

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE ESTRUTURAS

Leopoldo Augusto Paolucci

ESTUDO DE ALTERNATIVAS DE FIXAÇÃO DE IMPLANTES INTRAMEDULARES
POLIMÉRICOS.

Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte, 2017

Leopoldo Augusto Paolucci

ESTUDO DE ALTERNATIVAS DE FIXAÇÃO DE IMPLANTES INTRAMEDULARES
POLIMÉRICOS.

Tese apresentada à Coordenação de Programa
de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas
da Universidade Federal de Minas Gerais, como
parte dos requisitos obrigatórios à obtenção do
Título de Doutor em Engenharia de Estruturas,
na área de concentração em Biomecânica.

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas (DEES – UFMG)
Orientador

Prof. Dr. Rafael Resende Faleiros (Veterinária – UFMG)
Coorientador

Prof. Dr. Marcelo Greco (DEES - UFMG)

Prof. Dr. Rodrigo Lambert Orefice (Metalurgia - UFMG)

Prof. Dr. Luciano Luporini Menegaldo (COPPE - Biomédica - UFRJ)

Prof. Dr. Luciano Brito Rodrigues (UESB)

Belo Horizonte, 18 de maio de 2017.

P212e

Paolucci, Leopoldo Augusto.

Estudo de alternativas de fixação de implantes intramedulares poliméricos [manuscrito] / Leopoldo Augusto Paolucci. - 2017. 230 f., enc.: il.

Orientador: Estevam Barbosa de Las Casas.

Coorientador: Rafael Resende Faleiros.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 218-230.

1. Engenharia de estruturas - Teses. 2. Biomecânica - Teses. 3. Polímeros - Teses. 4. Método dos elementos finitos - Teses. 5. Ossos - Fraturas - Teses. I. Las Casas, Estevam Barbosa de. II. Faleiros, Rafael Resende. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 624(043)

AGRADECIMENTOS

Aos professores Estevam Barbosa de Las Casas e Rafael Resende Faleiros, meus orientadores pela compreensão de meus limites e pela orientação cuidadosa que possibilitou a conclusão desse trabalho; aos colegas do Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG. Aos amigos da Escola de Educação Física Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG, em especial aos professores Hans Menzel e André Gustavo Pereira de Andrade; ao Túlio e ao Cahuê pela valiosa ajuda durante a coleta de dados; à minha família, pela compreensão nos momentos difíceis; ao colegiado do Curso de Pós Graduação em Engenharia de Estruturas da UFMG, meus agradecimentos sinceros.

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	2
LISTA DE FIGURAS	3
LISTA DE TABELAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	12
LISTA DE UNIDADES.....	13
LISTA DE SÍMBOLOS.....	14
INTRODUÇÃO	16
1.1. APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA.....	16
1.2. Objetivos	20
1.2.1 OBJETIVO GERAL	20
1.2.2 Objetivos Específicos	21
1.3. ESCOPO E LOCAL DE REALIZAÇÃO DO TRABALHO	21
1.4. ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	21
CARACTERÍSTICAS FUNDAMENTAIS DO TECIDO ÓSSEO.....	22
2.1. ORGANIZAÇÃO ESTRUTURAL.....	23
2.2. MORFOLOGIA DOS OSSOS LONGOS	24
2.3. ESTRUTURA E COMPOSIÇÃO ÓSSEA	25
2.3.1 Macroestrutura.....	25
2.3.2 Mesoestrutura	26
2.3.3 Microestrutura	27
2.3.4 Nanoestrutura.....	28
2.4. FISILOGIA DO TECIDO ÓSSEO.....	29
2.5. MINERALIZAÇÃO.....	30
2.6. REMODELAÇÃO DO TECIDO ÓSSEO	33
2.6.1 Mecanismo da Remodelação Óssea	33
2.7. PROPRIEDADES MECÂNICAS DO OSSO.....	36
2.7.1 Propriedades mecânicas do osso cortical.....	38
2.7.2 Propriedades mecânicas do osso trabecular.....	38
2.8. RELAÇÕES CONSTITUTIVAS	39
FRATURAS DO TECIDO ÓSSEO.....	43
3.1. POR QUE OS OSSOS FALHAM?.....	44
3.2. COMO OS OSSOS FALHAM?	50
3.3. CLASSIFICAÇÃO DE FRATURAS DE OSSOS LONGOS.....	53
3.4. CONSOLIDAÇÃO E PRINCÍPIOS DE TRATAMENTO DE FRATURAS ÓSSEAS.....	58
3.4.1 Fases da consolidação de fraturas ósseas	59
3.4.2 Princípios de tratamento de fraturas ósseas	60
3.4.3 Haste Intramedular Bloqueada	61
APLICAÇÃO DOS BIOMATERIAIS NA ORTOPEDIA	65
4.1. PRIMEIRA GERAÇÃO: MATERIAIS BIOINERTES	66
4.1.1 Metais	67
4.1.2 Cerâmicas	68
4.1.3 Polímeros.....	69
4.1.4 Compósitos Poliméricos.....	72
SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL NA BIOMECÂNICA.....	74
5.1 SIMULAÇÕES DE IMPLANTES EM OSSOS LONGOS	78
5.2 SIMULAÇÕES DOS PARAFUSOS DE BLOQUEIO.....	81
DESENVOLVIMENTO METODOLÓGICO.....	83
6.1. COLETA DE DADOS CINEMÁTICOS E CINÉTICOS.....	85
6.1.1 Animais.....	85
6.1.2 Instalação do sistema de aquisição de dados.....	85

6.1.3	Medidas	87
6.1.4	Digitalização dos dados	90
6.2.	PROPRIEDADES INERCIAIS SEGMENTARES	91
6.2.1.	Análise estatística	92
6.3.	CÁLCULO DO CARREGAMENTO NA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL	94
6.3.1 –	Determinação do ponto de contato do bezerro com a plataforma de força.	95
6.4.	TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS	100
6.4.1.	MODELO TRIDIMENSIONAL DOS SEGMENTOS DO MEMBRO PÉLVICO	102
6.5.	SIMULAÇÕES	107
6.5.1	Definições preliminares para as simulações	108
6.5.2	Análise das situações de contato e de convergência das malhas.	116
6.6	ANÁLISES DE TENSÕES EM MODELOS DE OSSO IMPLANTADO	119
RESULTADOS		120
7.1.	COLETA DE DADOS CINEMÁTICOS E CINÉTICOS	120
7.2.	DETERMINAÇÃO DAS PROPRIEDADES INERCIAIS SEGMENTARES	124
7.3.	DETERMINAÇÃO DO CARREGAMENTO ATUANTE NO FÊMUR	129
7.3.1 –	Determinação do ponto de contato do bezerro com a plataforma de força.	134
7.4	CONSTRUÇÃO DO MODELO TOMOGRÁFICO DO FÊMUR PARA SIMULAÇÕES	136
7.5	SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS COM O ABAQUS	137
7.5.1	Análise de malhas para as simulações	137
7.5.2	Análise das condições de contorno a serem aplicadas no estudo.	138
7.5.3	Distribuição de tensões na primeira configuração de bloqueio.	139
7.5.4	Distribuição de tensões na segunda configuração de bloqueio.	149
7.5.5	Distribuição de tensões na terceira configuração de bloqueio.	159
7.5.6	Distribuição de tensões na quarta configuração de bloqueio.	168
DISCUSSÃO		179
8.1.	COLETA DE DADOS CINEMÁTICOS E CINÉTICOS	179
8.2.	DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS INERCIAIS E DO CARREGAMENTO ARTICULAR	183
8.3.	CONSTRUÇÃO DO MODELO DO FÊMUR.	189
8.4.	SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS COM O ABAQUS	191
CONCLUSÕES		206
REFERÊNCIAS		2088

RESUMO

O tratamento de fraturas ósseas são procedimentos corriqueiros na clínica ortopédica humana e veterinária. As fraturas em ossos longos (p. ex. fêmur, úmero, tíbia) ocorrem com frequência tanto em humanos como em animais domésticos e demandam técnicas específicas de estabilização. Hastes intramedulares, confeccionadas com materiais biocompatíveis, têm sido reconhecidas como adequadas no tratamento de fraturas de ossos longos. O desenvolvimento de artefatos, que apresentem as necessárias características de biocompatibilidade e resistência mecânica às demandas de estabilização óssea, exige o entendimento do comportamento biomecânico do sistema músculo-esquelético.

Este trabalho investigou o efeito de diferentes estratégias de fixação, de uma haste intramedular, sobre o comportamento mecânico de um implante polimérico aplicado na redução de uma fratura femoral em bezerros. Avaliou-se ainda o desempenho de quatro materiais poliméricos utilizados para a fabricação das hastes intramedulares.

Foram utilizados neste estudo cinco animais machos Holstein com peso médio (\pm DP) de $62,8 \pm 20,4$ kgf e idade 74 ± 15 dias. Com base no modelo sólido do fêmur, foram construídos dezesseis modelos para simular uma fratura simples oblíqua. Os modelos foram divididos em quatro grupos, sendo cada grupo de quatro modelos associado a uma estratégia de fixação diferente. Os modelos foram testados sob a mesma condição de carregamento que simulavam um bezerro na condição de transição (posição de decúbito para a posição estática). As tensões máximas do osso e do implante foram comparadas com as tensões de escoamento e ruptura dos materiais utilizados para a construção das hastes (poliacetal, polipropileno, poliamida VI e material compósito com matriz de poliéster reforçado com fibra de vidro).

As maiores tensões no implante foram encontradas nos parafusos e na interface entre o parafuso e a haste. O desempenho dos implantes foi influenciado pelo material e pela estratégia de fixação.

As análises do modelo de elementos finitos demonstraram que todos os materiais poliméricos analisados forneceram resistência suficiente para tolerar as cargas impostas ao fêmur, quando uma estratégia de fixação adequada foi aplicada.

Palavras chaves: Biomecânica; Osso; Fratura; Polímeros; Elementos Finitos.

ABSTRACT

The treatment and the reduction of bone fractures are usual procedures in human and veterinary orthopedic clinics. Fractures of long bones (e.g., femur, humerus, tibia) occur frequently both in humans and domestic large animals, requiring specific techniques of stabilization. Intramedullary nails, made from biocompatible materials, have been recognized as suitable for the treatment of long bone fractures. The development of prosthesis, presenting the necessary biocompatibility and mechanical strength to support bone stabilization demands, requires the understanding of the biomechanical behavior of the musculoskeletal system.

To investigate the effect of different fixation strategies of the intramedullary interlocking nail (IIN) on the mechanical behavior of a polymeric implant applied for femoral fracture fixation in calves. It was also evaluated the performance of four polymeric materials used for the manufacture of intramedullary nails.

Five Holstein male animals with a mean weight (\pm SD) of 62.8 ± 20.4 kgf and aged 74 ± 15 days were used in this study. Based on the solid model of the femur, sixteen models were built to simulate an oblique simple fracture. The models were divided into four groups, with each group of four models being associated with a different fixation strategy. Models were tested under the same loading condition that simulated a calf in the transition (decubitus position to static position) condition. Maximum bone and implant stresses were compared to yield and rupture stresses of specific materials (polyacetal, polypropylene, polyamide VI and a glass fiber-reinforced polymer).

The largest stresses in the implant were found in the screws and at the interface between the screw and the nail. The performance of implants was influenced by the material and fixation strategy.

The finite element method (FEM) model analyses demonstrated that all polymeric materials analyzed provided sufficient resistance to tolerate the loading forces imposed on the femur when an adequate fixation strategy was applied.

Key words: Biomechanics; Bone; Fracture; Polymer; Finite Elements.

LISTA DE FIGURAS

Fig. 2.1: Esquema do sistema esquelético bovino.....	23
Fig. 2.2: Estrutura de osso longo: corte longitudinal de fêmur equino.....	24
Fig. 2.3: Corte de um osso mostrando osso cortical e osso trabecular.....	25
Fig. 2.4: Mesoestrutura do osso cortical.....	26
Fig. 2.5: Estrutura hierárquica no osso cortical em diferentes escalas de tamanho.....	27
Fonte: Almeida (2009).....	27
Fig. 2.6: Trabéculas no osso humano.....	27
Fig. 2.7: Arranjo atômico da hidroxiapatita.....	28
Fig. 2.8: Células do tecido ósseo em atividade.....	29
Fig. 2.9: Modelo da evolução do processo de mineralização.....	30
Fig. 2.10: Unidade Multicelular Básica (BMU).....	34
Fig. 2.11: Fases do processo de remodelação óssea.....	35
Fig. 2.12: Comportamento viscoelástico do osso.....	37
Fig. 2.13: Diagrama mostrando as orientações utilizadas no estudo da anisotropia de osso cortical.....	37
Fig. 2.14: Forma matricial da equação constitutiva para material anisotrópico.....	39
Fig. 2.15: Formas matriciais para simetrias do material. (a) material ortotrópico; (b) material transversalmente isotrópico; (c) material isotrópico. Os coeficientes a determinar são dados em função do módulo de Young (E); do coeficiente de Poisson (ν) e do módulo de cisalhamento (G).....	40
Fig. 2.16: Cálculo tensor textura. Esquerda: exemplo para determinação da distância média entre duas interfaces osso-medula. Direita: distância média como função do ângulo.....	42
Fig. 3.1: Ilustração dos diferentes tipos de carregamento que são impostos aos ossos.....	45
Fig. 3.2: Curva carga-deslocamento para tecido ósseo. A inclinação da região linear da curva representa a dureza extrínseca ou rigidez da estrutura (S); a altura da curva denota a força máxima antes da ruptura (F_u); a área sob a curva é o trabalho necessário para provocar a fratura do osso (U); e o deslocamento total até a fratura é o deslocamento máximo (du).....	46
Fig. 3.3: Fêmur bovino com osteopetrose.....	47
Fig. 3.4: Curva força-deslocamento para diferentes condições ósseas.....	47
Fig. 3.5: Fratura em galho verde.....	48
Fig. 3.6: Curva tensão-deformação para o osso (tracionado).....	48
Fig. 3.7: Fases da curva tensão-deformação para o osso (tracionado).....	49
Fig. 3.8: Ilustração de alguns dos diferentes tipos de carregamento que são impostos aos ossos.....	50
Fig. 3.9: Fratura simples (à esquerda) e fratura cominutiva (à direita).....	51
Fig. 3.10: Curvas tensão-deformação do estudo de McElhaney para osso femoral humano, em diversas velocidades de deformação.....	52
Fig. 3.11: Codificação alfanumérica do sistema Müller AO (ossos longos).....	54
Fig. 3.12: Localização anatômica de uma fratura de ossos longos, segundo AO.....	55

Fig. 3.13: Tipo de uma fratura de ossos longos, segundo AO.	56
Fig. 3.14: Grupos de uma fratura de diáfise em ossos longos, segundo AO.	57
Fig. 3.15: Fases da cicatrização secundária de uma fratura instável	59
Fig. 3.16: Haste intramedular bloqueada da IAP	61
Fig. 3.17: As radiografias mostram a evolução do tratamento de fratura	63
Fig. 4.1: Padrão de falhas das hastes intramedulares de PMMA. (a) falha no local da fratura, (b) defeito do material (bolha de ar) (c) excentricidade na colocação do parafuso	71
Fig. 5.1: Estudos publicados utilizando análise de elementos finitos (de 1980 a 2009)	75
Fig. 5.2: Simulação de modelo de elementos finitos (2062 elementos), do osso pélvico. Vista lateral e frontal	76
Fig. 5.3: Modelo de elementos finitos (6425 elementos) utilizado para simulação da resposta a compressão para diferentes tipos de fratura	76
Fig. 5.4: Modelo de elementos finitos do osso pélvico (190.000 elementos tetraédricos e 31.000 elementos casca). À direita detalhe do acetábulo	77
Fig. 5.5: Modelo sólido (A e B) e de elementos finitos (A1, A2, B1) da diáfise do fêmur bovino	79
Fig. 5.6: Modelo de elementos finitos (68.202 elementos) da diáfise femoral de bezerro, apresentando fratura oblíqua simples (40°, A2 – AO/ASIF), bloqueio por quatro parafusos de aço.	80
Fig.6.1: Algumas imagens do processo de instalação da plataforma de força na Fazenda Modelo da UFMG em Pedro Leopoldo	86
Fig. 6.2: Posicionamento da câmera e sentido de deslocamento (A-B)	87
Fig. 6.3: Bezerro na condição de caminhada fazendo contato com o membro pélvico direito sobre a plataforma de força recoberta com material antiderrapante	88
Fig.6.4: Bezerro em condição de transição	89
Fig. 6.5: A) Pontos anatômicos escolhidos para mensuração, semelhante aos pontos definidos nos trabalhos propostos por Herlin e Drevemo (1997) e Phillips e Morris (2001) em estudos em bovinos. (A) ponto de contato com o solo; (B) ponto de representação da articulação metatarso falangeana; (C) ponto de representação articulação intertársica proximal; (D) ponto de representação da articulação femorotibial e (E) ponto de representação da articulação coxofemoral. B) Segmentos a serem medidos no membro pélvico direito dos bezerros.	90
Fig. 6.6: Modelo de tronco de elipse para o segmento da perna, proposto por Durkin e Dowling (2006) ..	91
Fig. 6.7: Fluxograma de software e procedimentos associados à determinação do modelo computacional do SolidWorks 2012	92
Fig. 6.8: Pontos anatômicos escolhidos e segmentos da pata.	94
Fig. 6.9: Diagrama de corpo livre de um segmento típico	95
Fig. 6.10: Apoio da pata do bezerro sobre a plataforma	95
Fig. 6.11 : Esquema da plataforma AMTI – OR6 – 7	96
Fig. 6.12: Componentes do momento da força F em relação ao ponto O.	97
Fig. 6.13: Diagrama de corpo livre do modelo com quatro segmentos	99

Fig. 6.14: Ilustração de uma imagem tomográfica com voxels e pixels.....	100
Fig. 6.15: Imagens de tomografia do membro pélvico de um bezerro e escala Hounsfield. Regiões mais claras correspondem ao tecido ósseo e as partes na cor cinza aos tecidos moles.	101
Fig. 6.16: Fluxograma de software e procedimentos associados à determinação do modelo tridimensional.	102
Fig. 6.17: Imagens tomográficas do conjunto completo de ossos utilizado para gerar o modelo do fêmur. 1) vista frontal; 2) vista axial; 3) vista sagital; 4) vista tridimensional. A (anterior); P (posterior); D (direita); E (esquerda); T (topo); I (inferior).	103
Fig. 6.18: Imagens tomográficas do modelo do fêmur após segmentação inicial. 1) vista frontal; 2) vista axial; 3) vista sagital; 4) vista tridimensional. A (anterior); P (posterior); D (direita); E (esquerda); T (topo); I (inferior).	104
Fig. 6.19: Imagens tomográficas do modelo do fêmur após exportação para o Meshlab. A) fêmur bruto exterior; 2) fêmur bruto interior; 3) fêmur suave exterior; 4) fêmur suave interior; 5) medula.	105
Fig. 6.20: Modelo sólido do fêmur e da medula óssea exportada do SolidWorks para o Abaqus.	106
Fig. 6.21: Planos e posição anatômicas de bovinos.	107
Fig. 6.22: Vistas do fêmur totalmente restrito.....	108
Fig. 6.23: Restrições aplicadas ao fêmur adaptado de Bayoglu e Okyar (2015).	109
Fig. 6.24: Modelos geométricos (a) configuração proposta em Rodrigues (2008), (b e c) configurações utilizadas em bloqueio de haste femoral em fraturas de humanos (d) cinco parafusos na diáfise.	110
Fig. 6.25: Vistas dos elementos da primeira configuração proposta em Rodrigues (2008).	111
Fig. 6.26: Vistas dos elementos da segunda configuração, parafusos na direção lateral medial.	112
Fig. 6.27: Vistas dos elementos da terceira configuração, dois parafusos na direção lateral medial e dois na direção crânio caudal.	113
Fig. 6.28: Vistas dos elementos da quarta configuração, parafusos na direção lateral medial.....	114
Fig. 6.29: Cargas aplicadas fêmur bovino (força e momento).	115
Fig. 7.1: eixo anteroposterior (vermelho); eixo médio lateral (branco); eixo vertical (verde).	120
Fig. 7.2: Componentes da FRS: A) vertical; B) anteroposterior C) médio lateral. Cinco instantes da FRS: primeiro contato (PC - quando a componente vertical da FRS atinge 30 % de seu máximo); máxima desaceleração (MaxD - quando a componente anteroposterior atinge seu mínimo); apoio médio (ApMed - quando a componente anteroposterior da FRS é nula, transição entre desaceleração e propulsão); máxima propulsão (MaxP - quando a componente longitudinal atinge seu máximo); último contato (UC - quando a componente vertical da FRS tem seu valor reduzido a 30% de seu valor máximo).	121
Fig. 7.3: Componentes da FRS no membro pélvico de bezerro durante a transição.....	122
Fig. 7.4: Imagens dos modelos geométricos construídos para um bezerro, no SolidWorks. A) Segmento AB; B) Segmento BC; C) Segmento CD; D) Segmento DE.....	127
Fig. 7.5: Imagens das forças atuantes nas articulações consideradas no membro dos bovinos. A) Forças verticais; B) Forças horizontais (anteroposteriores).	129

Fig. 7.6: Imagens dos momentos resultantes atuantes nas articulações consideradas no membro dos bovinos. SEGMENTO AB (articulação metatársica falangeana); SEGMENTO BC (articulação intertársica proximal); SEGMENTO CD (articulação femorotibial); SEGMENTO DE (articulação coxofemoral).....	130
Fig. 7.7: Imagens das forças atuantes nas articulações consideradas no membro dos bovinos durante a transição. A) Forças verticais; B) Forças horizontais (anteroposteriores).	132
Fig. 7.8: Imagens dos momentos resultantes atuantes nas articulações consideradas no membro dos bovinos. SEGMENTO AB (articulação metatársica falangeana); SEGMENTO BC (articulação intertársica proximal); SEGMENTO CD (articulação femorotibial); SEGMENTO DE (articulação coxofemoral).....	133
Fig. 7.9: Análise de convergência para seleção de malha para as simulações.	137
Fig. 7.10: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.	139
Fig. 7.11: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista ..	140
cranial. Primeira condição de bloqueio.	140
Fig. 7.12: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Primeira condição de bloqueio.	140
Fig. 7.13: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.	142
Fig.7.14: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista...	142
cranial. Primeira condição de bloqueio.	142
Fig. 7.15: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Primeira condição de bloqueio.	143
Fig. 7.16: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.....	144
Fig. 7.17: Distribuição de tensões na superfície da haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.	144
Fig. 7.18: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Primeira condição de bloqueio.	145
Fig. 7.19: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.	146
Fig. 7.20: Distribuição de tensões na superfície da haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.	146
Fig. 7.21: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Primeira condição de bloqueio.	147
Fig. 7.22: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.	149
Fig. 7.23: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista	

cranial. Segunda condição de bloqueio.....	150
Fig. 7.24: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Segunda condição de bloqueio.	150
Fig. 7.25: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.	152
Fig. 7.26: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista..	152
cranial. Segunda condição de bloqueio.....	152
Fig. 7.27: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Segunda condição de bloqueio.	153
Fig. 7.28: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.	154
.....	154
Fig. 7.29: Distribuição de tensões na superfície da haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista	154
cranial. Segunda condição de bloqueio.....	154
Fig. 7.30: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Segunda condição de bloqueio.	155
Fig. 7.31: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.	156
Fig. 7.32: Distribuição de tensões na superfície da haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista..	156
cranial. Segunda condição de bloqueio.....	156
Fig. 7.33: Distribuição de tensões nas interfaces entre haste de compósito e os parafusos. Segunda condição de bloqueio.	157
Fig. 7.34: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.	159
Fig. 7.35: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista ..	160
cranial. Terceira condição de bloqueio.....	160
Fig. 7.36: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Terceira condição de bloqueio.	160
Fig. 7.37: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.	162
Fig. 7.38: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.....	162
Fig. 7.39: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Terceira condição de bloqueio.	163
Fig. 7.40: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.....	164

Fig. 7.41: Distribuição de tensões na superfície da haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.	164
Fig. 7.42: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Terceira condição de bloqueio.	165
Fig. 7.43: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.	166
Fig. 7.44: Distribuição de tensões na superfície da haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.	166
Fig. 7.45: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Terceira condição de bloqueio.	167
Fig. 7.46: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.	168
Fig. 7.47: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.	169
Fig. 7.48: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Quarta condição de bloqueio.	169
Fig. 7.49: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.	171
Fig. 7.50: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.	171
Fig. 7.51: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Quarta condição de bloqueio.	172
Fig. 7.52: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.	173
Fig. 7.53: Distribuição de tensões na superfície da haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.	173
Fig. 7.54: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Quarta condição de bloqueio.	174
Fig. 7.55: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.	175
Fig. 7.56: Distribuição de tensões na superfície da haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.	175
Fig. 7.57: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Quarta condição de bloqueio.	176
Fig. 8.1: Componente vertical e anteroposterior da FRS durante deslocamento ao passo em humanos...	180
Fig. 8.2: Componente vertical e anteroposterior da FRS durante a corrida em humanos.	181
Fig. 8.3: Relação percentual entre as componentes da FRS do solo na transição e durante deslocamento ao passo.	182

Fig. 8.4: Gráficos de distribuição percentual média da massa ao longo do comprimento proximal-distal dos segmentos do membro pélvico de bezerros jovens, obtido de imagens de tomografia computadorizada.	184
Fig. 8.5: Relação percentual entre o módulo das forças articulares e a FRS durante o deslocamento ao passo.	187
Fig. 8.6: Relação percentual entre o módulo das forças articulares e a FRS durante a transição.	188
Fig. 8.7: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas nos elementos do conjunto e a tensão de escoamento do osso cortical com cada restrição.	191
Fig. 8.8: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas no osso com cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do osso cortical (A) e a sua tensão de ruptura (B).	193
Fig. 8.9: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas na haste com cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do material (A) e a sua tensão de ruptura (B).	195
8.10: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas nos parafusos em cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do aço (A) e a sua tensão de ruptura (B).	197
8.11: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas nos parafusos em cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do aço (A) e a sua tensão de ruptura (B).	198
8.12: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas nos parafusos em cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do aço (A) e a sua tensão de ruptura (B).	199
8.13: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas nos parafusos em cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do aço (A) e a sua tensão de ruptura (B).	200
8.14: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas no osso, para cada material polimérico e para o aço inoxidável.	201

LISTA DE TABELAS

Tab. 2.1 - Diferenças entre o tecido cortical e o trabecular.	26
Tab. 3.1: Osso longo afetado.....	54
Tab. 3.2: Segmento afetado.....	54
Tab. 4.1 Valores de módulo de elasticidade e tensão de ruptura do osso e de alguns materiais relevantes.	67
Tab. 4.2: Propriedades mecânicas dos biomateriais poliméricos típicos.	70
Tab. 6.1 – Propriedades mecânicas das regiões do fêmur bovino (Pakula <i>et al.</i> 2011).	115
Tab. 6.2 – Número de elementos e de nós nas malhas utilizadas.	117
Tab. 6.3 Valores adotados E , ν e σ_e (Black e Hastings, 1998; Cowin e Doty, 2007).....	118
Tab. 6.4 Valores adotados para E_1 ; E_2 , G_{12} , ν_{12} ; ν_{23} e σ_e	119
Tab. 7.1 – Valores máximos das componentes da FRS (deslocamento ao passo)	122
Tab. 7.2 – Valores máximos das componentes da FRS (transição)	123
Tab. 7.3 - Equações para estimar as massas dos segmentos do membro pélvico direito.....	124
Tab. 7.4 – Massas segmentares estimadas pelas equações de regressão a partir da massa total.....	124
Tab. 7.5 - Equações de regressão para estimar os raios elípticos.....	125
Tab. 7.6 - Medidas dos segmentos dos bezerros.....	125
Tab. 7.7 – Valores de raios para os sólidos elípticos.....	126
Tab. 7.8 - Localização dos pontos para medição dos raios elípticos (% C).	126
Tab. 7.9 – Valores das PIS de um bezerro tomado como exemplo.....	128
Tab. 7.10 - Equações de regressão para estimar a posição do CM e MI_{zz}	128
Tab. 7.11 –Forças articulares no instante de máximo vertical, bezerro ao passo.....	131
Tab. 7.12 – Momentos articulares no instante de máximo vertical, bezerro ao passo.....	131
Tab. 7.13 – Forças articulares no instante de máximo vertical, bezerro durante transição.	134
Tab. 7.14 – Momentos articulares no instante de máximo vertical, bezerro durante transição.....	134
Tab. 7.15 – Coordenadas do ponto de contato com a plataforma.	134
Tab. 7.16 – Coordenadas do trocânter do animal utilizado nas simulações.....	135
Tab. 7.17 – Representação cartesiana de r	135
Tab. 7.18 – Representação cartesiana de F	135
Tab. 7.19 – Representação cartesiana dos momentos para a articulação coxofemoral.....	135
Tab. 7.20 – Dimensões do fêmur neste estudo.	136
Tab. 7.21– Dimensões da medula óssea neste estudo.....	136
Tab.7.22 Valores máximos de tensão de von Mises nas simulações com a primeira situação de bloqueio.	138
Tab.7.25 Valores máximos de tensão, haste poliacetal, primeira situação de bloqueio.	141
Tab.7.26 Valores máximos de tensão, haste poliamida, primeira situação de bloqueio.....	143
Tab.7.27 Valores máximos de tensão, haste polipropileno, primeira situação de bloqueio.....	145

Tab.7.28 Valores máximos de tensão, haste de compósito, primeira situação de bloqueio.	147
Tab. 7.29 Valores máximos de tensão nas simulações com a primeira situação de bloqueio.	148
Tab.7.30 Valores máximos de tensão, haste poliacetal, segunda situação de bloqueio.	151
Tab.7.31 Valores máximos de tensão, haste poliamida, segunda situação de bloqueio.....	153
Tab.7.32 Valores máximos de tensão, haste polipropileno, segunda situação de bloqueio.....	155
Tab.7.33 Valores máximos de tensão, haste compósito, segunda situação de bloqueio.	157
Tab. 7.34 Valores máximos de tensão nas simulações com a segunda situação de bloqueio.	158
Tab.7.35 Valores máximos de tensão, haste poliacetal, terceira situação de bloqueio.	161
Tab.7.36 Valores máximos de tensão, haste poliamida, terceira situação de bloqueio.	163
Tab.7.37 Valores máximos de tensão, haste polipropileno, terceira situação de bloqueio.....	165
Tab.7.38 Valores máximos de tensão, haste compósito, terceira situação de bloqueio.	167
Tab. 7.39 Valores máximos de tensão nas simulações com a terceira situação de bloqueio.	167
Tab.7.40 Valores máximos de tensão, haste de poliacetal, quarta situação de bloqueio.....	170
Tab.7.41 Valores máximos de tensão, haste de poliamida, quarta situação de bloqueio.	172
Tab.7.42 Valores máximos de tensão, haste de polipropileno, quarta situação de bloqueio.	174
Tab.7.43 Valores máximos de tensão, haste de compósito, quarta situação de bloqueio.....	176
Tab.7.44 Valores máximos de tensão nas simulações com a quarta situação de bloqueio.....	176
Tab.7.45. Valores máximos de tensão nas simulações por material da haste e bloqueio.	177
Tab.7.46. Valores máximos de tensão nas simulações com haste de aço inoxidável.....	178
Tab.8.2. Valores do trabalho de Thorup (2007) suíno 69 kg.....	185
Tab.8.3. Valores calculados para um bezerro 41 kg.	185

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	bidimensional.
3D	tridimensional.
AO/ASIF	<i>(Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Associação para o Estudo da Fixação Interna.</i>
BMU	Basic Multicelular Unit.
CAD	Computer-aided design.
CenPRA	Centro de Pesquisas Renato Archer.
CETEC	Fundação Centro Tecnológico de Minas Gerais.
CTI	Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer.
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine.
DVT/UFV	Departamento de Veterinária / Universidade Federal de Viçosa.
HA	Hidroxiapatita.
HIB	Hastes Intramedulares.
IAP	<i>Innovative Animal Products.</i>
MEF	Método de Elementos Finitos.
OIM	Osteossíntese minimamente invasiva.
OS	Polisulfona.
PA	Poliacetal.
PE	Poliétileno.
PEEK	Polietereterketone.
PET	Tereftalato de polietileno.
PMMA	Polimetilmetacrilato.
PTFE	Politetrafluoretileno.
PU	Poliuretano.
SR	Borracha de silicone.

LISTA DE UNIDADES

%	por cento.
g/cm^3	grama por centímetro cúbico.
GPa	giga Pascal.
kgf	quilograma força.
mm	milímetro.
s^{-1}	frequência.
$\mu\text{m}/\text{dia}$	micrometros por dia.

LISTA DE SÍMBOLOS

α	mineralização.
σ_{ij}	tensor de tensões.
ρ	densidade aparente.
$\hat{\rho}$	densidade de um tecido sem porosidade.
ρ_t	densidade tecidual.
ε_{ij}	tensor de deformações.
φ	mapa de deformações.
$(:)$	produto tensorial.
$\bar{\sigma}$	tensão no contínuo.
$\bar{\sigma}_t$	tensão no tecido.
\dot{r}	taxa de remodelação.
$\dot{\rho}$	taxa de variação da densidade.
Δt	incremento de tempo.
α_0	mineralização primeira fase.
A	área da seção transversal.
\mathbf{b}	tensor de Cauchy-Green.
C_{ijkl}	tensor de elasticidade.
\mathbf{D}	tensor dano.
$\det. (\hat{\mathbf{H}})$	determinante do tensor de textura.
$\det. (\mathbf{F})$	determinante do tensor \mathbf{F} .
$\text{Div} \{.\}$	operador divergente.
Du	deslocamento máximo.
E	módulo de Young.
$f^a e g^a$	funções respostas do tecido ósseo ao estímulo mecânico.
\mathbf{F}	gradiente de deformação.
Fu	máxima força antes da ruptura.
G	módulo de cisalhamento.
\mathbf{H}	tensor de textura.
\mathbf{I}	tensor identidade.
J	jacobiano.
\mathbf{M}	tensor de distâncias entre interfaces osso-medula.
α_{\max}	mineralização segunda fase.
m_O	massa do tecido ósseo.
m_T	massa total de osso.
m_V	massa da medula e partes vazias.
ν	coeficiente de Poisson .
P	carga total axial.
p	porosidade.
\mathbf{R}	fluxos de massa.
R_0	quantidade de matéria criada localmente.
S	dureza extrínseca ou rigidez da estrutura
S_{ijkl}	tensor rigidez.

S_V	área superficial específica.
U	densidade de energia de deformação.
$V\{\cdot\}$	operador gradiente.
V_O	volume do tecido ósseo.
V_T	volume total de osso.
V_V	volume medula e partes vazias.
ψ_t	estímulo de tensão diário.

1

INTRODUÇÃO

1.1. Apresentação do problema

Fraturas ósseas, além das óbvias consequências à saúde dos indivíduos, apresentam significativo impacto social e econômico. O planejamento de ações preventivas e terapias corretivas exigem o conhecimento preciso de seus mecanismos (ABDEL-WAHAB *et al.*, 2012). Diversos pesquisadores têm se dedicado ao estudo das propriedades mecânicas do osso (ADHARAPURAPU *et al.*, 2006; LEE e PARK, 2011) e ao desenvolvimento e aprimoramento de diferentes tipos de implantes e técnicas aplicáveis à fixação de fraturas ósseas em humanos (KARUPPIAH *et al.* 2010).

A consolidação da fratura de ossos longos é um processo complexo, que gradualmente restaura as propriedades ósseas funcionais e mecânicas, tais como a capacidade de suporte de carga e a rigidez (PROTOPAPPAS *et al.*, 2005). O tratamento de fraturas ósseas também é procedimento corriqueiro na clínica ortopédica veterinária, sendo frequentes, em animais domésticos, as fraturas em ossos longos (p. ex. fêmur, úmero, tíbia), ocasionadas principalmente por quedas de lugares altos, feridas por projeteis balísticos e atropelamentos (ROMANO *et al.* 2008).

Segundo Nichols *et al.* (2010), uma grande variedade de fraturas de ossos longos tem sido relatada em bovinos. As fraturas femorais, relativamente frequentes, são muitas vezes consideradas como inadequadas para o tratamento e de mau prognóstico.

Quando se trata de animais de produção, o valor econômico é o principal ponto a ser analisado, e, na maioria das vezes, opta-se pela eutanásia devido aos elevados custos implicados na redução e fixação das fraturas e nos necessários cuidados pós-operatórios (MARTINS *et al.*, 2001).

Devido ao grande avanço de técnicas de reprodução aliadas à seleção genética de bovinos, principalmente os zebuínos, pode-se observar, no cenário nacional, animais de alto valor econômico, o que muda esse paradigma e motiva o cirurgião de animais de grande porte a atuar de maneira efetiva quando se depara com as fraturas de ossos longos (SPADETO JUNIOR *et al.*, 2010).

O objetivo fundamental do cirurgião é proporcionar um ambiente biológico e mecânico, no local da fratura, propício para a cura, permitindo rápida sustentação do peso sobre o membro lesionado (WATKINS, 2006). O tratamento conservador (repouso sustentado) está constantemente associado a complicações durante a convalescença, principalmente devido a grande massa dos animais, o que dificulta sua permanência em estação, por longos períodos. Algumas complicações pós-operatorias comuns no tratamento conservador incluem cura retardada, refratura, infecções, recumbência prolongada com as conseqüentes feridas de pressão e problemas de membros contralaterais (McCLURE *et al.*, 1998).

Técnicas de estabilização de fraturas por meio de haste intramedular têm sido reconhecidas como adequadas no tratamento de fraturas de ossos longos em seres humanos. Este método apresenta muitas vantagens em comparação com outras modalidades de fixação, possibilitando a estabilização dos fragmentos, permitindo a transmissão de carga através do local fraturado, enquanto mantém o alinhamento anatômico do osso (EVELEIGH, 1995).

O procedimento cirúrgico associado é menos invasivo e sua inserção intramedular evita danos a circulação periosteal que é crítica para a cicatrização rápida da fratura, sendo assim, pode-se supor que, da mesma forma como ocorreu na medicina humana, irá se tornar uma técnica de escolha para o tratamento de fraturas de ossos longos em animais (PIÓREK *et al.*, 2012).

A primeira aplicação em medicina veterinária da haste bloqueada ocorreu no final dos anos 80 e seu uso vem crescendo em popularidade, como reportam estudos recentes (LU *et al.*, 2009; DE MARVAL *et al.*, 2011).

Tradicionalmente, essas hastes têm sido confeccionadas em aço inoxidável ou titânio. No entanto diversas complicações relacionadas ao seu emprego têm sido reportadas, tais como: não união ou união retardada, quebra da haste ou dos parafusos, erros de bloqueio dos parafusos, infecções, neuropraxias, formações de pseudoartroses e contraturas musculares (GIORDANO *et al.*, 2006). Além desses, Böstman (1991) reportou a ocorrência de diminuição da densidade óssea, osteopenia, na extremidade distal da haste intramedular, causada pela presença no organismo de material metálico por longos períodos, consequência

do efeito denominado blindagem de tensões (*stress shielding*). Este fenômeno consiste na reabsorção óssea na porção proximal do fêmur, devido à diminuição da sollicitação mecânica desta região, decorrente da fixação distal do componente femoral. Em outro estudo, Rodrigues *et al.* (2009) reportaram a presença de mobilidade entre o implante e o sistema de fixação (“*windshield-wiper effect*”).

Após um implante, haste e osso formam um novo sistema mecânico cujo comportamento difere tanto da haste isolada quanto do osso íntegro. O sistema de fixação da haste e o comportamento da interface haste-osso influenciam todo o processo de cicatrização da fratura e a qualidade de vida, pós-cirúrgica, dos indivíduos (EVELEIGH, 1995).

O entendimento dos fenômenos que ocorrem durante e após a reparação de uma fratura depende do conhecimento da anatomia óssea e do comportamento mecanobiológico do sistema haste-osso. Conhecer o padrão das forças, externas e internas, atuantes sobre o sistema musculoesquelético rígido e após implante de haste intramedular bloqueada é de fundamental importância para o desenvolvimento de dispositivos biocompatíveis, capazes de promover adequada fixação dos fragmentos ósseos e de resistir às demandas de carregamento durante todo o processo de cicatrização (SMITH, 1985).

Atualmente, diversos polímeros biocompatíveis e/ou reabsorvíveis têm sido progressivamente testados e incorporados em procedimentos cirúrgicos, com destaque para os implantes ortopédicos e os de reconstrução de tecidos. A utilização desses materiais elimina a necessidade de remoção cirúrgica da haste, além de facilitar a análise de imagens das fraturas. Segundo Böstman e Pihlajamäki (2000), a sua utilização evita os possíveis riscos de retenção de implantes metálicos, tais como a corrosão e a blindagem de tensões (*stress shielding*).

Em estudo prévio do grupo de biomecânica da UFMG ficou determinado que fraturas de úmero em bovinos jovens podem ser tratadas com sucesso usando o polipropileno em forma de haste intramedular bloqueada (DE MARVAL, 2006). Novos trabalhos, deste mesmo grupo, vêm sendo realizados visando desenvolver um sistema de fixação por haste intramedular que possa ser aplicada ao fêmur desses animais (LOPES *et al.* 2008; L. RODRIGUES, 2008; L. RODRIGUES *et al.*, 2009a; L. RODRIGUES *et al.*, 2009b; L. RODRIGUES *et al.* 2012).

Os avanços na tecnologia dos computadores tem viabilizado a utilização de simulações computacionais no estudo de problemas de biomecânica ortopédica. O método de elementos finitos é um dos métodos mais confiáveis na área de engenharia para análise de estruturas

mecânicas, tendo sido utilizado pela primeira vez em 1972 na avaliação de tensões em ossos humanos (HUISKES, *et al.*, 1983).

Em medicina veterinária, ainda são poucos os estudos que se utilizam deste método para análises de problemas clínicos e simulações, principalmente quando se trata de estudos envolvendo bovinos.

Como exemplo, podemos citar o estudo de Lopes *et al.* (2008), que, por meio de um modelo computacional baseado em tecnologia CAD, definiram as ações a serem aplicadas sobre o fêmur dos bovinos durante o ciclo da marcha, a fim de comparar o desempenho de implantes poliméricos e metálicos. Em outro trabalho, Rodrigues *et al.* (2012), baseando-se em um modelo tridimensional de elementos finitos da diáfise femoral de bovinos, simularam o comportamento de hastes intramedulares poliméricas, na presença de fratura oblíqua simples, por meio da aplicação de seis condições de carregamento que reproduziam as situações de estação e de marcha desses animais.

Uma das maiores vantagens das simulações computacionais consiste no fato de que, uma vez desenvolvidas e validadas, inúmeras simulações podem ser realizadas com um modelo, evitando o alto custo e o uso desnecessário de animais vivos, o que é comum em estudos convencionais (RODRIGUES *et al.*, 2012).

Os estudos citados confirmam a possibilidade de utilização de simulações computacionais, baseadas no método de elementos finitos, para a predição das condições de carregamento femoral no pós-operatório imediato de bovinos jovens, após serem submetidos à imobilização cirúrgica. Portanto, deve-se considerar a possibilidade de aplicação das simulações computacionais no processo de desenvolvimento de novos dispositivos ortopédicos específicos para utilização na clínica veterinária.

Durante a análise dos trabalhos de RODRIGUES *et al.* (2009b) e SPADETO Jr *et al.* (2010) algumas deficiências metodológicas foram identificadas, tais como: dificuldade de mensuração da força de reação do solo durante a marcha dos animais, fragilização das hastes no momento da perfuração para inserção dos parafusos de aço inoxidável, falta de informações sobre a distribuição dos esforços atuantes sobre o sistema musculoesquelético durante o processo de cicatrização da fratura, fato que impede o perfeito ajuste dos parâmetros de entrada utilizados pelos programas de simulação computacional; em DE MARVAL *et al.* (2011) destaca-se a pouca disponibilidade de informação sobre o comportamento dos materiais biocompatíveis quando aplicados em implantes intramedulares em animais de

grande porte, o que dificulta a identificação daquele que melhor se adapta às necessidades do ambiente durante o pós-operatório imediato.

Desta forma, apesar dos avanços obtidos pelos diversos trabalhos, desenvolvidos pelo grupo de biomecânica da UFMG, ainda existem demandas relacionadas ao comportamento do sistema musculoesquelético de bovinos acometido de fraturas de fêmur, que precisam ser investigadas.

A pesquisa atual se concentrou no desenvolvimento de sistemas de fixação de hastes poliméricas intramedulares de baixo custo projetados especificamente para tratar fraturas de ossos longos em bovinos. Foram utilizados três polímeros diferentes na construção das hastes poliméricas intramedulares: poliacetal, polipropileno e poliamida 6 e um material compósito com matriz polimérica reforçada com fibras de vidro longitudinais.

Compósitos poliméricos emergiram como biomateriais que poderiam potencialmente substituir as ligas metálicas para uso como implantes ortopédicos. Uma vantagem dos compósitos é que seus módulos elásticos podem ser controlados pela mudança de conteúdo e orientação da fibra. Um implante ideal seria feito a partir de um material com um módulo de elasticidade tão próximo ao osso cortical quanto possível, para que a carga global seja uniformemente distribuída entre o implante e o osso.

Com a hipótese de que uma haste polimérica baseada no design de hastes aplicadas em ortopedia humana, com ajustes para as características da anatomia bovina, pode ser capaz de estabilizar uma fratura femoral em bezerros, nosso objetivo foi usar simulações, baseadas no método dos elementos finitos, para avaliar o desempenho de hastes poliméricas e comparar os resultados obtidos com outros previamente publicados, que utilizaram procedimentos similares.

Os resultados permitiram a indicação do material polimérico que melhor atende as demandas biomecânicas de um implante intramedular, aplicável no tratamento de uma fratura da diáfise femoral de bovinos jovens.

1.2. Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Identificar um material polimérico adequado à construção de implantes na forma de hastes intramedulares bloqueadas, aplicáveis ao tratamento de fraturas de ossos longos em bovinos jovens.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Aprimorar a metodologia de aquisição de dados cinemáticos e cinéticos relativos ao deslocamento de bovinos jovens;
- Estimar as cargas atuantes na extremidade proximal de um fêmur bovino, considerando diferentes situações de carregamento estático e dinâmico;
- Analisar as tensões atuantes no conjunto osso-implante, em ossos fraturados;
- Obter o modelo completo do fêmur bovino;
- Investigar o desempenho de diferentes técnicas de bloqueio da haste intramedular.

1.3. Escopo e local de realização do trabalho

O presente estudo é parte integrante do projeto de desenvolvimento de um sistema de haste intramedular bloqueada confeccionada em material polimérico biocompatível, eficiente, de baixo custo e fácil aplicação, com potencial de utilização imediata na clínica ortopédica veterinária, em bovinos jovens e neonatos, podendo constituir-se no futuro em uma alternativa viável para o uso em ortopedia humana.

O trabalho foi desenvolvido na Universidade Federal de Minas Gerais, tendo como referencial os trabalhos anteriores desenvolvidos no âmbito do Grupo de Biomecânica da UFMG, utilizando-se de recursos existentes na Escola de Engenharia, Escola de Veterinária e Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

O estudo do comportamento do conjunto osso-implante, por meio de modelos baseados no método dos elementos finitos, foi realizado em parceria com pesquisadores da Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri.

1.4. Organização do trabalho

O texto está estruturado em dez capítulos assim organizados: apresentação do trabalho (cap. 1). Revisão de literatura (cap. 2, 3, 4, 5) Metodologia desenvolvida (cap. 6); Resultados (cap. 7). Discussão (cap. 8), Conclusões (cap. 9) e Referências Bibliográficas (cap. 10).

2

CARACTERÍSTICAS FUNDAMENTAIS DO TECIDO ÓSSEO

Os ossos são o principal componente do esqueleto e desempenham inúmeras e importantes funções no organismo dos vertebrados. O esqueleto fornece um sistema rígido de suporte para diversas estruturas do corpo, sendo também responsável pela proteção de órgãos vitais contra cargas externas danosas. A mobilidade do corpo é resultado da ação conjunta do sistema neuromuscular e do conjunto de ossos e articulações que formam o sistema esquelético (JACOBS, 1994). O tecido ósseo possui também função bioquímica ou metabólica, sendo responsável pela regulação das concentrações de importantes eletrólitos sanguíneos, dentre eles o cálcio, necessário para condução nervosa, contração muscular, coagulação, secreção celular e outras atividades metabólicas (COWIN, 1990).

Segundo Frost (1990), como tecido vivo, os ossos estão constantemente alterando seu tamanho, forma e arquitetura, em resposta a condições bioquímicas do organismo e/ou devido a solicitações mecânicas impostas pelo ambiente. O processo de adaptação pode se manifestar como alteração na forma externa (modelação) e/ou envolver sua microestrutura, promovendo alterações de densidade e organização estrutural (remodelação).

A adaptação estrutural devida às alterações no ambiente mecânico desempenha papel importante no contexto de próteses e implantes. Vários estudos têm analisado computacionalmente o comportamento dos tecidos, visando estimar reações de longo prazo, devidas à utilização desses artefatos (RÜBERG, 2003).

Neste capítulo serão apresentadas as características básicas do tecido ósseo, envolvendo sua organização estrutural (macro, meso, micro e nano), fisiologia e comportamento dinâmico adaptativo.

2.1. Organização estrutural

O osso é um tecido conectivo dinâmico e denso, altamente vascularizado, constituído por células, fibras e diversas formas de proteínas. Os componentes ósseos extracelulares se encontram calcificados, o que o torna um tecido altamente resistente (OWEN *et al.* 1980).

Nos animais, os ossos dos membros trabalham em cooperação com músculos, ligamentos, articulações e cascos para apoiar o peso do corpo e suportar os carregamentos dinâmicos. A capacidade dos membros de suportar os carregamentos está relacionada com o tamanho, o tipo de atividade, e os hábitos de um animal, fazendo com que a forma dos ossos, nos membros, seja extremamente variável (CHOI *et al.*, 2006).

Por isso, geralmente os ossos são classificados em relação a sua forma e localização: ossos longos, ossos curtos, ossos largos e ossos irregulares.

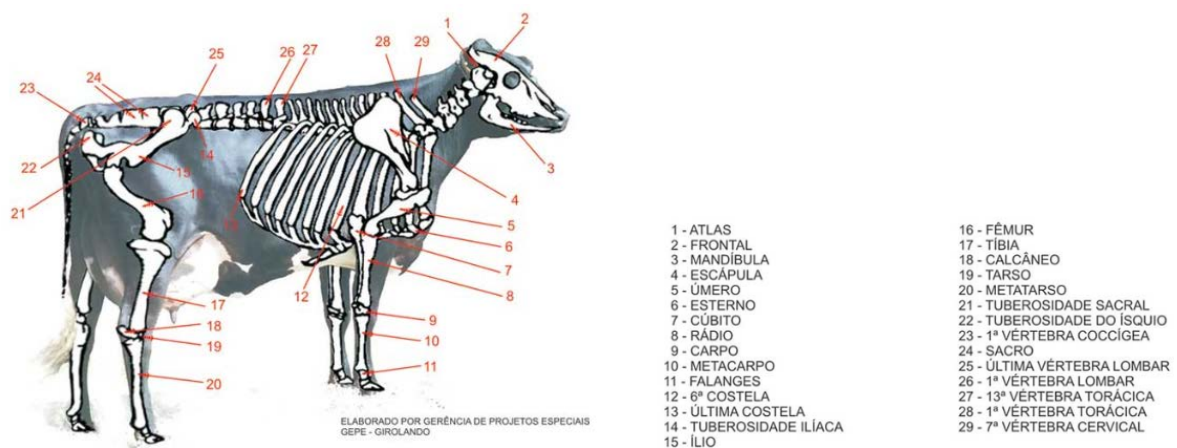


Fig. 2.1: Esquema do sistema esquelético bovino.

Fonte: <http://www.girolando.com.br>

Este trabalho foi desenvolvido considerando-se os ossos longos dos membros de bovinos, em particular o fêmur, Fig. 2.1. A escolha foi motivada pelo grande interesse da clínica ortopédica veterinária em desenvolver procedimentos que aperfeiçoem o tratamento e a redução de fraturas ósseas em animais domésticos de grande porte. Nesses animais são corriqueiras as fraturas de ossos longos (p. ex. fêmur, úmero, tibia).

2.2. Morfologia dos ossos longos

Os ossos longos possuem comprimento predominante, em relação à largura e espessura, desempenhando primordialmente função estrutural. Um osso longo apresenta duas extremidades denominadas epífises, e entre elas, encontra-se a diáfise conectada às epífises por regiões cônicas denominadas metáfises.

No interior da diáfise existe uma cavidade denominada canal medular, onde está alojada a medula óssea, conforme Fig. 2.2, que serve como fonte de células e contém vasos sanguíneos e nervos. A medula está presente em todo o tipo de osso conhecido, exceto nos ossículos do ouvido interno. Existem dois tipos de medula, a gordurosa (amarela) e a hematopoiética (vermelha), esta última indispensável na formação de células sanguíneas (RÜBERG, 2003).

A camada óssea mais interna, que se encontra em contato com a medula, é denominada endóstio e a mais externa que reveste o osso é denominada perióstio. A medula e o perióstio são responsáveis pela formação do osso novo.

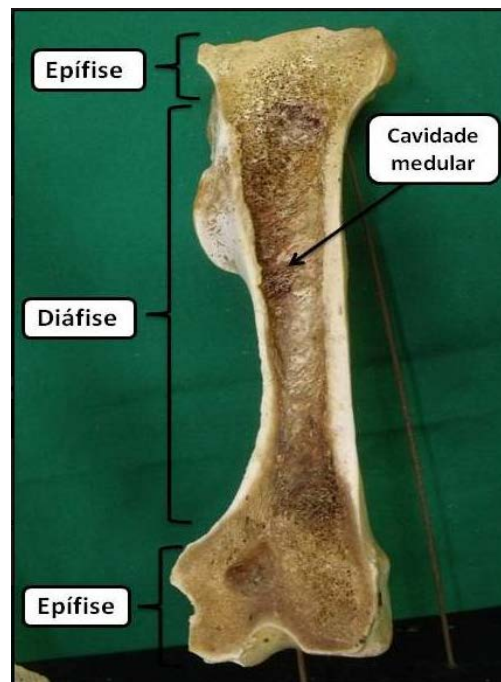


Fig. 2.2: Estrutura de osso longo: corte longitudinal de fêmur equino.
Fonte: Setor de Morfologia - DVT/UFV - Foto: Fausto Ferraz.

2.3. Estrutura e composição óssea

A estrutura óssea pode ser dividida hierarquicamente, ou seja, o tecido ósseo apresenta diferentes estruturas em cada escala de tamanho (WEINER & WARNER, 1998). De acordo com Tovar (2004) o tecido ósseo de um humano adulto pode ser dividido em quatro níveis estruturais (macroestrutura, mesoestrutura, microestrutura, nanoestrutura).

2.3.1 Macroestrutura

Macroscopicamente podem ser identificadas duas formas de material ósseo diferenciadas pelo seu grau de porosidade, chamadas osso compacto (ou cortical) e osso trabecular (ou esponjoso/cancelar), mostradas na Fig. 2.3. Osso compacto é um material denso (máxima densidade em torno de $1,8 \text{ g/cm}^3$) que forma a maioria das placas externas dos ossos. Em humanos adultos, o osso cortical corresponde a cerca de 80% da massa do esqueleto, sendo responsável pelas funções de sustentação e proteção, distinguindo-se do osso trabecular por sua baixa porosidade (entre 5 a 10%), responsável por sua coloração e aparência externa homogênea.

O osso trabecular, encontrado nos ossos curtos, nos ossos planos e nas terminações dos ossos longos, possui uma microestrutura esponjosa, com porosidade variando entre 75 e 95%, compõe os 20% restantes da massa do esqueleto. A diferença de porosidade entre o osso cortical e o osso trabecular determina importantes diferenças de comportamento mecânico (HERRERA, 2008). Em regiões próximas às áreas submetidas a carregamentos, os suportes (trabéculas) do osso trabecular podem apresentar direcionamento preferencial, com as trabéculas mais espessas orientadas nas direções das cargas aplicadas.

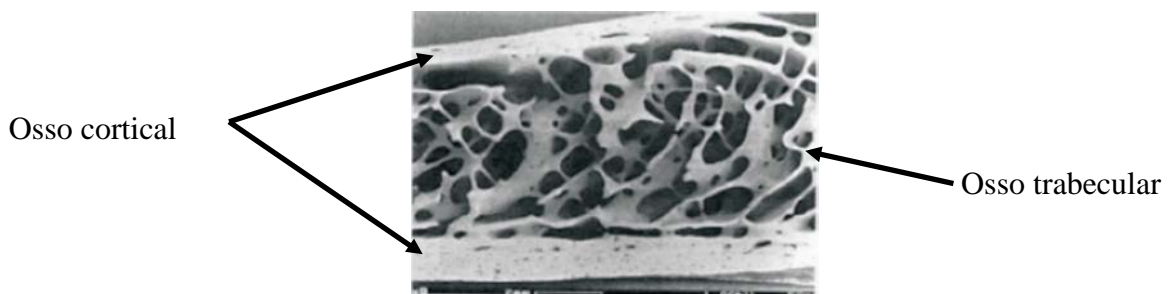


Fig. 2.3: Corte de um osso mostrando osso cortical e osso trabecular.
Fonte: Herrera (2008)

As principais diferenças entre osso cortical e osso trabecular são apresentadas em Tab. 2.1.

Tab. 2.1 - Diferenças entre o tecido cortical e o trabecular.

CARACTERÍSTICA	CORTICAL	TRABECULAR
Massa do esqueleto	80 %	20 %
Superfície óssea	33 %	67 %
Superfície/volume (mm ² /mm ³)	2,5	20
Porosidade	baixa	alta
Renovação	lenta	rápida
Função	biomecânica, suporte e proteção.	reserva mineral e suporte

Fonte: BENTO, 2003.

2.3.2 Mesoestrutura

A mesoestrutura do osso cortical, Fig. 2.4, apresenta como unidade estrutural fundamental o osteon (ou sistema Haversiano), que é um elemento com forma quase cilíndrica composto de lâminas concêntricas construídas de fibras de colágeno enroladas e impregnadas com hidroxiapatita. Os osteons possuem uma cavidade central chamada Canal de Havers alinhados com o eixo longitudinal do osso. Estes canais são interconectados entre si através de canais transversais, denominados canais de Volkmann (OWEN et al., 1980).

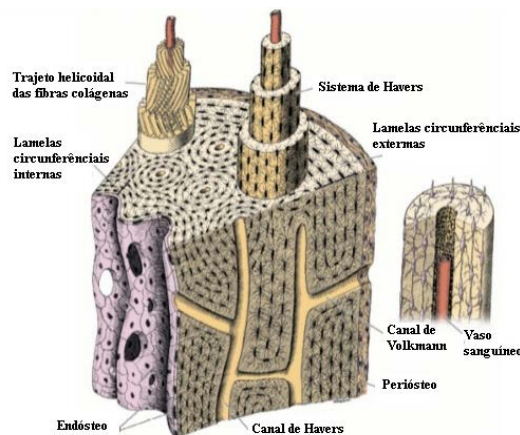


Fig. 2.4: Mesoestrutura do osso cortical.

Fonte: <http://pt.slideshare.net/nursemila/aula-tecido-sseo-presentation/11>.

No osso cortical os osteons são muito compactos, Fig. 2.5, com pequenos ou nenhum espaço entre eles (OWEN *et al.*, 1980).

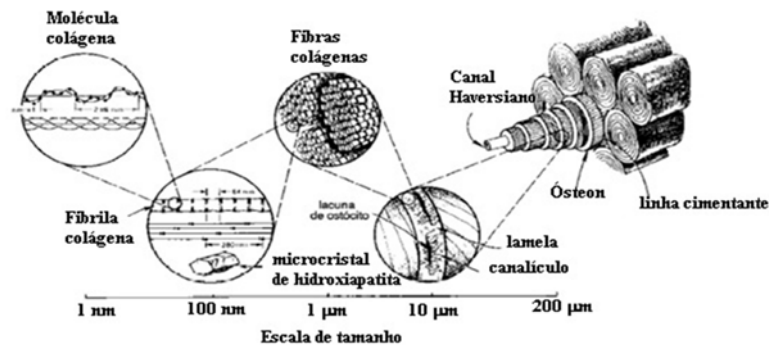


Fig. 2.5: Estrutura hierárquica no osso cortical em diferentes escalas de tamanho.
Fonte: Almeida (2009).

A mesoestrutura do osso trabecular é composta de placas e barras chamadas trabéculas, conforme Fig. 2.6. Os espaços vazios (não mineralizados) são preenchidos com medula, nervos, canais sanguíneos e vários tipos de células. Sua matriz é similar a do osso cortical formada por hidroxiapatita, colágeno, água e outras proteínas (ROESLER, 2006).

