CARLOS ADOLFO SALAZAR LATORRE

Artrodese da articulação interfalangeana proximal de equinos: avaliação
biomecânica comparativa da técnica com placa de compressão dinâmica de 4,5mm e
três orifícios, com dois parafusos transarticulares oblíquos de 5,5mm e técnica com
placa em “Y” de compressão bloqueada de 5,0mm e sete orifícios

São Paulo
2013

CARLOS ADOLFO SALAZAR LATORRE

Artrodese da articulação interfalangeana proximal de equinos: avaliação biomecânica comparativa da técnica com placa de compressão dinâmica de 4,5mm e três orifícios, com dois parafusos transarticulares oblíquos de 5,5mm e técnica com placa em “Y” de compressão bloqueada de 5,0mm e sete orifícios

São Paulo

2013

CARLOS ADOLFO SALAZAR LATORRE

Artrodese da articulação interfalangeana proximal de equinos: avaliação biomecânica comparativa da técnica com placa de compressão dinâmica de 4,5mm e três orifícios, com dois parafusos transarticulares oblíquos de 5,5mm e técnica com placa em “Y” de compressão bloqueada de 5,0mm e sete orifícios

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

Departamento:
Cirurgia

Área de concentração:
Clínica Cirúrgica Veterinária

Orientador:
Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa

São Paulo
2013

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.2807
FMVZ

Latorre, Carlos Adolfo Salazar

Artrodese da articulação interfalangeana proximal de equinos: avaliação biomecânica comparativa da técnica com placa de compressão dinâmica de 4,5mm e três orifícios, com dois parafusos transarticulares oblíquos de 5,5mm e técnica com placa em "Y" de compressão bloqueada de 5,0mm e sete orifícios / Carlos Adolfo Salazar Latorre. -- 2013.
86 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2013.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. André Luis do Valle De Zoppa.

1. Ensaio biomecânico. 2. Compressão axial. 3. Parafusos bloqueados unicorticais.
I. Título.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

Comissão de Ética no uso de animais

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Artrodese da articulação interfalangeana proximal de equinos: avaliação biomecânica comparativa da técnica com placa de compressão dinâmica de 4.5 mm com dois parafusos oblíquos de 5.5 mm e placa em "Y" de compressão bloqueada de 5.0mm.", protocolado sob o nº 2216/2011, utilizando amostras de tecido de 12 (doze) equinos, sob a responsabilidade do(a) André Luís do Valle de Zoppa, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado em reunião de 04/5/2011.

São Paulo, 28 de julho de 2011.

Profa. Dra. Denise Tabacchi Fantoni
Presidente

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Nome: SALAZAR LATORRE, Carlos Adolfo

Título: Artrodese da articulação interfalangeana proximal de equinos: avaliação biomecânica comparativa da técnica com placa de compressão dinâmica de 4,5mm e três orifícios, com dois parafusos transarticulares oblíquos de 5,5mm e técnica com placa em "Y" de compressão bloqueada de 5,0mm e sete orifícios

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

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

***“Qualquer um pode fazer o
simples complicado. A verdadeira
criatividade é tornar o complicado
simples”***

John Coltrane

DEDICATÓRIA

“Não é um parâmetro de saúde estar bem ajustado a uma sociedade profundamente doente”

JIDDU KRISHNAMURTI

A Paula,
maestra, meu suporte na vida.

“O céu é constante, a terra é duradoura
O que permite a constancia e a duração do céu e da terra
É o não criar para si
Por isso são constantes e duradouros.

Assim
O Homem Sagrado deixa seu corpo para trás e o Corpo avança.
Além do corpo, o Corpo permanece
Através do não-corpo, conclui o Corpo”.

LAO TSE

“El cielo dura eternamente, la tierra permanece.
Eternos y permanentes porque no viven para sí mismos.
Por eso son eternos y duraderos.

Es así que el hombre sabio,
al ponerse en el último lugar, es el primero.
No pensando en sí mismo, se mantiene.
No buscando su bien, lo realiza”.

LAO TSE

A meus pais,
Amor e sabedoria.

“Trinta raios convergem ao vazio do centro da roda
Através dessa não-existencia
Existe a utilidade do veículo
A argila é trabalhada na forma de vasos Através da não-existencia
Existe a utilidade do objeto
Portas e janelas são abertas na construção da casa Através da não-existencia
Existe a utilidade da casa
Assim, da existencia vem o valor E da não-existencia, a utilidade”.
LAO TSE

“Treinta rayos convergen hacia el centro de una rueda, pero el vacío en el medio hace
marchar el carro.
Con arcilla se moldea un recipiente,
pero se lo utiliza por su vacío.
Se hacen puertas y ventanas en la casa y es el vacío el que permite habitarla.
Por eso, del ser provienen las cosas y del no-ser su utilidad”.
LAO TSE

A meus irmãos,
união e alegria.

AGRADECIMENTOS

Ao **Professor Dr. André Luís do Valle De Zoppa**, pela confiança que me deu para o desenvolvimento desta pesquisa.

Ao **Sr. César Augusto Martins Pereira** tecnólogo em saúde e especialista em biomecânica do aparelho locomotor do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela estruturação dos ensaios biomecânicos e o apoio incondicional durante o desenvolvimento desta pesquisa.

Ao Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo.

A **Fernanda Silveira Nóbrega** pela ajuda durante os procedimentos cirúrgicos e outras atividades relacionadas.

A **Guilherme Mulder van de Graaf** pela ajuda durante os ensaios biomecânicos.

Ao **Professor Dr. Stefano Carlo Filippo Hagen** responsável pelo Serviço de Diagnóstico por Imagem da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, por permitir a realização das imagens radiográficas.

Ao **Cícero**, enfermeiro do Serviço de Cirurgia de Grandes Animais do HOVET – FMVZ/USP, pela sua disposição incondicional para ajudar em cada fase deste projeto.

À **FAPESP** pelo incentivo financeiro e proporcionar condições de desenvolver este projeto.

Ao **cnp-q** e ao convenio **PEC-PG** pela bolsa otorgada e a oportunidade de estudar no Brasil.

RESUMO

SALAZAR LATORRE, C. A. **Artrodese da articulação interfalangeana proximal de equinos:** avaliação biomecânica comparativa da técnica com placa de compressão dinâmica de 4,5mm e três orifícios, com dois parafusos transarticulares oblíquos de 5,5mm e técnica com placa em “Y” de compressão bloqueada de 5,0mm e sete orifícios. [Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint: a biomechanical comparison of one 3-Hole 4.5-mm Narrow Dynamic compression plate with two 5.5mm oblique cortex screws technique and one 7-Hole 5.0-mm “Y” locking compression plate technique]. 2013. 86 f Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

As claudicações são a principal causa de encaminhamento de equinos aos médicos veterinários e uma das maiores causas de encaminhamento destes animais aos hospitais de referência; sendo as fraturas, especialmente aquelas de ossos longos e articulares, as que têm menor índice de sucesso devido ao prognóstico reservado e alto custo do tratamento; entendendo como sucesso o retorno do animal à função ou manutenção da qualidade de vida. A articulação interfalangeana proximal (AIP) dos equinos é clinicamente importante devido à apresentação frequente de claudicação, com lesões que comprometem a vida esportiva e função do equino. O objetivo desta pesquisa foi comparar biomecanicamente as características de duas técnicas de artrodese da AIP em equinos, utilizando-se placa de compressão dinâmica (DCP) de 4.5mm e três orifícios em combinação com dois parafusos corticais transarticulares de 5.5mm oblíquos inseridos pela técnica de tração (*lag screw*) e placa em “Y” de compressão bloqueada (LCP) de 5,0mm e sete orifícios, com parafusos bloqueados unicorticais e um parafuso cortical de 4.5mm oblíquo transarticular inserido no orifício central da placa, pela técnica de parafuso de tração. Foram utilizadas doze peças anatômicas de membros anteriores de equinos, das quais foi isolada a porção distal do membro desde a primeira falange até o casco. Uma vez preparadas as peças, cada par foi sorteado randomicamente para cada um dos dois grupos. Os modelos experimentais foram submetidos a ensaios biomecânicos de compressão axial em ciclo único até a sua falha. O tipo de falha ocorrida na placa, nos parafusos ou nos ossos foi avaliado,

assim como a força à qual ocorreram estas falhas. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos DCP e Y-LCP, nas variáveis rigidez e força máxima, quando submetidas a compressão axial até sua falha. Mesmo não havendo diferença entre as duas técnicas cirúrgicas na variável rigidez, a técnica Y-LCP possibilitou um procedimento menos invasivo e com menor tempo cirúrgico. Conclui-se que, as propriedades biomecânicas das duas técnicas de fixação (DCP e Y-LCP) são semelhantes nas condições testadas.

Palavras-chave: Ensaio biomecânico. Compressão axial. Parafusos bloqueados unicorticais.

ABSTRACT

SALAZAR LATORRE, C. A. **Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint:** a biomechanical comparison of one 3-Hole 4.5-mm Narrow Dynamic Compression Plate with two 5.5mm oblique cortex screws technique and one 7-Hole 5.0mm “Y” locking compression plate technique. [Artrodese da articulação interfalangeana proximal de equinos: avaliação biomecânica comparativa da técnica com placa de compressão dinâmica de 4,5mm e três orifícios, com dois parafusos transarticulares oblíquos de 5,5mm e técnica com placa em “Y” de compressão bloqueada de 5,0mm e sete orifícios]. 2013 86 f Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

Lameness is the main cause of sport horses' owners consulting equine veterinarians and one of the highest cause to send these animals to the reference hospitals. Long bones and joint fractures have the lesser rate of success, consequence of the high cost of the treatment and poor prognosis. Understanding as success the return of the horse to previous athletic performance or at least to have useful life. The proximal interphalangeal joint (PIPJ) is clinically important because the injuries that involve it may threaten the horses' sport life or its usefulness. The objective of this study was to compare the biomechanical properties of two PIPJ arthrodesis techniques using 4.5mm dynamic compression plate (DCP) in conjunction with two oblique abaxial transarticular 5.5mm cortical screws inserted in lag fashion and 5.0mm Y locking compression plate (Y-LCP) with unicortical locking screws and one axial transarticular 4.5mm cortex screw inserted in lag fashion through the middle plate hole. It was used twelve cadaveric adult equine forelimbs from the first phalanx to the foot. After full-limb preparations, each forelimb pair was randomly assigned to one of two treatment groups. Constructs were submitted to axial compression single cycle to failure biomechanical testing. The failure of the screws, plate or bone, and the force at which it happened was evaluated. There were no significant differences in construct stiffness or max force when loaded to failure, between the DCP and Y-LCP treatment groups. Even though there was no construct stiffness differences between the two techniques, the Y-LCP technique provided the possibility of a less invasive procedure with a shorter surgical time. In conclusion, the

biomechanical properties of both fixation techniques (DCP and Y-LCP) are equivalent under the test conditions used.

