensão = $\Delta L / L$).

Em 1979, Perren observou que "o tecido não pode ser produzido sob condições de tensão que ultrapassem o alongamento no momento da ruptura do tecido" alongamento no momento da ruptura do tecido, no caso do osso lamelar, é de 2%, já para o tecido de granulação esse coeficiente é cerca de 100%.

A tensão na linha fratura irá determinar o tipo de consolidação. Cicatrização óssea primária ocorre quando há estabilidade absoluta (fixação rígida) no local da fratura. A sua ocorrência requer que a deformação relativa seja mantida inferior a 2%. A placa de compressão fornece fixação rígida, minimizando tensão, diminuindo lacuna movimento e proibindo aumento no comprimento de lacuna (EGGOL et al., 2004).

A consolidação secundária ocorre quando há estabilidade relativa é a deformidade relativa é mantida entre 2% e 10%. Diversos tipos de implantes podem fornecer estabilidade relativa (Talas, placas bloqueadas e fixadores externos, CRIF). A cicatrização óssea secundária é caracterizada pela formação de calos.

As técnicas de fixação biológica visam à estabilidade relativa e terão como resultado a consolidação óssea secundária. As reconstruções com placas bloqueadas visam diminuir a lacuna tensão minimizando a deformação relativa, promovendo a consolidação óssea secundária (HOFFEN et al., 2001).

3.2 PLACA ÓSSEA

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).

Em 1958 criou-se o grupo AO (Arbeitsgemeinschaft fur 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 numero de complicações pós-cirúrgicas, entre elas: infecções, falha de implantes, sequestros ósseos, pseudoartroses e ausência de consolidação (FALAVINHA, 1996; BONE; ANDERS; ROHRBACHER, 1998; ORR et al., 2002).

Muller e Witzel, em 1984, e Heitemeyer et al. (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. Essa técnica 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).

Assim como a placa de apoio, a haste intramedular bloqueada também é considerada uma osteossíntese biológica por preservarem a irrigação periostal e manter o hematoma organizado entre os fragmentos, de vital importância para a consolidação (ELIAS; CARVALHO; OLIVEIRA, 1992; CARVALHO; ELIAS; GALVÃO, 1991). 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 diafise 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.

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, 1997; VASCONCELOS et al., 2004). Em estudo feito por Shimabukuro et al. (1997), concluíram 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.

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, 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.

A chamada abordagem biológica para tratamento de fraturas modificou recomendações que eram de grande valia (como a estabilidade da fratura absoluta e a reconstrução anatômica). Neste tipo de abordagem visa restituir o alinhamento ósseo sem a necessidade de manipular o foco de fratura. As placas bloqueadas são muito utilizadas nesse tipo de abordagem (BUFKIN et al., 2013).

Wenda et al. em 1997, descreveram a técnica denominada de *minimally invasive plate osteosynthesis* (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 et al., 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 acentuada ainda mais com a técnica de MIPO, e a grande resistência da placa em relação a fadiga, desde que o estresse 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).

3.3 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 um aumento da fixação em ossos osteopenicos, ou com osteoporose (EGOL et al., 2004). As placas tradicionais exigem uma exposição direta da fratura e uma 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).

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 pode atuar com 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 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, onde 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 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). 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 convencionais são designadas para promover estabilidade absoluta. Elas resistem às forças axiais, de arqueamento e de 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 pelo torque aplicado para a fixação dos parafusos da placa para o osso (BORGEAUD et al., 2000; PERREN, 2002; MARIANI et al., 2010). Ossos osteopenicos ou com cominuição podem não ser capaz de resistir a força de cisalhamento geradas 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 et al., 2000).

O ponto mais frágil do sistema não bloqueado 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 aumentando o coeficiente de atrito entre a placa e o osso, conseguido pelo perfeito retorcimento da placa (MATTER; BRUNCH, 1990; 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 periosteal, podendo resultar numa necrose óssea profunda e consequente perda da placa.

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 um 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, 2000a; 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; BERGEAUD; PERREN, 2000; GAUTIER; PERREN; CORDEY, 2000a). 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 estabilidade do sistema depende da angulação da colocação do parafuso (90° para o sistema convencional e para sistema multidirecional é importante manter a angulação descrita pelos fabricantes), a instrumentação do orifício durante a colocação do parafuso e o torque de colocação dos parafusos (KAAB et al., 2004).

Baroncelli et al. (2013), realizaram um trabalho comparando o push out de parafusos de cinco sistemas de placas bloqueadas 3,5mm (SOP, PAX, SHYNTES, FIXIN, VET INSTRUMENTATION) alternando o torque de colocação dos parafusos. Os maiores valores de push out foram obtidos com implante da “Veterinry Instrumetation” com torque de 0,8 N (valor médio de 5389N) e da Synthes com torque de 3,5 N (valor médio 3983N). Menores valores encontrados foram da marca Securos (PAX) e Traumavet com torque de 0,8 N (valores médios 551N e 339 N). Segundo, Baroncelli et al. (2013), o torque de inserção dos parafusos não teve influencia significativa no valor da força de “push out”.

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 intimo 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; FAROUK et al., 1998).

Outro estudo realizado testou a influencia da distancia 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 outros grupos. Os autores então concluíram que a melhor montagem da placa bloqueada é a segunda na qual se

deixou um espaço de 2 mm 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; PERREN, 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.

A 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 rosqueados, podendo os mesmos ser usados isoladamente ou combinados de acordo com a necessidade do cirurgião. Por tanto com o aumento da versatilidade passou-se a existir incertezas sobre qual conformação seria mais segura e favorável à cicatrização óssea (PERREN, 2003). Outra desvantagem desse tipo de implante é a dificuldade remoção do parafuso. O aperto excessivo durante a colocação pode levar a fusão a frio ocasionando o travamento entre parafusos e placa, que impediriam a retirada do parafuso (BUFKIN et al., 2013). Esta fusão é um problema não visto com DCP e é mais comum entre os implantes de titânio que têm uma

maior capacidade de se deformar quando comparado de aço inoxidável (BUFKIN et al., 2013).

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 sadios, 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 numero 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 influencia 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 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 resistência a fadiga da placa. Logo a recomendação é de que se insira pelo menos 3 parafusos em cada fragmento principal (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 que a estabilidade de placa era a mesma quando se usou três, quatro, cinco ou seis parafusos por fragmento. Com isso também testaram se havia influencia 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.

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 nos *sawbones*. 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.

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.

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 ou arqueamento e 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 força de arrancamento para parafusos monocorticais é 50% menor quando comparada à força de arrancamento do parafuso bicortical.

Bufkin et al. (2013), realizaram um estudo no qual avaliavam os efeitos da angulação e do torque na colocação do parafuso no sistema PAX. Eles inseriram os parafusos a 0, 5 e 10 graus com torque de 2,5Nm e 3,5 Nm. Os resultados obtidos foram que os parafusos inseridos até 5 graus obtiveram força de push-out maior significativamente, quando comparados com 10 graus (1530N, 1440N e 1080N). Já quanto ao torque de inserção com 3,5 Nm apresentou valores maiores de pull out do que com 2,5 Nm. E o teste de flexão 4 pontos, demonstrou que o PAX possuem resistência à flexão semelhante a de outros implantes utilizados na veterinária.

