

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS VETERINÁRIAS

FREDERICO FERNANDES ARAÚJO

**AVALIAÇÃO MORFOMÉTRICA COMPUTACIONAL DE CASCOS E OBTENÇÃO DE  
MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS A PARTIR DA TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA DOS METACARPOS DE EQUINOS.**

CURITIBA

2016

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS VETERINÁRIAS

FREDERICO FERNANDES ARAÚJO

**AVALIAÇÃO MORFOMÉTRICA COMPUTACIONAL DE CASCOS E E OBTENÇÃO  
DE MODELOS DE ELEMNTOS FINITOS A PARTIR DA TOMOGRAFIA  
COMPUTADORIZADA DOS METACARPOS DE EQUINOS.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias, Área de Concentração em Clínica e Cirurgia Veterinária, Setor de Ciências Agrárias, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Veterinárias.

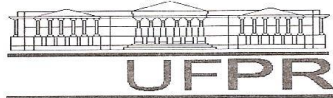
Orientador: Professor Dr. Peterson Triches Dornbusch

Comitê de Orientação: Professor Dr. José Fernando Ibañez e Professor Dr. Ivan Roque de Barros Filho

CURITIBA

2016

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS VETERINÁRIAS



PARECER

A Comissão Examinadora da Defesa da Dissertação intitulada “**AVALIAÇÃO MORFOMÉTRICA COMPUTACIONAL DE CASCO E OBTENÇÃO DE MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS A PARTIR DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DOS METACARPOS DE EQUINOS**” apresentada pelo Mestrando **FREDERICO FERNANDES ARAÚJO** declara ante os méritos demonstrados pelo Candidato, e de acordo com o Art. 79 da Resolução nº 65/09–CEPE/UFPR, que considerou o candidato apto para receber o Título de Mestre em Ciências Veterinárias, na Área de Concentração em Ciências Veterinárias.

Curitiba, 31 de maio de 2016



Professor Dr. Peterson Triches Dornbusch  
Presidente/Orientador



Professora Dra. Andressa Batista da Silveira Xavier  
Membro



Professor Dr. Alexandre Augusto Pescador Sarda  
Membro

Dedico este trabalho a todos que estiveram comigo nessa caminhada.

## AGRADECIMENTOS

Queria agradecer primeiramente a Deus por ter trilhado meus caminhos até esse momento. Tenho certeza que sempre esteve do meu lado e nunca me deixou abater pelas dificuldades, e olha que não foram poucas.

Ao meu orientador Professor Peterson Triches Dornbusch, agradeço pelos ensinamentos, pela oportunidade de trabalhar ao seu lado e desenvolver uma linha de pesquisa totalmente inovadora para Medicina Veterinária. Tenho certeza que os próximos que virão, andarão por caminhos mais curtos trilhados pelos nossos trabalhos.

Ao Professor também agradeço por não desistir do projeto, mesmo quando as dificuldades eram grandes e os caminhos incertos.

Agradeço ao meu Pai Jacob e minha Mãe Nicéias por todo apoio, amor e carinho dedicados a mim. Mesmo longe sempre estiveram comigo, do meu lado sendo meus exemplos de tudo na vida.

Aos meus irmãos Guilherme e Gustavo, que mesmo apesar da distância sempre tentaram ajudar como podiam, seja dando uma força, seja indicando os amigos engenheiros para ajudar o irmão veterinário.

A minha namorada Priscila Akemi agradeço pelo amor, companheirismo, compreensão. Não foram poucas as vezes que ela me acalmou em meio durante essa caminhada, se fazendo meu Porto Seguro nas horas difíceis, não me deixando cair e me fazendo acreditar de que iria dar certo. Obrigado Amor por tudo, TE AMO.

Agradeço de coração a ALINE OKOOOONEL, pela amizade, parceria, conselhos, puxões de orelha. Por compartilhar meus momentos de desespero e me ajudar com eles, por sempre me socorrer de última hora e me ajudar como pode, nunca me deixando na mão. Pelas conversas, risadas e todos cafés tomados.

A Monalisa eu agradeço por ter sido minha parceira na residência, por me aturar muuuuuitas horas durante a semana e algumasno fim de semana. Por organizar minha bagunça quando era desorganizado. Por ser parceira, e sempre ter um tempo para conversar.

Para Dona Mariza, Seu Sergio e a Pam, quero agradecer por me acolherem como um filho e se tornarem minha família no Paraná. Me receberam muito bem e sempre me apoiaram. A vocês serei eternamente grato e meu sentimento por vocês são os melhores possíveis.

Aos professores Fernando Ibañez e Alexadre Pescador agradeço pela ajuda com as tomografias, testes biomecânicos e no desenvolvimento das imagens. Pelas dúvidas sanadas de ortopedia e na engenharia. A ajuda de vocês foi imprescindível para o desenvolvimento do meu projeto.

Agradeço a Mariana Cosenza pela oportunidade de trabalho e compreensão me liberando sempre que necessário para atividades do mestrado.

A aluna de engenharia Luisa por me ajudar no desenvolvimento das imagens mesmo ela nunca tendo feito trabalho de tal complexidade.

A CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoa de Nível Superior) eu quero agradecer imensamente pela concessão da bolsa de Mestrado.

A todos os meus amigos que participaram dessa jornada e que fizeram parte, mesmo que só um pouquinho dessa caminhada, o meu muito obrigado!

That's why we seize the moment  
Try to freeze it and own it  
squeeze it and hold it  
Cause we consider these minutes golden  
And maybe they'll admit it when we're gone  
Just let our spirits live on  
( Sing for themoment – Eminem )

## LISTA DE FIGURAS

### CAPÍTULO 1

FIGURA 1. Vista dorsal do casco com as seguintes mensurações: CPI: comprimento da parede interna do casco; CPE: comprimento da parede externa do casco; APIT: altura da parede interna; APET: altura da parede externa; AnPI: ângulo da parede interna; AnPE: Ângulo da parede externa. ....21

FIGURA 3. Vista da sola do casco com as seguintes mensurações: CS: comprimento da sola; LS: largura da sola; DT: distância dos talões; AR: ângulo da ranilha .....22

FIGURA 2. Vista lateral do casco com as seguintes mensurações: CDP: comprimento dorsal da pinça do casco; CAS: comprimento do apoio do casco; AnP: ângulo da pinça do casco; AP: altura da pinça; AT: altura do talão; AnT: angulo do talão.....22

### CAPÍTULO 2

FIGURA 4. a) Ossos de metacarpo equino após a retirada de tecidos moles; b) Osso sendo irrigado com solução fisiológica antes de ser armazenado em *freezer*. ....35

FIGURA 5. a) Prensa hidráulica MTS – 25 utilizada para teste de flexão em quatro pontos; b); Osso posicionado na prensa, presença de fita anti-aderente para evitar o deslizamento ósseo durante o teste; c) Osso fraturado em região diafisária medial após TF4.....37

FIGURA 6. Tomógrafo com metacarpos posicionados para realização da tomografia computadorizada.....38

FIGURA 8. a) Vista lateral do modelo ósseo de metacarpo (II, III e IV) equino no software *Ansys*; b) Corte longitudinal no modelo ósseo com malha gerada no mesmo *software*, demonstrando a presença de canal medular e malha na parte interna da imagem.....39

FIGURA 7. a) Vista palmar do modelo de metacarpo (II, III e IV) equino no programa *Solid Works*; b) Corte longitudinal no modelo ósseo demonstrando a presença de canal medular. ....39

FIGURA 9. a) Nós selecionados nas regiões de apoios na face palmar; b) Nós selecionados nas regiões de carga na face dorsal; c) Nós selecionados vistos na lateral; d) Imagem do osso com malha e nós selecionados, vista lateral.....41

FIGURA 10. Variação da força (kN) de acordo com o tempo(segundos) durante o teste de flexão em quatro pontos .....43

FIGURA 11. Variação da força (kN) de acordo com o deslocamento(mm) durante teste de flexão em quatro pontos .....43

FIGURA 12. Tensão equivalente (Von-Mises) distribuída na face dorsal dos ossos a, b, c, d, e, f.....45

FIGURA 13. Tensão equivalente (von-Mises) distribuída na face palmar dos ossos a,b,c,d,e,f.....46

FIGURA 14. Tensão equivalente (von-Mises) distribuída na face palmar dos ossos a,b,c,d,e,f.....47

FIGURA 15. Deformação distribuída na face palmar dos ossos a, b, c, d, e, f.....48

FIGURA 16. Deslocamento distribuído na face dorsal dos ossos a, b, c, d, e, f. ....49

FIGURA 17. Deslocamento distribuído na face palmar dos ossos a, b, c, d, e, f. ....50

FIGURA 18. Imagens laterais seccionadas longitudinalmente após realização de ensaios em MEF, demonstrando as áreas de deformação (a) e deslocamento (b). ....51

## LISTA DE TABELAS

### CAPÍTULO 1

TABELA 1. Vista da sola do casco com as seguintes mensurações: CS: comprimento da sola; LS: largura da sola; DT: distância dos talões; AR: ângulo da ranilha. ....23

TABELA 2. Resultado das médias e desvio padrão das variáveis relacionadas às medidas dos cascos aferidas pela vista dorsal. ....24

TABELA 3. Resultado das médias e desvio padrão das variáveis relacionadas às medidas dos cascos aferidas pela vista lateral. ....24

### CAPÍTULO 2

TABELA 4. Resultado in vitro do teste de flexão em quatro pontos dos metacarpos de eqüinos.....42

TABELA 5. Resultados dos ensaios de flexão em quatro pontos, pelo método de elementos finitos dos modelos ósseos de metacarpos de equinos.....44

## LISTA DE ABREVIações E SIGLAS

2D: Bidimensional

3D: Tridimensional

%: porcentagem

°C: grau Celsius

CAD – Computer Aided Design

CEUA: Comissão de ética no uso de animais

cm: Centímetros

DP: Desvio padrão

EF: Elementos finitos

*et al.*: (*et alii*) e outros

Fig: Figura

GPa: Giga Pascal

IGES: Initial Graphics Exchange Specification, - Especificação inicial de intercâmbio

Kg: Quilograma

kN: Kilonewton

kV: Kilovoltagem

Lactec: Instituto de Tecnologia para o Desenvolvimento

MA: Membro anterior

MAD: Membro anterior direito

MAE: Membro anterior esquerdo

mAs: Miliamperes por segundo

MP: Membro posterior

MPD: Membro posterior direito

MPE: Membro posterior esquerdo

MEF: Método de elementos finitos

Metacarpo: Osso metacarpo II, III e IV

mm/s: Milímetros por segundo

MPa: Mega Pascal

STEP: Standard for the Exchange of Productmodel data - Padrão para o Intercâmbio de Dados de Produtos

TF4: Teste de flexão em 4 pontos

Teste "t" : Teste tukey

TC: Tomografia computadorizada

UFPR: Universidade Federal do Paraná

V. : Versão

## SUMÁRIO

1.1	HIPÓTESES.....	16
1.1.1	Capitulo 1.....	16
1.1.2	Capitulo 2.....	16
1.2	OBJETIVO ESPECÍFICO.....	16
1.2.1	Capítulo 1 .....	16
1.2.2	Capítulo 2 .....	16
2	CAPÍTULO 1. AVALIAÇÃO DO EQUILIBRIO PODAL EM EQUINOS DE TRACÇÃO DO PROJETO CARROCEIRO-UFPR, POR ANÁLISE MORFOMETRICA COMPUTACIONAL.....	17
2.1	RESUMO .....	17
2.2	ABSTRACT .....	18
2.3	INTRODUÇÃO.....	19
2.4	MATERIAL E MÉTODOS.....	20
2.5	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	23
2.6	CONCLUSÃO.....	27
2.7	REFERÊNCIAS.....	28
3	CAPITULO 2. PADRONIZAÇÃO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS NA AVALIAÇÃO DE METACARPO EQUINO, SUBMETIDO A ENSAIOS DE FLEXÃO EM QUATRO PONTOS.....	30
3.1	RESUMO .....	30
3.2	ABSTRACT .....	31
3.3	INTRODUÇÃO.....	32
3.3.1	Método de Elementos Finitos .....	33
3.4	MATERIAL E MÉTODOS.....	35

3.4.1	Coleta e Armazenamento das Peças Anatômicas.....	35
3.4.2	Teste Biomecânico <i>In Vitro</i> .....	36
3.4.3	Obtenção das Imagens 3D.....	38
3.4.4	Método de Elementos Finitos: Análises Biomecânicas.....	40
3.5	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	42
3.5.1	Teste Biomecânico <i>In Vitro</i> .....	42
3.5.2	Ensaio por Método de Elementos Finitos.....	44
4	CONCLUSÃO.....	55
4.1	REFERÊNCIAS.....	56

## **1.1 HIPÓTESES**

### **1.1.1 Capítulo 1**

Devido à falta de orientação dos proprietários em relação ao manejo adequado dos cascos, deve haver um grande desequilíbrio e assimetria nos cascos avaliados.

### **1.1.2 Capítulo 2**

O modelo computacional de elementos finitos permite avaliar o campo de tensão e deformação óssea em metacarpo equino de forma semelhante aos estudos biomecânicos *in vitro*.

## **1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO**

### **1.2.1 Capítulo 1**

Verificar as condições de conformação e simetria de cascos em cavalos de tração urbana, conhecidos como carroceiros, da região metropolitana de Curitiba.

Obter medidas para padronizar a morfometria dos cascos de cavalos carroceiros utilizando *software EponatechMetron 3.0*.

### **1.2.2 Capítulo 2**

Padronizar o método para obtenção de imagens computacionais para estudo de elementos finitos em metacarpo eqüino.