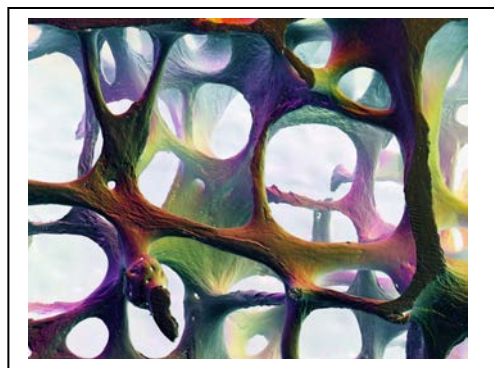


Fig. 2.6: Trabéculas no osso humano.
Fonte: Tim Bromage's Gallery. <http://hdl.handle.net/2451/23326>.

2.3.3 Microestrutura

Dois tipos de tecido ósseo podem ser encontrados: o primeiro denominado osso imaturo ou primário é um tecido pouco organizado, pouco resistente, depositado muito rapidamente

durante o crescimento do feto e no reparo de fraturas (4 $\mu\text{m}/\text{dia}$). As fibrilas de colágeno que o formam são orientadas randomicamente, de forma que não há direção preferencial. O segundo denominado osso lamelar ou secundário é altamente organizado possuindo boa rigidez e baixa taxa de formação, cerca de (1 $\mu\text{m}/\text{dia}$). As lamelas são arranjos em placas, de fibras de colágeno e mineral associado, apresentando características anisotrópicas (GONZALES-TORRES, 2011).

Com o crescimento, o osso imaturo é transformado em osso lamelar. Nos seres humanos a partir de três anos praticamente não existe osso primário, podendo voltar a aparecer quando da ocorrência de uma fratura óssea (RÜBERG, 2003).

2.3.4 Nanoestrutura

O tecido ósseo é composto por elementos orgânicos e inorgânicos, hierarquicamente estruturado, consistindo principalmente de fibras de colágeno e de uma fase mineral onde se apresentam fosfatos de cálcio (HERRERA, 2008).

Como toda fibra, o colágeno possui resistência e rigidez apenas à tração, e por isto, deve ser embebido em outra substância, para prevenir a flambagem devido à ação de cargas compressivas. No osso, as fibras de colágeno estão embebidas em um material cristalino inorgânico composto principalmente de cálcio e fosfato. Apesar de sua exata composição química poder exibir variações, é amplamente aceito que essa forma é similar a hidroxiapatita, Fig. 2.7, $(\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2)$ (JACOBS, 1994).

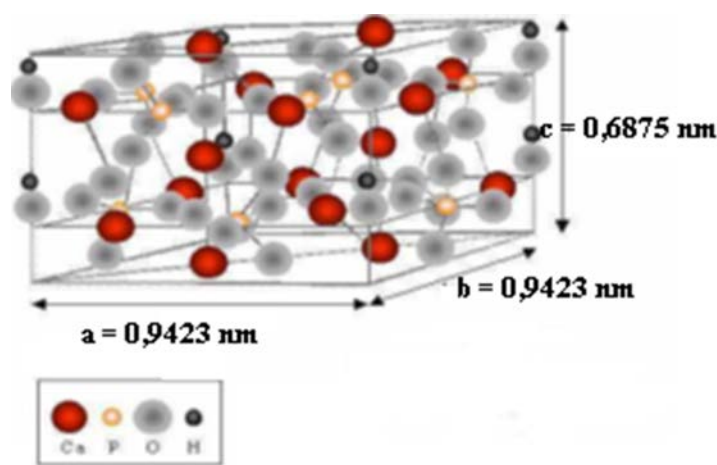


Fig. 2.7: Arranjo atômico da hidroxiapatita
Fonte: PRADO DA SILVA, M.H. (2006).

2.4. Fisiologia do tecido ósseo

As células ósseas (Fig. 2.8) desempenham importante papel na adaptação estrutural do tecido e derivam das células mesenquimais. As células mesenquimais não diferenciadas denominadas preosteoblastos estão localizadas principalmente nos canais medulares, na medula óssea e no periósteo, até que sejam estimuladas a migrar, proliferar e se diferenciar em osteoblastos. Os osteoblastos são células mononucleares responsáveis pela formação de osso novo através da síntese e deposição da matriz colagenosa (osteóide) que, posteriormente, será mineralizada (COWIN& HEGEDUS, 1976).

Os osteócitos são osteoblastos que foram aprisionados pela matriz óssea, recém-formada por seus vizinhos. Eles são responsáveis pela realização de trocas químicas, pela remoção de produtos secundários e por permitir o armazenamento de substâncias como cálcio.

Células ósseas de revestimento são osteoblastos inativos encontrados em superfícies trabeculares onde não ocorre reabsorção e nem deposição óssea.

Monócitos são células mononucleadas que se diferenciam e formam, por fusão, os osteoclastos, células multinucleadas (com até 50 núcleos) responsáveis pela reabsorção óssea (CURREY, 1975).

Os osteoclastos retiram a camada óssea pela liberação de substâncias que dissolvem os sais ósseos e fragmentam as proteínas do colágeno. A reposição da camada óssea removida é a função dos osteoblastos, que são responsáveis pela produção de todos os constituintes da matriz óssea.

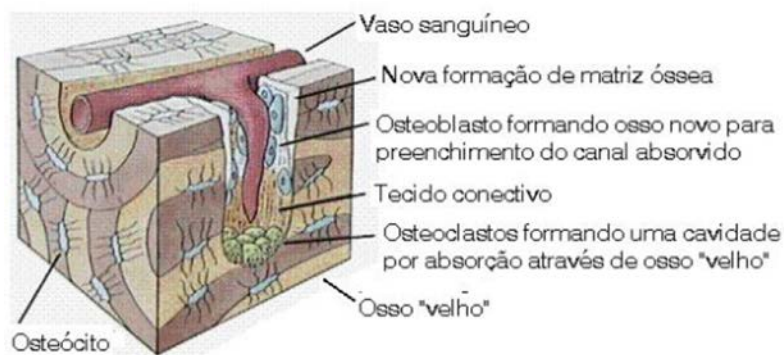


Fig. 2.8: Células do tecido ósseo em atividade.

Fonte: Bento (2003).

2.5. Mineralização

O grau de mineralização do osso desempenha papel fundamental no seu comportamento mecânico.

O processo de mineralização é comumente dividido em duas fases: primeira e segunda mineralizações, diferenciadas pela velocidade com que ocorrem. A primeira mineralização ocorre em horas, alcançando poucos dias e representa 60 % de todo o processo. Após isso a mineralização prossegue de forma contínua e vagarosa (segunda mineralização) e as alterações na concentração são perceptíveis em longo prazo (anos, por exemplo).

A Fig. 2.9 representa um modelo, da evolução temporal da mineralização. A segunda fase da mineralização pode ser representada por meio da Equação (2.1) (RÜBERG, 2003).

$$\alpha(t) = \alpha_{\max} - (\alpha_0 - \alpha_{\max})e^{kt} \quad (2.1)$$

Na Equação (2.1), α_0 representa o valor de mineralização obtida na primeira fase, cerca de 60% da mineralização final; α_{\max} representa o resultado final da mineralização após a segunda fase e o valor do parâmetro k , responsável pela forma da curva, foi escolhido de forma que a metade da segunda fase de mineralização ocorre após seis anos.

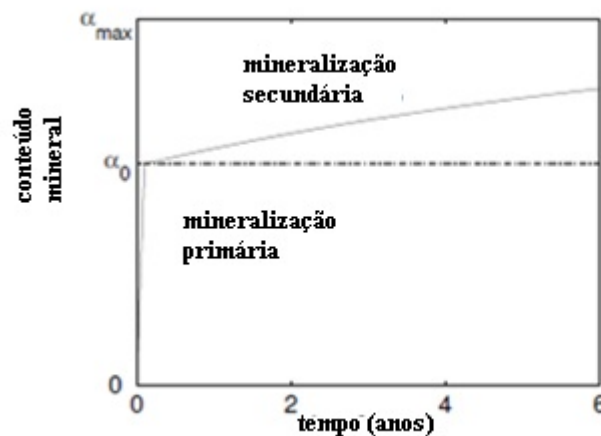


Fig. 2.9: Modelo da evolução do processo de mineralização.
Fonte: Rüberg (2003).

Conforme citado em Rüberg (2003), a densidade do tecido ósseo (ρ_t) varia de acordo com o grau de mineralização e pode ser modelada como apresentado na Equação (2.2), onde o parâmetro $\alpha \in [\alpha_0, \alpha_{\max}]$ ($1,41 \frac{g}{cm^3}$ e $2,31 \frac{g}{cm^3}$ respectivamente).

$$\rho_t = (1,41 + 1,29\alpha) \frac{g}{cm^3} \quad (2.2)$$

Considerando V como certo volume de osso é possível escrever a igualdade $V_T = V_o + V_V$, onde os índices T, O e V representam respectivamente: total do osso, tecido ósseo e medula e partes vazias. Duas grandezas, (ρ_t) densidade tecidual e (ρ) densidade aparente, e também a fração volumétrica $\frac{V_o}{V_T}$ desempenham papel importante nas propriedades mecânicas dos ossos.

O volume de tecido ósseo, não leva em consideração o volume da medula óssea, sendo definido como a razão entre a massa de tecido ósseo e o volume de osso considerado. Assim determinados os termos anteriores, pode-se definir a porosidade (p) conforme descrito pela Equação (2.3).

$$p = \frac{V_V}{V_T} = \frac{V_T - V_o}{V_T} = 1 - \frac{V_o}{V_T} \quad (2.3)$$

Na Equação (2.3), V_V é o volume das partes vazias e V_T o volume total de osso.

Da mesma forma podemos definir outra grandeza importante, densidade aparente (ρ), conforme apresentado na Equação (2.4).

$$\rho = \frac{m_T}{V_T} = \frac{m_o + m_V}{V_T} \quad (2.4)$$

Na Equação (2.4), m_T é a massa total de osso, m_O massa de tecido ósseo e m_V a massa de medula e das partes vazias. Considerando as Equações (2.3) e (2.4) e assumindo m_V como nula, é possível expressar a porosidade em termos de densidade aparente e densidade do tecido ósseo, Equação (2.5).

$$p = 1 - \frac{V_O}{V_T} = 1 - \frac{V_O}{\frac{m_O + m_V}{\rho}} = 1 - \frac{\rho V_O}{m_O + m_V} = 1 - \frac{\rho}{\frac{m_O}{V_O}} = 1 - \frac{\rho}{\rho_t} \quad (2.5)$$

Na Equação (2.5), a densidade tecidual (ρ_t) é a densidade de um tecido sem porosidade, uma vez que é a razão entre a massa e o volume de osso. Esta quantidade é da ordem de $2 \frac{g}{cm^3}$, podendo variar de acordo com o grau de mineralização do osso. A razão volume de osso sobre volume total, conhecida como fração volumétrica de osso, pode ser predita pela Equação (2.6) (RÜBERG, 2003).

$$p = 1 - \frac{V_O}{V_T} = 1 - \frac{\rho}{\rho_t} \Rightarrow \frac{V_O}{V_T} = \frac{\rho}{\rho_t} \Rightarrow \frac{V_O}{V_T} = \frac{\rho}{1,41 + 1,29\alpha} \quad (2.6)$$

2.6. Remodelação do tecido ósseo

O tecido ósseo assim como a maioria dos materiais biológicos possui interessantes propriedades estruturais. Devido principalmente à organização particular de sua microestrutura, apresenta boa resistência à tração, além disso, o osso se encontra em permanente processo de alteração, como resposta a diferentes tipos de sinais (DOBLARÉ e GARCIA, 2002).

O conceito de adaptação funcional foi introduzido por Wilhelm Roux em 1880 para descrever a resposta de sistemas biológicos frente a alterações nas condições ambientais. De acordo com essa proposta os sistemas biológicos são capazes de adaptar sua estrutura e forma ao receberem estímulos relacionados à sua funcionalidade, estando esta resposta diretamente relacionada com a natureza e a magnitude do sinal recebido (ROESLER, 2006).

O anatomista e cirurgião ortopedista Julius Wolff (1892) propôs uma correlação entre a arquitetura óssea e carga mecânica suportada, uma vez que organização estrutural do osso é alterada, de acordo com o carregamento atuante, alinhando as trabéculas segundo a orientação das tensões principais geradas (Lei de Wolff).

A adaptação óssea é uma particularização do conceito de adaptação funcional, consistindo de um mecanismo autorregulador, pelo qual o osso tenta obter a máxima resistência com massa mínima. Alterando sua forma e estrutura interna, a quantidade de tecido necessário para que os ossos desempenhem sua função pode ser minimizada (HAZENBERG et al., 2009).

Em locais onde ocorram elevações das solicitações mecânicas, haverá deposição de material ósseo, ao passo que em outros onde haja diminuição considerável do carregamento ocorrerá absorção, a esse processo de deposição/absorção denomina-se remodelação óssea. Duas formas de remodelação podem ser identificadas, remodelação interna, onde apenas a distribuição das propriedades do material é considerada e remodelação externa, durante a qual ocorrem alterações de sua geometria externa (DOBLARÉ e GARCIA, 2002).

2.6.1 Mecanismo da Remodelação Óssea

O mecanismo da remodelação óssea é um processo que ocorre ao longo de toda a vida, por meio do qual material ósseo é continuamente removido e substituído por osso novo em uma situação de equilíbrio denominada homeostase óssea (COWIN, 2000). Esse processo envolve diversos fatores como as interações bioquímicas, as atividades coordenadas da unidade básica

multicelular (BMU), constituídas pelos osteoblastos e osteoclastos, e as respostas aos estímulos mecânicos.

Uma BMU, Fig. 2.11 é formada por dois grupos de células, osteoblastos e osteoclastos, que funcionam como uma unidade organizada, agindo de forma integrada em um mesmo local do osso. O processo de remodelamento ocorre nas superfícies do osso: superfícies internas no caso dos espaços vazios e preenchidos por medula no osso trabecular idos canais harvesianos no cortical, ou superfícies externas endosteal e periosteal.

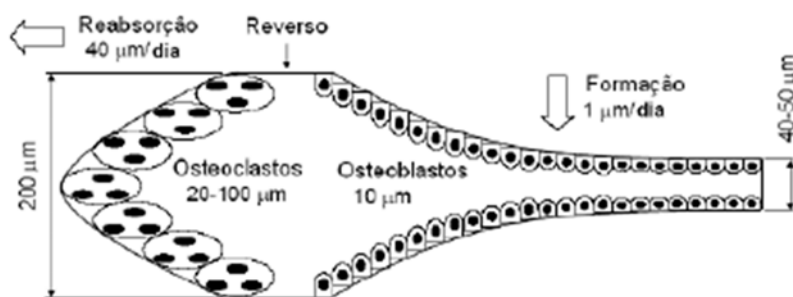


Fig. 2.10: Unidade Multicelular Básica (BMU)

Fonte: Reler (2006).

A remodelação óssea normalmente é dividida em quatro fases, seguindo-se a seguinte sequência: repouso, reabsorção, reversão e formação. A Fig. 2.12 ilustra o ciclo da remodelação óssea (SILVA, 2011).

O ciclo da remodelação inicia-se a partir da fase de repouso, onde o local a ser remodelado encontra-se recoberto por células de revestimento. Em seguida, dá-se a ativação dos osteoclastos, com o afastamento das células de revestimento e a fusão das células mononucleares precursoras de osteoclastos, formando as estruturas multicelulares, que se fixarão à matriz óssea dando início ao processo de absorção.

Os osteoclastos são responsáveis pela degradação da matéria óssea. Aderindo a superfície do osso, os osteoclastos se utilizam de proteases e ácidos para promover a desmineralização da matriz extracelular. As proteases degradam os componentes orgânicos, como o colágeno, enquanto os ácidos se encarregam de desmineralizar a matriz. Esta fase compreende um intervalo entre duas e quatro semanas (GONZALES-TORRES, 2011).

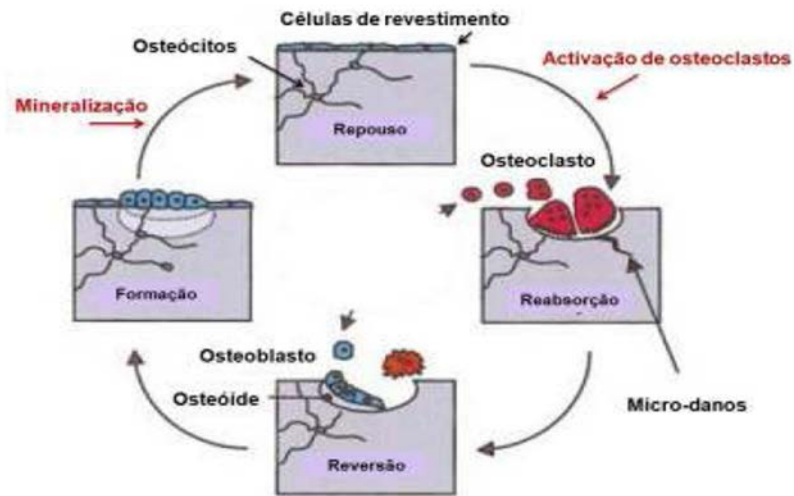


Fig. 2.11: Fases do processo de remodelação óssea.
Fonte: Silva (2011).

A fase de reversão ocorre durante a transição entre a fase de reabsorção e a fase de formação. Nesta fase ocorre o recrutamento dos osteoblastos, a fim de dar início ao processo de formação óssea.

A fase de formação tem duração entre quatro e seis meses; os osteoblastos sintetizam a matriz orgânica e controlam a mineralização. Na fase final de formação óssea, maior parte dos osteoblastos entra em apoptose (50% a 70%), os restantes diferenciam-se em osteócitos ou em células de revestimento. Após a fase da formação começa a fase de repouso, até a próxima remodelação (CLARKE, 2008).

2.7. Propriedades Mecânicas do Osso

Do ponto de vista de materiais, o tecido ósseo pode ser descrito como um material poroso, heterogêneo, com comportamento viscoelástico, não linear, anisotrópico. O osso é capaz de adaptar seu comportamento de acordo com as solicitações do ambiente (carregamentos externos, estímulos químicos), dentre outros, a fim de manter a sua integridade estrutural e biológica. A esse processo denomina-se remodelação óssea (BRANDI, 2009).

As propriedades estruturais do tecido ósseo dependem de vários fatores, tais como: tipo de osso, tipo de tecido ósseo, origem do osso, localização da amostra no osso (RHO et al., 1998). A densidade mineral óssea aumenta significativamente com a idade, tanto em bovinos quanto em humanos, resultando em mudanças correspondentes na tenacidade, propriedades elásticas e risco de fratura (AERSSSENS *et al.*, 1998).

Os ossos de bovinos e humanos atingem a maturidade em idades diferentes; em humanos ela é alcançada por volta dos dezesseis anos e em bovinos aos dois anos. A taxa de crescimento do osso bovino é muito mais alta que aquela encontrada entre os humanos. Essa diferença provoca alterações importantes nas propriedades mecânicas e estruturais do osso desses animais (CARTER *et al.*, 1976).

Do ponto de vista funcional, as propriedades mecânicas mais importantes do tecido ósseo são a resistência e a rigidez. A análise do comportamento do osso submetido a carregamento mecânico permite melhor compreensão dessas e de outras características, possibilitando o desenvolvimento de novos materiais, além de auxiliar no aprimoramento de modelos computacionais utilizados em simulações que envolvam a estabilidade de implantes ortopédicos (SZABÓ e TURNER, 2013).

Os ossos possuem comportamento viscoelástico, isto é, sua resposta mecânica é dependente da velocidade de aplicação do carregamento. A Fig. 2.13 apresenta exemplo de gráfico (tensão x deformação) para duas diferentes velocidades de carregamento

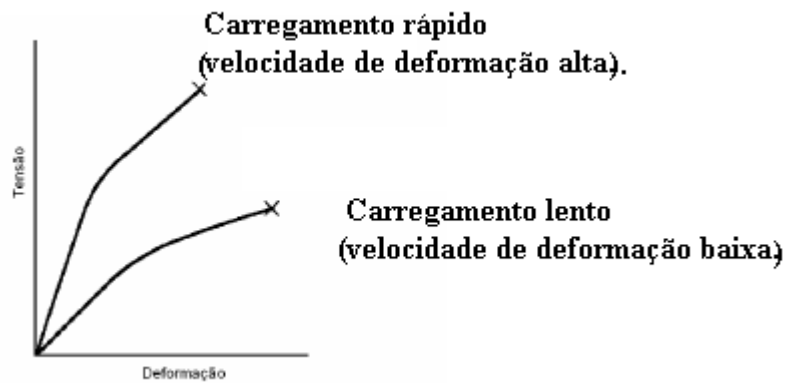


Fig. 2.12: Comportamento viscoelástico do osso.

Fonte: Özkaya e Nordin (1999).

Devido a suas características estruturais, o osso apresenta comportamento mecânico anisotrópico, ou seja, sua resposta mecânica depende da direção de aplicação da solicitação mecânica, Fig. 2.14. No estudo de Szabó e Turner (2013), para o osso cortical bovino, o módulo de Young apresentou valor médio de $9,4 \pm 2,0$ GPa na direção longitudinal (coincidente com a orientação dos osteons), de $9,9 \pm 1,8$ GPa na direção tangencial e $5,92 \pm 0,77$ GPa na direção radial.

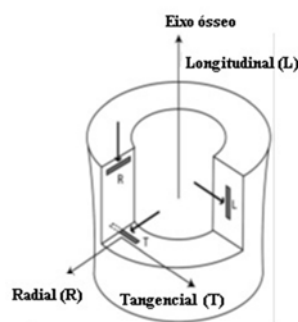


Fig. 2.13: Diagrama mostrando as orientações utilizadas no estudo da anisotropia de osso cortical.

Fonte: SZABÓ e TURNER (2013).

2.7.1 Propriedades mecânicas do osso cortical

O comportamento do osso cortical tem sido investigado utilizando-se para isso o osso de bovinos, a despeito de algumas diferenças estruturais, dentre elas a presença de osso lamelar em bovinos jovens, enquanto que o osso humano adulto é do tipo Harvesiano. Os resultados obtidos utilizando ossos humanos e bovinos tem apresentado grande concordância no que diz respeito às propriedades mecânicas (COWIN, 1989a). Relações constitutivas ortotrópicas ou transversalmente isotrópicas são utilizadas para descrever o comportamento do osso cortical (GUO, 2001).

2.7.2 Propriedades mecânicas do osso trabecular

O osso trabecular é mecanicamente caracterizado pela fração volumétrica ocupada por material sólido e pela arquitetura e orientação das trabéculas, indicando um comportamento anisotrópico global (DOBLARÉ *et al.*, 2004).

A medição das propriedades do osso trabecular é bem mais difícil de ser realizada devido às pequenas dimensões das trabéculas do osso. Ashman e Rho (1988) mediram o valor do módulo de Young do osso trabecular por meio de ultrassonografia, encontrando valores médios de $10,9 \pm 1,6$ GPa para o fêmur bovino e $12,0 \pm 2,0$ GPa para o fêmur humano.

2.8. Relações constitutivas

A lei comportamental, ou equação constitutiva é a relação tensão-deformação (causa e efeito) do material, caracterizada matematicamente por um tensor de quarta ordem chamado tensor rigidez (S_{ijkl}), ou por seu inverso (C_{ijkl}), chamado tensor constitutivo. As relações constitutivas para o osso são derivadas da Lei de Hooke generalizada, Equação (2.7).

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl}, \quad \varepsilon_{ij} = S_{ijkl} \sigma_{kl}, \quad S_{ijkl} = C_{ijkl}^{-1} \quad (2.7)$$

onde σ_{ij} e ε_{ij} são, respectivamente, os tensores de segunda ordem das tensões e deformações (COWIN, 2000).

Em sua forma mais geral, devido às propriedades do material, os tensores (S_{ijkl}) e (C_{ijkl}), podem ser representados matematicamente por uma matriz, simétrica (6x6), Fig. 2.15, com vinte e um elementos independentes.

$$\begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} & C_{56} \\ C_{61} & C_{62} & C_{63} & C_{64} & C_{65} & C_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{bmatrix}$$

Fig. 2.14: Forma matricial da equação constitutiva para material anisotrópico.

A existência no material de planos de simetria elástica faz com que alguns desses coeficientes sejam interdependentes ou nulos, o que reduz ainda mais os coeficientes a serem determinados.

Materiais ortotrópicos, com três planos ortogonais de simetria elástica, necessitam de apenas nove coeficientes para sua caracterização. Em materiais transversalmente isotrópicos os coeficientes a se determinar são reduzidos a apenas cinco. Finalmente, quando considerada a isotropia, apenas dois coeficientes precisam ser determinados, Fig. 2.16.

$$(a) \quad D = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{21}}{E_2} & \frac{-\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & \frac{-\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{13}}{E_1} & \frac{-\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix}$$

$$(b) \quad D = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{-\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{13}}{E_1} & \frac{-\nu_{31}}{E_1} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{2+2\nu_{12}}{E_1} \end{bmatrix}$$

$$(c) \quad D = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & \frac{-\nu}{E} & \frac{-\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu}{E} & \frac{1}{E} & \frac{-\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu}{E} & \frac{-\nu}{E} & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{2+2\nu}{E} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{2+2\nu}{E} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{2+2\nu}{E} \end{bmatrix}$$

Fig.2.15: Formas matriciais para simetrias do material. (a) material ortotrópico; (b) material transversalmente isotrópico; (c) material isotrópico. Os coeficientes a determinar são dados em função do módulo de Young (E); do coeficiente de Poisson (ν) e do módulo de cisalhamento (G).

Fonte: Cowin (2001).

Em primeira aproximação o osso pode ser considerado como um material homogêneo e isotrópico (GEFEN, 2002; CHEUNG *et al.*, 2004), seu ambiente constitutivo pode ser descrito por dois parâmetros: módulo de elasticidade (Módulo de Young, E) e coeficiente de Poisson (ν).

A modelagem do tecido ósseo como sólido contínuo demanda um processo de homogeneização de sua microestrutura, para isso deve-se utilizar algum parâmetro que forneça informação sobre sua estrutura (CORSO, 2006).

Tipicamente, diversos autores assumem que alterações na densidade aparente do osso e por conseguinte nas suas propriedades elásticas, são controladas pelo ambiente mecânico ao qual está submetido (MARTINEZ-REINA *et al.*, 2009).

Provavelmente, a Teoria da Elasticidade Adaptativa, (COWIN e HEGEDUS, 1976) talvez tenha sido a primeira tentativa de se construir um modelo consistente para representar o estado de remodelação (MARTÍNEZ-REINA *et al.*, 2009). Esse modelo serviu de base para muitos outros modelos isotrópicos (HUISKES *et al.*, 1987; CARTER *et al.*, 1989; BEAUPRÉ *et al.*, 1990a), que posteriormente influenciaram outros que se propuseram a considerar as características anisotrópicas do tecido ósseo (DOBLARÉ e GARCÍA, 2002; JACOBS *et al.*, 1997).

Embora a maioria dos modelos trate o osso como material homogêneo isotrópico, na realidade o tecido ósseo é um material poroso, com estrutura heterogênea e anisotrópica, que deve ser levada em consideração em descrições mais precisas de seu ambiente mecânico (RÜBERG, 2003).

Cowin (1985) definiu a anisotropia do tecido ósseo, Equação (2.8), por meio de um tensor de textura (*fabric tensor*) de segunda ordem (\mathbf{H}) relacionando-o com o tensor (\mathbf{M}) cujos coeficientes são distâncias médias entre duas interfaces osso-medula, Fig. 2.17.

$$\mathbf{H} = \mathbf{M}^{-1/2} \tag{2.8}$$



Fig. 2.16: Cálculo tensor textura. Esquerda: exemplo para determinação da distância média entre duas interfaces osso-medula. Direita: distância média como função do ângulo.
Fonte: Rüberg (2003).

As direções principais do tensor de textura são coincidentes com as direções principais da simetria ortotrópica do tensor de elasticidade (COWIN, 1985).

3

Fraturas do Tecido Ósseo

Como o principal componente estrutural de um esqueleto, o desempenho mecânico do osso é de grande importância para a qualidade de vida que experimentamos. Sua integridade estrutural, estrutura hierárquica, organização e constituição físico-química, tudo influencia sua capacidade de suportar cargas (GUPTA e ZIOUPOS, 2008).

Os ossos normalmente estão sujeitos a dois tipos de carregamentos. Por um lado, o carregamento intrínseco ou fisiológico é transmitido ao osso por meio das superfícies articulares e dos ligamentos circundantes em locais de inserção tendinosa dos músculos. Em condições normais, o osso funciona em grande parte para resistir às forças de gravidade, suportando o peso do corpo e a atividade muscular, mantendo a estabilidade postural. Dinamicamente durante a locomoção ou atividade atlética, por exemplo, essas forças podem ser ampliadas muitas vezes e podem ser multidirecionais. No entanto, só em circunstâncias incomuns se aproximam da resistência à ruptura, inerente ao osso. Por outro lado, o carregamento extrínseco, proveniente do meio ambiente e, ao contrário do sistema intrínseco, não tem qualquer limitação em amplitude ou direção de aplicação. Desta forma, por apresentar o maior potencial de resultar em falha óssea catastrófica (fratura), o carregamento extrínseco é primordialmente considerado, quando da análise biomecânica da etiologia da fratura (SMITH, 1985).

Fatores como a porosidade, mineralização, orientação, diâmetro e espaçamento das fibras de colágeno e outros aspectos da estrutura histológica afetam fortemente as propriedades biomecânicas do osso (MAMMONE, *et al.*, 1993; LUCKSANASOMBOOL *et al.*, 2001; ABDEL-WAHAB *et al.*, 2012), influenciando diretamente a evolução do processo de falha e reparação do tecido ósseo, envolvendo complexa integração entre células, matriz extracelular e fatores de crescimento (FAZZALARI, 2011).

Os processos de adaptação e reparação óssea em resposta às influências biomecânicas e

metabólicas nutricionais envolvem adição ou remoção de osso, mudando a forma e a capacidade de carregamento, conforme necessário (ORSINI, 2012).

Diversas situações são responsáveis pelo desequilíbrio na relação entre deposição e absorção de material ósseo. O osso adulto deteriora-se com o tempo, isto é, torna-se gradualmente desidratado e necessita ser substituído ou renovado (COWIN, 2000). A deterioração das propriedades mecânicas do material ósseo (i.e., resistência e rigidez) devido ao acúmulo de dano na forma de micro trincas também é vista como uma das prováveis causas responsáveis por desencadear o processo de renovação óssea (RAMTANI e ZIDI, 2001). Em adultos humanos, 5% de osso cortical e 25% de osso trabecular são substituídos anualmente por remodelamento (TOVAR, 2004).

3.1. Por que os ossos falham?

Forças intrínsecas e extrínsecas agem causando deformações microscópicas nos ossos. O grau de deformação é dependente da intensidade da força aplicada, da geometria do osso (tamanho, forma, diâmetro, curvatura), e de suas propriedades materiais (SMITH, 1985).

As causas de algumas fraturas são bastante óbvias, ocorrem quando o osso é sujeito a cargas que excedem a certos níveis limiares, por presença prolongada de carregamento (fluência), ou ainda, podem ser provocadas por esforços repetitivos (fadiga). Outra possibilidade de falha óssea está relacionada ao comprometimento estrutural do tecido ósseo, podendo ser resultado de doenças, envelhecimento, intervenção cirúrgica, tratamentos farmacêuticos, má alimentação ou ainda por falta de exercício físico, dentre outras (RHO, 1998).

Em todos os tipos de fratura é possível a utilização de princípios de engenharia mecânica e de materiais, visando explicar os efeitos de sobrecarga, ou as relações estruturais que resultam no comprometimento do tecido ósseo (RHO, 1998).

Alguns conceitos básicos de mecânica utilizados na avaliação de materiais de engenharia podem ser adequadamente aplicados à análise biomecânica do tecido ósseo e das fraturas.

O conhecimento das forças e momentos aplicados aos ossos durante os carregamentos é fundamental no estudo biomecânico da etiologia da fratura. Neste trabalho, força e carga são usadas como sinônimos para definir a magnitude da quantidade vetorial força que atua para deformar a estrutura, o osso. Em contrapartida, tensão normal média refere-se ao limite da

força distribuída sobre a área em corte transversal de um osso na direção de sua normal externa, quanto esta área tende a zero.

Como elemento estrutural, o osso pode ser submetido a esforços de tração, compressão, de flexão, de cisalhamento, de torção, ou uma combinação destes modos, Fig. 3.1.

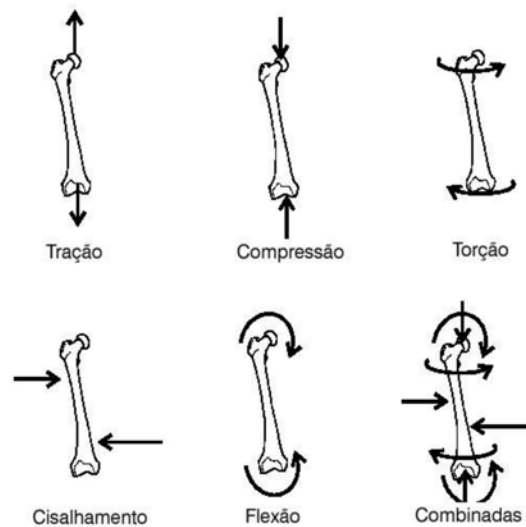


Fig. 3.1: Ilustração dos diferentes tipos de carregamento que são impostos aos ossos.
Fonte: BENTO (2003).

Diversos parâmetros biomecânicos podem ser utilizados para caracterizar a integridade do tecido ósseo quando submetido a carregamento, no entanto, normalmente dá-se preferência à relação entre carga aplicada e deslocamento, Fig. 3.2. A inclinação da região linear da curva carga-deslocamento representa a dureza extrínseca ou rigidez da estrutura (K). Além da rigidez, diversas outras propriedades biomecânicas podem ser derivadas da curva, incluindo: máxima força antes da ruptura (F_u); trabalho necessário para ruptura (área sob a curva U); e deslocamento total até a ruptura (du).

Cada um desses parâmetros está associado a uma propriedade óssea diferente: força máxima antes da ruptura está relacionada com a integridade geral do osso; rigidez reflete o grau de mineralização do osso; trabalho para fratura é a quantidade de energia necessária para quebrar o osso e máximo deslocamento antes da falha está inversamente relacionado com a fragilidade do material (TURNER, 2006).

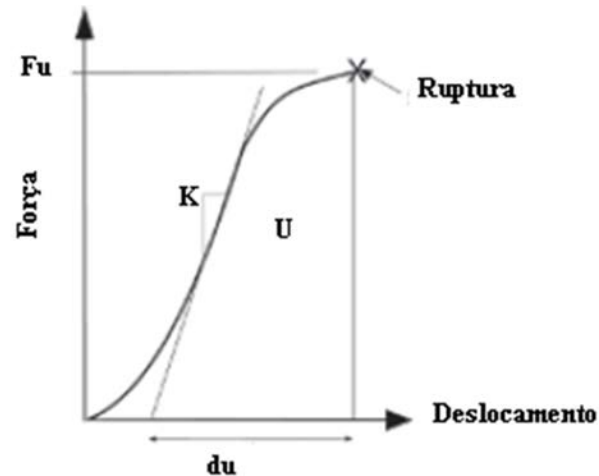


Fig. 3.2: Curva carga-deslocamento para tecido ósseo. A inclinação da região linear da curva representa a dureza extrínseca ou rigidez da estrutura (S); a altura da curva denota a força máxima antes da ruptura (F_u); a área sob a curva é o trabalho necessário para provocar a fratura do osso (U); e o deslocamento total até a fratura é o deslocamento máximo (d_u).

Fonte: TURNER (2006).

As propriedades derivadas da curva força-deslocamento podem ser utilizadas isoladamente para caracterizar o ambiente biomecânico do osso. Como, por exemplo, na comparação do osso de um indivíduo osteopetrótico¹ Fig. 3.3, com o osso de um indivíduo normal, e o osso fracamente mineralizado de uma criança, Fig. 3.4.

Os ossos, no entanto, são altamente anisotrópicos e suas propriedades mecânicas dependem de um grande número de fatores, tais como: velocidade de deformação, hidratação, idade, microestrutura e outros. Sendo assim, a caracterização do ambiente biomecânico da fratura do tecido ósseo demanda o perfeito entendimento das inter-relações existentes entre esses fatores, a fim de se obter um conjunto teórico conciso e unificado (ADHARAPURAPU *et al.*, 2006).

¹A osteopetrose consiste uma rara doença hereditária, na qual os ossos tornam-se exageradamente densos, em decorrência de uma deficiência no processo de reabsorção e remodelação óssea que ocorre por alteração da função dos osteoclastos, deste modo, ocorre um exacerbado depósito de material osteóide mineralizado.



Fig. 3.3: Fêmur bovino com osteopetrose.

Fonte: <http://www.ag.ndsu.edu/williamscountyextension/agriculture/livestock/genetic-defects-in-cattle>.

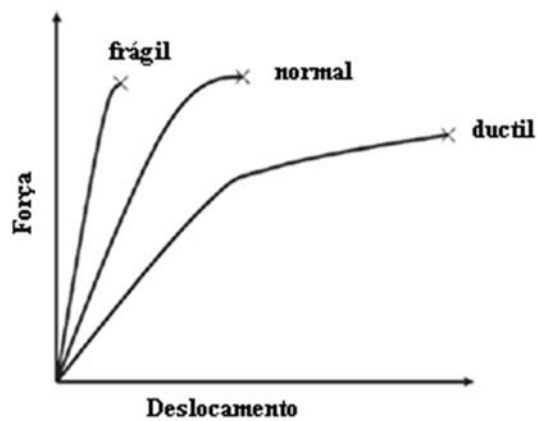


Fig. 3.4: Curva força-deslocamento para diferentes condições ósseas.

Fonte: TURNER (2006).

O osso do indivíduo osteopetrótico torna-se bastante rígido, mas também extremamente frágil, resultando na redução do trabalho necessário para provocar a falha, aumentando assim o risco de fraturas. De outra forma, o osso de uma criança, fracamente mineralizado, tem alta ductilidade, resultando no aumento do trabalho necessário para provocar a sua ruptura, no entanto esta ocorre em um nível de força menor. Devido a essas propriedades, algumas vezes se observa em crianças a ocorrência de fraturas denominadas “galho verde”, Fig. 3.5, nas quais os ossos sofrem grandes deformações, mas não rompem totalmente.



Fig. 3.5: Fratura em galho verde.

Fonte: <http://dc397.4shared.com/img/Xj-MjVtU/preview.html>.

As propriedades do tecido ósseo podem ser obtidas da relação entre tensão e deformação, Fig. 3.6. A curva tensão-deformação (em tração) apresenta (macroscopicamente) uma fase linear, seguida de uma inflexão, região onde o comportamento do material deixa de ser linear e uma terceira região de endurecimento por deformação (encruamento) que pode ser maior ou menor dependendo das características do material e da velocidade de carregamento aplicada.



Fig. 3.6: Curva tensão-deformação para o osso (tração).

Fonte: TURNER (2006).

A inclinação da curva na fase elástica linear é denominada módulo de Young (E) ou módulo de elasticidade. O valor máximo atingido pela tensão fornece a resistência à tração do material. As regiões de deformação elástica e deformação plástica são separadas pelo ponto correspondente à tensão de escoamento real ou convencional (σ_y). A tensão de escoamento representa a transição entre os efeitos gerados pelo carregamento: para tensões maiores que σ_y , as tensões começam a causar danos permanentes à estrutura do osso, ou seja, começam a ocorrer deformações plásticas, não recuperadas com o descarregamento.

Em termos da relação tensão deformação o processo da fratura pode ser dividido em três domínios distintos, Fig. 3.7. Na fase I, o material se deforma elasticamente, com pouco dano

estrutural, enquanto na fase II (domínio da mecânica do dano contínuo) o material ainda permanece íntegro estruturalmente, mas absorve mais energia, desenvolvendo microfissuras difusas comprometendo sua rigidez. Na fase III, no domínio da mecânica da fratura a energia absorvida pela superfície fraturada é dependente das propriedades do material e da quantidade de fraturas geradas.

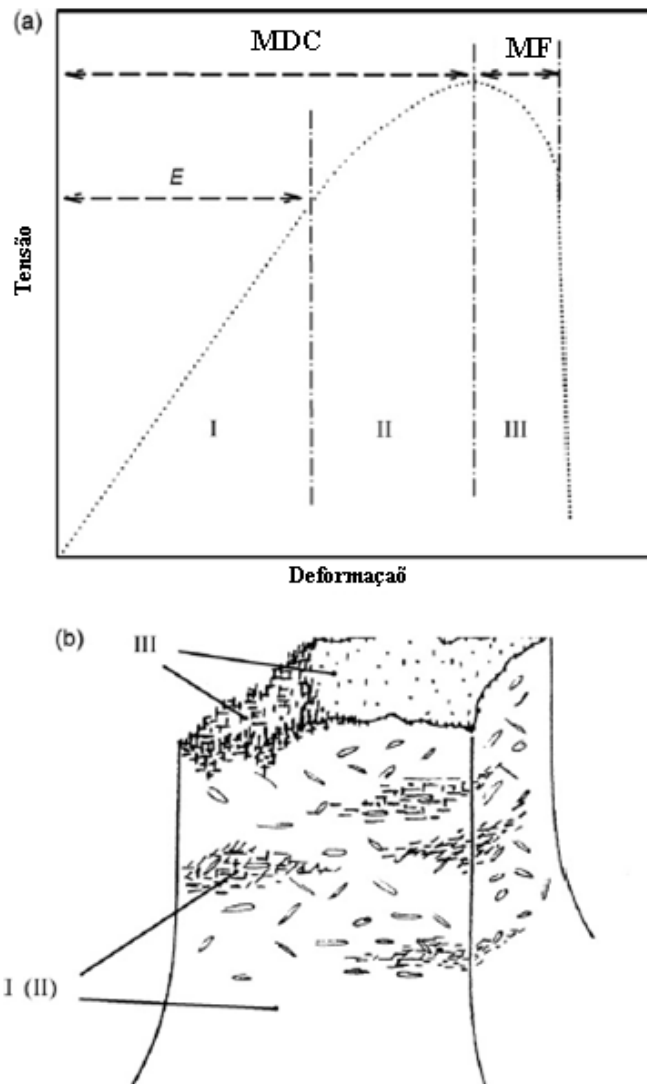


Fig. 3.7: Fases da curva tensão-deformação para o osso (tracionado).

- (a) Estágios consecutivos de comportamento: a faixa elástica (E); faixa da mecânica do dano contínuo (MDC), e faixa da mecânica da fratura (MF). O comprimento relativo (ou tempo passado) em qualquer uma das três regiões pode variar amplamente dependendo da geometria da amostra, do protocolo de carga aplicada e outras condições.
- (b) Durante a ruptura, a energia é dissipada / absorvida de diversas formas, seja elasticamente, ou como lesão pré-falha (microfissuras), ou na propagação estável de trincas com seus danos colaterais, ou em avanço de uma fratura em propagação instável.

Fonte: GUPTA & ZIOUPOS (2008).

3.2. Como os ossos falham?

Diversos pesquisadores estudaram a resposta viscoelástica dos ossos submetidos a diferentes tipos de carregamento e comprovaram que o modo de fratura do osso, em circunstâncias de sobrecarga, Fig. 3.8, está diretamente relacionado com o modo de carregamento, isto é, seu comportamento é dependente da velocidade e natureza da deformação produzida. (McELHANEY, 1966; KATSANAMIS e RAFTOPOULOS, 1990; ADHARAPURAPU *et al.*, 2006; HANSEN *et al.*, 2008). Sendo assim, a partir da avaliação das características da fratura (análise de falha) é possível fazer considerações sobre o modo de carregamento responsável por produzi-la (STIFFLER, 2004).

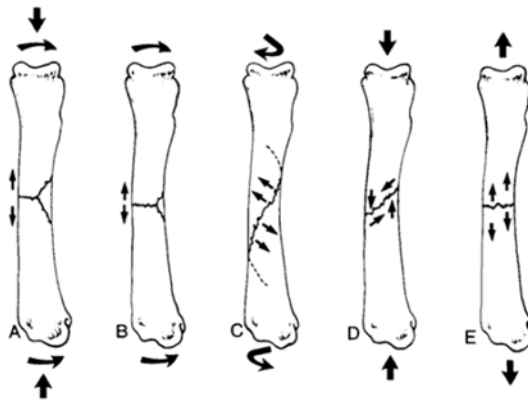


Fig. 3.8: Ilustração de alguns dos diferentes tipos de carregamento que são impostos aos ossos.
Fonte: TROSTLE e MARKEL (1996).

Na Fig. 3.8 nos dois primeiros casos A e B, a fratura é denominada “fratura em asa de borboleta”, ocasionada respectivamente por um carregamento combinado de compressão e flexão (caso A) ou apenas de flexão (caso B). A fratura tem seu ponto de partida no lado traçado propagando-se em direção ao lado submetido ao esforço de compressão. No caso central. No caso central C da Fig. 3.8, a fratura em espiral é ocasionada por um carregamento de torção responsável por forças de tração oblíquas ao eixo longitudinal do osso. Submetido a esforços de compressão, Fig. 3.8 D, o osso fratura obliquamente devido ao aparecimento combinado de esforços de compressão (setas verticais) e de cisalhamento (setas oblíquas). No

último caso à direita, o osso submetido a esforço de tração, Fig. 3.8 E, falha transversalmente, na seção de tensões máximas (TROSTLE e MARKEL, 1996).

Traumas relacionados com baixas velocidades de carregamento estão associados a fraturas simples, sem fragmentação, enquanto aqueles relacionados a eventos de alto impacto, onde as velocidades de carregamento são elevadas, normalmente, resultam em liberação de energia superior àquela que pode ser dissipada para formação de uma única trinca. Desta forma, neste tipo de trauma, múltiplas trincas serão formadas e os mecanismos envolvidos na fratura se tornam mais complexos, Fig. 3.9. Esse tipo de fratura (cominutiva) está associado com a fragmentação do osso em múltiplos e pequenos segmentos (TURNER, 2006).

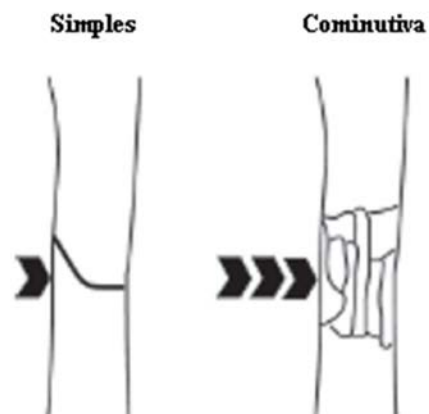


Fig. 3.9: Fratura simples (à esquerda) e fratura cominutiva (à direita).
Fonte: TURNER, (2006).

As propriedades viscoelásticas do osso são determinantes na presença de carregamentos dinâmicos e de alto impacto, uma vez que esse tipo de material tende a dissipar energia, o que influencia o seu comportamento durante o processo de falha (GUEDES *et al.*, 2006; URAL *et al.* 2011).

Uma das primeiras investigações sobre a natureza viscoelástica do osso foi conduzida por McElhaney (1966), que testou cubos de osso cortical bovino e humano em compressão, observando que o módulo de elasticidade e a tensão máxima antes da ruptura aumentaram com o aumento da velocidade de deformação, Fig. 3.10. No entanto, o osso se tornou mais frágil, ou seja, a tensão de ruptura diminuiu com o aumento da velocidade de deformação (JOHNSON *et al.*, 2010).

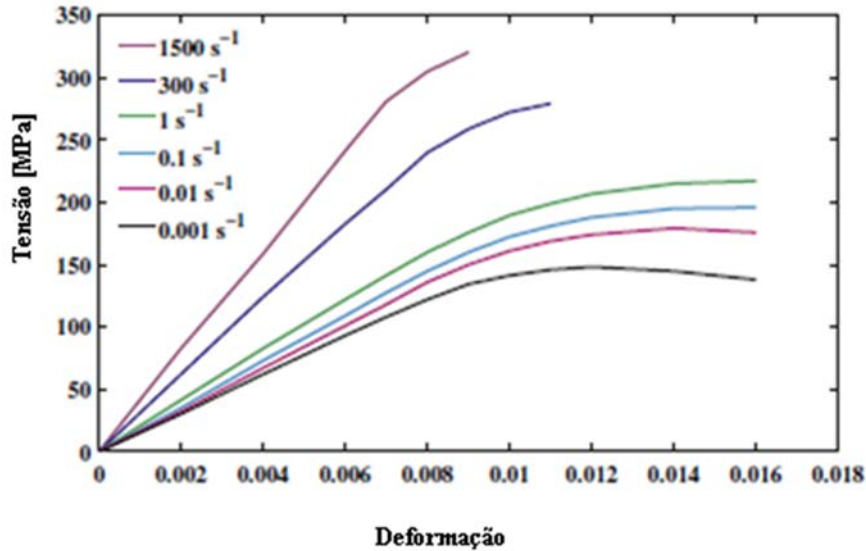


Fig. 3.10: Curvas tensão-deformação do estudo de McElhaney para osso femoral humano, em diversas velocidades de deformação.

Fonte: JOHNSON et al., (2010).

Diversos outros estudos mostraram que a resposta mecânica do osso, incluindo seu módulo de elasticidade, tensão e deformação de escoamento, tensão e deformação máxima antes da ruptura varia de acordo com a velocidade de carregamento (CURREY, 1975; SAHA e HAYES, 1976; EVANS *et al.*, 1992; HANSEN *et al.*, 2008; ZIOUPOS *et al.*, 2008).

A microarquitetura do tecido ósseo cortical é complexa e tem um efeito significativo em sua mecânica e no processo de ocorrência de falhas. O alinhamento das fibrilas de colágeno e dos cristais minerais é responsável pela resposta anisotrópica do osso aos diversos tipos de carregamento (ABDEL-WAHAB *et al.*, 2012). Do ponto de vista de resistência à fratura, o osso cortical apresenta comportamento elastoplástico, não uniforme, isto é, a resposta do osso cortical é anisotrópica, dependente da direção de propagação das fissuras e da posição anatômica onde se desenvolve o processo de falha (LI *et al.*, 2013). Análises da resposta biomecânica do tecido ósseo cortical de bovinos, submetidos a carregamentos trativos, mostraram que o módulo de elasticidade longitudinal, para quatro posições distintas, variou no intervalo de 15 a 24 GPa, enquanto que o módulo de elasticidade transversal variou no intervalo de 10 a 15 GPa. A força axial para várias posições anatômicas também foi maior do

que a força transversal com diferenças significativas nas magnitudes para essas posições (ABDEL-WAHAB *et al.*, 2012).

Em bovinos, de acordo com Adharapurapu *et al.* (2006), as fraturas ósseas ocorrem predominantemente durante o carregamento extrínseco de alto impacto, quando forças externas de alta magnitude (por exemplo, acidentes envolvendo atropelamentos, quedas ou violência física) agem sobre os ossos. A maior parte dessas fraturas acomete os ossos longos (ex. fêmur, úmero, tíbia), onde existe o predomínio do osso cortical. A consolidação da fratura de ossos longos é um processo complexo, com poucas informações sobre os diferentes tipos de reparação cirúrgica e sobre a conduta médica adequada ao seu tratamento (FERGUSON *et al.*, 1990).

Na maioria dos casos de fraturas ósseas em bovinos opta-se pela eutanásia devido aos elevados custos implicados na redução e fixação das fraturas e nos necessários cuidados pós-operatórios (MARTINS *et al.*, 2001). Mais recentemente, devido ao grande avanço de técnicas de reprodução aliadas à seleção genética de bovinos, principalmente os zebuínos, pode-se observar, no cenário nacional, animais de alto valor econômico, o que altera esse paradigma e tem motivado o desenvolvimento de técnicas e artefatos adequados ao tratamento de fraturas de ossos longos (SPADETO JUNIOR *et al.*, 2010).

3.3. Classificação de Fraturas de Ossos Longos

A descrição correta da fratura é de fundamental importância para os cirurgiões ortopédicos, pois é determinante para a escolha do método de tratamento ideal para uma condição particular. Diversos sistemas de classificação de fraturas foram desenvolvidos com o intuito de melhorar a sua compreensão e gestão. Baseados em sua morfologia e em seu comportamento mecânico, esses sistemas pretendem fornecer diretrizes terapêuticas adequadas a cada caso clínico.

O sistema de classificação de fraturas mais utilizado é o Müller AO Classificação de fraturas, que apresenta critérios de classificação de fraturas para ossos longos. O AO/ASIF (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Associação para o Estudo da Fixação Interna*), organiza as fraturas de acordo com a severidade da lesão, Fig. 3.11.

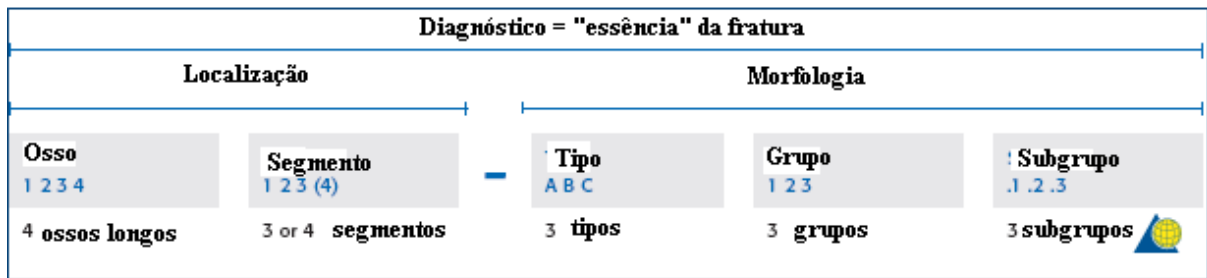


Fig. 3.11: Codificação alfanumérica do sistema Müller AO (ossos longos).

Fonte: www2.aofoundation.org

A descrição e numeração dos ossos foram decididas em convenção. Os ossos são descritos pelo seu nome anatômico, seguido da localização da fratura no osso. Na codificação AO os dois primeiros algarismos fornecem o osso e o segmento afetado, Tabela 3.1 e Tabela 3.2 respectivamente. Deve se notar que os pares de ossos (radio e ulna, tibia e fíbula) são considerados como um único osso.

Tab. 3.1: Osso longo afetado

1	Úmero
2	Rádio/Ulna
3	Fêmur
4	Tíbia/Fíbula

Fonte: www2.aofoundation.org

Tab. 3.2: Segmento afetado

1	Segmento proximal
2	Segmento central
3	Segmento distal

Fonte: www2.aofoundation.org

O segmento maleolar (44 -) é uma exceção. Os segmentos proximal e distal dos ossos longos são definidos por um quadrado, cujos lados têm o mesmo comprimento que a parte mais larga da epífise (exceções 31 - e 44 -), Fig. 3.12.

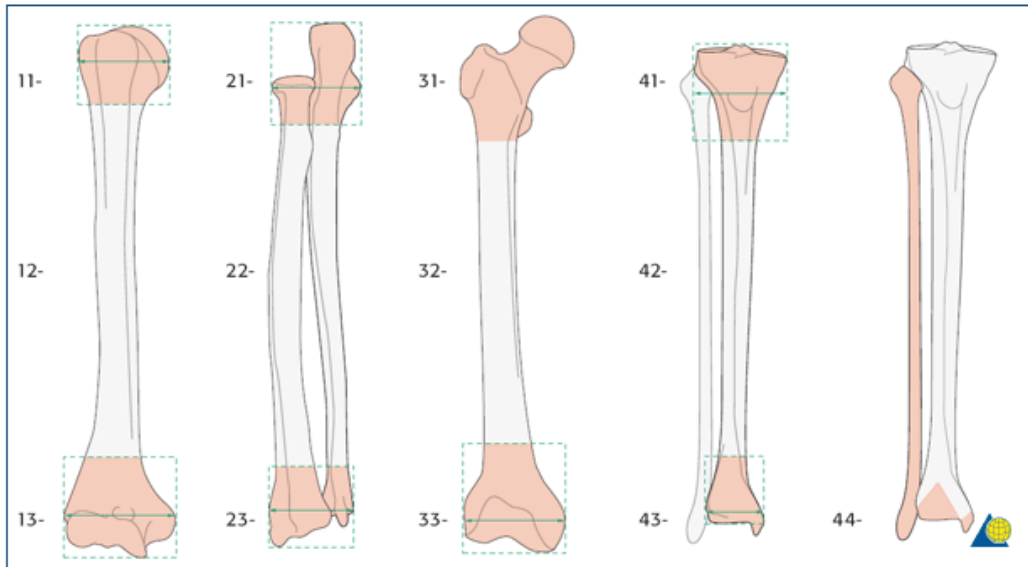


Fig. 3.12: Localização anatômica de uma fratura de ossos longos, segundo AO.

Fonte: www2.aofoundation.org

A patela e o segmento maleolar (4) são exceções de fraturas em adultos. No segmento maleolar isso é devido à relação anatômica especial com a tíbia e a aceitação universal da classificação Weber da fratura no tornozelo, e, portanto, ele é classificado como o quarto segmento da tíbia / fíbula.

Após a identificação da localização da fratura o sistema AO se concentra na descrição de sua morfologia, fornecendo o tipo, grupo e subgrupo da fratura, Fig. 3.13 e Fig. 3.14 apresentadas abaixo.

Na Fig. 3.13 são apresentadas as descrições dos tipos de fraturas da diáfise e dos segmentos proximal ou distal. Estas descrições dos tipos de fratura são codificadas com três letras: A, B, ou C. Neste trabalho serão consideradas as fraturas codificadas como: 32, ou seja, localizadas na diáfise femoral, subdividida em três tipos, A (simples), B (cunha) e C (complexa) e cada tipo subdividido em três grupos, Fig. 3.14.


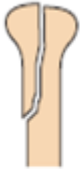
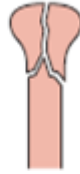




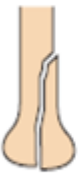

Segmento	Tipo		
	A	B	C
Região proximal	 <p>Extra-articular Não envolve a superfície articular</p>	 <p>Parcialmente articular Envolve parcialmente a articulação, a outra parte permanece ligada a diáfise.</p>	 <p>Articular Envolve a superfície articular, completamente separada da diáfise.</p>
Região diafisária	 <p>Simples Uma linha de fratura, contato cortical entre os segmentos supera 90% após a redução.</p>	 <p>Cunha Três ou mais fragmentos, com contato entre os fragmentos principais.</p>	 <p>Complexa Três ou mais fragmentos, sem contato entre os fragmentos principais.</p>
Região distal	 <p>Extra-articular Não envolve a superfície articular</p>	 <p>Parcialmente articular Envolve parcialmente a articulação, a outra parte permanece ligada a diáfise.</p>	 <p>Articular Envolve a superfície articular, completamente separada da diáfise.</p>

Fig. 3.13: Tipo de uma fratura de ossos longos, segundo AO.

Fonte: www2.aofoundation.org











Tipo	Grupo		
	1	2	3
A Simples	 Espiral	 Obliqua	 Transversa
B Cunha	 Espiral	 Flexão	 Multifragmentária
C Complexa	 Espiral	 Segmentada	 Irregular 

Fig. 3.14: Grupos de uma fratura de diáfise em ossos longos, segundo AO.

Fonte: www2.aofoundation.org

3.4. Consolidação e princípios de tratamento de fraturas ósseas

O osso é um dos poucos órgãos que mantém a capacidade de se regenerar ou reparar mesmo na vida adulta. Ao contrário de outros tecidos cujo processo de cura ocorre mediante a formação de cicatrizes de tecido conectivo (reparação), o osso reparado mantém as propriedades existentes antes de ocorrer à fratura (GIANNOUDIS *et al.*, 2007).

A cura de uma fratura óssea é um processo complexo que envolve um grande número de eventos celulares, moleculares e teciduais, atuando em conjunto com fatores fisiológicos e biomecânicos (GONZALES-TORRES, 2011).

Para que o processo de reparação ocorra da melhor forma possível algumas condições deverão ser atendidas: remoção da causa primária da fratura e prevenção contra outros traumas; redução e estabilização a fim de impedir movimentos traumáticos com o auxílio de algum tipo de fixação se necessário; restauração ou manutenção do fluxo normal de sangue e de nutrientes para o osso é fundamental para a reparação óssea e de outros tecidos afetados; efetiva resposta dos leucócitos é necessária para a reparação tecidual e para a prevenção de infecções bacterianas no local afetado; após a fase inicial de recuperação, a aplicação gradual e controlada de carga é importante para a recuperação funcional do osso afetado (ORSINI, 2012).

Se as demandas fisiológicas são atendidas, o padrão de reparação de fraturas é ditado pelo meio ambiente biomecânico. Com efeito, a restauração óssea só pode ser feita, após a estabilização mecânica da fratura, por processo natural de cura ou por osteossíntese, com a estabilização completa ou parcial dos fragmentos. Estes mecanismos de cura têm características histológicas únicas, e cada um pode ocorrer de forma isolada ou em conjunto com o outro (GRIFFON, 2005).

O processo de regeneração óssea é similar em humanos e animais, tanto na sequência, quanto no tipo de processos que ocorrem na zona de fratura. Variações no tamanho, geometria ou condições biomecânicas do osso afetado podem alterar a velocidade dos eventos de um animal para outro, sem comprometer, no entanto, as características fundamentais do processo de cura (EPARI *et al.*, 2010).