DeTora e Kraus (2008) realizaram um trabalho comparando biomecânicamente (teste de flexão) tipos de placas (LCP, LC-DCP Broad, LC-DCP e SOP). Os resultados demonstraram diferenças significativas ($p < 0,001$) na resistência à flexão e rigidez entre os quatro implantes ortopédicos (3,5 Broad LC-DCP > SOP > LCP = LC-DCP). A placa Broad foi a mais resistente, isto ocorreu por ser o maior implante e com maior momento de inércia. Essa maior resistência pode ser vantajosa em reparação de fratura de cães grandes. A desvantagem desse tipo de implante é a grande superfície de contato com o osso que influencia o fornecimento de sangue periosteal e consequentemente a capacidade de reparação óssea.

Cabassu et al. (2011) realizaram teste biomecânico de torção nos seguintes sistemas de bloqueio (SOP, DCP, LC-DCP, LCP e PAX), eles analisaram somente o sistema 3,5mm. O sistema PAX apresentou maior deformação elástica, significativamente, e não houve diferença significativa entre os demais sistemas de bloqueio. A maior deformação e menor rigidez do sistema PAX deve-se ao material que é produzido (titânio). A combinação de flexão e torção forças representa mais de 90% das cargas fisiológicas que atuam sobre uma fratura (CABASSU et al., 2011).

Ahamad et al. (2007) estudaram biomecanicamente a que distância do osso o implante (placa bloqueada) começa a sofrer diminuição da resistência. Realizaram osteotomia no úmero e colocaram placa bloqueada a 2 mm e a 5 mm em relação ao osso, respeitando o padrão AO de colocação do implante. As amostras foram submetidas a compressão cíclica e compressão até a falha. A deformação plástica e a falha foram avaliadas utilizando medições tridimensionais. Foi realizada microscopia eletrônica de varredura de placa e da cabeça do parafuso permitido inspeção detalhada. Os resultados demonstraram que a LCP colocada a 5 mm do osso aumentou significativamente a deformação plástica e exigiu menores cargas para promover a falha do implante.

O sistema PAX foi utilizado para realização de cirurgia de um Golden retriever que foi atropelado e tinha múltiplas fraturas na face (maxilar e fraturas dos ossos frontais) que resultaram na separação da maxila da base do crânio. O procedimento cirúrgico obteve sucesso, resultou em uma excelente oclusão e ótima recuperação com retorno imediato a função. A consolidação ocorreu sem intercorrências, obtendo excelente função e aparência (ILLUKKA; BOUDRIEU, 2014).

Barnhart et al. (2014), realizaram um estudo retrospectivo no qual avaliavam radiograficamente cães e gatos (62 animais) que foram submetidos a intervenção cirúrgica (em 6 hospitais particulares da Espanha) e colocação de placas PAX. Foi registrado complicações em 19% dos animais e falha do implante em 5% dos casos e concluíram que a taxa de complicação com o implante PAX não tem diferença significativa quando comparados a outros tipos de placa.

3.4 BIOMECÂNICA DOS PARAFUSOS

A estabilidade da placa de compressão dinâmica (DCP) depende da compressão da placa com osso. Os parafusos criam atrito na interface placa/ osso (DeTORA; KRAUS, 2008; BLAKE et al., 2011). Os benefícios de placas bloqueadas incluem a manutenção da vascularização periosteal, facilitando dessa forma sua aplicação em cirurgias minimamente invasivas, diminuição do risco de perda da redução da fratura durante a colocação do parafuso e a não necessidade de realizar o contorno ósseo perfeito (DeTORA; KRAUS, 2008; BLAKE et al., 2011).

A resistência dos parafusos esponjosos pode ser influenciada por: o maior diâmetro do parafuso, o comprimento do passo de rosca, a força de cisalhamento do material no qual o parafuso está inserido e a forma da rosca do parafuso (CHAPMAN et al., 1996; AMERICA SOCIETY FOR TESTING MATERIALS, 2008).

Estudo realizado mostrou que um parafuso cortical 3.5 mm resiste a uma força de arrancamento de 5.21-7,47kN e que a força de arrancamento de um parafuso monocortical é 50% menor quando comparada à de arrancamento de um bicortical (ZDERO et al., 2007).

Durante a colocação do parafuso na placa bloqueada sempre se deve utilizar um torquímetro, para desta forma limitar a força durante a colocação e o bloqueio do mesmo. Se não houver esse controle corre-se o risco de ocorrer a chamada “fusão a frio”, impossibilitando uma futura retirada do mesmo (BUFKIN et al., 2013)

Bufkin et al. (2013) realizaram um trabalho o qual testaram o ângulo de colocação do parafuso (0°, 5° e 10°) e o torque na colocação do parafuso (3,5 Nm e 2,5 NM) no sistema PAX e realizaram teste de arrancamento e o teste de quatro pontos. Os resultados obtidos demonstraram que o sistema com parafusos colocados a 0 e a 5 graus de inclinação apresentaram maior resistência (0° 1530N; 5° 1440N e 10° 1080N) com diferença significativa entre os ângulos 0 e 5 quando comparado com o 10 graus de colocação) e com aumento do torque de colocação também verificou-se aumento na resistência (2,5Nm 1140N; 3,5Nm 1560N). Eles concluem o

estudo falando que o sistema de bloqueio PAX oferece o benefício de inserção do parafuso poliaxial (0 e 5 graus) sem grandes alterações biomecânicas no sistema.

Cleek, Reynolds e Hearn (2007) testaram a força de torque na inserção de parafusos convencionais. Os parafusos foram inseridos com 50 %, 70% e 90% do valor máximo. Os resultados comprovaram que a força de torque acima de 86% da densidade óssea provoca efeito contrario, ou seja, redução nos valores de arranchamento. Dessa forma, é preferível estabilizar o parafuso com torque máximo inferior ao limite do que ultrapassar o valor previamente determinado.

MATERIAL E MÉTODO

4 MATERIAL E MÉTODO

Os ensaios realizados foram:

Arranchamento “pull out”, onde foram testados 20 parafusos no novo sistema de bloqueio Securos (PAX) comparando-os com 20 parafusos no sistema Synthes.

Ensaio de flexão de quatro pontos, onde foram testados 20 placas no novo sistema de bloqueio Securos (PAX) comparando-os com 20 placas no sistema Synthes.

4.1 ENSAIO DE ARRANCAMENTO (“PULL OUT”)

Teste 1 – Foi realizado ensaio destrutivo (até a falha) de 20 parafusos em placas de bloqueios da marca Synthes (cinco parafusos 2.0mm; cinco parafusos 2.4mm; cinco parafusos 2.7mm e cinco parafusos 3.5mm) comparados a 20 parafusos com o novo modelo de bloqueio PAX (cinco parafusos 2.0mm; cinco parafusos 2.4mm; cinco parafusos 2.7mm e cinco parafusos 3.5mm) (Figuras 1,2,3,4). Os parafusos dos sistemas 2,0mm foram inseridos em suas respectivas placas com chave torquímetro de 0,4 Nm, os parafusos 2,4mm e 2,7mm foram inseridos em suas respectivas placas com chave torquímetro de 0,8 Nm e os parafusos de 3,5 mm de diâmetro foram inseridos com chave de 1,5 N de força.