## **2 CAPÍTULO 1. AVALIAÇÃO DO EQUILIBRIO PODAL EM EQUINOS DE TRACÇÃO DO PROJETO CARROCEIRO-UFPR, POR ANÁLISE MORFOMETRICA COMPUTACIONAL**

### **2.1 RESUMO**

A cada ano a quantidade de equinos utilizados para tração nos grandes centros urbanos vem aumentando. Os animais são utilizados por longas jornadas de trabalho e seus proprietários são desprovidos de conhecimentos básicos de manejos e sanidade, acabando por submetê-los a situações que extrapolam suas condições físicas, comprometendo muitas vezes a saúde e o bem estar desses animais. Essas atividades físicas intensas e estressantes geram ação constante de forças mecânicas no sistema locomotor, podendo esses animais desenvolverem vários tipos de lesões. O manejo adequado do casco é imprescindível para saúde dos eqüinos, pois suas alterações podem provocar claudicações relacionadas a conformação e ao desequilíbrio do casco. Tendo em vista essa necessidade de manejo do casco, esse trabalho vem realizar avaliações biométricas dos eqüinos carroceiros no intuito de verificar o manejo do casco e orientar os proprietários para realizarem um casqueamento de maneira adequada. Foram avaliados no total 40 equinos do Projeto Carroceiro-UFPR, os animais tiveram os quatro cascos fotografados em três posições, vista lateral, vista dorsal e vista da sola. As mensurações dos cascos foram avaliadas utilizando o programa EponatechMetron, 3.0. Os valores encontrados demonstram que os animais apresentam desequilíbrio podal e as principais alterações encontradas foram os cascos contraídos e achinelados, talões escorridos e desequilíbrio médio-lateral. Os resultados mostraram que os desequilíbrios podais foram frequentes, necessitando de uma maior atenção por parte dos proprietários, para realização de um casqueamento e ferrageamento, evitando que os animais venham a desenvolver lesões. Pode-se concluir que os animais do Projeto Carroceiro-UFPR apresentam um alto índice de desequilíbrio podal

**Palavras-chave:** Cavalo, casco, equilíbrio,

## 2.2 ABSTRACT

Each year, the amount of horses being used for draft has increased. The animals are used for long hours journeys and their owners do not have basic knowledge about handling and sanity, submitting them to situations that exceed their physical health and compromising the welfare of these animals. This intense stressed physical activity create persistent action of mechanical forces in the locomotor system and they can develop several lesions. Correct husbandry of the hoof is essential to horse health, since their changes can cause lameness related to hoof conformation and imbalance. Owing to the need of hoof husbandry, our study realized biometrical evaluations in carters horses to verify hoof husbandry and guide the owners to do a properly trimming. Fourty horses from Projeto Carroceiro – UFPR were evaluated. The animals had all four hooves photographed in three positions: lateral view, dorsal view and sole view. Hooves measurements were evaluated using the software EponatechMetron 3.0. The values show that the animals presented foot imbalance and the main problems found were contracted hooves, low heels and medium-lateral imbalance. Foot imbalance is common and horse's owners need to pay attention in shoeing and trimming, avoiding future lesions. We can conclude that the animals from "Projeto Carroceiro – UFPR" present a high level of foot imbalance.

**Key-words:** horse, hoof, balance

## 2.3 INTRODUÇÃO

O número de equinos utilizados para tração em grandes centros urbanos vem aumentando a cada ano. Esses animais são utilizados, na grande maioria das vezes, para coleta dos mais diversos materiais como entulhos e utensílios recicláveis, sendo muitas vezes a única fonte de renda para inúmeras famílias (REZENDE, 2004; MARANHÃO *et al.*, 2006; SOUZA, 2006). Os animais possuem uma jornada de trabalho de oito a 13 horas por dia, sendo que a maior parte dos proprietários não possui conhecimentos básicos para realizar o manejo e cuidados adequados, submetendo seus animais a situações que ultrapassam seu limites, trazendo assim prejuízo a saúde e ao bem estar dos equinos de tração (SOUZA, 2006, OLIVEIRA *et al.*, 2007).

Equinos submetidos a atividades físicas de alta intensidade e estressantes sofrem constantemente ação de forças mecânicas envolvidas no sistema locomotor, podendo desenvolver vários tipos de lesões (NICOLETTI *et al.*, 2000). A interface entre o membro e o chão é realizada pelo casco, um componente tegumentar modificado de suporte e proteção das estruturas localizadas na parte distal do membro. O casco possui basicamente três funções mecânicas: absorção do impacto, sustentação e auxílio na propulsão, além de resistir ao desgaste imposto pelas atividades físicas e aos tipos de superfícies (WILSON; WELLER, 2011).

O manejo adequado do casco é de extrema importância, pois suas alterações podem resultar em modificações na distribuição de forças na parte distal dos membros, levando a claudicações, que possuem suas origens diretamente relacionadas a conformação e ao desequilíbrio do casco, resultando na maioria das vezes de um casqueamento e ferrageamento inadequados (CANTO *et al.*, 2006; MELO *et al.*, 2006). Outras condições ligadas diretamente com a intensidade e o local das ações destas forças são a conformação do animal, o tipo de piso e o tipo de atividade desenvolvida (MARANHÃO *et al.*, 2007; KANE *et al.*, 1996; NICOLETTI *et al.*, 2000).

Constantemente os termos conformação e equilíbrio são utilizados no meio equestre, onde de maneira geral, referem-se ao formato e ao tamanho da parte distal do membro. Tais termos dependem respectivamente da forma e tamanho dos componentes individuais das partes distais dos membros e das relações espaciais entre

eles. O termo conformação pode ser empregado para retratar todo o membro ou o animal como um todo, levando em consideração o posicionamento espacial entre as partes analisadas. Já o equilíbrio, é restrito ao casco e retrata a sua forma externa e a maneira como ele interage com a superfície (PARKS, 2003). A avaliação do equilíbrio do casco é um método subjetivo e pode ser realizado de maneiras diferentes, de acordo com os critérios utilizados por diferentes avaliadores (MELO, 2006). As medidas biométricas das estruturas do casco e suas devidas proporções conferem um método eficaz e objetivo na investigação e diagnóstico dos desequilíbrios podais e realização de práticas inapropriadas de manejo dos cascos (MARANHÃO *et al.*, 2007). Portanto, o correto equilíbrio do casco deve ser realizado de maneira a melhorar o desempenho do animal, interferindo o mínimo possível no seu rendimento durante sua vida (MELO *et al.*, 2006).

## 2.4 MATERIAL E MÉTODOS

Foram avaliados 40 equinos, 17 fêmeas e 23 machos com idade média de  $6,37 \pm 3,59$  anos. Tais animais tiveram os quatro cascos fotografados em três posições: vista lateral, vista dorsal e vista da sola para análise morfométrica. Não foi avaliada a presença ou ausência de claudicações nos animais. As fotografias foram realizadas com câmera digital *Sony WX9*, a uma distância padrão de 50cm.

Os parâmetros avaliados na vista dorsal foram: avaliações do ângulo da parede externa, comprimento da parede externa, ângulo da parede interna, comprimento da parede interna, largura do casco e razão entre altura da parede interna e a parede externa do casco (Fig. 1). Na vistalateral dos cascos, o ângulo da pinça, desvio da pinça, comprimento dorsal da pinça, ângulo do talão, altura do talão, comprimento do apoio e razão entre altura do talão e altura da pinça foram avaliados (Fig. 2). Já na vista da sola foram avaliados: a distância dos talões, ângulo da ranilha, comprimento da sola, largura de sola, área de sola e a proporção da hemi-sola medial (Fig. 3). Para realização das fotos dorsal e lateral, os membros dos animais foram apoiados sobre uma plataforma de madeira com dimensões 20cmx20cmx5cm, que continha uma

marcação de 10 cm na lateral, utilizada para calibrar o programa. Para efetuar as fotos da sola, o casco era erguido manualmente e uma régua era colocada ao lado para que se pudesse calibrar o software. Após a realização das fotos, as imagens eram transferidas para o computador e analisadas no programa *EponatechMetron 3.0*.

No programa foi selecionado a posição da foto, a imagem então era importada para o programa que dispunha de opções de mensurações de acordo com a posição selecionada. O primeiro passo antes de dar início as aferições era a calibração do programa de acordo com a medida da plataforma (10cm), selecionou-se o parâmetro desejado e então o delimitou-se com dois ou mais pontos. Após os pontos serem marcados, o software indicou o valor das medidas em centímetros ou em graus, dependendo de qual parte do casco foi avaliada.

Para análise estatística, foi realizada a média, o desvio padrão e o teste “t” pareado comparando os membros contralaterais e não pareado comparando os torácicos e pélvicos, utilizando o software *Graphpad Prism V.5*.



FIGURA 1: Vista dorsal do casco com as seguintes mensurações: CPI: comprimento da parede interna do casco; CPE: comprimento da parede externa do casco; APIT: altura da parede interna; APET: altura da parede externa; AnPI: ângulo da parede interna; AnPE: Ângulo da parede externa.

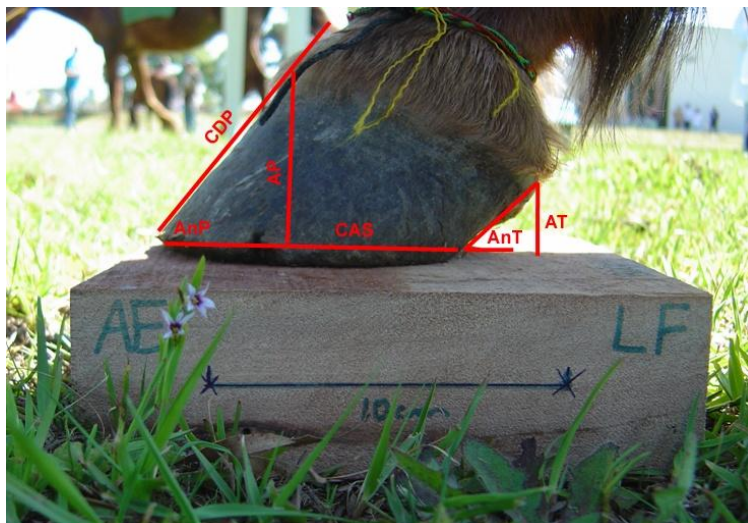


FIGURA 2: Vista lateral do casco com as seguintes mensurações: CDP: comprimento dorsal da pinça do casco; CAS: comprimento do apoio do casco; AnP: ângulo da pinça do casco; AP: altura da pinça; AT: altura do talão; AnT: ângulo do talão

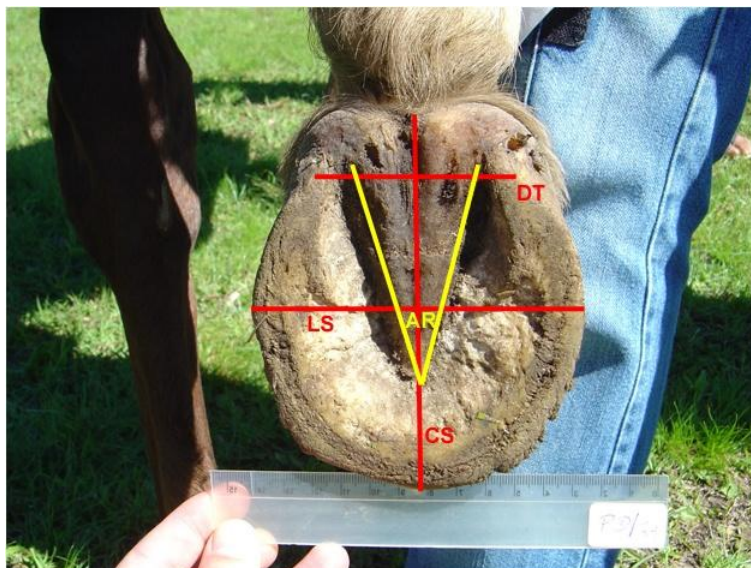


FIGURA 3: Vista da sola do casco com as seguintes mensurações: CS: comprimento da sola; LS: largura da sola; DT: distância dos talões; AR: ângulo da ranilha

## 2.5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dentre os parâmetros avaliados (Tabela 1, 2 e 3), observou-se diferença estatística ( $P < 0,05$ ) entre as medidas contralaterais referentes a: membros anteriores: distância dos talões, largura da sola, área da sola, proporção hemi-sola medial, ângulo da parede interna, ângulo da parede externa; nos membros posteriores: ângulo do caso, comprimento da parede interna, razão altura interna/externa. Quando comparado membros anteriores (MA) e posteriores (MP), foi encontrada diferença significativa ( $P < 0,05$ ) entre comprimento da sola, largura da sola, área da sola, proporção da hemi-sola medial, altura do talão, razão talão/altura da pinça e ângulo da parede interna.

TABELA 1. Vista da sola do casco com as seguintes mensurações: CS: comprimento da sola; LS: largura da sola; DT: distância dos talões; AR: ângulo da ranilha.