3.4.1 Fases da consolidação de fraturas ósseas

Dois tipos de consolidação óssea são normalmente descritos na literatura: cicatrização primária e cicatrização secundária. A forma de cicatrização depende da estabilidade mecânica e da extensão e importância do trauma, na região da fratura. A cicatrização primária é rara e se refere ao preenchimento do local fraturado diretamente com osso, sem que ocorra a etapa intermediária de formação de calo ósseo; exige contato absoluto dos fragmentos, estabilidade quase completa e minimização das tensões interfragmentarias. Em contrapartida, a cicatrização secundária ocorre em situações onde a fixação é mais flexível, permitindo maior deformação da região da fratura, estimulando a formação de calo ósseo. Esse tipo de cicatrização é o mais comum e redundante na formação de tecido ósseo de melhor qualidade, apresentando taxas de sucesso no processo de reparação mais altas que aquelas encontradas na cicatrização primária (GRIFFON, 2005).

Normalmente esse processo é dividido em três fases levando-se em consideração os eventos celulares e moleculares que ocorrem durante a cura: inflamação, reparação e remodelação, Fig. 3.15.

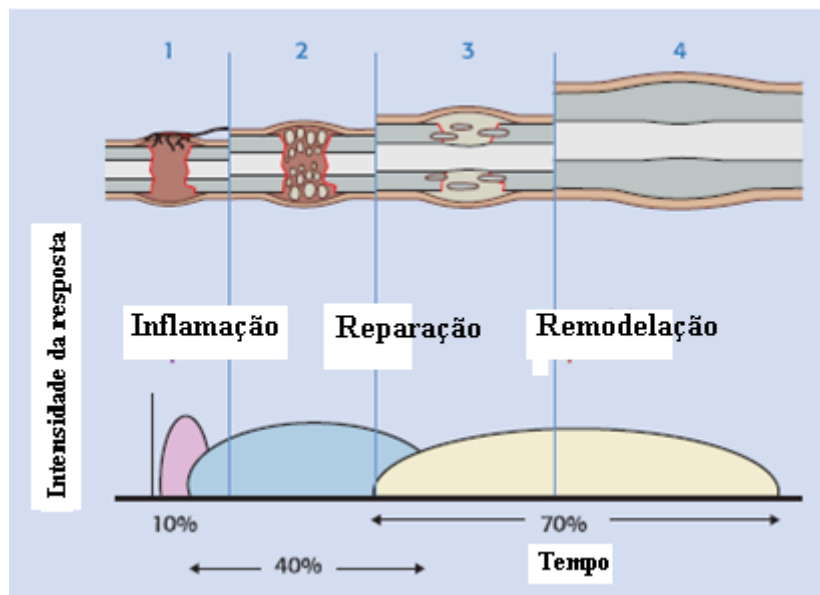


Fig. 3.15: Fases da cicatrização secundária de uma fratura instável. Fase inflamatória (1); Fase de reparação (2); Fase de remodelação (3 e 4).

Fonte: GRIFFON (2005).

A passagem por diferentes estágios teciduais com propriedades biomecânicas diversas possibilita o aparecimento de tecido ósseo de alta qualidade.

3.4.2 Princípios de tratamento de fraturas ósseas

Quando se discutem fraturas ósseas do esqueleto apendicular o objetivo principal é conseguir a completa reabilitação do paciente no mais curto espaço de tempo possível. É importante saber se o osso afetado é essencial para o suporte do peso ou se seu papel pode ser descrito como secundário. A localização da fratura, presença ou ausência de tecidos moles e trauma neurovascular, o estado do ambiente da fratura (fechado ou aberto), a natureza comportamental do animal, bem como a experiência do cirurgião/ortopedista são outros fatores para se considerar quando da escolha do tratamento a ser empregado.

Os modernos métodos de tratamento de fraturas têm se tornado menos conservadores e a opção por tratamento cirúrgico tem se tornado mais frequentemente. Problemas como: encurtamento do membro, má consolidação, rigidez articular e perda de massa muscular são muito reduzidos quando os métodos cirúrgicos, tais como placas, fixação externa e interna, são utilizados. Estes métodos proporcionam ao osso fraturado estabilidade mecânica e permitem que os esforços rotação, flexão e compressão sejam transmitidos através do local da fratura, enquanto ocorre a cicatrização. Desta forma, é possível evitar os problemas causados pela imobilização, e reduzir a ocorrência de má consolidação intramedular (EVELEIGH, 1995).

A partir do final dos anos 1950, objetivando melhorar os resultados obtidos por meio da técnica de fixação externa, associada ou não com imobilização prolongada do paciente a AO passou a recomendar a técnica de Redução Aberta e Fixação Interna, como método padrão para o tratamento de fraturas de ossos longos. Durante as últimas duas décadas, a revisão contínua dos resultados clínicos pela AO levou à adoção de uma nova abordagem filosófica conhecida como osteossíntese minimamente invasiva (OIM). Com a OIM, o local da fratura não é exposto, preservando o hematoma e possibilitando a cicatrização mais rápida. São utilizadas técnicas de redução indireta através da manipulação suave dos fragmentos principais de osso. Abordagens remotas do local da fratura são utilizadas para introduzir o implante sob a forma epiperiosteal (placa) ou intramedular (haste intramedular bloqueada). Hoje, os princípios biológicos de osteossíntese OIM são facilmente observados em ortopedia

humana e estão lentamente ganhando força e aceitação na medicina veterinária, para o tratamento de fraturas de ossos longos em animais (DÉJARDIN *et al.*, 2012).

3.4.3 Haste Intramedular Bloqueada

As Hastes Intramedulares Bloqueadas (HIB) são ferramentas eficazes para a fixação de fraturas de ossos longos. Elas são capazes de suportar cargas elevadas *in vivo*, o que permite o paciente retornar da anestesia com imediato apoio no membro fraturado (NUNAMAKER *et al.*, 1986). É o implante de escolha na ortopedia humana para o tratamento de fraturas cominutivas no fêmur, úmero e tibia (ZEHTAB *et al.*, 2004). As HIB são colocadas no canal medular do osso fraturado. O bloqueio em relação aos principais fragmentos ósseos é realizado por parafusos transcorticais, que neutralizam todos os esforços atuantes no local da fratura, constituindo em uma alternativa viável, às placas ósseas (PIÓREK *et al.*, 2012).

As HIB padrão da *Innovative Animal Products* (IAP; Rochester, MN, EUA) são produzidas com várias dimensões (diâmetro e comprimento) para utilização em tratamento de cães e gatos. O bloqueio pode ser efetuado por meio de parafusos sólidos parcialmente roscados (preferencial) ou por parafusos para aplicação em osso cortical. Proximalmente as HIB podem apresentar extremidades flangeadas para acoplamento da haste a uma alça de inserção ou uma guia de alinhamento e distalmente uma ponta chata, Fig. 3.16.

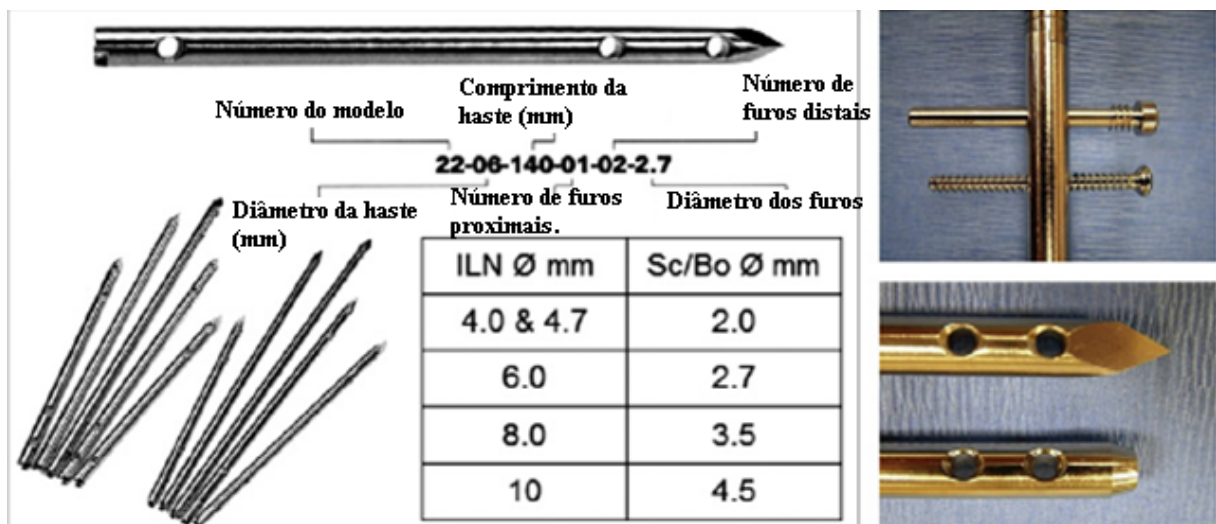


Fig. 3.16: Haste intramedular bloqueada da IAP (Rochester, MN, USA) para tratamento de cães e gatos.
Fonte: DEJARDIN *et al.* (2012).

O conceito de HIB no tratamento de fraturas de ossos longos evoluiu a partir da haste intramedular original projetada por Kunstcher (Alemanha) em 1940. A primeira HIB foi desenvolvida, na década de 1970, por Huckstep (Austrália) para o tratamento de fraturas de fêmur em pessoas e vem sofrendo uma série de modificações ao longo do tempo. Estas modificações envolvem alterações no seu diâmetro, no material construtivo, no número de aberturas transversais, na direção de aplicação (PIÓREK *et al.*, 2012).

Após o uso experimental e clínico bem-sucedido das hastes de Huckstep modificadas para uso em animais, vários sistemas veterinários foram projetados, no início dos anos 90, de forma independente nos Estados Unidos, França, Espanha e Japão (DÉJARDIN *et al.*, 2012).

Na última década, com a recente mudança de paradigma para osteossíntese biológica, que privilegia a formação de calo ósseo por meio da utilização de fixadores mais flexíveis, Fig. 3.17, as HIB vêm ganhando espaço na medicina veterinária por proporcionarem grande estabilidade ao foco da fratura (LARIN *et al.*, 2001; GIORDANO, 2004; SCHMAEDECKE, 2007), se tornando o método de escolha de alguns cirurgiões para o reparo da maioria das fraturas cominutivas da diáfise e metáfise.



Fig. 3.17: As radiografias mostram a evolução do tratamento de fratura. Apresentam dois tipos diferentes de cura (direta e indireta), dependendo do ambiente biomecânico que é produzido pelo método de estabilização (relativa estabilidade, estabilidade absoluta). Fig. 1a - cura espontânea em um cabrito montês. União indireta sólida com mau alinhamento grave. Fig. 1b - Tratamento conservador com cura indireta sólida em uma posição aceitável. Este é o tipo de tratamento que ainda é amplamente usado. Fig. 1c - estabilidade absoluta produzida por parafusos, cura direta, anatomia precisamente restaurada. Fig. 1D - fixação de placa de compressão em uma fratura da tíbia distal. Não existe cura externa sem formação de calos, necessária a utilização combinada de fios de cerclagem, parafusos e parafusos da placa. Está associada com o risco de produzir necrose extensa de osso. Fig. 1e - "fixação interna biológica" de fraturas do fêmur bilaterais utilizando haste intramedular e placa estabilizadora. Os fragmentos intermediários não foram tocados. O paciente foi liberado para suporte, depois de oito semanas. Radiografia do pós-operatório (médio-lateral) e um após um ano.
Fonte: PERREN(2002).

A HIB consiste basicamente de uma haste intramedular com orifícios transversais, proximais e distais, que permitem a colocação de parafusos corticais ou de bloqueio (SCHMAEDECKE, 2007). Existem também hastes com vários orifícios equidistantes em toda sua extensão (contínuos). Porém, sempre que possível devem ser utilizadas hastes de orifícios proximais e distais (descontínuos), por serem mais resistentes (DUELAND *et al.*, 1999; WATANABE *et al.*, 2002).

A técnica de bloqueio do osso e da haste foi desenvolvida para controlar, por meio de parafusos, as forças de flexão, rotação e compressão axial sobre o foco de fratura como ocorre em fraturas cominutivas, fraturas muito proximais e distais, fraturas espirais longas, e fraturas com perda óssea (MUIR *et al.*, 1993; TROSTLE *et al.*, 1995; BERNARDE *et al.*, 2001, BHAT *et al.*, 2006).

Devido a sua posição as HIB apresentam maior momento de inércia, quando comparadas com as placas de fixação, isso explica sua maior resistência aos momentos de flexão (MUIR et al, 1995). Os parafusos de bloqueio reduzem a deformação provocada por esforços de torção, retornando o conjunto facilmente para sua posição original (KYLE et al, 1991; DUELAND et al., 1996).

Tradicionalmente os implantes utilizados para fixação interna têm sido fabricados com metais, como o aço inoxidável, titânio e suas ligas, inseridos a alguma distância do local da fratura e normalmente bloqueados na posição distal e proximal, por meio de parafusos de fixação. No entanto, o alto custo desses artefatos impede a sua utilização em larga escala (LONG, 2008).

Além dos empecilhos de ordem econômica, um conjunto relativamente consistente de problemas ou questões foi identificado quando da utilização de implantes metálicos. Esses materiais são mais rígidos que os ossos, frequentemente levando ao fenômeno denominado 'stress shielding', blindagem de tensões, culminando com reabsorção e enfraquecimento do tecido ósseo. Podem apresentar deslocamento em longo prazo, serem rejeitados pelo organismo, interferirem com as técnicas de acompanhamento por imagem e restringir o crescimento em pacientes jovens, o que acarreta a necessidade de posterior remoção cirúrgica (PIETRZAK *et al.*, 1996). Desta forma, diversas pesquisas têm sido realizadas visando à obtenção de novos materiais, bem como o desenvolvimento de novas técnicas de manufatura, que permitam aprimorar as propriedades mecânicas e as características de biocompatibilidade dos implantes, a fim de possibilitar a rápida recuperação do paciente, além de reduzir substancialmente os custos envolvidos em sua utilização (LONG, 2008).

Spadeto Junior *et al.* (2010) testaram o desempenho de hastes intramedulares poliméricas bloqueadas, construídas com poliacetal e de poliamida, no tratamento de fraturas de fêmur em bovinos jovens. Apesar de não apresentarem nenhuma rejeição tecidual às hastes não apresentaram resistência suficiente para serem aplicadas na fixação de fraturas de fêmur de bovinos jovens.

Os materiais poliméricos, devido as suas características, devem ser investigados quanto à possibilidade de utilização nesta aplicação.

4

APLICAÇÃO DOS BIOMATERIAIS NA ORTOPEDIA

Biomateriais são tão antigos quanto à própria medicina e têm sido amplamente utilizados nas mais diversas situações. O uso de biomateriais sob a forma de olhos artificiais, orelhas, dentes e narizes foram encontrados em múmias egípcias. Chineses e indianos se utilizaram de ceras, colas e tecidos na reconstrução de partes defeituosas do corpo (RAMAKRISHINA *et al.*, 2001). O uso bem sucedido dos biomateriais na cirurgia reconstrutiva, no entanto, coincide com o final da Segunda Guerra Mundial (1945). Desde aquela época, a pesquisa e aplicação de materiais artificiais, para substituir componentes estruturais do corpo, evoluíram impulsionadas pelo trabalho interdisciplinar de físicos, químicos, engenheiros e cientistas biomédicos (HANKER e GIAMMARA, 1988).

Diversos tipos de fraturas ósseas, dor lombar, osteoporose, escoliose e outros problemas musculoesqueléticos precisam ser resolvidos usando dispositivos permanentes, temporários ou biodegradáveis. Desta forma, biomateriais ortopédicos são implantados em seres humanos e em animais, como componentes de dispositivos que são concebidos para realizar determinadas funções biológicas, substituindo ou reparando diferentes tecidos, tais como osso, cartilagem, ligamentos ou tendões.

A seleção de qualquer material para aplicações biomédicas deve levar em consideração tanto a função do implante, quanto a biocompatibilidade do material. As preocupações gerais com a corrosão, a lixiviação, absorção e mutagenicidade devem ser abordadas para biomateriais ortopédicos, como o são para outras aplicações (GRIMM, 2004).

Nos últimos 50 anos, os materiais destinados a fins biomédicos têm evoluído, podendo ser categorizados em três gerações diferentes: primeira geração (materiais bioinertes), segunda geração (materiais bioativos, biodegradáveis e biointegráveis) e terceira geração (materiais destinados a estimular respostas moleculares específicas). Os materiais que cada nova geração traz não necessariamente substituem o uso dos materiais da geração anterior. Em

muitas situações, agregam características que aprimoram suas propriedades e expandem suas aplicações como biomaterial (HENCH e POLAK, 2002).

Não existe ordem cronológica na ocorrência dessas três gerações, mas uma organização conceitual, visto que cada uma delas representa uma evolução sobre os requisitos e as propriedades dos materiais envolvidos. Conceitos como reação de corpo estranho (principalmente devido ao desgaste), 'stress shielding', biocompatibilidade, e, mais recentemente, bioatividade e osteoindução foram gradualmente introduzidos como requisitos para biomateriais na concepção de dispositivos implantáveis.

4.1. Primeira geração: materiais bioinertes

Na concepção da engenharia, a seleção de um material para uma aplicação específica é determinada pela combinação das propriedades do material com os requisitos da aplicação. No caso de biomateriais além das necessárias características mecânicas, químicas e físicas, devem ser levados em consideração os requisitos biológicos, pertinentes a cada uma das gerações (NARAYAN, 2010).

O objetivo dessa primeira geração de biomateriais foi desenvolver materiais que atendessem as seguintes características: (i) propriedades mecânicas apropriadas para o uso pretendido, (ii) resistência à corrosão, e (iii) ausência de efeitos prejudiciais, como a carcinogenicidade, toxicidade, alergia e inflamação (NARAYAN, 2010).

Certas propriedades como resistência à corrosão, rigidez, dureza, resistência à fadiga, tenacidade à fratura, e biocompatibilidade tornaram os metais os materiais preferidos para o desenvolvimento de dispositivos médicos ortopédicos (HALLAB *et al.*, 2004).

Uma boa compreensão do osso em termos da sua estrutura e de seu comportamento biomecânico é fundamental para a seleção do material que seja capaz de atender as demandas específicas de certo tipo de implante. O osso é um material com estrutura, altamente hierárquica, composta de fibrilas de colágeno e nanocristais de hidroxiapatita (HA) intercalados ao longo do colágeno. Apesar do elevado módulo de elasticidade da HA (~100 GPa), o módulo de elasticidade do osso cortical se situa entre 10 e 20 GPa, relativamente baixo em comparação com os materiais que são usados convencionalmente para fixação óssea (SCHOLZ *et al.*, 2011).

Os principais biomateriais utilizados atualmente em cirurgias ortopédicas podem ser divididos em dois grupos: metais e não metais (cerâmicas, polímeros e compósitos) (VARIOLA *et al.*, 2010).

4.1.1 Metais

Tradicionalmente, utiliza-se aço inoxidável 316L, liga de cobalto e cromo, titânio ou liga de titânio (Ti-6Al-4V) para a fabricação de próteses, em como para a manufatura de dispositivos utilizados na fixação de fraturas. A resistência e o comportamento relativamente inerte desses materiais tornam sua aplicação bastante atraente. No entanto, a dramática diferença entre os módulos de elasticidade desses materiais e do tecido ósseo, Tabela 4.1, cria uma situação mecânica anormal, afetando o processo de remodelação, que leva à reabsorção do osso nessas áreas e aumenta consideravelmente o potencial de fratura (BRYDONE *et al.*, 2010).

Tab. 4.1 Valores de módulo de elasticidade e tensão de ruptura do osso e de alguns materiais relevantes.

Material	E (GPa)	Tensão de ruptura (MPa)
Osso Cortical	7–25	50–150
Osso Trabecular	0.1–1	< 1
Aço inox 316L	200	207–1160
Liga CoCrMo	230	430–1028
Liga Ti-6%Al-4%V	105	780–1050
Alumina	365	1138

Fonte: Brydone *et al.*, (2010).

4.1.2 Cerâmicas

Uma vez que o osso é um composto que consiste essencialmente de componentes cerâmicos e poliméricos, esta classe de materiais foi investigada à procura de materiais biocompatíveis para serem utilizados em aplicações estruturais (GRIMM, 2004).

Ao analisar os biomateriais cerâmicos de primeira geração, os mais comumente utilizados são alumina, zircônia e algumas outras cerâmicas porosas. Estes materiais não metálicos inorgânicos têm uma gama limitada de formulações. Sua microestrutura é altamente dependente do processo de fabricação adotado (temperatura máxima, a duração das etapas térmicas, a pureza do pó, o tamanho e distribuição dos grãos e porosidade) o que influencia diretamente suas propriedades mecânicas e biológicas (NAVARRO *et al.*, 2008).

As técnicas de processamento para cerâmicas foram melhoradas a partir de 1977, resultando em granulações menores e menos variáveis. Desta forma, a biocompatibilidade destes materiais levou a que fossem reexaminados para utilização em aplicações ortopédicas. Alumina e zircônia tornaram-se as cerâmicas mais populares para uso em cirurgias de artroplastia total de joelho. (ROUALDES *et al.*, 2010).

Alumina tem sido utilizada, em cirurgias ortopédicas, por quase 20 anos, devido ao seu baixo coeficiente de atrito e desgaste. No entanto, têm sido reportados problemas sérios de ‘stress shielding’, devido ao módulo de elasticidade muito elevado, Tabela 4.2, em comparação com o osso esponjoso (NAVARRO *et al.*, 2008).

As principais características dos materiais cerâmicos são dureza e fragilidade, apresentando bom desempenho quando solicitados por forças de compressão, no entanto, seu desempenho é baixo em situações que envolvem carregamentos de tração. Desta forma, têm sido pouco utilizados em estruturas, como a haste femoral. (GRIMM, 2004).

4.1.3 Polímeros

A escolha de um material polimérico, para aplicações ortopédicas, é baseada em várias considerações, tais como: resistência mecânica, facilidade de processamento, biocompatibilidade, resistência à abrasão, adesividade do material e permeabilidade ao oxigênio, entre outros. Qual propriedade vai dominar os critérios de seleção é função do contexto de uma determinada aplicação (SHASTRI, 2003).

Polímeros sintéticos, utilizados em procedimentos ortopédicos, apresentam propriedades físicas e químicas bastante conhecidas que podem ser modificadas para atender às necessidades específicas de diferentes aplicações. Além disso, eles são facilmente processáveis quanto a sua forma, seu tamanho e composição. Reações adversas como toxicidade, e suscetibilidade a infecções são raras em polímeros sintéticos puros (PUPPI *et al.*, 2010).

Um dos principais problemas enfrentados pelos cirurgiões ortopédicos é a grande diferença entre a rigidez do osso e dos implantes metálicos ou de cerâmica. No compartilhamento de carga entre o osso e o implante, a quantidade de esforço realizado por cada um deles está diretamente relacionada à sua rigidez (RAMAKRISHNA *et al.*, 2001).

Quando o osso não é suficientemente carregado em relação ao implante, esse fenômeno é chamado de "stress shielding", que afeta a remodelação óssea e o processo de cicatrização levando ao aumento da porosidade do osso (também conhecida como atrofia óssea). Implantes cuja rigidez se aproxima à do hospedeiro limitam esse fenômeno estimulando a necessária remodelação do tecido ósseo. A utilização de materiais de baixo módulo de elasticidade, tais como polímeros, parece interessante, no entanto, as grandes quantidades de força a que os implantes são submetidos, associados à baixa rigidez desses materiais, geralmente impedem a sua utilização.

Na Tabela 4.2 são apresentados o módulo de elasticidade e a tensão de ruptura de alguns materiais poliméricos.

Tab. 4.2: Propriedades mecânicas dos biomateriais poliméricos típicos.

Material	E(GPa)	Tensão de ruptura(MPa)
Poliétileno (PE)	0,88	35
Poliuretano (PU)	0,02	35
Politetrafluoretileno (PTFE)	0,5	27,5
Poliacetal (PA)	2,1	67
Polimetilmetacrilato (PMMA)	2,55	59
Borracha de silicone (SR)	0,008	7,6
Polisulfona (OS)	2,65	75
Poliethereterketone (PEEK)	8,3	139
Tereftalato de polietileno (PET)	2,85	61

Fonte: Ramakrishna *et al.*, 2001.

Molster *et al.* (2001) compararam o desempenho de uma haste intramedular polimérica, construída de PA, com duas outras hastes comerciais metálicas, em fraturas de úmero, submetidos a esforço de torção. Segundo os autores os resultados apresentados atestam a possibilidade do uso do PA em consolidação de fraturas de úmero, uma vez que se trata de osso que não participa de suporte de carga.

De Marval (2006), estudou o desempenho de hastes intramedulares bloqueadas poliméricas fabricadas em polipropileno para tratamento de fraturas de úmeros em bezerros. O autor afirmou que os resultados foram satisfatórios, uma vez que o sistema forneceu as condições necessárias para a reparação óssea de todas as fraturas. No entanto, sugere o teste com outros polímeros, uma vez que o polipropileno não foi capaz de manter a congruência dos fragmentos ósseos, no pós-operatório imediato.

Spadeto Junior *et al.* (2010) testaram o desempenho de hastes intramedulares poliméricas bloqueadas, construídas com poliacetal e de poliamida, no tratamento de fraturas de fêmur em bovinos jovens. Apesar de não apresentarem nenhuma rejeição tecidual às hastes não apresentaram resistência suficiente para serem aplicadas na fixação de fraturas de fêmur de bovinos jovens.

Em um estudo sobre a viabilidade de utilização do PMMA (cimento ósseo) sob a forma de haste intramedular de baixo custo, Lewis *et al.* (2009) utilizaram cinco fêmures de suínos submetidos à osteotomia, estabilizada por haste intramedular, e compararam os resultados com cinco fêmures íntegros, ambos os conjuntos testados a torção e flexão. Segundo os

autores, o PMMA apresentou boa estabilidade biomecânica capacitando este polímero para atuar como haste intramedular de baixo custo. Apesar desta conclusão, foram apresentadas situações de falhas, das hastes construídas com PMMA, Fig. 4.2.

Alguns fatores foram apontados pelos autores como cruciais no processo de falha das hastes. Primeiro a colocação excêntrica dos parafusos, provavelmente é responsável pela ocorrência de falhas nas proximidades da interface haste-parafuso. O processo de fabricação do implante necessita de procedimentos que forneçam meios de análise estrutural do material, evitando falhas do artefato. Provavelmente a utilização de parafusos não específicos para essa aplicação também tenha contribuído para a falha dos implantes.

O PMMA precisa ainda ser testado em condições mais realistas de utilização, no que concerne ao tipo de fratura a ser fixada. Outra restrição da pesquisa consiste na pequena amostra utilizada. Apesar da utilização de parafusos de fixação inadequados e da ocorrência de bolhas no material, a haste intramedular construída com esse polímero foi capaz de suportar carga da ordem de 100 kgf.

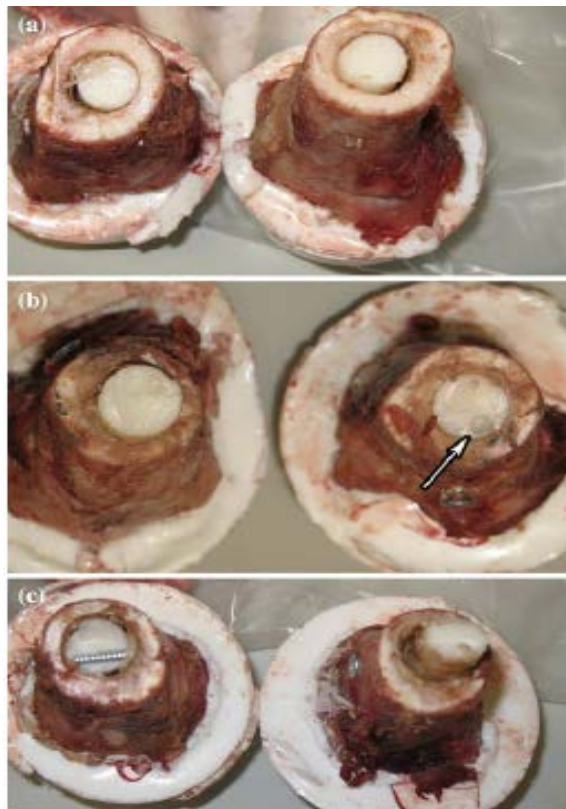


Fig. 4.1: Padrão de falhas das hastes intramedulares de PMMA. (a) falha no local da fratura, (b) defeito do material (bolha de ar) (c) excentricidade na colocação do parafuso.

Fonte: Lewis *et al.*, (2009).

4.1.4 Compósitos Poliméricos

Materiais compósitos poliméricos apresentam soluções para muitas das deficiências de materiais homogêneos, incluindo, em particular, a possibilidade de variar as suas propriedades elásticas para permitir uma melhor compatibilidade mecânica com ossos e outros tecidos, mantendo características de alta resistência e durabilidade (RAMAKRISHNA *et al.*, 2001).

Esta possibilidade levou a um interesse generalizado no uso de materiais compósitos em cirurgias ortopédicas, principalmente substituição da articulação do quadril, placas e hastes intramedulares para fixação da fratura (EVANS e GREGSON. 1998).

Geralmente eles possuem duas fases, um material de preenchimento (reforço), adicionado a uma matriz polimérica a fim de obter propriedades que melhoram cada um dos componentes. As fibras de carbono têm sido utilizadas em ortopedia como biomateriais da primeira geração, principalmente para reforçar polímeros. Estes materiais compósitos foram testados com resultados bons e raras situações de falha, em diversos procedimentos cirúrgicos, incluindo artroplastia total do quadril e fixação interna (NAVARRO *et al.*, 2008).

Os materiais compósitos possuem baixo módulo de elasticidade e alta resistência, o que os torna candidatos a várias aplicações cirúrgicas. Além disso, suas propriedades mecânicas podem ser controladas por alterações na forma de distribuição do material de preenchimento, o que se assemelha bastante a característica anisotrópica apresentada pelo tecido ósseo (RAMAKRISHNA *et al.*, 2001).

Devido à similaridade apresentada entre os materiais compósitos e o osso, é crescente o interesse na sua aplicação em situações que demandam reparação ou substituição do esqueleto. Em aplicações ortopédicas, materiais compósitos poliméricos foram aplicados em cirurgias de coluna, confecção de haste intramedular, placa óssea e parafuso, etc. (FUJIHARA *et al.*, 2004). A abordagem de fixação interna, nas fraturas de ossos longos, pode ser realizada por meio de diferentes técnicas dentre as quais, as mais comuns são as placas ósseas e as hastes intramedulares.

As hastes intramedulares tem se tornado a técnica de escolha de muitos profissionais da ortopedia por permitir o rápido retorno do paciente a condição de suporte de carga e movimentação. Recentemente, alguns estudos têm se dedicado a testar diferentes materiais compósitos na confecção de hastes intramedulares aplicáveis à cirurgia ortopédica.

Lin *et al.*, (1997) propuseram a utilização de um compósito polimérico PEEK reforçado com

fibras de vidro (GPEEK) como substitutos das ligas metálicas em implantes ortopédicos, a fim de investigarem a influência desse material no processo de reparação óssea. Os autores afirmam que existe total compatibilidade entre o GPEEK e as células responsáveis por desempenhar as tarefas de remodelação.

O estudo de Zhao *et al.*, (2009) descreve o comportamento *in-vivo* de uma estrutura de implante CRF feito de fibras de vidro unidirecionais, matriz polimérica e grânulos de vidro bioativo, como componente osteocondutor, em fixação de fraturas femorais em coelhos. Os autores concluíram que materiais compósitos reforçados por fibra de vidro têm o potencial para serem utilizados como alternativas para implantes metálicos (ZHAO *et al.*, 2009).

Segundo Scholz *et al.*, (2011), as hastes intramedulares podem ser utilizadas na estabilização de fraturas de ossos longos. Os materiais poliméricos reforçados ou em seu estado puro, devido as suas características, devem ser investigados quanto à possibilidade de utilização nesta aplicação.

Para o desenvolvimento de novos implantes ou teste de novos materiais, é essencial o desenvolvimento de um grande número de testes, principalmente por que os ossos sofrem grande variação em sua densidade e geometria (WÄHNERT *et al.*, 2011).

Métodos computacionais desenvolvidos originalmente para análise estrutural em engenharia têm sido aplicados em biomecânica óssea. A partir da segunda metade do século XX essas ferramentas são aplicadas na análise de tensões e deformações atuantes sobre os ossos, e sobre conjuntos osso-implante, submetidos aos mais diversos tipos de carregamento (HUISKES e CHAO, 1983).

Graças à evolução da capacidade de processamento dos modernos computadores, essa nova abordagem, baseada em simulações computacionais tem se consolidado como ferramenta de análise e pesquisa em biomecânica ortopédica (VARGHESE *et al.*, 2011).

Neste trabalho foram analisados nas simulações, além do aço inoxidável, três materiais poliméricos: polipropileno, poliamida e poliacetal, de primeira geração e um material compósito de matriz de poliéster reforçado por fibra de vidro.

5

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL NA BIOMECÂNICA

O tratamento de diversos tipos de lesões ortopédicas traumáticas exige o conhecimento das propriedades mecânicas dos ossos e sua interação com diferentes dispositivos implantados. Para isso, em um trabalho conjunto, clínicos e engenheiros tem utilizado diferentes métodos experimentais e técnicas computacionais (ZDERO e BOUGHERARA, 2010). O sucesso dessa abordagem se baseia principalmente na capacidade de entender as necessidades de cada uma das disciplinas envolvidas, ou seja, estar familiarizado com termos específicos, conhecer as possibilidades e necessidades de uma e de outra é fundamental para o bom desempenho dos trabalhos (KLUESS *et. al.*, 2010).

Biomecânica é o estudo da estrutura e função dos sistemas biológicos por meio dos métodos da mecânica. O método dos elementos finitos (MEF) consiste em um método numérico-computacional, dedicado à resolução de equações diferenciais que, aplicado a problemas de Mecânica do Contínuo, possibilita avaliar a resposta de um modelo, a partir do conhecimento de um conjunto bem definido de condições de contorno e parâmetros descritivos dos materiais e carregamento, por exemplo, carregamento externo, geometria e propriedades físicas dos materiais (NARELIYA e KUMAR, 2012).

No campo da biomecânica ortopédica é fundamental a análise de tensões e deformações que afetam o osso, as articulações e também os implantes estruturais. Ao contrário dos métodos convencionais de análise, o MEF pode ser utilizado para analisar estruturas de geometria complexa e propriedades heterogêneas. Essa característica torna o MEF a abordagem preferida para a análise de tecido vivo, como osso (KLUESS *et al.*, 2010).

A utilização de modelos matemáticos apresenta vantagens quando comparados aos métodos tradicionais, que utilizam protótipos e/ou experimentações *in vivo* ou *ex vivo* (PRENDERGAST, 1997), sendo a principal delas a redução de tempo e dos custos para a realização dos experimentos.

A introdução de modernas técnicas aplicadas à geração de modelos biomecânicos, cada vez mais complexos, coincide com a maior disponibilidade de recursos computacionais

(HUISKES e CHAO, *et al.*, 1983).

A utilização do MEF como ferramenta de análise estrutural tem crescido rapidamente no campo da engenharia, biomedicina, e biomecânica (WIEDING *et al.*, 2012), principalmente devido ao surgimento das modernas estações de trabalho.

Seis anos atrás, os estudos utilizando MEF como ferramenta de pesquisa em medicina haviam superado dez mil citações, Fig. 5.1, conforme pesquisa realizada em julho de 2010 no banco de dados Pubmed (<http://www.pubmed.org>) desenvolvido pelo Centro Nacional para a Informação Biotecnológica (NCBI) e mantido pela Biblioteca Nacional de Medicina dos Estados Unidos da América.

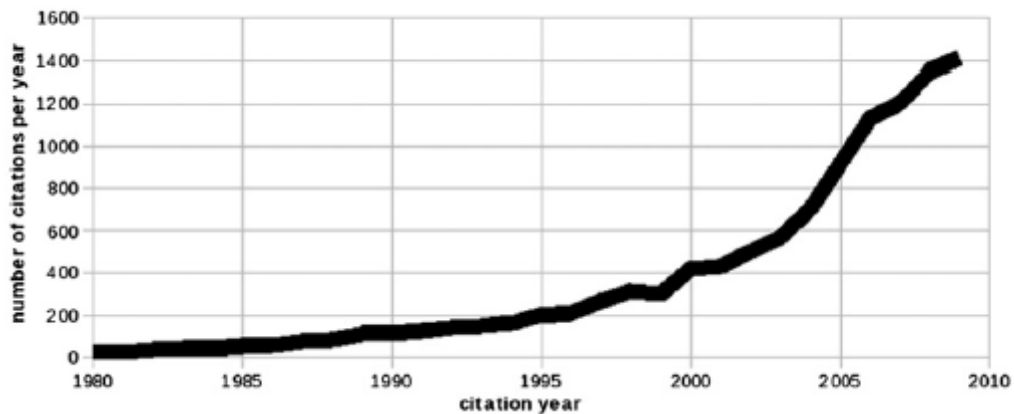


Fig. 5.1: Estudos publicados utilizando análise de elementos finitos (de 1980 a 2009).

Fonte: Erdemir *et al.*, (2012).

Uma rápida análise da literatura é o bastante para que se possam encontrar exemplos que confirmam como o rápido desenvolvimento de computadores mais poderosos tem permitido a utilização de modelos biomecânicos cada vez mais robustos.

Dalstra *et al.* (1995) apresentam um modelo de elementos finitos para a pélvis consistindo de 2.062 elementos, Fig. 5.2. Neste estudo os autores se propõem a construir um modelo tridimensional do osso pélvico a partir de tomografias computadorizadas. Os autores utilizaram diversos ossos pélvicos a fim de realizar medições quantitativas. Posteriormente a espessura da casca cortical e distribuição de densidade do osso trabecular foram atribuídas a cada elemento da malha individualmente.

Para validar o modelo, foram realizados testes mecânicos em dois ossos pélvicos instrumentados com extensômetros e os valores de tensão e deformações assim obtidos foram comparados com aqueles calculados, por meio de carregamentos simulados aplicados

no modelo de elementos finitos. Os resultados obtidos durante os testes mostraram boa concordância com os obtidos durante as simulações com o modelo de elementos finitos.

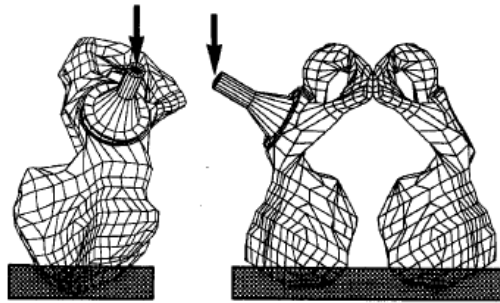


Fig. 5.2: Simulação de modelo de elementos finitos (2062 elementos), do osso pélvico. Vista lateral e frontal.

Fonte: Dalstra et al. (1995).

Garcia *et al.* (2000), cinco anos depois, utilizam um modelo para a mesma estrutura formado por 6.425 elementos, Fig. 5.3, a fim de avaliar a capacidade de imobilização, de vários tipos de fixação (externas e internas), em fraturas do osso pélvico. A simulação com o MEF tinha por objetivo identificar o melhor método de fixação para cada tipo de fratura, quando submetido a esforço de compressão.

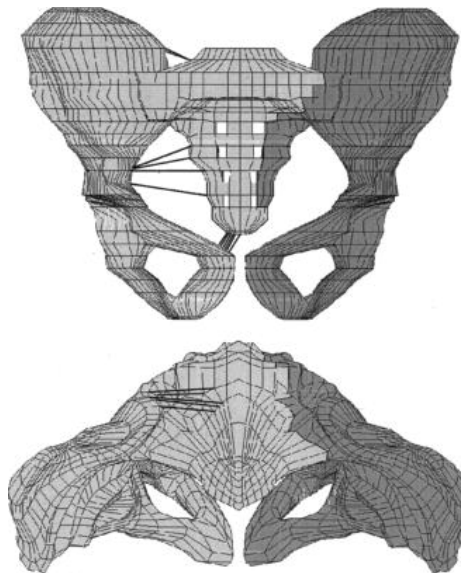


Fig. 5.3: Modelo de elementos finitos (6425 elementos) utilizado para simulação da resposta a compressão para diferentes tipos de fratura.

Fonte: Garcia et al. (2000).

Posteriormente em Anderson *et al.* (2005) é apresentado um modelo com 190.000 elementos tetraédricos, para o osso trabecular e 31.000 elementos de casca para o osso cortical, Fig. 5.4. Os objetivos deste estudo foram desenvolver e validar um modelo de elementos finitos realista da pelve usando estimativas da geometria óssea, da espessura cortical e módulo de elasticidade do osso trabecular.

Um modelo de elementos finitos de uma pélvis cadavérica foi criado usando dados obtidos por meio de imagens de tomografia computadorizada. O carregamento foi aplicado ao acetábulo pélvico, região onde o fêmur se articula com a pelve constituindo a articulação coxofemoral, implantado com uma haste femoral. Extensômetros em forma de roseta foram fixos em dez posições do osso cortical e monitoraram a tensão na pelve esquerda.

Os valores de tensão preditos pelo modelo de elementos finitos foram comparados diretamente com resultados experimentais para validação. No geral, as previsões obtidas com o modelo se mostraram correlacionadas com os resultados experimentais, sendo o coeficiente de determinação ($r^2 = 0,824$), o que, segundo os autores, possibilita a utilização da metodologia desenvolvida em estudos biomecânicos que visem o melhor conhecimento do comportamento do osso pélvico implantado submetido a demandas mecânicas.

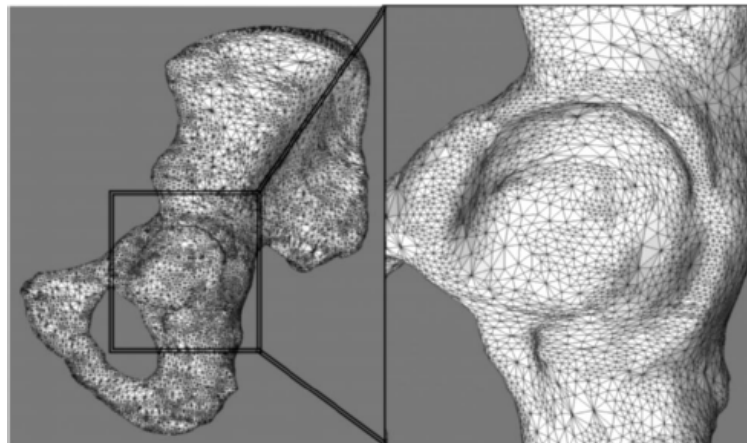


Fig. 5.4: Modelo de elementos finitos do osso pélvico (190.000 elementos tetraédricos e 31.000 elementos casca). À direita detalhe do acetábulo.

Fonte: Anderson et al. (2005).

Segundo Knupp (2007), a precisão e a eficiência das simulações baseadas no MEF estão altamente relacionadas com a qualidade da malha de elementos finitos gerada. A qualidade da malha diz respeito às características que permitem simulação numérica eficiente, com a

precisão necessária para o problema abordado.

Sendo assim, a qualidade da malha depende da forma e quantidade dos elementos escolhidos para discretizar a geometria de determinada estrutura, do cálculo particular que será efetuado, não devendo influenciar negativamente a simulação. A malha não pode ser causa de imprecisões ou contribuir para o mal condicionamento do sistema matricial a ser resolvido, nem tão pouco dificultar a convergência do método de resolução.

Malhas para estruturas biológicas, especialmente ossos, geralmente utilizam elementos tetraédricos ou hexaédricos (quatro ou seis nós respectivamente). De uma forma geral, as malhas formadas por elementos hexaédricos são consideradas mais precisas e eficientes, principalmente em simulações que envolvem carregamentos dinâmicos. A densidade da malha, isto é, número de elementos, é função da precisão desejada para os resultados (BURKHART *et al.*, 2013).

Neste trabalho, atenção será direcionada para as simulações por meio do MEF que envolvem análise e consolidação de fraturas em ossos longos.

5.1 Simulações de implantes em ossos longos

Simulações baseadas em modelos de elementos finitos para ossos longos, construídos a partir de dados obtidos por tomografia computadorizada têm se mostrado importante ferramenta para análise biomecânica. No entanto, os resultados são altamente influenciados pela qualidade da geometria dos modelos e pelo conhecimento de suas propriedades mecânicas (VARGHESE *et al.*, 2011).

Na clínica veterinária, a consolidação de fraturas de ossos longos permanece um grande desafio. Fraturas de ossos longos em grandes animais frequentemente apresentam mal prognóstico, uma vez que os tratamentos tradicionais, que envolvem a imobilização do animal a fim de prevenir a utilização do membro afetado, sobrecarregam o membro contralateral por longos períodos e normalmente está associada a uma série de efeitos indesejáveis (McCLURE *et al.* 1998).

Uma solução é a utilização de dispositivos de fixação interna, que possibilitam a consolidação da fratura, sem a necessidade de procedimentos de imobilização, possibilitando a utilização precoce do membro afetado. No entanto, os produtos disponíveis são adaptados de produtos destinados à ortopedia humana e apresentam alto custo (AITHAL *et al.*, 2004).

A demanda por artefatos aplicáveis especificamente na clínica ortopédica de grandes animais

tem contribuído para o estabelecimento de parcerias entre pesquisadores, das áreas de Medicina Veterinária e Engenharia, a fim de trabalharem juntos, utilizando métodos de estudo baseados em modelos matemáticos apropriados aos vários tipos de condições mecânicas e de fixação interna (SMITH, 1985).

Rodrigues *et al.*, (2009) utilizaram um modelo de elementos finitos, da diáfise femoral, Fig. 5.5, construído por meio de imagens de tomografia computadorizada e um conjunto de softwares para modelagem (Lopes et al. 2008), baseado em design assistido por computador (CAD), a fim de simular a remodelação óssea, de um fêmur bovino, que ocorre como resposta à presença de um implante, na forma de haste intramedular polimérica (poliacetal, polipropileno e poliamida) bloqueada, para uso veterinário.

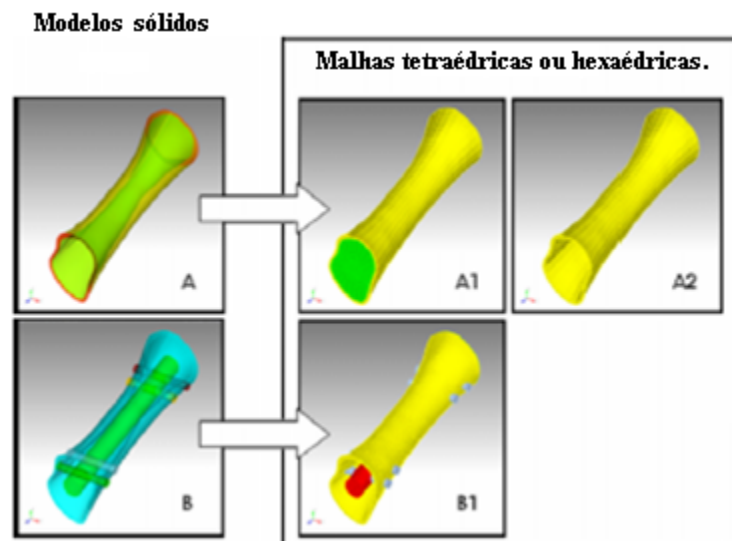


Fig. 5.5: Modelo sólido (A e B) e de elementos finitos (A1, A2, B1) da diáfise do fêmur bovino
Fonte: Rodrigues et al. (2009).

As imagens A e B representam o modelo sólido da diáfise femoral com e sem implante respectivamente. As malhas representando a diáfise femoral, com tecido cortical e medula óssea, A1 (7920 elementos hexaédricos) e A2 (9600 elementos hexaédricos) onde aparece apenas o tecido cortical. B1 (68.202 elementos tetraédricos) representa a diáfise femoral com tecido cortical e haste intramedular bloqueada.

As análises foram realizadas considerando um modelo computacional em que o osso é considerado um material poroso, ortotrópico, cuja estrutura se adapta às condições do ambiente mecânico. Os resultados obtidos com as hastes poliméricas foram comparados com

aqueles obtidos quando foi utilizado um implante metálico tradicional. Ambos os conjuntos osso-implante foram submetidos ao mesmo carregamento aplicado sobre o fêmur bovino durante o ciclo da marcha.

Duas condições de carregamento foram consideradas, sendo ambas aplicadas em um fêmur íntegro e em outro implantado. Os resultados mostram que o modelo de remodelação reproduziu as características do osso e apresentou claras evidências de diferenças entre o processo de remodelação em torno de um implante metálico e de um implante polimérico.

Em outro estudo, Rodrigues *et al.* (2012), testaram a capacidade do MEF em estimar o desempenho de hastes poliméricas (poliamida 6, poliacetal e polipropileno) na estabilização de fraturas femorais em bezerros e compararam seus resultados com resultados de estudos *in vivo* previamente publicados.

Neste trabalho todos os materiais, osso cortical, hastes e parafusos foram modelados como homogêneos, isotrópicos, com comportamento elástico. A malha de elementos finitos da diáfise femoral foi formada por 68.202 elementos tetraédricos, Fig. 5.6.

Cada conjunto diáfise-haste intramedular foi bloqueado por quatro parafusos corticais de 4,5 mm de aço inoxidável, inseridos perpendicularmente (2 proximais e 2 distais). Sendo os primeiros a 10 mm da linha de fratura e os outros dois a 10 mm dos primeiros parafusos. O contato entre os parafusos-haste e parafuso-osso foi considerado perfeito.



Fig. 5.6: Modelo de elementos finitos (68.202 elementos) da diáfise femoral de bezerro, apresentando fratura oblíqua simples (40°, A2 – AO/ASIF), bloqueio por quatro parafusos de aço.

Fonte: Rodrigues et al. (2012).

Na simulação de condição estática, todos os materiais suportaram as deformações, pois as máximas tensões de von Mises ficaram abaixo do valor de ruptura. No entanto, em condição dinâmica, caminhada, a simulação apontou que os valores máximos de tensão superariam o ponto de ruptura dos materiais poliméricos utilizados. Esses resultados concordaram com aqueles publicados em Spadeto Junior *et al.* (2010), onde as hastes poliméricas de poliacetal e poliamida falharam, poucos dias após o implante, na tentativa de estabilizar fraturas semelhantes em bezerros com idade de três meses.

Em todos os casos, a fratura ocorreu na região do orifício da haste, na interface haste-parafuso próxima à linha de fratura. Das rupturas verificadas nas hastes de poliacetal, três ocorreram no local de inserção do parafuso distal do fragmento proximal do fêmur, e duas ocorreram no local de inserção do parafuso proximal do fragmento distal da fratura, mostrando que esses pontos sofreram maior sobrecarga de forças na região próxima da linha da fratura.

A ocorrência das fraturas das hastes no local dos orifícios para inserção dos parafusos é frequentemente observada em vários estudos. Spadeto Junior *et al.* (2008) apresentaram o mesmo problema em testes de flexão *ex vivo*, realizados em máquina universal de ensaios. Em de Marval (2006), o autor relatou o mesmo problema após ter realizado a osteossíntese de cinco úmeros de bezerros, com a técnica de hastes bloqueadas confeccionadas com polipropileno, observando a quebra de uma das hastes no local de inserção do parafuso distal do fragmento proximal.

TROSTLE *et al.* (1995), em estudo biomecânico *ex vivo* com fêmures de bezerros, cujos ossos haviam passados por osteotomia, para comparar a resistência mecânica de hastes metálicas cilíndricas e hastes sólidas, revelaram que o ponto de enfraquecimento da haste cilíndrica foi localizado na inserção dos parafusos próximos à linha de fratura.

5.2 Simulações dos parafusos de bloqueio

Uma significativa proporção das fraturas é estabilizada por dispositivos que se valem de parafusos ou pinos para sua fixação. Neste tipo de técnica duas questões são fundamentais: a possibilidade de movimentação do dispositivo, importante para o processo de consolidação da fratura (GASTON e SIMPSON, 2007; GOODSHIP e KENWRIGHT, 1985), e o comportamento da interface parafuso-osso responsável por grande parte dos casos de falhas de implantes (AHMAD *et al.*, 2007; PARK *et al.*, 2000).

A biomecânica ortopédica ainda apresenta limitações quanto ao uso do MEF para modelagem de parafusos e furos. A abordagem mais comum é assumir que as interfaces (parafuso-osso e parafuso-implante) são perfeitamente ajustadas (BAGGI *et al.*, 2008; WIRTH *et al.*, 2010), o que torna a análise linear, do ponto de vista do contato. Diversos outros estudos ignoram a existências das roscas e utilizam interfaces com atrito, com o coeficiente de atrito variando de 0,1 a 0,9. (ALONSO-VAZQUEZ *et al.*, 2004a; KIM *et al.*, 2010;), enquanto alguns poucos incorporam as roscas em seus modelos (GEFEN, 2002).

Estudos biomecânicos tem mostrado que grande parte das falhas ocorridas nos implantes intramedulares está associada à interface osso-parafuso. Os parafusos de bloqueio distais são vulneráveis a falhas mecânicas. A magnitude da tensão, que age sobre esses parafusos ou sobre os orifícios distais das hastes intramedulares, é extremamente alta e está diretamente relacionada com o ajuste da haste no canal medular. Quanto melhor o ajuste da haste intramedular, mais estável se torna o conjunto, aumentando a proporção de carga suportada pela haste, diminuindo o carregamento sobre parafusos e orifícios (LIN *et al.*, 2001).

A tensão nos parafusos de fixação é substancialmente afetada pela extensão do contato entre a haste e osso cortical, pela distância entre o parafuso de bloqueio distal e o local da fratura, pelo número de parafusos de fixação e pelo comprimento do parafuso de bloqueio (GUEORGUIEV *et al.*, 2011)

Shih *et al.* (2008) investigaram a influência da contração muscular na distribuição de tensão em um fêmur distalmente fraturado estabilizado por meio de haste intramedular bloqueada (aço inox). Todos os materiais foram considerados lineares, isotrópicos e homogêneos. Diversas condições de carregamento foram consideradas, segundo os autores os resultados indicam que a distribuição de tensões é fortemente influenciada pelo carregamento considerado, mantendo-se, no entanto, as maiores concentrações de tensão nas interfaces haste-parafuso, principalmente nos conjuntos distais.

Como é possível perceber pelos resultados de alguns poucos estudos, apresentados acima, o MEF tem sido utilizado como ferramenta de análise nas mais diversas aplicações em biomecânica ortopédica. As simulações baseadas no MEF contribuem para o entendimento do processo de consolidação de fraturas, principalmente no que concerne à influencia dos sistemas de fixação, em particular aquele baseado em haste intramedular bloqueada, possibilitando ainda estudo detalhado da remodelação do tecido ósseo (NARELIYA e KUMAR, 2012).

6

Desenvolvimento metodológico

Esse estudo é parte integrante de um projeto de caráter multidisciplinar desenvolvido por pesquisadores da Universidade Federal de Minas Gerais, utilizando-se dos recursos da Escola de Engenharia, Escola de Veterinária e Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. O projeto tem por objetivo identificar um material polimérico adequado para ser utilizado em implantes, na forma de haste intramedular bloqueada, no tratamento de fraturas de ossos longos de bovinos.

O conhecimento do padrão das forças externas e internas atuantes sobre o sistema musculoesquelético antes e após o implante de haste intramedular bloqueada é fundamental para o desenvolvimento de dispositivos capazes de promover a adequada fixação dos fragmentos ósseos e resistir às demandas de carregamento, impostas pelos animais, durante e após a cicatrização de uma fratura de osso longo (fêmur).

Para o desenvolvimento desse projeto foi construído um modelo de fêmur bovino, por meio de imagens tomográficas do membro pélvico direito de um animal jovem. Neste modelo foram testadas diferentes disposições geométricas dos elementos de fixação do conjunto osso-implante e tamanhos diferentes para os parafusos de bloqueio.

A primeira etapa do projeto consistiu na aquisição de dados cinemáticos e cinéticos. Os animais foram filmados por uma câmera de alta velocidade, enquanto uma plataforma de força adquiriu a força de reação do solo, em duas situações: deslocamento ao passo e transição (deitado x em pé).

Em seguida, foi determinado o carregamento atuante na articulação coxofemoral. Para isso foram calculadas, primeiramente, as propriedades inerciais segmentares (**PIS**), por meio de equações de predição construídas a partir do trabalho de Gomides (2013). Foram construídas equações de predição para a massa, posição do centro de massa (**CM**) e momento de inércia

(**MI**), em função da massa total do animal e dos comprimentos dos segmentos do membro pélvico direito dos animais.

Uma vez determinadas as **PIS**, foram utilizadas rotinas de dinâmica inversa bidimensional, escritas em Matlab 7.1, o que possibilitou a determinação do carregamento atuante na articulação coxofemural. Esse carregamento assim determinado foi utilizado nas rotinas de simulação desenvolvidas no programa Abaqus 6.7².

O carregamento utilizado durante as simulações foi aquele determinado durante a transição do animal da posição deitado para a posição de pé. A carga determinada para esta situação foi comparada com as cargas determinadas em condição de caminhada e apresentou valores superiores a estas. Como se pretendia identificar um material que fosse capaz de suportar os esforços que atuam sobre o sistema musculoesquelético dos animais, adotou-se essa carga crítica como carregamento padrão.

Por se tratar de um estudo inserido em um projeto já em andamento, alguns procedimentos metodológicos, já empregados em outros estudos do mesmo grupo, foram reproduzidos e outros apenas aperfeiçoados, quando necessário.

Os resultados de cada uma das etapas do desenvolvimento metodológico serão apresentados em um capítulo específico, bem como as conclusões e discussões pertinentes.

Os procedimentos envolvendo animais foram avaliados e aprovados pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Universidade Federal de Minas Gerais, Brasil.

²DASSAULT SYSTÈMES Vélizy-Villacoublay, França.

6.1. Coleta de dados cinemáticos e cinéticos

As atividades desenvolvidas nessa etapa visaram à obtenção de dados, cinemáticos e cinéticos, relativos ao deslocamento ao passo de bovinos jovens. Foram realizadas também medidas dos esforços durante a transição da posição deitada para a posição de pé.

A coleta foi orientada de modo a reproduzir ao máximo o ambiente natural dos animais e minimizar a perda de dados, procurando evitar distorções nos valores mensurados.

6.1.1 Animais

Cinco animais machos da raça Holandesa com peso médio (\pm DP) de $62,8 \pm 20,4$ kg (intervalo 41,0-85,0 kg) foram utilizados nesse estudo. Todos os animais foram avaliados por um veterinário e considerados clinicamente sadios e sem histórico de fraturas. No dia do experimento, os animais tinham idade de 74 ± 15 dias (intervalo 60-90 dias).

Os animais foram cedidos pela Fazenda Modelo de Pedro Leopoldo, em Pedro Leopoldo, vinculada a Escola de Veterinária da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

6.1.2 Instalação do sistema de aquisição de dados

Todo o sistema de medição foi transportado e instalado no ambiente da Fazenda Modelo de Pedro Leopoldo, onde os animais foram criados.

Para aquisição de dados relativos ao padrão de movimento dos animais (cinemáticos e cinéticos), em duas condições, dinâmica (passo) e transição (deitado x em pé), foi utilizada uma plataforma de força AMTI OR6-7³ do Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.

Foi construído, com a autorização da direção da Fazenda Modelo, um receptáculo para a plataforma de força, de modo que a mesma ficasse nivelada ao solo Fig. 6.1.

³ © Advanced Mechanical Technology, Inc. 176 Waltham Street, Watertown, MA 02472-4800 USA



Fig.6.1: Algumas imagens do processo de instalação da plataforma de força na Fazenda Modelo da UFMG em Pedro Leopoldo.

Este procedimento teve como objetivo alterar o mínimo possível à rotina diária dos animais, permitindo a manutenção de padrões de comportamento durante a coleta, similares ao seu padrão normal. Após a montagem e teste dos equipamentos eles foram removidos e o local recoberto com uma tampa de madeira, permitindo que os animais, envolvidos no experimento, fossem treinados a se deslocar ao passo, no cabresto, por sobre a plataforma. Rotina que se estendeu por 10 dias até a data da coleta de dados.

A plataforma de força foi sincronizada, por meio do software de análise de movimento Contemplas⁴, com uma câmera de vídeo digital Basler pi A640⁵, que registrou os movimentos dos animais com frequência de aquisição de 100Hz a distância de 6,0 m sobre um tripé de 0.50 m, perpendicular ao plano sagital do lado direito do animal, Fig. 6.2.

⁴ Contemplas GmbH Albert-Einstein-Straße 6, 87437 Kempten (Allgäu), Alemanha

⁵ Basler AG An der Strusbek 60 – 62 22926 Ahrensburg Alemanha

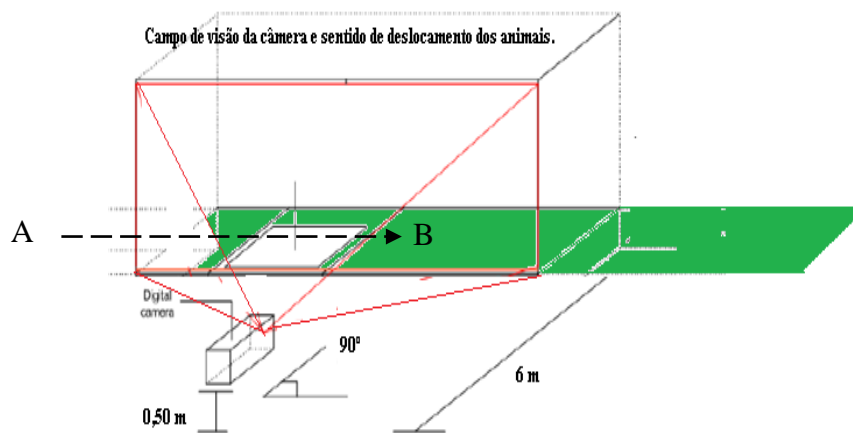


Fig. 6.2: Posicionamento da câmera e sentido de deslocamento (A-B)

6.1.3 Medidas

Os animais utilizados no experimento foram pesados em balança LD200⁶ da Escola de Veterinária da UFMG. Os segmentos de interesse dos animais foram medidos por meio de cinematografia de acordo com pontos articulares, previamente escolhidos.