Essa força de colocação dos parafusos foi padronizada com a utilização de torquímetro digital (Torquímetro Digital Lutron TQ-8800) (Figura 6). A colocação dos parafusos de ambos os sistemas foi realizada de forma perpendicular a placa. No sistema convencional (Synthes®) foi utilizado o guia de bloqueio e no PAX foi utilizado guia universal, porém mantendo a angulação da perfuração do orifício perpendicular à perfuração.

Posteriormente a fixação dos parafusos, as placas foram colocadas em um dispositivo no qual ficaram imóveis (Figura 5), o dispositivo era plano e continha

orifício para escape do parafuso após a falha crítica do corpo de prova. Foi posicionado o atenuador móvel da máquina de ensaios de 10.000 kG kratos (projeto Fapesp 2010/07801-0) na ponta mais distal do parafuso (lado contralateral a cabeça do parafuso) (Figura 7). Após a adaptação do atenuador iniciou-se o ensaio em velocidade de 20 mm/min e a resolução no deslocamento do travessão móvel foi de 0,01mm até a falha crítica do corpo de prova. As forças foram aplicadas promovendo aumento em sua magnitude e todos dos dados foram registrados na forma de diagrama força *versus* deslocamento no ponto de aplicação. Os ensaios foram registrados em computador pessoal através de sistema de aquisição de dados da marca LYNX®, modelo ADS 2000, em uma taxa de aquisição de 30 amostras por segundo.

Figura 1 – A - Placa (2.0mm) de bloqueio com orifício deformável, B - Placa (2.0 mm) de bloqueio convencional com parafusos de rosca tipo macho e fêmea

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

Figura 2 – A - Placa (2.4mm) de bloqueio com orifício deformável, B - Placa (2.4 mm) de bloqueio convencional com parafusos de rosca tipo macho e fêmea

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

Figura 3 – A - Placa (2.7mm) de bloqueio com orifício deformável, B - Placa (2.7 mm) de bloqueio convencional com parafusos de rosca tipo macho e fêmea

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

Figura 4 – A - Placa (3.5mm) de bloqueio com orifício deformável, B - Placa (3.5 mm) de bloqueio convencional com parafusos de rosca tipo macho e fêmea

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

Figura 5: A esquerda dispositivo do teste de arrancamento, o orifício serve como abrigo do parafuso após o teste, a esquerda um corpo de prova (parafuso) antes do teste

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

Figura 6: torquimetro digital utilizado para a padronização da força aplicada na colocação dos parafusos

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

Figura 7 – Modelo do corpo de prova montado na máquina de ensaio mostrando a instalação do parafuso na placa escorada em superfície plana contendo orifício para escape do parafuso após a falha crítica do corpo de prova. O atenuador móvel da máquina ensaios apoiada na ponta mais distal do parafuso (lado contra lateral a cabeça do parafuso)

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

4.2 AVALIAÇÃO VISUAL MACROSCÓPICA

Por intermédio do projetor de perfil da marca Deltronic[®], modelo DV-114 (Figura 8) com magnificação de 10 vezes. Foram realizadas imagens das cabeças dos parafusos antes e depois do teste de arrancamento.

Figura 8 : fotografia do projetor de perfil da marca Deltronic®, modelo DV-114. Este projetor foi utilizado para avaliação dos parafusos antes e depois do teste de arrancamento.

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

Foram avaliados os defeitos provocados nos parafusos após os testes estes foram documentados em fotos. Realizamos a classificação da deformação da cabeça dos parafusos em:

- deformação leve: deformação no máximo de 1/3 filetes;
- deformação moderada: deformação de até 2/3 dos filetes de rosca;
- deformação grave: deformação de todos os filetes de rosca do parafuso.

4.3 ENSAIO DE FLEXÃO DE QUATRO PONTOS

No ensaio de flexão de quatro pontos foram testadas 20 placas com novo sistema de bloqueio (Securos[®] – PAX) e 20 placas com sistema convencional de bloqueio (Synthes[®]).

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 máquina universal de ensaios mecânicos, marca KRATOS[®], modelo K5002, dotada de célula de carga de 100 kgf. A velocidade de ensaio foi de 20 mm/min e a resolução no deslocamento do travessão móvel foi de 0,01 mm (Figura 19).

O dispositivo para o ensaio consistiu em corpo de prova com placas dos sistemas 2,0mm; 2,4mm; 2,7mm e 3,5mm contendo cinco placas (de cada sistema) de 8 furos com 3 parafusos em cada extremidade e dois orifícios abertos no meio da placa, onde não houve contato com o os blocos de prova (Figura 10 a e 10 b).

Figura 9 - A esquerda o corpo de prova (placa 3,5 mm PAX fixada no tarugo de delring) preso estaticamente à base da máquina de ensaio com uma garra de aço e o atuador móvel será colocado no bloco superior de fora excêntrica ao corpo de prova. A direita mostra logo após o termino do ensaio com deformação plástica do corpo de prova.

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

O corpo de prova foi preso estaticamente à base da máquina de ensaio com uma garra de aço e o atenuador móvel foi colocado no bloco superior de forma excêntrica ao corpo de prova figura 9.

As forças foram aplicadas promovendo um aumento em sua magnitude, registrados na forma de diagrama força *versus* deslocamento do ponto de aplicação. Os ensaios foram registrados em computador pessoal através de sistema de aquisição de dados marca LYNX®, modelo ADS 2000 em uma taxa de aquisição de 30 amostras por segundo.

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

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

$$K = \frac{F_a}{D_a} \text{ [N/mm]}$$

Da

Onde: F_a = força medida entre o ponto A e a origem O. Expresso em Newtons.

D_a = deslocamento medido entre ponto A e a origem O. Expresso em milímetros.

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

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

12

Onde: K – rigidez à flexão em N/mm

a- Distância entre os roletes atenuadores ou vão central, em milímetros.

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

Figura 10 a: imagem mostra as placas (2,0mm e 2,4mm) testadas no teste do quatro pontos a esquerda antes da realização do teste e a direita após o teste. A- sistema 2,0 mm PAX; B- sistema 2,0mm Synthes; C- sistema 2,4mm PAX; D- sistema 2,4mm Shyntes

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

Figura 10b: imagem mostra as placas (2,7mm e 3,5mm) testadas no teste do quatro pontos a esquerda antes da realização do teste e a direita após o teste. E- sistema 2,7 mm PAX; F- sistema 2,7 mm Shyntes; G - sistema 3,5mm PAX; H- sistema 3,5mm Shyntes

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todos os dados obtidos foram tabulados e comparados estatisticamente. O teste estatístico de Mann-Whitney (programa IBM SPSS 17 Statistics[®]) foi utilizado comparando os grupos do mesmo tamanho entre os sistemas convencional de bloqueio (Synthes) e o novo sistema de bloqueio (PAX). Foi considerado um p significativo inferior a 5% ($p < 0,05$).