Variáveis	Membro anterior		Membro posterior	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Distância dos talões	6,94 ± 1,25	6,53 ± 1,01*	6,76 ± 1,15	6,48 ± 1,14
Ângulo da ranilha	56,24 ± 13,4	54,72 ± 12,43	57,30 ± 11,24	55,07 ± 11,88
Comprimento da sola**	11,54 ± 1,16	11,21 ± 1,4	10,86 ± 1,59	10,82 ± 1,6
Largura da sola**	11,74 ± 1,02	11,34 ± 1,15*	10,80 ± 1,11	10,71 ± 1,28
Área da Sola**	118,02 ± 19,43	111,45 ± 21,20*	105,25 ± 24,33	103,92 ± 24,06
Razão Pinça/Comprimento	54,03 ± 6,38	54,26 ± 6,38	56,37 ± 6,40	54,21 ± 6,66
Proporção da hemi-sola medial (%)**	49,71 ± 1,61	49,36 ± 1,7	48,8 ± 2,15	48,2 ± 1,98

\*Diferença significativa no teste "t" pareado entre membro direito e esquerdo

\*\* Diferença significativa no teste "t" não pareado entre membros anteriores e posteriores

TABELA 2. Resultado das médias e desvio padrão das variáveis relacionadas às medidas dos cascos aferidas pela vista dorsal de 40 equinos.

Variáveis	Membro anterior		Membro posterior	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Ângulo da parede externa	109,42 ± 7,06	105,31 ± 6,76*	105,65 ± 5,85	107,55 ± 6,05
Comprimento da parede externa	4,69 ± 0,92	4,54 ± 0,77	4,59 ± 1,02	4,77 ± 0,90
Angulo da parede interna**	102,10 ± 6,26	107,01 ± 5,47*	101,88 ± 5,85	101,34 ± 7,08
Comprimento da parede interna	4,46 ± 0,83	4,41 ± 0,73	4,63 ± 1,05	4,11 ± 0,79*
Largura do casco**	8,98 ± 1,20	8,72 ± 1,05	8,32 ± 1,23	8,21 ± 1,02
Razão da altura interna/externa	99,96 ± 14,05	97,22 ± 9,98	103,97 ± 18,62	89,89 ± 14,72*

\*Diferença significativa no teste "t" pareado entre membro direito e esquerdo

\*\*Diferença significativa no teste "t" não pareado entre membros anteriores e posteriores

TABELA 3. Resultado das médias e desvio padrão das variáveis relacionadas às medidas dos cascos aferidas pela vista lateral de 40 equinos.

Variáveis	Membro anterior		Membro posterior	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Ângulo do casco	51,73 ± 4,81	50,93 ± 4,66	52,23 ± 4,6	50,83 ± 4,76*
Desvio do casco	0,32 ± 0,15	0,33 ± 0,19	0,32 ± 0,31	0,43 ± 0,37
Comprimento dorsal da pinça	7,04 ± 1,43	7,14 ± 1,25	7,14 ± 1,56	7,27 ± 1,14
Ângulo do talão	40,79 ± 6,41	40,79 ± 7,12	39,90 ± 10,13	38,51 ± 8,04
Altura do talão**	2,54 ± 0,82	2,68 ± 0,63	2,18 ± 1,00	2,22 ± 0,61
Comprimento do apoio da sola	8,44 ± 1,06	8,7 ± 1,45	8,33 ± 1,32	8,49 ± 1,46
Razão da altura Talão /pinça (%)**	44,56 ± 8,19	47,59 ± 9,8	36,67 ± 10,97	38,85 ± 8,54

\*Diferença significativa no teste "t" pareado entre membro direito e esquerdo

\*\* Diferença significativa no teste "t" não pareado entre membros anteriores e posteriores

Mesmo não havendo diferença significativa entre o comprimento dorsal da pinça do casco dos MA e MP, estes se apresentaram menores nos MA, diferindo dos resultados encontrados por Maranhão *et al.* (2007) e Schade *et al.* (2013). O desgaste da pinça pode estar relacionado com a atividade desempenhada pelo animal ou ser

oriundo de lesão na articulação femorotibial ou do tarso, ocasionando flexão incompleta, levando o animal a arrastar a pinça gerando desgaste (STASHAK *et al.*, 2006).

Foi encontrada diferença significativa entre as medidas de comprimento, largura e área de sola dos MA e MP, sendo maior nos anteriores se comparado aos posteriores. Este resultado está de acordo com STACHURSKA (2008) que comparou a diferença entre cascos anteriores e posteriores em eqüinos de raças diferentes, comprovando que os mesmos apresentavam cascos anteriores maiores e mais arredondados e cascos posteriores menores e mais estreitos.

Os membros anteriores esquerdos (MAE) apresentaram distâncias dos talões, largura e área da sola menores que os membros anteriores direitos (MAD). Esta assimetria demonstra que, em geral, o casco do MAE é menor que o MAD, isso pode ser resultado de trauma por contração do casco, defeitos congênitos ou de desenvolvimento, além de manejo inadequado de casqueamento e ferrageamento (STASHAK *et al.*, 2006; SCHADE *et al.*, 2013).

O ângulo da pinça apresentou uma diferença significativa apenas entre os MP contralaterais. Esta disparidade na angulação geralmente ocorre por defeitos de conformação, claudicação crônica, atividade desempenhada e casqueamento e ferrageamento inadequados. Durante o casqueamento, o ajuste do ângulo do casco desprezando-se a angulação da quartela, leva a uma modificação do eixo podofalângico, predispondo a lesões como desmites, tendinites, alterações degenerativas das articulações interfalangeanas e metacarpo-falangeanas, fraturas de primeira falange, sesamoidites, fraturas de sesamóide e doença do navicular (CANTO *et al.*, 2006, MELO *et al.* 2011).

O ângulo do talão, que deveria ser o mesmo do ângulo da pinça apresenta medidas menores. Esse resultado corrobora com Dyson (2011), onde utilizando mesma metodologia verificou que o ângulo dorsal da pinça do casco foi maior que o ângulo do talão. No entanto, 83% dos cascos apresentam um ângulo do talão de no mínimo 5º menor que o ângulo da pinça, e de acordo com Stashak (2006) caracteriza cascos com talões escorridos, onde os túbulos córneos estão comprimidos e colapsados para frente, podendo estar mais próximos de serem paralelos com o solo que perpendicular.

Embora não se tenha uma escala numérica quantificada, Dyson (2011) concluiu em seus estudos comparando equinos claudicantes e não claudicantes, que animais que demonstram um maior valor entre a razão da altura do talão e altura da pinça, apresentam claudicações ligadas principalmente a lesões no tendão flexor digital profundo e osso navicular. Há uma diferença significativa entre membros torácicos e pélvicos, onde os primeiros apresentam medidas superiores. Essa disparidade condiz com Stashak (2006) que relata que a maioria das claudicações ocorrem nos membros torácicos.

Nas imagens dorsais, as medidas referentes ao ângulo da parede externa e interna, comprimento da parede externa e interna e a proporção da altura entre as paredes internas e externas, estão relacionadas com o equilíbrio médiolateral do casco. Foram observadas diferenças significativas entre o ângulo da parede externa e interna, onde o ângulo da parede externa apresentou-se com um maior valor do que o ângulo da parede interna, com exceção do MAE que apresentou ângulos internos maiores que os externos. Embora não tenha havido diferenças significativas, o comprimento da parede externa foi maior do que o da parede interna. Estas medidas demonstram o desequilíbrio médio-lateral dos cascos, que devido ao casqueamento e ferrageamento inadequados, promovem o desalinhamento da banda coronária que deve ser paralela ao solo ou perpendicular ao eixo sagital do membro. Esta assimetria leva ao crescimento desigual do casco, onde a parede externa e interna tende a crescer de forma desigual (WILSON; WELLER, 2011). Este desequilíbrio prolongado altera o alinhamento entre o casco e a falange distal promovendo a formação de um casco distorcido, onde o impacto inicial no solo é concentrado em um único lado e provavelmente em um único talão, podendo provocar remodelação das falanges por redistribuição das tensões, dor crônica nos talões, rachaduras de casco e pode levar ao desenvolvimento da síndrome do navicular (WILSON; WELLER, 2011; TUNER, 2003; STASHAK *et al.*, 2006).

Não foram realizadas fotografias mediais e caudais dos cascos destes cavalos, pois o *software* não permitia avaliação dos cascos nessas posições, portanto não foi possível comparar de maneira objetiva o desequilíbrio médio lateral dos animais.

Inúmeros tipos de lesões podem levar a um desequilíbrio do casco, mas o incorreto casqueamento e ferrageamento e os longos períodos entre esse manejo são atitudes que também prejudicam a forma e o equilíbrio do casco.

## **2.6 CONCLUSÃO**

Todos os equinos avaliados apresentaram, em pelo menos um dos quatro cascos, algum tipo de desequilíbrio ou assimetria. Tais alterações encontradas nos cascos destes animais apontam para um manejo inadequado de casqueamento e ferrageamento, ou ainda como conseqüências devido ao tipo de atividade desenvolvida.

Com base neste estudo, sugerem-se medidas educativas para os proprietários, implementando programas de casqueamento e ferrageamento correto desses animais.

## 2.7 REFERÊNCIAS

- CANTO, L.S.; DELACÔRTE F.D.; BRASS, K.E.; RIBEIRO M.D. Frequência de problemas de equilíbrio nos cascos de cavalos Crioulos em treinamento. **Braz. J. Vet. Res. An. Sci.** v. 43, n.4, p.489-495, 2006.
- DYSON, S. J.; TRANQUILLE C. A.; COLLINS, S. N.; PARKIN, T. D. H.; MURRAY, R. C. External characteristics of the lateral aspect of the hoof differ between non-lame and lame horses, **The Veterinary Journal**, p.364–371, 2011
- MARANHÃO, R. P. A.; PALHARES, M. S.; MELO, U. P.; REZENDE, H. H. C.; FERREIRA, C. Avaliação biométrica do equilíbrio podal de eqüinos de tração no município de Belo Horizonte. **Ciência Animal Brasileira**, v. 8, n. 2, p. 297-305, 2007
- MELO, U.P.; FERREIRA C.; SANTIAGO, R.M.F.W.; PALHARES M.S.; MARANHÃO R.P.A. Equilíbrio do casco equino. **Ciência Animal Brasileira**, v. 7, p.389-398, 2006.
- MELO, U. P.; SANTIAGO, R. M. F. W.; JUNIOR, R. A. B.; FERREIRA, C.; BEZERRA, M. B.; PALHARES, M. S. BIOMETRIA E ALTERAÇÕES DO EQUILÍBRIO PODAL EM EQUINOS UTILIZADOS EM VAQUEJADA. **Acta Veterinaria Brasilica**, v.5, n.4, p.368-375, 2011
- NICOLETTI, J. L. M.; SCHLEGEL C.; THOMASSIAN A.; HUSSNI C. A.; ALVES A. L. G. Mensuração do casco de equinos para identificação objetiva de anormalidades de conformação. **Veterinária Notícias**, v.6, n.1, p.61-68, 2000
- OLIVEIRA, L. M.; MARQUES, R, L.; NUNES, C. H.; CUNHA, A. M. O. Carroceiros e eqüídeos de tração: um problema sócio-ambiental, **Caminhos de Geografia**, v. 8, n. 24, p. 204 – 216, 2007
- PARKS, A. Form and function of the equine digit. **Veterinary Clinics of North America: Equine Practice**, v. 19, n. 2, p. 285-307, 2003.
- REZENDE, H. H. C. **Impacto ambiental, perfil socioeconômico e migração dos carroceiros em Belo Horizonte do setor formal para o informal no período de 1998 a 2003**. 61 f. Dissertação (Mestrado em Medicina e Cirurgia) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Veterinária, Belo Horizonte, 2004.
- SCHADE, J.; BALDISSERA, R.; PAOLINI, E.; FONTEQUE, J. H. Biometria do equilíbrio podal em equinos de tração pertencentes ao Programa de Extensão “Amigo do Carroceiro” do Centro de Ciências Agroveterinárias da Universidade do Estado de Santa Catarina no município de Lages/SC, Brasil, **Ciência Rural**, v.43, n.3, p.456-461, 2013

SOUZA, M. F. A.; Implicações para o bem-estar de equinos usados para tração de veículos. **Revista Brasileira de Direito Animal**, v.1, n.1, p.1-6

STACHURSKA, A.; KOLSTRUNG, R.; PIĘTA, M.; SILMANOWICZ, P.; KLIMOROWSKA, A. Differentiation between fore and hind hoof dimensions in the horse (*Equus caballus*), **Arch. Tierz**, v.6, p.531-540, 2008

STASHAK T.S., HILL C., KLIMESHI R. & OVNICEK G. Cuidados com os cascos e colocação de ferraduras para equilíbrio e integridade. In: STASHAK T.S. **Claudicação em eqüinos segundo Adams**. 5a Ed. São Paulo. Roca, 2006, p.1015-1071

TURNER, T.A. Examination of the equine foot. **Veterinary Clinics of North America: Equine Practice**. V.19, p.309-332, 2003.