O membro pélvico dos animais foi modelado por quatro corpos rígidos, interconectados pelas articulações: metatarso-falangeana, intertársica proximal, fêmoro-tibial e coxofemoral. Essas articulações foram representadas por pontos anatômicos semelhantes aos pontos definidos nos trabalhos de Herlin e Drevemo (1997), Phillips e Morris (2001) e já utilizados em um trabalho do grupo, Gomides (2013) em estudos com bovinos: (A) base do talão (limite distal do segmento da pata); (B) extremidade distal do metatarso (articulação metatarso-falangeana); (C) maléolo lateral da tíbia (articulação intertársica proximal); (D) epicôndilo lateral do fêmur (articulação fêmoro-tibial); (E) trocanter maior do fêmur (articulação coxofemoral). As articulações entre as falanges não foram consideradas nesse modelo. Cada ponto anatômico selecionado foi identificado com auxílio de um marcador adesivo reflexivo.

As medidas foram tomadas segundo o plano sagital, onde os ossos longos podem ser considerados coplanares e alinhados com o plano X-Y (Badoux, 1986).

Primeiramente, os animais foram conduzidos em linha reta e deveriam pisar na plataforma de força, com o membro pélvico direito, Fig. 6.3. Para esta etapa a plataforma foi recoberta com um material antiderrapante, visando adequar o piso para o deslocamento dos animais. Todos os animais se deslocaram com a plataforma coberta pelo material.

⁶LUCASTECH Balanças Eletrônicas Ltda., Rua Paulo Andrighetti, 149 Pari - São Paulo / SP BRASIL



Fig. 6.3: Bezerro na condição de caminhada fazendo contato com o membro pélvico direito sobre a plataforma de força recoberta com material antiderrapante.

Na condição de caminhada o animal foi conduzido, sem alterações no padrão de deslocamento, sendo considerado como deslocamento válido, aquele em que o animal pisou a plataforma com apenas um dos membros (pélvico direito) e foi possível obter o registro das três componentes da força de reação do solo, (vertical, anteroposterior e médio lateral).

A fase de apoio inicia-se com o primeiro contato do membro no solo e termina quando ele é retirado. Durante esta fase o membro exerce força sobre o solo e diversas informações podem ser coletadas com o auxílio da plataforma de força.

No estudo de van der Tol *et al.* (2003) estão definidos cinco instantes, normalmente selecionados para promover análises paramétricas da FRS. São eles: primeiro contato (PC - quando a componente vertical da FRS atinge 30 % de seu máximo); máxima desaceleração (MaxD - quando a componente anteroposterior atinge seu mínimo); apoio médio (ApMed - quando a componente anteroposterior da FRS é nula, transição entre desaceleração e propulsão); máxima propulsão (MaxP - quando a componente longitudinal atinge seu máximo); último contato (UC - quando a componente vertical da FRS tem seu valor reduzido a 30% de seu valor máximo).

Em uma segunda etapa, os animais foram colocados deitados, com o membro pélvico direito apoiado sobre a plataforma, Fig. 6.4 e estimulados a levantar, enquanto o sistema de medição adquiria dados relativos à força de reação do solo.

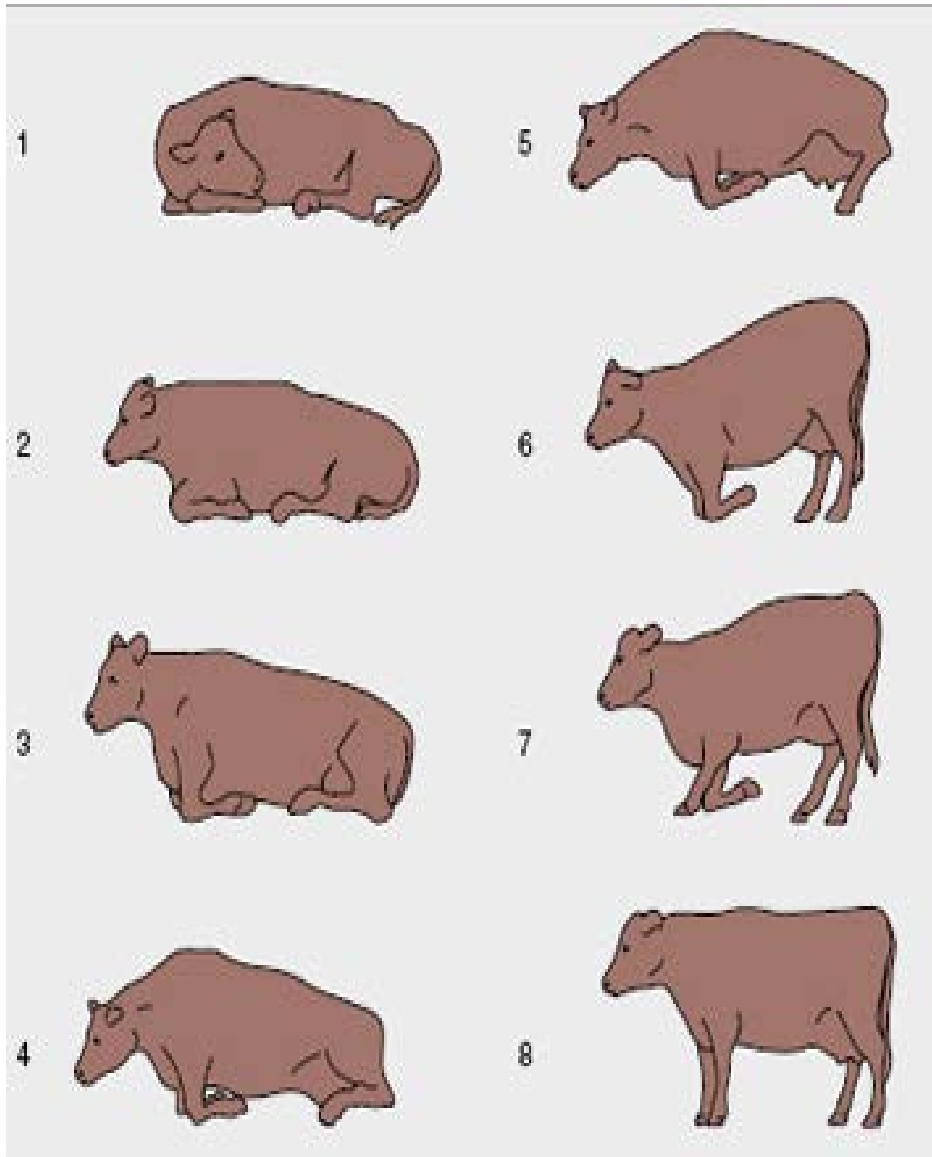


Fig.6.4: Bezerro em condição de transição.

Nas duas situações foram realizadas três medidas, para cada animal e determinado o valor médio das componentes da FRS, em cada uma das condições consideradas.

O comprimento dos segmentos foi obtido medindo-se a distância entre dois marcadores reflexivos consecutivos. A utilização da plataforma de força AMTI OR6-7 permitiu a padronização do procedimento de mensuração. Os segmentos de cada animal foram medidos no mesmo instante do ciclo da marcha (força máxima vertical).

6.1.4 Digitalização dos dados

Após a filmagem os pontos foram digitalizados, por meio do software Simi-Motion 6.0⁷, disponível no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), da UFMG.

O processo de digitalização consiste em associar cada marcador a uma das articulações e identificar as coordenadas espaciais de cada um deles. Em seguida devem-se converter as distâncias que estão em pixels (unidade da tela do monitor) para uma unidade real. Normalmente, filma-se um padrão de calibração, que tenha medidas reais conhecidas, fornecendo então uma relação entre a distância na tela do computador e a distância real. A partir de então todas as distâncias são convertidas para a unidade métrica adequada, utilizando-se essa relação como padrão.

A digitalização dos cinco pontos permitiu efetuar as medições dos comprimentos de quatro segmentos: AB (pata); BC (metatarso); CD (tíbia) e DE (fêmur), Fig. 6.5.

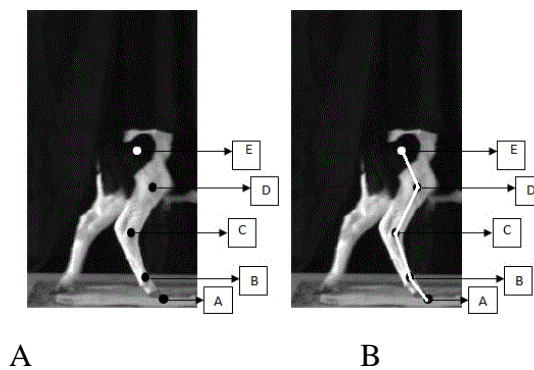


Fig. 6.5: A) Pontos anatômicos escolhidos para mensuração, semelhante aos pontos definidos nos trabalhos propostos por Herlin e Drevemo (1997) e Phillips e Morris (2001) em estudos em bovinos. (A) ponto de contato com o solo; (B) ponto de representação da articulação metatarso falangeana; (C) ponto de representação articulação intertársica proximal; (D) ponto de representação da articulação femorotibial e (E) ponto de representação da articulação coxofemoral. B) Segmentos a serem medidos no membro pélvico direito dos bezerros.

Neste trabalho, todos os dados cinemáticos foram filtrados por meio de um filtro digital Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 6Hz, em função da característica dos eventos analisados. Esse tipo de filtro está de acordo com outros estudos que também utilizaram dinâmica inversa (CLAYTON *et al.* 2001; THORUP *et al.* 2007a).

⁷Simi Reality Motion Systems GmbH Max-Planck-Strasse 11 85716 Unterschleissheim Germany

Os dados de força foram exportados pelo sistema de aquisição em formato compatível com o Matlab 7.1. No Matlab os dados foram processados e as componentes da força de reação do solo formatadas para utilização com as rotinas de dinâmica inversa, juntamente com as **PIS** dos segmentos a fim de se estimar o carregamento atuante na articulação coxofemoral dos bezerras.

6.2. Propriedades inerciais segmentares

Os procedimentos para obter os valores das **PIS**, do membro pélvico direito dos bezerras, foram baseados no trabalho de Gomides (2013). A autora propõe o uso de um modelo geométrico de sólidos elípticos. Esse modelo é uma adaptação de Durkin e Dowling (2006) desenvolvido com humanos. Um modelo de tronco de elipse, formado por três sólidos, para o segmento da perna humana proposto nesse trabalho está apresentado na Fig. 6.6.

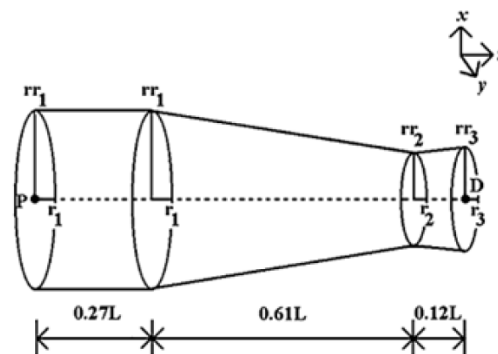


Fig. 6.6: Modelo de tronco de elipse para o segmento da perna, proposto por Durkin e Dowling (2006).
Fonte: Durkin e Dowling (2006).

O modelo proposto é construído a partir do comprimento de cada segmento que forma o membro e no peso total do animal *in vivo*.

O diagrama da Fig. 6.7 apresenta a sequência de etapas para a construção do modelo geométrico tridimensional. Em nosso estudo, diferentemente do que foi feito em Gomides (2013), o SPSS⁸ (Statistical Package for the Social Sciences) v. 18.0 foi utilizado para a obtenção de equações de regressão para massa dos segmentos, raios dos sólidos elípticos e momento de inércia em relação ao eixo longitudinal de cada segmento.

⁸International Business Machines, North America 590 Madison Avenue, New York, NY 10022 United States

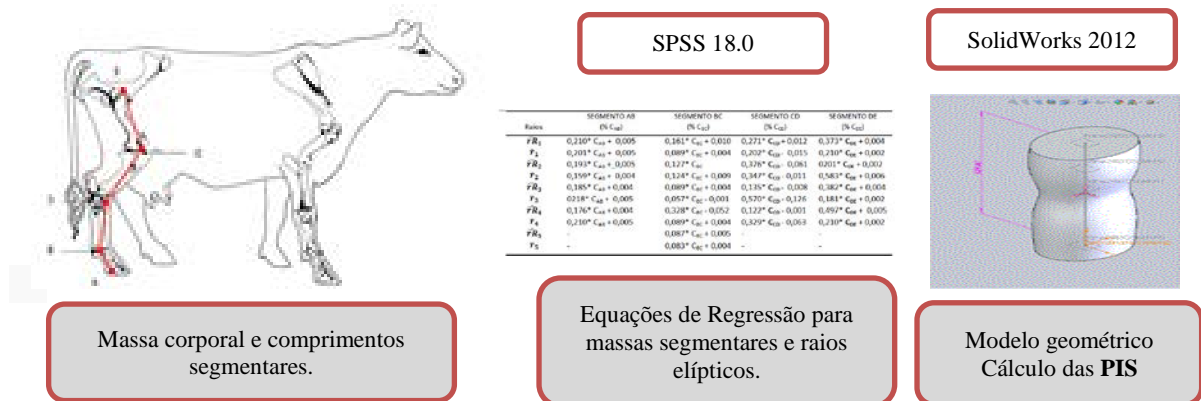


Fig. 6.7: Fluxograma de software e procedimentos associados à determinação do modelo computacional do SolidWorks 2012⁹.

Neste ponto, devido à semelhança entre os animais participantes, foram utilizados os dados tomográficos de massa segmentar e de medidas de raios elípticos, obtidos do trabalho de Gomides (2013). A partir desses dados e com o auxílio do SPSS v.18.0, foram construídas equações de regressão que permitiram estimar as massas segmentares a partir da massa total do animal e as medidas dos raios elípticos a partir do seu comprimento. Essas equações foram aplicadas nos dados obtidos em nosso estudo.

6.2.1. Análise estatística

A normalidade, dos dados de massa total e de massa segmentar, foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. O nível de relação entre massa total e massas segmentares foi determinado pelo coeficiente de correlação linear de Pearson (r) e pelo R^2 . O valor de R^2 é igual à porcentagem da variação na variável dependente que é explicada pela variável independente. A equação de regressão linear simples é dada por:

$$y = a + bx \quad (6.1),$$

sendo y a variável dependente (massas parciais); x a variável independente (massa total) e 'a' e 'b' os coeficientes estimados da reta de regressão. Cabe ressaltar que em virtude do pequeno

⁹Dassault Systèmes 10 rue Marcel Dassault CS 40501 78946 Vélizy-Villacoublay Cedex - France

tamanho da amostra, o método de computação intensiva (bootstrap) foi utilizado para se obter estimativas mais confiáveis dos parâmetros da equação de regressão.

O erro padrão da estimativa (EPE), entre o valor de massa segmentar medido e o predito, foi utilizado como medida de acurácia da equação de predição, sendo que, quanto menor o EPE melhor o ajuste do modelo. No presente estudo o EPE foi calculado de acordo com a seguinte equação:

$$EPE = \sqrt{S_e^2} = \sqrt{\frac{SQ_{\text{residual}}}{N-2}} \quad (6.2),$$

em que S_e é o erro padrão da estimativa, SQ_{residual} é o quadrado médio dos resíduos e $N-2$ fornece os graus de liberdade. Por fim, foi utilizado o teste t pareado e a correlação de Pearson, entre os valores observados e preditos de massas segmentares para avaliar a diferença e a acurácia entre o valor medido experimentalmente e o predito pelo modelo.

Esses dois procedimentos para testar a acurácia tornam o método mais robusto. Todas as análises estatísticas foram realizadas no software SPSS 18.0, o nível de significância adotado foi de $\alpha \leq 0,05$.

Para análise estatística, dos comprimentos dos segmentos e dos raios elípticos de cada sólido geométrico, foi adotado procedimento análogo ao desenvolvido para as massas. Teste de normalidade Shapiro-Wilk e nível de relação entre comprimento total e os raios elípticos pelo coeficiente de correlação linear de Pearson (r) e pelo R^2 .

Neste caso, na equação de regressão linear simples (6.1) temos y como variável dependente (raios elípticos); x como variável independente (comprimento total) e ‘a’ e ‘b’ os coeficientes estimados da reta de regressão. Aqui também, em virtude do pequeno tamanho da amostra o método de computação intensiva (bootstrap), foi utilizado para se obter os parâmetros da equação de regressão.

Procedida à análise estatística dos valores de massa e de raios elípticos, foram construídos os modelos geométricos dos quatro segmentos (AB, BC, CD e DE), no SolidWorks. A partir desses modelos foram determinados valores para **CM** e **MI** dos segmentos, utilizando a opção “Propriedades de massa” da opção “Ferramentas” do SolidWorks. Os valores obtidos por meio do SolidWorks foram utilizados para construir equações de regressão, para **CM** e **MI** em função da massa de cada segmento.

6.3. Cálculo do carregamento na articulação coxofemoral

Uma vez determinados os parâmetros inerciais do modelo geométrico, o próximo passo consistiu na utilização de procedimentos de dinâmica inversa, a fim de estimar momentos e forças articulares por meio de rotinas desenvolvidas em MatLab 7.1.

A Fig. 6.8 apresenta os pontos anatômicos e os segmentos corporais considerados, escolhidos por representarem os eixos articulares (PHILLIPS, MORRIS, 2001), foram: (E) trocânter maior do fêmur representando a articulação coxofemoral; (D) epicôndilo lateral do fêmur representando a articulação femorotibial; (C) maléolo lateral da tibia representando a articulação intertársica proximal; (B) a extremidade distal do metatarso representando a articulação metatársica falangeana e (A) base do talão para delimitar o segmento da pata. As articulações interfalangeanas não foram consideradas por apresentarem um deslocamento praticamente desprezível durante o movimento estudado.

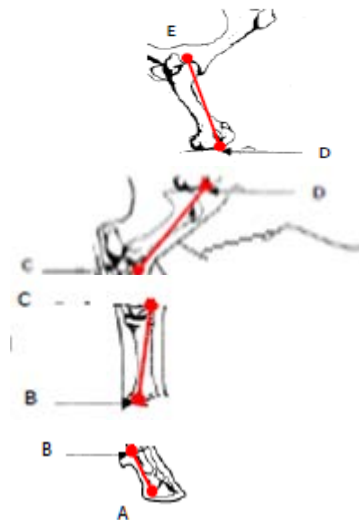


Fig. 6.8: Pontos anatômicos escolhidos e segmentos da pata.

Os valores de velocidade e aceleração a cada instante foram obtidos por diferenciação, em relação ao tempo, das curvas de deslocamento dos pontos articulares.

As forças de externas (contato com o solo) foram mensuradas pela plataforma de força, os parâmetros inerciais foram determinados a partir do modelo geométrico, portanto, as únicas variáveis desconhecidas nas equações do movimento são as forças entre os segmentos.

A partir do diagrama bidimensional de corpo livre, de um segmento típico, Fig. 6.9, é possível visualizar as grandezas envolvidas no problema de determinação dessas forças.

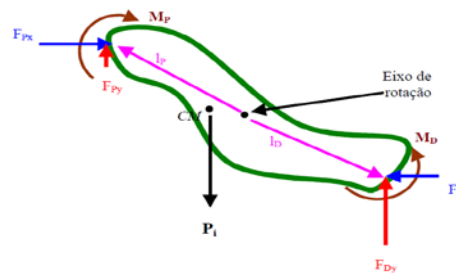


Fig. 6.9: Diagrama de corpo livre de um segmento típico

Fonte: Loss (2001).

F_{px} e F_{py} ; F_{dx} e F_{dy} são as componentes escalares das forças agindo nas extremidades proximal e distal, respectivamente; l_p e l_d representam os braços de alavanca das forças, ou seja, vetores com origem no eixo de rotação e término no ponto de aplicação das forças proximal e distal, respectivamente; M_p e M_d são os momentos atuantes nas extremidades proximal e distal, respectivamente; P_i força peso agindo no centro de massa do segmento.

A análise é iniciada pela pata (A), o único segmento sobre o qual agem forças de contato externo ao corpo. Durante a fase aérea do movimento, os valores de F_{Ax} , F_{Ay} e M_A serão nulos.

6.3.1 – Determinação do ponto de contato do bezerro com a plataforma de força.

Ao primeiro contato com o solo, tomamos o ponto de contato como eixo instantâneo de rotação, e o valor de M_A continuará nulo. As forças F_{dx} , F_{dy} são dadas pela plataforma de força, enquanto os vetores l_p e l_d serão obtidos através da localização do centro de pressão sobre a plataforma, Fig. 6.10.

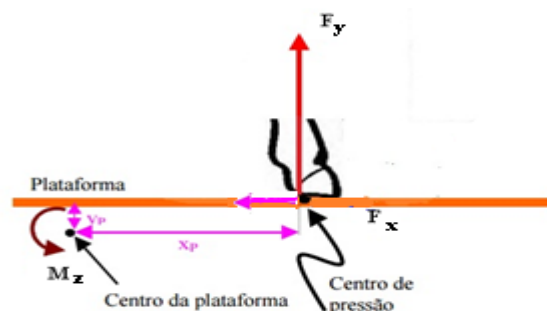


Fig. 6.10: Apoio da pata do bezerro sobre a plataforma

Fonte: Loss (2001) - adaptado

De acordo com o manual do fabricante, a plataforma de força (AMTI OR6 – 7) está apoiada sobre elementos sensores cilíndricos. Cada elemento é instrumentado com extensômetros, que são excitados por uma tensão constante fornecido pelo sinal condicionado ligado.

Quando uma carga é aplicada à superfície de trabalho do transdutor, os cilindros sensores sofrem deformações que alteram a resistência elétrica dos extensômetros e produzem alterações na tensão de saída, proporcional à força aplicada.

A plataforma detecta essas forças e momentos em relação a um conjunto de eixos XYZ. As forças e os momentos são captados por seis pontes de Wheatstone instaladas nos elementos sensores. A Fig. 6.11 apresenta um esquema da plataforma de força AMTI.

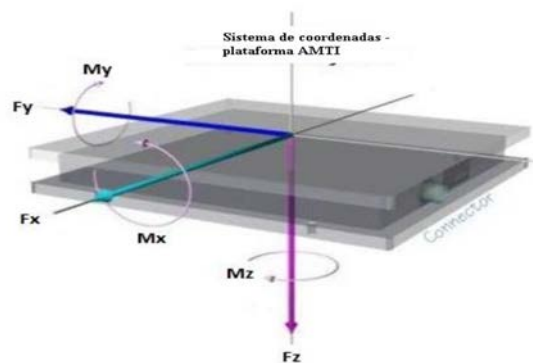


Fig. 6.11 : Esquema da plataforma AMTI – OR6 – 7.

Fonte: AMTI Biomechanics Force Platform User Manual

F_x , F_y , F_z são os componentes da força agindo ao longo dos eixos de um sistema de coordenadas ortogonais x , y , z . No diagrama, as setas indicam a direção positiva da força ao longo de cada um dos eixos. F_x e F_y são os componentes de força horizontais ou de cisalhamento, e F_z é o componente de força vertical.

M_x , M_y e M_z são os três componentes do momento. Os momentos são rotações em torno dos correspondentes eixos x , y e z . Momentos positivos são determinados de acordo com a regra da mão direita. Ao olhar para baixo de um eixo (no seu sentido positivo) momentos positivos têm uma rotação no sentido horário.

A origem do sistema de coordenadas ($x = 0$, $y = 0$, $z = 0$) se encontra deslocada da origem do sistema local (X , Y , Z), posicionado em relação ao centro geométrico da superfície superior da plataforma. A origem dos eixos X e Y se encontra aproximadamente no centro geométrico da superfície da placa, mas a origem do eixo Z está localizada a uma distância (Z_0) abaixo da

superfície. A localização exata da origem de medição é fornecida com o certificado de calibração da plataforma de força.

O ponto de contato com a plataforma foi considerado como origem de um referencial global, alinhado com um referencial local fixo no trocânter femoral do animal. Segundo Badoux (1986), os ossos longos de bovinos podem ser considerados coplanares quando analisados pelo plano sagital e em situação de máxima proximidade com o tronco. Sendo assim, o membro pélvico do animal e o ponto de contato foram considerados em posição de alinhamento pelo referencial global.

As coordenadas do trocânter femoral foram obtidas das imagens de vídeo digitalizadas. A partir das coordenadas do ponto de contato e do trocânter femoral, obtidas das imagens de vídeo, pode-se determinar as componentes do momento (M_x , M_y , M_z) no ponto de interesse, conforme esquema da Fig. 6.12.

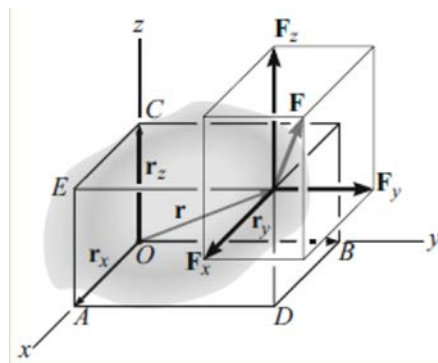


Fig. 6.12: Componentes do momento da força F em relação ao ponto O .

Fonte: <http://www.eletrica.ufpr.br/ufpr2/professor/49/TE224/Aula%204%20Resultantes.pdf>

Estabelecidos eixos coordenados x , y , z , então o vetor posição \mathbf{r} e a força \mathbf{F} podem ser expressos como vetores cartesianos, Equações 6.3 e 6.4. O momento resultante em (O), considerando positivos momentos anti-horários pode ser escrito como na Equação 6.5.

$$\mathbf{F} = F_x \mathbf{i} + F_y \mathbf{j} + F_z \mathbf{k} \quad (6.3)$$

O vetor que representou o braço de alavanca (\mathbf{r}) foi obtido por meio de operação entre as coordenadas do ponto de contato do bezerro com a plataforma e do trocânter, nas duas

condições de deslocamento, conforme Equação 6.4, onde índice ‘tr’ se refere ao trocâter e ‘pc’ ponto de contato com a plataforma.

$$\mathbf{r} = (x_{tr} - x_{pc})\mathbf{i} + (y_{tr} - y_{pc})\mathbf{j} + (z_{tr} - z_{pc})\mathbf{k} \quad (6.4)$$

$$\mathbf{M}_O = (r_y F_z - r_z F_y) \mathbf{i} - (r_x F_z - r_z F_x) \mathbf{j} + (r_x F_y - r_y F_x) \mathbf{k} \quad (6.5)$$

Desta forma, considerando o ponto Z_0 as forças aplicadas na superfície da plataforma são detectadas de forma independente de seu ponto de aplicação. No entanto, para os momentos é necessária a aplicação das Equações 6.6 a 6.8 para sua determinação:

$$M_x = F_x * 0 - F_y * Z_0 + F_z * Y + T_x \quad (6.6)$$

$$M_y = F_x * Z_0 + F_y * 0 - F_z * X + T_y \quad (6.7)$$

$$M_z = - F_x * Y + F_y * X + F_z * 0 + T_z \quad (6.8)$$

Nas equações anteriores X , Y e Z_0 são deslocamentos em relação à origem do sistema de medição, T_x , T_y e T_z são os momentos aplicados puros no topo da placa. Sob condições normais, considera-se $T_x = T_y = 0$. Conhecendo-se Z_0 (a partir do procedimento de calibração) e três saídas (M_x , M_y , M_z), podemos determinar X , Y , e T_z (a localização do vector força resultante e o momento aplicado em torno do eixo Z). Em muitas aplicações as cargas horizontais são pequenas e são desprezadas. Desta forma o momento gerado pelas componentes F_x e F_y (M_z) poderá ser determinado pela Equação 6.9.

$$M_z = F_y x_p + F_x y_p \quad (6.9)$$

Na equação anterior M_z momento fornecido pela plataforma devido a F_y e F_x componentes da **FRS** (vertical e anteroposterior); x_p (medida filmagem) e y_p (fabricante) distâncias do centro de pressão em relação ao centro da plataforma.

Resolvendo as Equações 6.10 a 6.12 podemos determinar as forças e momentos proximais da pata.

$$F_{px} + F_{dx} = m_A a_{Ax} \quad (6.10)$$

$$F_{py} + F_{dy} - m_A g = m_A a_{Ay} \quad (6.11)$$

$$M_p + M_d + (l_p \times F_{pA}) + (l_d \times F_{dA}) = I \alpha_z \quad (6.12)$$

Pelo princípio de ação e reação da terceira lei de Newton, as forças e momentos distais de um segmento são iguais em módulo e com sentido contrário às forças e momentos proximais no segmento adjacente. Assim sendo, os valores obtidos para as variáveis proximais no segmento da pata tem o seu sinal trocado e são usados como variáveis distais no segmento subsequente e assim sucessivamente até a articulação coxofemoral.

Tomados esses cuidados pode-se construir um diagrama de corpo livre para todos os segmentos do sistema considerado, Fig. 6.13.

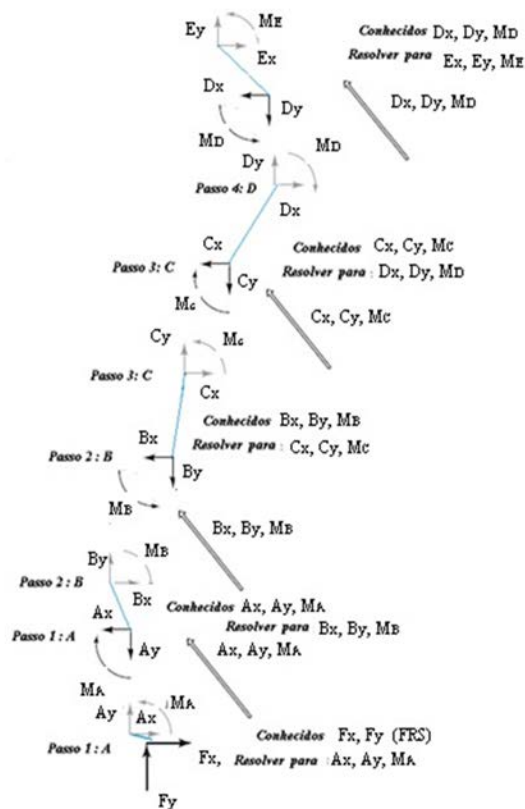


Fig. 6.13: Diagrama de corpo livre do modelo com quatro segmentos

Resumidamente o processo de determinação das forças internas pode ser dividido em quatro etapas:

- Determinação dos parâmetros inerciais, massa, posição do centro de massa e momento de inércia de cada segmento;
- Medição da força de reação contra o solo durante as atividades analisadas;
- Medição dos deslocamentos de cada segmento em função do tempo e consequente obtenção das acelerações lineares e angulares por dupla derivação;
- Solução das equações de movimento.

6.4. Tomografias computadorizadas

A próxima etapa consistiu na construção de um modelo computacional tridimensional do fêmur direito de um dos bezerras filmados nesse estudo. No entanto, foi impossível realizar a seção de tomografia, uma vez que o aparelho apresentou superaquecimento durante o procedimento, o que inviabilizou os exames. Desta forma, a solução foi utilizar o conjunto de imagens de **TC** do trabalho de Gomides (2013), utilizado para se obter dados relativos à massa segmentar e aos raios elípticos, para se construir o modelo do fêmur direito de um bezerro. Os dois estudos apresentam grupos de animais da mesma raça, de idade e dimensões segmentares similares.

As imagens de **TC**, utilizadas, foram realizadas em um tomógrafo axial Siemens, Somatom AR.T¹⁰, da Escola de Veterinária da UFMG.

Uma TC é uma imagem digital produzida a partir de um grande número de feixes de raios-X, emitidos em diferentes ângulos através do corpo. As imagens de tomografia são representações bidimensionais de uma seção transversal tridimensional. Cada imagem é composta por pixels (elemento de superfície) correspondente a um elemento de volume denominado voxel. Os voxels são dotados de uma terceira dimensão, de maneira que um pixel na imagem tomográfica representa a média das propriedades do tecido incluído no voxel. A cada pixel é atribuído um valor denominado “**número de TC**” ou unidades Hounsfield (**UH**), dependente das propriedades físicas do tecido compreendido no voxel, Fig. 6.14.

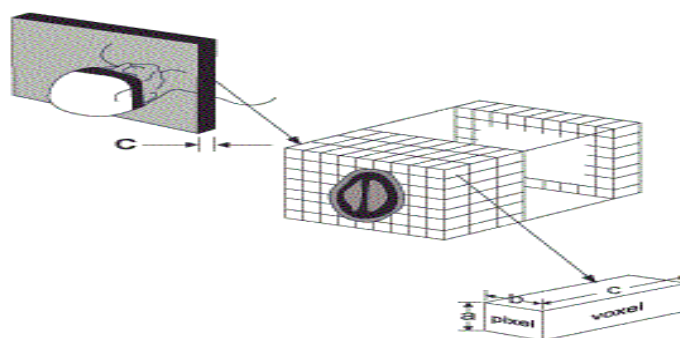


Fig. 6.14: Ilustração de uma imagem tomográfica com voxels e pixels.

Fonte: Frederiksen, 1994.

A **UH** associado a cada pixel pode variar no intervalo entre -1000 e +3095, ou seja, 4096 valores. O valor numérico corresponde a um específico tom de cinza na imagem tomográfica, considera-se a água como referência (**UH** = 0).

¹⁰Siemens Aktiengesellschaft Wittelsbacherplatz 80333 Munich Germany

Desta forma, a TC pode diferenciar os tecidos baseando-se nas características de atenuação à passagem do feixe de raios-X, que dependem basicamente da densidade do material pertencente ao voxel e irão afetar diretamente o número de TC do pixel, Fig. 6.15.

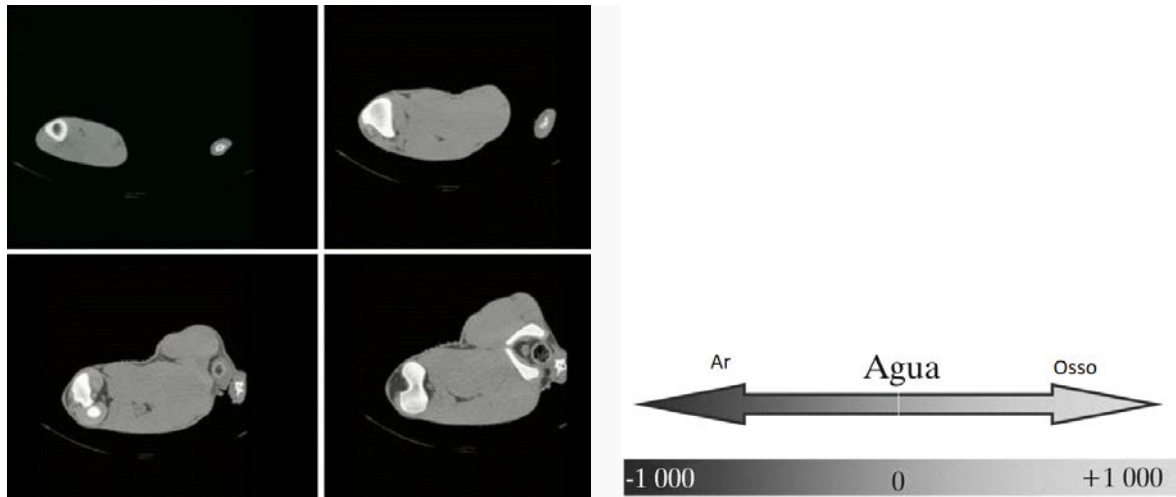


Fig. 6.15: Imagens de tomografia do membro pélvico de um bezerro e escala Hounsfield. Regiões mais claras correspondem ao tecido ósseo e as partes na cor cinza aos tecidos moles.

Fonte: Tomografia em Gomides, 2013.

As imagens obtidas são salvas, normalmente, no formato DICOM¹¹ (Digital Imaging and Communication in Medicine). DICOM é o padrão internacional para imagens médicas e informações relacionadas (ISO¹² 12052). Ele define os formatos e a qualidade de imagens necessárias para o uso clínico estando presente em quase todos os dispositivos de tomografia computadorizada.

¹¹ © NEMA. 1300 North 17th Street, Suite 900, Arlington, Virginia 22209.

¹² International Organization for Standardization Chemin de Blandonnet 8, Vernier, Geneva, Switzerland.

6.4.1. Modelo tridimensional dos segmentos do membro pélvico

A partir do conjunto de imagens de tomografia gravadas em formato DICOM é possível efetuar a reconstrução tridimensional das estruturas anatômicas originais. Diversos são os softwares disponíveis para esta tarefa, neste estudo a opção foi pelo InVesalius 3.0¹³, um software público, desenvolvido para a área de saúde. O programa foi desenvolvido em linguagem Python e C++, pelo Centro de Tecnologia Renato Archer, ligado ao Ministério da Ciência e Tecnologia do Brasil.

Através do InVesalius foi possível proceder à separação dos diferentes tecidos que compõem a imagem de tomografia (segmentação) e selecionar uma região de interesse. O algoritmo de segmentação analisa os tons de cinza dos voxels que formam a imagem, identificando os diferentes tecidos pelos valores em HU. Cada região de interesse é então identificada por um threshold (valor limiar). Após o procedimento de segmentação no Invesalius um primeiro modelo tridimensional foi construído e exportado como malha no formato stl para refinamento no software Meshlab 1.3.3¹⁴.

O Meshlab é um software de fonte aberta, portátil e extensível para o processamento e edição de malhas triangulares e tetraédricas, não estruturadas. Após o refinamento as malhas foram exportadas para o SolidWorks 2012, a fim de se obter um modelo sólido tridimensional do fêmur direito dos bovinos.

O diagrama apresentado na Fig. 6.16 fornece uma visão do processo de obtenção do modelo tridimensional. O nome de cada software utilizado é apresentado nas caixas claras, às caixas na cor cinza escuro, apresentam as extensões dos arquivos de dados de entrada e as caixas na cor cinza claro fornecem a funcionalidade de cada software utilizado.

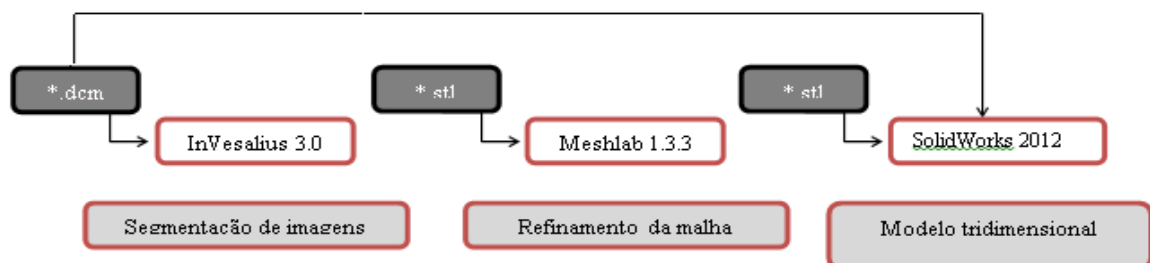


Fig. 6.16: Fluxograma de software e procedimentos associados à determinação do modelo tridimensional.

¹³Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Rodovia Dom Pedro I, Km 143,6 - Amaraís - Campinas, SP

¹⁴Instituto di Scienza e Tecnologie dell' Informazione, Area della Ricerca CNR, via G. Moruzzi 1, 56124 Pisa, Italy

O modelo de fêmur utilizado nas simulações, no Abaqus, foi construído a partir do conjunto de tomografias, já utilizadas no estudo de Gomides (2013). Em seu estudo a autora utilizou as TC para gerar um modelo do membro pélvico direito de bezerras. Nesta etapa iremos gerar um modelo do fêmur completo, utilizando o conjunto de softwares já apresentados anteriormente.

A Fig. 6.17 apresenta o conjunto completo de ossos a partir dos quais foi gerado o modelo do fêmur dos bezerras. As tomografias estavam armazenadas no formato DICOM e foram inicialmente tratadas no Invesalius. A segmentação inicial permitiu separar tecidos moles e tecido ósseo.

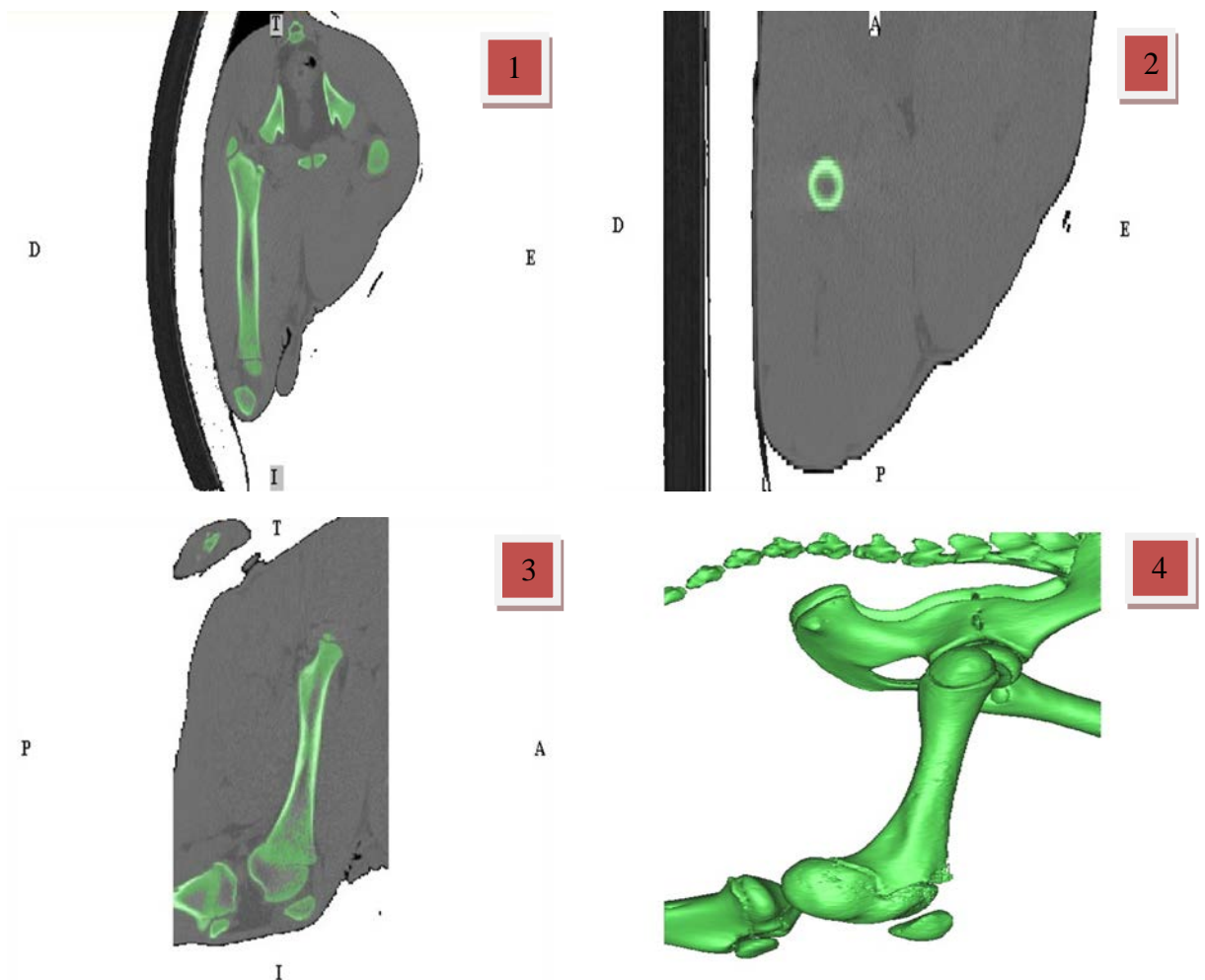


Fig. 6.17: Imagens tomográficas do conjunto completo de ossos utilizado para gerar o modelo do fêmur. 1) vista frontal; 2) vista axial; 3) vista sagital; 4) vista tridimensional. A (anterior); P (posterior); D (direita); E (esquerda); T (topo); I (inferior).

A Fig. 6.18 apresenta o resultado da segunda etapa de segmentações. Nesta etapa o fêmur já foi separado do conjunto de ossos e ainda não passou por nenhum processamento de imagem.

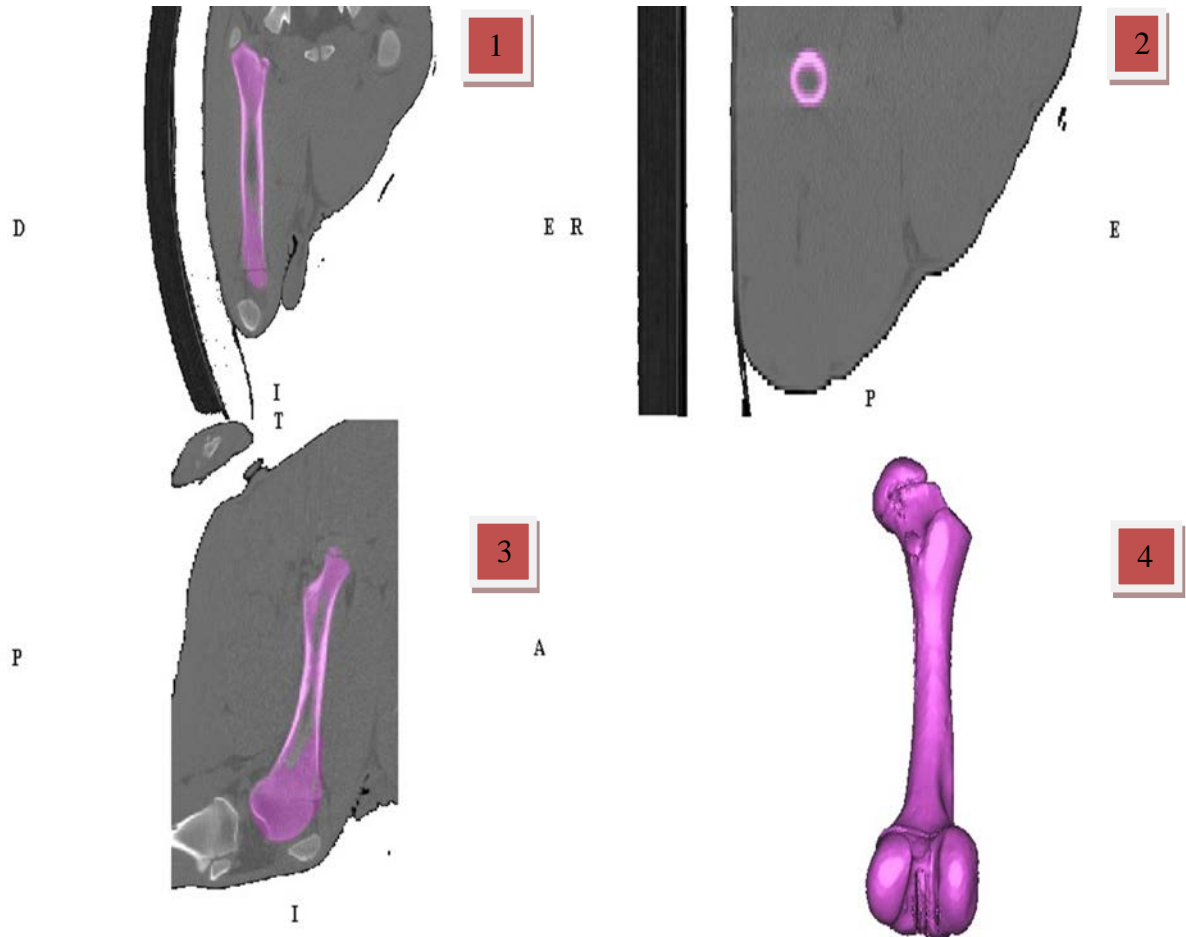


Fig. 6.18: Imagens tomográficas do modelo do fêmur após segmentação inicial. 1) vista frontal; 2) vista axial; 3) vista sagital; 4) vista tridimensional. A (anterior); P (posterior); D (direita); E (esquerda); T (topo); I (inferior).

Em uma terceira etapa de intervenções no modelo este foi exportado para outro software o Meshlab, a fim de passar por uma série de processamentos, visando tornar possível a utilização do modelo em simulações baseadas no Método dos Elementos Finitos. Diversas ferramentas para suavizar a geometria e eliminar artefatos desnecessários e indesejáveis foram aplicadas. A Fig. 6.19 apresenta uma sequência de imagens do fêmur após a utilização de ferramentas de processamento de imagem.

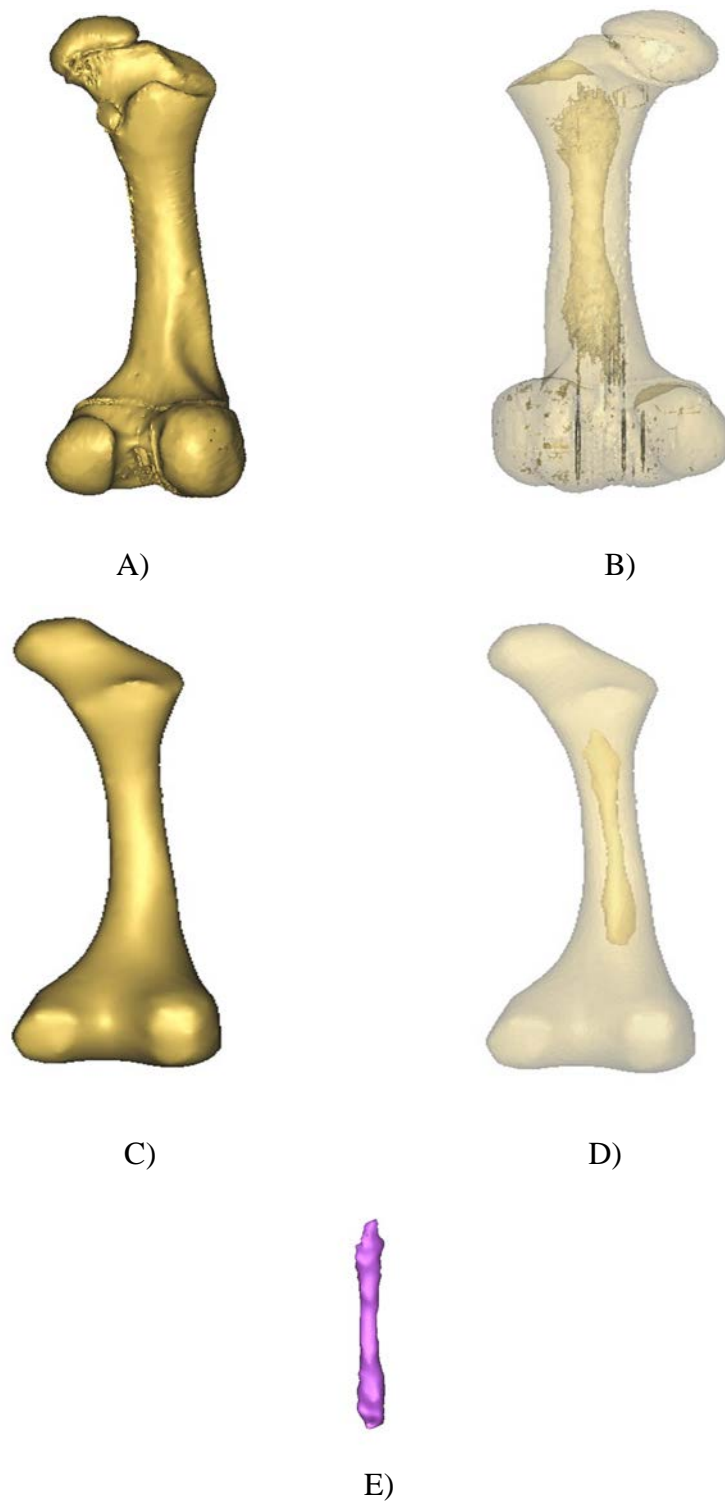


Fig. 6.19: Imagens tomográficas do modelo do fêmur após exportação para o Meshlab. A) fêmur bruto exterior; 2) fêmur bruto interior; 3) fêmur suave exterior; 4) fêmur suave interior; 5) medula.

Neste estágio foi necessário exportar o fêmur preparado para o SolidWorks em seguida no formato Parasolid (x_t) para o Abaqus. A Fig. 6.20 apresenta imagens do osso e medula que foram exportados pelo SolidWorks, para o Abaqus.

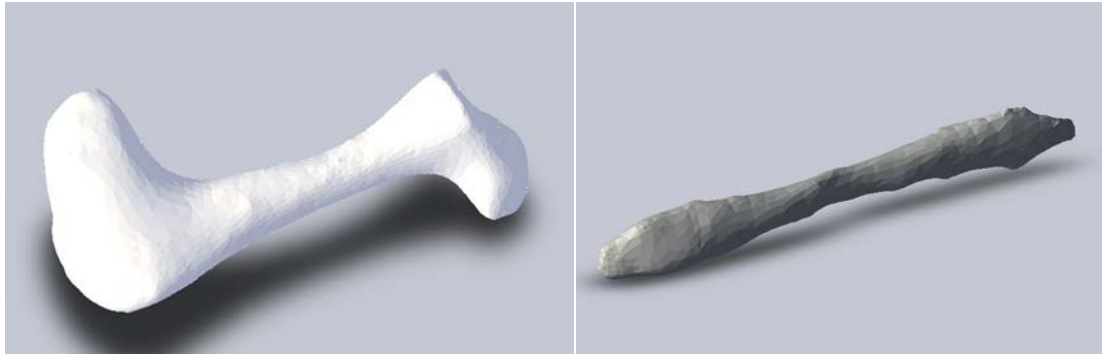


Fig. 6.20: Modelo sólido do fêmur e da medula óssea exportada do SolidWorks para o Abaqus.

Uma vez que os modelos sólidos foram exportados para o Abaqus, foram gerados diversos modelos de elementos finitos e as simulações puderam ser iniciadas.

6.5. Simulações

O objetivo desta etapa do estudo será quantificar as tensões, no fêmur implantado com haste intramedular bloqueada, imediatamente após a lesão.

Neste estudo o osso foi considerado como material isotrópico e frágil. Desta forma, tensões principais maiores que a tensão de escoamento à tração ou à compressão indicará falha do material. Para os outros elementos, parafusos e haste, será adotado o critério de von Mises.

Um conjunto de modelos, baseados em elementos finitos, será desenvolvido a partir do modelo de osso original, a fim de representar cada uma das situações descritas acima.

A fratura utilizada na simulação será aquela definida pela nomenclatura AO/ASIF como fratura oblíqua tipo A2, com ângulo de 40° em relação ao eixo longitudinal, orientada no sentido caudo-proximal para crânio-distal, Fig. 6.21.

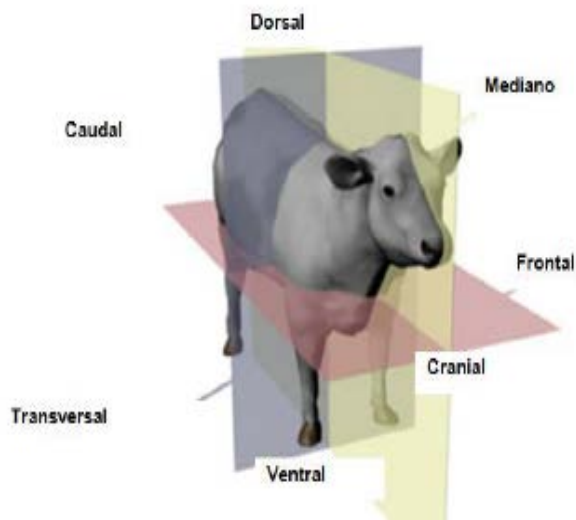


Fig. 6.21: Planos e posição anatômicas de bovinos.

Fonte: Site Bovine Myology e Muscle Profiling

Neste estudo foram utilizados modelos geométricos e de elementos finitos da diáfise do fêmur bovino completo.

6.5.1 Definições preliminares para as simulações.

A primeira etapa de simulações teve como objetivo definir as restrições de movimentação que seriam aplicadas ao conjunto ao longo de todo o trabalho. Foram comparadas duas situações: a primeira corresponde a um modelo utilizado na maioria dos trabalhos similares a este, onde o fêmur é totalmente restrito na região dos côndilos distais, Fig. 6.22.

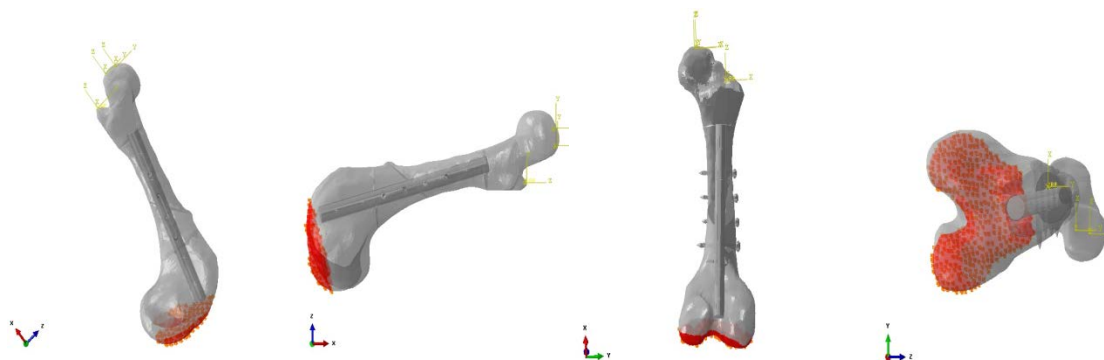


Fig. 6.22: Vistas do fêmur totalmente restrito.

A segunda condição é uma simplificação do modelo apresentado no trabalho de Bayoglu e Okyar (2015). Os autores compararam diferentes formas de restringir e carregar o fêmur humano, concluindo que restringir totalmente a região dos côndilos distais influencia diretamente à estabilidade do conjunto fêmur-haste intramedular. No entanto, neste trabalho, diferente do que foi feito nos autores citados acima, não incluímos o efeito compensatórios dos músculos, pois não dispúnhamos de informações acerca da ação muscular, nas articulações dos bezerras, durante a transição da posição deitada para a posição em pé. Nas duas condições foi utilizada uma haste de aço inoxidável idêntica a que seria utilizada ao longo do estudo e foi aplicada a condição de bloqueio utilizada no trabalho de Rodrigues (2008).

Na articulação coxofemoral a cabeça do fêmur está alojada no acetábulo que restringe os seus movimentos de translação. Essa articulação possui três graus de liberdade, que permitem movimentos de rotação em torno dos eixos vertical, anteroposterior e médio-lateral.

Em torno do eixo médio-lateral efetuam-se os movimentos de flexão e extensão no plano sagital. Em torno do eixo vertical efetuam-se os movimentos de rotação externa e interna no plano horizontal. Por fim, em torno do eixo anteroposterior são realizados os movimentos de abdução e adução no plano frontal.

Desta forma, a cabeça do fêmur (ponto Q) teve seus movimentos de translação restritos. Apenas as translações na direção de um eixo que liga a cabeça ao centro da articulação fêmoro-tibial (eixo mecânico) foram permitidas. O ponto mais lateral do epicôndilo distal (ponto N) teve seus movimentos de translação, na direção do eixo anteroposterior restritos. O ponto considerado como centro da articulação fêmoro-tibial (ponto O) teve todos os seus graus de liberdade translacionais restritos, Fig. 6.23.



Fig. 6.23: Restrições aplicadas ao fêmur adaptado de Bayoglu e Okyar (2015).

Uma vez definida qual condição de contorno seria utilizada ao longo do trabalho, foi possível dar início a segunda etapa de simulações. Nesta etapa, a condição de contorno identificada como mais adequada, foi associada às quatro situações de bloqueio. Inicialmente, as hastes foram bloqueadas por dois parafusos proximais e dois distais inseridos no sentido lateral-medial, na diáfise femoral, conforme Rodrigues (2008). Os parafusos mais próximos da fratura se encontravam a 10 mm da linha fraturada e a 20 mm dos outros dois parafusos. Duas outras situações de bloqueio, sugeridas em um manual de técnica cirúrgica da DePuy Synthes, disponível para consulta em <http://osteosyntese.dk/wp-content/uploads/2014/11/>, apontadas como adequadas para utilização em fraturas do fêmur distal humano, também foram analisadas. A segunda configuração com dois parafusos na região dos côndilos distais e dois na região da diáfise proximal, no sentido lateral-medial, a terceira com dois parafusos no sentido lateral-medial, inseridos na região dos côndilos distais e dois, no sentido caudal cranial, inseridos na diáfise proximal e na quarta configuração o bloqueio é feito por três parafusos proximais e dois distais inseridos no sentido lateral-medial, na diáfise femoral Fig. 6.24.