6 RESULTADOS

Os resultados obtidos nos testes foram tabulados.

6.1 TESTE DE ARRANCAMENTO (“PULL OUT”)

Os resultados obtidos no teste de arrancamento (“pull out”) estão descritos nos quadros abaixo (Quadros 6.1.1; 6.1.2; 6.1.3; 6.1.4).

Foi considerada diferença significativa (*) quando o valor de $p < 0,05$ (intervalo de confiança 95%). No teste de arrancamento foi observada diferença significativa ($p < 0,05$) quando comparados os grupos PAX com os grupos Synthes.

Quadro 6.1.1 - Resultado dos testes de arrancamento no tamanho 2.0 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

Tamanho 2.0mm	SYNTHESES	PAX
Parafuso	Força Máxima (kgf)	Força Máxima (kgf)
1	89,7	40,05
2	129,3	43,65
3	126	50,7
4	120,6	50,55
5	75,75	45,15
Média	108,27	46,2375
Desv. Pad.	24,0366283	5,275473912
Mann-Witney	0,008*	

Quadro 6.1.2 - Resultado dos testes de arrancamento no sistema 2.4 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

Tamanho 2.4mm	SYNTHESES	PAX
Parafuso	Força Máxima (kgf)	Força Máxima (kgf)
1	228,9	9,3
2	225	8,1
3	233,7	8,85
4	229,8	4,65
5	291,9	9,3
média	241,86	8,04
desv pad	28,14361384	1,957486
Mann-Witney	0,008*	

Quadro 6.1.3- Resultado dos testes de arrancamento no sistema 2.7 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

Tamanho 2.7mm	SYNTHESES	PAX
Parafuso	Força Máxima (kgf)	Força Máxima (kgf)
1	204,75	34
2	189,75	160,5
3	411	30,75
4	151,5	121,5
5	204,75	96
média	232,35	86,6875
desv pad	91,42300039	64,71777673
Mann-Witney	0,016*	

Quadro 6.1.4 - Resultado dos testes de arrancamento no sistema 3.5 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

Tamanho 3.5mm	SYNTHESES	PAX
Parafuso	Força Máxima (kgf)	Força Máxima (kgf)
1	483,75	86,5
2	465,75	146,25
3	484,5	81,75
4	174,75	96
5	454,5	75,75
média	412,65	97,25
desv pad	133,5899276	28,37528
Mann-Witney	0,008*	

6.2 AVALIAÇÃO VISUAL MACROSCÓPICA

Foram realizadas imagens antes e depois do teste de arrancamento. As imagens foram realizadas com projetor de perfil da marca Deltronic, modelo DV-114, as imagens obtidas sofreram magnificação de 10 vezes. Nas imagens antes do teste foram realizadas confrontando os dois sistemas lado a lado para comparação (Figuras 11, 12, 13 e 14). Já as imagens após o teste foram realizadas de cada parafuso separado.

Nas figuras antes do teste nota-se a diferença do número de passo de rosca presente na cabeça dos parafusos. No sistema 2.0 mm o PAX apresenta 3 filetes de rosca, Synthes 6 filetes de rosca; sistema 2.4 mm o PAX apresenta 6 filetes de rosca

, Synthes 3 filetes de rosca; sistema 2.7 mm o PAX apresenta 5 filetes de rosca , Synthes 6 filetes de rosca, sistema 3.5 mm ambos os sistemas apresentam 5 filetes de rosca.

Os defeitos gerados nas cabeças dos parafusos pelo teste de arrancamento foram todas bem padronizadas dentro dos sistemas e dos tamanhos (Figuras 15, 16, 17, 18, 19, 20 e 21).

O sistema PAX 2.0 mm a cabeça dos parafusos quase não apresentou nenhuma grande deformação, em todos (5 parafusos) observamos pequenas deformações em um filete de rosca .

O sistema Synthes 2.0 mm a cabeça do parafuso apresentou ponto de deformação de um ou dois filetes de rosca, porém todos os parafusos (5) apresentaram pequenas deformações.

O sistema PAX 2.4 mm: em 4 parafusos (80%) apresentaram pequenas deformações e 1 parafuso (20%) apresentou deformação moderada.

O sistema Synthes 2.4 mm: 4 parafusos (80%) apresentaram pequenas deformações e 1 parafuso (20%) apresentou deformação moderada.

O sistema PAX 2.7 mm: 3 parafusos (60%) apresentaram pequenas deformações e 2 parafuso (40%) apresentaram deformação moderada.

O sistema Synthes 2.7 mm: 3 parafuso (60%) apresentou pequenas deformações e 2 parafusos (60%) apresentaram deformação moderada.

O sistema PAX 3.5 mm: 2 parafusos (40%) apresentaram pequenas deformações e 3 parafuso (60%) apresentaram deformação moderada.

O sistema Synthes 3.5 mm: 3 parafusos (60%) apresentou pequenas deformações e 2 parafuso (40%) apresentou deformação moderada.

Figura 11 - fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando o perfil dos parafusos 2.0mm do sistema convencional (Synthes), à esquerda, e do novo sistema de bloqueio (PAX), à direita

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

Figura 12 - fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando o perfil dos parafusos 2.4 mm do sistema convencional (à direita) e do novo sistema de bloqueio (à esquerda)

Fonte: (CAVALCANTI, 2014)

Figura 13 - fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando o perfil dos parafusos 2.7mm do sistema convencional (Synthes), à esquerda, e do novo sistema de bloqueio (PAX), à direita

Fonte: (CAVALCANTI, 2014)

Figura 14 - fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando o perfil dos parafusos 3.5 mm do sistema convencional (Synthes), à esquerda, e do novo sistema de bloqueio (PAX), à direita

Fonte: (CAVALCANTI, 2014)

Figura 15 - fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando o perfil dos parafusos 2.0 mm do sistema PAX após a realização do teste biomecânico. Nota-se pequenas deformações nos filetes da rosca

Fonte: (CAVALCANTI, 2014).