WILSON, A. and WELLER, R. The Biomechanics of the equine limb and its effect on lameness. In: Ross, M. W. and Dyson, S. J. **Diagnosis and management of lameness in the horse**. 2a Ed. St. Louis, Saunders, 2011, p.270-386

### 3 CAPITULO 2. PADRONIZAÇÃO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS NA AVALIAÇÃO DE METACARPO EQUINO, SUBMETIDO A ENSAIOS DE FLEXÃO EM QUATRO PONTOS

#### 3.1 RESUMO

Os ossos metacarpo e metatarso representam um terço das fraturas de ossos longos em eqüinos. As lesões podem acontecer em um único trauma ou em ciclos de estresse repetitivo, gerando micro lesões até levar a fraturas. Os implantes utilizados para realização de osteossínteses são, muitas vezes, inadequados e fracos, pois foram desenvolvidos para utilização em humanos. Para o desenvolvimento de novos implantes, ensaios mecânicos *in vitro* e ensaios computacionais de elementos finitos tem sido utilizados, a fim de compreender melhor o comportamento mecânico das estruturas envolvidas. O objetivo do presente estudo foi desenvolver um modelo computacional do metacarpo equino (II, III e IV) para que se possa compreender a atuação das forças em resposta a diferentes cargas. Utilizaram-se ossos provenientes de animais que foram a óbito, devidamente coletados e armazenados. Para o teste biomecânico, a técnica de flexão em quatro pontos foi utilizada, obtendo a força máxima e deslocamento. Modelos computacionais foram gerados a partir de tomografias dos ossos metacárpicos e programas para modelagem computacional. Estes modelos foram avaliados em *software* de Elementos Finitos (EF). Foi feita a simulação da flexão em quatro pontos seguindo o padrão dos testes biomecânicos. Houve diferença estatística entre os métodos, onde se observou maior deslocamento do osso nos testes biomecânicos, esta diferença pode ser justificada pelo módulo de elasticidade variar de acordo com cada osso, bem como suas propriedades mecânicas e sua densidade serem alteradas pelo tempo de congelamento. Por outro lado as análises de EF geraram imagens que mostraram pontos com maior tensão no local da fratura. Estas tensões auxiliam a determinar o provável ponto de fadiga e a compreender melhor o comportamento da estrutura óssea, submetida a diferentes cargas.

**Palavras-chave:** ossos, cavalo, membro torácico, biomecânica

### 3.2 ABSTRACT

Metacarpus and metatarsus bones represent one third of long bone fracture in horses. Lesions can occur in one single trauma or in repetitive stress cycles, generating micro injuries that lead to fractures. The implants used to osteosynthesis procedures are often weak and inadequate since they have been developed to human use. To develop new implants, in vitro mechanical and computer of finite elements essays have been done in order to understand the mechanical behavior of structures involved. The aim of the study was develop a horse metacarpus (II, III and IV) computer model, to understand the action of forces in response to different loads. Bones from dead animals were used. For the biomechanical essays, four point bending technique was used, obtaining the maximal force and displacement. Computed models were generated from metacarpal bones tomographies and softwares of CAD. This model was evaluated in a software of finite elements (FE). Four point bending were simulated following the biomechanical tests pattern. Results from displacement between biomechanical essay and FE essay were compared. Statistic difference between the two methods was found and the high displacement was on biomechanical essay. This significance occurred because young's modulus varies on each bone as its mechanical properties and density. On the other hand, FE analysis generate images that showed high tension points in the fracture area. Tensions areas help to determine the likely fatigue point and to better understand the bone behavior when submitted to different loads.

**Key words:** bone, horses, thoracic limb, biomechanics

### 3.3 INTRODUÇÃO

As fraturas em região diafisária dos ossos de metacarpo e metatarso correspondem a um terço das fraturas de ossos longos em equinos (MCCLURE *et al.*, 1998). Tais lesões podem ocorrer em um incidente único de trauma ou ciclos de estresse repetitivos, que causem micro danos à estrutura óssea levando ao desenvolvimento de grandes fraturas (LOPEZ; MARKEL 2012).

O tratamento de fraturas tem por objetivo estabilizar um osso por meio de fixação interna, externa ou combinando ambas, favorecendo a união e a consolidação de maneira eficiente, visando alcançar a recuperação completa do membro no menor período possível (BEINLINCH; BRAMLANGE 2002; RICHARDSON, 2012).

Todos os implantes utilizados para cirurgias ortopédicas em grandes animais são provenientes da medicina humana, porém, estes materiais são muitas vezes inadequados para uma reparação eficiente da fratura (RAY *et al.*, 1971). O desenvolvimento de implantes ortopédicos específicos para grandes animais são necessários para otimizar e facilitar a osteossíntese nestes animais (SOD *et al.*, 2005).

Para o desenvolvimento de implantes, testes convencionais estão sendo acompanhados ou completamente substituídos por ensaios computacionais. Estes ensaios realizam desde o projeto do implante até a sua execução, identificando suas propriedades físicas e seus pontos fracos (CIUCCIO *et al.*, 2010)

O MEF é uma técnica de análise estrutural biomecânica com grande versatilidade, tornando possível uma avaliação precisa do comportamento mecânico das estruturas envolvidas. O uso de *softwares* de Método de Elementos Finitos (MEF) são de grande importância, pois conseguem executar cálculos que seriam extremamente trabalhosos de forma analítica (RUBIN, 1983). Para conseguir um resultado eficiente por meio do MEF, é necessária a validação dos modelos de elementos finitos por meio de testes *in vitro* e *in vivo*, já que estes são a simplificação de um sistema real empregado (PRENDERGAST *et al.*, 1997).

O estudo de elementos finitos (EF) na ortopedia e biomecânica fornece uma base para o desenvolvimento de soluções individuais de pacientes, por proporcionar opções de tratamentos e resultados em diferentes situações, auxiliando na conduta do

cirurgião (KLUESSE *et al*, 2010).

O objetivo do presente estudo é desenvolver um modelo computacional do metacarpo equino (II, III e IV) para que se possa compreender a atuação das forças em resposta a diferentes cargas, podendo utilizar o modelo futuramente para elaboração e desenvolvimento de implantes ortopédicos específicos para o metacarpo equino.

### 3.3.1 Método de Elementos Finitos

O MEF pode ser definido como um método matemático no qual um meio contínuo é subdividido em elementos que mantêm as propriedades de quem os originou. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados (LOTTI *et al.*, 2006).

Este método de pesquisa possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, bem como, modificar os parâmetros de sua geometria. Com isso, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas ao tecido analisado (LOTTI *et al.*, 2006; WILLIAMS; EDMUNDSON, 1984).

A ortopedia utiliza o campo da biomecânica realizando duas abordagens numéricas principais: a investigação músculo-esquelética, baseada em corpos dinâmicos, trabalhando com a cinemática do sistema esquelético e da atividade muscular e a segunda estrutura mecânica, que lida com o estresse e a tensão na análise dos ossos, articulações e implantes que suportam cargas. A análise do MEF é a principal maneira de solucionar esses problemas numéricos (KLUESSE *et al*, 2010).

Para que seja possível desenvolver um modelo experimental para o MEF, é preciso inicialmente, definir o objeto e a geometria da estrutura. As imagens tridimensionais obtidas por meio de tomografia computadorizada (TC) possibilitam a criação de modelos geométricos de alta precisão na forma externa e com excelente definição de interfaces internas (HERRERA *et al.*, 2012).

Depois de criada a estrutura, a mesma é fragmentalizada com o auxílio de um programa de MEF, em pequenos elementos denominados elementos finitos. Junto de cada elemento finito encontram-se pontos (ou nós), ligando os elementos entre si, formando assim uma malha arranjada em camadas bi (2D) ou tridimensionais (3D). Estes nós possuem um número definido de graus de liberdade, o que caracteriza a forma como o nó irá deslocar-se no espaço. O deslocamento pode ocorrer em três direções espaciais (X, Y e Z) no caso de modelos 3D, ou em duas direções (X e Y) em modelos 2D (LOTTI *et al.*, 2006).

A malha deve ser, sobretudo, adequada para cada tipo de problema e/ou estudos, tanto no que se refere aos tipos de elementos e aos seus tamanhos. É sempre recomendável realizar uma análise de sensibilidade da malha para determinar as características ideais ou, pelo menos, o mínimo necessário para obter a precisão exigida (HERRERA *et al.*, 2012).

Uma questão-chave em modelos MFE é a interação entre os diferentes elementos constitutivos do sistema biomecânico, especialmente quando se trata de condições que são essenciais ao comportamento a ser analisado (HERRERA *et al.*, 2012).

As etapas a serem seguidas para a obtenção dos resultados são as seguintes: 1) divisão da estrutura em elementos finitos com a ajuda de programas pré-processadores; 2) formulação das propriedades de cada elemento; 3) reunião dos elementos para a obtenção de um modelo de elementos finitos da estrutura; 4) aplicação das cargas necessárias; 5) especificação de como a estrutura se comporta; 6) resolução simultânea das equações algébricas e lineares; 7) cálculo das tensões e do deslocamento entre os elementos e interpretação, utilizando programas específicos (COOK *et al.*, 2002).

Os resultados das análises são apresentados em uma escala de cores conforme os valores calculados, onde cada cor representa uma quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas. Desta maneira, conseguimos verificar como ocorreu o deslocamento da estrutura, qual tipo de movimento realizado, qual região se deslocou com maior magnitude, como as tensões se distribuíram sobre as estruturas analisadas, além de poder analisar as médias das tensões em todas as direções (Tensão de Von

Mises), permitindo assim, a localização dos pontos de maior tensão (LOTTI *et al.*, 2006).

### 3.4 MATERIAL E MÉTODOS

#### 3.4.1 Coleta e Armazenamento das Peças Anatômicas

Foram utilizados três pares de metacarpos equinos (II, III e IV metacarpo) provenientes dos animais destinados ao serviço de Patologia da Universidade Federal do Paraná. Os critérios para inclusão dos animais foram: ter de 4 a 18 anos, pesar de 400 kg a 600kg e não ter histórico de doenças metabólicas ou deficiência nutricional. Os metacarpos foram desarticulados e todo tecido mole (pele, musculatura, ligamentos e tendões) removidos (Fig. 4a). Para o armazenamento, as peças foram lavadas em solução fisiológica 0,9% (Fig. 4b), envoltas em papel toalha e embebidas em solução fisiológica 0,9%, sendo devidamente acondicionadas em sacos plásticos identificados e armazenadas em freezer horizontal a  $-4^{\circ}\text{C}$  (BRIANZA *et al.*, 2011).



FIGURA 4. a) Ossos de metacarpo equino após a retirada de tecidos moles; b) Osso sendo irrigado com solução fisiológica antes de ser armazenado em *freezer*.

### 3.4.2 Teste Biomecânico *In Vitro*

Para realização do teste biomecânico, os ossos foram retirados do freezer e colocados em uma sala com temperatura a 21°C para descongelar. Após o descongelamento os ossos ficaram armazenados em caixa térmica até a realização do teste.

Os ensaios biomecânicos foram realizados no laboratório Lactec - LEME (Laboratório de Emissões Veiculares), através do convênio entre o Departamento de Engenharia Mecânica e o LEME e parceria firmada entre os cursos de Engenharia Mecânica e Medicina Veterinária, ambos da Universidade Federal do Paraná.

Para os ensaios utilizou-se prensa hidráulica MTS – 25 (Fig. 5a), capaz de gerar carga máxima de aproximadamente 25 toneladas. Na prensa, instalou-se os suportes para realização do teste de flexão em quatro pontos e uma fita antiaderente foi fixada nas pontas a fim de evitar o deslizamento do osso durante o procedimento (Fig. 5b).

Os osso foram posicionados com a face dorsal voltada para baixo, apoiada nos dois suportes inferiores, distantes 18cm um do outro, e a face palmar voltada para cima, onde os apoios superiores estavam separados por uma distância de sete cm. Os apoios foram posicionados de tal maneira a possuir um meio concêntrico (SOD *et al.* 2005).

O teste de flexão em quatro pontos foi realizado em um único ciclo com um deslocamento constante de 6mm/s, até a falha completa do osso (Fig. 5c) (SOD *et al.*, 2005). A força foi aplicada pelos suportes inferiores no sentido dorso-palmar. O resultado é gerado por um computador ligado a prensa que fornece os dados de força em kilonewton (kN).

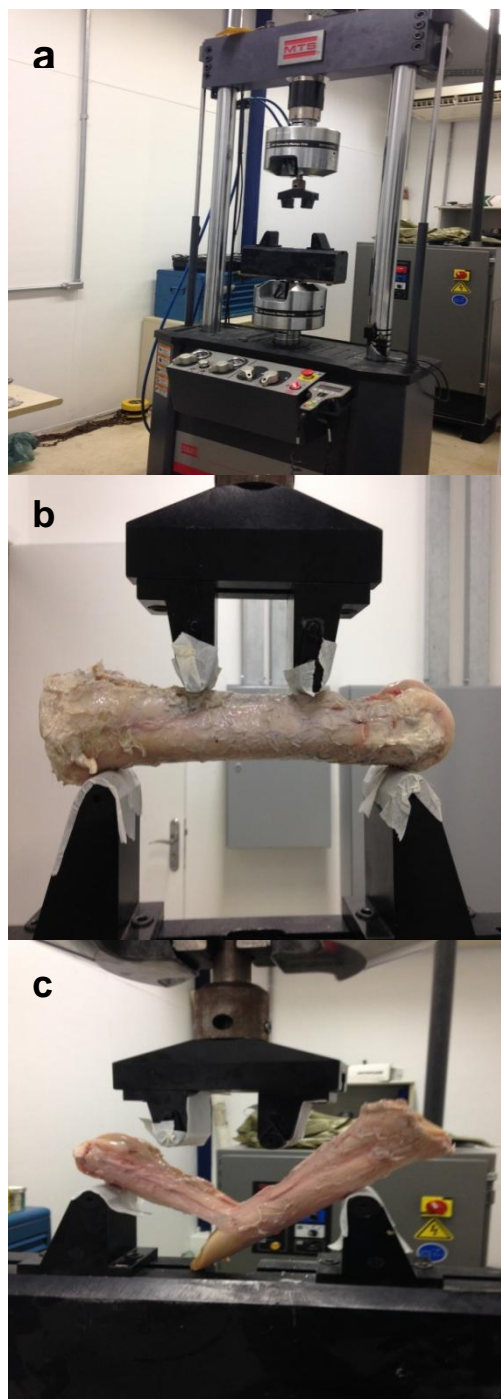


FIGURA 5.a) Prensa hidráulica MTS – 25 utilizada para teste de flexão em quatro pontos; b) Osso posicionado na prensa, presença de fita anti-aderente para evitar o deslizamento ósseo durante o teste; c) Osso fraturado em região diafisária medial após TF4.