Key words: Biomechanical testing. Axial compression. Unicortical locking screws.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Gráfico de força por deformação com a determinação do Limite de Elasticidade aparente.....	34
Figura 2 -	Imagem da peça após artrodese da articulação interfalangeana proximal com placa DCP de 4.5mm. G 1.....	44
Figura 3 -	Imagem ilustrando as medições para o posicionamento dos parafusos transarticulares.....	44
Figura 4 -	Imagem demonstrativa de como os orifícios dos parafusos transarticulares atingem as eminências palmares proximais da segunda falange.....	45
Figura 5 -	Imagem da peça após artrodese da articulação interfalangeana proximal com placa LCP “Y” de 5.0mm. G 2.....	46
Figura 6 -	Imagem mostrando o posicionamento do <i>Push-pull</i> através do terceiro orifício da placa.....	47
Figura 7 -	Imagem que ilustra o <i>Push-Pull</i> fixando a placa no osso por enquanto são feitos os furos com a broca de engate rápido de 4,3mm através do guia bloqueado, para posteriormente inserir os parafuso.....	47
Figura 8 -	Imagem que ilustra o posicionamento da broca de engate rápido de 4,5mm com o guia mantendo o ângulo de entre 55° e 60° com relação ao eixo podofalângico.....	48
Figura 9 -	Imagem ilustrando o posicionamento dos três parafusos distais da placa na falange media.....	48
Figura 10 -	Imagem que ilustra: a) O torquímetro de 4Nm e b) Utilização do torquímetro com chave de engate rápido (Synthes®) para apertar os parafusos bloqueados.....	49
Figura 11 -	Imagem radiográfica das peças após artrodese da articulação interfalangeana proximal. a) com placa DCP de 4.5mm. Grupo 1 e b) com placa Y-LCP de 5.0mm. Grupo 2.....	50
Figura 12 -	Imagem ilustrando o dispositivo para fixar e encaixar as peças na máquina de ensaios Biomecânicos EMIC®	51

Figura 13 - Imagem que ilustra o posicionamento dos modelos experimentais no copo de aço preenchido com PMMA.....	52
Figura 14 - Imagem que ilustra o posicionamento dos modelos experimentais na máquina de ensaios biomecânicos EMIC®	53
Figura 15 - Imagem radiográfica das peças anatômicas após ensaio compressivo G 2 a) Vista látero-medial b) Vista ântero-posterior. G 1 c) vista látero-medial d) vista ântero-posterior.....	56
Figura 16 - Correlação entre média de Rigidez (N/mm) das duas técnicas com as variáveis: Comprimento médio da falange proximal, Espessura média no ponto médio, Largura média.....	61
Figura 17 - Correlação entre média de Fmax (N) das duas técnicas com as variáveis: Comprimento médio da falange proximal, Espessura média no ponto médio, Largura média.....	62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Tabela modificada e traduzida do inglês dos Resultados fornecidos pelo software www.randomizer.org em formato de Excel.....	42
Tabela 2 -	Resultado da avaliação dos vídeos usados para conferir o aumento ou diminuição no ângulo entre os sensores – São Paulo 2013.....	54
Tabela 3 -	Resultado da avaliação da falha dos parafusos – São Paulo 2013.....	55
Tabela 4 -	Resultados dos testes de compressão Grupo 1 - São Paulo 2013.....	57
Tabela 5 -	Resultados dos testes de compressão Grupo 2 - São Paulo 2013.....	57
Tabela 6 -	Resultados das mensurações da falange proximal em centímetros – São Paulo 2013.....	58
Tabela 7 -	Comparação entre as técnicas (DCP e Y-LCP) quanto às variáveis: Rigidez (N/mm), FLE (N), DLE (mm), Fmax (N), Dmax (N), ELE (J=1N.m), Emax (J).....	59
Tabela 8 -	Comparação entre as técnicas (DCP e Y-LCP) quanto às variáveis: Comprimento da falange proximal, Espessura no ponto médio e Largura média.....	60
Tabela 9 -	Correlação entre média de Rigidez (N/mm) das duas técnicas com as variáveis: Comprimento médio da falange proximal, Espessura média no ponto médio e Largura média.....	60
Tabela 10 -	Correlação entre média de Fmax (N) das duas técnicas com as variáveis: Comprimento médio da falange proximal, Espessura média no ponto médio e Largura média.....	61

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A.C	Antes de Cristo
AIP	Articulação Interfalangeana Proximal
AID	Articulação Interfalangeana Distal
cis	A primeira cortical na perfuração de um osso
CV	Coeficiente de Variação
DCP	Placa de Compressão Dinâmica
DLE	Deformação no Limite de Elasticidade aparente
Dmax	Deformação no limite de resistência máxima
DP	Desvio Padrão
ELE	Energia absorvida até o limite de elasticidade aparente
Emax	Energia absorvida até o limite de resistência máxima
FLE	Força no Limite de Elasticidade aparente
Fmax	Força no limite de resistência máxima
FMVZ/USP	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo
G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
J	Joule
LCP	Placa de Compressão Bloqueada
MIPO	Osteosíntese Percutânea Minimamente Invasiva
mm	Milímetro
N	Newton
N.m	Newton vezes metro
N/m ²	Newton sobre metro quadrado
N/mm	Newton sobre milímetro
n	Número
OA	Osteoartrite
Pa	Pascals

PIPJ	Proximal Interphalangeal Joint
PMMA	Acrílico de Polimetilmetacrilato
trans	A segunda cortical na perfuração de um osso
XVIII	Século Dez e Oito
XX	Século Vinte
Y-LCP	Placa de Compressão Bloqueada em “Y”

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°	Grau de ângulo
°C	Grau Celsius
®	Marca registrada
±	Mais ou menos
=	Igual
<	Menor
>	Maior
≤	Menor ou igual
↑↑	Aumento do ângulo
↓↓	Diminuição do ângulo
↓↓↑	Diminuição do ângulo no início e aumento definitivo.

LISTA DE APÊNDICES

Apêndice A -	Desenho do dispositivo para fixar os modelos experimentais e acoplá-los na máquina de ensaios biomecânicos EMIC®: a) base e b) copo.....	74
Apêndice B -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-1.....	75
Apêndice C -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-2.....	76
Apêndice D -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-3.....	77
Apêndice E -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-4.....	78
Apêndice F -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-5.....	79
Apêndice G -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-6.....	80
Apêndice H -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP-1.....	81
Apêndice I -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP-2.....	82
Apêndice J -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP-3.....	83
Apêndice K -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP-4.....	84

Apêndice L -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP-5.....	85
Apêndice M -	Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP-6.....	86

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	24
2	REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1	DESCRIÇÃO ANATÔMICA.....	25
2.2	FORÇAS ATUANTES NA ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL.....	27
2.3	OCORRÊNCIA DAS LESÕES DA ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL.....	28
2.4	PLACAS DE COMPRESSÃO DINÂMICA E PLACAS BLOQUEADAS DE COMPRESSÃO.....	29
2.5	ARTRODESE DA ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL.....	31
2.6	BIOMECÂNICA.....	32
2.7	ENSAIOS BIOMECÂNICOS EM ARTRODESE DA ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL.....	35
3	OBJETIVOS.....	38
3.1	OBJETIVO GERAL.....	38
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	38
4	HIPÓTESE.....	39
5	RELEVÂNCIA CLÍNICA.....	40
6	MATERIAL E MÉTODOS.....	41
6.1	ASPECTOS ÉTICOS.....	41
6.2	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	41
6.3	DESCRIÇÃO DA TÉCNICA.....	42
6.3.1	Grupo 1 - Artrodese da articulação interfalangeana proximal com placa DCP de 4,5mm.....	42
6.3.2	Grupo 2 - Artrodese da articulação interfalangeana proximal com placa LCP em “Y” de 5,0mm.....	45
6.4	ENSAIO BIOMECÂNICO.....	50
7	RESULTADOS.....	54
7.1	AVALIAÇÃO DOS SENSORES REFLETIVOS.....	54

7.2	AVALIAÇÃO DAS FALHAS OCORRIDAS.....	54
7.3	AVALIAÇÃO DOS ENSAIOS BIOMECÂNICOS.....	57
7.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	58
7.5	INTERPRETAÇÃO PARA O COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO.....	63
8	DISCUSSÃO.....	64
9	CONCLUSÃO.....	69
	REFERÊNCIAS.....	70
	APÊNDICE.....	74

1 INTRODUÇÃO

A articulação interfalangeana proximal (AIP) dos equinos é clinicamente importante devido à apresentação frequente de claudicação com lesões que comprometem a vida esportiva e utilidade destes animais, gerando perdas econômicas importantes na indústria hípica (MacLELLAN et al., 2001; READ et al., 2005).

Nos equinos de diferentes raças ou práticas esportivas, a osteoartrite da AIP é causa comum de claudicação crônica, que é consequência de trauma único ou repetitivo durante o trabalho. Esta condição precisa de tratamento cirúrgico quando o manejo clínico não possibilita o controle da dor (CARPENTER et al., 2001; KNOX et al., 2006; JONES et al., 2009).

A artrodese da AIP também tem sido utilizada em casos de fraturas das falanges proximal ou média, luxações ou subluxações da AIP, deformidades flexurais, artrite séptica, osteocondrite dissecante, cistos sub-condrais e desvios das falanges em potros (CARPENTER et al., 2001; MacLELLAN et al., 2001).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 DESCRIÇÃO ANATÔMICA

A articulação interfalangeana proximal é formada por duas áreas convexas da extremidade distal da falange proximal e duas áreas côncavas rasas, prolongadas por uma placa fibrocartilaginosa palmar da extremidade proximal da falange média (KAINER, 1994).

A falange proximal é a maior das três falanges, sendo mais larga em seu aspecto proximal quando comparada ao distal, sua extremidade proximal é côncava e aprofundada axialmente por um sulco para se adaptar à crista sagital do terceiro osso metacarpiano. Os tubérculos palpáveis lateralmente recebem os ligamentos colaterais da articulação do boleto. A extremidade distal é formada por dois côndilos separados por um sulco axial raso e apresenta tubérculos similares, porém menores, onde se localizam os ligamentos colaterais da articulação interfalangeana proximal. A superfície palmar do osso é áspera para fixação dos ligamentos sesamoideos distais (DYCE et al., 2002).

A falange média é quase a metade do comprimento da falange proximal e tem as extremidades de mesma largura. A superfície articular proximal é côncava com uma crista axial discreta e dois côndilos separados por um sulco, assemelha-se à da falange proximal, com tuberosidades proximais para os ligamentos colaterais da AIP; os locais distais correspondentes, a partir dos quais os ligamentos colaterais da articulação do casco se originam, formam uma cavidade. A superfície articular distal estende-se até a face palmar, onde se articula com o osso sesamóide distal. A borda proximal e palmar apresenta uma área lisa, ampliada por uma fibrocartilagem complementar, formando uma superfície de apoio para o tendão do músculo flexor digital profundo. A fibrocartilagem aumenta a superfície articular da AIP e possibilita a fixação do ligamento sesamoideo reto (KAINER, 2002).

Os ossos da AIP se mantêm unidos por dois ligamentos colaterais curtos e quatro ligamentos palmares/plantares. Os ligamentos colaterais que unem a extremidade distal da falange proximal com a extremidade proximal da falange média estão orientados verticalmente entre as eminências dos ossos e são paralelos

ao eixo do membro. Um par de ligamentos palmares/plantares centrais prolonga-se da superfície áspera triangular da falange proximal até a margem palmar/plantar da extremidade proximal da falange média; os ligamentos palmares/plantares medial e lateral originam-se no centro das bordas da falange proximal e inserem-se na superfície palmar/plantar da extremidade proximal da falange média. Os ligamentos centrais confundem-se em alguns pontos com ramos do tendão do músculo flexor digital superficial e com o ligamento sesamoideo reto, podendo ser difícil discernir em sua totalidade (KAINER, 2002).

A cápsula articular da AIP confunde-se dorsalmente com a superfície profunda do tendão do músculo extensor digital comum, onde é mais acessível para artrocentese, e também se confunde com os ligamentos colaterais. A face palmar/plantar da cápsula se estende ligeiramente no sentido proximal, de encontro aos ramos terminais do tendão do músculo flexor digital superficial e do ligamento sesamoideo reto, subdividindo a cápsula em bolsas medial e lateral (KAINER, 1994).

A hiperextensão da AIP é limitada pelos ligamentos palmares/plantares axial e abaxial que unem a face palmar/plantar da falange proximal com a fibrocartilagem complementar da falange média junto com o ligamento sesamoideo reto. A cápsula é similar à articulação do boleto, mas as bolsas articulares são menores e apenas a bolsa dorsal é acessível para punção lateralmente (DYCE et al., 2002).

Durante a locomoção esta articulação, que se caracteriza por ter pouca movimentação (durante a fase de apoio é de $35^{\circ} \pm 8^{\circ}$), suporta grande pressão de forças axiais e rotacionais principalmente quando a sustentação ocorre em superfícies irregulares (DENOIX, 1999; CLAYTON et al., 2000, 2007; CHATEAU et al., 2002). O desequilíbrio e trauma repetido nas estruturas peri articulares são causa de lesões como: osteítes, osteocondrites, osteocondrose (osteocondrites dissecantes e cistos subcondrais), fraturas das falanges proximal ou media, luxações e subluxações; para as quais a artrodese proporciona uma boa opção para manter a função do animal, ainda que se perca uma articulação, particularmente quando a lesão articular atinge um estágio de evolução que impossibilita qualquer tipo de tratamento clínico (MacLELLAN et al., 2001; SCHAER et al., 2001; BERTONE, 2004; KNOX et al., 2006). Embora artrites sépticas, deformidades flexurais e desvios angulares em potros, com origem nas falanges, não sejam consequência do estresse causado pela movimentação, a anquilose cirúrgica tem

vido indicada como tratamento de eleição (GROOM et al., 2000; JONES et al., 2009).