Figura 16 - Fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando o perfil dos parafusos 2.0 mm do sistema Synthes de bloqueio após a realização do teste biomecânico

Fonte: (CAVALCANTI, 2015)

Figura 17 - Fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando o perfil dos parafusos 2.4 mm do sistema convencional (Synthes) após a realização do teste biomecânico

Fonte: (CAVALCANTI, 2014)

Figura 18 - Fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando o perfil dos parafusos 2.7 mm do sistema convencional (Synthes) após a realização do teste biomecânico

Fonte: (CAVALCANTI, 2014)

Figura 19 - Fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando o perfil dos parafusos 2.7 mm do novo sistema de bloqueio (PAX) após a realização do teste biomecânico

Fonte: (CAVALCANTI, 2014)

Figura 20 - Fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando o perfil dos parafusos 3.5 mm do sistema convencional (Synthes) após a realização do teste biomecânico

Fonte: (CAVALCANTI, 2014)

Figura 21 - Fotografia realizada com projetor de perfil marca Deltronic, modelo DV-114 com magnificação de 10 vezes. Mostrando perfil do parafuso 3.5 mm do novo sistema (PAX) de bloqueio após a realização do teste biomecânico

Fonte: (CAVALCANTI, 2014)

6.2 TESTE DE FLEXÃO

Todos os implantes testados (PAX E Synthes) sofreram deformação na região do “GAP” e a deformação ocorreu na face do tarugo aonde se encontrava o implante (cortical cis). Todos os implantes sofreram deformação plástica, porém não ocorreu quebra do implante em nenhum corpo de prova, não foi observado soltura ou quebra de parafuso em nenhum teste.

Observando os dados obtidos no teste de 4 pontos, foi verificado que em todos os sistemas testados (2,0 mm; 2,4 mm; 2,7 mm 3,5 mm; Quadros 6.2.1; 6.2.2; 6.2.3; 6.2.4, respectivamente) as placas da marca Synthes (sistema convencional de bloqueio) apresentaram maior valor (com diferença significativa) quando comparadas com o novo sistema de bloqueio (PAX). Os testes com diferença

significativa (*) são aqueles cujo valor de $p < 0,05$, ou seja, intervalo de confiança 95%.

Os valores de P obtidos foram: sistema 2.0mm $p = 0,008$; sistema 2.4 mm $p = 0,008$; sistema 2.7 mm $p = 0,008$; sistema 3.5 mm $p = 0,008$.

A seguir estão os quadros dos sistemas testados e suas respectivas forças máximas obtidas nos testes. Os valores de cada teste e os gráficos estão em anexo.

Quadro 6.2.1 - Resultado dos testes de quatro pontos no sistema 2.0 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

PLACAS 2,0 mm		
	SYNTHESES	PAX
Placa	Força máxima (kgf)	Força máxima (kgf)
1	6,15	3
2	6,75	3,9
3	8,1	4,2
4	8,4	2,7
5	6,15	3.3
Média	7,11	3,45
desv padrão	1,074360275	0,714142843
Mann-Witney	0,008*	

Quadro 6.2.2 - resultado dos testes de quatro pontos no sistema 2.4 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

PLACAS 2,4 mm		
	SYNTHESES	PAX
Placa	Força máxima (kgf)	Força máxima (kgf)
1	11,7	7,05
2	11,55	4,95
3	13,05	6
4	11,25	8,4
5	11,1	10,2
Média	11,73	7,32
Desvio padrão	0,775080641	2,055054744
Mann-Witney	0,008*	

Quadro 6.2.3 - Resultado dos testes de quatro pontos no sistema 2.7 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

PLACAS 2,7 mm		
	SYNTHESES	PAX
Placa	Força máxima (kgf)	Força máxima (kgf)
1	18,75	9,03
2	27,3	9,15
3	40,95	8,25
4	29,55	8,7
5	29,25	9,6
Média	29,16	8,946
desv padrão	7,921363519	0,50530189
Mann-Witney	0,008*	

Quadro 6.2.4 - Resultado dos testes de quatro pontos no sistema 3.5 mm. Com a média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

PLACAS 3,5 mm		
	SYNTHESES	PAX
Placa	Força máxima (kgf)	Força máxima (kgf)
1	86,38	35,69
2	62,34	19,8
3	74,88	18,6
4	89,2	18
5	71,38	18,3
Média	76,836	22,078
desv padrão	11,0417879	7,639955497
Mann-Witney	0,008*	

Foi analisada a rigidez das placas testadas. Os resultados obtidos estão demonstrados nos quadros abaixo (Quadros 6.2.5; 6.2.6; 6.2.7; 6.2.8).

Quadro 6.2.5 - Resultado da rigidez no sistema 2.0 mm. Comparando o sistema Synthes com o sistema PAX, com os valores da média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

PLACAS 2,0 mm	Rigidez	
Placa	Synthes	PAX
1	3,3202	0,8722
2	6,7358	0,5588
3	5,5973	1,226
4	6,7358	1,1468
5	5,2973	1,1567
Média	5,53728	0,9921
desv padrão	0,277425377	1,400851251
Mann-Witney	0,008*	

Quadro 6.2.6 - Resultado da rigidez no sistema 2.4 mm. Comparando o sistema Synthes com o sistema PAX, com os valores da média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

PLACAS 2,4 mm	Rigidez	
Placa	Synthes	PAX
1	1,12	1,18
2	1,8574	0,83
3	2,417	1
4	2,4846	1,15
5	1,6964	1,04
Média	1,91508	1,04
desv padrão	0,561154357	0,139104
Mann-Witney	0,032*	

Quadro 6.2.7 - Resultado da rigidez no sistema 2.7 mm. Comparando o sistema Synthes com o sistema PAX, com os valores da média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

PLACAS 2,7 mm	Rigidez	
Placa	Synthes	PAX
1	4,72	2,30121
2	3,9361	1,045
3	5,7426	1,033
4	6,1091	0,96256
5	3,0536	0,8542
Média	4,71228	1,239194
desv padrão	1,261586278	0,598509
Mann-Witney	0,008*	

Quadro 6.2.8 - Resultado da rigidez no sistema 3.5 mm. Comparando o sistema Synthes com o sistema PAX, com os valores da média, desvio padrão e resultado do teste estatístico Mann-Witney

PLACAS 3,5 mm	Rigidez	
Placa	Synthes	Pax
1	111,6653	63,2868
2	121,9151	3,3891
3	112,327	2,7238
4	89,2	2,7375
5	71,38	2,6583
Média	101,29748	14,9591
desv padrão	20,5890316	27,01763887
Mann-Witney	0,008*	

Na avaliação da rigidez obtida no teste de 4 pontos, foi verificado que em todos os sistemas testados (2,0 mm; 2,4 mm; 2,7 mm 3,5 mm) as placas da marca Synthes (sistema convencional de bloqueio) apresentaram maior valor de rigidez (com diferença significativa), quando comparadas com o novo sistema de bloqueio (PAX). Os testes com diferença significativa (*) são aqueles cujo valor de $p < 0,05$, ou seja, intervalo de confiança 95%.

Os valores de P obtidos foram: sistema 2.0mm $p = 0,008$; sistema 2.4 mm $p = 0,032$; sistema 2.7 mm $p = 0,008$; sistema 3.5 mm $p = 0,008$.

7 DISCUSSÃO

A placa bloqueada atua como um sistema de fixação interna amplamente utilizada em fraturas que não exigem redução anatômica e nem de estabilidade absoluta do foco, promovendo cicatrização secundária e formação de calo ósseo. Este sistema limita-se o contato implante osso minimizando o prejuízo do suprimento vascular (PERREN, 1979; ELIAS; CARVALHO; GALVAO, 1991; ELIAS; CARVALHO; OLIVEIRA, 1992; FALAVINHA, 1996; CAMPEWEEL, 1996; MATTOS et al., 1997; SHIMABUKURO et al., 1997; EINHORN, 1998; BONE; ANDERS; ROHRBACHER, 1998; GIORDANO; GIORDANO; KNACKFUSS, 2000; ORR et al., 2002; VASCONCELOS et al., 2004; EGGOL et al., 2004; FERNANDES et al., 2006; WENDA et al., 2007).