### 3.4.3 Obtenção das Imagens 3D

Para obter as imagens necessárias para realização dos testes biomecânicos por meio do MEF, tomografias computadorizadas (TC) (Tomógrafo *Toshiba Asteion 4*) dos metacarpos foram realizadas, onde os pares de ossos foram posicionados lado a lado, mantidos com a face dorsal voltada para cima e escaneados no sentido proximal para distal (Fig. 6). A técnica tomográfica utilizada em todas as peças foi de 120Kv e 100mAs, realizando cortes de 1 mm de espessura. Após os exames de TC, as imagens foram obtidas em formato DICOM, e reconstruídas em formato tridimensional (3D) no *software InVesalius 3.0* (Versão Beta 5). Para remoção de ruídos, correção de imperfeições e conversão das imagens para formato IGES ou STEP, o *software Solid Works* (Versão 2014) foi utilizado. Após este processo, os ensaios em MEF foram realizados com o programa *Ansys Workbench 16.1*, com as mesmas condições em que se deu o ensaio biomecânico *in vitro*.



FIGURA 6. Tomógrafo com metacarpos posicionados para realização da tomografia computadorizada.

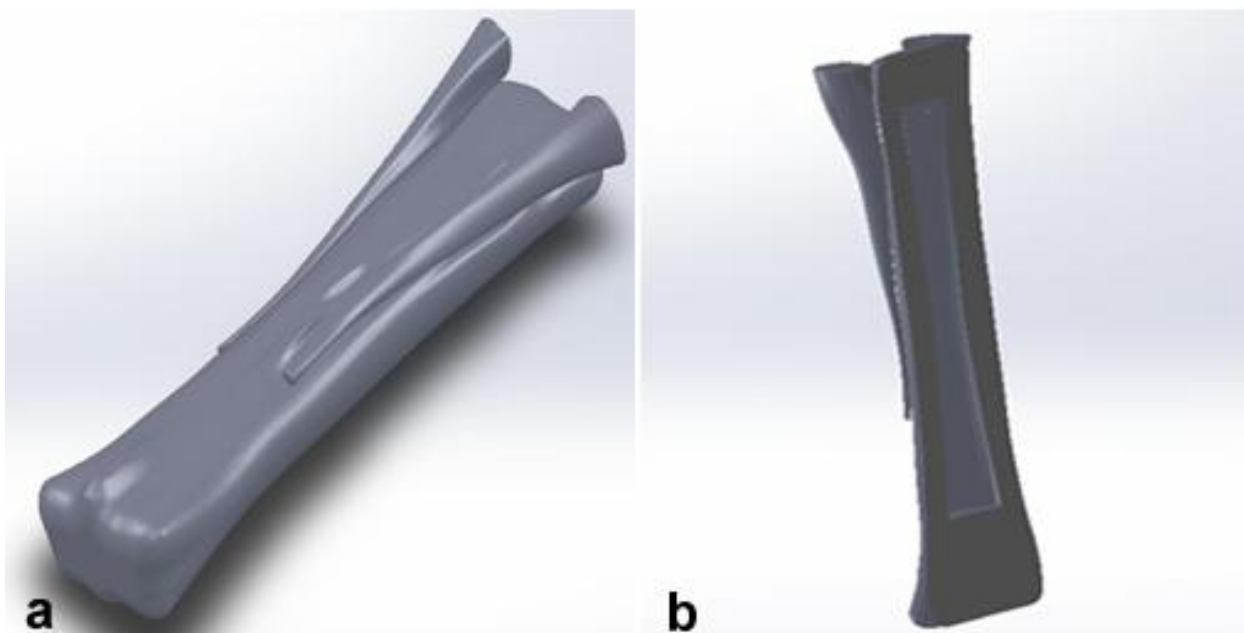


FIGURA 7. a) Vista palmar do modelo de metacarpo (II, III e IV) equino no programa *Solid Works*; b) Corte longitudinal no modelo ósseo demonstrando a presença de canal medular.

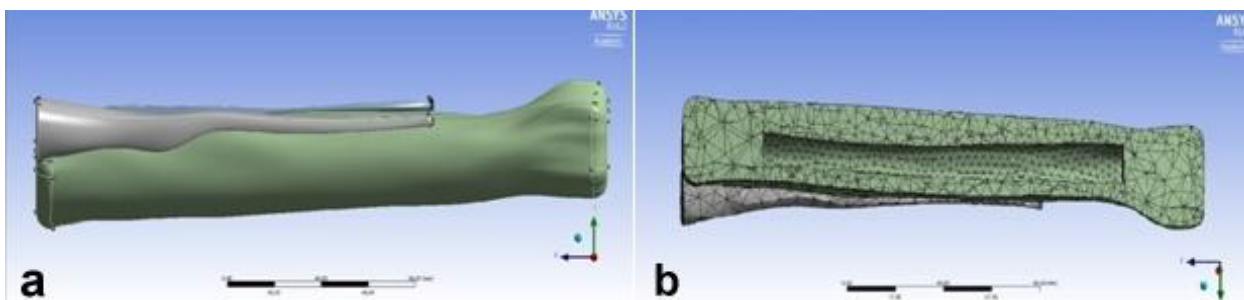


FIGURA 8. a) Vista lateral do modelo ósseo de metacarpo (II, III e IV) equino no software *Ansys*; b) Corte longitudinal no modelo ósseo com malha gerada no mesmo *software*, demonstrando a presença de canal medular e malha na parte interna da imagem.

#### 3.4.4 Método de Elementos Finitos: Análises Biomecânicas

A análise de MEF para os ensaios biomecânicos foi realizada em parceria com o Laboratório de Ruídos e Vibrações, do curso de Engenharia Mecânica da UFPR, que utilizou o programa *Ansys Workbench* 16.1. A malha empregada nas imagens consiste de quatrons, composta de elementos tetraédricos lineares de quatro mm e todos os materiais foram considerados isotrópicos (BRIANZA *et al.*, 2011).

A simulação biomecânica foi realizada como análise estática, utilizando testes de flexão em quatro pontos, seguindo o mesmo padrão de distância dos apoios que o teste biomecânico *in vitro*. Para a simulação de todos os ossos, o *software* foi alimentado com os dados do metacarpo equino, que possui o módulo de elasticidade de 18GPa e coeficiente de Poisson de 0,3 (RIGGS *et al.*, 1993).

As cargas foram criadas aplicando forças em duas regiões, sendo a força orientada pelo eixo Y, separadas 18cm na face dorsal dos modelos que foi posicionado para baixo. Os apoios foram posicionados em duas áreas distantes sete cm na face palmar, voltada para cima. Após definir as propriedades do material e o posicionamento das forças e dos apoios (Fig. 9) aplicou-se o valor máximo da força obtida no teste *in vitro* no modelo ósseo.

A partir destes dados o programa consegue estimar através de cálculos matemáticos o deslocamento, a deformação e as tensões. Esses resultados são mostrados através de uma escala de cores que mostram as zonas de maiores e menores respostas ao se aplicar determinada força.

Os resultados de força por deslocamento gerado nos testes de fratura óssea no laboratório foram comparados com os resultados encontrados pelo *Ansys Workbench* 16.1 após a simulação. Para que seja possível utilizar os modelos ósseos gerados a partir de *software*, o resultado de deslocamento não pode diferir em mais de 6% (BRIANZA *et al.*, 2011).

Os resultados entre o teste *in vitro* e a análise do MEF dos modelos ósseos foram avaliados utilizando o teste t.

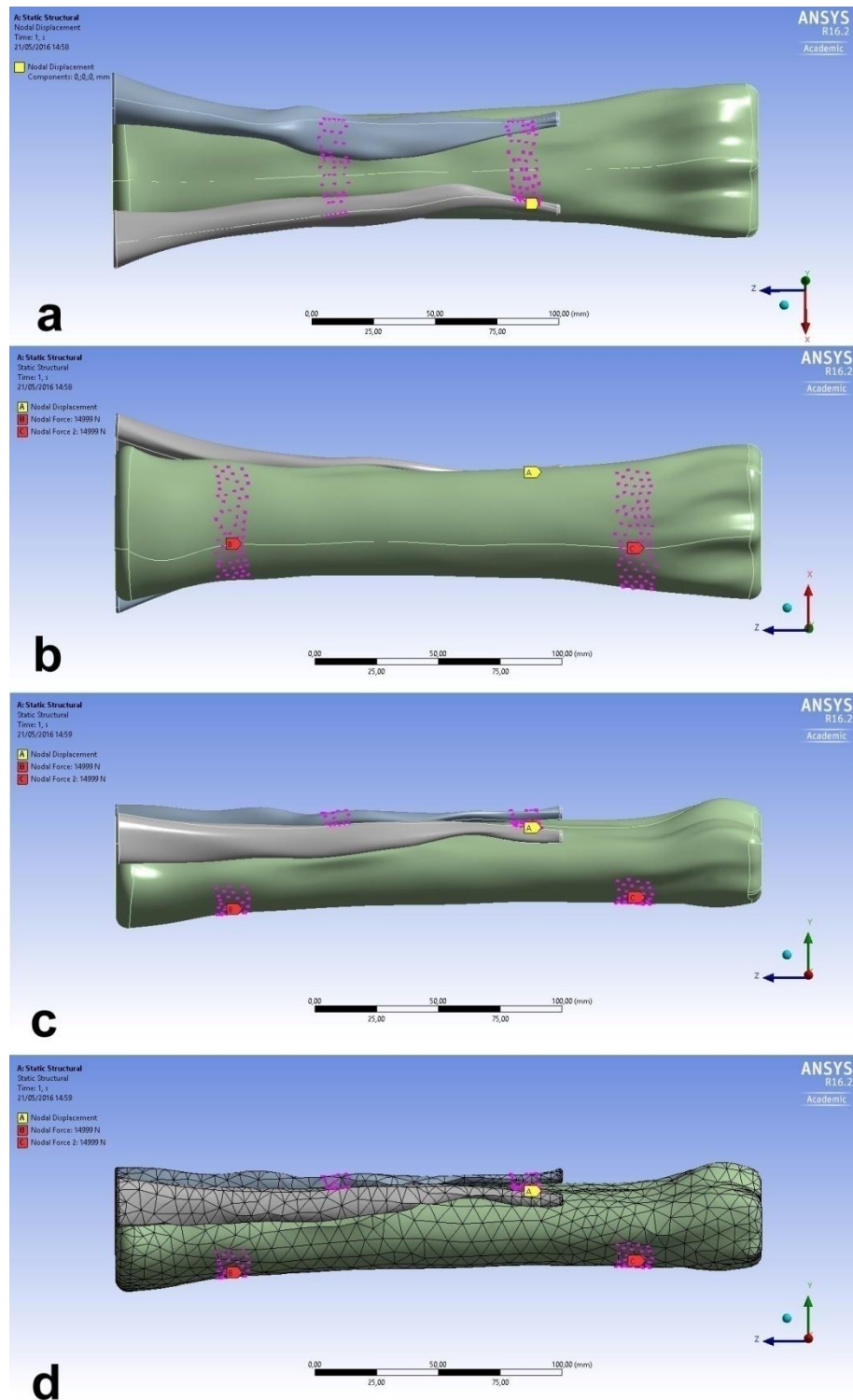


FIGURA 9. a) Nós selecionados nas regiões de apoios na face palmar; b) Nós selecionados nas regiões de carga na face dorsal; c) Nós selecionados vistos na lateral; d) Imagem do osso com malha e nós selecionados, vista lateral.

### 3.5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os animais utilizados tinham em média  $10,3 \pm 3,38$  anos de idade, peso de  $552 \pm 59$  kg e os metacarpos ficaram armazenados em *freezer* por um período médio de  $18,93 \pm 3,41$  meses.

#### 3.5.1 Teste Biomecânico *In Vitro*

Todos os ossos foram fraturados nas mesmas condições, até a fratura completa gerando resultados de força (kN) x tempo (segundos) (Fig. 10) e força (kN) x deslocamento (mm) (Fig. 11), demonstrados na tabela 4. As fraturas dos ossos ocorreram na mesma região em todos os metacarpos, próximo a região diafisária medial ou entre os apoios superiores.

TABELA 4. Resultado *in vitro* do teste de flexão em quatro pontos dos metacarpos de equinos.