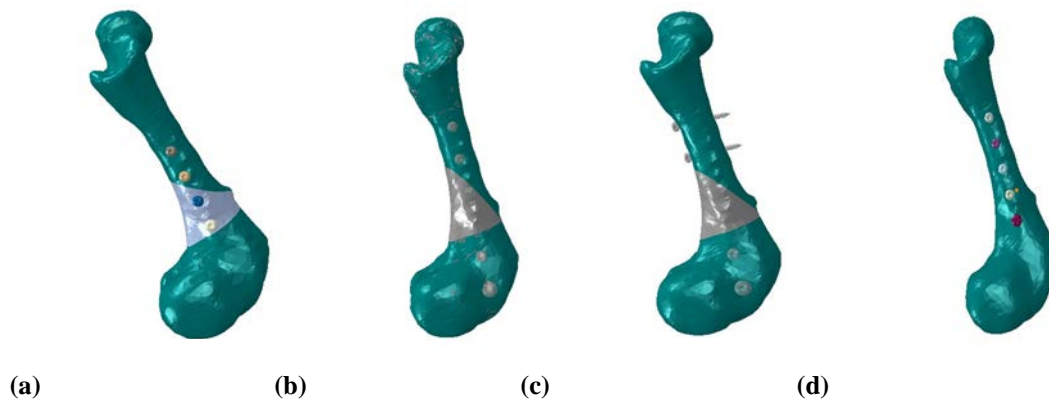


Fig. 6.24: Modelos geométricos (a) configuração proposta em Rodrigues (2008), (b e c) configurações utilizadas em bloqueio de haste femoral em fraturas de humanos (d) cinco parafusos na diáfise.

Nas quatro configurações foram utilizadas hastes intramedulares sólidas, com comprimento de 150 mm e diâmetro 11 mm. O comprimento está de acordo com o sugerido no manual de técnica cirúrgica da Synthes, e o diâmetro foi tomado de acordo com o menor diâmetro da diáfise femoral, respeitando-se 1 mm de diferença de acordo com o proposto em Rodrigues (2008). Nas simulações foram utilizadas hastes poliméricas (poliacetal, polipropileno e poliamida 6), e uma haste de compósito com matriz de poliéster e reforço em fibra de vidro. Na primeira configuração as hastes foram bloqueadas com três parafusos corticais 4,0 mm x 30 mm e um parafuso cortical 4,5 mm x 40,0 mm, conforme Fig. 6.25.

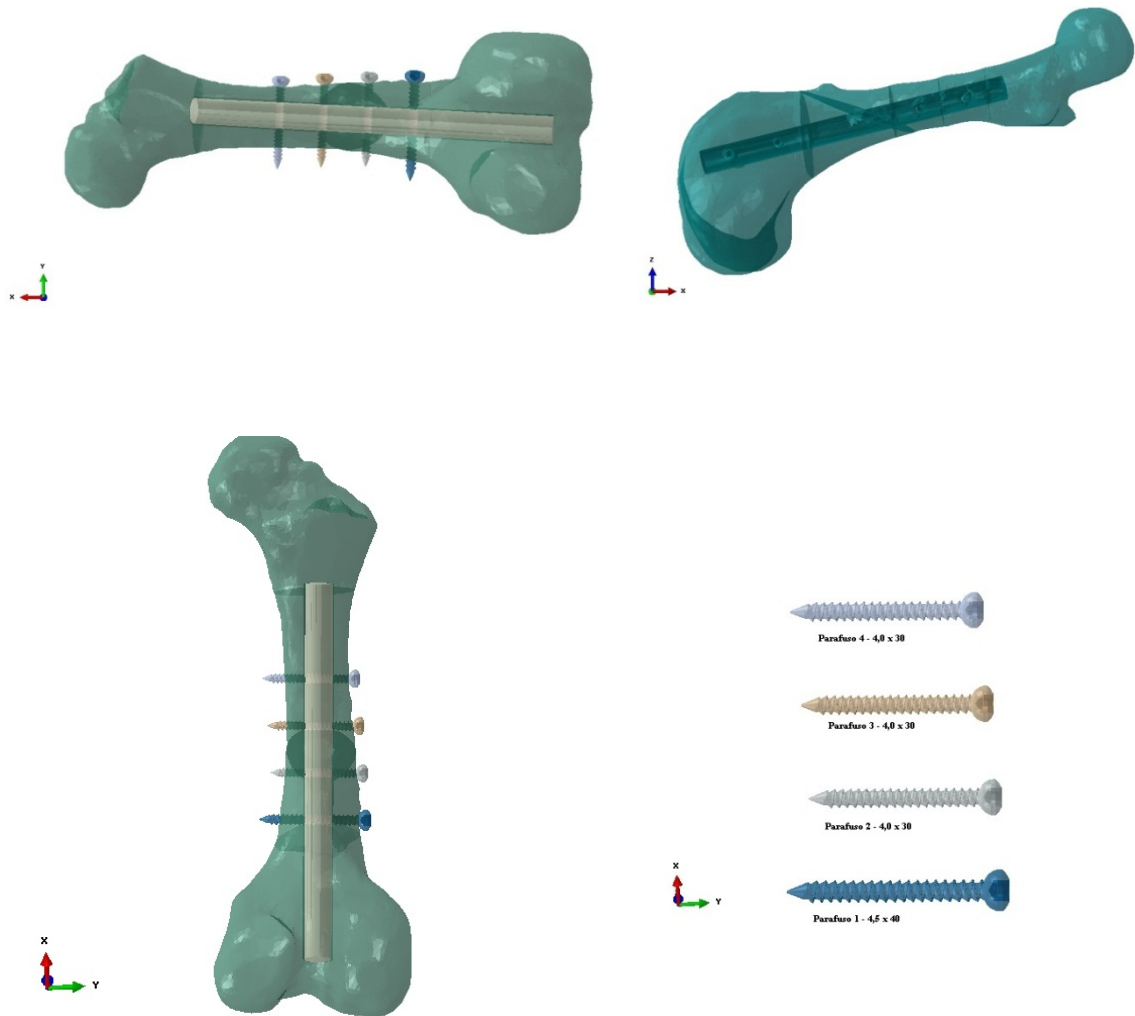


Fig. 6.25: Vistas dos elementos da primeira configuração proposta em Rodrigues (2008).

Nas outras duas situações, analisadas, o bloqueio foi feito por dois parafusos corticais 4,0 mm x 30,0 mm na região da diáfise; um parafuso cortical 4,0 mm x 40,0 mm e outro parafuso cortical 4,5 mm x 50,0 mm na região mais distal do bloqueio, conforme apresentado na Fig. 6.26 e 6.27.

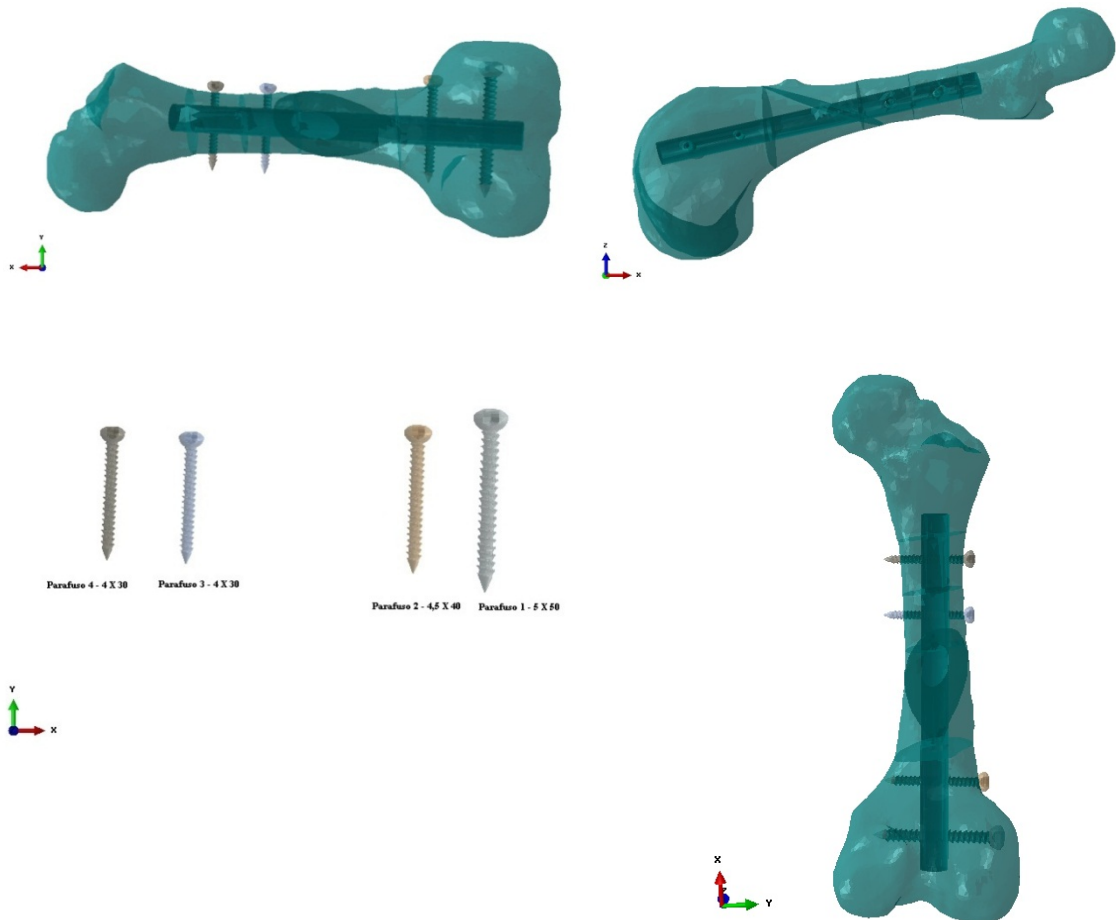


Fig. 6.26: Vistas dos elementos da segunda configuração, parafusos na direção lateral medial.

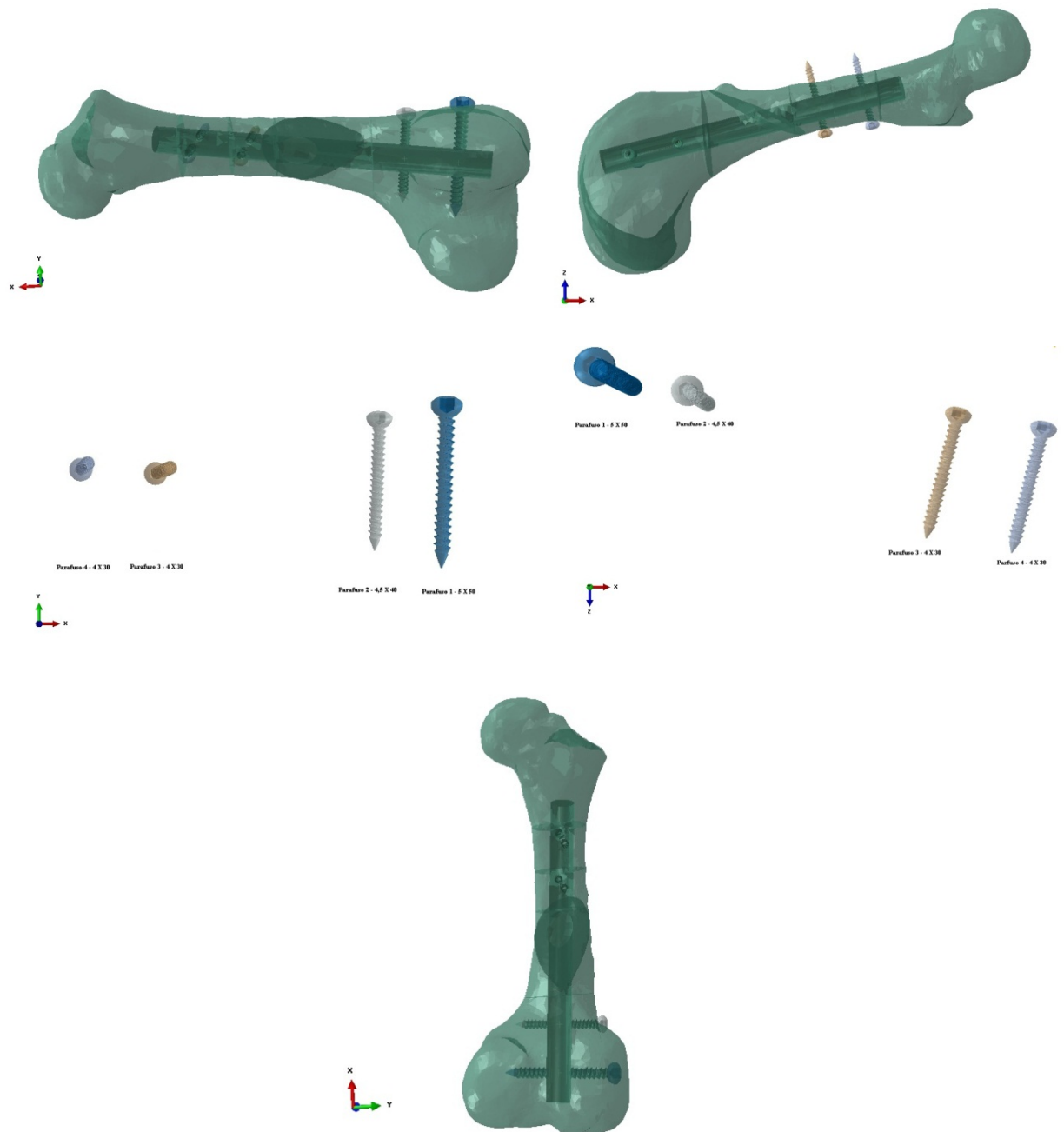


Fig. 6.27: Vistas dos elementos da terceira configuração, dois parafusos na direção lateral medial e dois na direção crânio caudal.

Na quarta configuração as hastes foram bloqueadas com quatro parafusos corticais 4,0 mm x 30 mm e um parafuso cortical 4,5 mm x 40 mm, Fig. 6.28.

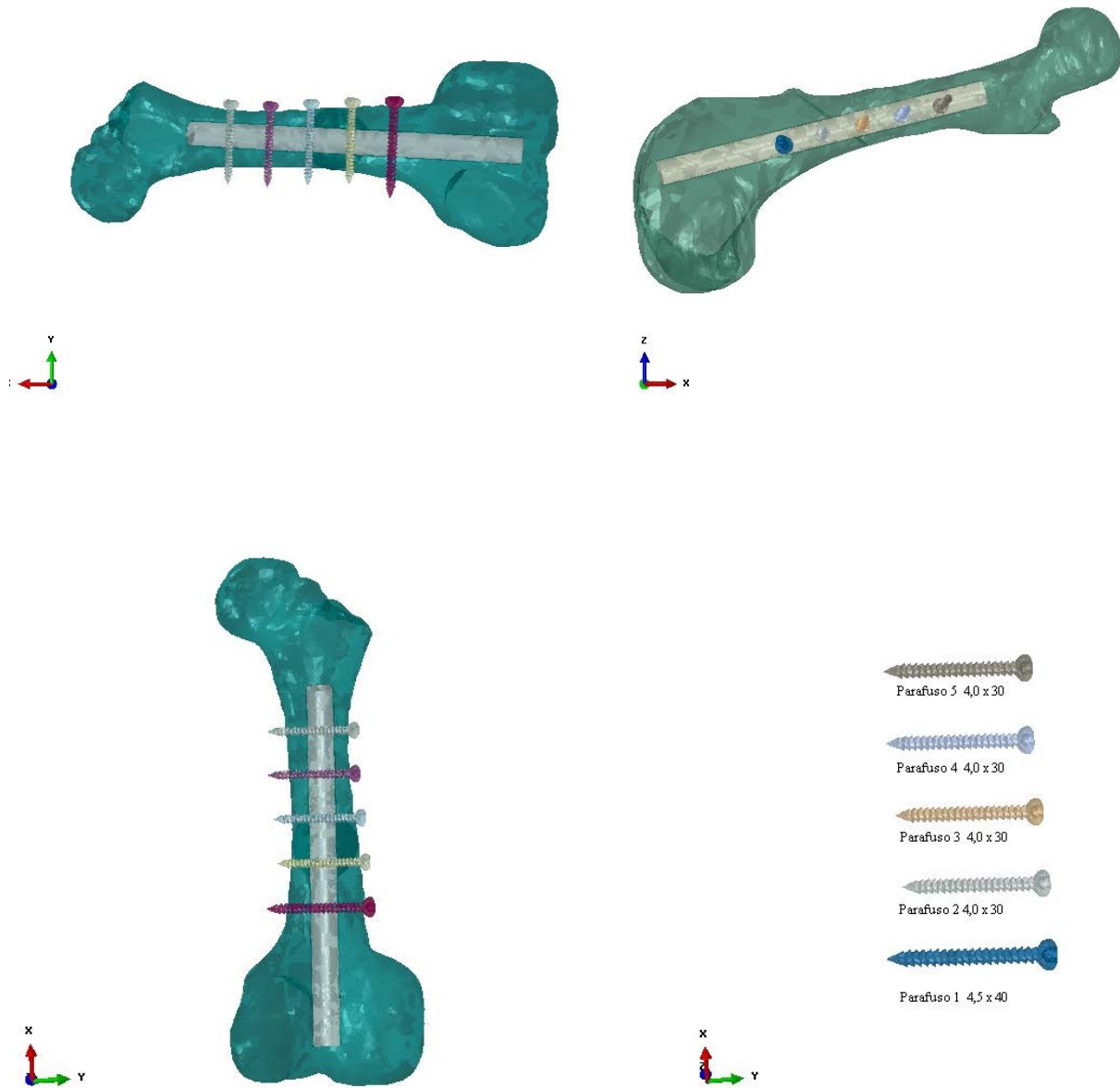


Fig. 6.28: Vistas dos elementos da quarta configuração, parafusos na direção lateral medial.

Diferentes modelos de interface entre os elementos que formam o implante podem alterar a resposta mecânica em torno dos parafusos e furos da haste, levando a diferentes previsões sobre o comportamento do conjunto.

O carregamento foi acrescentado à simulação sobre forma de força concentrada sobre um ponto da cabeça do fêmur (A), na direção do eixo formado pelo centro da articulação coxofemoral e por um ponto escolhido para representar a articulação fêmoro tibial e um momento na região do epicôndilo proximal (C) Fig. 6.29.

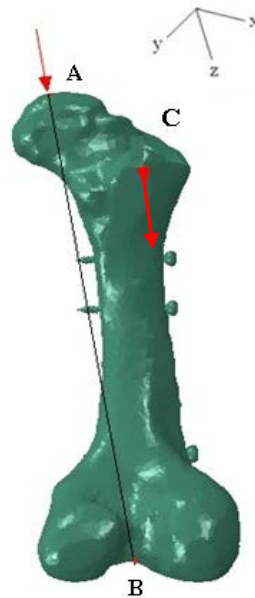


Fig. 6.29: Cargas aplicadas fêmur bovino (força e momento).

Os valores adotados neste estudo, para módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson e densidade foram obtidos de alguns trabalhos disponíveis (Pakula *et al.*, 2011).

As especificações das propriedades mecânicas das regiões do fêmur bovino estão apresentadas na Tabela 6.1.

Tab. 6.1 – Propriedades mecânicas das regiões do fêmur bovino (Pakula *et al.* 2011).

Região	Densidade (g/cm ³)	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)
Cabeça/Côndilos	0,3672	2,549	0,32
Diáfise	1,38787	21	0,32

6.5.2 Análise das situações de contato e de convergência das malhas.

Nas simulações que envolvem contato de superfícies, no programa Abaqus, algumas disposições devem ser respeitadas. Dois tipos de superfícies devem ser definidos. Uma superfície primária (*master*), normalmente a mais rígida e uma superfície secundária (*slave*), preferencialmente com a malha, de elementos finitos mais refinada. Em situações onde as malhas superficiais sejam similares, a superfície primária foi atribuída ao material mais rígido.

Em nossas simulações ao parafuso foi atribuída à superfície primária e às superfícies da haste e do osso foram atribuídas superfícies secundárias.

Os deslocamentos superficiais foram considerados como muito pequenos (*infinitesimal sliding*) e desprezados quaisquer efeitos geométricos não lineares. Assume-se que os nós da superfície *master* estejam em constante interação com os nós da superfície *slave* durante toda a simulação, formulação do tipo *surface to surface*.

Inicialmente foram utilizados nas simulações elementos hexaédricos, de ordem geométrica quadrática e integração reduzida do tipo C3D20R. No entanto, a complexidade da estrutura e a utilização de parafusos de bloqueio rosqueados, tornou a construção das malhas uma tarefa extremamente demorada. As malhas necessitavam ser extremamente refinadas e o custo de processamento praticamente inviabilizava as simulações com a estrutura computacional disponível. Desta forma, fez-se a opção de utilização dos elementos tetraédricos de formulação quadrática C3D10, da família de elementos **3D Stress**, da biblioteca de elementos do Abaqus Standard. Nas simulações com o Método de Elementos Finitos (MEF), normalmente, em estruturas complexas esse tipo de elemento costuma ser utilizado, em malhas, para representar a superfície da maneira mais próxima possível do real, utilizando formulação do tipo “surface-surface”.

As superfícies de contato entre parafusos de bloqueio e osso foram considerados perfeitamente unidos, simulando perfeita interação entre o osso e as roscas do parafuso. Neste estudo optou-se por definir o contato entre as hastes poliméricas e as roscas do parafuso como perfeitamente unidos. As interfaces entre os segmentos ósseos foram modelados sem atrito, pois foi investigado o instante imediatamente após a cirurgia, onde não há contato entre os segmentos ósseos (Rodrigues *et al.*, 2012).

Nesta etapa foi realizado um estudo de convergência das malhas construídas no Abaqus a fim de determinar um conjunto que possa ser aplicado nas simulações envolvendo todas as situações deste trabalho.

Foram geradas quatro malhas de diferentes densidades e a análise de convergência foi realizada até que o erro no cálculo do máximo valor para o deslocamento da cabeça femoral e da densidade de energia de deformação fosse menor que 3%, conforme realizado em Bayoglu e Okyar (2015).

O número de nós e o número de elementos, na malha utilizada para cada um dos componentes do conjunto, estão apresentados na Tab. 6.2.

Tab. 6.2 – Número de elementos e de nós nas malhas utilizadas.

Malha selecionada					
Parafusos: direção lateral medial (dois na diáfise e dois nos cêndilos distais).			Parafusos: na direção crânio caudal (dois na diáfise) e na direção lateral medial (dois nos cêndilos distais).		
Parte	Elementos	Nós	Parte	Elementos	Nós
Osso fraturado	187098	278180	Osso fraturado	182494	271194
Haste	103616	150461	Haste	64902	95476
Parafuso 1	11849	20124	Parafuso 1	5999	10854
Parafuso 2	8286	14228	Parafuso 2	9116	16153
Parafuso 3	7612	13556	Parafuso 3	13393	22548
Parafuso 4	7612	13556	Parafuso 4	13470	22646
TOTAL	490110	278180	TOTAL	429792	289380
Parafusos: direção lateral medial (quatro na diáfise)					
Parte	Elementos	Nós			
Osso fraturado	141200	212395			
Haste	68456	99929			
Parafuso 1	7348	12693			
Parafuso 2	9527	16816			
Parafuso 3	9527	16816			
Parafuso 4	9527	16816			
TOTAL	375465	245585			

A Tab. 6.3 apresenta a caracterização dos materiais que foram utilizados nas simulações computacionais, sendo fornecidos valores para o módulo de elasticidade (E), coeficiente de Poisson (ν), tensão de escoamento (σ_e) e tensão de ruptura (σ_r) à tração.

Tab. 6.3 Valores adotados E, ν e σ_c (Black e Hastings, 1998; Cowin e Doty, 2007).

Material	E (GPa)	ν	σ_c (MPa)	σ_t (MPa)
Osso Cortical	22,0	0,32	141,0	156,0
Aço inox ASTM F 138	200,0	0,32	205,0	515,0
Poliacetal	3,0	0,41	65,0-72,0	70,0-80,0*
Poliamida	2,5	0,40	40,0-58,0	60,0-100,0*
Polipropileno	1,5	0,43	20,0-33,0	30,0-44,0*

*Compressão

Os valores das constantes mecânicas utilizadas para o material compósito (poliéster - fibra de vidro) foram calculados a partir de equações de Halpin-Tsai, Equações 6.13 e 6.14 (Jones, 1999).

$$E_1 \cong E_f \times V_f + E_m \times V_m \quad (7.1)$$

$$\nu_{12} = \nu_f \times V_f + \nu_m \times V_m \quad (7.2)$$

$$\frac{M}{M_m} = \frac{1 + \xi \times \eta \times V_f}{1 - \eta \times V_f} \quad (6.13)$$

onde

$$\eta = \frac{\frac{M_f}{M_m} - 1}{\frac{M_f}{M_m} + \xi} \quad (6.14)$$

no qual

M = módulo do material compósito E_2 , G_{12} , ou V_{23} M_f = módulo da fibra E_f , G_f , ou V_f M_m = módulo da matriz E_m , G_m , ou V_m

e ξ é uma medida do reforço do compósito com fibras que depende da geometria do conjunto fibra matriz e das condições de carga.

Os valores de ξ adotados para os cálculos foram $\xi = 2$ para cálculo de E_2 e $\xi = 1$ para cálculo de G_{12} ,

A Tab. 6.4 apresenta a caracterização do compósito (poliéster -fibra de vidro) que foi utilizado nas simulações computacionais, sendo fornecidos valores de (E ; G ; ν ; σ_e) para o poliéster, para a fibra de vidro e valores para os módulos de elasticidade (E_1 ; E_2), módulo de cisalhamento (G_{12}) coeficiente de Poisson (ν_{12} ; ν_{23}), tensão de escoamento á tração (σ_e).

Tab. 6.4 Valores adotados para E_1 ; E_2 , G_{12} , ν_{12} , ν_{23} e σ_e .

Material	E /G (GPa)	ν	σ_e (MPa)
Poliéster	3 / 1,8	0,38	90
Fibra de vidro	73 / 30	0,25	2400
Compósito	$E_1 = 38,2$	$\nu_{12} = 0,28$	1100
Fração volumétrica	$E_2 = 10,2$	$\nu_{23} = 0,27$	
Poliéster = 0,5; fibra = 0,5.	$G_{12} = 5,74$		

6.6 Análises de tensões em modelos de osso implantado

Nesta etapa, foram utilizados modelos de osso fraturado implantado com haste. Essa situação representa o estágio de reparo imediatamente após a lesão, onde a estabilidade do conjunto esta diretamente relacionada a fatores mecânicos. Atenção particular será dada para a análise das tensões presentes nas interfaces envolvendo os parafusos de bloqueio, parafuso/haste, parafuso/osso, principalmente pela diferença de módulo de elasticidade entre os materiais utilizados. Os resultados desta etapa servirão de parâmetro para análise de desempenho dos materiais selecionados para a confecção das hastes, na condição de carregamento especificada. Para as simulações foram construídos no SolidWorks os três modelos de parafusos corticais, com rosca rasa, um de diâmetro 4,5 mm e comprimento 40 mm, um com diâmetro 4,5 mm, com comprimento de 50 mm e outro com diâmetro 4,0 mm e comprimento 40 mm. Os parafusos estão de acordo com especificações das normas técnicas brasileiras NBR ISO 5835 e NBR ISO 9268, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

7

Resultados

Neste capítulo serão apresentados resultados referentes a cada uma das etapas descritas no Capítulo 6, que trata do desenvolvimento metodológico do estudo.

7.1. Coleta de dados cinemáticos e cinéticos

Os resultados apresentados neste item correspondem aos valores das três componentes da **FRS** nas duas condições consideradas neste estudo: animais ao passo e animais em transição da posição deitado para a posição em pé.

A Fig. 7.1, apresenta os eixos considerados pelo sistema de aquisição de forças.

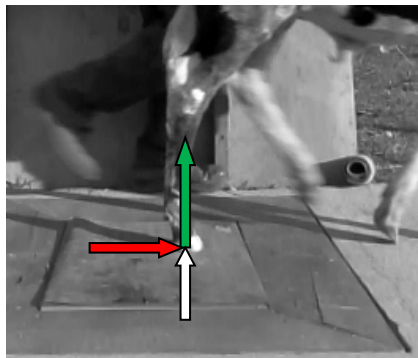


Fig. 7.1: eixo anteroposterior (vermelho); eixo médio lateral (branco); eixo vertical (verde).

Na Fig. 7.2 são apresentadas, como exemplo, as componentes da **FRS** da marcha de um bovino. O animal utilizado para coleta foi um bezerro macho com idade de 70 dias e massa igual a 41kg. Os valores de força (eixo vertical) estão normalizados pelo peso do animal e pelo tempo de contato (eixo horizontal) da pata direita com a plataforma de força.

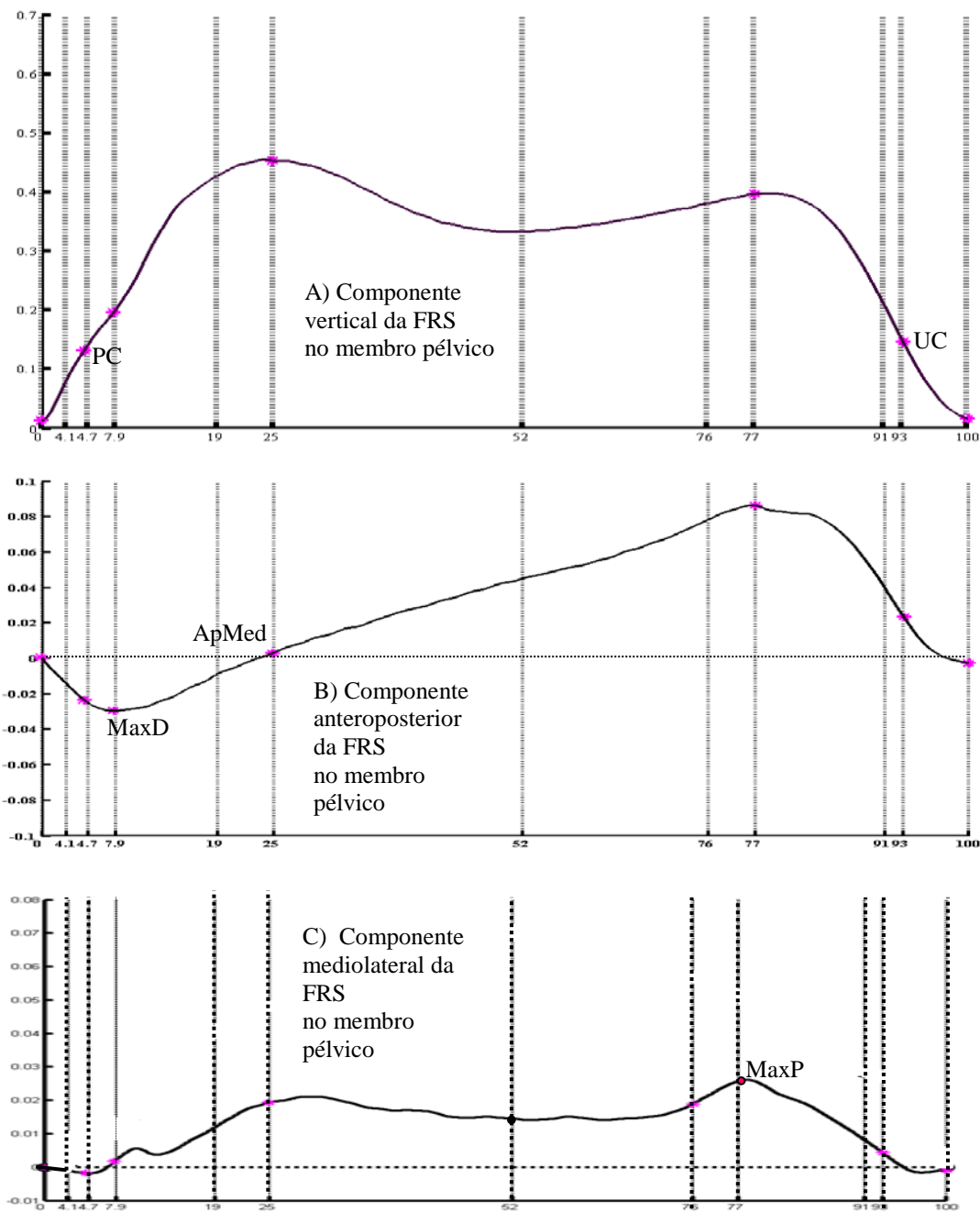


Fig. 7.2: Componentes da FRS: A) vertical; B) anteroposterior C) médio lateral. Cinco instantes da FRS: primeiro contato (PC - quando a componente vertical da FRS atinge 30 % de seu máximo); máxima desaceleração (MaxD - quando a componente anteroposterior atinge seu mínimo); apoio médio (ApMed - quando a componente anteroposterior da FRS é nula, transição entre desaceleração e propulsão); máxima propulsão (MaxP - quando a componente longitudinal atinge seu máximo); último contato (UC - quando a componente vertical da FRS tem seu valor reduzido a 30% de seu valor máximo).

A Tab. 7.1 apresenta os valores máximos para as três componentes da **FRS**, seu valor médio e o desvio padrão, para os cinco animais utilizados neste estudo, na condição de deslocamento ao passo, a cabresto.

Tab. 7.1 – Valores máximos das componentes da **FRS** (deslocamento ao passo)

Animal	Peso (N)	F _{max} vertical (N)	F _{max} anteroposterior (N)	F _{max} médio lateral (N)
1	410	175,23	33,83	2,08
2	420	154,80	25,78	2,12
3	780	309,60	40,30	8,52
4	850	365,52	31,36	6,72
5	680	291,12	54,69	2,89
Média	628	259,25	32,81	4,47
DP	203,6	90,57	6,01	2,97

Para aquisição dos valores de força durante a transição da posição deitado para a posição em pé, os animais foram colocados deitados sobre a plataforma, com o membro pélvico direito apoiado sobre ela e foram estimulados a se levantar. A Fig. 7.3, apresenta as três componentes da **FRS** de um animal com 70 dias de vida e 68 kg, coletada durante a fase de transição.

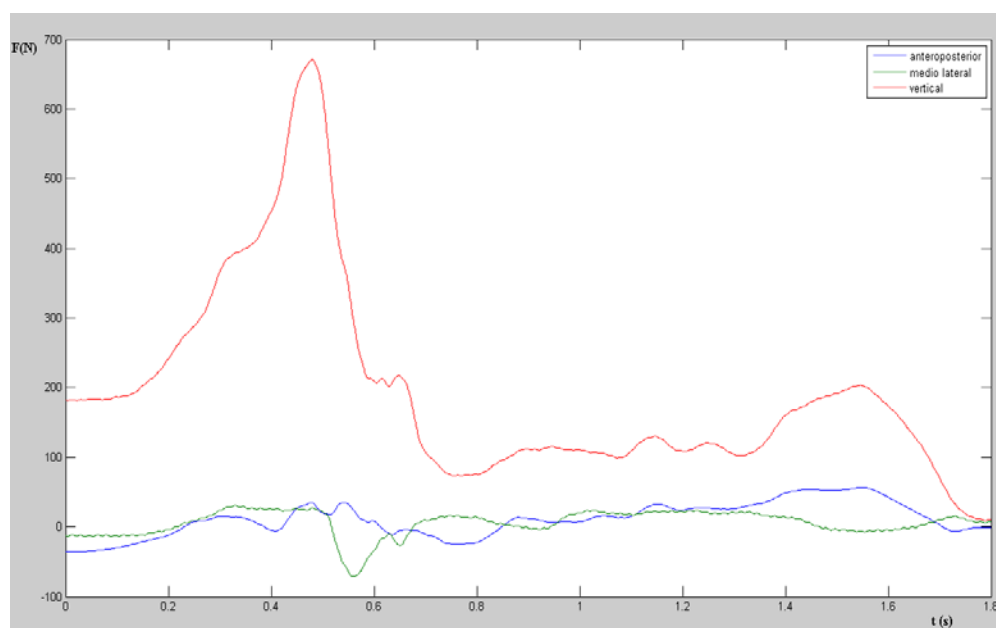


Fig. 7.3: Componentes da FRS no membro pélvico de bezerro durante a transição

A Tab. 7.2 apresenta os valores máximos para as três componentes da **FRS**, seu valor médio e o desvio padrão, para os cinco animais utilizados neste estudo, na condição de transição.

Tab. 7.2 – Valores máximos das componentes da **FRS** (transição)

Animal	Peso (N)	F _{max} vertical (N)	F _{max} anteroposterior (N)	F _{max} médio lateral (N)
1	410	307,65	52,18	32,15
2	420	317,11	50,39	38,65
3	780	696,60	67,14	44,54
4	850	774,90	71,10	48,25
5	680	671,03	56,61	31,08
Média	628	526,65	59,48	38,93
DP	203,6	259,73	9,19	7,52

Na condição de locomoção ao passo, pode-se verificar que a situação crítica coincide com o instante de força vertical máxima, primeiro pico da componente vertical e a transição entre frenagem e propulsão na componente anteroposterior.

Na condição de transição os valores médios de força máxima vertical e força máxima anteroposterior são praticamente o dobro daqueles encontrados para a condição de locomoção ao passo (Tab. 7.1). Para o componente médio lateral os valores médios encontrados são cerca de oito vezes maiores.

Desta forma, por apresentar os maiores valores de força, a situação de transição será adotada como crítica e todas as simulações adotarão seus valores de carga como carregamento padrão.

7.2. Determinação das propriedades inerciais segmentares

A partir dos dados tomográficos do estudo de Gomides (2013) foram construídas equações de regressão para estimar a massa segmentar a partir da massa do animal in vivo e para estimar os raios elípticos dos sólidos que formam o modelo geométrico, a partir dos comprimentos dos segmentos, que formam o membro pélvico direito dos bezerros.

A Tab. 7.3 apresenta as equações de regressão para estimar as massas segmentares e os valores da correlação de Pearson e de R^2 , utilizados para avaliar o resultado das predições.

Tab. 7.3 - Equações para estimar as massas dos segmentos do membro pélvico direito

Massa (kg)	Equação de predição	r^a	R^2
\hat{m}_{AB}	$0,063 + 0,004 \times M$	0,97	0,94
\hat{m}_{BC}	$0,127 + 0,010 \times M$	0,98	0,96
\hat{m}_{CD}	$0,126 + 0,020 \times M$	0,82	0,67
\hat{m}_{DE}	$1,180 + 0,023 \times M$	0,89	0,81

Legenda: ^a todos os coeficientes de correlação foram significativos para $p < 0,01$

M – massa total; \hat{m}_{AB} – massa AB; \hat{m}_{BC} – massa BC; \hat{m}_{CD} – massa CD; \hat{m}_{DE} – massa DE.

Foi verificada correlação forte e significativa entre massa total e massas segmentares ($r \in [0,82; 0,97]$; $p < 0,01$). O percentual da variância das massas segmentares explicado pela massa total foi superior a 67% ($R^2 \in [0,67; 0,96]$; $p < 0,01$).

A Tab. 7.4 apresenta as massas segmentares, dos animais deste estudo, estimadas a partir da massa total de cada animal.

Tab. 7.4 – Massas segmentares estimadas pelas equações de regressão a partir da massa total.

animal	Massa (kg)	massa (kg) SEG. AB	massa (kg) SEG. BC	massa (kg) SEG. CD	massa (kg) SEG. DE
1	42,00	0,231	0,5473	0,966	2,146
2	41,00	0,227	0,5373	0,946	2,123
3	78,00	0,375	0,9073	1,686	2,974
4	85,00	0,403	0,9773	1,826	3,135
5	68,00	0,335	0,8073	1,486	2,744

A Tab. 7.5 apresenta as equações de regressão para estimar os raios dos sólidos elípticos e os valores da correlação de Pearson e de R^2 , utilizados para avaliar o resultado das predições.

Tab. 7.5 - Equações de regressão para estimar os raios elípticos.

Raios (mm)	SEGMENTO AB (% C_{AB})	SEGMENTO BC (% C_{BC})	SEGMENTO CD (% C_{CD})	SEGMENTO DE (% C_{DE})
\widehat{rR}_1	0,210 C_{AB} + 0,005	0,161 C_{BC} + 0,010	0,271 C_{CD} + 0,012	0,373 C_{DE} + 0,004
\widehat{r}_1	0,201 C_{AB} + 0,005	0,089 C_{BC} + 0,004	0,202 C_{CD} - 0,015	0,210 C_{DE} + 0,002
\widehat{rR}_2	0,193 C_{AB} + 0,005	0,127 C_{BC}	0,376 C_{CD} - 0,061	0,583 C_{DE} + 0,006
\widehat{r}_2	0,159 C_{AB} + 0,004	0,124 C_{BC} + 0,009	0,347 C_{CD} - 0,011	0,201 C_{DE} + 0,002
\widehat{rR}_3	0,185 C_{AB} + 0,004	0,089 C_{BC} + 0,004	0,135 C_{CD} - 0,008	0,382 C_{DE} + 0,004
\widehat{r}_3	0,218 C_{AB} + 0,005	0,057 C_{BC} - 0,001	0,570 C_{CD} - 0,126	0,181 C_{DE} + 0,002
\widehat{rR}_4	0,176 C_{AB} + 0,004	0,328 C_{BC} - 0,052	0,122 C_{CD} - 0,001	0,497 C_{DE} + 0,005
\widehat{r}_4	0,210 C_{AB} + 0,005	0,089 C_{BC} + 0,004	0,329 C_{CD} - 0,063	0,210 C_{DE} + 0,002
\widehat{rR}_5	-	0,087 C_{BC} + 0,005	-	-
\widehat{r}_5	-	0,083 C_{BC} + 0,004	-	-

Legenda: C_{AB} comprimento segmento AB; C_{BC} comprimento segmento BC; C_{CD} comprimento segmento CD; C_{DE} comprimento segmento DE; \widehat{rR}_i e \widehat{r}_i raios elípticos.

Foi verificada correlação forte e significativa entre o comprimento total e os raios ($r \in [0,839; 0,955]$; $p < 0,01$). O percentual da variância dos raios elípticos, explicado pelo comprimento total, foi superior a 69,8% ($R^2 \in [0,698; 0,975]$; $p < 0,01$).

O segmento AB apresentou os menores valores de correlação de Pearson e de R^2 ($r = 0,839$; $R^2 = 0,704$) exceto para valores do raio \widehat{r}_4 , quando o segmento BC apresentou o menor valor de correlação de Pearson e de R^2 ($r = 0,835$; $R^2 = 0,698$).

A Tab. 7.6 apresenta os comprimentos dos segmentos que foram utilizados na determinação dos valores de raios dos sólidos geométricos. Os segmentos foram medidos enquanto os animais se deslocavam em linha reta a velocidade média de $0,68 \pm 0,23$ m/s.

Tab. 7.6 - Medidas dos segmentos dos bezerros.

Sujeito	SEG. AB (mm)	SEG. BC (mm)	SEG. CD (mm)	SEG. DE (mm)
1	100	220	280	170
2	120	220	280	180
3	110	280	330	240
4	120	260	300	220
5	120	280	300	200

A Tab. 7.7 apresenta os comprimentos dos raios dos sólidos elípticos que foram determinados a partir dos comprimentos dos segmentos de um animal com 70 dias de vida e 68 kg, por meio das equações de regressão apresentadas anteriormente na Tab. 7.5.

Tab. 7.7 – Valores de raios para os sólidos elípticos.

Raios	SEG. AB	SEG. BC	SEG. CD	SEG. DE
	(m)	(m)	(m)	(m)
\widehat{rR}_1	0,0302	0,05508	0,0933	0,0786
\widehat{r}_1	0,02912	0,02892	0,0456	0,044
\widehat{rR}_2	0,02816	0,03556	0,0518	0,1226
\widehat{r}_2	0,02308	0,04372	0,0931	0,0442
\widehat{rR}_3	0,0262	0,02892	0,0325	0,0804
\widehat{r}_3	0,03116	0,01496	0,045	0,0382
\widehat{rR}_4	0,02512	0,03984	0,0356	0,1044
\widehat{r}_4	0,0302	0,02892	0,0357	0,044
\widehat{rR}_5	-	0,02936	-	-
\widehat{r}_5	-	0,02724	-	-

A altura de cada um dos sólidos geométricos foi determinada a partir dos dados tomográficos de Gomides (2013). Dois pontos consecutivos, de medição dos raios nas tomografias, determinam a altura do sólido correspondente, conforme apresentado na Tab. 7.8. A extremidade proximal de cada segmento foi escolhida como origem das medições correspondendo a 0% do comprimento do segmento, ao passo que 100% correspondem a sua extremidade distal. Esses pontos foram determinados por meio da construção de um perfil representativo da variação da massa dos segmentos. Pontos onde ocorre alteração na inclinação da curva, que representa esse perfil, foram utilizados para o cálculo da altura de cada sólido geométrico e sua localização expressa em função de seu comprimento (C). Devido às características de sua distribuição de massa, foram selecionados cinco pontos de medição para o segmento BC.

Tab. 7.8 - Localização dos pontos para medição dos raios elípticos (% C).

Segmento	Ponto 1 (% C)	Ponto 2 (% C)	Ponto 3 (% C)	Ponto 4 (% C)	Ponto 5 (% C)
AB	0,0	35,0	82,0	100,0	
BC	0,0	12,0	58,0	82,0	100,0
CD	0,0	12,5	72,5	100,0	
DE	0,0	31,0	71,0	100,0	

Com essas informações foi possível construir modelos geométricos representativos dos segmentos do membro pélvico direito do bezerro, Fig. 7.4 e determinar os valores de suas PIS no SolidWorks, conforme apresentado na Tab.7.9.

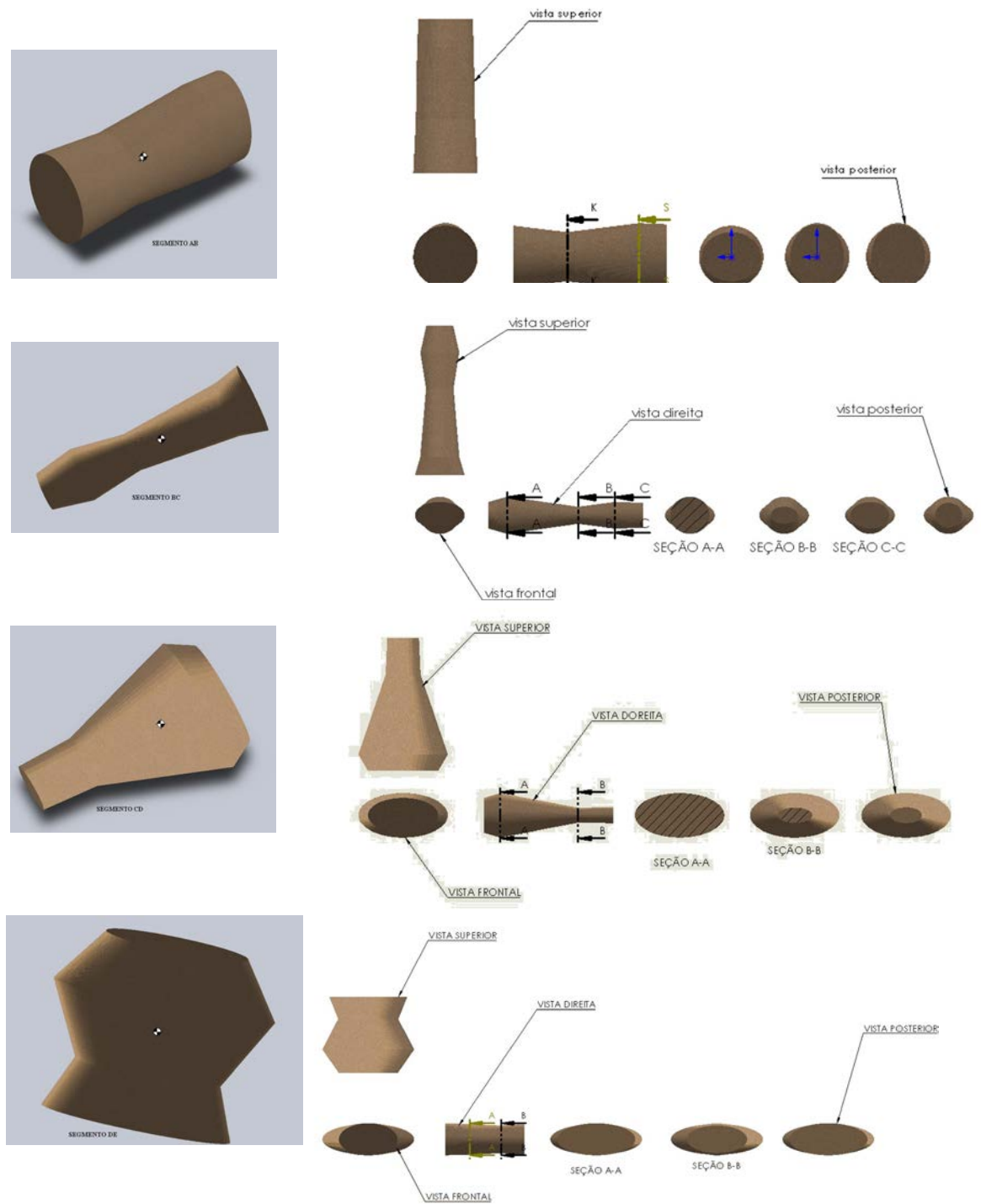


Fig. 7.4: Imagens dos modelos geométricos construídos para um bezerro, no SolidWorks. A) Segmento AB; B) Segmento BC; C) Segmento CD; D) Segmento DE.

Tab. 7.9 – Valores das PIS de um bezerro tomado como exemplo.

	SEGMENTO AB	SEGMENTO BC	SEGMENTO CD	SEGMENTO DE
Massa (kg)	0,335	0,807	1,480	2,744
CM (cm)	5,7	12,4	9,6	9,8
MI (kg.m ² .10 ⁻³)	0,10	0,36	3,10	7,38

A Tabela 7.9 apresenta valores de para a posição do **CM**, em relação à extremidade proximal dos segmentos e para os **MI_{zz}** momento em relação ao eixo longitudinal (**Z**). A Tabela 7.10 fornece equações de regressão para **CM** e **MI_{zz}** obtidas a partir dos valores calculados no SolidWorks.

Tab. 7.10 - Equações de regressão para estimar a posição do **CM** e **MI_{zz}**

SEGMENT OS	MI _{zz} (g.mm ²)	CM (mm)*
AB	302,47 \hat{m}_{AB} - 0,2551	-1997,20. \hat{m}_{AB}^2 + 1204,2. \hat{m}_{AB} - 117,89
BC	445,18 \hat{m}_{BC} - 2,7312	1050,50. \hat{m}_{BC}^2 - 1485,8. \hat{m}_{BC} + 629,58
CD	2103,70 \hat{m}_{CD} - 1144,30	154,02. \hat{m}_{CD}^2 - 366,03. \hat{m}_{CD} + 317,34
DE	2663,00 \hat{m}_{DE} + 43235,00	-2,82. \hat{m}_{DE}^2 - 8,9551. \hat{m}_{DE} + 163,36

Legenda: m_{AB} - massa AB; m_{BC} - massa BC; m_{CD} – massa CD; m_{DE} - massa DE ;

* para cálculo da posição **CM** usar massa em quilogramas.

7.3. Determinação do carregamento atuante no fêmur

A partir dos valores das **PIS**, dos dados cinemáticos e cinéticos foi possível, por meio das rotinas de dinâmica inversa, desenvolvidas no Matlab, obter forças de reação e momentos atuantes, em relação ao sistema de referência global, em cada uma das articulações do membro direito dos bezerras. A Fig. 7.5 apresenta as curvas representativas das forças articulares (vertical e anteroposterior) para um animal com 70 dias de vida e 41 kg, deslocando-se à velocidade média de $0,68 \pm 0,23$ m/s, ao passo.

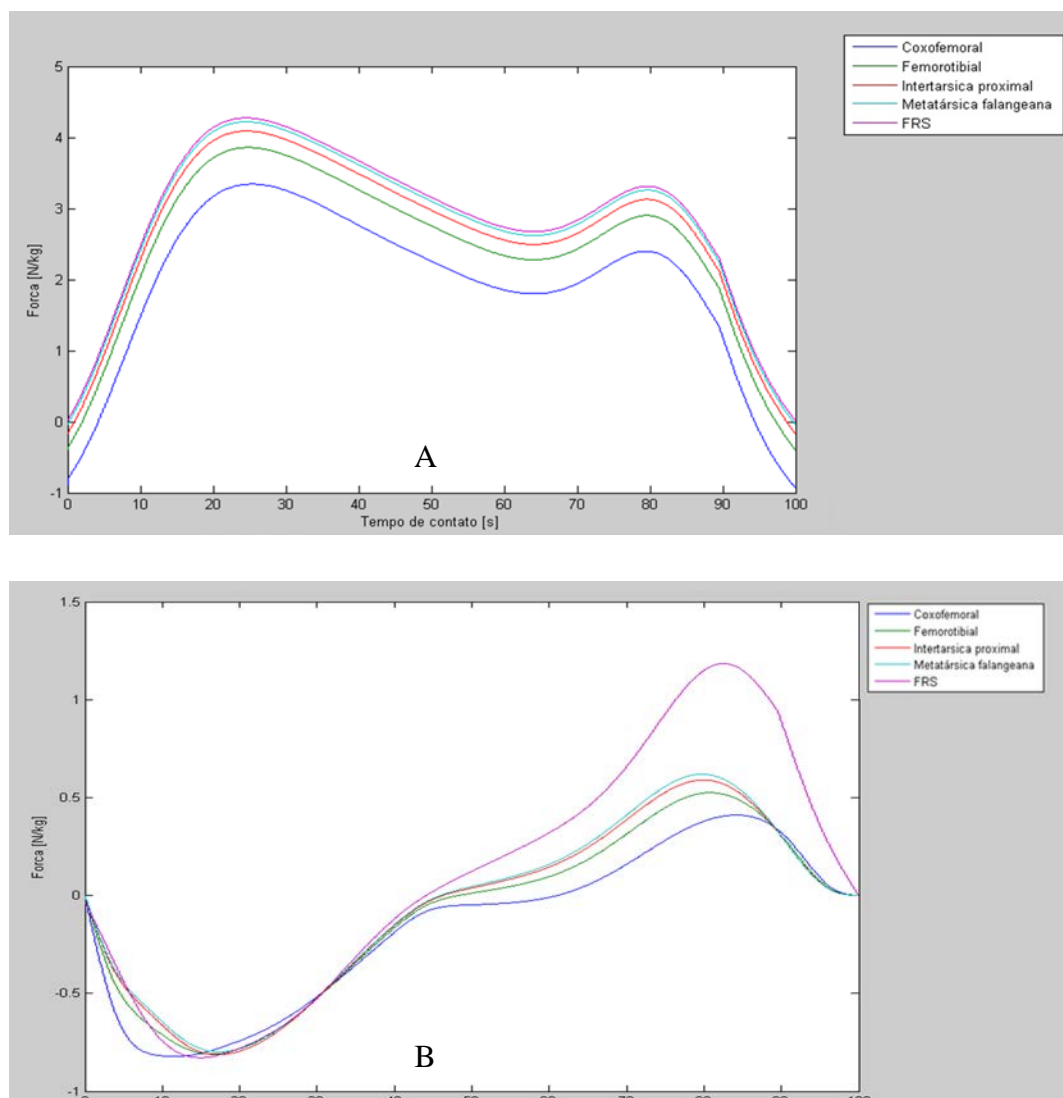


Fig. 7.5: Imagens das forças atuantes nas articulações consideradas no membro dos bovinos. A) Forças verticais; B) Forças horizontais (anteroposteriores).

A Fig. 7.6 apresenta as curvas representativas dos momentos articulares resultantes para o mesmo animal, normalizadas pela massa corporal.

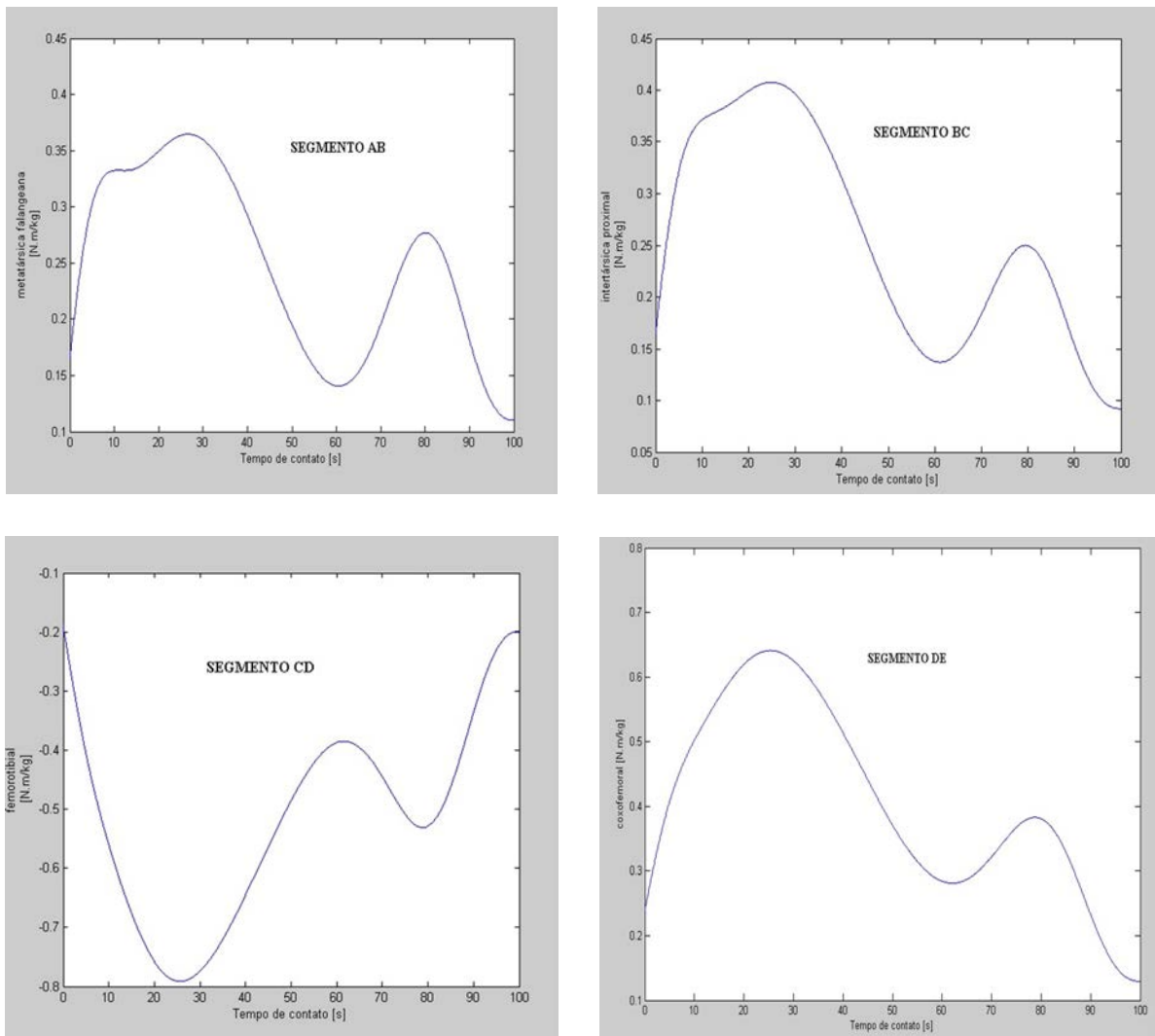


Fig. 7.6: Imagens dos momentos resultantes atuantes nas articulações consideradas no membro dos bovinos. **SEGMENTO AB** (articulação metatársica falangeana); **SEGMENTO BC** (articulação intertársica proximal); **SEGMENTO CD** (articulação femorotibial); **SEGMENTO DE** (articulação coxofemoral).

A Tab. 7.11 apresenta os valores das forças agindo nas articulações do membro direito de um animal com 70 dias de vida e 68 kg, deslocando-se a velocidade média de $0,68 \pm 0,23$ m/s, ao passo.

Tab. 7.11 –Forças articulares no instante de máximo vertical, bezerro ao passo.

Componentes					
da Força	coxofemoral	femorotibial	intertársica	metatársica	FRS
(N/kg)			proximal	falangeana	
F_{\max} vertical	3,226	3,785	3,973	4,181	4,27
F_{\max} anteroposterior	-0,7104	-0,7249	-0,7901	-0,7194	-0,814

A Tab. 7.12 apresenta os valores máximos dos momentos articulares agindo no membro direito de um animal com 70 dias de vida e 41 kg, deslocando-se a velocidade média de $0,68 \pm 0,23$ m/s, ao passo.

Tab. 7.12 – Momentos articulares no instante de máximo vertical, bezerro ao passo.

Momento				
resultante	coxofemoral	femorotibial	intertársica	metatársica
(N.m/kg)			proximal	falangeana
M_{\max} mediolateral	0,641	-0,7914	0,4077	0,3646

A Fig. 7.7 apresenta as curvas representativas das forças articulares (vertical e anteroposterior) para um animal com 70 dias de vida e 41 kg, fazendo a transição da posição deitado para a posição de pé.