O atenuador utilizado para o teste de arrancamento ocupava todo o comprimento da placa. Esta característica garante que a força exercida pela célula de carga se dissipe homogeneamente por todo implante e não em local pontual, assim como descrito por Mariani et al. (2010). O objetivo deste teste era avaliar somente a força máxima de arrancamento, verificando a resistência da interface cabeça do parafuso- placa.

A grande desvantagem da placa bloqueada é a falta da flexibilidade quanto à angulação do parafuso, porém essa angulação é responsável pela estabilidade axial e angular (PERREN, 1995; FAROUK et al., 1997; CORDEY; BORGEAUD; PERREN, 2000; GAUTIER; PERREN; CORDEY, 2000a; KAAB et al., 2004; EGOL et al., 2004). Apesar do sistema PAX permitir angulação do parafuso de até 10 graus (segundo o fabricante), no presente trabalho os parafusos foram inseridos de forma perpendicular a placa da mesma forma que os parafusos da Synthes.

No atual trabalho, todos os parafusos inseridos, respeitamos a força máxima para o aperto, através do torquímetro digital, desta forma padronizamos o teste de “pull out” e mimetizamos no teste a colocação ideal do implante, da mesma forma que descreveram DeTora e Kraus (2008); Blake et al. (2011) e Bufkin et al. (2013).

Na avaliação macroscópica verificamos alterações nas cabeças de todos os implantes. Na literatura estudada não encontramos um método para quantificar a

deformação do corpo de prova, então baseamos a nossa escala em porcentagem de cabeça do implante afetada. Baroncelli et al. (2013), também realizaram análise macroscópica visual da cabeça dos parafusos após realização do teste e verificaram deformação focal nos implantes da Synthes e deformações plásticas nos parafusos da Securos, resultados semelhantes que encontramos no trabalho, porém verificamos que essa alteração ocorre nos quatro tamanhos testados (2.0mm, 2.4mm, 2.7mm e 3.5 mm), não só no 3.5mm como descrevia o Baroncelli et al. (2013).

Os resultados obtidos nesse estudo mostraram que durante o teste de “pull out” os implantes Securos (PAX) resistiram menos (em todos os tamanhos testados 2.0mm, 2.4mm, 2.7mm e 3.5 mm) quando comparados ao Synthes. Já Baroncelli et al. (2013), verificaram maior resistência do sistema Synthes quando comparados com os da marca Securos (PAX) no sistema 3.5mm e variando o torque de colocação dos parafusos.

Segundo Bufkin et al. (2013) os parafusos inseridos com um torque de 3,5 Nm são, significativamente, mais resistente no teste de arrancamento do que aqueles em inseridos com um torque de 2,5 Nm. Segundo eles isso ocorre, pois os orifícios da placa PAX têm forma cônica e o diâmetro do orifício diminui de cima para baixo e à medida que a cabeça do parafuso cabeça avança dentro da placa aumenta o envolvimento orifício-cabeça do parafuso. Este mesmo autor relata que uma possível complicação decorrente do aumento do torque durante a colocação do parafuso é a chamada fusão a frio, tornando muito difícil a retirada do implante. Outra deformação que ocorre comumente ao ultrapassar o torque é a deformação do recesso hexagonal na cabeça do parafuso. Mas no nosso trabalho foi realizado o teste de “pull out” antes do trabalho referido acima, desta forma, não tínhamos conhecimento já que o fabricante do implante não noticiou e nem recomendava o uso do valor do torque maior. Então padronizamos o torque utilizado no sistema da Synthes para o sistema PAX.

Analisando o número de filetes de rosca na cabeça dos parafusos (2.0 mm PAX 3 filetes Synthes 6 filetes; 2.4 mm PAX 6 filetes Synthes 3 filetes; 2.7 mm PAX 5 filetes Synthes 6 filetes; 3.5 mm PAX 5 filetes Synthes 5 filetes) que mesmo no tamanho 2.4 mm no qual o sistema PAX tem o dobro de filetes de rosca do que o

sistema Synthes o sistema Synthes se mostrou mais resistente ao teste de arrancamento. E comparando entre os sistemas PAX verificamos que o tamanho 2.4 mm obteve valores inferiores na força máxima suportada no teste de arrancamento, por isso acreditamos que o numero de filete de rosca na cabeça do parafuso não tenha influenciado de forma relevante o teste de arrancamento. Sendo necessários novos testes biomecânicos com parafusos bloqueados variando o numero dos filetes de rosca.

Observando os resultados obtidos pelo sistema PAX 2,7mm e 3,5 mm foi verificado que a força suportada pela interface placa/parafuso foi aumentando conforme aumentava o tamanho do sistema e do torque de colocação dos parafusos. Esse fato também pode ser observado nas fotos dos parafusos após o ensaio, nas quais as cabeças dos parafusos sofreram deformação nestes tamanhos (2.7mm e 3.5mm).

Os resultados encontrados no presente trabalho foram compatíveis com os de para o sistema Synthes 3,5 mm. Stromose et al. (1993) encontraram valores entre 1000 N e 5300 N. Ansell e Scales (1968) encontraram valores entre 3800 e 6700N para parafusos corticais.

Segundo Chapman et al. (1996) e Bufkin et al. (2013), a inclinação (5 ou 10 graus) durante a inserção do parafuso bloqueado diminui a resistência, porém essa diferença se torna significativa nos parafusos inseridos com angulação de 10 graus quando comparados com os inseridos perpendiculares. No nosso trabalho todos os parafusos foram inseridos perpendiculares ao implante, anulando desta forma a alteração de valor causado pela inclinação do parafuso e padronizando o teste biomecânico.

Os testes de arrancamento com os parafusos da Synthes obtiveram valores maiores (com diferença estatística quando comparados aos do grupo PAX). No sistema PAX o bloqueio depende da deformação plástica do orifício da placa e segundo, Baroncelli et al. (2013), essa deformação é influenciada pelo torque de colocação do parafuso, muitas vezes devido ao torque baixo nota-se que a cabeça do parafuso não fica completamente inserida no orifício. Devido ao design do implante a maior deformação ocorre na parte distal do orifício da placa (maior área de contato entre o parafuso e placa). Isto sugere que o mecanismo de bloqueio é

mais fraco do que a força de flexão necessária para dobrar o núcleo do parafuso de titânio. Já o sistema Synthes o orifício da placa não sofre deformação plástica durante a colocação do parafuso o material que é constituído é o aço em contrapartida o do sistema PAX são de Titânio. O Aço inoxidável cirúrgico tem um módulo de elasticidade mais elevado do que o titânio (AMERICA SOCIETY FOR TESTING MATERIALS, 2008). Essa diferença dos materiais é que confere a diferença nos testes biomecânicos. Porém, são necessários mais estudos tanto testes cíclicos quanto testes clínicos para a verificação da resistência da interface parafuso orifício e quanto essa “fragilidade” é importante quando submetidos a forças fisiológicas.