Osso	Carga máxima (kN)	Tempo (segundos)	Deslocamento (mm)
A	25,878	1,76	10,7
B	25,765	1,10	6,6
C	30,595	1,55	9,3
D	26,524	1,06	6,4
E	28,998	1,28	7,7
F	32,136	1,33	8,0

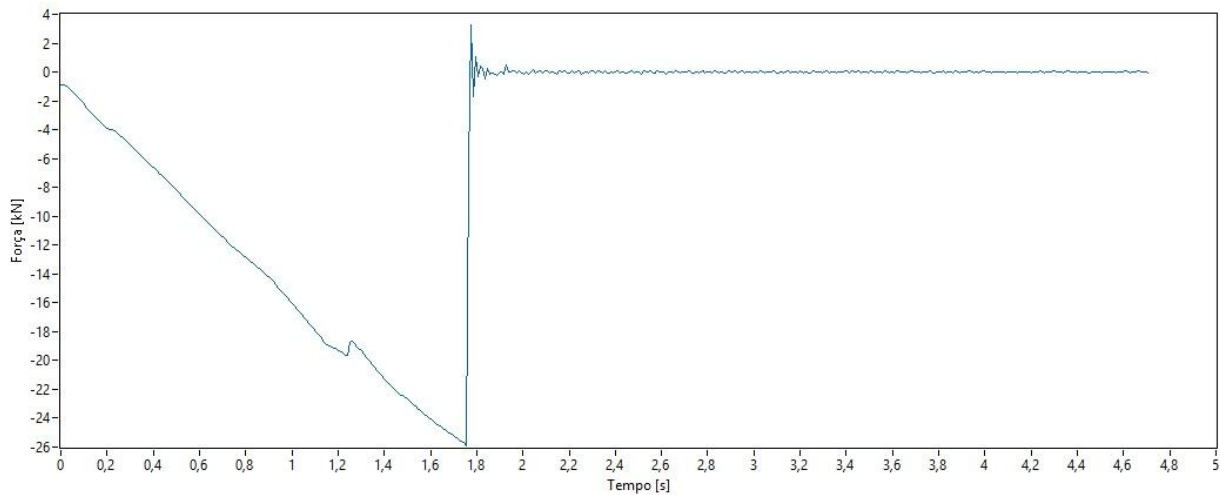


FIGURA 10. Demonstração da variação da força (kN) de acordo com o tempo(segundos) durante o teste de flexão em quatro pontos .

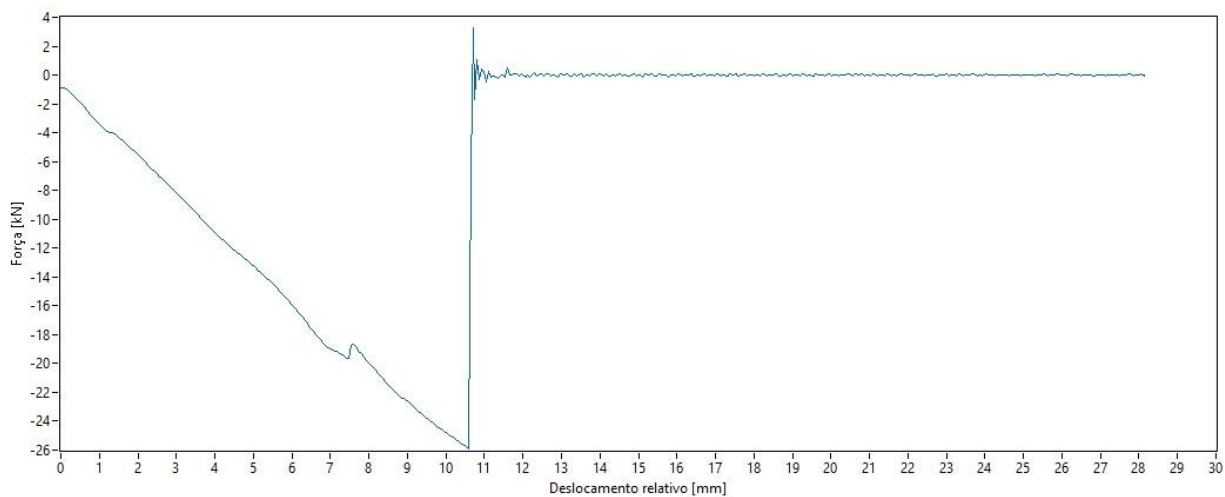


FIGURA 11. Demonstração da variação da força (kN) de acordo com o deslocamento(mm) durante teste de flexão em quatro pontos .

### 3.5.2 Ensaios por Método de Elementos Finitos

Após as simulações em computador, os resultados encontrados estão descritos na tabela 5. As respectivas imagens de cada análise, de cada osso, podem ser visualizadas por escala colorimétrica nas figuras 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18. Na face dorsal, pode-se observar a região de diáfise medial, principalmente entre os apoios inferiores, apresentando uma maior tensão e uma maior deformação, sendo compatível com o local das fraturas encontradas nos testes biomecânicos. Também é possível avaliar uma pequena região de tensão e deformação na face palmar das imagens, local onde estavam posicionados os apoios.

Em relação ao deslocamento, foi possível verificar que ele ocorre do meio para as extremidades, onde as superfícies articulares proximal e distal se encontram mais deslocadas em relação à posição inicial. Este movimento foi observado durante os testes com os ossos *in vitro*.

Tabela 5. Resultados dos ensaios de flexão em quatro pontos, pelo método de elementos finitos dos modelos ósseos de metacarpos de equinos

<b>Análises</b>	<b>Ossos A</b>	<b>Ossos B</b>	<b>Ossos C</b>	<b>Ossos D</b>	<b>Ossos E</b>	<b>Ossos F</b>
<b>Tensão equivalente (Von-mises) (MPa)</b>	350,99	446,01	356,69	276,97	296,99	774,98
<b>Deformação equivalente (mm)</b>	0,021	0,026	0,023	0,017	0,021	0,044
<b>Deslocamento total (mm)</b>	1,11	1,24	1,50	0,74	1,47	2,00

Como relatado por Nordin e Frankel (2001), o uso de ossos inteiros pode ser utilizado em ensaios biomecânicos, quando o objetivo é a avaliação biomecânica de um determinado osso intacto ou após a colocação de algum implante ósseo.

A flexão em quatro pontos é conhecida como uma flexão pura, entre dois pontos de cargas. Na flexão pura o momento se mantém constante entre os dois apoios de cargas, tendo uma distribuição uniforme entre os apoios interiores. Essa condição das cargas faz com que a região entre elas esteja sujeita apenas a flexão, fazendo com que o osso quebre no ponto mais fraco (DRAPER; GOODSHIP, 2003; WALLACE, 2014).

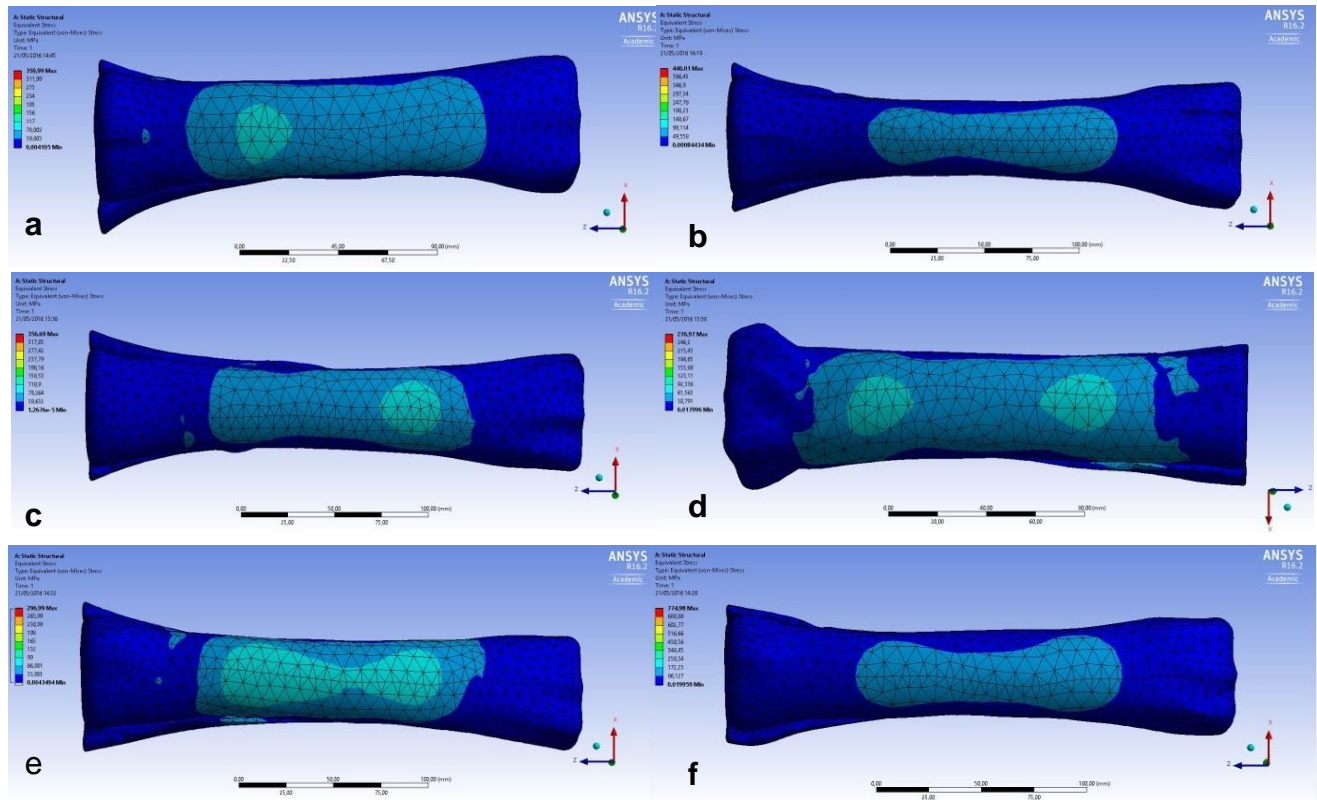


FIGURA 12. Imagem representativa das áreas de tensão equivalente (Von-Mises) distribuída na face dorsal dos ossos a, b, c, d, e, f.



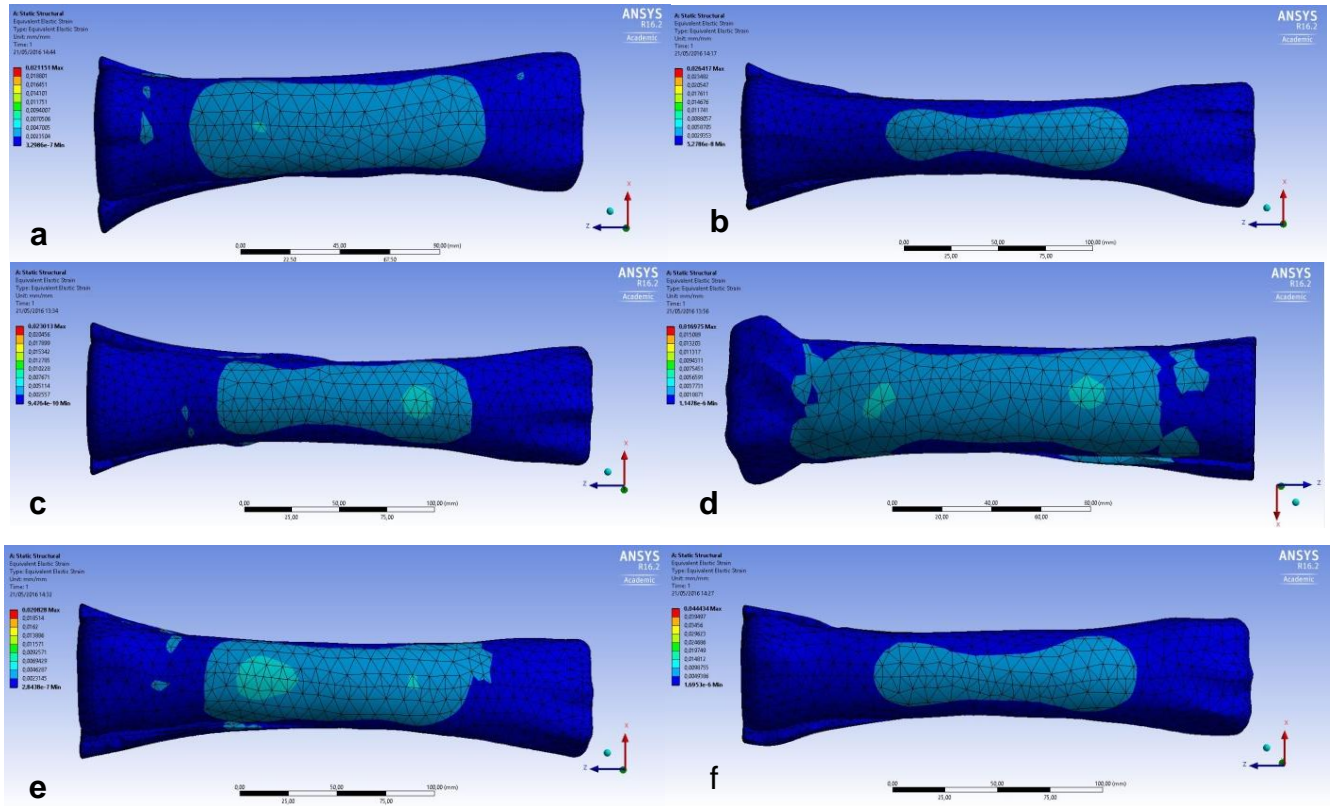


FIGURA 14. Imagem demonstrativa das áreas de deformação ocorrida, distribuída na face dorsal dos ossos a,b,c,d,e,f.