2.2 FORÇAS ATUANTES NA ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL

A avaliação individual da articulação interfalangeana proximal em estudos cinemáticos é pouco comum, devido a sua estreita relação dinâmica e funcional com as articulações interfalangeana distal e a metacarpo/tarso falangeana, junto com as quais formam o dígito. Este conjunto é submetido a um grande esforço durante a locomoção, principalmente durante a fase de apoio, sendo que a distribuição das forças atuantes vai depender da irregularidade da superfície, tanto quanto da conformação e balanço do casco (DENOIX, 1999; CHATEAU et al., 2002, 2006; NOBLE et al., 2010; ELIASHAR, 2012).

Durante o início da fase de apoio, ao trote, em uma superfície plana, o dígito se flexiona, gerando à articulação interfalangeana proximal um percurso de 25° e durante o final da fase de apoio o dígito se estende, cabendo a articulação interfalangeana proximal um percurso de 10° (este ângulo é igual durante o apoio do membro em estação) (CLAYTON et al., 2000, 2007). Neste percurso, os vetores das forças exercidas nas superfícies articulares se deslocam desde o terço palmar dos côndilos da falange proximal, na flexão, até o terço médio na extensão (CHATEAU et al., 2002).

Quando o terreno é irregular, o movimento do dígito já não é somente no sentido dorso-palmar. Nesta situação, as articulações sofrem forças geradas por movimentos laterais e mediais, e de rotação lateral e medial (DENOIX, 1999; CHATEAU et al., 2002).

2.3 OCORRÊNCIA DAS LESÕES NA ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL

A osteoartrite (OA) da AIP é causa comum de claudicação, em especial, em equinos utilizados em práticas esportivas, que envolvem alta velocidade, freadas abruptas e giros, tais como pólo, corrida de tambor ou vaquejada. Estas atividades e movimentações fazem com que a região distal dos membros seja submetida a cargas excessivas e torque. A manifestação clínica mais comum é claudicação crônica progressiva, em muitos casos com evidência de aumento de volume proximal, na coroa do casco. Os achados radiográficos são compatíveis com artrite degenerativa crônica e neoformação óssea, às vezes, com diminuição do espaço articular. A OA diminui o desempenho atlético, a qualidade de vida dos animais e em alguns casos pode por em risco a vida do animal, como consequência de laminite, por sobrecarga do membro contralateral. A ocorrência desta condição não tem predileção por raça, idade ou sexo (SCHAER et al., 2001; MacLELLAN et al., 2001; FRISBIE, 2005; KNOX et al., 2006; JONES et al., 2009).

As lesões traumáticas da articulação interfalangeana proximal e/ou das outras estruturas anatômicas da região, têm sido associadas a um deslizamento do membro seguido de freada súbita, e com rotação. Como consequência podem acontecer luxações, subluxações ou fraturas uni ou biaxiais das eminências palmares/plantares da falange média, que geralmente envolvem a inserção dos ramos do tendão flexor digital superficial. As fraturas cominutivas, em decorrência de traumas altamente energéticos causam lesões graves de difícil tratamento. A claudicação é de manifestação súbita e muito dolorosa, com evidência clínica de localização da lesão na quartela. O diagnóstico é confirmado no estudo radiográfico (WATKINS, 1996; SCHAER et al., 2001).

2.4 PLACAS DE COMPRESSÃO DINÂMICA E PLACAS BLOQUEADAS DE COMPRESSÃO

A utilização de implantes metálicos para fixação interna de fraturas remonta-se há pouco mais de cem anos, quando Lane em 1895 relatou pela primeira vez o uso de uma placa metálica. No entanto somente em 1949, quando Denis observou a necessidade de comprimir fragmentos e desenhou uma placa que chamou “*contour*,” introduziu-se o conceito de compressão. Este objetivo era atingido apertando um parafuso da extremidade da placa. Citado como conceito de compressão gerou uma revolução e fez com que as pesquisas se encaminhassem por esta linha, e em 1958, Bagby e Janes desenharam uma placa com orifícios ovais que no momento de apertar os parafusos gerava a compressão interfragmentar. Baseando-se neste desenho, dois pesquisadores membros de um grupo suíço, Schenk e Willenegger, em 1967, realizaram algumas modificações do projeto original e a nomearam “Placa de Compressão Dinâmica” (Termo em inglês: *Dynamic Compression Plate*- DCP). Uma fixação estável e com baixa incidência de não união entre os fragmentos foram características que popularizaram o uso desta placa (UHTHOFF et al., 2006).

O objetivo da técnica convencional que utiliza esta placa é a redução direta, anatômica e estável das fraturas, valendo-se do processo de cicatrização óssea primária. O benefício desta técnica é que o osso suporta as cargas e a placa mantém a redução dos fragmentos, embora para conseguir a estabilidade precisa-se expor a fratura, moldar a placa e comprimi-la firmemente contra o osso. Este procedimento implica na interrupção do fluxo sanguíneo, a remoção do coágulo formado entre os fragmentos e a pressão da placa contra o osso, afetando a vasculatura periosteal, gerando assim, em muitos casos, retardo na cicatrização, perda de estabilidade e não união (WAGNER, 2003; FRIGG et al., 2007).

Os avanços no entendimento da biologia óssea e do papel da vascularização, o “*gap*” (espaço entre os fragmentos) e formação do calo ósseo na cicatrização, têm contribuído para o desenvolvimento de técnicas e implantes que preservam os tecidos na região da fratura durante a osteossíntese. Tais técnicas são conhecidas como “osteossíntese biológica”, o que implica em manter ao mesmo tempo, estabilidade da região da fratura e preservação da viabilidade dos tecidos, que já foram afetados pelo trauma, evitando ao máximo a exposição da fratura e

manipulação do coágulo, que é fundamental no processo de reparação (GAUTIER et al., 2003; FRIGG et al., 2007; RASCHKE et al., 2007; STRAUSS et al., 2008).

Este novo conhecimento permitiu o desenvolvimento do conceito “placas ponte” e de tecnologias como as placas bloqueadas de compressão (Termo em inglês: *Locking Compression Plate* – LCP), que agem como fixadores internos (STRAUSS et al., 2008). As LCP são usadas com parafusos bloqueados, sendo sua característica principal que no momento do aperto, os parafusos ficam fixos à placa, em um ângulo pré-determinado, por um mecanismo de rosca na cabeça cônica que corresponde ao orifício cônico e com rosca da placa, fazendo com que o conjunto seja uma estrutura única (FRIGG et al., 2007; RASCHKE et al., 2007). Este desenho oferece vantagens biológicas e mecânicas semelhantes às dos fixadores externos, que não são aplicados diretamente no osso, permitindo uma fixação mais elástica, que facilita a cicatrização secundária e formação de calo ósseo (RASCHKE et al., 2007). Além disto, favorecem a implementação da técnica “Osteosíntese Percutânea Minimamente Invasiva” (Termo em inglês: *Minimally Invasive Percutaneous Osteosynthesis* – MIPO), que consiste em deslizar a placa pelo tecido subcutâneo através de uma pequena incisão e posterior fixação dos parafusos, também por meio de incisões diretas sobre os orifícios da placa (WAGNER, 2003). Como os parafusos bloqueados só podem ser inseridos perpendiculares à placa, em alguns casos, dependendo da configuração da fratura e a configuração óssea, precisa-se da angulação do parafuso, razão pela qual foi desenvolvido o sistema de orifício combinado para parafuso bloqueado ou cortical chamado de “*Combi-hole*”, que permite ao cirurgião atingir fragmentos individuais e fazer compressão interfragmentar entre eles, além de combinar as propriedades das placas de compressão dinâmica com os princípios de estabilidade angular. Para obter bons resultados na utilização deste tipo de placas, é fundamental o entendimento dos princípios biomecânicos das diferentes técnicas (WAGNER, 2003; FRIGG et al., 2007; LEVINE et al., 2007; RASCHKE et al., 2007).

2.5 ARTRODESE DA ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL

Por definição, artrodese é a fixação cirúrgica de uma articulação, promovendo a fusão entre as duas superfícies articulares (AUER, 2012). O objetivo na realização de uma artrodese é retornar o animal à sua função, levando em consideração a manutenção do alinhamento ósseo, para permitir que as articulações metacarpo/tarso falangeana e interfalangeana distal compensem a perda de movimentação da AIP.

Alguns métodos para promover fusão da AIP sem dispositivos de fixação interna incluem remoção da cartilagem articular, enxertos de osso autólogo e imobilização, aplicação de campos de estimulação elétrica, aplicação de substâncias irritantes e curetagem com imobilização, ou aplicação de substâncias irritantes e fixação percutânea com parafusos transarticulares (PENRAAT et al., 2000; MacLELLAN et al., 2001; MALONE et al., 2002; SOD et al., 2007; WOLKER et al., 2011).

Diferentes técnicas de artrodese com utilização de dispositivos de fixação interna são amplamente descritas na literatura, desde os anos 70. Entre as primeiras e mais comumente utilizadas esta a aplicação de três parafusos corticais transarticulares de 4.5mm em paralelo ou convergente pela técnica de tração (SCHNEIDER et al., 1978; CAROM, 1990). Citações posteriores sugerem maior estabilidade e rigidez na técnica com dois ou três parafusos corticais transarticulares de 5.5mm (MacLELLAN et al., 2001; WATT et al., 2001; READ et al., 2005; GUDEHUS et al., 2011). Outras tentativas para melhorar a estabilidade incluem o uso de placas em “T”, placas em “Y” de compressão dinâmica de 9 orifícios e duas placas estreitas de compressão dinâmica de 3.5mm indicadas principalmente em fraturas da segunda falange, e ainda placas de compressão dinâmica de 3 e 4 furos, uma placa “tipo colher” para equinos e placa de compressão bloqueada de 4.5mm de três orifícios com dois parafusos abaxiais transarticulares ou três parafusos transarticulares; o que abrevia a necessidade de imobilização externa por tempos prolongados (CRABILL et al., 1995; NIXON, 1996; GALUPPO et al., 2000; MacLELLAN et al., 2001; SCHAEER et al., 2001; WATT et al., 2002; SOD et al., 2007; ZOPPA et al., 2011).

Na busca por técnicas minimamente invasivas, Jones et al. (2009) propuseram uma técnica em que se usa placa e dois parafusos transarticulares através de uma incisão sagital da pele e do tendão extensor digital, com a remoção da cartilagem mediante furos perpendiculares à articulação em direção dorso-palmar/plantar feitos com brocas de 3.2mm, 4.5mm ou 5.5mm sem ressecção da cápsula articular nem dos ligamentos colaterais, diminuindo os tempos cirúrgico e de imobilização. Por outro lado, Watts et al. (2010) em relato de uma série de casos clínicos, descreve a utilização de Laser intra articular para desgastar a cartilagem, em combinação com três parafusos percutâneos transarticulares inseridos em paralelo, com grande porcentagem de sucesso. A técnica que usa uma placa estreita de compressão dinâmica de três orifícios em combinação com dois parafusos corticais, abaxiais à placa, colocados pela técnica de parafuso de tração “*lag screw*”, é na atualidade a mais amplamente usada pelos cirurgiões, pois oferece a maior estabilidade do aspecto dorsal da articulação interfalangeana proximal com menor reação periosteal (SHAER et al., 2001; KNOX et al., 2006; AUER, 2012).

Knox et al. (2006) em estudo retrospectivo de 53 cavalos submetidos a artrodese de AIP, com a técnica que combinava placa e parafusos, reportaram sucesso em 81% das artrodeses dos membros anteriores e 95% das artrodeses dos membros posteriores, e um sucesso geral do 87%; demonstrando que esta técnica promove aos animais uma alta taxa de retorno à atividade atlética, mesmo àqueles com doença articular degenerativa da articulação interfalangeana proximal.

O método de escolha da técnica cirúrgica de artrodese da articulação interfalangiana proximal está diretamente relacionado à conduta e preferência do cirurgião, assim como às características da lesão (GROOM et al., 2000; READ et al., 2005).

2.6 BIOMECÂNICA

Na atualidade, mesmo que ainda não haja consenso na definição da biomecânica, é aceita uma modificação da proposta por Hay em 1973: Biomecânica é a ciência que examina as forças atuantes sobre ou dentro de uma estrutura biológica e os efeitos gerados por tais forças (NIGG; HERZOG, 2006).