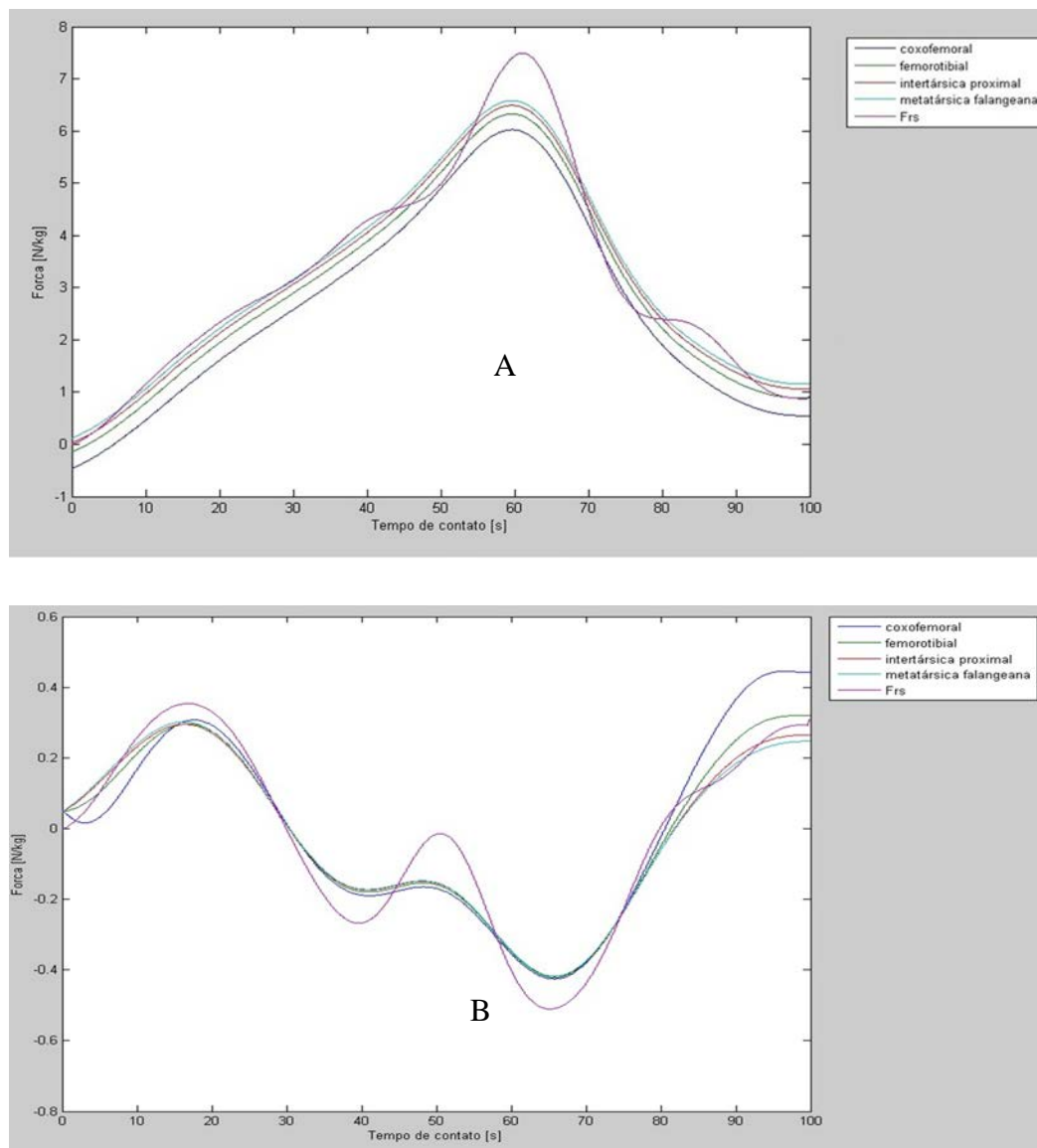


Fig. 7.7: Imagens das forças atuantes nas articulações consideradas no membro dos bovinos durante a transição. A) Forças verticais; B) Forças horizontais (anteroposteriores).

A Fig. 7.8 apresenta as curvas representativas dos momentos articulares resultantes para o mesmo animal durante a transição.

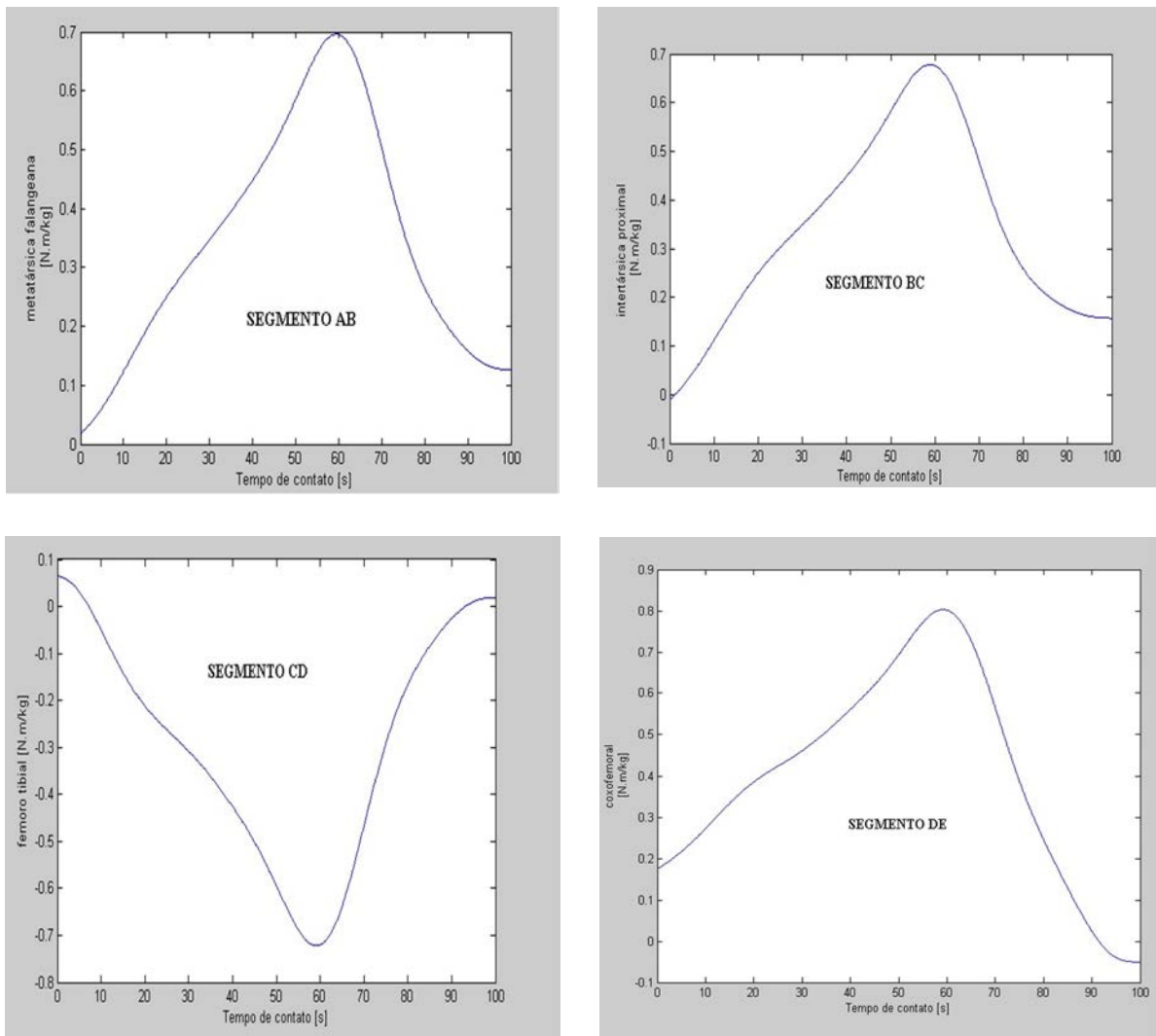


Fig. 7.8: Imagens dos momentos resultantes atuantes nas articulações consideradas no membro dos bovinos. SEGMENTO AB (articulação metatársica falangeana); SEGMENTO BC (articulação intertársica proximal); SEGMENTO CD (articulação femorotibial); SEGMENTO DE (articulação coxofemoral).

A Tab. 7.13 apresenta os valores máximos das forças agindo nas articulações do membro direito de um animal com 70 dias de vida e 41 kg, durante a transição da posição deitado para em pé.

Tab. 7.13 – Forças articulares no instante de máximo vertical, bezerro durante transição.

Componentes					
da Força	coxofemoral	femorotibial	intertársica	metatársica	FRS
(N/kg)			proximal	falangeana	
F_{\max} vertical	6,02	6,325	6,49	6,581	7,492
F_{\max} anteroposterior	-0,4451	-0,3196	-0,2944	-0,3016	-0,3536

A Tab. 7.14 apresenta os valores máximos dos momentos articulares agindo no membro direito de um animal com 70 dias de vida e 41 kg, durante a transição da posição deitado para em pé.

Tab. 7.14 – Momentos articulares no instante de máximo vertical, bezerro durante transição.

Momento				
resultante	coxofemoral	femorotibial	intertársica	metatársica
(N.m/kg)			proximal	falangeana
M_{\max} mediolateral	0,8031	-0,7219	0,6781	0,6962

As outras componentes (M_{\max} anteroposterior e M_{\max} vertical) do momento, atuante na articulação coxofemoral, foram obtidas conforme descrito abaixo.

7.3.1 – Determinação do ponto de contato do bezerro com a plataforma de força.

As coordenadas do ponto de contato do bezerro com a superfície da plataforma (X e Y) estão apresentadas na Tab. 7.15.

Tab. 7.15 – Coordenadas do ponto de contato com a plataforma.

situação	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)
ao passo	-389,3	128,4	0,0
transição	-357,3	133,2	0,0

As coordenadas do trocânter femoral foram obtidas das imagens de vídeo digitalizadas e estão apresentadas na Tab. 7.16. Todas as articulações foram consideradas coplanares no instante de análise.

Tab. 7.16 – Coordenadas do trocânter do animal utilizado nas simulações.

situação	x (mm)	y (mm)	z (mm)
ao passo	-496,8	0,0	542,0
transição	-521,3	0,0	374,2

As representações cartesianas do vetor posição \mathbf{r} , do vetor força resultante \mathbf{F} e do momento resultante na articulação coxofemoral (trocânter), para o instante de força vertical máxima, estão apresentadas nas Tabelas 7.17 a 7.19.

Tab. 7.17 – Representação cartesiana de \mathbf{r} .

situação	\mathbf{i}	\mathbf{j}	\mathbf{k}
ao passo	0	-107,5	542,0
transição	0	-132,0	374,2

Tab. 7.18 – Representação cartesiana de \mathbf{F} .

situação	\mathbf{i}	\mathbf{j}	\mathbf{k}
ao passo	1,92	-19,76	175,23
transição	14,15	-30,18	307,65

Tab. 7.19 – Representação cartesiana dos momentos para a articulação coxofemoral.

situação	\mathbf{i}	\mathbf{j}	\mathbf{k}
ao passo	-29459,5	1040,64	-205,4
transição	-32927,1	5292,1	-1867,8

Serão consideradas as componentes na direção dos vetores unitários \mathbf{i} e \mathbf{k} , juntamente com a componente na direção do vetor unitário \mathbf{j} determinada por dinâmica inversa. As rotinas de dinâmica inversa forneceram, também, os valores para as componentes vertical e anteroposterior da força no trocânter, portanto, em todas as simulações o valor, para a componente F_y (médio lateral) na articulação coxofemoral, foi determinado de forma a garantir o equilíbrio do conjunto.

7.4 Construção do modelo tomográfico do fêmur para simulações

A Tab. 7.20 e a Tab. 7.21 apresentam algumas dimensões básicas do fêmur e da medula óssea utilizados neste estudo.

Tab. 7.20 – Dimensões do fêmur neste estudo.

Dimensões	mínimo (mm)	máximo (mm)	delta (mm)
X	78,83	284,30	205,47
Y	180,53	248,02	67,50
Z	822,00	935,96	113,96

Informações

Volume (mm ³)	Superfície (mm ²)	triângulos	pontos
209117,13	27635,13	8212	4108

Tab. 7.21 – Dimensões da medula óssea neste estudo.

Dimensões	mínimo	máximo	delta
X	142,29	250,43	108,14
Y	213,29	288,83	15,54
Z	881,13	911,13	30,00

Informações

Volume	Superfície	triângulos	pontos
7543,95	3392,05	3366	1685

Uma vez que os modelos sólidos foram exportados para o Abaqus, foram gerados diversos modelos de elementos finitos e as simulações puderam ser iniciadas.

7.5 Simulações computacionais com o Abaqus.

Nas simulações computacionais, utilizando o MEF, a utilização de uma malha suficientemente refinada visa garantir a obtenção de resultados confiáveis. Malhas, pouco refinadas, podem produzir resultados imprecisos em análises com o MEF. A solução numérica fornecida pelos modelos tenderá a um valor único à medida que se aumenta a densidade da malha. No entanto, o ganho nos resultados é acompanhado de um aumento na requisição de disponibilidade dos recursos computacionais necessários para executar a simulação.

7.5.1 Análise de malhas para as simulações.

Foram geradas quatro malhas de diferentes densidades e a análise de convergência foi realizada até que o erro no cálculo do máximo valor para o deslocamento da cabeça femoral e da densidade de energia de deformação fosse menor que 3%, conforme realizado em Bayoglu e Okyar (2015) e apresentado no Fig. 7.9.

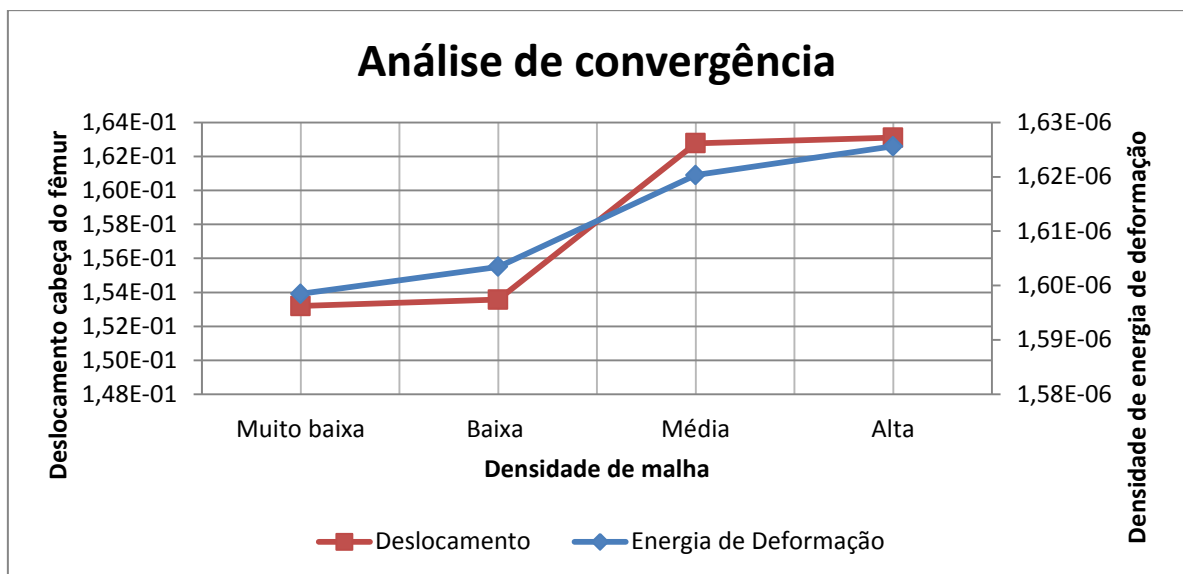


Fig. 7.9: Análise de convergência para seleção de malha para as simulações.

7.5.2 Análise das condições de contorno a serem aplicadas no estudo.

Foram realizadas simulações preliminares visando determinar o tipo de restrição femoral a ser adotada no trabalho. Inicialmente foi realizada a restrição total do fêmur na região dos côndilos distais, denominada (**BC1**), em seguida foram implantadas restrições similares às utilizadas no trabalho de Bayoglu e Okyar (2015) (**BC2**), conforme descrito no capítulo de metodologia.

Na Tab. 7.22 são apresentadas as tensões encontradas utilizando-se as duas condições de contorno citadas anteriormente.

Tab.7.22 Valores máximos de tensão de von Mises nas simulações com a primeira situação de bloqueio.

Haste de aço inoxidável	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
BC1	61,16	180,70	176,10
BC2	80,52	175,30	165,70

Uma vez que as tensões encontradas em **BC1** foram superiores àquelas encontradas em **BC2** optou-se nesse trabalho pela utilização das condições de restrição utilizadas no trabalho de Bayoglu e Okyar (2015), excetuando-se as ações musculares.

7.5.3 Distribuição de tensões na primeira configuração de bloqueio.

A primeira etapa de simulações foi realizada com um fêmur fraturado e implantado com haste intramedular bloqueada, na primeira situação de bloqueio. Os quatro parafusos foram colocados na diáfise, direção do eixo médio lateral, sentido lateral medial.

A Fig. 7.10 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de poliacetal e os parafusos, na primeira condição de bloqueio.

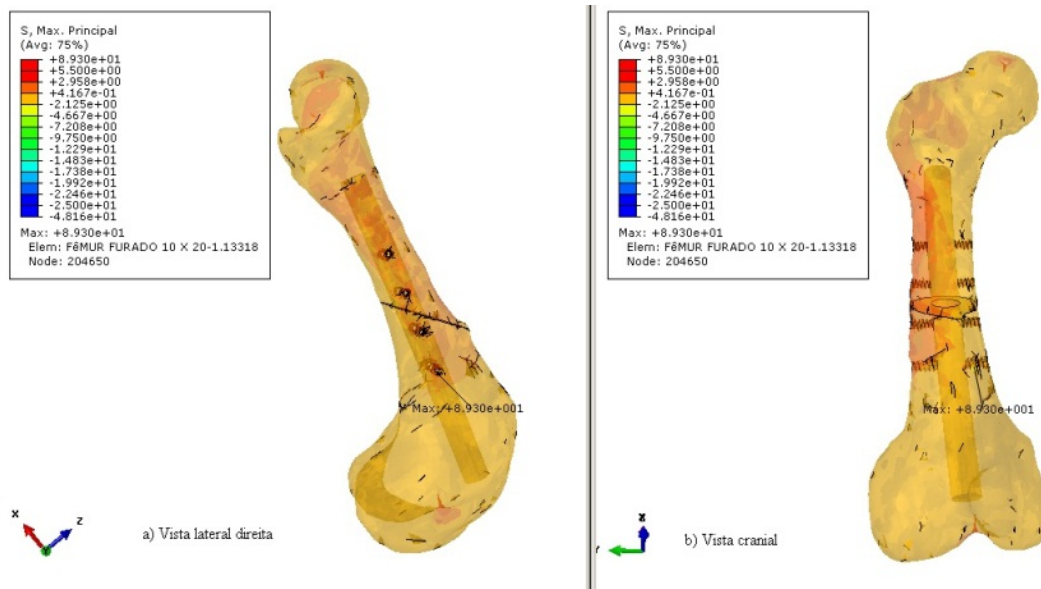


Fig. 7.10: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.

A Fig. 7.11 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de poliacetal.

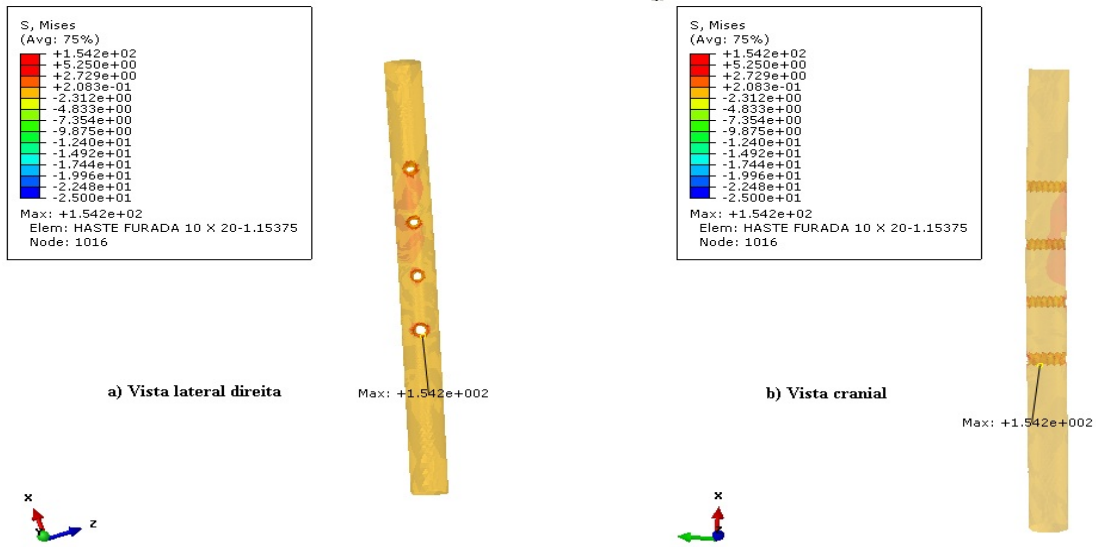


Fig. 7.11: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.

A Fig. 7.12 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de poliacetal.

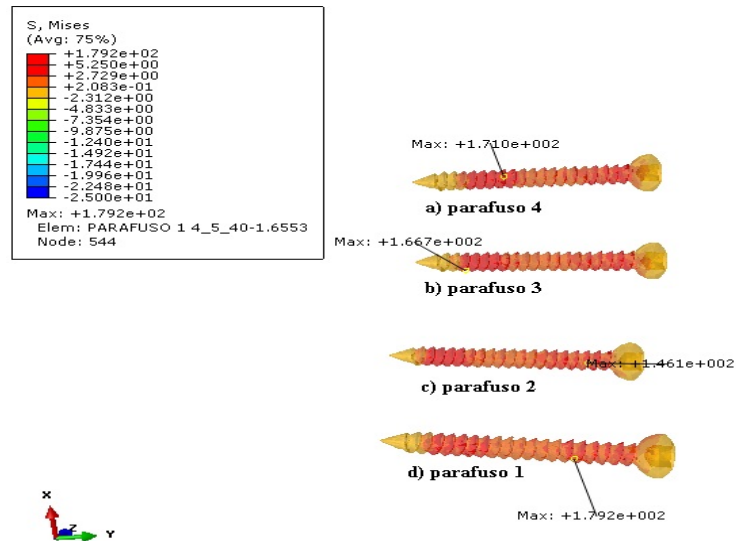


Fig. 7.12: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Primeira condição de bloqueio.

A Tab. 7.25 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de poliacetal na primeira situação de bloqueio.

Tab.7.25 Valores máximos de tensão, haste poliacetal, primeira situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliacetal	89,30	154,20	179,20

A Fig. 7.13 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de poliamida e os parafusos, na primeira condição de bloqueio.

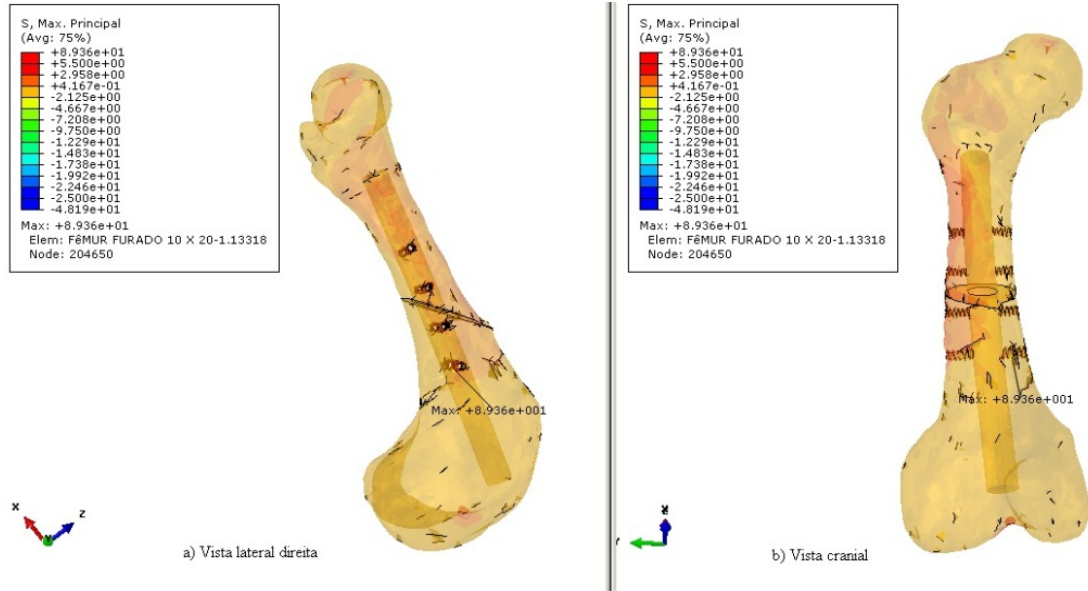


Fig. 7.13: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.

A Fig. 7.14 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de poliamida.

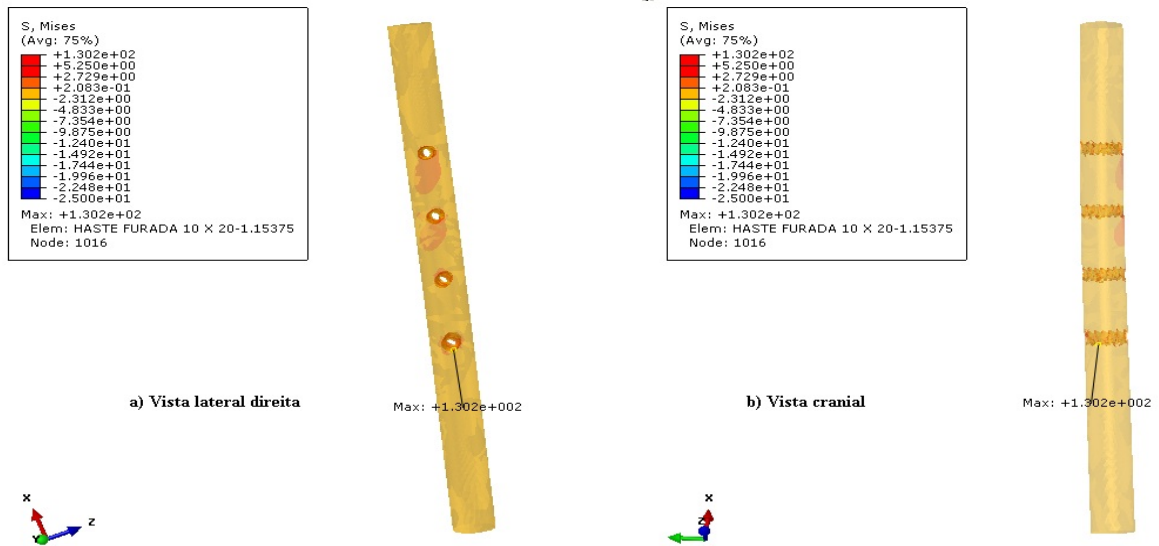


Fig. 7.14: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.

A Fig. 7.15 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de poliamida.

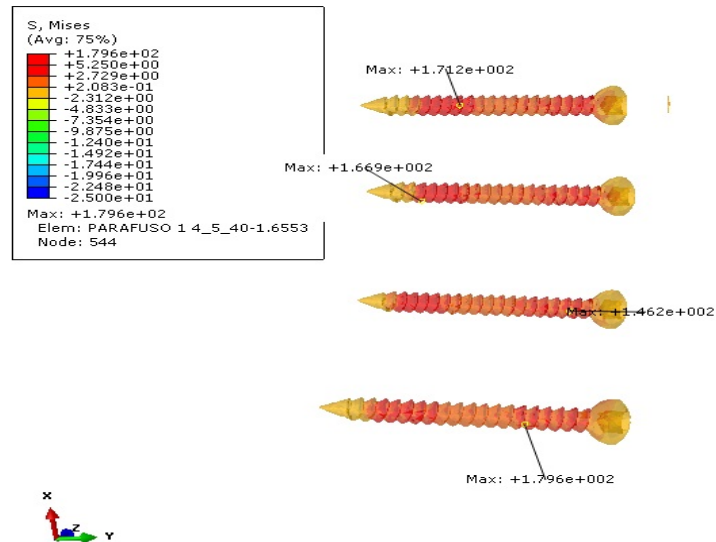


Fig. 7.15: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Primeira condição de bloqueio.

A Tab. 7.26 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de poliamida na primeira situação de bloqueio.

Tab.7.26 Valores máximos de tensão, haste poliamida, primeira situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliamida	89,36	130,20	179,60

A Fig. 7.16 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de polipropileno e os parafusos, na primeira condição de bloqueio.

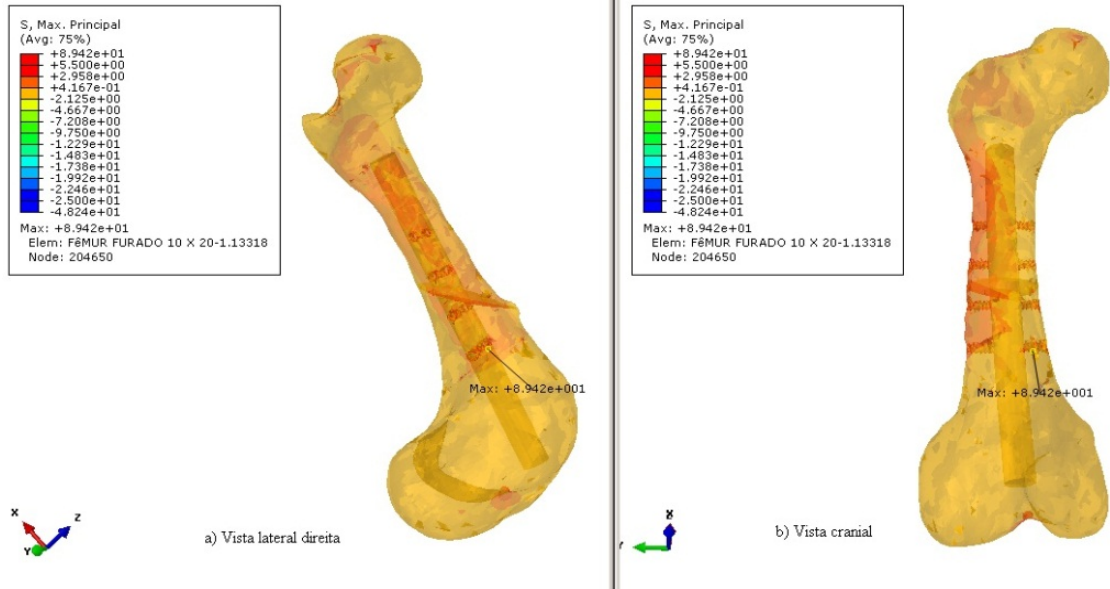


Fig. 7.16: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.

A Fig. 7.17 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de polipropileno.

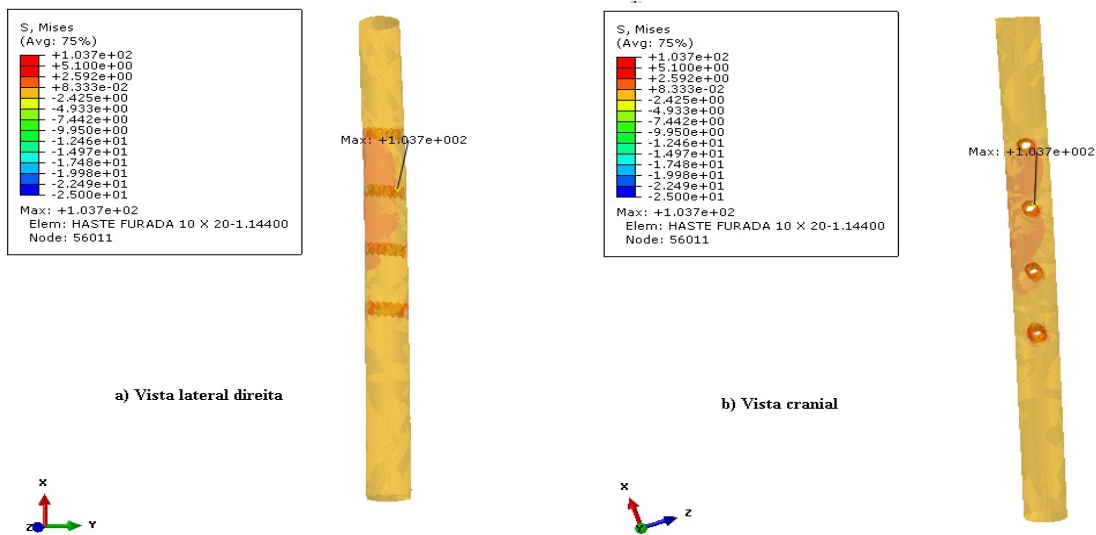


Fig. 7.17: Distribuição de tensões na superfície da haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.

A Fig. 7.18 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de polipropileno.

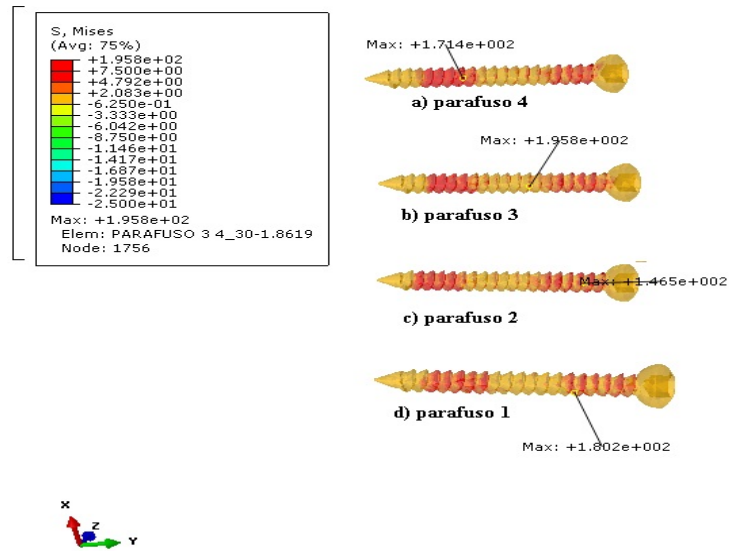


Fig. 7.18: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Primeira condição de bloqueio.

A Tab. 7.27 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de polipropileno na primeira situação de bloqueio.

Tab.7.27 Valores máximos de tensão, haste polipropileno, primeira situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Polipropileno	89,42	103,70	195,80

A Fig. 7.19 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de compósito (fibra de vidro + poliéster) e os parafusos, na primeira condição de bloqueio.

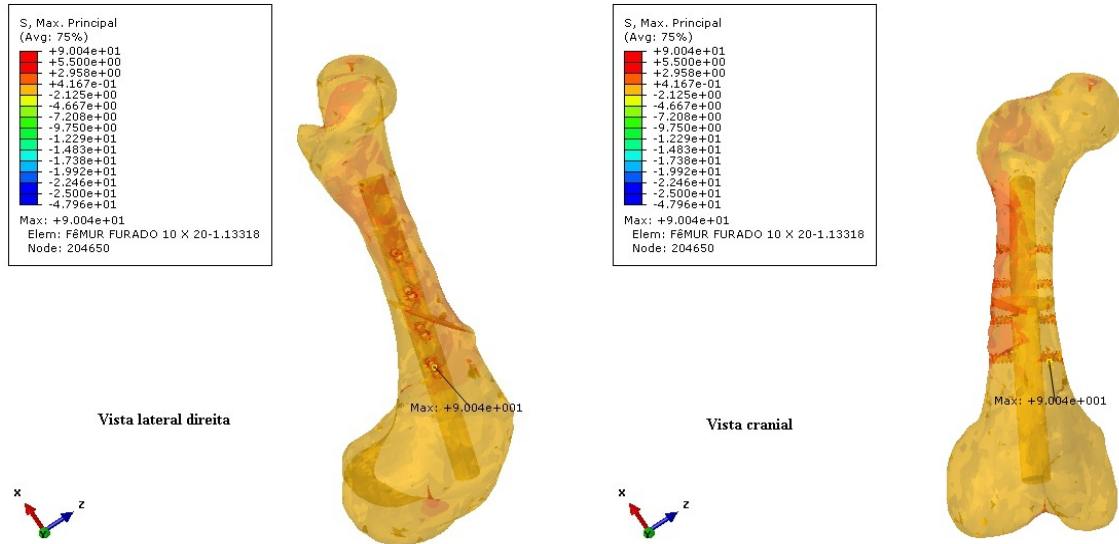


Fig. 7.19: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.

A Fig. 7.20 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de compósito.

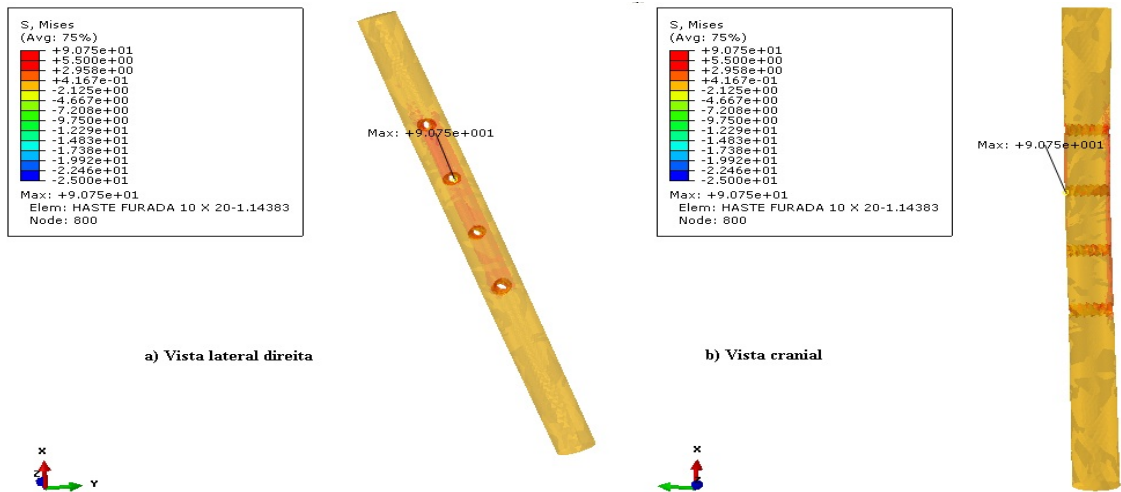


Fig. 7.20: Distribuição de tensões na superfície da haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Primeira condição de bloqueio.

A Fig. 7.21 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de compósito.

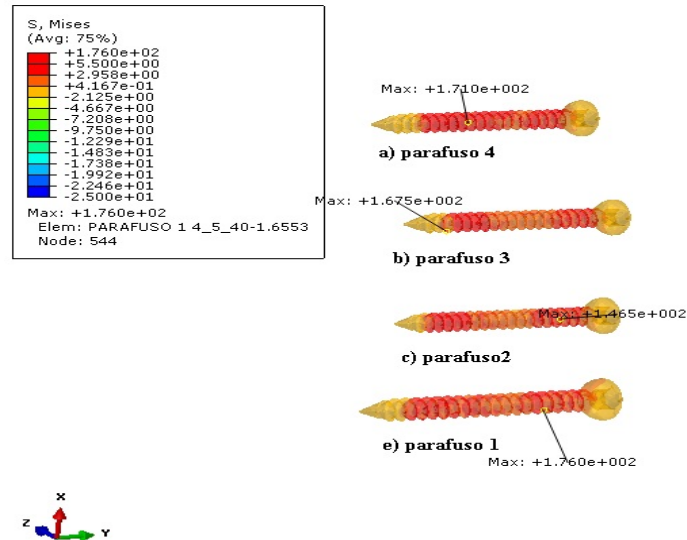


Fig. 7.21: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Primeira condição de bloqueio.

A Tab. 7.28 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de compósito (fibra de vidro + poliéster) na primeira situação de bloqueio.

Tab.7.28 Valores máximos de tensão, haste de compósito, primeira situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Compósito	90,04	90,75	176,00

Os valores máximos de tensão encontrados nas simulações utilizando a primeira situação de bloqueio estão consolidados na Tab. 7.29.

Tab. 7.29 Valores máximos de tensão nas simulações com a primeira situação de bloqueio.

Material da Haste	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliacetal	89,30	154,20	179,20
Poliamida	89,36	130,20	179,60
Polipropileno	89,42	103,70	195,80
Compósito	90,04	90,75	176,00

7.5.4 Distribuição de tensões na segunda configuração de bloqueio.

A segunda etapa de simulações foi realizada com um fêmur fraturado e implantado com haste intramedular bloqueada na segunda situação de bloqueio. Dois parafusos na região dos côndilos distais e dois na região da diáfise proximal, no sentido lateral-medial.

A Fig. 7.22 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de poliacetal e os parafusos, na segunda condição de bloqueio.

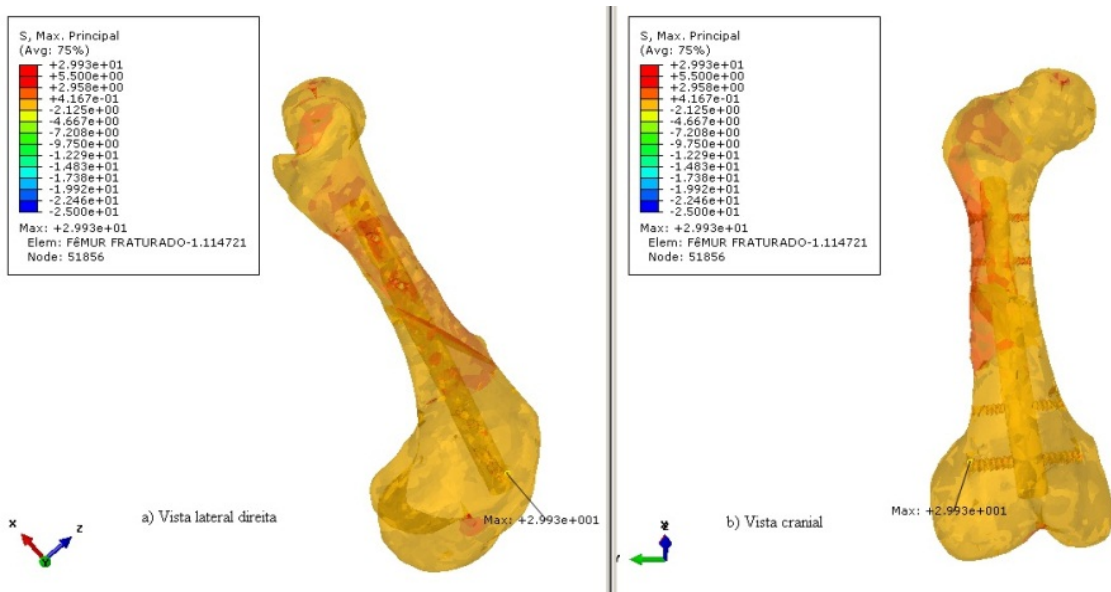


Fig. 7.22: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.

A Fig. 7.23 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de poliacetal.

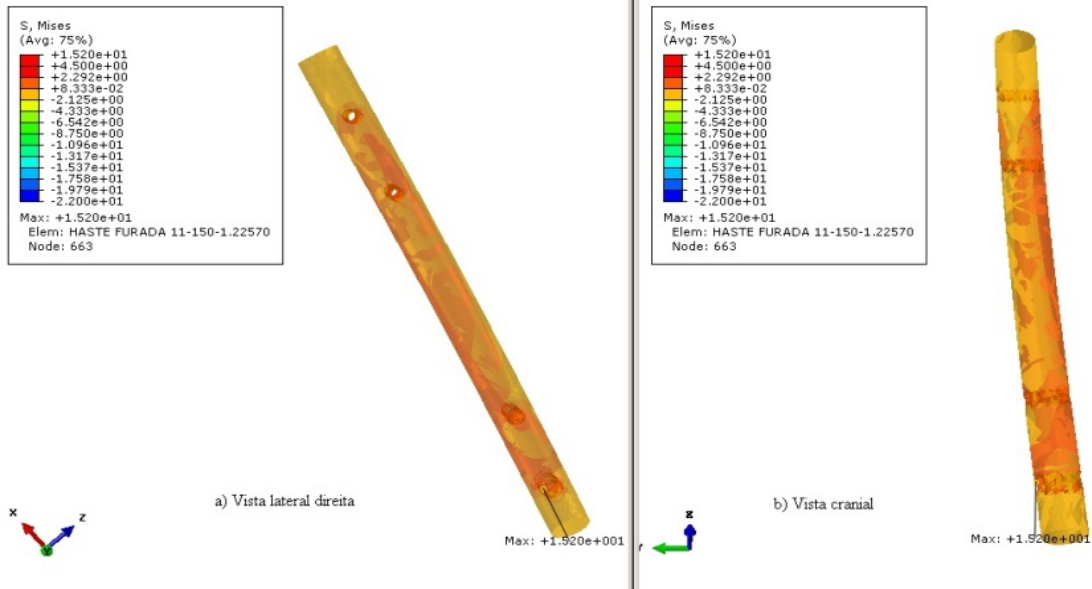


Fig. 7.23: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.

A Fig. 7.24 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de poliacetal.

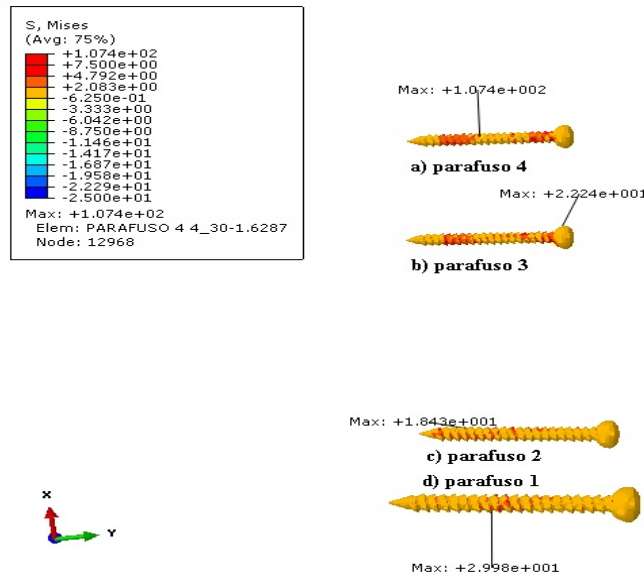


Fig. 7.24: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Segunda condição de bloqueio.

A Tab. 7.30 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de poliacetal na segunda situação de bloqueio.

Tab.7.30 Valores máximos de tensão, haste poliacetal, segunda situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliacetal	29,93	15,20	107,40

A Fig. 7.25 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de poliamida e os parafusos, na segunda condição de bloqueio.

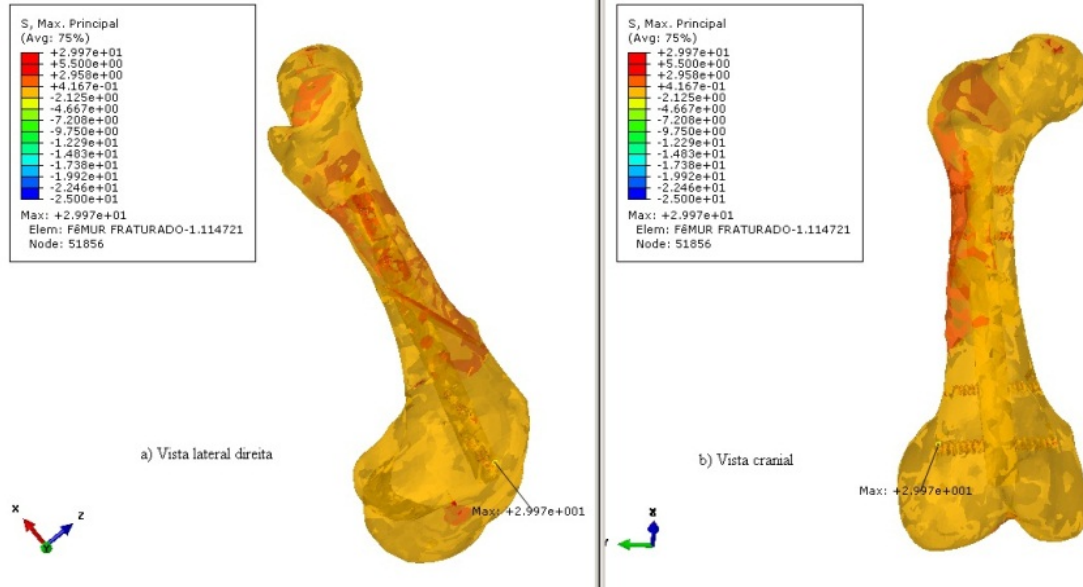


Fig. 7.25: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.

A Fig. 7.26 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de poliamida.

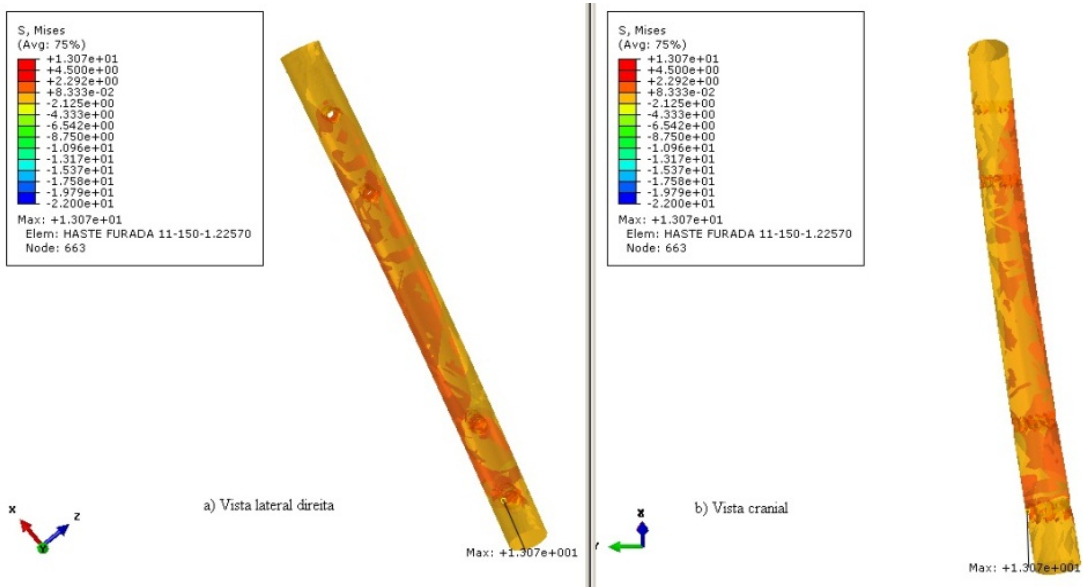


Fig. 7.26: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.

A Fig. 7.27 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de poliamida.

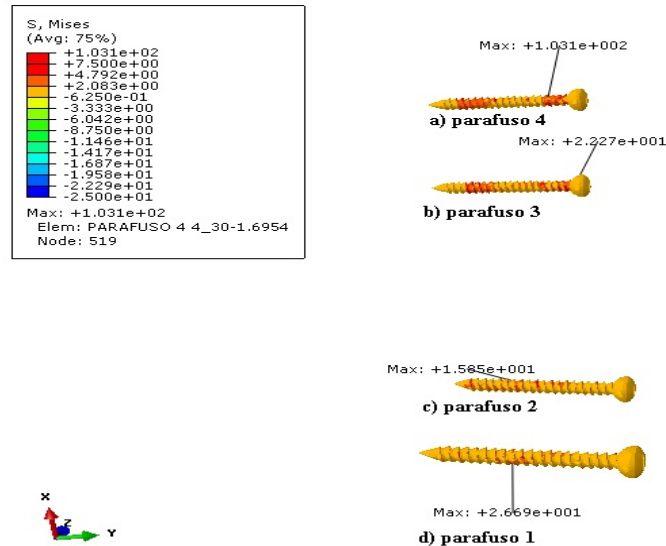


Fig. 7.27: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Segunda condição de bloqueio.

A Tab. 7.31 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de poliamida na segunda situação de bloqueio.

Tab.7.31 Valores máximos de tensão, haste poliamida, segunda situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliamida	29,97	13,07	103,10

A Fig. 7.28 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de polipropileno e os parafusos, na segunda condição de bloqueio.

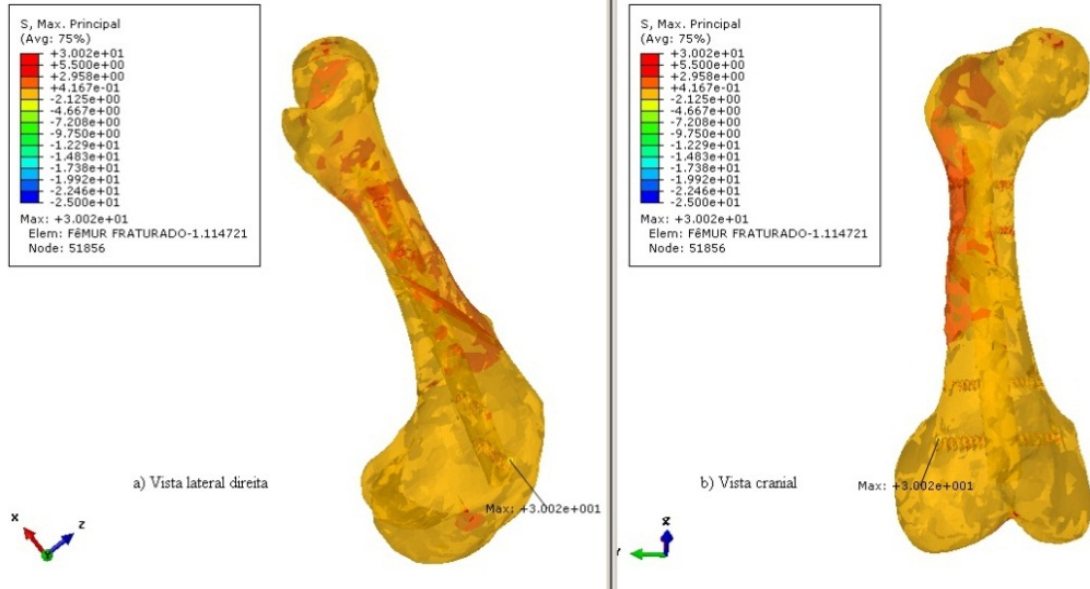


Fig. 7.28: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.

A Fig. 7.29 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de polipropileno.

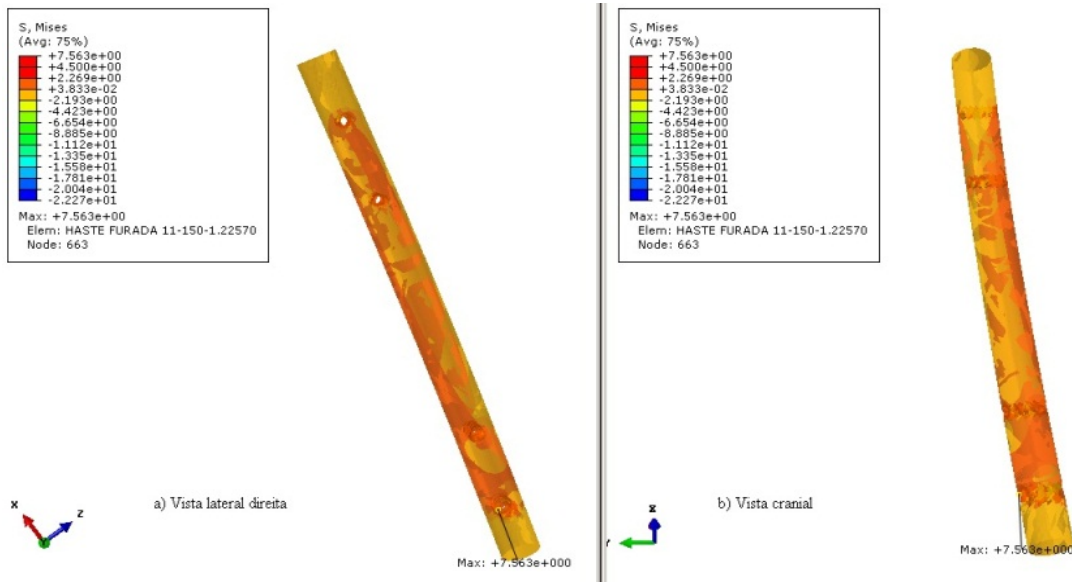


Fig. 7.29: Distribuição de tensões na superfície da haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.

A Fig. 7.30 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de polipropileno.

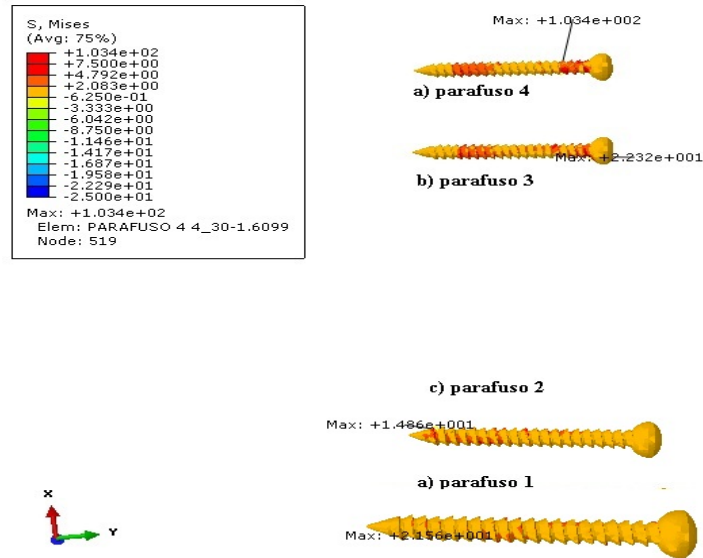


Fig. 7.30: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Segunda condição de bloqueio.

A Tab. 7.32 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de polipropileno na segunda situação de bloqueio.

Tab.7.32 Valores máximos de tensão, haste polipropileno, segunda situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Polipropileno	30,02	7,56	103,40

A Fig. 7.31 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de compósito e os parafusos, na segunda condição de bloqueio.

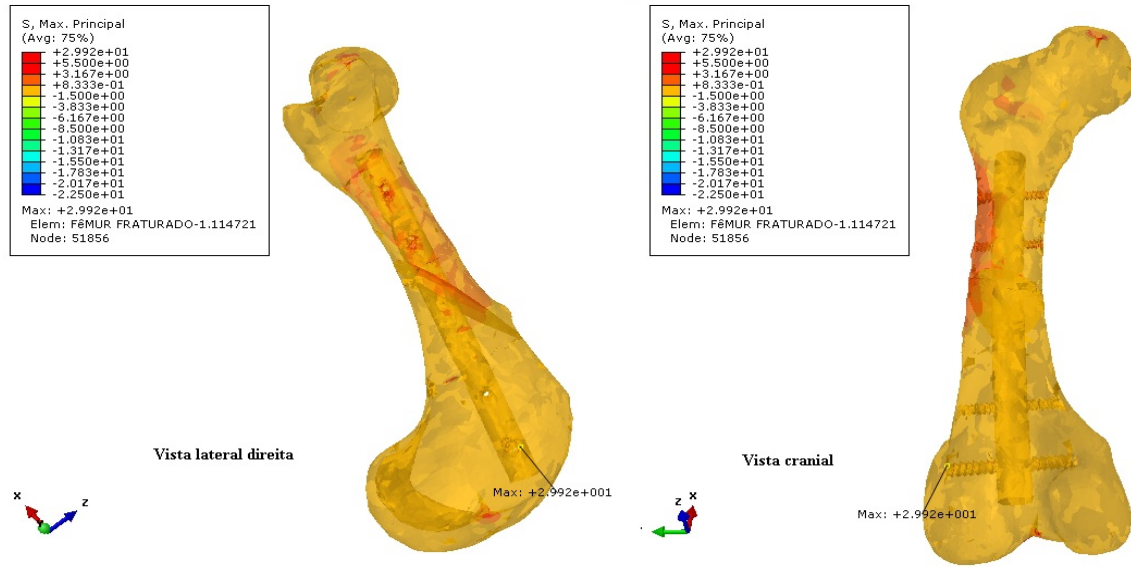


Fig. 7.31: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.

A Fig. 7.32 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de compósito.

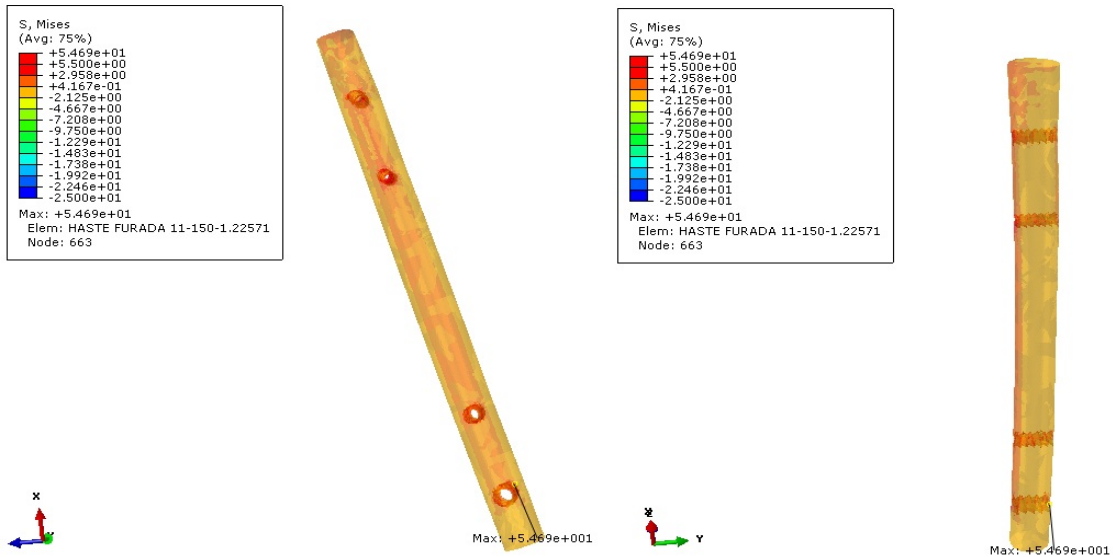


Fig. 7.32: Distribuição de tensões na superfície da haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Segunda condição de bloqueio.