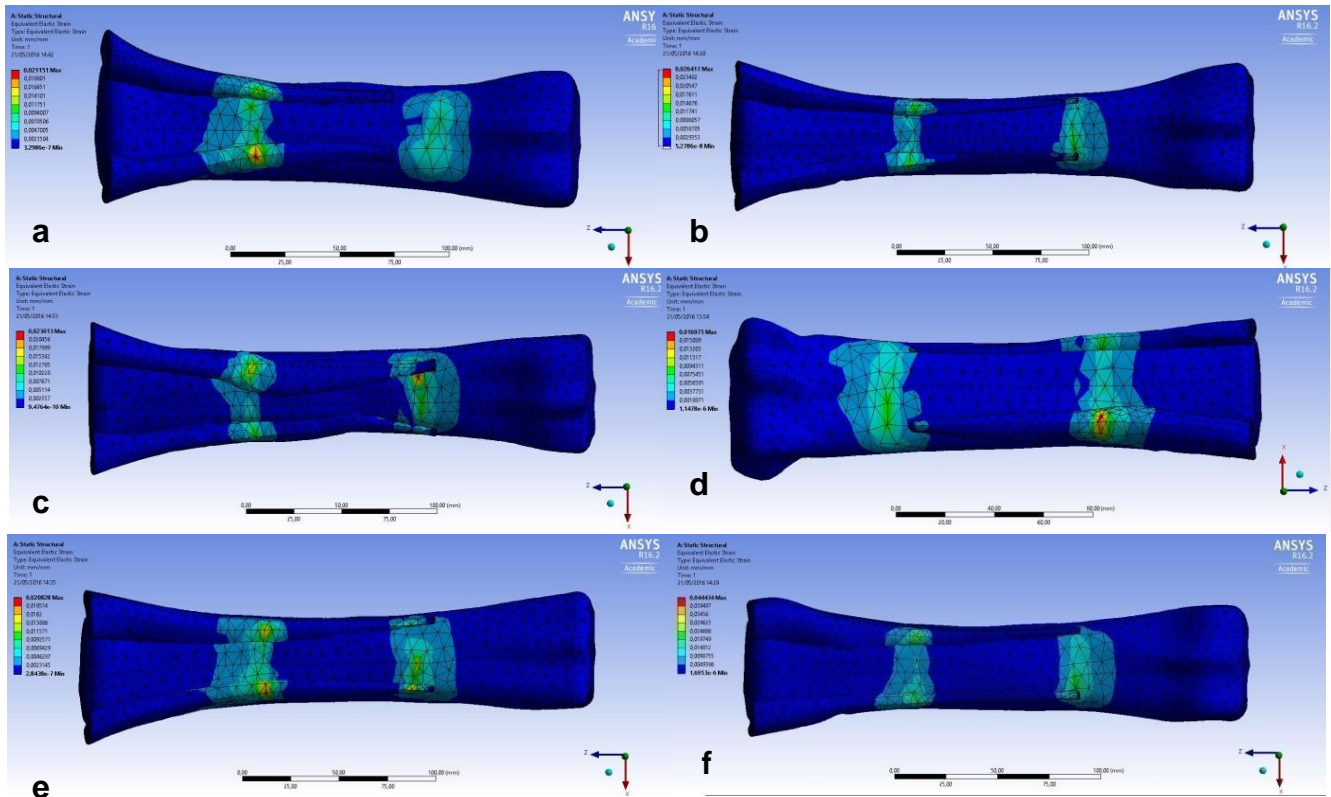


FIGURA 15. Imagem demonstrativa das áreas de deformação ocorridas, distribuída na face palmar dos ossos a, b, c, d, e, f.

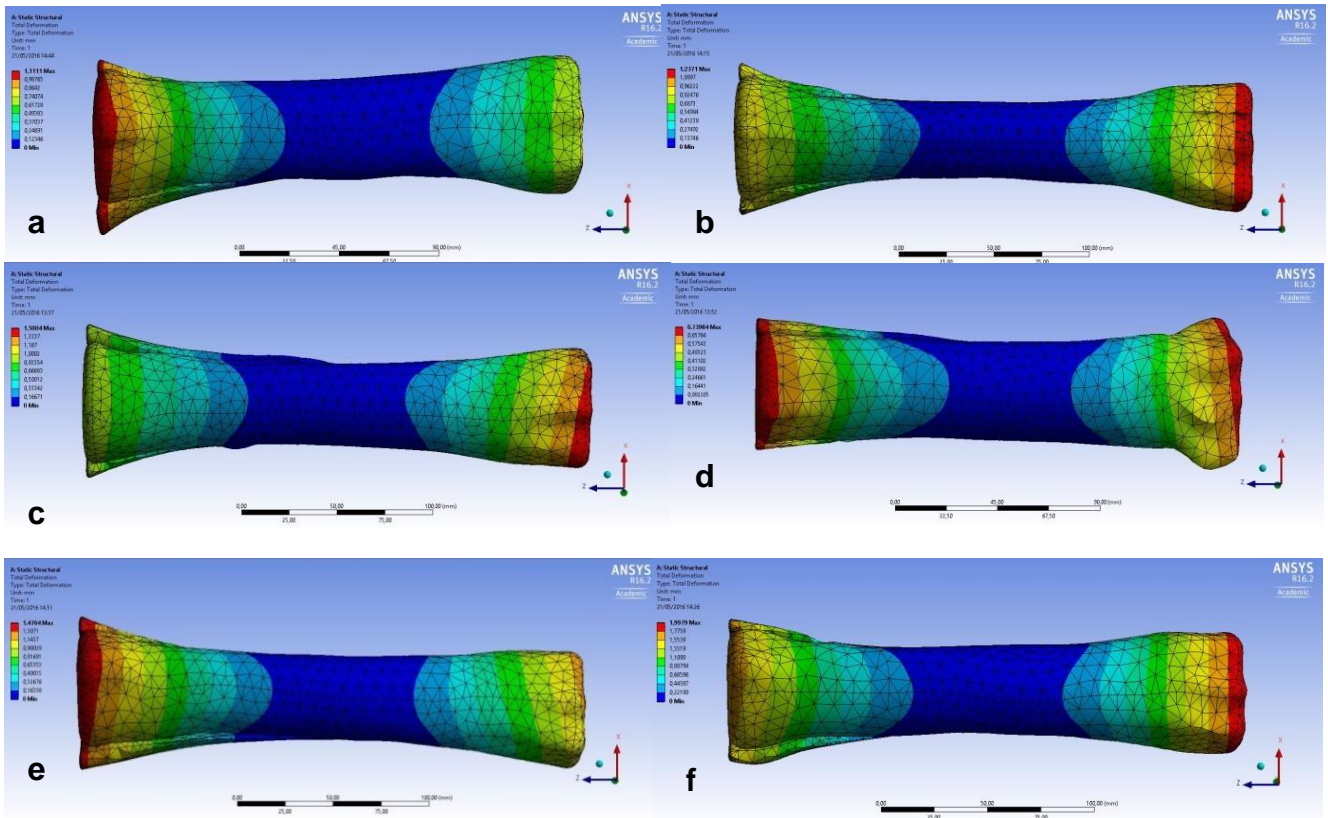


FIGURA 16. Imagem demonstrativa das áreas de deslocamento distribuídas na face dorsal dos ossos a, b, c, d, e, f.

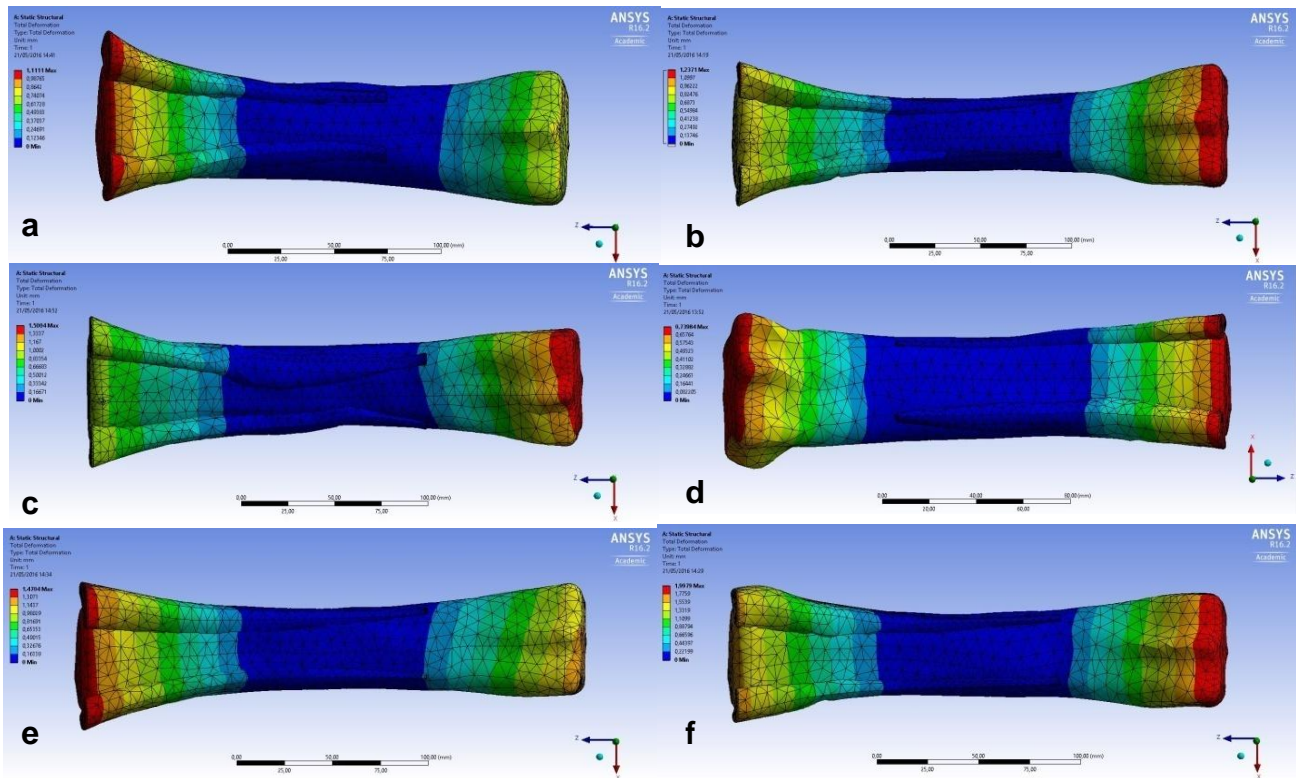


FIGURA 17. Deslocamento distribuído na face palmar dos ossos a, b, c, d, e, f.

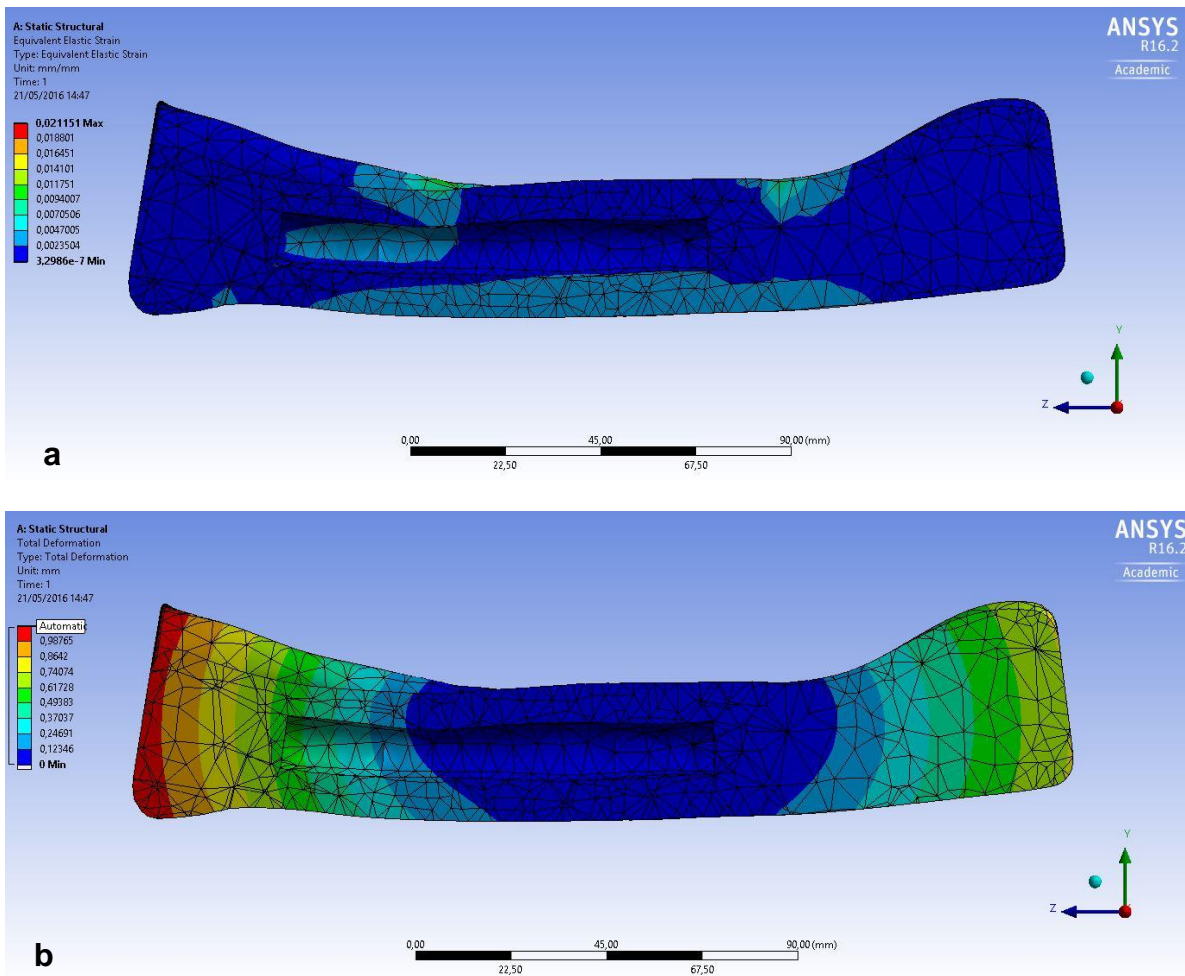


FIGURA 18. Imagens laterais seccionadas longitudinalmente após realização de ensaios em MEF, demonstrando as áreas de deformação (a) e deslocamento (b).