Desde Pitágoras e Hipócrates (Aprox. 500 A.C), passando por Platô, Arquimedes, Galeno e Da Vinci entre muitos outros, o interesse do homem por explicar a mecânica do movimento impulsionou o estudo da anatomia e fisiologia tanto do corpo humano, quanto dos animais. No entanto foi Galileu em 1638, quem publicou algumas das suas observações biomecânicas e análise da força dos materiais, corpos sólidos ocos, e em particular a resistência à fratura, que geraram os primeiros conhecimentos na dinâmica da estrutura óssea. No século XVIII, a mecânica *newtoniana* e a aceitação da experimentação como método para tentar explicar alguns eventos naturais, deram impulso para o estudo do movimento, a biomecânica e o desenvolvimento dos instrumentos para entendê-los. Já no século XX com desenvolvimento da fotografia, filmografia e dos computadores, assim como também a visão interdisciplinar da ciência, o estudo da biomecânica e do movimento tornaram-se uma linha de pesquisa aplicada em áreas como medicina, ergonomia, esportes e equipamentos (NIGG; HERZOG, 2006).

A mecânica clássica ou *newtoniana* é utilizada para analisar as propriedades físicas dos sistemas e materiais biológicos (NIGG; HERZOG, 2006; NORDIN; FRANKEL, 2008). As propriedades mecânicas dos materiais biológicos são definidas como: propriedades do material, propriedades físicas e propriedades estruturais. As propriedades do material se referem ao comportamento geral sem incluir informações de tamanho e forma (estresse final e deformação final). As propriedades físicas são dadas por suas características físicas como densidade e peso. E as propriedades estruturais, que são definidas como o comportamento específico de um corpo de prova, como por exemplo, um osso ou um ligamento em particular, incluindo informações de tamanho e forma (força até falhar e deformação) (NIGG; HERZOG, 2006). Quando um material se encontra estático e é submetido a forças que mudam sua forma inicial se conhece como deformação, a qual depende de múltiplos fatores, entre eles, a magnitude, direção e duração das forças aplicadas. Dependendo da direção das forças aplicadas, o material pode se alongar (forças de tensão) ou encolher (forças de compressão) quando estas forem axiais, ou sofrer torção ou envergamento quando estas forem tangenciais (NORDIN; FRANKEL, 2008).

Para definir as propriedades mecânicas de um material é preciso fazer testes de tensão, compressão, torção e envergamento até se observar a falha, submetendo os resultados à análise de estresse (força por unidade de área, N/m^2 ou Pa) e

deformação relativa (razão de mudança em comprimento: aumento ou diminuição). E para definir as propriedades estruturais analisa-se a força (força máxima que o material suporta antes de falhar) e deformação. Estes dados são obtidos de um gráfico cartesiano em função de estresse ou força por deformação (TURNER et al., 1993; NORDIN; FRANKEL, 2008).

Neste gráfico podem se diferenciar duas regiões no eixo da deformação, a deformação elástica e a deformação plástica do material. Entende-se por elasticidade a habilidade de um material em retornar a seu tamanho e forma original, quando as cargas aplicadas são removidas, enquanto plasticidade implica em deformação permanente. A inclinação do gráfico na região elástica é chamada módulo de elasticidade ou de Young do material, e indica o quociente entre o estresse e a deformação relativa. Quando o gráfico é de força por deformação, pode se estabelecer a rigidez do material que se refere a um quociente entre uma força aplicada e a deformação gerada por tal força, e se define como a capacidade estrutural de um material para suportar forças sem adquirir grandes deformações (TURNER et al., 1993; NORDIN; FRANKEL, 2008) (Figura 1).

Figura 1 – Gráfico de força por deformação com a determinação do Limite de Elasticidade aparente

LE = Limite de elasticidade aparente; LRM = Limite de resistência máxima.

Neste tipo de gráfico, pode-se estabelecer um ponto na curva chamado limite de elasticidade aparente mediante o método de Johnson. O ponto corresponde à força onde a inclinação da tangente à curva ($O'C'$), é 50% menor que a inclinação da reta inicial OB (SOUZA, 1982) (Figura 1).

Como em outras áreas de pesquisa, no estudo da biomecânica de sistemas musculoesqueléticos é preciso desenhar modelos que simulem a realidade, principalmente quando o entendimento de um fenômeno é difícil. A construção de modelos fundamenta-se em dois tipos de informações: o conhecimento do sistema a ser modelado e dados experimentais. Estas informações permitem a simplificação do sistema, mas os pesquisadores devem decidir o que deve ser incluso e o que pode ser excluído, sem que se percam os propósitos do modelo, que são incrementar o entendimento da realidade e a estimação ou predição de variáveis de interesse. Além disso, o modelo deve ser validado, o que significa que oferece evidência suficiente de ser forte e resistente para desenvolver a tarefa para que foi desenhado (NIGG; HERZOG, 2006).

2.7 ENSAIOS BIOMECÂNICOS EM ARTRODESE DA ARTICULAÇÃO INTERFALANGEANA PROXIMAL

Com objetivo de avaliar a estabilidade, resistência, rigidez e deformação dos ossos e das técnicas cirúrgicas ortopédicas, realizadas em peças anatômicas, tem-se implementado o uso de aparelhos para testar resistência de materiais provenientes da engenharia, criando dispositivos especiais que se adaptam à região anatômica e que simulam as forças atuantes *in vivo*. A grande maioria destas máquinas está equipada com células de carga para medir a força aplicada no corpo de prova, e com transdutores que informam o deslocamento do dispositivo em relação à força aplicada. Esta informação é colhida e gravada em formato de gráfico com variáveis, x e y, por um sistema, que posteriormente permite a medição gráfica do módulo de elasticidade, rigidez e resistência da amostra (TURNER et al., 1993).

Na literatura são citados quatro tipos de testes biomecânicos aos quais são submetidas as amostras em ortopedia: flexão, tensão, torção e compressão. A força nestes testes pode ser aplicada com um movimento contínuo até conseguir a falha

da amostra ou em ciclos até conseguir a fadiga e subsequente falha das estruturas (TURNER et al., 1993; SHARIR et al., 2008).

Na área de ortopedia de equinos, foi a partir da publicação de Galuppo et al. (2000), quando pela primeira vez comparou-se as características biomecânicas de peças anatômicas intactas, com duas técnicas e implantes para reparação de fraturas cominutivas da falange média, que iniciaram-se os estudos biomecânicos com técnicas e peças anatômicas de equinos. As amostras foram submetidas à força de compressão axial em um ciclo, até sua falha. Para este propósito foi desenhado um dispositivo que mantinha a peça no rádio e no casco, tentando simular a posição do membro durante o apoio. Watt et al. (2001, 2002), Read et al. (2005), Wolker et al. (2009) e Carmalt et al. (2010) compararam diferentes técnicas e implantes para artrodese da AIP, tanto em membros torácicos como pélvicos, que foram cortados no rádio e no metatarso proximal respectivamente. Estes autores usaram um dispositivo que lhes permitiu aplicar forças de flexão com três apoios, em ciclo único até a falha. Mesmo este tipo de ensaio não apresentando condições reais de apoio, ofereceu informações valiosas da resistência dos corpos de prova construídos. Bras et al. (2009) com objetivo de provar que os ligamentos colaterais da AIP tinham uma função fundamental na rigidez e estabilidade da artrodese, usaram o dispositivo para aplicar força de três pontos, com a diferença, que as peças foram acomodadas em posição lateral. Eles concluíram que a preservação dos ligamentos colaterais não só diminuiu o tempo cirúrgico, mas também incrementou significativamente a resistência latero-medial da artrodese da AIP.

Com o objetivo de simular as condições mecânicas naturais, Sod et al. (2007) desenharam um dispositivo que fixava o membro desde o úmero, com um suporte que mantinha o carpo em extensão e outro que fixava o casco. Eles realizaram o ensaio em três grupos, que submeteram a força de compressão axial em ciclo único até a falha, força de compressão axial cíclica para testar fadiga e força de torção em ciclo único até a falha. Este dispositivo e desenho experimental foi usado novamente por Sod et al. (2010, 2011), e por Gudehs et al. (2011), testando diferentes técnicas e implantes cirúrgicos para artrodese da AIP.

Zoppa et al. (2011) avaliaram as características biomecânicas de duas técnicas e implantes para artrodese da AIP com um novo dispositivo mais simples. As peças anatômicas foram desarticuladas na articulação metacarpofalangeana e tanto o casco quanto a pele foram removidos para assim serem fixadas nos

extremos, em dois copos metálicos com cimento ósseo. Os corpos de prova foram submetidos à força de compressão axial em ciclos para avaliar fadiga e posteriormente à força de compressão axial até sua falha.

3 OBJETIVO

3.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo desta pesquisa é comparar as propriedades biomecânicas de duas técnicas cirúrgicas de artrodese da articulação interfalangeana proximal em equinos, utilizando uma técnica com placa de compressão dinâmica de três orifícios e 4,5mm em combinação com dois parafusos transarticulares corticais oblíquos de 5,5mm, colocados pela técnica de parafuso de tração (*lag screw*), e técnica com placa em “Y” de compressão bloqueada de 5.0mm com sete orifícios (Placa coxo-femoral LCP 5.0, pediátrica, 120°, Synthes®), com um parafuso cortical transarticular oblíquo de 4,5mm, colocado pela técnica de parafuso de tração.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar o tipo de falha ocorrida na placa, nos parafusos e no osso, como também a força necessária para ocorrer tais falhas.
- Desenvolver uma técnica cirúrgica de artrodese da AIP, menos invasiva e mais rápida.
- Testar se a utilização de placas bloqueadas com parafusos bloqueados unicorticais oferecem resistência suficiente.
- Validar o modelo experimental que utiliza só o dígito do equino preservando as estruturas ósseas e os ligamentos colaterais para testar em ensaios biomecânicos a artrodese da AIP.

4 HIPÓTESE

A hipótese desta pesquisa é que a artrodese com a placa de compressão bloqueada em “Y” de 5,0mm oferecerá resistência semelhante quando comparada à artrodese com placa de compressão dinâmica de 4,5mm, devido à sua conformação, espessura e por ser aplicada com a técnica de parafusos bloqueados.

5 RELEVÂNCIA CLÍNICA

A expectativa de aplicação clínica é de oferecer aos cirurgiões ortopedistas de equinos, uma técnica cirúrgica alternativa de artrodese da articulação interfalangeana proximal, utilizando placa Y-LCP com parafusos auto-rosqueantes unicorticais, sabendo que a técnica com este tipo de implante se torna mais rápida e segura, assim como a diminuição no tempo de evolução pós-operatória.

6 MATERIAL E MÉTODOS

6.1 ASPECTOS ÉTICOS

O projeto foi submetido e aprovado pela Comissão de Ética no uso de animais da FMVZ-USP (protocolo n. 2216/2011), seguindo os padrões nacionais e internacionais de cuidados e experimentação em animais.

6.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Foram utilizadas doze peças anatômicas de membros torácicos de equinos, sem histórico de doença articular da AIP, obtidas junto ao Serviço de Patologia do Hospital Veterinário da FMVZ/USP, das quais foi isolada a porção distal do membro desde a falange proximal até o casco, conservando as estruturas periarticulares, tais como: ligamentos, tendões e cápsula articular. As peças foram envolvidas com gaze embebida em solução fisiológica, agrupadas em pares correspondentes a cada animal, e congeladas a -20°C . Antes dos procedimentos, as peças foram descongeladas envoltas com gaze embebida em solução fisiológica, a temperatura ambiente durante 12 horas. Uma vez preparadas, as peças foram distribuídas aleatoriamente para o Grupo 1 (DCP) ou Grupo 2 (LCP) através de um software de randomização de uso livre pela internet (www.randomizer.org), para este propósito cada peça do par recebeu o número 1 ou 2 aleatoriamente (Tabela 1).