A Fig. 7.33 apresenta o padrão de distribuição de tensões, nas interfaces entre a haste intramedular de compósito e os parafusos, na segunda condição de bloqueio.

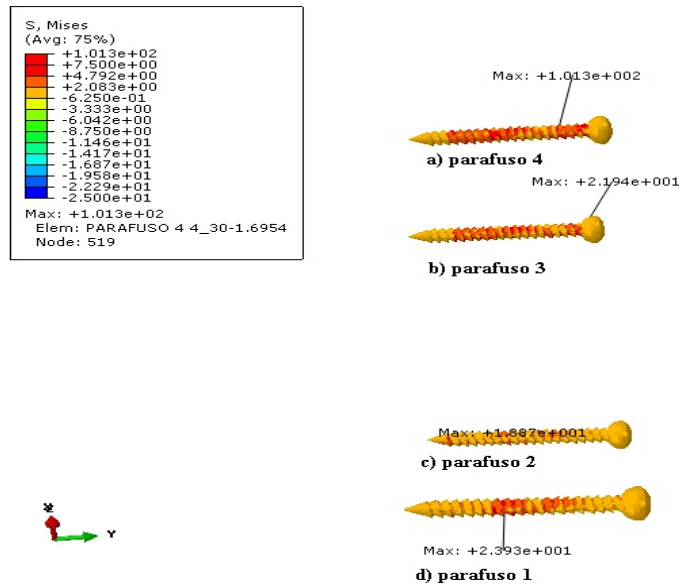


Fig. 7.33: Distribuição de tensões nas interfaces entre haste de compósito e os parafusos. Segunda condição de bloqueio.

A Tab. 7.33 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de compósito na segunda situação de bloqueio.

Tab.7.33 Valores máximos de tensão, haste compósito, segunda situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Compósito	29,92	54,69	101,30

Os valores máximos de tensão encontrados nas simulações utilizando a segunda situação de bloqueio estão consolidados na Tab. 7.34.

Tab. 7.34 Valores máximos de tensão nas simulações com a segunda situação de bloqueio.

Material da Haste	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliacetal	29,93	15,20	107,40
Poliamida	29,97	13,07	103,10
Polipropileno	30,02	7,56	103,40
Compósito	29,92	54,69	101,30

7.5.5 Distribuição de tensões na terceira configuração de bloqueio.

A terceira etapa de simulações foi realizada com um fêmur fraturado e implantado com haste intramedular bloqueada na terceira situação de bloqueio. Dois parafusos no sentido lateral-medial, inseridos na região dos côndilos distais e dois no sentido crânio caudal inseridos na diáfise proximal.

A Fig. 7.34 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de poliacetal e os parafusos, na terceira condição de bloqueio.

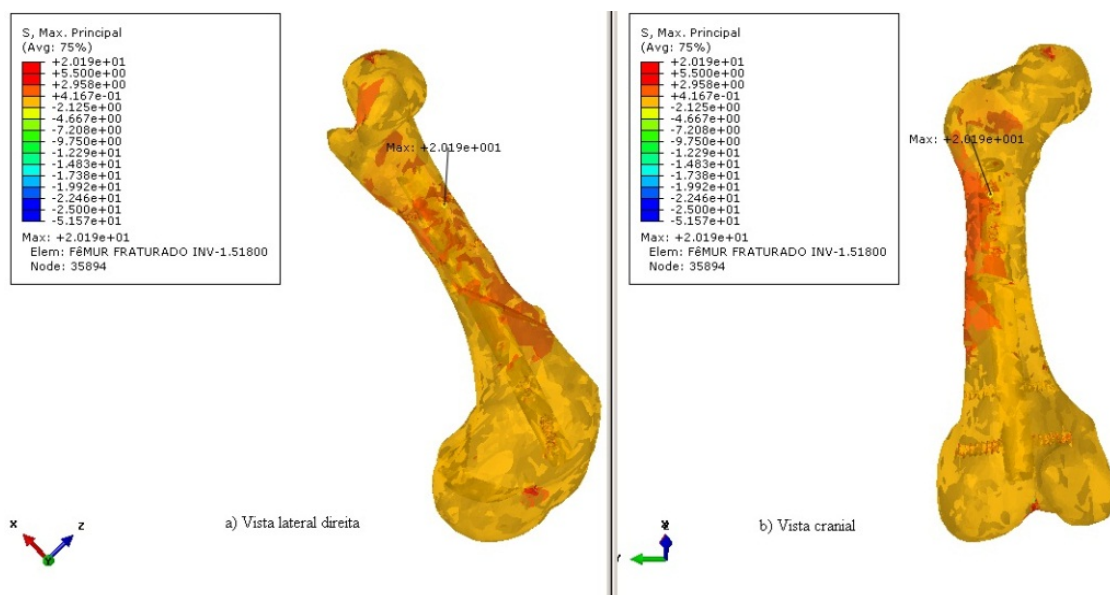


Fig. 7.34: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.

A Fig. 7.35 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de poliacetal.

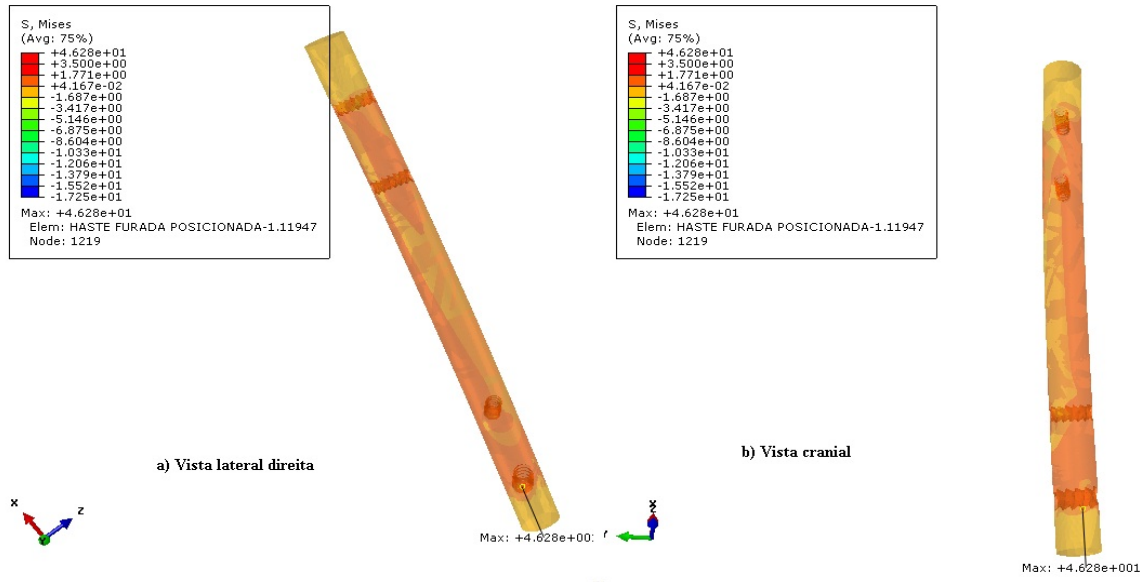


Fig. 7.35: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.

A Fig. 7.36 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de poliacetal.

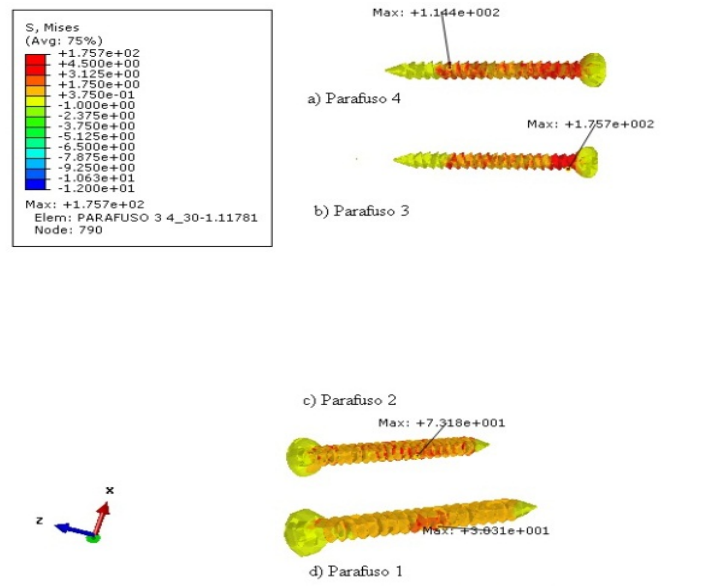


Fig. 7.36: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Terceira condição de bloqueio.

A Tab. 7.35 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de poliacetal na terceira situação de bloqueio.

Tab.7.35 Valores máximos de tensão, haste poliacetal, terceira situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliacetal	20,19	46,28	175,70

A Fig. 7.37 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de poliamida e os parafusos, na terceira condição de bloqueio.

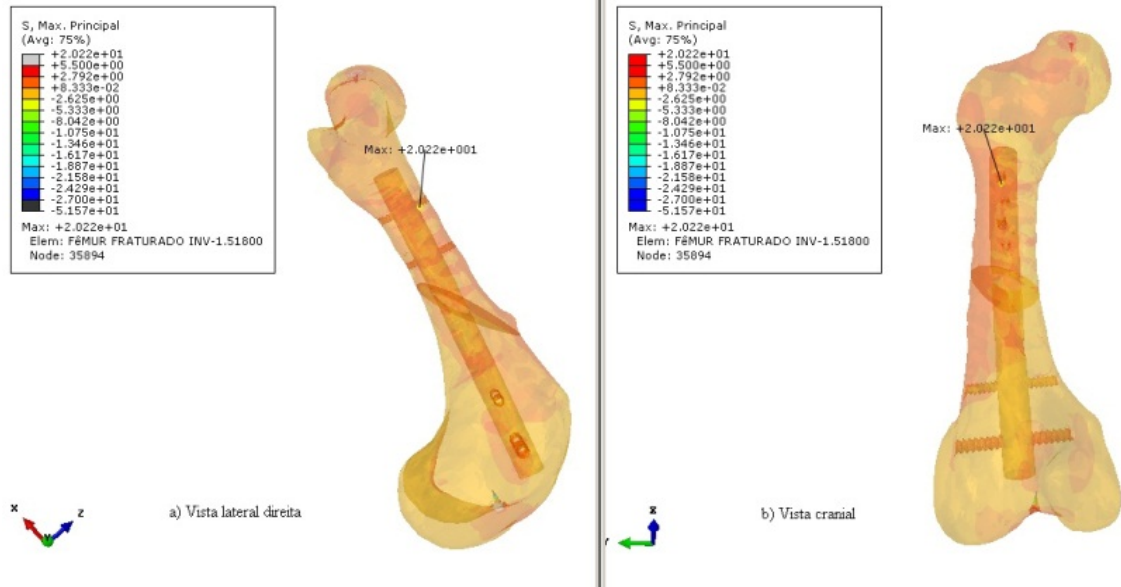


Fig. 7.37: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.

A Fig. 7.38 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de poliamida.

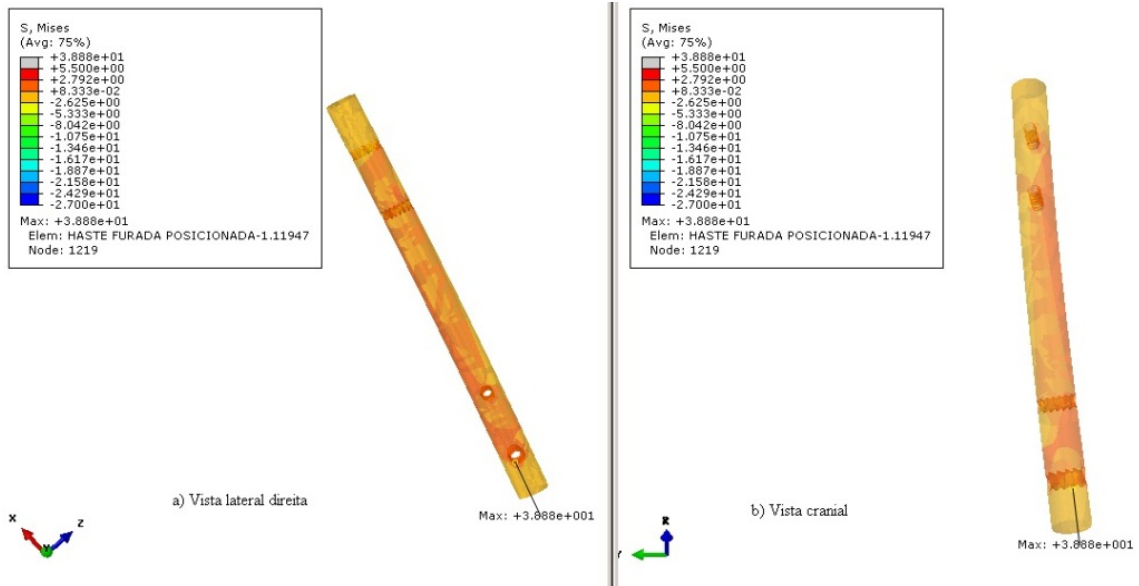


Fig. 7.38: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.

A Fig. 7.39 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de poliamida.

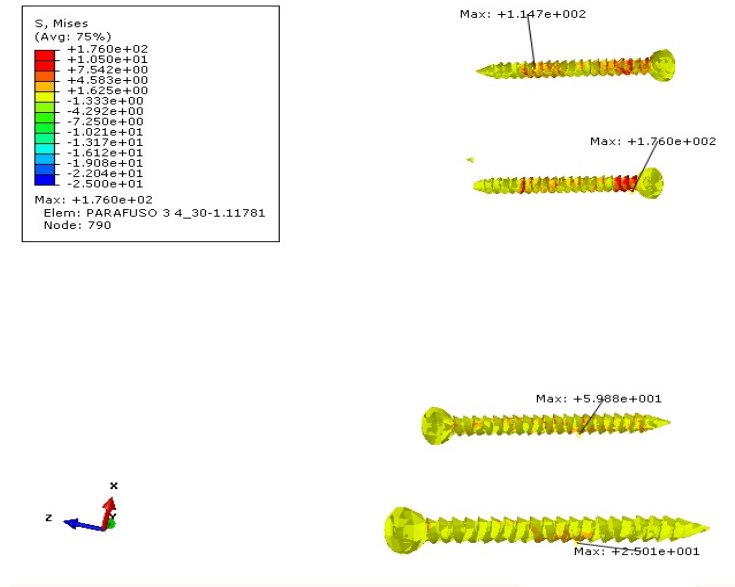


Fig. 7.39: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Terceira condição de bloqueio.

A Tab. 7.36 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de poliamida na terceira situação de bloqueio.

Tab.7.36 Valores máximos de tensão, haste poliamida, terceira situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliamida	20,22	38,88	176,00

A Fig. 7.40 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de polipropileno e os parafusos, na terceira condição de bloqueio.

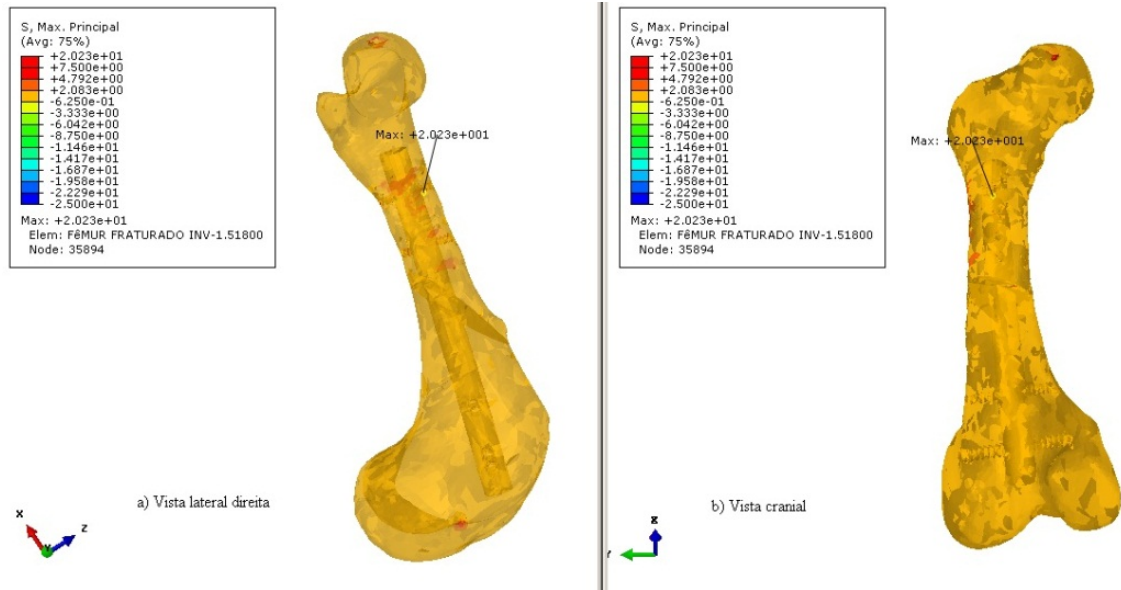


Fig. 7.40: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.

A Fig. 7.41 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de polipropileno.

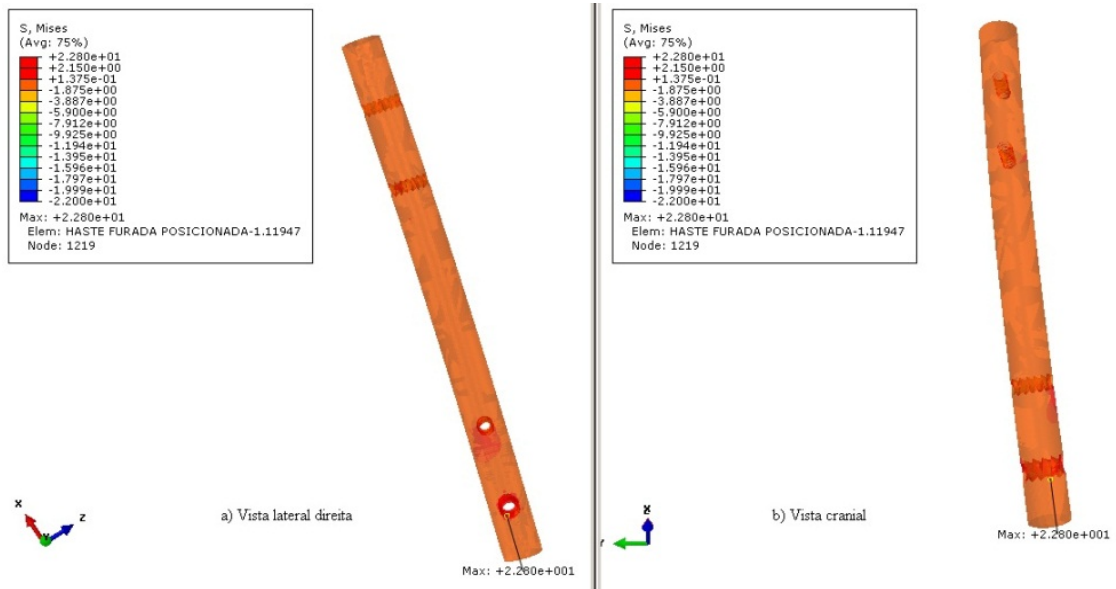


Fig. 7.41: Distribuição de tensões na superfície da haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.

A Fig. 7.42 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de polipropileno.

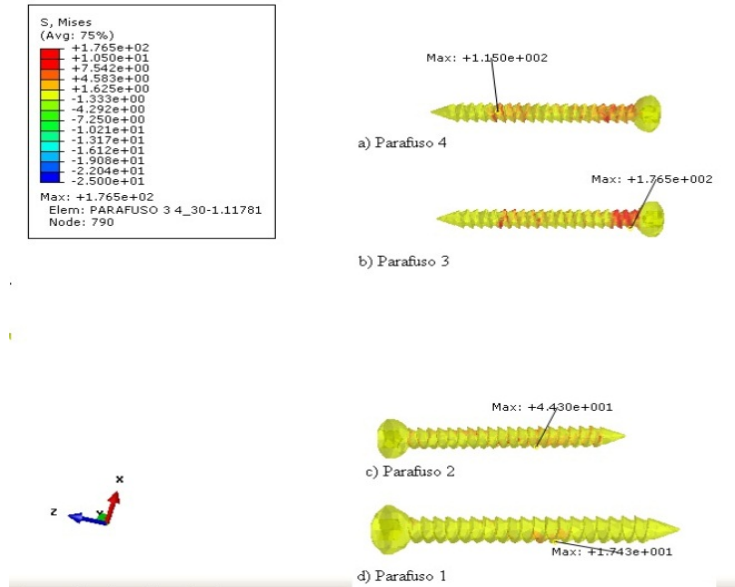


Fig. 7.42: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Terceira condição de bloqueio.

A Tab. 7.37 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de polipropileno na terceira situação de bloqueio.

Tab.7.37 Valores máximos de tensão, haste polipropileno, terceira situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Polipropileno	20,23	22,80	176,50

A Fig. 7.43 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de compósito e os parafusos, na terceira condição de bloqueio.

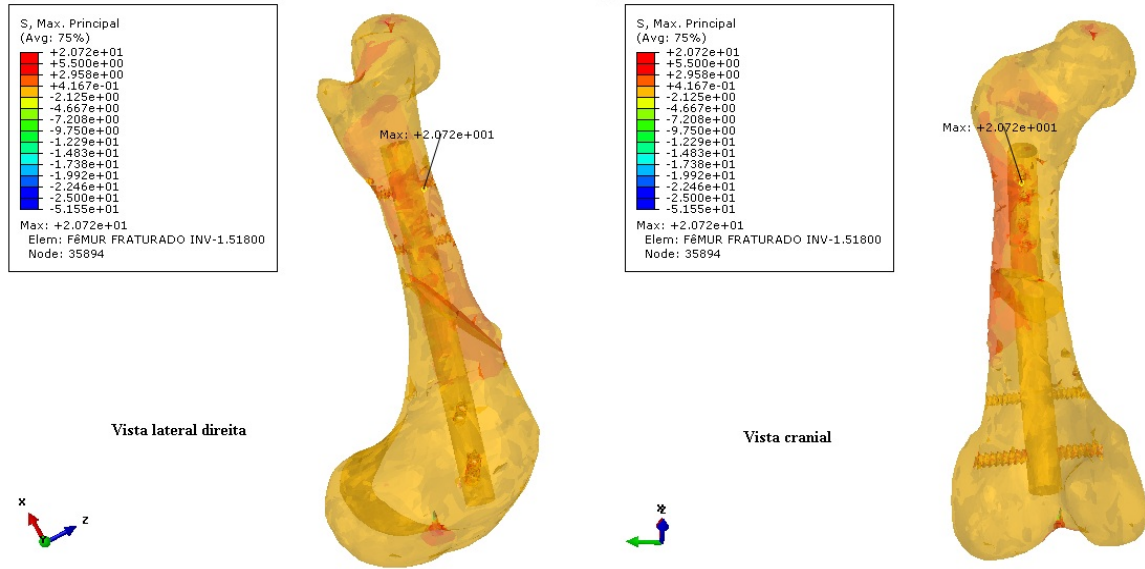


Fig. 7.43: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.

A Fig. 7.44 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de compósito.

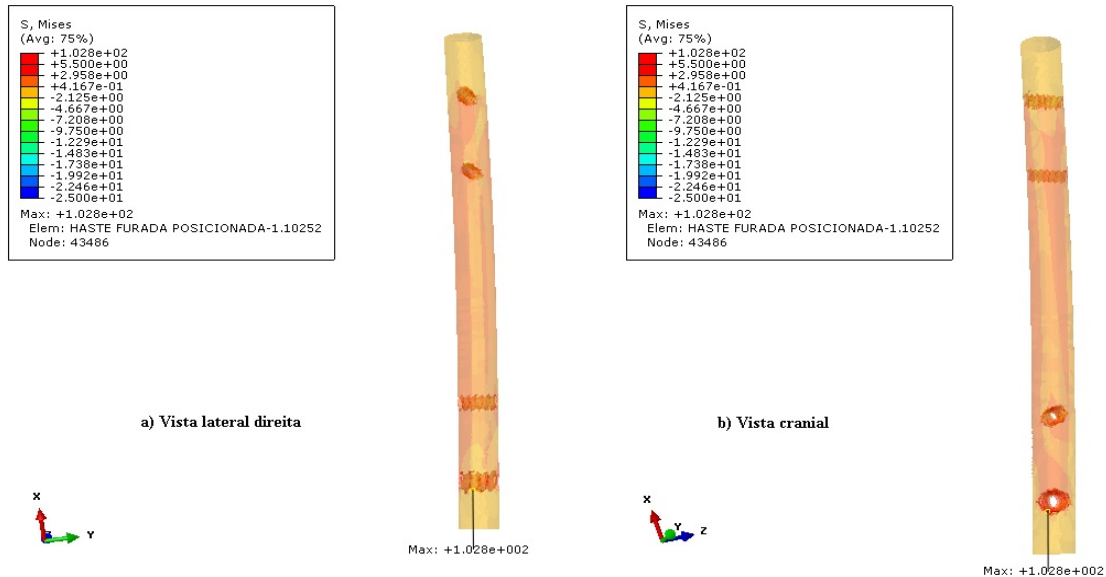


Fig. 7.44: Distribuição de tensões na superfície da haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Terceira condição de bloqueio.

A Fig. 7.45 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de compósito.

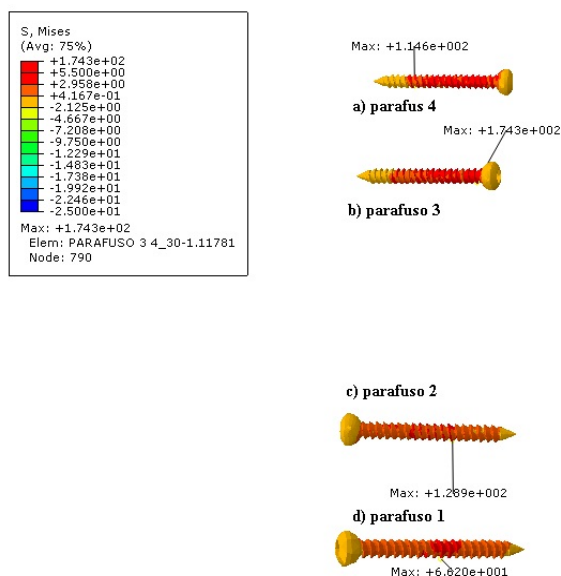


Fig. 7.45: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Terceira condição de bloqueio.

A Tab. 7.38 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de compósito na terceira situação de bloqueio.

Tab.7.38 Valores máximos de tensão, haste compósito, terceira situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Compósito	20,72	102,80	174,30

Os valores máximos de tensão encontrados nas simulações utilizando a terceira situação de bloqueio são consolidados na Tab. 7.39.

Tab. 7.39 Valores máximos de tensão nas simulações com a terceira situação de bloqueio.

Material da Haste	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliacetil	20,19	46,28	175,70
Poliamida	20,22	38,88	176,00
Polipropileno	20,23	22,80	176,50
Compósito	20,72	102,80	174,30

7.5.6 Distribuição de tensões na quarta configuração de bloqueio.

A quarta etapa de simulações foi realizada com um fêmur, fraturado e implantado com haste intramedular bloqueada na quarta situação de bloqueio. Três parafusos proximais e dois distais, no sentido lateral-medial.

A Fig. 7.46 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de poliacetal e os parafusos de aço, na quarta condição de bloqueio.

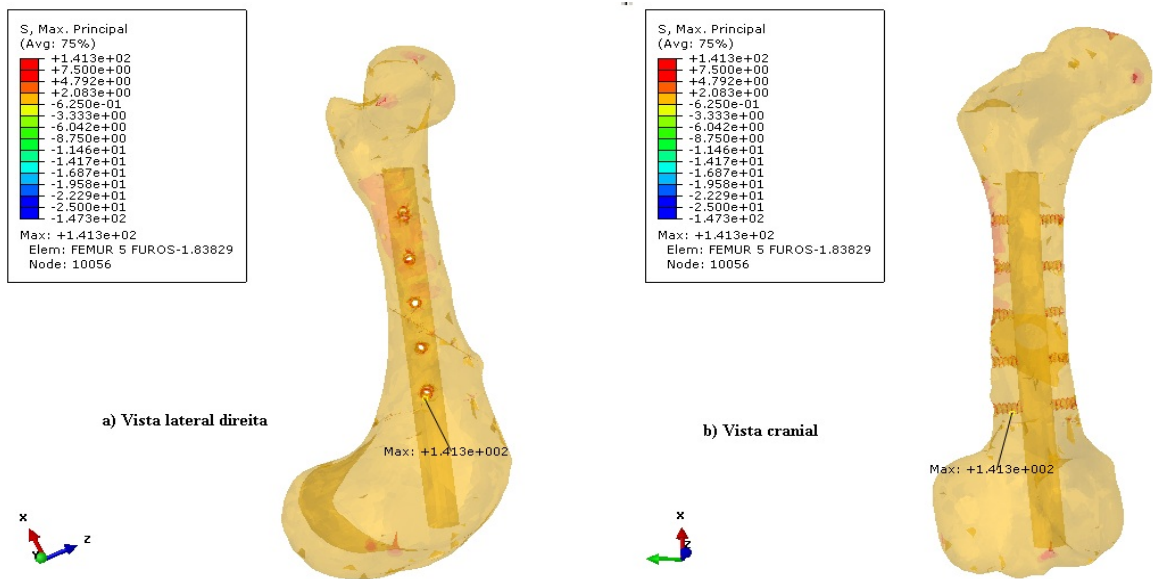


Fig. 7.46: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.

A Fig. 7.47 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de poliacetal.

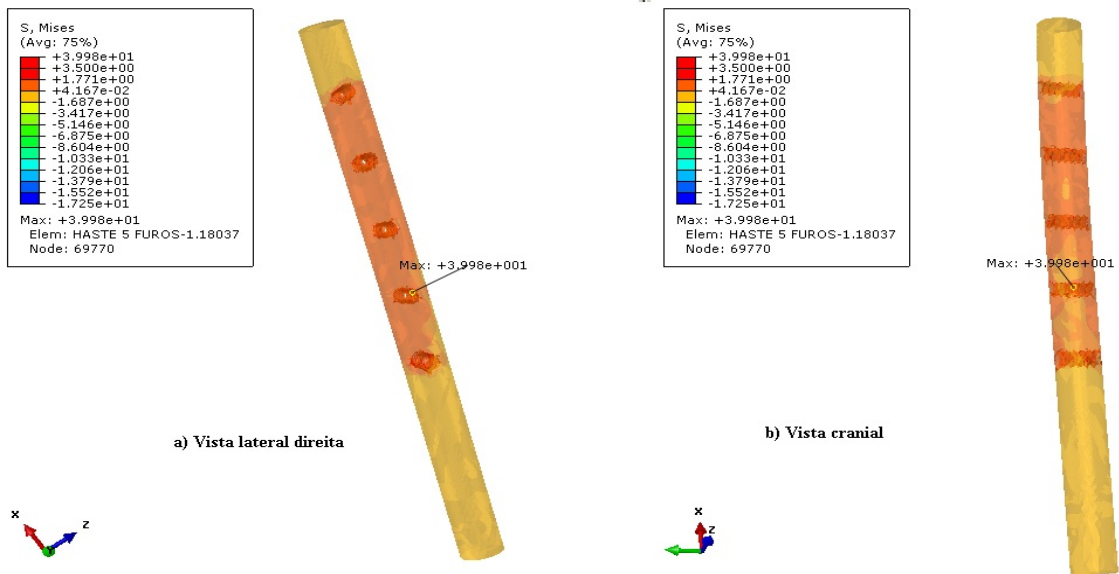


Fig. 7.47: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliacetal. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.

A Fig. 7.48 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de poliacetal.

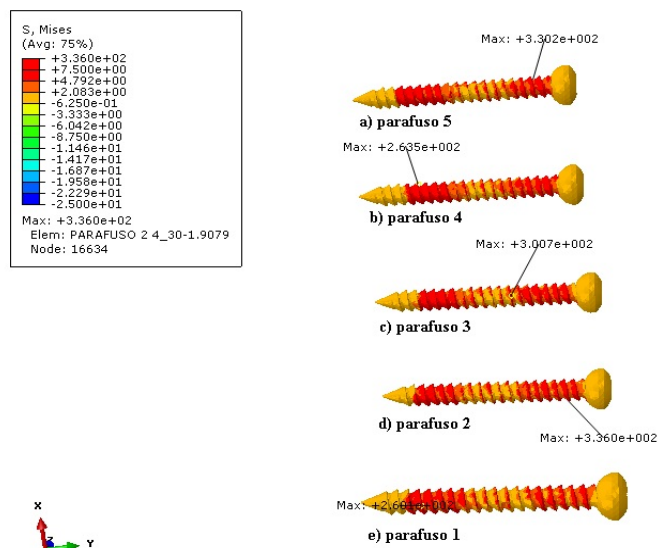


Fig. 7.48: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Quarta condição de bloqueio.

A Tab. 7.40 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de poliacetal na quarta situação de bloqueio.

Tab.7.40 Valores máximos de tensão, haste de poliacetal, quarta situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliacetal	141,30	39,98	336,00

A Fig. 7.49 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de poliamida e os parafusos, na quarta condição de bloqueio.

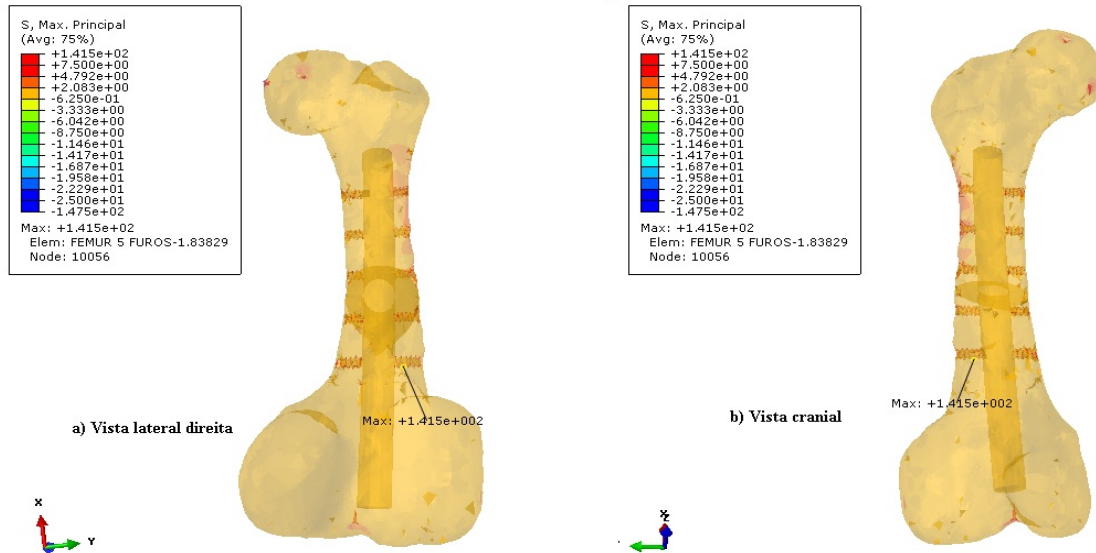


Fig. 7.49: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.

A Fig. 7.50 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de poliamida.

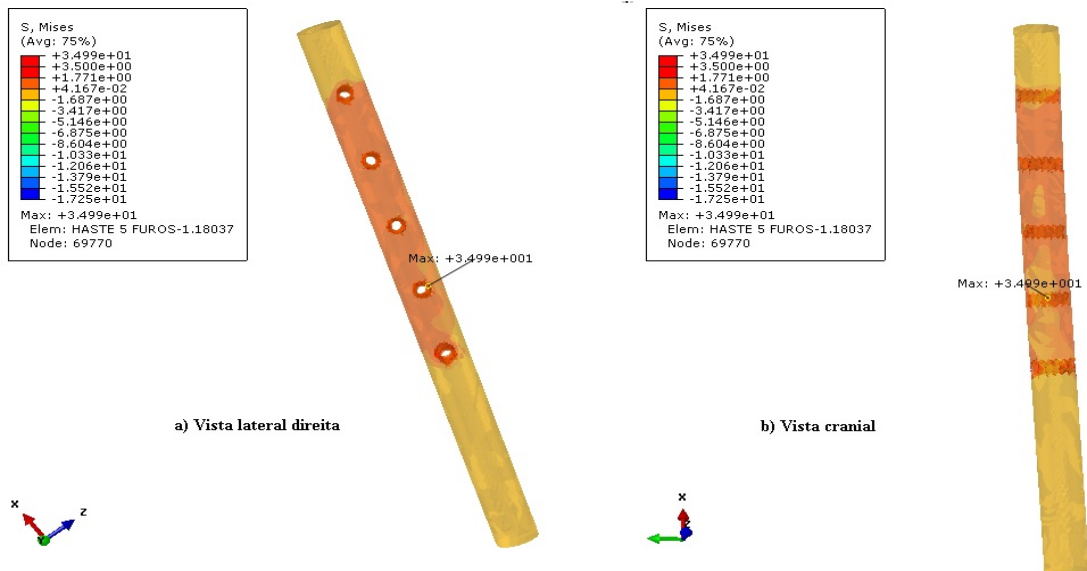


Fig. 7.50: Distribuição de tensões na superfície da haste de poliamida. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.

A Fig. 7.51 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de poliamida.

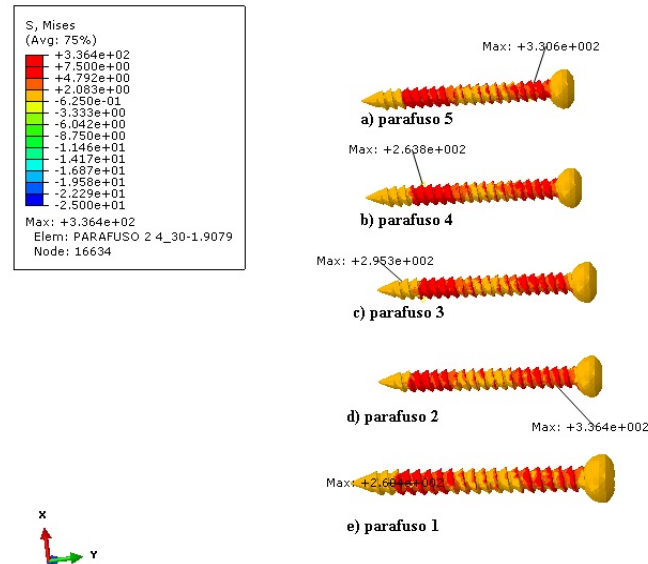


Fig. 7.51: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Quarta condição de bloqueio.

A Tab. 7.41 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de poliamida na quarta situação de bloqueio.

Tab.7.41 Valores máximos de tensão, haste de poliamida, quarta situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliamida	141,50	34,99	336,40

A Fig. 7.52 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de polipropileno e os parafusos, na quarta condição de bloqueio.

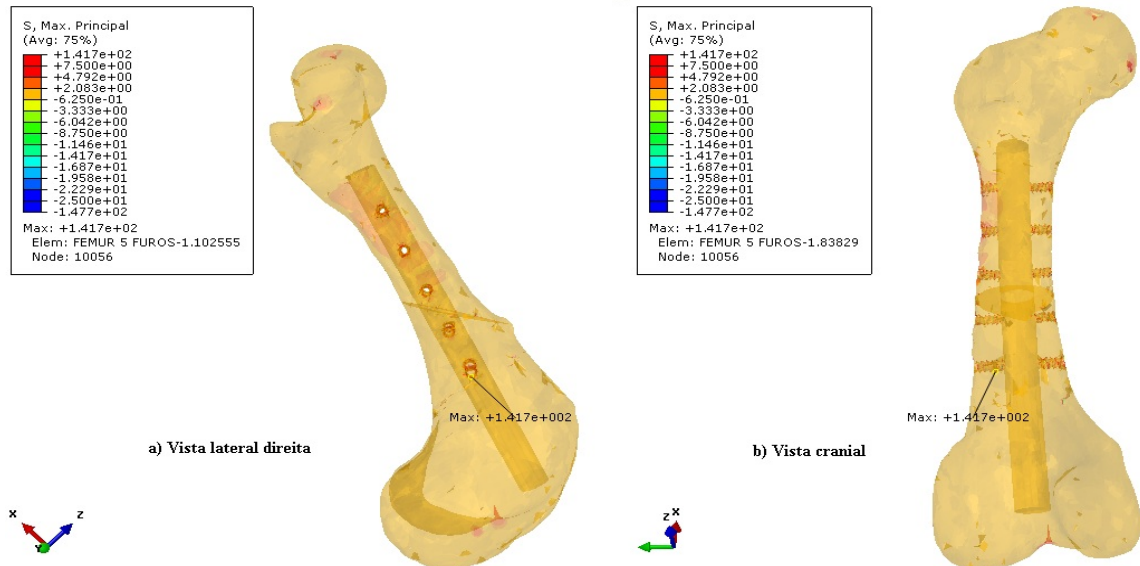


Fig. 7.52: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.

A Fig. 7.53 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de polipropileno.

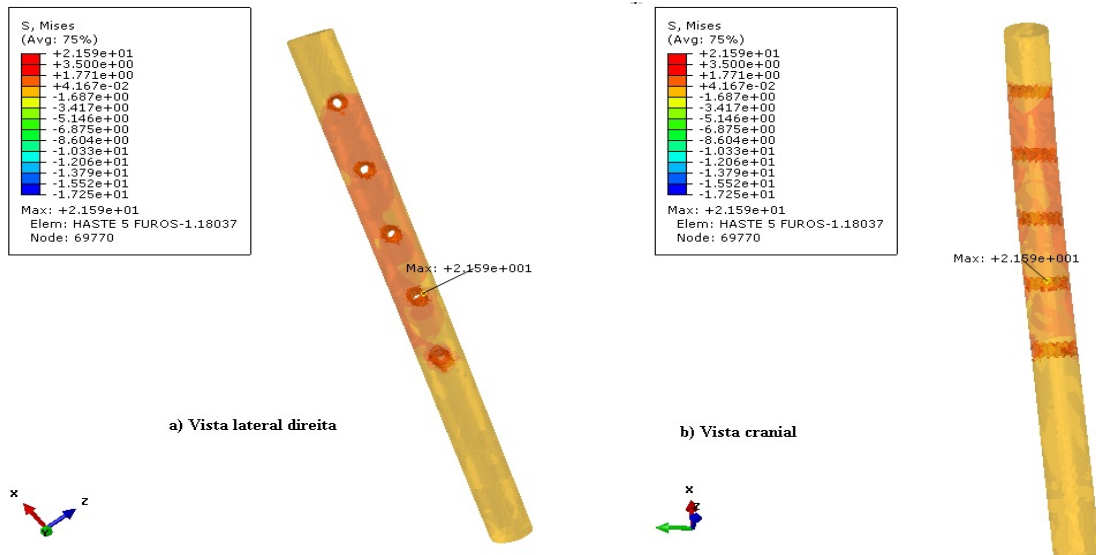


Fig. 7.53: Distribuição de tensões na superfície da haste de polipropileno. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.

A Fig. 7.54 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de polipropileno.

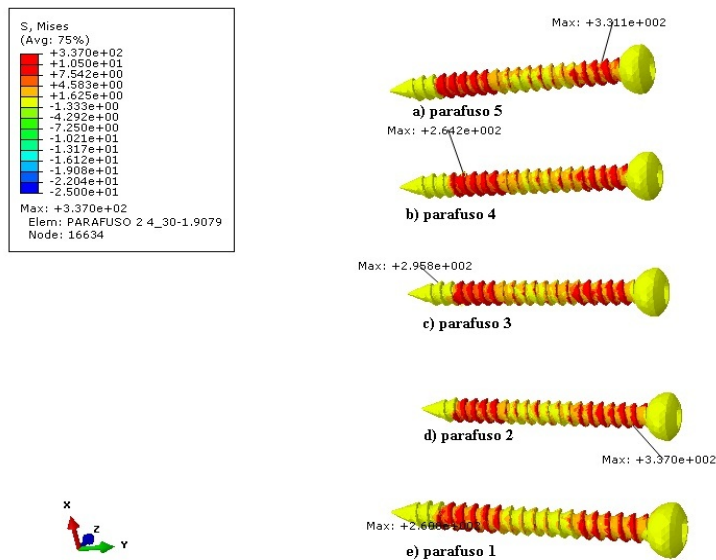


Fig. 7.54: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Quarta condição de bloqueio.

A Tab. 7.42 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de polipropileno na quarta situação de bloqueio.

Tab.7.42 Valores máximos de tensão, haste de polipropileno, quarta situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Polipropileno	141,70	21,59	337,0

A Fig. 7.55 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície do fêmur implantado com haste intramedular de compósito e os parafusos, na quarta condição de bloqueio.

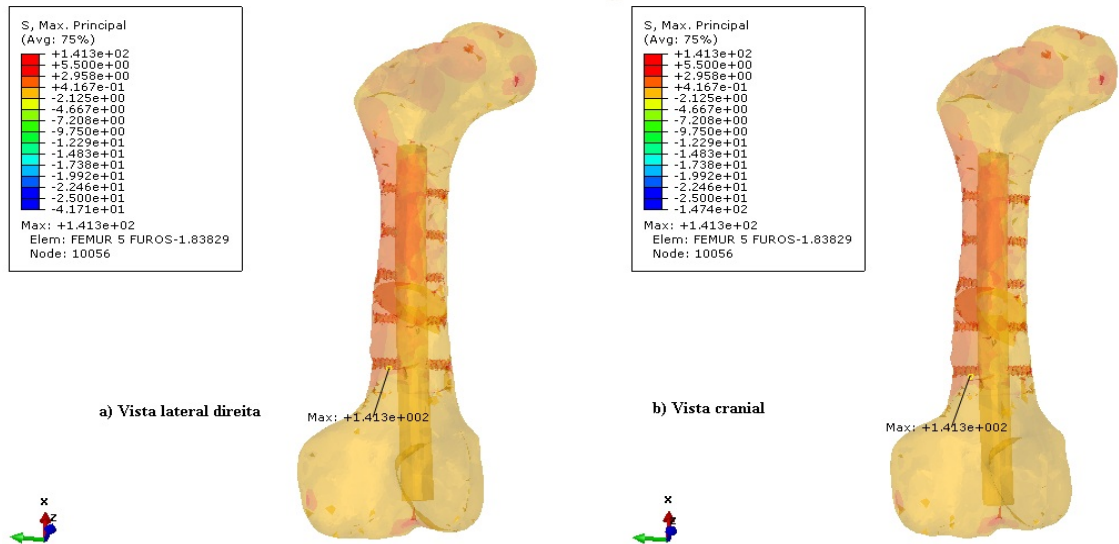


Fig. 7.55: Distribuição de tensões no fêmur implantado com haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.

A Fig. 7.56 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície da haste intramedular de compósito.

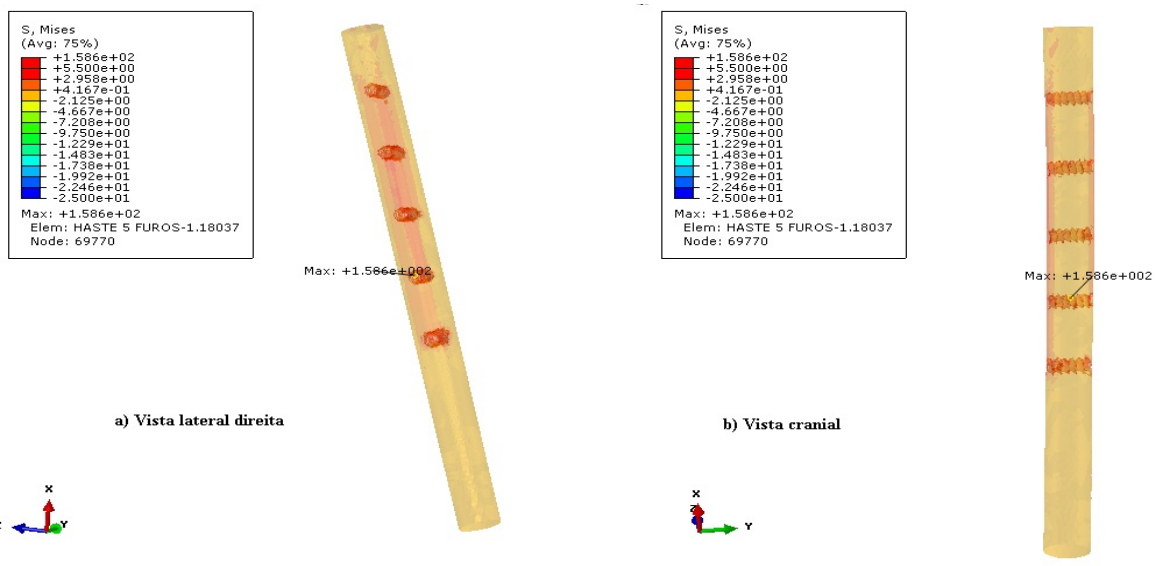


Fig. 7.56: Distribuição de tensões na superfície da haste de compósito. a) Vista lateral direita, b) Vista cranial. Quarta condição de bloqueio.

A Fig. 7.57 apresenta o padrão de distribuição de tensões, na superfície dos parafusos de bloqueio da haste de compósito.

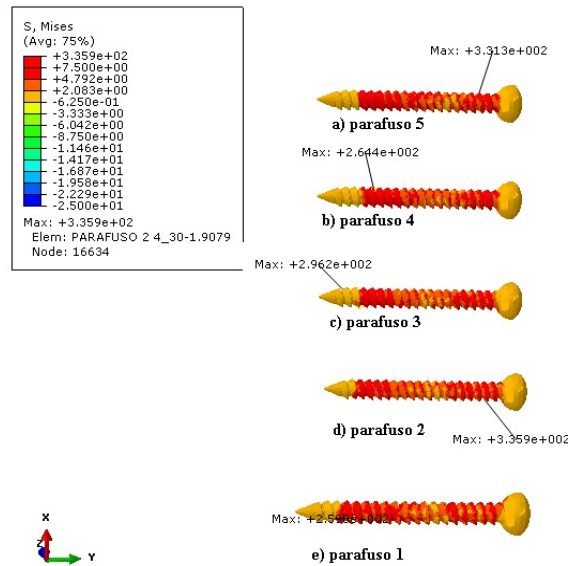


Fig. 7.57: Distribuição de tensões na superfície dos parafusos de bloqueio. Quarta condição de bloqueio.

A Tab. 7.43 apresenta os valores máximos de tensão encontrados utilizando-se haste de compósito na quarta situação de bloqueio.

Tab.7.43 Valores máximos de tensão, haste de compósito, quarta situação de bloqueio.

Material	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Compósito	141,30	158,60	335,90

Os valores máximos de tensão encontrados nas simulações utilizando a quarta situação de bloqueio são apresentados na Tab. 7.44.

Tab.7.44 Valores máximos de tensão nas simulações com a quarta situação de bloqueio.

Material da Haste	Tensão (MPa)		
	Osso	Haste	Parafusos
Poliacetal	141,30	39,98	336,00
Poliamida	141,50	34,99	336,40
Polipropileno	141,70	21,59	337,0
Compósito	141,30	158,60	335,90

A Tabela 7.45 consolida os resultados obtidos com as quatro situações de bloqueio e os quatro materiais utilizados na confecção das hastes intramedulares. São apresentadas indicações de possíveis falhas considerando-se materiais e estratégia de bloqueio.

Os parafusos estão numerados iniciando-se no mais distal (1° parafuso) até o mais proximal (4° para as três primeiras estratégias de bloqueio e 5° para a quarta estratégia de bloqueio).

Tab.7.45. Valores máximos de tensão nas simulações por material da haste e bloqueio.

Material da Haste	Estratégia de Bloqueio	Tensão (MPa)						
		Osso	Haste	Parafusos				
				1°	2°	3°	4°	5°
Poliacetel	1 ^a	89,30	154,20	179,20	146,10	166,70	171,00	
	2 ^a	29,93	15,20	29,98	18,43	22,24	107,4	
	3 ^a	20,19	46,28	30,31	73,18	175,70	114,40	
	4 ^a	141,30	39,98	260,10	336,00	300,70	263,50	330,20
Poliamida	1 ^a	89,36	130,20	179,60	146,20	166,90	171,20	
	2 ^a	29,97	13,07	26,69	15,85	22,27	103,10	
	3 ^a	20,22	38,88	25,01	59,88	176,00	114,70	
	4 ^a	141,50	34,99	260,40	336,40	295,30	263,80	330,6
Polipropileno	1 ^a	89,42	103,70	180,20	146,50	195,80	171,40	
	2 ^a	30,02	7,56	21,56	14,86	22,32	103,40	
	3 ^a	20,23	22,80	17,43	44,30	176,50	115,00	
	4 ^a	141,70	21,59	260,80	337,00	295,80	264,20	331,10
Compósito	1 ^a	90,04	90,75	176,00	146,50	167,50	171,00	
	2 ^a	29,92	54,69	23,93	18,87	21,94	101,30	
	3 ^a	20,72	102,80	66,20	128,90	174,30	114,60	
	4 ^a	141,30	158,60	259,00	335,90	296,20	264,40	331,30

As células destacadas em laranja apresentam situações em que a haste e/ou os parafusos alcançaram valores superiores ao ponto de escoamento do material.

Outras simulações foram realizadas utilizando-se uma haste de aço inoxidável para servir de parâmetro de comparação com as hastes poliméricas, a fim de investigar o efeito dos

diferentes bloqueios nas tensões que são desenvolvidas sobre o osso. Em diversos estudos, a redução do carregamento sobre o osso tem sido apontada como causa de reabsorção óssea na região do implante, sendo responsável pelo fenômeno denominado blindagem de tensões (stress shielding).

A Tabela 7.46 consolida os resultados obtidos com as quatro situações de bloqueio e a haste de aço inoxidável.

Tab.7.46. Valores máximos de tensão nas simulações com haste de aço inoxidável.

Material da Haste	Estratégia de Bloqueio	Tensão (MPa)						
		Osso	Haste	Parafusos				
				1°	2°	3°	4°	5°
Aço inoxidável	1 ^a	61,16	482,20	75,12	144,80	176,10	164,90	
	2 ^a	24,65	194,40	119,00	120,70	76,48	108,20	
	3 ^a	17,45	195,40	122,20	131,90	109,3	86,48	
	4 ^a	63,99	286,50	197,60	204,20	197,40	202,40	203,80

8

Discussão

8.1. Coleta de dados cinemáticos e cinéticos

Nesta etapa do estudo foi utilizada uma plataforma de força, para obtenção das componentes da força de reação do solo e uma câmera de alta velocidade que filmou os animais em duas situações: deslocamento ao passo, a cabresto e durante a transição da posição deitado para a posição em pé. Todo o sistema de medição foi transportado e instalado no ambiente da Fazenda Modelo de Pedro Leopoldo, onde os animais foram criados. Este procedimento teve como objetivo alterar o mínimo possível à rotina diária dos animais, permitindo a manutenção de padrões de comportamento durante a coleta, similares ao seu padrão normal. Estratégia semelhante foi utilizada por van der Tol *et al.* (2003).

Após a montagem e teste dos equipamentos eles foram removidos e o local recoberto com uma tampa de madeira, permitindo que os animais, envolvidos no experimento, fossem treinados a se deslocar ao passo, no cabresto, por sobre a plataforma. No dia da realização da coleta de dados a plataforma foi recoberta com um material antiderrapante, mesmo material foi utilizado durante as seções de treinamento, desta forma os animais estavam bastante confortáveis durante a realização do experimento.

A instalação do equipamento de medição em ambiente familiar para os animais possibilitou que o tempo de coleta fosse bastante reduzido, uma vez que os animais se deslocavam, ao passo, com grande segurança e a quantidade de medidas descartadas, nesta situação, foi bem pequena.

No entanto, durante a aquisição de dados relativos à transição da posição deitado para a posição em pé, isto não se repetiu, e a tarefa se mostrou mais problemática. Os animais eram colocados deitados sobre a plataforma, com o membro pélvico direito apoiado sobre a mesma

e devendo proceder a transição após ser estimulados. Alguns animais se apresentaram bastante inquietos, isso dificultou a estabilização dos sinais captados pelos equipamentos, tornando a tarefa demorada e bastante suscetível a erros de medição. Desta forma, diversas curvas foram descartadas durante a etapa de digitalização, reduzindo a quantidade de curvas aproveitadas para as análises.

Durante o deslocamento ao passo, foram consideradas válidas as tentativas em que o animal pisou, apenas com o membro de interesse, sobre a plataforma de força. Já durante a transição foram consideradas válidas aquelas tentativas em que foi possível identificar apenas um pico vertical na curva de força representativa do movimento.

As componentes da FRS em bovinos, se deslocando ao passo, foram medidas em alguns estudos van der Tool *et al.* (2003), Rodrigues *et al.* (2009) e são semelhantes àsquelas encontradas na marcha humana, Fig. 8.1.

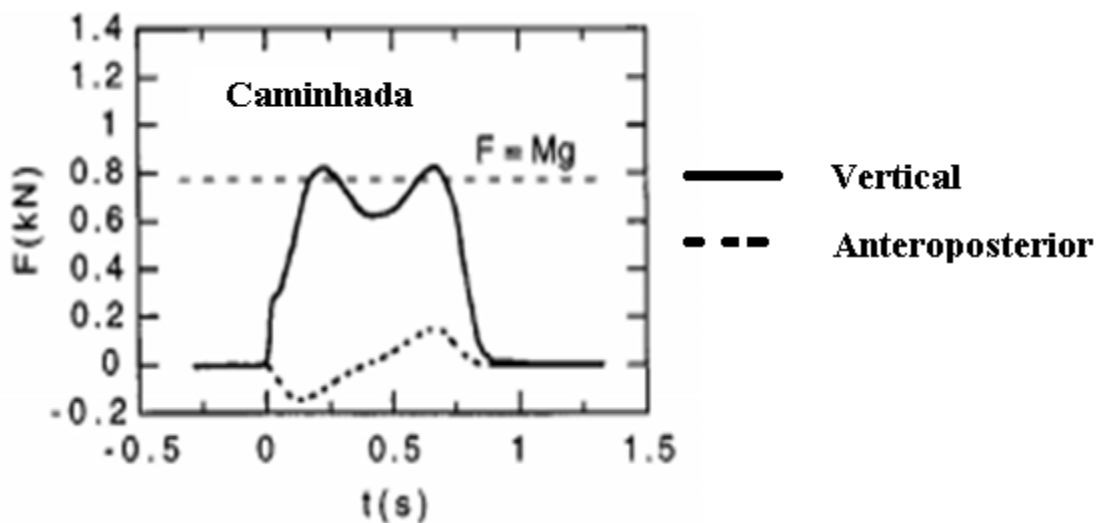


Fig. 8.1: Componente vertical e anteroposterior da FRS durante deslocamento ao passo em humanos.
Fonte: Cross (1998).

No entanto, curvas de força de bovinos durante a transição da posição de decúbito para a posição de estação não foram encontradas na literatura. As curvas obtidas em nossos experimentos se assemelham muito as curvas de força de um humano durante a corrida, Fig. 8.2. Assim como ocorre com as curvas da transição para os bezerros, a curva de força para a corrida em humanos também apresenta um único pico.

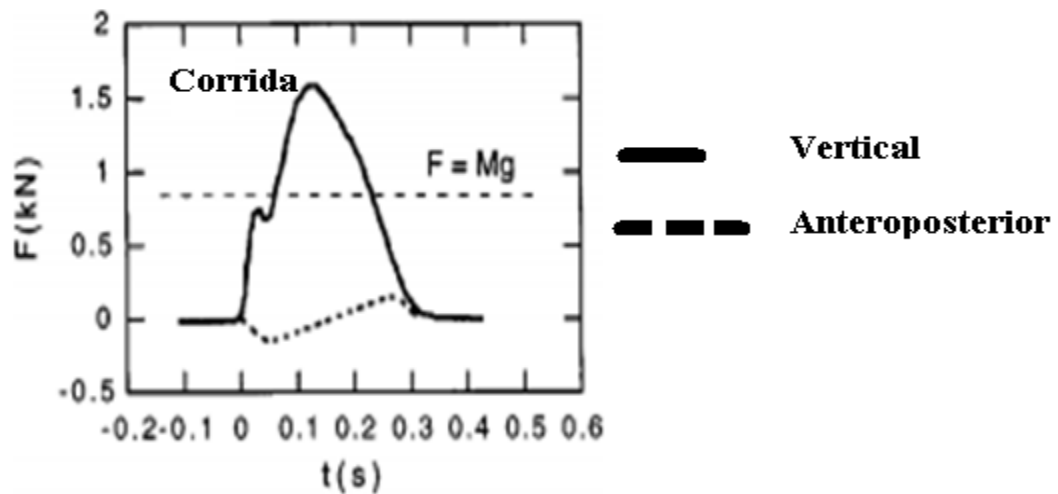


Fig. 8.2: Componente vertical e anteroposterior da FRS durante a corrida em humanos.