As imagens de distribuição de tensão e deformação apresentam grande semelhança, devido a lei de Hooke ( $F = K.x$ ). Quando um corpo é submetido a um teste de flexão, uma superfície irá encurtar sofrendo compressão e a outra irá se distender sofrendo tração. O osso está sujeito a lei de Hooke, onde a deformação é diretamente proporcional a tensão. Nos TF4 a zona de maior tensão irá ser entre os apoios centrais, sendo que o corpo irá se romper no local mais frágil entre esses apoios (Wallace, 2014).

Os resultados de deslocamento por força encontrados nos testes *in vitro* diferiram dos resultados encontrados pelo MEF. Crispim (2008) realizando ensaios

biomecânicos de flexão em 3 pontos de metacarpos equinos, encontrou resultados diferentes de módulos de elasticidade variando de 1413,77Mpa a 7720,55Mpa, o que certamente interferiu em nossos resultados, tendo em vista que cada animal possui um módulo de elasticidade específico.

Testes de flexão em 3 pontos são utilizados para aferir o módulo de flexão, que equivale ao modulo de elasticidade. Esta metodologia empregada determina o valor limite de ruptura das amostras, onde sofrem deformação elástica, plástica e ruptura. Devido a essas alterações sofridas durante os ensaios biomecânicos, apenas este teste, parece não ser suficiente para estimar com exatidão o módulo de elasticidade dos materiais (NYARUBA *et al.*, 1998; ALANDER *et al*, 2005; ALBERT *et al*, 2013). A grande dificuldade para conseguir uma metodologia eficaz na determinação do módulo de elasticidade, pode conseqüentemente, interferir no resultado das análises de EF realizadas em estruturas biológicas ( ALANDER *et al*, 2005). O osso também possui características anisotrópicas e heterogêneas fazendo com que seu módulo de elasticidade se altere com a direção da carga, microestruturas e dimensão das estruturas, não podendo ser determinado como um único valor, mas por medidas aproximadas (LENG *et al*, 2013; RHO *et al*, 1998).

Em materiais homogêneos a caracterização das propriedades mecânicas, determinação do modulo de elasticidade, coeficiente de Poison e a metodologia aplicada são de enorme importância para se conseguir uma reprodução de alta acurácia nos ensaios de elementos finitos (ALANDER *et al*, 2005). Compostos biológicos possuem a maior parte da sua conformação heterogênea e anisotrópica, dispondo de uma escassez de dados sobre suas propriedades em condições normais ou afetadas por situações que venha alterar suas estruturas. O osso por ser um material anisotrópico apresenta uma grande diferença na literatura quanto ao valor do seu módulo de elasticidade, podendo tal variação estar ligada a insuficiência de dados dessa estrutura e as metodologias inapropriadas (COOPER, 1977; SANADA *et al*, 2007)

Para realização dos ensaios o osso foi considerado como sendo um material isotrópico, quando na verdade é um material anisotrópico, que possui características

mecânicas diferentes em todas as direções variando de acordo com a direção da força aplicada (SCHWARZ, 1996, SOUZA *et al.*, 2009).

Os ossos equinos estão propensos a constantes alterações estruturais para melhor se adaptarem as mudanças de cargas durante os exercícios. Estas alterações levam a uma espessura desigual entre a cortical medial e lateral e nas propriedades biomecânicas (DAVIES; WATSON, 2008; CRISPIM 2008). O fato da amostra conter animais de diferentes modalidades esportivas e finalidades, levou a uma heterogeneidade do grupo, podendo causar interferência nos testes biomecânicos. Além disso, o tamanho e forma de um osso e a presença ou ausência de qualquer defeito ósseo ou processo patológico, também pode influenciar o seu comportamento mecânico ou padrão de fratura (RADASCH, 1999).

Ossos humanos congelados e armazenados a  $-20^{\circ}\text{C}$  por um curto período de tempo apresentam pouca interferência em suas propriedades mecânicas, sendo observada uma diminuição de 4,6% da sua força tensional quando armazenados por até oito meses. Após este período não se recomenda o uso deste material para ensaios biomecânicos (AN *et al.*, 2000). Tal fato pode ter influenciado na diminuição da força tensil da quebra dos ossos, já que no presente experimento os ossos foram armazenados a  $-4^{\circ}\text{C}$  por um período médio de 18,93 meses. Elson *et al.* (1996), trabalhando com fêmures humanos mantidos estocados a  $-70^{\circ}\text{C}$  não obtiveram efeitos no gradiente elástico dos ossos e citam que mesmo mantido embebidos em solução fisiológica na temperatura citada, as propriedades mecânicas dos ossos corticais se mantêm. Mesmo que micro-rachaduras sejam produzidas pela formação de cristais de gelo, elas não produzem efeitos deletérios sobre o osso. Van Haaren *et al.* (2008), não verificou diferenças estatísticas significativas quando estudaram ossos de cabras congelados ou embebidos em solução fisiológica após um período de um ano comparando à ossos frescos, em relação a força, energia absorvida e rigidez. Foi encontrado, inclusive, que não há efeito significativo na densidade óssea e há tendência a um aumento da dureza óssea.

Outro fator que não foi mensurado no nosso estudo foi a densidade dos ossos utilizados. Carter e Spengler (2002) verificaram que corpos mais densos possuem uma maior capacidade de suportar tensões e apresentam um coeficiente de elasticidade

superior. A espessura diferente entre os modelos e o posicionamento variado do canal medular, podem ter interferido nos resultados gerando áreas mais densas e assim sofrendo menos ação das cargas aplicadas.

## 4 CONCLUSÃO

Neste estudo foi possível padronizar o método de aquisição, tratamento, e manipulação das imagens do osso metacarpo equino em modelo de elementos finitos.

Os resultados apresentaram valores de deslocamento estatisticamente diferentes entre o ensaio mecânico *in vitro* e o estudo de elementos finitos.

O modelo de elementos finitos permitiu avaliar os pontos de tensão exercidos sobre o metacarpo equinos em ensaios de flexão em quatro pontos.

#### 4.1 REFERÊNCIAS

ALANDER P.; LASSILA L.V.; VALLITTU P.K. The span length and cross-sectional design affect values of strength. **Dental Materials**. v.21, n.4, p.347-53, 2005.

ALBERT C.I.; JAMESON J.; HARRIS G. Design and validation of bending test method for characterization of miniature pediatric cortical bone specimens. **Proc Inst Mech Eng H**. v.227, n.2, p.105-113, 2013.

AN, Y.H. Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics. In: AN, Y.H.; DRAUGHN, R.A. **Mechanical testing of bone and the bone-implant interface**. New York: CRC, p.23-40, 2000.

BEINLICH, C.P. AND BRAMLAGE, L.R.,.Results of plate fixation of third metacarpal and metatarsal diaphyseal fractures. **Proc. Am. Ass. Equine Pract.** v.48, 247-248,2002.

BRIANZA, S.; BRIGHENTI, V.; LANSLOWNE, J.L.; SCHWIEGER, K.; BOURE, L.,. Finite element analysis of a novel pin-sleeve system for external fixation of distal limb fractures in horses. **Veterinary Journal**v.190, p.260-267,2011.

CARTER, D. R.; SPENGLER, D. M. Biomechanics of fracture. In: Sumner-Smith, G. **Bone in Clinical Orthopaedics**, AO Publishing, 2002, p. 261-286.

CIUCCIO, R.L.; FILHO, A.J.; QUADRELLI, R.V. Análise de Elementos Finitos Aplicado ao Desenvolvimento de Produtos em Implantodontia Fundamentos Teóricos e Estudo de Caso. In: **Nono Simpósio de Mecânica Computacional**. São João Del Rei: Universidade Federal de São João Del-Rei, 2010.

COOPER GA. Optimization of the three-point bend test for fracture energy measurement. **Journal of Material Science**.; v.12, n.2, p.277-289, 1977.

COOK, R.D.; MALKUS, D.S.; PLESHA M. E., Introduction. In **Concepts & Applications of Finite Element Analysis** - 4a. ed. - J. Wiley: 2002, p.651– 733.

CRISPIM, R.**Estudo biomecânico do terceiro metacarpiano de eqüinos**. Dissertação de mestrado; Clínica e Cirurgia Veterinária; Universidade de São Paulo, 2008

DAVIES, H. M. S.; WATSON, K. M. Third metacarpal bone laterality asymmetry and midshaft dimensions in Thoroughbred racehorses. **Australian Veterinary Journal**, v. 83, n.4, p.224 – 226, 2008.

DRAPER, E. R. C and GOODSHIP, A. E.; A novel technique for four-point bending of smallbone samples with semi-automatic analysis. **Journal of Biomechanics** v.36, p.1497–1502, 2003

ELSON, R.A.; HAMER, A.J.; STRACHAN, J.R.; BLACK, M.M.; IBBOTSON, C.J.; STOCKLEY, I. Biomechanical properties of cortical allograft bone using a new method of bone strength measurement a comparison of fresh, fresh-frozen and irradiated bone. **The Journal Of Bone And Joint Surgery**, v.78-B, n.3, p.363-368, 1996.

HERRERA, A.; IBARZ, E.; CEGONINO, J.; LOBO-ESCOLAR, A.; PUERTOLAS, S.; LOPEZ, E.; MATEO, J.; GRACIA, L.; Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery. **World journal of orthopedics** v.3, p.25-41, 2012.

KLUSS, D.; WIEDING, J.; SOUFFRANT, R.; MITTELMEIER, W.; BARDER, R. Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics, 2010. Disponível em: <http://www.intechopen.com/books/finiteelement-analysis/finite-element-analysis-in-orthopaedic-biomechanics>. Acesso em 21/02/2016.

LENG H.; REYES M.J.; DONG X.N.; WANG X. Effect of age on mechanical properties of the collagen phase in different orientations of human cortical bone. **Bone**. v.55, p.288-291, 2013.

LOPEZ M.J.; MARKEL M. D., Bone biology and fractures healing. In: AUER J. A. and STICK J. A.; **Equine surgery**. 4. ed. St. Louis: Saunders, 2012, p.1025-1039.

LOTTI, R.S.; MACHADO, A.W.; MAZZIEIRO, Ê.T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial** v.11, p.35-43, 2006.

MCCLURE, S.R.; WATKINS, J.P.; GLICKMAN, N.W.; HAWKINS, J.F.; GLICKMAN, L.T. Complete fractures of the third metacarpal or metatarsal bone in horses: 25 cases (1980-1996). **J Am Vet Med Assoc**. v.213, n.6, p.847-50, 1998.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H., Biomechanics of bone In: BURSTEIN, A. H. **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2001. p.438-450.

NYARUBA, M.M.; YAMAMOTO I.; KIMURA H.; MORITA R. Bone fragility induced by X-ray irradiation in relation to cortical bone-mineral content. **Acta Radiologica**. V.39, n.1, p.43-6. 1998.

PRENDERGAST, P.J.; Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design. **Clinical Biomechanics** v.12, p.343-366, 1997.

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

RAY, D.R.; LEDBETTER, W.B.; BYNUM, D.; BOYD, C.L., A parametric analysis of bone fixation plates on fractured equine third metacarpal. **Journal of Biomechanics**v.4, p163-174, 1971.

RHO, J.; AAHMAN, R.; TURNER, C. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. **Journal of Biomechanical.**; v.26 n.2, p.111-119, 1993.

RICHARDSON D. W. Third metacarpal and metatarsal bones. In: AUER J. A. and STICK J. A. **Equine surgery**. 4. ed. St. Louis: Saunders, 2012. p. 1325-1338.

RIGGS, C.M.; VAUGHAN, L.C.; EVANS, G.P.; LANYON, L.E.; BOYDE, A. Mechanical implications of collagen fibre orientation in cortical bone of the equine radius. **Anatomy and Embryology**v.187, p.239–248, 1993.

RUBIN, C. Stress Analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **Journal of Dental Research.**, V.62, p.82-86, 1983.

SANADA, J.T. **Avaliação da resistência e módulo de elasticidade de osso mineralizado e desmineralizado pelos testes de microtração**. Bauru, 2007. Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo.

SCHWARZ, P.D. Biomecânica das fraturas do esqueleto apendicular: causas e avaliação. In: BOJRAB, M.J. **Mecanismos da moléstia na cirurgia dos pequenos animais**. 2.ed. São Paulo: Manole, 1998, p.1161-1181.

SOD, G.A.; Hubert, J.D.; Martin, G.S.; Gill, M.S.; An in vitro biomechanical comparison of a prototype equine metacarpal dynamic compression plate fixation with double dynamic compression plate fixation of osteotomized equine third metacarpal bones. **Veterinary surgery** : V.34, p.594-603, 2005.

SOUZA, R.A. et al. Propriedades mecânicas do tecido ósseo e risco de fraturas. In: **encontro latino americano de iniciação científica, 9.; encontro latino americano de pós-graduação, 5.**, São José dos Campos-SP. Anais São José do Campos: Universidade do Vale do Paraíba, 2009. p.3.

VAN HAAREN, E.H.; VAN DER ZWAARD, B.C.; VAN DER VEEN, A.J.; HEYLIGERS, I.C.; WUISMAN, P.I.; SMIT, T.H. Effect of long-term preservation on the mechanical properties of cortical bone in goats. *Acta Orthopædica*. v.79, n.5, p.708-716, 2008.

WALLACE, J. M. Skeletal hard tissue biomechanics. In. BURR, D. B. and ALLEN, M. R. *Basic and Applied Bone Biology*, San Diego: Academic Press, 2014, p.115-130.

WILLIAMS, K.R.; EDMUNDSON, J.T. Orthodontic tooth movement analysed by the Finite Element Method. ***Biomaterials Journal***, v.5, p.347-35, 1984.