Tabela 1 - Tabela modificada e traduzida do inglês dos resultados fornecidos pelo software www.randomizer.org em formato de Excel

6 Sets de 2 Números únicos por Set						
Variação: De 1 a 2 -- Misturado						
	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4	Set 5	Set 6
DCP	2	1	2	1	1	1
LCP	1	2	1	2	2	2

6.3 DESCRIÇÃO DA TÉCNICA

6.3.1 Grupo 1 (G 1) - Artrodese da articulação interfalangeana proximal com placa DCP de 4,5mm.

Foi realizada a artrodese com placa de compressão dinâmica de 4,5mm com três orifícios, associada com o uso de dois parafusos corticais de 5,5mm transarticulares aplicados com a técnica de parafuso de tração em cada lado da placa (Figura 2). Os parafusos corticais transarticulares de 5,5mm foram inseridos primeiro na face dorsal da falange proximal 2cm proximal em relação à superfície articular e 1,5cm axial aos côndilos medial e lateral, e ainda direcionados para atingir as eminências palmares proximais da falange média, em um padrão divergente (Figuras 3 e 4). Uma vez definidos os pontos para posicionar os parafusos, procedeu-se à realização dos furos utilizando perfuradora TRS Modular Drive (Synthes®), com a broca de engate rápido de 5,5mm e o guia correspondente, até o espaço articular. Em seguida foi trocada a broca de engate rápido para uma de 4,0mm e com o guia correspondente, realizou-se o furo continuando até atravessar as eminências palmares da falange média (Figura 4). Os orifícios foram escareados na superfície dorsal da falange proximal e depois foi medida a profundidade do furo com o medidor para determinar o comprimento correto dos parafusos e finalmente

foi passada a fresa de 5,5mm com o guia correspondente, para realização da rosca no tecido ósseo. Sem remoção da cartilagem articular os parafusos foram apertados até conseguir compressão das superfícies articulares. Em seguida a placa de compressão dinâmica de 4,5mm com três orifícios foi moldada com o moldador para placas (Synthes®) e posicionada na face dorsal e sagital da AIP, com o orifício mais distal na região proximal da falange média. Através deste orifício, foi feito o primeiro furo em posição concêntrica, com broca de engate rápido de 3,2mm usando o guia correspondente, perfurando a cortical *cis* e a *trans* (São as duas corticais dos ossos tubulares nomeadas na ordem de perfuração), seguido da medição do tamanho do parafuso e elaboração da rosca com fresa de 4,5mm. Um parafuso de 4,5mm foi inserido sem ser totalmente apertado. O segundo furo foi feito no orifício central em posição excêntrica, afastado da linha articular, seguindo os mesmos passos do primeiro para inserir um parafuso de 4,5mm, e de maneira alternada ambos parafusos foram apertados até promover a compressão das superfícies articulares. Finalmente, o terceiro parafuso de 4,5mm foi inserido no orifício proximal em posição concêntrica seguindo os mesmos passos dos dois anteriores. Todos os parafusos foram inseridos em ângulo de 90° em relação a placa. Em seguida, as peças anatômicas já instrumentadas foram envolvidas em gaze embebida com solução fisiológica e congeladas a -20°C.

Figura 2 - Imagem da peça após artrodese da articulação interfalangeana proximal com placa DCP de 4.5mm. G 1

Figura 3 – Imagem ilustrando as medições para o posicionamento dos parafusos transarticulares

Figura 4 - Imagem demonstrativa de como os orifícios dos parafusos Transarticulares atingem as eminências palmares proximais da segunda falange

6.3.2 Grupo 2 (G 2) - Artrodese da articulação interfalangeana proximal com placa LCP em “Y” de 5,0mm.

A artrodese foi realizada com placa em “Y” de compressão bloqueada de 5,0mm e sete orifícios, com um parafuso cortical de 4,5mm transarticular, usando o quarto orifício da placa (Figura 5). A placa em “Y” foi moldada com o moldador de placas (Synthes®) e posicionada com os quatro orifícios em linha sobre a superfície dorsal da falange proximal e os três orifícios em triângulo na falange média, ficando a articulação entre o quarto e o quinto orifícios. Em seguida foi utilizada a ferramenta *Push-Pull* (Synthes®), inserida com a perfuradora TRS Modular Drive (Synthes®), no terceiro orifício para fixar provisoriamente a placa no osso e evitar que esta rotacionasse durante o aperto do primeiro parafuso bloqueado (Figura 6). Para perfurar o osso através dos orifícios bloqueados da placa foi utilizado o guia bloqueado que trava na placa permitindo o posterior posicionamento ortogonal à placa, dos parafusos. Seguiu-se a realização de dois furos proximais com broca de engate rápido de 4,3mm, perfurando unicamente a cortical *cis* e foram colocados os dois parafusos bloqueados auto-rosqueantes de 20mm (Figura 7). O *Push-Pull* foi retirado e substituído por um parafuso bloqueado inserido com a mesma técnica dos

dois anteriores. No quarto orifício da placa, aproveitando-se da característica *combi-hole* da placa, foi utilizado um parafuso cortical transarticular de 4,5mm, inserido pela técnica de parafuso de tração em ângulo de entre 55° e 60° em relação ao eixo podofalângico (Figura 8). Para o posicionamento deste parafuso, primeiro foi utilizada uma broca de engate rápido de 4,5mm com o guia correspondente, com a qual se perfurou a falange proximal até o espaço articular e a broca foi trocada por uma de 3,2mm também de engate rápido, com o guia correspondente, para continuar o furo na falange média até a superfície palmar da mesma. Finalmente foram inseridos os três parafusos bloqueados distais (Figura 9). Todos os parafusos bloqueados foram apertados com torquímetro de 4Nm para evitar a soldagem em frio (Figura 10). Em seguida, foram envolvidas com gaze embebida com solução fisiológica e congeladas a -20°C.

Figura 5 - Imagem da peça após artrodese da articulação interfalangeana proximal com placa LCP "Y" de 5.0mm. G 2

Figura 6 – Imagem mostrando o posicionamento do *Push-pull* através do terceiro orifício da placa

Figura 7 – Imagem que ilustra o *Push-Pull* fixando a placa no osso por enquanto são feitos os furos com a broca de engate rápido de 4,3mm através do guia bloqueado na placa, para posteriormente inserir os parafusos

Figura 8 – Imagem que ilustra o posicionamento da broca de engate rápido de 4,5mm com o guia procurando o ângulo de entre 55° e 60° com relação ao eixo podofalângico

Figura 9 – Imagem ilustrando o posicionamento dos três parafusos distais da placa na falange media.

Figura 10 – Imagem que ilustra: a) O torquímetro de 4Nm e b) Utilização do torquímetro com chave de engate rápido (Synthes®) para apertar os parafusos bloqueados

Em ambos os grupos, após a realização da artrodese, a articulação interfalangeana distal foi fixada com três parafusos corticais de 5,5mm pela técnica compressiva, para concentrar as forças de compressão, durante o ensaio biomecânico, na região de interesse. O primeiro parafuso foi inserido desde a apófise extensora da falange distal em sentido dorso distal – palmar proximal penetrando o terço disto-palmar da falange média, os dois parafusos seguintes foram inseridos através da face palmar da falange distal, das asas lateral e medial da terceira falange em direção da segunda falange, em direção aos côndilos lateral e medial da falange média. Ao término de toda a técnica foi realizado exame radiográfico para avaliar o posicionamento das placas e parafusos e a eficiência da compressão articular, além de mensurar as medidas da falange proximal, tanto em comprimento, como em espessura e largura, no seu ponto médio, para depois estabelecer relação entre rigidez e força, com o tamanho dos ossos (Figura 11).

Figura 11 - Imagem radiográfica das peças após artrodese da articulação interfalangeana proximal. a) com placa DCP de 4.5mm. Grupo 1. e b) com placa Y-LCP de 5.0mm. Grupo 2

6.4 ENSAIO BIOMECÂNICO.

Foi desenhado e fabricado um dispositivo especial para fixar as peças e encaixá-las na máquina de ensaios biomecânicos EMIC[®], baseados no modelo utilizado por Zoppa et al. em 2011 (Figura 12 e Apêndice A). Foram realizados ensaios piloto para validar o modelo experimental, além de alcançar o propósito de comprimir a AIP, e que a somatória da força de compressão com a força de reação gerassem uma força resultante em direção palmar e perpendicular ao eixo longitudinal das peças. Para conferir este resultado foram inseridos dois sensores refletivos, sendo um na face palmar da falange proximal e o outro na face palmar da falange distal, que eram captados pela câmara de vídeo em modo infravermelho, e posteriormente avaliados para conferir o aumento esperado no ângulo, o que foi traduzido como um vetor de força resultante em sentido palmar. Estes testes induziram a utilização do nível na superfície articular da falange proximal durante a fixação das peças no dispositivo, como padrão para conseguir o objetivo.

Figura 12 – Imagem ilustrando o dispositivo para fixar e encaixar as peças na máquina de ensaios biomecânicos EMIC®

Os modelos experimentais foram descongelados a temperatura ambiente durante 12 horas antes do ensaio e foram mantidos hidratados envoltos por gaze embebida em solução fisiológica. Em seguida foram inseridos os sensores refletivos como foi descrito anteriormente. Foram utilizados quatro parafusos convencionais, tanto na falange proximal quanto na falange distal, para fornecer estabilidade rotacional dentro dos copos de aço preenchidos com polimetilmetacrilato (PMMA),

onde foram fixadas a peças anatômicas. Neste momento, foi observado se a superfície articular da falange proximal estava em perfeito nível com relação ao eixo vertical (plano sagital), mediante a utilização de um nível (Figura 13). Depois da polimerização do PMMA, os modelos foram invertidos e posicionados na máquina de ensaios biomecânicos (Figura 14)

Figura 13 – Imagem que ilustram o posicionamento dos modelos experimentais no copo de aço preenchido com PMMA e nivelados

Figura 14 – Imagem que ilustra o posicionamento dos modelos experimentais na máquina de ensaios biomecânicos EMIC®

Os modelos foram submetidos a ensaio biomecânico de força de compressão axial, onde foi avaliado o tipo de falha ocorrida na placa, nos parafusos e no osso, mediante estudo radiográfico e posterior dissecação das peças, como também a força necessária para ocorrer tais falhas. Foi utilizada a máquina universal de ensaios biomecânicos EMIC®, modelo DL5000/10000, dotada de célula de carga (dinamômetro) de 10000 kg, travessão móvel com transdutores de medição de força e velocidade de deformação de 0.02 a 500 mm/min. Todos os ensaios foram realizados a 20 mm/min. e os valores de força e deformação foram adquiridos em tempo real, por um sistema de aquisição de dados, o programa TESC® versão 3.04, em conjunto com o programa servidor VirMaq®, encarregado da comunicação com a máquina e sua supervisão direta.

7 RESULTADOS

7.1 AVALIAÇÃO DOS SENSORES REFLETIVOS

A mudança do ângulo nos sensores aconteceu como esperado com exceção da peça identificada como LCP4. Os resultados da mudança no ângulo dos sensores avaliados nos vídeos encontram-se resumido na tabela 2.

Tabela 2 – Resultado da avaliação dos vídeos usados para conferir o aumento ou diminuição no ângulo entre os sensores – São Paulo 2013

	DCP	DCP	DCP	DCP	DCP	DCP	LCP	LCP	LCP	LCP	LCP	LCP
	1	2	3	4	5	6	1	2	3	4	5	6
ÂNGULO DOS SENSORES ...	↑↑	↑↑	↑↑	↑↑	↑↑	↑↑	↑↑	↑↑	↓↑	↓	↑↑	↑↑

↑↑ Aumento do ângulo, ↓ Diminuição do ângulo, ↓↑ Diminuição do ângulo no início e aumento definitivo.

7.2 AVALIAÇÃO DAS FALHAS OCORRIDAS

A avaliação da falha ocorrida tanto nos parafusos quanto nas placas foi realizada por meio de exames radiográficos e comprovada durante a retirada dos implantes, depois dos ensaios biomecânicos de compressão. Das doze placas utilizadas duas sofreram deformação plástica no limite da destruição, uma DCP e uma LCP (DCP6 e LCP6), as outras sofreram deformação plástica em menor proporção. A relação de parafusos que sofreram deformação plástica encontra-se sintetizada na tabela 3.

Todas as peças sofreram fratura óssea, sendo que as peças do G 2 (LCP) somente sofreram fraturas na falange média associadas aos três parafusos

bloqueados e/ou ao parafuso transarticular, não entanto no G 1 (DCP), de 6 peças uma sofreu fratura unicamente da falange média associada a um parafuso transarticular, e as 5 restantes fraturaram tanto a falange proximal quanto na média, sempre com relação aos parafusos transarticulares (Figura 15).

Os resultados dos ensaios de compressão foram fornecidos pelo software TESC® gerando gráficos de força/deformação para cada ensaio realizado, permitindo assim o cálculo das variáveis a serem avaliadas. Estes resultados encontram-se exibidos nas tabelas 4 e 5, e os respectivos gráficos nos Apêndices B-M.