O segundo teste realizado foi o teste de quatro pontos. Para a realização desse teste utilizamos tarugos de delring para fixarmos os implantes, assim como descrito por Robert et al. (2007). Para este teste realizamos a conformação mais estável segundo Gautier e Sommer (2003), que é a utilização de 3 parafusos bloqueados por segmento.

A placa bloqueada foi colocada justaposta ao tarugo de delring dessa forma obtivemos maior resistência do sistema sem perder a qualidade do plante que é permitir a perfusão do periósteo, in vivo (FAROUK et al., 1997; FAROUK et al., 1998; KAAB et al., 2004; AHMAD et al., 2007).

O teste de 4 pontos avaliou, biomecânicamente, o material da placa. Neste teste foi calculada a força máxima suportada pelo material e a rigidez da placa. O titânio possui menor módulo de elasticidade (50% menor) do que o aço cirúrgico, consequentemente um implante feito de Titânio vai deformar duas vezes mais com a mesma força aplicada em comparação com um implante de aço cirúrgico (MATTER; BRUNCH, 1990). Portanto, esperávamos que os implantes da marca Synthes suportassem maior carga do que o PAX.

No teste de 4 pontos foram obtidos valores maiores para os implantes da marca Synthes em todos tamanhos testados (2.0mm, 2.4mm, 2.7mm e 3.5 mm). Cabassu et al. (2011), realizou um teste de torção no qual os implantes da Synthes também obtiveram maior resistência quando comparados ao PAX.

O sistema PAX foi utilizado clinicamente em um cão que apresentou múltiplas fraturas na face (maxilar e ossos frontais), com ótimo resultado (ILLUKKA; BOUDRIEU, 2014). Barnhart et al. (2012) em reparação de fraturas obtiveram 19% de complicações e 5 % de falha do implante. Os valores obtidos nos teste do atual trabalho, os implantes PAX tiveram um desempenho inferior significativamente quando comparados com os implantes da Synthes. Porém estes resultados podem não ser relevantes à clínica diária

São necessários mais estudos da utilização do sistema PAX, para a sua aplicação em fraturas do esqueleto axial dos animais, pois ainda são poucos os relatos da realização desse implante na cirurgia veterinária. Com relação a avaliação biomecânica, são necessários testes cíclicos deste material, com intuito de avaliar a resistência desse implante quando submetidos a carga cíclica.

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Concluiu-se que as placas bloqueadas nos tamanhos 2.0mm, 2.4mm, 2.7mm e 3,5mm, com sistema convencional de bloqueio foram, significativamente, mais resistentes nos dois testes realizados (teste de arrancamento e no teste de quatro pontos). A hipótese inicial de maior resistência dos implantes da Synthes em comparação ao sistema PAX (Securos), foi confirmada.

REFERÊNCIAS

- 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.
- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS. **Designation:** F 382-99. Standard specification and tests methods for metallic bone plates. West Coshoghocken, PA: American Society for Testing Materials, 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 Biomechanic**, v. 1, n. 4, p. 279-302, 1968.
- BARNHAN, M. D.; RIDES, C. F.; KENNEDY, S. C.; AIKEN, S. W.; WALLS, C. M.; HORSTMAN, C. L.; MADSON, D.; CHANDLER, J. C.; BROUMAN, J. D. Ç; MURPHY, S. M.; PIKE, F.; NABER, S. J. Frature Repair Using a Poliaxial Locking Plate System (PAX). **Veterinary Surgery**, v. 42, p. 60-66, 2013.
- BONE, L. B.; ANDERS, M. J.; ROHRBACHER, B. H. Treatment of femoral fractures in the multiple injured patient with thoracic injury. **Clinic Orthopedic**, v. 347, p. 57-61, 1998.
- BORGEAUD, M.; CORDEY, J.; LEYVRAZ, P. E. 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.
- BURSTEIN, A. H. W. T. **Fundamentals of orthopaedic biomechanics**. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1994.
- CABASSU, J. B.; KOWALESKI, M. P.; SHORINKO, J. K.; BLAKE, C. A.; GAUDETTE, G. R.; BOUDRIEAU, R. J. Single cycle to failure in torsion of three standard and five locking plate constructs. **Veterinary comp Ortopedic Traumatology**, v. 6, p. 418- 424, 2011.
- CAPEWELL, S. The continuing rise in emergency admissions. **Biomechanic Medical Journal**, v. 312, p. 991-992, 1996.
- CARVALHO, J. J.; ELIAS, N.; GALVAO, S. Participação do periósteo na consolidação da fratura. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 26, p.251-254, 1991.
- 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.

CLEEK, T. M.; REYNOLDS, K. J.; HEARN, T. C. Effects of screw torque level on cortical bone pullout strength. **Journal of Orthopedic 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, C 21-C28, 2000.

DeTORA, M.; KRAUS, K. Mechanical testing of 3.5 mm locking and non-locking bone plates. **Veterinary Compendium Orthopedic Traumatology**, v. 4, p. 318-322, 2008.

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

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

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

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

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. **Journal Trauma**, v. 60, n. 4, p. 830-835, 2006.

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. S-A7-S-A12, 1997.

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 Orthopedic Trauma Surgery**, v. 117, p. 438-441, 1998.

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, 2000a.

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

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

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

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

HOFER, H. P.; WILDBURGER, R.; SZYSZKOWITS, R. Observations concerning different patterns of bone healing using the Point Contact Fixator (PC-Fix) as a new technique for fracture fixation. **Injury**, v. 32, p. SB15-SB25, 2001. Supplemet, 2.

ILLUKKA, E.; BOUDRIEAU, R. J. Surgical repair of a severely comminuted maxillary fracture in a dog with the a titanium locking plate system. **Veterinary Compendium Orthopedic Traumatology**, v. 5, p. 1-7, 2014.

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 Orthopedic Trauma**, v. 18, n. 8, p. 483-487, 2004.

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

MARIANI, T. C. **Ensaio biomecânico de placa bloqueadas**: comportamento dos parafusos bloqueados em diferentes angulações submetidos ao teste de arrancamento e influencia do preenchimento dos orifícios médios na resistência ao teste de flexão. 2010. [120 f]. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de medicina veterinária de zootecnia departamento cirurgia, São Paulo, 2010.

MATTER, P.; BURCH, H. B. Clinical experience with titanium implants, especially with the limited contact dynamic compression plate system. **Archived Orthopedic Trauma Surgery**, v. 9, p. 311-313, 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 Ortopedia**, v. 32, p. 425-430, 1997.

MULLER, K. H.; WITZEL, U. Die bruckenplatte zur osteosynthese bei ossaren shaftdefekten des femur nach fehlschlagen von plattenosteosynthesen.

Unfallheikunde, v. 87, p. 1-10, 1984.