As medidas da falange proximal feitas nos exames radiográficos prévios aos ensaios biomecânicos, encontram-se na tabela 6.

Tabela 3 – Resultado da avaliação da falha dos parafusos – São Paulo 2013

PARAFUSOS		QUANTIDADE (Unidade)	DEFORMAÇÃO PLÁSTICA. (Unidade)	PORCENTAGEM DE PARAFUSOS COM DEFORMAÇÃO PLASTICA (%)
TOTAL		72	24	33,3
GRUPO 1 DCP		30	18	60,0
GRUPO 2 Y-LCP		42	6	14,2
TRANSARTICULARES		18	11	61,1
	TRANSARTICULARES DCP(5,5mm)	12	6	50,0
	TRANSARTICULARES LCP(4,5mm)	6	5	83,3
EM PLACA		54	13	24,1
	DCP	18	12	66,6
	DCP/1° ORIFÍCIO	6	4	66,6
	DCP/2° ORIFÍCIO	6	4	66,6
	DCP/3° ORIFÍCIO	6	4	66,6
	Y-LCP	36	1	2,7
	LCP/5° ORIFÍCIO	6	1	16,6

Figura 15 - Imagem radiográfica das peças anatômicas após ensaio compressivo. G 2 a) Vista látero-medial b) Vista ântero-posterior. G 1 c) vista látero-medial d) vista ântero-posterior

7.3 AVALIAÇÃO DOS ENSAIOS BIOMECÂNICOS

Tabela 4 – Resultados dos testes de compressão Grupo 1 - São Paulo 2013

GRUPO 1	Rigidez (N/mm)	FLE(N)	DLE(mm)	Fmax(N)	Dmax(mm)	ELE(J = 1N.m)	Emax(J)
DCP 1	6587	35737	7,6	39758	8,7	111,9	154,0
DCP 2	10139	30881	4,1	38796	6,5	54,7	136,3
DCP 3	3377	22544	12,9	33677	21,7	85,8	322,6
DCP 4	4464	35441	9,6	41641	12,5	173,8	287,0
DCP 5	5885	31414	7,5	45272	13,2	101,8	329,2
DCP 6	7289	33125	5,9	37922	7,3	90,5	138,8
Média	6291	31524	7,9	39511	11,7	103,1	228,0
DP	2361	4832	3,1	3869	5,6	39,7	94,4
Min	3377	22544	4,1	33677	6,5	54,8	136,4
Max	10139	35737	12,9	45272	21,7	173,9	329,3
CV (%)	38	15	38	10	48	38	41

Rigidez=Medida na região linear do gráfico (N/mm), FLE=Força no limite de elasticidade aparente (N), DLE=Deformação no limite de elasticidade aparente (mm), Fmax=Força no limite de resistência máxima (N) = pico do gráfico, Dmax= Deformação no limite de resistência máxima (mm), ELE=Energia absorvida até o limite de elasticidade (Joule), Emax=Energia absorvida até o limite de resistência máxima (Joule), DP=Desvio Padrão, CV= Coeficiente de Variação (Desvio Padrão/MediaX100)

Tabela 5 – Resultados dos testes de compressão Grupo 2 - São Paulo 2013

GRUPO 2	Rigidez (N/mm)	FLE(N)	DLE(mm)	Fmax(N)	Dmax(mm)	ELE(J = 1N.m)	Emax(J)
Y-LCP 1	7521	21618	3,8	21618	3,8	33,7	33,7
Y-LCP 2	6782	23287	4,4	26061	7,7	43,2	119,4
Y-LCP 3	6470	25636	5,9	28318	7,0	57,3	87,4
Y-LCP 4	4977	38991	9,6	45276	13,0	185,0	326,5
Y-LCP 5	10163	31748	5,1	38302	6,2	59,0	97,2
Y-LCP 6	7004	50885	8,6	52210	9,2	189,9	220,0
Média	7153	32028	6,2	35298	7,8	94,7	147,4
DP	1706	11223	2,4	11965	3,1	72,5	106,9
Min	4977	21618	3,8	21618	3,8	33,8	33,8
Max	10164	50885	9,6	52210	13,0	190,0	326,6
CV (%)	24	35	38	34	40	77	73

Rigidez=Medida na região linear do gráfico (N/mm), FLE=Força no limite de elasticidade aparente (N), DLE=Deformação no limite de elasticidade aparente (mm), Fmax=Força no limite de resistência máxima (N) = pico do gráfico, Dmax= Deformação no limite de resistência máxima (mm), ELE=Energia absorvida até o limite de elasticidade (Joule), Emax=Energia absorvida até o limite de resistência máxima (Joule), DP= Desvio Padrão, CV= coeficiente de variação (Desvio Padrão/MediaX100)

Tabela 6 – Resultados das mensurações da falange proximal em centímetros – São Paulo 2013

	CORPO DE PROVA	Comprimento 1a. Falange	Espesura no ponto médio	Largura
GRUPO 1	DCP 1	8,50	2,70	4,27
	DCP 2	8,20	2,50	3,70
	DCP 3	8,90	2,52	3,66
	DCP 4	8,75	2,41	3,33
	DCP 5	8,73	2,37	3,83
	DCP 6	10,25	3,16	4,50
GRUPO 2	LCP 1	8,20	2,88	4,16
	LCP 2	8,44	2,17	3,65
	LCP 3	9,06	2,50	3,64
	LCP 4	8,70	2,41	3,40
	LCP 5	9,00	2,54	3,60
	LCP 6	10,20	3,07	4,42

7.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para comparar as técnicas (DCP e Y-LCP), aplicadas aos grupos, quanto às variáveis: Rigidez (N/mm), FLE (N), DLE (mm), Fmax (N), Dmax (N), ELE (J=1N.m), Emax (J), Comprimento da Falange proximal, Espessura no ponto médio e Largura, foi utilizado o teste não paramétrico de Wilcoxon pareado.

Para correlacionar média de Rigidez (N/mm) das duas técnicas com as variáveis: Comprimento médio da Falange proximal, Espessura média no ponto médio e Largura média, foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson. Para correlacionar média de Fmax (N) das duas técnicas com as variáveis: Comprimento médio da Falange proximal, Espessura média no ponto médio e Largura média, foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson. Foi utilizado um nível de significância de 5% (p-valor $\leq 0,05$).

Tabela 7 - Comparação entre as técnicas (DCP e Y-LCP) quanto às variáveis: Rigidez (N/mm), FLE (N), DLE (mm), Fmax (N), Dmax (N), ELE (J=1N.m), Emax (J).

Variáveis por técnica	DCP	Y-LCP	p-valor
<i>Rigidez (N/mm)</i>			
Média ± Desvio padrão	6290,5 ± 2361,4	7153,4 ± 1706,4	0,345
Mediana (Mínimo - Máximo)	6236,4 (3377,5 - 10139)	6893,7 (4977,4 - 10163,8)	
Total	6	6	
<i>FLE(N)</i>			
Média ± Desvio padrão	31523,7 ± 4831,6	32027,5 ± 11223	0,753
Mediana (Mínimo - Máximo)	32269,5 (22544 - 35737)	28692 (21618 - 50885)	
Total	6	6	
<i>DLE(mm)</i>			
Média ± Desvio padrão	7,9 ± 3,1	6,2 ± 2,4	0,463
Mediana (Mínimo - Máximo)	7,5 (4,1 - 12,9)	5,5 (3,8 - 9,6)	
Total	6	6	
<i>Fmax(N)</i>			
Média ± Desvio padrão	39511 ± 3869,3	35297,5 ± 11964,8	0,345
Mediana (Mínimo - Máximo)	39277 (33677 - 45272)	33310 (21618 - 52210)	
Total	6	6	
<i>Dmax(N)</i>			
Média ± Desvio padrão	11,7 ± 5,6	7,8 ± 3,1	0,345
Mediana (Mínimo - Máximo)	10,6 (6,5 - 21,7)	7,4 (3,8 - 13)	
Total	6	6	
<i>ELE(J = 1N.m)</i>			
Média ± Desvio padrão	103,1 ± 39,7	94,7 ± 72,5	0,463
Mediana (Mínimo - Máximo)	96,2 (54,8 - 173,9)	58,2 (33,8 - 190)	
Total	6	6	
<i>Emax(J)</i>			
Média ± Desvio padrão	228 ± 94,4	147,4 ± 106,9	0,249
Mediana (Mínimo - Máximo)	220,6 (136,4 - 329,3)	108,4 (33,8 - 326,6)	
Total	6	6	

De acordo com os resultados da tabela 7, ao nível de significância de 5%, não houve diferença significativa entre as técnicas DCP e Y-LCP em relação a nenhuma das variáveis: Rigidez (N/mm), FLE (N), DLE (mm), Fmax (N), Dmax (N), ELE (J=1N.m), Emax (J).

Tabela 8 - Comparação entre as técnicas (DCP e Y-LCP) quanto às variáveis:
Comprimento da Falange proximal, Espessura no ponto médio e Largura

Variáveis por técnica	DCP	Y-LCP	p-valor
Comprimento 1a. Falange			
Média ± Desvio padrão	8,9 ± 0,7	8,9 ± 0,7	0,752
Mediana (Mínimo - Máximo)	8,7 (8,2 – 10,3)	8,9 (8,2 - 10,2)	
Total	6	6	
Espeura no ponto medio			
Média ± Desvio padrão	2,6 ± 0,3	2,6 ± 0,3	0,893
Mediana (Mínimo - Máximo)	2,5 (2,4 – 3,2)	2,5 (2,2 - 3,1)	
Total	6	6	
Largura			
Média ± Desvio padrão	3,9 ± 0,4	3,8 ± 0,4	0,116
Mediana (Mínimo - Máximo)	3,8 (3,3 – 4,5)	3,6 (3,4 - 4,4)	
Total	6	6	

Conforme apresentado nos resultados da tabela 8, ao nível de significância de 5%, não houve diferença significativa entre as técnicas DCP e Y-LCP em relação a nenhuma das variáveis: Comprimento da Falange proximal, Espessura no ponto médio e Largura.

Nos resultados da tabela 9, se observa pequena correlação entre média de Rigidez (N/mm) das duas técnicas com as variáveis: Comprimento médio da Falange proximal e Espessura média no ponto médio e houve razoável correlação entre média de Rigidez (N/mm) das duas técnicas com a variável Largura média. Nenhuma dessas correlações é significativa ao nível de 5% (Figura 16).

Tabela 9 - Correlação entre média de Rigidez (N/mm) das duas técnicas com as variáveis:
Comprimento médio da Falange proximal, Espessura média no ponto médio e
Largura média

Correlações	Coefficiente de correlação de Pearson	p-valor
Rigidez média (N/mm) x Comprimento médio Falange proximal.	-0,086	0,872
Rigidez média (N/mm) x Espessura média no ponto médio	0,075	0,887
Rigidez média (N/mm) x Largura média	0,386	0,450

Figura 16 - Correlação entre média de Rigidez (N/mm) das duas técnicas com as variáveis: Comprimento médio da Falange proximal, Espessura média no ponto médio e Largura média

Tabela 10 - Correlação entre média de Fmax (N) das duas técnicas com as variáveis: Comprimento médio da Falange proximal, Espessura média no ponto médio e Largura média

Correlações	Coefficiente de correlação de Pearson	p-valor
Fmax(N) média x Comprimento médio Falange proximal	0,641	0,170
Fmax(N) média x Espessura média no ponto médio	0,280	0,591
Fmax(N) média x Largura média	0,062	0,907

De acordo com os resultados da tabela 10, houve boa correlação entre média de Fmax (N/mm) das duas técnicas com a variável Comprimento médio da Falange proximal, houve razoável correlação entre a média de Fmax (N/mm) das duas

técnicas com a variável Espessura média no ponto médio e houve pequena correlação entre média de Fmax (N/mm) das duas técnicas com a variável Largura média. Nenhuma dessas correlações é significativa ao nível de 5% (Figura 17).

Figura 17 - Correlação entre média de Fmax (N) das duas técnicas com as variáveis: Comprimento médio da Falange proximal, Espessura média no ponto médio e Largura média

7.5 INTERPRETAÇÃO PARA O COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO

A análise de correlação identifica a intensidade de associação entre duas variáveis. O coeficiente de correlação está contido no intervalo: $-1 \leq r \leq 1$. Abaixo um exemplo de como interpretar o coeficiente de correlação segundo COLTON, (1974):

- $-0,25 < r < 0,25$: nenhuma ou pequena associação
- $-0,50 < r < -0,25$ ou $0,25 < r < 0,50$: razoável associação
- $-0,75 < r < -0,50$ ou $0,50 < r < 0,75$: boa a moderada associação
- $r < -0,75$ ou $r > 0,75$: muito boa a excelente associação

Coeficiente de correlação negativa indica correlação negativa, isto é, quanto maior uma variável menor será a outra.

Coeficiente de correlação positiva indica correlação positiva, isto é, quanto maior uma variável maior será a outra.

8 DISCUSSÃO

Em condições experimentais não encontramos diferença estatística significativa ($p\text{-valor} \leq 0,05$) em relação a nenhuma das variáveis avaliadas: Rigidez (N/mm), Força no Limite de Elasticidade aparente (N), Deformação no Limite de Elasticidade aparente (mm), Força no limite de resistencia máxima (N), Deformação no limite de resistencia máxima (N), Energia absorvida até o Limite de Elasticidade ($J=1N.m$), Energia absorvida até o limite de resistencia máxima (J), das duas técnicas de artrodese cirúrgica da AIP, utilizando-se placa de compressão dinâmica de três orifícios e 4,5mm em combinação com dois parafusos transarticulares corticais oblíquos de 5,5mm, colocados pela técnica de parafuso de tração, e placa em “Y” de compressão bloqueada de sete orifícios de 5.0mm com um parafuso cortical transarticular oblíquo de 4,5mm, colocado pela técnica de parafuso de tração, quando submetidas a ensaios de compressão axial até sua falha.

Mesmo que as condições de carga no animal vivo sejam difíceis de reproduzir em testes biomecânicos *ex vivo*, consideramos que o modelo experimental utilizado por Zoppa et al. (2011), oferece condições semelhantes às que acontecem *in vivo* após uma artrodese cirúrgica da AIP, gerando compressão na face dorsal e tensão na face palmar das peças. Dadas as limitações de nosso laboratório, não fizemos ensaio cíclico de compressão seguido de compressão axial até falhar como foi feito por Zoppa et al. (2011). Além disto, fizemos uma variação no posicionamento das peças, enquanto Zoppa et al. (2011) utilizaram um ângulo de 15° graus em relação ao eixo axial, nós utilizamos um nível na superfície articular da falange proximal para fixar as peças no dispositivo.

No presente experimento conseguimos validar o modelo com resultados semelhantes aos conseguidos por Zoppa et al. (2011), com respeito a força aplicada e o efeito causado nos corpos de prova. Mesmo que nos resultados exibidos na Tabela 2 se observe que o corpo de prova Y-LCP 3 teve um comportamento diferente durante o ensaio, que foi diminuir o ângulo dos sensores refletos no início para logo depois incrementá-lo, isto pode-se explicar por um ajuste das superfícies articulares e da cartilagem articular no início da aplicação da força compressiva. A Tabela 2 mostra também um resultado inesperado no corpo de prova Y-LCP4, que é uma diminuição no ângulo dos sensores refletos, o que indicaria uma distribuição

errada das forças, porém este resultado se explica porque no início do ensaio houve ajuste das superfícies articulares, seguido de fratura das eminências palmares da segunda falange, causando a saída do sensor refletor.

Os exames radiográficos realizados depois de cada procedimento cirúrgico, permitiram a avaliação da correta aplicação das técnicas (posicionamento das placas e parafusos e a eficiência da compressão articular), além de mensurar a falange proximal tanto em comprimento, como em espessura e largura, no seu ponto médio. Mesmo que os resultados da relação destas medidas com respeito a rigidez e a Força no limite de resistência máxima, não mostraram diferença estatística significativa ($p\text{-valor} \leq 0,05$), houve uma correlação positiva entre o comprimento e espessura da primeira falange com a rigidez e a força máxima, o que permite sugerir que com um “n” maior provavelmente poderíamos afirmar que, quanto mais longa ou espessa esta estrutura, haverá maior resistência das técnicas de artrodese da AIP às forças de compressão axial.

A avaliação radiográfica após os ensaios biomecânicos de compressão, ofereceu a primeira informação das falhas ocorridas nas placas, nos parafusos e nos ossos, porém esta informação foi conferida com posterior dissecação das peças. Mesmo que em todas as peças houve fratura, podem se diferenciar bem os tipos de fratura ocorridos nos dois grupos. No G 1 (DCP), fraturaram tanto a falange proximal quanto a falange média, ambas com fraturas sagitais e parasagitais multifragmentares (conminutivas). No entanto, nas peças do G 2 (Y-LCP) unicamente houve fratura da falange média, em alguns casos só fraturas sagitais e em outros com fratura das eminências palmares e avulsões causadas pelos três parafusos bloqueados distais.

Com relação aos implantes, tanto as placas DCP quanto as Y-LCP sofreram deformação plástica, embora os parafusos associados com as placas DCP se deformaram em maior proporção (66,6%) do que os parafusos bloqueados associados às placas Y-LCP (2,7%). Na técnica com placas Y-LCP foi utilizado o quarto orifício para inserir um parafuso transarticular, este sofreu deformação plástica em 83,3% dos implantes. No entanto, os parafusos transarticulares utilizados na técnica com placas DCP sofreram deformação plástica 50,0% das vezes. Este último resultado difere do observado por Zoppa et al. (2011) onde os parafusos articulares na técnica DCP falharam 100% das vezes. Acredita-se que esta diferença ocorreu por serem ensaios biomecânicos diferentes. O trabalho de

Zoppa et al. (2011) foi em ciclos de compressão axial, seguido de compressão axial até a falha.

Quando comparamos a porcentagem de deformação plástica dos parafusos nas duas técnicas, 60% no grupo DCP e 14,2% no grupo Y-LCP, pode-se conferir que os implantes com parafusos bloqueados agem como uma estrutura única, sendo que na técnica com placa Y-LCP foi o parafuso cortical de 4,5mm transarticular inserido pela técnica de parafuso de tração no quarto orifício da placa, que mais sofreu deformação plástica (83,3% das vezes). Neste ponto é importante destacar que todos os parafusos bloqueados (n=36) que foram utilizados na técnica Y-LCP foram unicorticais, o que permite presumir as vantagens da técnica como menor tempo cirúrgico, menor invasividade e menor tempo de recuperação pós cirúrgico.

A metodologia que foi utilizado neste estudo, é semelhante à publicada por Zoppa et al. (2011), embora o tipo de teste biomecânico foi diferente. Esta metodologia consistiu em utilizar só o dígito, retirando estruturas anatômicas como pele, casco e tendões, mas preservando os ligamentos colaterais e a cartilagem articular para manter congruência da AIP, e diminuir a variabilidade nos testes. Além disso o movimento da articulação interfalangeana distal (AID) foi bloqueado com a fixação de três parafusos corticais de 5,5mm transarticulares inseridos pela técnica do parafuso de tração, com o propósito de concentrar as forças de compressão na região da AIP, para posteriormente fixar as peças instrumentadas em um dispositivo formado por dois copos de metal, desenhados para encaixar na máquina de ensaios biomecânicos.

Esta metodologia, também difere da maioria dos estudos previos que testaram diferentes técnicas de artrodese da AIP, entre eles, ensaios biomecânicos de envergamento em sentido dorso-palmar/plantar com três pontos de apoio, preservando todas as estruturas anatômicas das peças desde o metacarpo/tarso (Watt et al., 2001, 2002; Read et al., 2005; Wolker et al., 2009; Carmalt et al., 2010). Dentre esses pesquisadores, foram Bras et al. (2009) os únicos que aplicaram a força em sentido latero-medial. Outros estudos que fizeram testes de compressão axial para testar técnicas de artrodese da AIP, utilizaram metodologias diferentes, como Galuppo et al. (2000) que preservaram as estruturas anatômicas das peças desde o radio até o casco, fixando-as na máquina de ensaios biomecânicos. E o grupo de pesquisa do Gary Sod (2007,2010,2011) que estabeleceram um modelo experimental, preservando as estruturas anatômicas das peças desde o úmero até o

casco, e desenharam um dispositivo que lhes permitiu fixar o membro inteiro na máquina de ensaios biomecânicos e assim submeter as peças instrumentadas às forças de compressão axial e de torção, em ciclos. Apesar das diferenças nos modelos experimentais dos trabalhos publicados até hoje, em todos eles, não houve diferença estatística significativa nos resultados, quando compararam as diferentes técnicas cirúrgicas de artrodese da AIP, submetidas a ensaios biomecânicos de qualquer tipo. Estes resultados são semelhantes aos apresentados no presente trabalho.

O presente trabalho comparou duas técnicas cirúrgicas de artrodese da AIP, sendo a técnica com placa DCP em combinação com dois parafusos transarticulares, a mais amplamente usada pelos cirurgiões ortopedistas de equinos na atualidade. A nossa proposta de inovação era de sugerir uma técnica mais simples e menos invasiva, utilizando uma placa Y-LCP Coxo-femoral Pediátrica de 5,0mm com ângulo de 120° e sete orifícios em forma de “Y” (Synthes®) que poderia se adaptar muito bem ao nosso propósito. No entanto foi necessário moldar a placa, pois a mesma possuía angulação inicial de 120°, que não se ajustava às condições anatômicas da região anatômica estudada. No desenvolvimento da técnica, o ângulo original da placa se modificou para perto de 170°, que seria o ideal para atingir a angulação normal da AIP em sentido dorsal, tanto em estação quanto em movimento, que é de 10° entre as falanges proximal e média, segundo Clayton et al. (2000, 2007).

Como um dos objetivos era diminuir o tempo cirúrgico, decidimos eliminar a utilização de dois parafusos transarticulares abaxiais à placa, e trocar por um único parafuso cortical transarticular inserido pela técnica de tração através do quarto orifício da placa, aproveitando os vantagens do sistema de orifício combinado para parafuso bloqueado ou cortical (*Combi-hole*) da placa Y-LCP. Para a aplicação certa deste parafuso, se estabeleceu que a placa deveria ficar posicionada com os quatro orifícios em linha sobre a superfície dorsal da falange proximal e os três orifícios em triângulo na falange média, ficando a articulação entre o quarto e o quinto orifícios, o que permitia inserir o parafuso em ângulo de entre 55° e 60° em relação ao eixo podofalângico, para atingir a região palmar proximal da segunda falange e gerar compressão entre as superfícies articulares.

Durante os procedimentos cirúrgicos com a placa Y-LCP, primeiro foi utilizada a ferramenta *Push-Pull* (Synthes®) no terceiro orifício para fixar provisoriamente a

placa na posição predeterminada no osso e evitar que esta rotacionasse durante o aperto do primeiro parafuso bloqueado. Mesmo que esta ferramenta não seja considerada indispensável para a realização da técnica, acreditamos que auxilia muito na fixação da placa no lugar indicado, facilitando e diminuindo o tempo de procedimento.

Continuando com a mesma conduta de desenvolver uma técnica cirúrgica mais simples e baseados nos princípios gerais para o uso clínico dos implantes LCP, decidimos inserir todos os parafusos bloqueados perfurando unicamente o córtex *cis*, ou seja unicorticais. Segundo Wagner (2003) e Raschke et al. (2007), com a utilização de parafusos bloqueados unicorticais, o córtex oposto não é perfurado e portanto não é debilitado, diminuindo o risco de refraturar após a retirada do implante. Além disto, consideramos que ao não perfurar o córtex *trans*, evita-se lesionar os tecidos moles da superfície palmar do dígito.

Baseados nos resultados obtidos neste trabalho, onde as duas técnicas cirúrgicas mostraram resistência semelhante, podemos presumir que graças à simplicidade da técnica cirúrgica com placa Y-LCP, na aplicação clínica, os cirurgiões poderiam fazer modificações específicas, como a utilização de parafusos bloqueados bicorticais ou dois parafusos corticais transarticulares abaxiais à placa, procurando melhorar a resistência e/ou estabilidade da artrodese da AIP.