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

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 Ortopedia**, v. 31, p. 449-456, 1996.

PERREN, S. M. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. **Clin Othop Relat Res**, v. 138, p. 175-196, 1979.

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

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

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. **Journal Bone Joint Surgery British**, v. 84-B, p. 1093-1110, 2002.

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

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

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

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.

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 Ortopedia**, v. 39, n. 8, p. 415-422, 2004.

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

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.

APÊNDICE A

Parafuso 1 PAX 2,0 mm

Força Máxima 40,050 kgf

Parafuso 2 PAX 2,0 mm

Força Máxima 43,650 kgf

Parafuso 3 PAX 2,0 mm

Força Máxima 50,700 kgf

Parafuso 4 PAX 2,0 mm

Força Máxima 50,550 kgf

Parafuso 5 PAX 2,0 mm

Força Máxima 45,150 kgf

Parafuso 1 Synthes 2,0 mm

Força Máxima 89,700kgf

Parafuso 2 Synthes 2,0 mm

Força Máxima 129,300 kgf

Parafuso 4 Synthes 2,0 mm

Força Máxima 120,60 kgf

Parafuso 3 Synthes 2,0 mm

Força Máxima 126,00 kgf

Parafuso 5 Synthes 2,0 mm

Força Máxima 75,7kgf

Pax 2,4mm Parafuso 1

Força Máxima 9,300 kgf

Pax 2,4mm Parafuso 2

Força Máxima 8,100kgf

Pax 2,4mm Parafuso 3

Força Máxima 8,850 kgf

Pax 2,4mm Parafuso 4

Força Máxima 4,650 kgf

Pax 2,4mm Parafuso 5

Força Máxima 9,300kgf

Parafuso 1 Synthes 2,4 mm

Força Máxima 228,9 kgf

Parafuso 2 Synthes 2,4 mm

Força Máxima 225,000kgf

Parafuso3 Synthes 2,4 mm

Força Máxima 233,7kgf

Parafuso 4 Synthes 2,4 mm

Força Máxima 229,800 kgf

Parafuso 5 Synthes 2,4 mm

Força Máxima 291,900kgf

Parafuso 1 Pax 2,7 mm

Força Máxima 34,00 kgf

Parafuso 2 Pax 2,7 mm

Força Máxima 160,500 kgf

Parafuso 3 Pax 2,7 mm

Força Máxima 30,750 kgf

Parafuso 4 Pax 2,7 mm

Força Máxima 121,500 kgf

Parafuso 4 PAX 2,7 mm

Força Máxima 96,000 kgf

Parafuso 1 Synthes 2,7 mm

Força Máxima 204,750 kgf

Parafuso 2 Synthes 2,7 mm

Força Máxima 189,750 kgf

Parafuso 3 Synthes 2,7 mm

Força Máxima 411,000kgf

Parafuso 4 Synthes 2,7 mm

Força Máxima 151,500 kgf

Parafuso 5 Synthes 2,7 mm

Força Máxima 204,750 kgf

Parafuso 1 Pax 3,5

Força Máxima 86,250kgf

Parafuso 2 Pax 3,5

Força Máxima 146,250kgf

Parafuso 3 Pax 3,5

Força Máxima 81,750kgf

Parafuso 4 Pax 3,5

Força Máxima 96,000

kgf

Parafuso 5 Pax 3,5

Força Máxima 75,750 kgf

Parafuso 1 Synthes 3,5 mm

Força Máxima 483,750 kgf

Parafuso 2 Synthes 3,5 mm

Força Máxima 465,750kgf

Parafuso 3 Synthes 3,5 mm

Força Máxima

484,500 kgf

Parafuso 5 Synthes 3,5 mm

Força Máxima 454,500 kgf

Parafuso 5 Synthes 3,5 mm

Força Máxima 174,75 kgf

Teste 4 pontos Pax 2,0mm: Placa 1:

Força Máxima 3,0kgf

Teste 4 pontos Pax 2,0mm: Placa 2

Força Máxima 3,90kgf

Teste 4 pontos Pax 2,0mm: Placa 3 Rigidez e r2 10,1273 0,853021

Teste 4 pontos Pax 2,0mm: Placa 3 Pico força e tensao 4,1190 6,91 4,119 0,69

Teste 4 pontos Pax 2,0mm: Placa 4

Força Máxima 2,7250 kgf

Teste 4 pontos Pax 2,0mm: Placa 5

Força Máxima 3,3420 kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,0mm: Placa 1

Força Máxima 6,150 kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,0mm: Placa 2

Força Máxima 6,7500 kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,0mm: Placa 3

Força Máxima

8,10kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,0mm: Placa 4

Força Máxima 8,40N

Teste 4 pontos Synthes 2,0mm: Placa 5

Força Máxima 6,15kgf

Teste 4 pontos PAX 2,4mm: Placa 1

Força Máxima 7,050 kgf

Teste 4 pontos PAX 2,4mm: Placa 2

Força Máxima 4,950kgf

Teste 4 pontos PAX 2,4mm: Placa 3

Força Máxima 6,000kgf

Teste 4 pontos PAX 2,4mm: Placa 4

Força Máxima 8,4 kgf

Teste 4 pontos PAX 2,4mm: Placa 5

Força Máxima 10,2 kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,4mm: Placa 1

Força Máxima 11,7

Teste 4 pontos Synthes 2,4mm: Placa 2

Força Máxima 11,550kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,4mm: Placa 3

Força Máxima 13,050 kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,4mm: Placa 4

Força Máxima 11,250kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,4mm: Placa 5

Força Máxima 11,10kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,7mm placa 2

Força Máxima

27,300kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,7mm: Placa 3

Força Máxima 40,950 kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,7mm:

Força Máxima 29,550 kgf

Teste 4 pontos Synthes 2,7mm: Placa 5

Força Máxima 29,250 kgf

Teste 4 pontos Pax 2,7mm: Placa 5

Força Máxima 9,600kgf

Teste 4 pontos PLACA 3 PAX 2,7 mm

Força máxima 8,25

Teste 4 pontos PLACA 2 PAX 2,7 mm

Força Máxima: 9,150 N

Teste 4 pontos placa PAX 3,5mm

Força máxima 35,69kgf

Teste 4 pontos placa 2 PAX 3,5mm

Força máxima 19,80 kgf

Teste 4 pontos placa 3 PAX 3,5mm

Força máxima 18,60 kgf

Teste 4 pontos placa PAX 3,5mm

Força máxima 18,0 kgf

Teste 4 pontos placa 4 PAX 3,5mm

Força máxima 18,3 kgf

Teste 4 pontos placa 1 synthes 3,5mm

Força Máxima 86,38kgf

Teste 4 pontos placa 2 synthes 3,5mm

Força Máxima 62,34kgf

Teste 4 pontos placa 3 synthes 3,5mm

Força máxima 74,88 kgf

Teste 4 pontos placa 4 synthes 3,5mm

Força Máxima

89,2kgf

Teste 4 pontos placa5 PAX 3,5mm

Força máxima 71,38kgf