As peças anatômicas utilizadas neste trabalho foram obtidas de membros torácicos de equinos que vieram a óbito por doenças que não envolviam o aparelho locomotor, sem histórico de doença articular da AIP e sem distinção de raça, sexo ou peso corporal. Foi isolada a porção distal dos membros desde a primeira falange até o casco e posteriormente foi retirada a pele e o casco conservando as estruturas periarticulares, como foi descrito por Zoppa et al. (2011). Como o projeto de pesquisa foi realizado em quatro fases (Aquisição das peças, dissecação, procedimentos cirúrgicos e ensaios biomecânicos), as peças foram envolvidas com gaze embebida em solução fisiológica, congeladas a -20°C e posteriormente descongeladas, hidratando-as envoltas por gaze embebida em solução fisiológica a temperatura ambiente por doze horas, entre cada um dos procedimentos. Baseados nas pesquisas de Jung et al. (2011) e Shaw et al. (2012), sabemos que estes ciclos de congelamento e descongelamento, até por oito vezes, não afetam as propriedades biomecânicas ou morfológicas de alo-inxertos ósseos em humanos, quando armazenados e cuidados devidamente.

9 CONCLUSÃO

Nas condições em que este experimento foi desenvolvido conclui-se que:

- As propriedades biomecânicas das duas técnicas de fixação (DCP e Y-LCP) são semelhantes nas condições testadas.
- O posicionamento das peças no dispositivo permitiu que durante os ensaios biomecânicos, as forças aplicadas gerassem hiperextensão da AIP.
- Mesmo as duas técnicas apresentando rigidez semelhante, as falhas ocorridas durante os ensaios foram menores tanto nas placas e parafusos, quanto nos ossos, com a técnica Y-LCP.
- A técnica com placa Y-LCP de 5,0mm com parafusos bloqueados unicorticais e um parafuso cortical de 4,5mm transarticular, por ser mais simples, rápida e segura, oferece uma boa opção para realizar artrodese da AIP.

REFERÊNCIAS

AUER, J. A. Arthrodesis techniques. In: AUER J. A. & STICK J. A. **Equine surgery**. 4. ed. St. Louis: Saunders, 2012. p. 1073-1086.

BERTON, A. L. Distal limb: fetlock and pastern. In: HINCHCLIFF K. W.; KANEPS A. J.; GEOR R. J. **Equine sports medicine and surgery**. Philadelphia: Saunders, 2004. p. 289-318.

CARPENTER, R. S.; BAXTER, G. M. The equine pastern. **Compendium: Continuing Education for Veterinarians**, p. E1-E7, April 2011.

CHATEAU, H.; DEGUEURCE, C.; DENOIX, J. M. Three-dimensional kinematics of the distal forelimb in horses trotting on a treadmill and effects of elevation of heel and toe. **Equine veterinary Journal**, v. 38, n. 2, p. 164-169, 2006.

CHATEAU, H.; DEGUEURCE, C.; JERBI, H.; CREVIER-DENOIX, N.; POURCELOT, P.; AUDIGIÉ, F.; PASQUI-BOUTARD, V.; DENOIX, J. M. Three-dimensional kinematics of the equine interphalangeal joints: articular impact of asymmetric bearing. **Veterinary Research**, v. 33, p. 371–382, 2002.

CLAYTON, H. M.; SHA, D. H.; STICK, J. A.; ROBINSON, P. 3D Kinematics of the interphalangeal joints in the forelimbs of walking and trotting horses. **Veterinary Comparative Orthopedic and Traumatology**, V. 20, p. 1-7. 2007.

CLAYTON, H. M.; SINGLETON, W.; LANOVAZ, J. L.; PRADES, M. Pastern joint motion in trotting horses. **AAEP Proceedings**, v. 46, p. 217-219, 2000.

CRABILL, M. K.; WATKINS, J. P.; SCHNEIDER, R. K.; AUER, J. A. Double-plate fixation of comminuted fractures of the second phalanx in horses: 10 cases (1985-1993). **Journal of the American Veterinary Association**. v. 207, n. 11, p. 1458-1461, 1995.

DENOIX, J. M. Functional anatomy of the equine interphalangeal joints. **AAEP Proceedings**, v. 45, p. 174-177, 1999.

ELIASHAR, E. The biomechanics of the equine foot as it pertains to farriery. **Veterinary Clinics on Equine Practice**, v. 28, p. 283–291, 2012.

FRIGG, R; FRENK, A; WAGNER, M. Biomechanics of plate osteosynthesis. **Techniques in Orthopaedics**, v. 22, n. 4, 2007.

FRISBIE, D.D. Future directions in treatment of joint disease in horses. **Veterinary clinics of north america on equine practice**, v. 21; p. 713–724, 2005.

GALUPPO, L. D.; STOVER, S. M.; WILLITS, N. H. A biomechanical comparison of double-plate and y-plate fixation for comminuted equine second phalangeal fractures. **Veterinary Surgery**, v. 29, p. 152-162, 2000.

GAUTIER, E; SOMMER, CH. Guidelines for the clinical application of the LCP. **Injury**, v. 34, 2, B-63 – B72, 2003, Suppl.

GROOM, L. J.; GAUGHAN, E. M.; LILLICH, J. D.; VALENTINI, L. W. Arthrodesis of the proximal interphalangeal joint affected with septic arthritis in 8 horses. **Canadian Veterinary Journal**, v. 41, p. 117-123, 2000.

GUDEHUS, T.; SOD, G.A.; RIGGS, L. M.; MARTIN, G. S. An in vitro biomechanical comparison of equine proximal interphalangeal joint arthrodesis techniques: two parallel transarticular headless tapered variable pitch screws versus two parallel transarticular AO cortical bone screws inserted in lag fashion. **Veterinary Surgery**, v. 40, n. 3, p. 261-265, 2011.

JONES, P.; DELCO, M.; BEARD, W.; LILLICH J. D.; DESORMAUX, A. A limited surgical approach for pastern arthrodesis in horses with severe osteoarthritis, 11 horses, 2000-2007. **Veterinary Comparative Orthopedic and Traumatology**, v. 22, p. 303-308, 2009.

JUNG, H - J.; VANGIPURAM, G.; FISHER, M. B.; YANG, G.; HSU, S.; BIANCHI, J.; RONHOLDT, C.; WOO, S. L-Y. The Effects of Multiple Freeze–Thaw Cycles on the Biomechanical Properties of the Human Bone-Patellar Tendon-Bone Allograft. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 29, p. 1193–1198, 2011.

KAINER, R. A. Functional Anatomy of Equine Locomotor Organs. In: STASHAK T. S. **Adam's Lameness in Horses**, 4. ed. São Paulo: Rocca, 1994. p. 1-71.

KNOX, P. M.; WATKINS, J. P. Proximal interphalangeal joint arthrodesis using a combination plate-screw technique in 53 horses (1994-2003). **Equine Veterinary Journal**, v. 38, n. 6, p. 538-542, 2006.

LEVINE, D, G; RICHRDSON, D, W. Clinical use of the locking compression plate (LCP) in horses: a retrospective study of 31 cases (2004–2006). **Equine Veterinary Journal**, v. 39, n. 5, p. 401-406, 2007.

MacLELLAN, K. N. M.; CRAWFORD, W. H.; MacDONALD, D. G. Proximal interphalangeal joint arthrodesis in 34 Horses using two parallel 5.5-mm cortical bone screws. **Veterinary Surgery**, v. 30, p. 454-459, 2001.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechnics of the musculo-skeletal system**. 3. ed. John Wiley and Sons, 2006.

NIXON, A, J. Fractures of the middle phalanx. In: NIXON A. J., Ed. **Equine Fracture Repair**. Philadelphia: WB Saunders, 1996. p. 129-145.

NIXON, A. J. Surgical Equipment and implants for fracture repair. In: Nixon A. J., Ed. **Equine Fracture Repair**. Philadelphia: WB Saunders, 1996. p. 52-62.

NOBLE, P.; LEJEUNE, J. P.; CAUDRON, I.; LEJEUNE, P.; COLLIN, B.; DENOIX, J. M.; SERTEYN, D. Heel effects on joint contact force components in the equine digit: a sensitivity analysis. **Equine veterinary Journal**, v. 42, 475-481, 2010, Sup. 38.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

RASCHKE, M.; STANGE, R.; VORDEMVENNE, T.; FRERICHMANN, U.; FUCHS, T. Locked plating: biomechanics and biology and locked plating-clinical indications. **Techniques in Orthopaedics**, v. 22, n. 4, 2007.

READ, E. K.; CHANDLER, D.; WILSON, D. G. Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint: a mechanical comparison of 2 parallel 5.5mm cortical screws and 3 parallel 5.5mm cortical screws. **Veterinary Surgery**, v. 34, p. 142-147, 2005.

SCHAER, T. P.; BRAMLAGE, L. R.; EMBERTSON, R. M.; HANCE, S. Proximal interphalangeal arthrodesis in 22 horses. **Equine Veterinary Journal**, v. 33, n. 4, p. 360-365, 2001.

SHARIR, A.; BARAK, M. M.; SHAHAR, R. Whole bone mechanics and mechanical testing. **The Veterinary Journal**, v. 177, p. 8-17, 2008.

SHAW, J. M.; HUNTER, S. A.; GAYTON, J. C.; BOIVIN, G. P.; PRAYSON, M. J. Repeated freeze-thaw cycles do not alter the biomechanical properties of fibular allograft bone. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 470, p. 937-943, 2012.

SOD, G. A.; MITCHEL, C. F.; HUBERT, J. D.; MARTIN, G. S.; GILL, M. S. In vitro biomechanical comparison of equine proximal interphalangeal joint arthrodesis techniques: prototype equine spoon plate versus axially positioned dynamic compression plate and two abaxial transarticular cortical screws inserted in lag fashion. **Veterinary Surgery**, v. 36, p. 792-799, 2007.

SOUZA, S. A. **Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos. Fundamentos teóricos e práticos**. 5. ed. Edgard Blücher, 1982. p. 20-21.

STRAUSS, E. J.; SCHWARZKOPF, R.; KUMMER, F.; EGOL, K. A. The current status of locked plating: the good, the bad, and the ugly. **Journal of Orthopaedics and Traumatology**, v. 22, p. 479-486, 2008.

TURNER, C. H.; BURR, D. B. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. **Bone**, v. 14, p. 595-608, 1993.

UHTHOFF, H. K.; POITRAS, P.; BACKMAN, D. S. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. **Journal of Orthopedic Science**, v. 11, p. 118–126, 2006.

WAGNER, M. General principles for the clinical use of the LCP. **Injury**, 34, p. B31–B42, 2003, suppl 2.

WATKINS, J. P. Fractures of the middle phalanx, proximal interphalangeal arthrodesis. In: NIXON A. J., **Equine fracture repair**. Philadelphia Saunders Co., 1996. p. 129-145.

WATT, B. C.; EDWARDS, R. B.; MARKEL, M. D.; McCABE, R.; WILSON, D. G. Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint: a biomechanical comparison of two 7-Hole 3.5-mm broad and two 5-Hole 4.5-mm narrow dynamic compression plates. **Veterinary Surgery**, v. 31, p. 85-93, 2002.

WATT, B. C.; EDWARDS, R. B.; MARKEL, M. D.; McCABE, R.; WILSON, D. G. Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint: a biomechanical comparison of three 4.5-mm and two 5.5-mm cortical screws. **Veterinary Surgery**, v. 30, p. 287-294, 2001.

WOLKER, R. E.; WILSON, D. G.; ALLEN, A. L.; CARMALT, J. L. Evaluation of ethyl alcohol for use in a minimally invasive technique for equine proximal interphalangeal joint arthrodesis. **Veterinary Surgery**, v. 40, p. 291–298, 2011.

ZOPPA, A. L. V.; SANTONI, B.; PUTTLITZ, CH. M.; COCHRAN, K.; HENDRICKSON, D. A. Arthrodesis of the equine proximal interphalangeal joint: a biomechanical comparison of 3-Hole 4.5mm locking compression plate and 3-Hole 4.5mm narrow dynamic compression plate, with two transarticular 5.5mm cortex screws. **Veterinary Surgery**, v. 40, n. 2, p. 253-259, 2011.

APÊNDICES

Apêndice A- Desenho do dispositivo para fixar os modelos experimentais e acoplá-los na maquina de ensaios biomecânicos EMIC[®]: a) base e b) copo.

Apêndice B - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-1.

Apêndice C - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-2.

Apêndice D - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-3.

Apêndice E - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-4.

Apêndice F - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-5.

Apêndice G - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova DCP-6.

Apêndice H - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP - 1.

Apêndice I - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP - 2.

Apêndice J - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP - 3.

Apêndice K - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP-4.

Apêndice L - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP-5.

Apêndice M - Representação gráfica da curva do ensaio biomecânico realizado com o corpo de prova Y-LCP-6.