Fonte: Cross (1998).

A comparação entre os valores das componentes da FRS, adquiridas durante o experimento, mostrou que durante a transição da posição deitado para a posição em pé, as magnitudes das componentes da FRS são maiores do que aquelas encontradas durante o deslocamento ao passo. Essa situação é ocasionada pela estratégia adotada pelos bovinos para efetuar a transição da posição de decúbito para a posição de estação. Os bovinos inicialmente posicionam lateralmente os membros e exercem pressão sobre a plataforma na direção mediolateral para iniciar o movimento de transição.

Pode-se observar que todos os animais do experimento apresentaram componentes da FRS na transição maiores que durante o deslocamento ao passo. No entanto, a componente médio lateral foi aquela que apresentou as maiores magnitudes, em média, seus valores são cerca de oito vezes maiores que os valores apresentados durante o deslocamento ao passo. Os animais foram estimulados a realizar a transição, procedimento que, em algumas situações, pode ter causado movimentos inesperados, resultando em alterações nos valores da FRS. O mesmo procedimento foi utilizado com todos os animais em todas as tentativas de medição, buscando-se desta forma padronizar o experimento.

Na Fig. 8.3 apresentamos um exemplo das magnitudes das forças que foram mensuradas durante as medições.

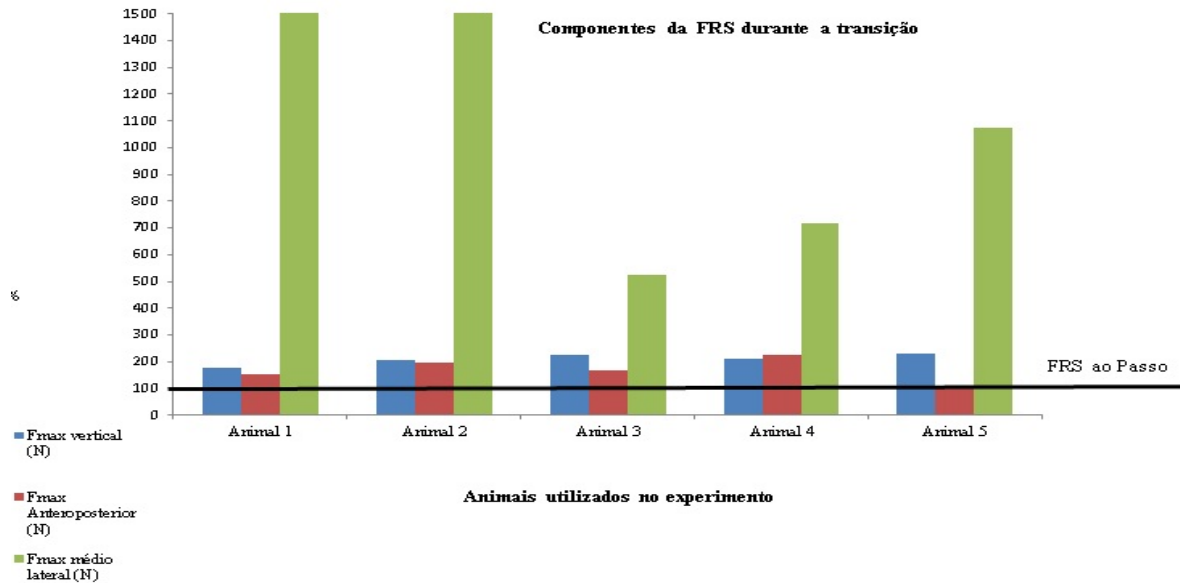


Fig. 8.3: Relação percentual entre as componentes da FRS do solo na transição e durante deslocamento ao passo.

Em Rodrigues *et al.* (2012) a falha das hastes poliméricas, utilizadas na redução de fraturas de femorais de bezerros, foi atribuída à magnitude dos esforços de flexão surgidos durante a transição da posição de decúbito para a posição de estação. Sendo assim, para as simulações realizadas nesse trabalho, foram adotadas as cargas determinadas durante a transição. A metodologia de aquisição de dados dinâmicos e cinemáticos foi semelhante àquela proposta em Rodrigues (2008) e Gomides (2013). Os valores da FRS, quando os animais se deslocavam ao passo, foram compatíveis com aqueles encontrados em outros trabalhos, van der Tol *et al.* (2003), Rodrigues (2008) e Gomides (2013). No entanto, os valores da FRS durante a transição não puderam ser confrontados com outros estudos, uma vez que não foram encontrados na literatura situações semelhantes.

Este estudo inova ao proceder à medição das componentes da FRS, durante a transição da posição deitado para a posição em pé e sua utilização na determinação do carregamento agindo na articulação coxofemoral.

Para a coleta dos dados cinemáticos os animais receberam marcadores reflexivos em pontos previamente escolhidos, de acordo com a literatura. No entanto, convém destacar que durante os deslocamentos e também durante a fase de transição os marcadores estão sujeitos às movimentações das estruturas musculoesqueléticas (pele, músculos, ossos). Esses

deslocamentos são responsáveis pelo surgimento de erros durante o processo de aquisição de dados.

Em equinos, diversos estudos semelhantes recorrem a procedimentos de correção, a fim de minimizar os efeitos nocivos dessa situação (van Weeren 1988, 1990; Bobbert et al. 1991), no entanto em bovinos esse tipo de problema não tem sido estudado o que inviabiliza qualquer abordagem análoga.

O uso da cinemetria permitiu a sincronização da plataforma de força e a medição do membro pélvico de interesse, no mesmo instante do deslocamento, instante de máxima força vertical, em todas as tentativas válidas de cada animal. As medições realizadas no membro de interesse foram utilizadas na determinação dos seus parâmetros inerciais posteriormente utilizados nas rotinas de dinâmica inversa bidimensional.

8.2. Determinação dos parâmetros inerciais e do carregamento articular

A quantificação do carregamento atuante nas articulações de um membro requer o conhecimento das características da distribuição de massa do segmento de interesse. As propriedades inerciais segmentares (massa, posição do centro de massa e momento de inércia) são fundamentais para essa tarefa (Nauwelaerts *et al.* 2011).

As PIS de indivíduos vivos podem ser estimadas por meio de modelos geométricos onde forma dos segmentos é aproximada por sólidos geométricos e os parâmetros inerciais são obtidos a partir do volume e da densidade tecidual (van den Bogert, 1989b; van Gurp *et al.* 1986). No entanto, essa abordagem presume densidade constante nos segmentos corporais refletindo negativamente na confiabilidade dos valores obtidos para as PIS.

Neste trabalho foram utilizados sólidos geométricos elípticos, conforme proposta de Durkin e Dowling (2006), para a representação dos segmentos corporais de interesse. Os sólidos elípticos foram construídos a partir de informações obtidas de animais dissecados e de imagens tomográficas de animais vivos, que geraram gráficos de distribuição de massa segmental, Fig. 8.4.

Modelos geométricos construídos a partir das características de distribuição de massa não sofrem influência da consideração de densidade uniforme (Durkin e Dowling, 2006). Desta forma após a construção do perfil de variação da massa dos segmentos foram escolhidos os

pontos para medição dos raios elípticos. Na Fig. 8.4 apresentamos exemplos de gráficos de distribuição de massa encontrados durante o experimento.

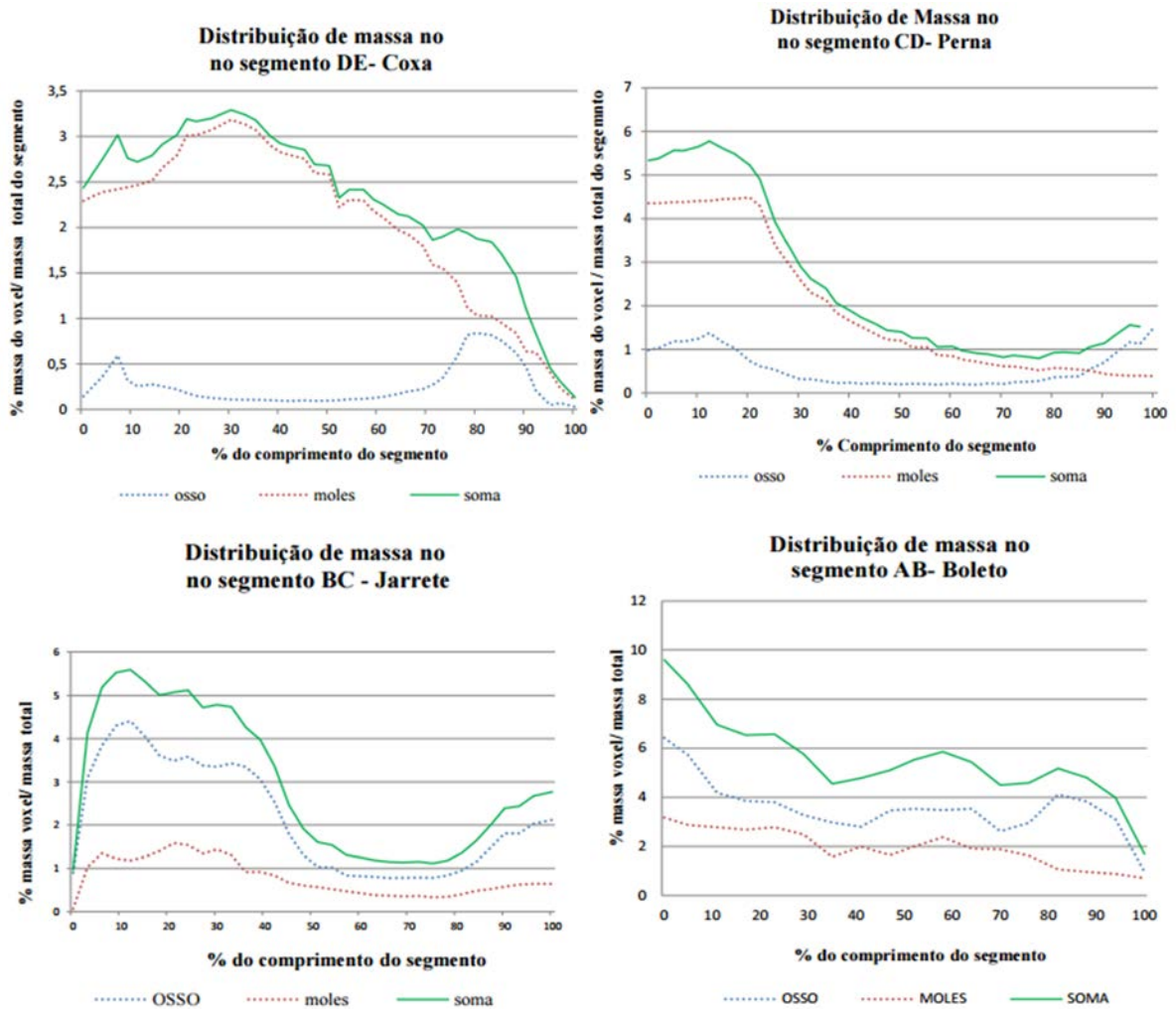


Fig. 8.4: Gráficos de distribuição percentual média da massa ao longo do comprimento proximal-distal dos segmentos do membro pélvico de bezerros jovens, obtido de imagens de tomografia computadorizada. **Fonte:** Gomides (2013).

A escolha dos pontos de medição foi feita observando-se as alterações na função distribuição de massa e procurando manter a simplicidade do modelo, utilizando uma pequena quantidade de sólidos geométricos. Modelos mais complexos poderiam ter sido construídos, aumentando-se a quantidade de pontos de medição, tornando os procedimentos mais onerosos em termos de custo computacional.

Algumas alterações nos procedimentos de construção do modelo geométrico foram realizadas. Diferentemente do que foi feito no trabalho referência, o uso do software estatístico SPSS permitiu que fossem construídas equações de regressão, para a predição das massas segmentares, para a determinação da posição do centro de massa e para estimar os valores de momentos de inércia longitudinal de cada um dos segmentos que formam o membro pélvico direito dos animais utilizados.

Para o cálculo dos parâmetros inerciais segmentares foram utilizadas imagens tomográficas do membro pélvico direito dos animais. Esse procedimento foi realizado com os animais sedados e posicionados no tomógrafo.

A título de exemplificação vamos apresentar a comparação feita entre dados de nosso estudo e do estudo de Thorup (2007), realizado com suínos. Ambos os trabalhos realizaram a determinação das PIS do membro pélvico direito.

A Tabela 8.2 apresenta os dados de Thorup relativos ao fêmur e a tíbia de suínos.

Tab.8.2. Valores do trabalho de Thorup (2007) suíno 69 kg.

	Massa (g)	% Peso corporal	L* (cm)	CM* % L	MI (kg.m ² .10 ⁻³)
Fêmur	4470	6,5	18,6	50,3(9,4 cm)	31,50
Tíbia	991	1,44	16,0	40,4 (6,5 cm)	2,52

*Comprimento; a posição do CM é tomada a partir da parte proximal do segmento.

A Tabela 8.3 apresenta os dados calculados para os bezerros relativos ao fêmur e a tíbia.

Tab.8.3. Valores calculados para um bezerro 41 kg.

	Massa (g)	% Peso corporal	L* (cm)	CM (cm)	MI (kg.m ² .10 ⁻³)
Fêmur	2744	6,7	18,6	9,8	7,38
Tíbia	1480	3,6	16,0	9,6	3,1

Os valores das PIS determinados nos dois estudos apresentam-se bastante similares. A despeito das diferenças anatômicas entre as espécies, responsáveis por alterações nos valores encontrados, é possível verificar boa concordância entre os dois trabalhos.

A complexidade de se programar rotinas de dinâmica inversa 3D e problemas relacionados à logística de instalação de um software de análise tridimensional que se encontrava disponível, fez com que fossem adotadas duas diferentes metodologias para o cálculo do carregamento atuante nas articulações.

Devido à abordagem bidimensional das rotinas de dinâmica inversa utilizadas, apenas valores das componentes vertical e horizontal das forças articulares e momento em torno do eixo médio lateral foram determinados.

Em relação à componente médio lateral da FRS e às duas componentes do momento que não foram obtidas por dinâmica inversa, trata-se apenas da determinação da condição de equilíbrio de um sistema mecânico. Para contornar essa situação, um procedimento semelhante, ao adotado no trabalho de Rodrigues (2008), foi utilizado para determinar os valores de força na direção do eixo médio-lateral e momentos em torno do eixo vertical e ântero-posterior.

Durante a transição o animal eleva inicialmente sua parte posterior e em seguida a sua porção anterior. A primeira consideração feita diz respeito ao alinhamento do membro de interesse do animal, após a elevação de sua porção posterior, com o plano sagital. Desta forma, considera-se que todos os segmentos sejam coplanares e tão próximos do tronco quanto possível (BADOUX, 1986). A etapa seguinte consiste em determinar a distância horizontal e vertical do entre a pata do animal e a extremidade proximal do fêmur, além de seu ângulo em relação a horizontal. Nesta tarefa foi utilizado o software de processamento de imagens SIMI MOTION, do Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física da UFMG. De posse dessas informações foi possível estimar o valor dos momentos aplicados na articulação coxofemoral. A componente médiolateral foi obtida de modo a garantir o equilíbrio do sistema considerado.

Os valores de carregamento nas articulações foram obtidos pelos dois métodos citados, já aplicados em trabalhos anteriores do mesmo grupo de pesquisa.

Os valores para a força atuante na articulação coxofemoral, bem como o valor para o momento em relação ao eixo mediolateral, foram obtidos a partir de dados coletados com a plataforma de força e das rotinas de dinâmica inversa desenvolvidas no MATLAB, no

entanto, os valores para os momentos em relação ao eixo vertical e ao eixo anteroposterior foram algebricamente determinados a partir de informações extraídas das filmagens.

A Fig. 8.5 apresenta um exemplo da magnitude determinada para a componente vertical e para a componente anteroposterior da força articular agindo nas articulações do membro pélvico direito dos bezerros no instante em que a FRS é máxima, durante o deslocamento ao passo. Conforme se pode observar para esse tipo de marcha, sem alterações patológicas, as componentes das forças articulares tem magnitude menor que as componentes equivalentes da FRS.

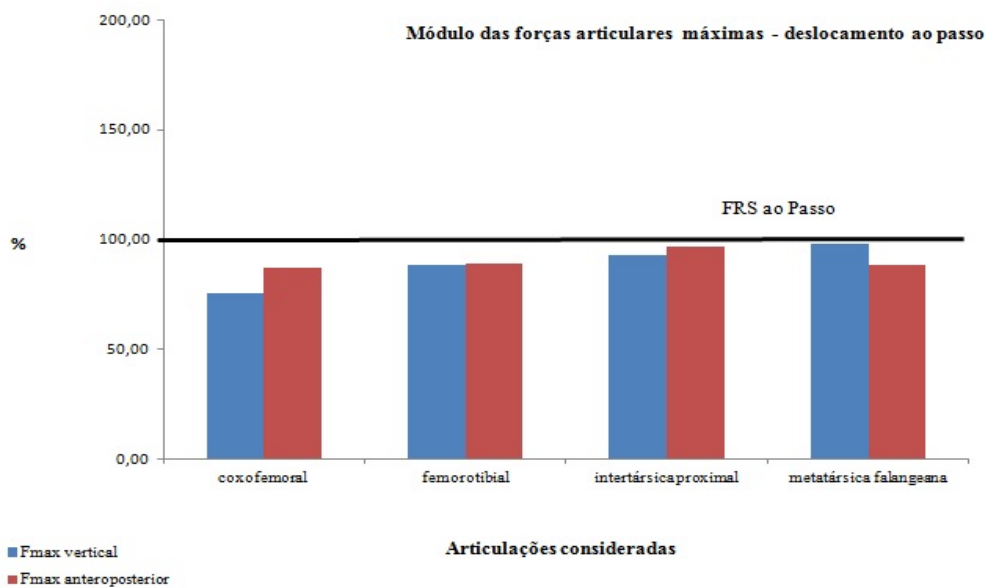


Fig. 8.5: Relação percentual entre o módulo das forças articulares e a FRS durante o deslocamento ao passo.

Para as mesmas componentes da força articular agindo durante a transição, pode-se observar que as magnitudes das forças verticais são bem superiores àquelas encontradas durante o deslocamento ao passo, enquanto que os valores para a componente anteroposterior apresentaram magnitudes menores. Durante a transição, grande parte do esforço dos animais é dispendido para se colocar em posição de estação. A força desenvolvida pelos membros deve, no mínimo, ser capaz de superar a força peso, a fim de que a transição possa ser efetuada. Dessa forma a componente vertical das forças articulares em nosso estudo se mostraram na média 40 % maiores que a FRS. A Fig. 8.6 apresenta um exemplo da magnitude determinada para a componente vertical e para a componente anteroposterior da força articular agindo nas articulações do membro pélvico direito dos bezerros durante a transição.

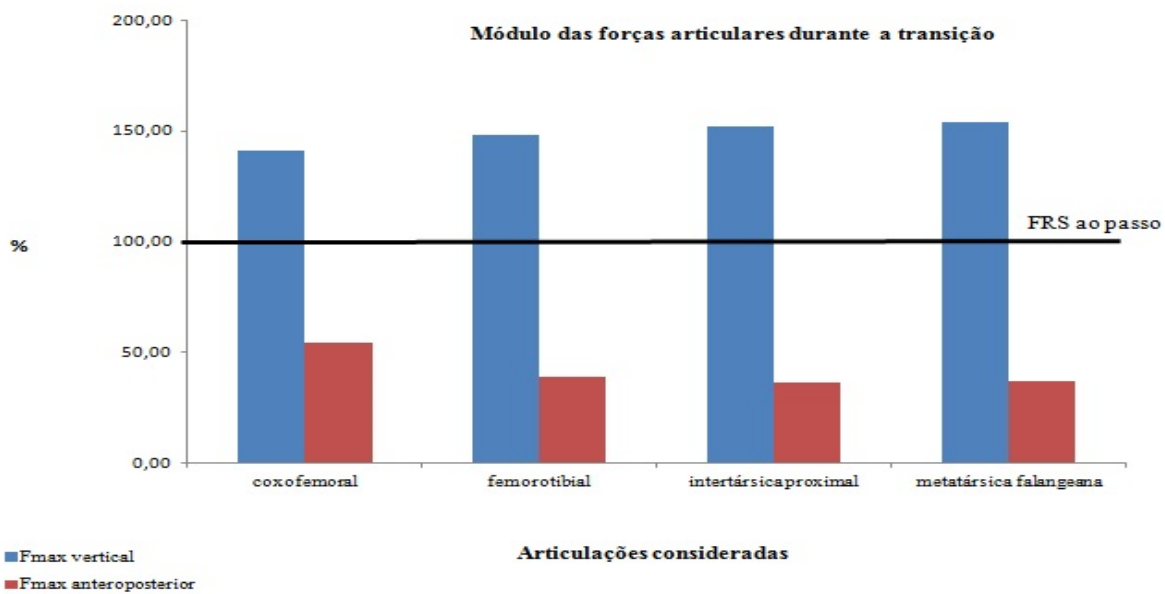


Fig. 8.6: Relação percentual entre o módulo das forças articulares e a FRS durante a transição.

8.3. Construção do modelo do fêmur.

As simulações utilizando o método dos elementos finitos exigem a construção de um modelo computacional do fêmur. A precisão dos resultados depende da qualidade desse modelo (DALSTRA *et al.* 1995). Imagens tomográficas de baixa qualidade são responsáveis por grandes erros nas análises de elementos finitos. Outra fonte de erros tem relação com o processo de segmentação da região de interesse, independentemente do algoritmo utilizado para esta tarefa (TADDEI *et al.*, 2006).

A partir do conjunto de imagens de tomografia é possível efetuar a reconstrução tridimensional das estruturas anatômicas originais. Os modelos de estruturas biológicas são bastante complexos e normalmente podem ocorrer elementos com grandes distorções. Estes elementos são responsáveis por baixa acurácia e instabilidade nas soluções das equações diferenciais parciais durante as simulações (VALLE E RAY, 2005).

Um grande número de operações é requerido até que se obtenha uma malha de boa qualidade. Diversas ferramentas estão disponíveis para refinar as malhas, em todas elas o objetivo é procurar garantir a máxima qualidade para a malha triangular.

Se por um lado esses procedimentos de suavização aprimoram a qualidade da malha, por outro lado eliminam diversos detalhes do modelo. Sendo assim, não existe receita para a obtenção de uma malha adequada, o resultado está diretamente relacionado com a sensibilidade e experiência do experimentador.

Diferentemente de outros trabalhos que utilizaram modelos simplificados, o modelo construído neste estudo procurou preservar todas as estruturas do fêmur bovino. A utilização de um modelo completo acarreta um grande aumento do tempo de processamento durante as simulações. No entanto, justifica-se essa opção, uma vez que ela torna possível obter resultados, que melhor se aproximam das situações reais. Isto possibilita análises mais confiáveis do desempenho do conjunto osso-implante.

Normalmente para malhas de modelos biológicos são utilizados elementos tetraédricos ou hexaédricos. Elementos hexaédricos quando possível tem a preferência por apresentarem soluções mais acuradas. Outro ponto a ser analisado diz respeito à densidade de malha (quantidade de elementos) utilizada na discretização da geometria (BURKHART *et al.*, 2013).

No entanto devido a complexidade do modelo do fêmur completo, em nosso estudo as malhas foram geradas com elementos tetraédricos, e regiões de interesse, tais como as interfaces entre o osso e os parafusos de bloqueio, tiveram a malha refinada. A opção neste estudo foi utilizar elementos tetraédricos de formulação quadrática C3D10, da família de elementos *3D Stress*, da biblioteca de elementos do Abaqus Standard. Nas simulações com o Método de Elementos Finitos (**MEF**), normalmente, em estruturas complexas esse tipo de elemento costuma ser utilizado, em malhas, para criar modelos que sejam representações o mais próximo possível da realidade, utilizando formulação do tipo surface-surface.

O osso é considerado um material ortotrópico, no entanto, gerar e analisar um modelo de elementos finitos do fêmur com as propriedades dos materiais ortotrópicos, requer mais tempo e poder computacional, do que é necessário quando se lida com materiais isotrópicos. Segundo Peng *et al.* 2006, as diferenças entre essas atribuições de propriedades de material são pequenas, sendo assim, o fêmur é largamente modelado com características de material isotrópico.

Uma vez que estudos tem reportado a falha das hastes intramedulares logo após o implante e o retorno dos animais a suas atividades normais (SPADETO JUNIOR *et al.*, 2010), consideramos como ambiente para nossa simulação o período pós-operatório imediato. Nesta situação não existe contato entre os segmentos ósseos e eles são modelados sem atrito e sem a presença de calo ósseo e toda a carga é suportada pelo implante.

Os parafusos de bloqueio de aço inoxidável foram modelados completos com cabeça e rosca, no entanto abriu-se mão de modelar os contatos e assumiu-se a condição de perfeita união entre parafusos, osso e haste, o que representa uma grande economia em termos de tempo de computação.

8.4. Simulações computacionais com o Abaqus

As primeiras simulações realizadas visaram definir qual tipo de condição de contorno seria aplicada ao modelo. Duas configurações foram testadas em uma simulação com haste intramedular de aço inoxidável. A primeira das configurações é de uso corrente na maioria dos estudos com o fêmur e consiste em restringir totalmente o fêmur distal (BC1). A segunda (BC2) é uma proposta encontrada em Bayoglu e Okyar (2015). Os autores compararam diferentes formas de restringir e carregar o fêmur humano, concluindo que restringir totalmente a região dos côndilos distais influencia diretamente à estabilidade do conjunto fêmur-haste intramedular. Nas duas condições foi utilizada uma haste de aço inoxidável idêntica a que seria utilizada ao longo do estudo e foi aplicada a condição de bloqueio utilizada no trabalho de Rodrigues (2008).

Foi possível observar que utilizando (BC2) houve redução nos valores de tensão encontrados nos parafusos de bloqueio e na haste intramedular de aço, enquanto as tensões no osso se mostraram maiores do que aquelas encontradas em (BC1), Fig. 8.7.

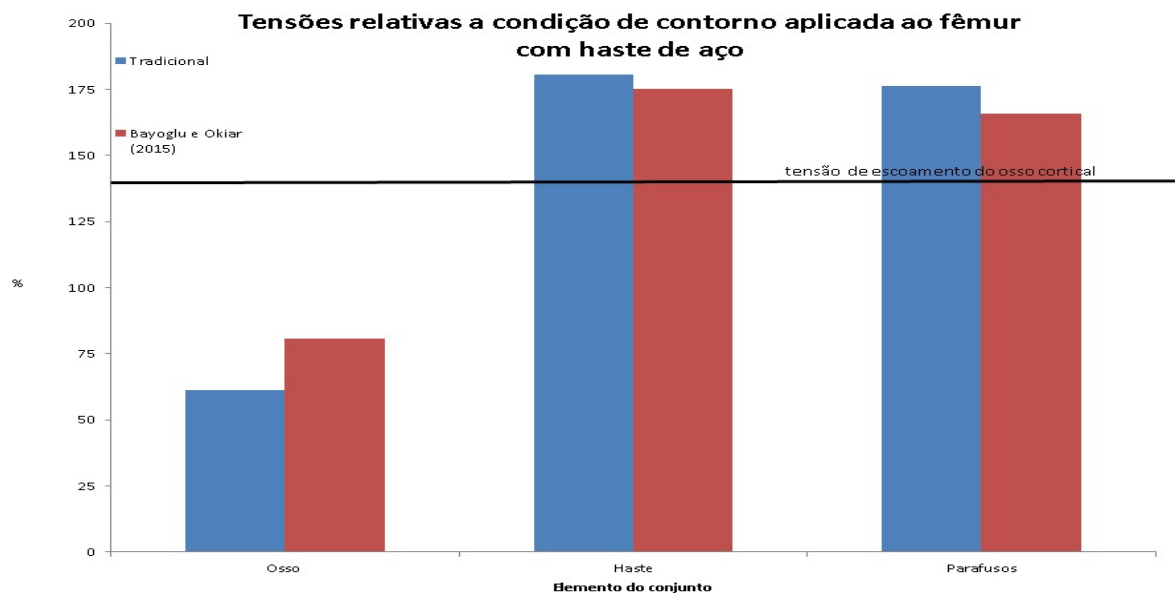


Fig. 8.7: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas nos elementos do conjunto e a tensão de escoamento do osso cortical com cada restrição.

Sendo assim, a opção em nosso trabalho foi pela utilização da restrição BC2.

A partir dessa definição o foco das simulações foi avaliar o desempenho dos materiais poliméricos utilizados na confecção das hastes intramedulares bloqueadas.

O conjunto foi carregado por forças e momentos medidos durante a transição (posição de decúbito para posição de pé). As forças musculares foram excluídas porque não tínhamos informações sobre as ações dos músculos bovinos. Essa exclusão é uma limitação do estudo; A falta de forças musculares e o excesso de restrição da extremidade distal podem resultar em uma deflexão altamente sobre-estimada da cabeça femoral e tensões muito altas no implante (Bayoglu e Okyar, 2015). Portanto, para minimizar esses efeitos, adotaram-se condições de contorno similares ao estudo anterior (Bayoglu e Okyar, 2015).

O objetivo deste estudo foi investigar o efeito de diferentes estratégias de bloqueio da haste intramedular sobre o comportamento mecânico do implante polimérico durante a imobilização de fraturas do fêmur bovino. Os valores máximos de tensão em cada elemento do conjunto, para cada material, foram comparados. Desta forma foi possível identificar aquele conjunto que apresentou o melhor comportamento na tarefa de estabilizar uma fratura femoral em bezerras. Não estávamos interessados nos valores absolutos das tensões, mas nos valores relativos de cada condição de bloqueio em relação aos outros; Portanto, as simplificações adotadas foram bastante adequadas.

Neste trabalho, aplicamos hastes poliméricas (\varnothing 12 mm) circulares sólidas, que eram 1 milímetro menores do que o diâmetro do canal medular. O comprimento da haste (150 mm) foi escolhido de acordo com as instruções do manual de DePuy Synthes de técnicas cirúrgicas que é aplicável às hastes femorais intramedulares para humanos.

Os parafusos foram modelados no SolidWorks e posicionados para protrusão de aproximadamente 2 mm para fora do fêmur (Cheung *et al.*, 2004).

O momento de inércia de área determina a resistência do implante à flexão (Muir e Johnson, 1996). O diâmetro da haste afeta a rigidez de flexão; Para uma haste circular sólida, a rigidez de flexão é proporcional à terceira potência do diâmetro da haste e a rigidez torsional é proporcional à quarta potência do diâmetro (Clasper e Ramasamy, 2011).

As hastes são perfuradas para permitir que elas recebam os parafusos. Este procedimento enfraquece as hastes e reduz o momento de inércia nas seções contendo os orifícios, servindo assim como um concentrador de tensões.

Primeiramente os materiais poliméricos foram analisados em relação à tensão máxima sobre o osso, em cada uma das quatro situações de bloqueio, Fig. 8.8.

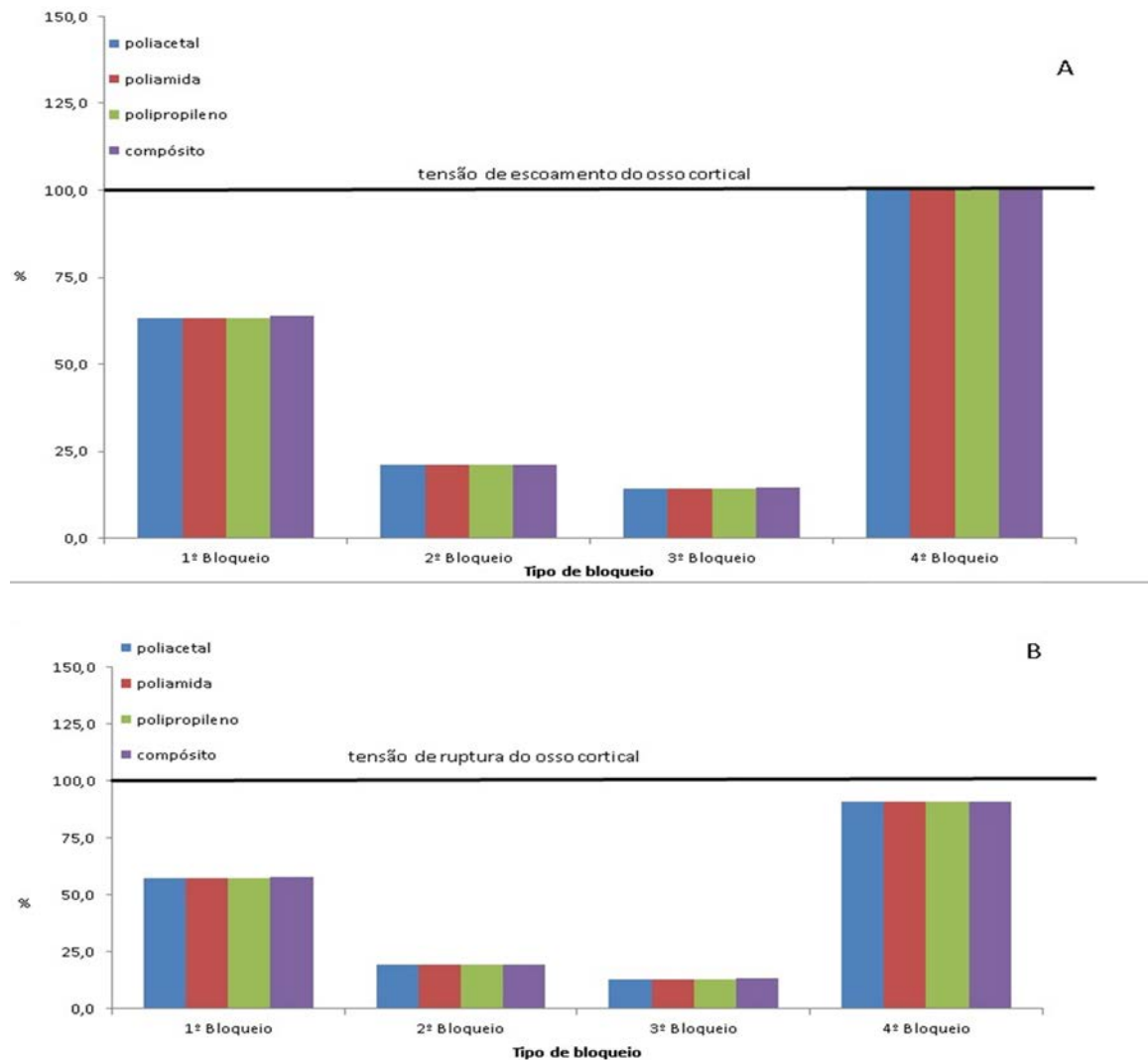


Fig. 8.8: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas no osso com cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do osso cortical (A) e a sua tensão de ruptura (B).

A partir das análises pode-se verificar que as tensões sobre o fêmur, para todos os materiais utilizados, independente da condição de bloqueio assumida, se mantiveram sempre abaixo da tensão de escoamento considerada para o osso cortical. As magnitudes das tensões com a segunda e terceira condição de bloqueio foram bastante inferiores àquelas apresentadas com as outras duas situações consideradas, para qualquer material considerado.

Com a 4ª condição de bloqueio todos os materiais geraram tensões no fêmur que se aproximaram da tensão de escoamento do osso cortical (141,0 MPa).

Considerando-se cada condição de bloqueio individualmente pode-se verificar que as tensões geradas no osso pelos diferentes materiais se mantiveram bastante semelhantes.

Ao analisar essa situação tomando como referência o material é possível verificar que as tensões no osso, com a 1ª condição de bloqueio e com a 4ª condição, chegam a ser cerca de 3 ou 4 vezes maiores. Deve-se lembrar de que a 2ª e a 3ª condição de bloqueio tem seus parafusos inseridos na região dos côndilos distais, onde a superfície óssea é maior, desta forma a estabilidade do conjunto fica favorecida. No entanto, todo cuidado deve ser tomado, as estratégias de bloqueio que resultam nas menores tensões sobre o osso, a princípio poderiam representar boas opções de escolha uma vez que possibilitariam a sua utilização em ossos de bezerros jovens. Os ossos de bovinos jovens possuem menor resistência aos esforços do que ossos bovinos adultos e uma estratégia de bloqueio que provocasse diminuição dos valores de tensão sobre os ossos seria bastante adequada. Porém, deve-se procurar preservar um carregamento mínimo sobre os ossos dos animais, que seja adequado para garantir o seu perfeito desenvolvimento e evitar sua fragilização (stress shielding).

Na segunda etapa de análises as tensões sobre a haste intramedular foram avaliadas em relação ao ponto de escoamento e de ruptura de cada material, Fig. 8.9.

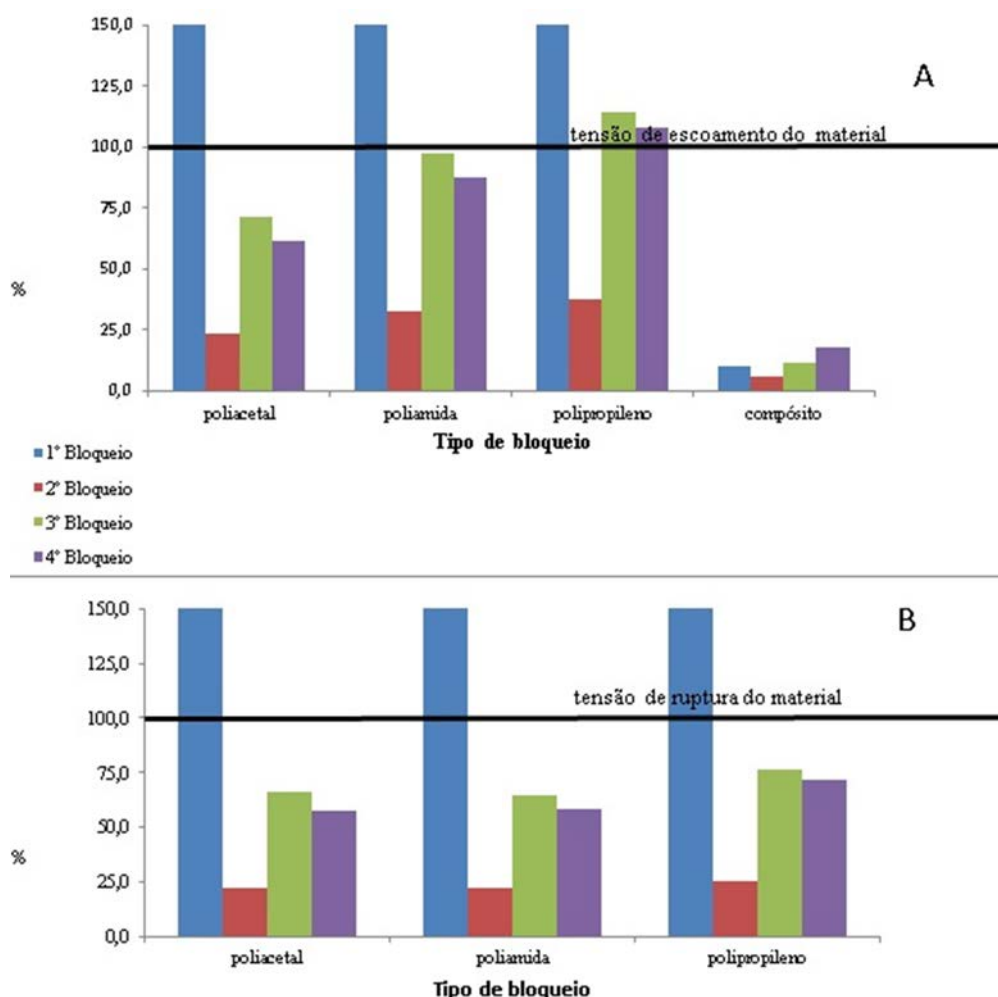


Fig. 8.9: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas na haste com cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do material (A) e a sua tensão de ruptura (B).

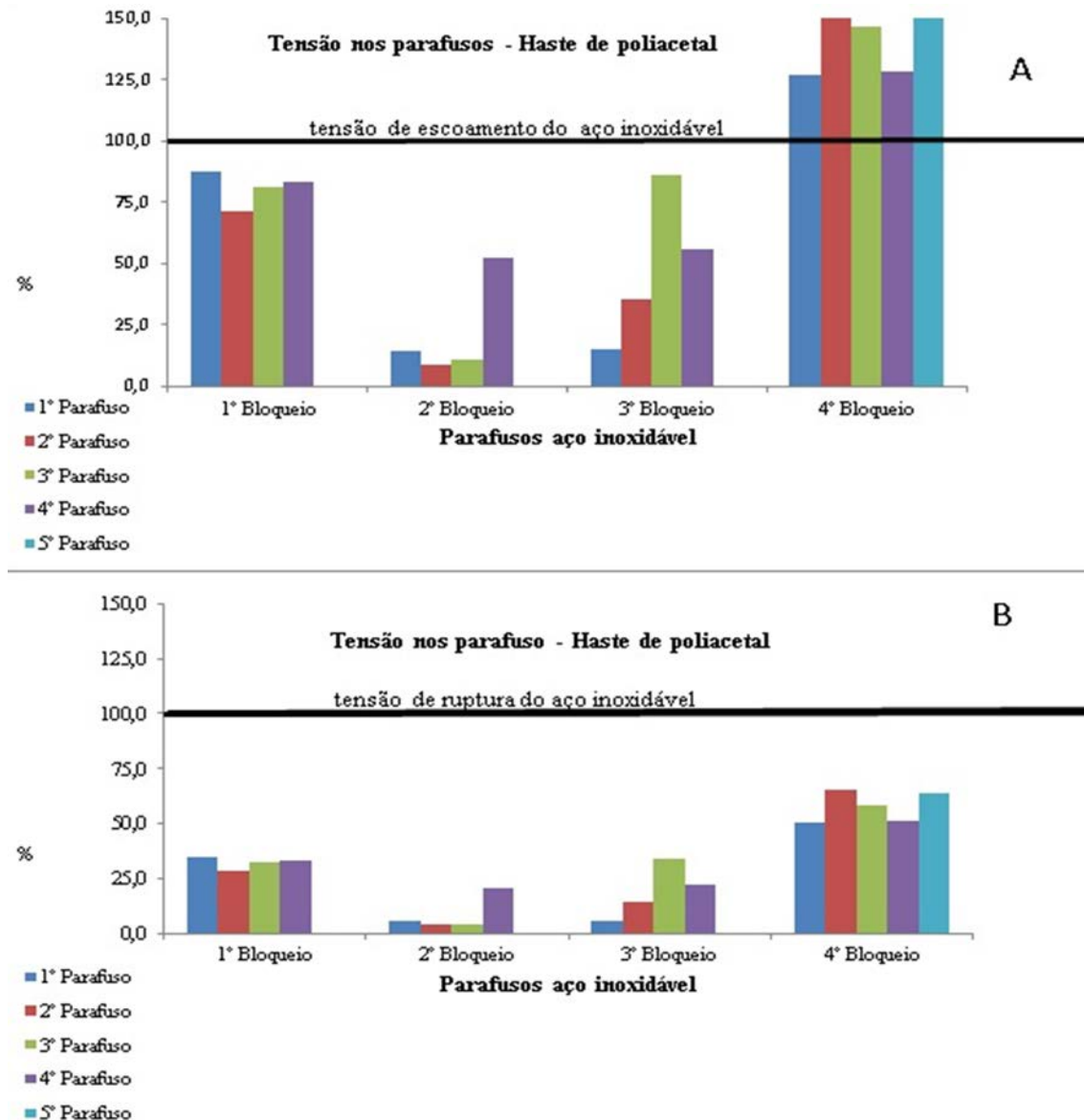
A partir das análises pode-se verificar que as tensões sobre a haste, em alguns casos superaram a tensão de escoamento do material. Na 1ª condição de bloqueio semelhante ao estudo de Rodrigues (2012), houve a ruptura das hastes de poliacetal, poliamida e polipropileno, assim como havia ocorrido com as hastes no citado estudo. Apenas a haste de compósito não falhou quando aplicada na 1ª condição de bloqueio.

As hastes de polipropileno também falharam na 3ª e na 4ª condição de bloqueio. Já as hastes de poliamida e de poliacetal não falharam nas outras condições de bloqueio, o mesmo aconteceu com as hastes de compósito.

A haste de poliamida, considerada na 3ª condição de bloqueio, teve valores bem próximos de sua tensão de escoamento. Em todas as outras situações as tensões mantiveram-se sempre abaixo da tensão de escoamento do material. As tensões sobre a haste de compósito são aquelas que apresentam a menor relação percentual com o ponto de escoamento e ruptura do material.

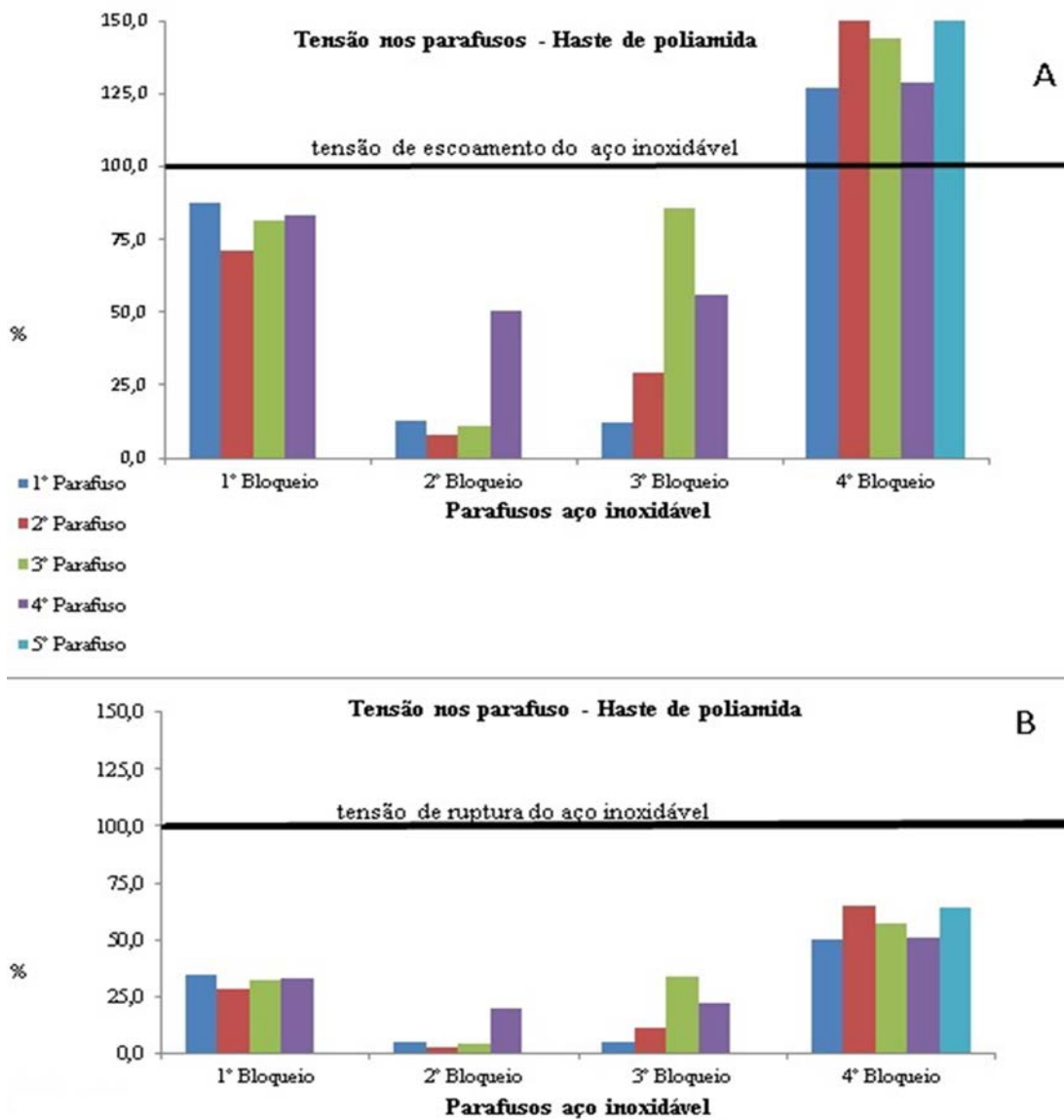
Observa-se que a 2ª condição de bloqueio é aquela que apresenta os menores percentuais em relação ao ponto de escoamento, independentemente do material utilizado na confecção da haste.

Na terceira etapa de avaliações as tensões sobre cada parafuso foram investigadas em todas as situações de bloqueio e para todos os materiais utilizados na confecção das hastes. Primeiramente foram analisados parafusos com haste de poliacetal, Fig. 8.10. Os parafusos são numerados do mais distal para o mais proximal.



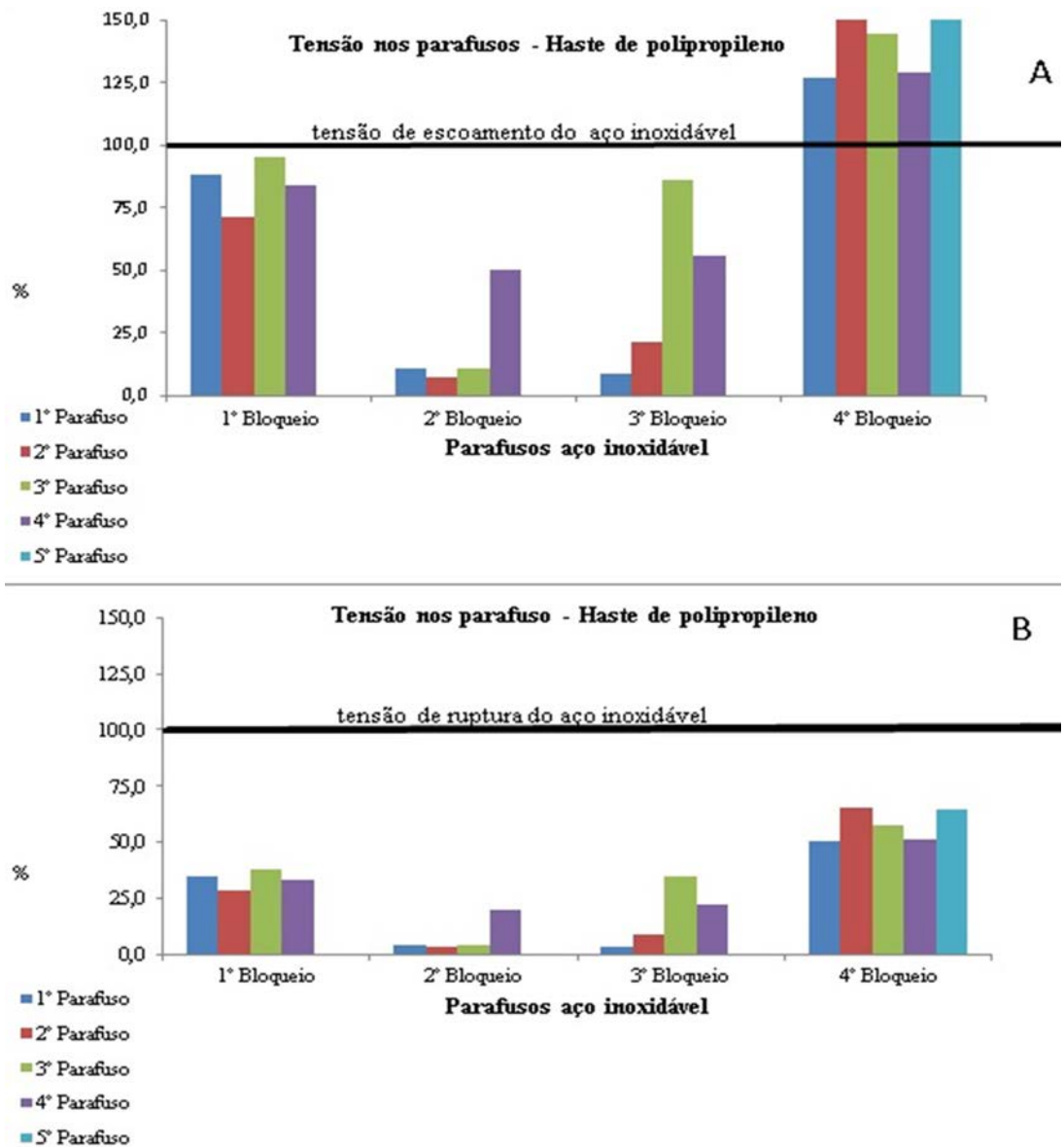
8.10: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas nos parafusos em cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do aço (A) e a sua tensão de ruptura (B).

Em seguida foram analisados parafusos com haste de poliamida, Fig. 8.11.



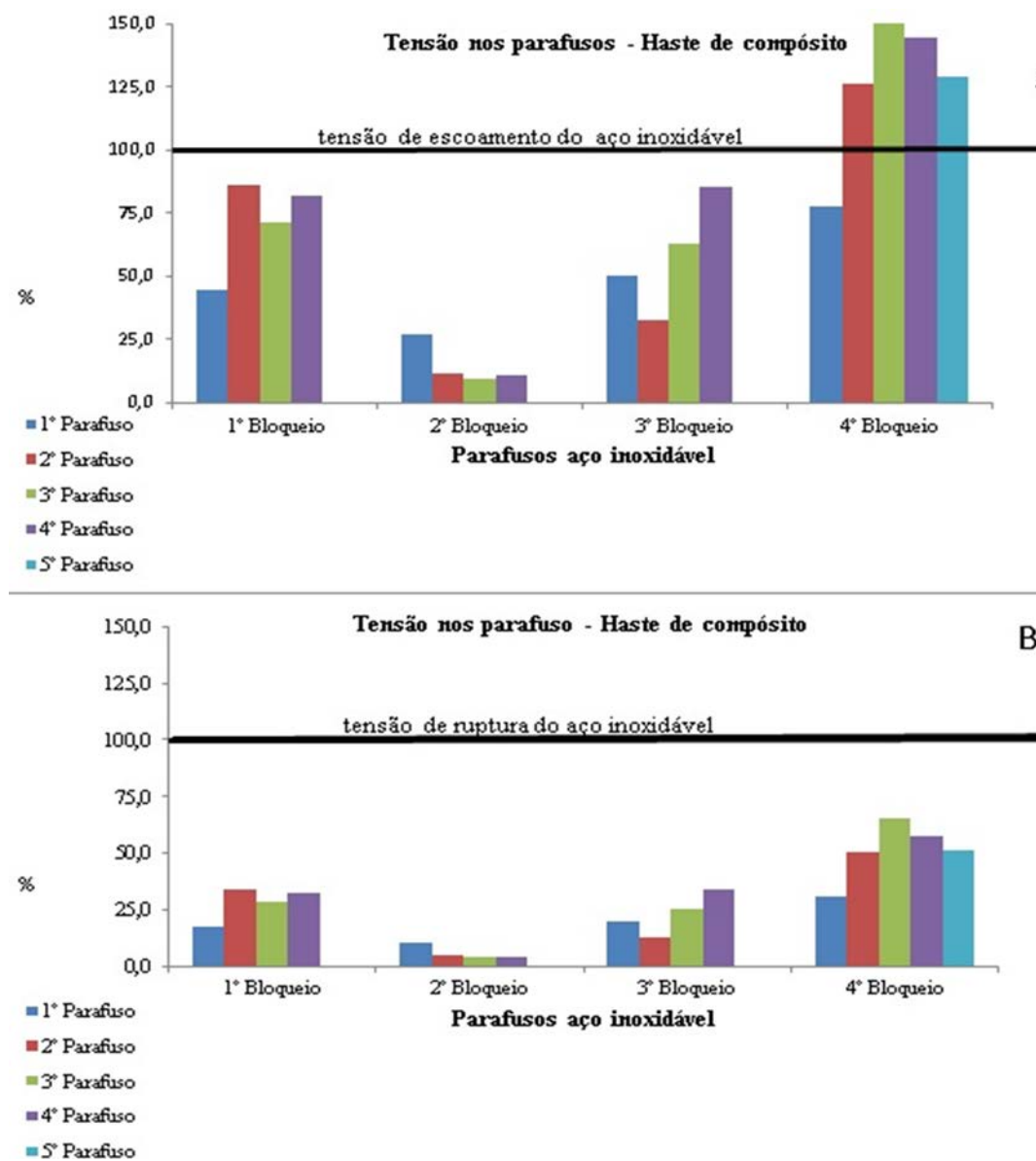
8.11: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas nos parafusos em cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do aço (A) e a sua tensão de ruptura (B).

A Fig. 8.12 apresenta o comportamento das tensões sobre os parafusos quando foi utilizada a haste de polipropileno.



8.12: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas nos parafusos em cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do aço (A) e a sua tensão de ruptura (B).

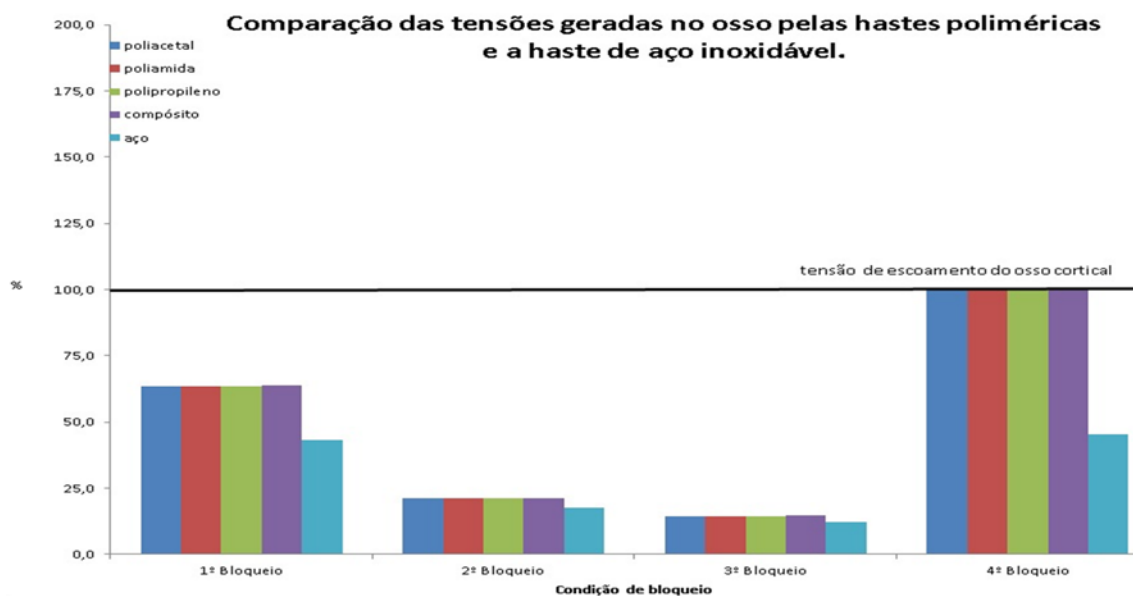
Finalmente são apresentadas as tensões sobre os parafusos com a haste de compósito, Fig. 8.13.



8.13: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas nos parafusos em cada situação de bloqueio e a tensão de escoamento do aço (A) e a sua tensão de ruptura (B).

Finalmente foi realizada uma comparação entre as tensões geradas no osso pela utilização de material polimérico na confecção das hastes e tensões a partir da utilização de haste em aço inoxidável.

Como pode ser observado na Fig. 8.14, em todas as condições de bloqueio a utilização de aço inoxidável como material da haste redundou na diminuição da magnitude das tensões geradas sobre o osso. Esse fenômeno pode desencadear o processo denominado blindagem de tensões, que resulta no enfraquecimento do osso em torno do implante.



8.14: Relação percentual entre as tensões máximas encontradas no osso, para cada material polimérico e para o aço inoxidável.

8.4.1 Efeito do material do implante

A haste de aço inoxidável reduziu significativamente a carga no osso quando foi utilizada para fixar uma fratura femoral, e esta redução da tensão é considerada uma causa do *stress shielding*.

Todas as hastes poliméricas apresentaram maiores valores de tensão no osso do que aquelas encontradas quando uma haste de aço inoxidável foi usada, sugerindo que a cicatrização melhora com o uso de hastes menos rígidas, como as hastes poliméricas. O aumento encontrado nos valores de tensão óssea (46,4%, 21,5%, 16,6% e 50% para a 1ª, 2ª, 3ª e 4ª condições de bloqueio, respectivamente) sugeriu que as hastes poliméricas são menos resistentes à flexão, aumentando assim a área de contato entre o osso e a haste durante o carregamento, o que produz um aumento na magnitude das cargas transportadas pelo osso. Este achado está de acordo com estudos anteriores que encontraram níveis de carregamento aumentados no osso quando materiais menos rígidos foram usados para fabricar hastes intramedulares (Cheung *et al.*, 2004; Samiezadeh *et al.*, 2014; Perez *et al.*, 2008).

O uso de hastes menos rígidas pode reduzir os efeitos do stress shielding, como a perda óssea, afetando minimamente o padrão de tensão no osso (Samiezadeh *et al.*, 2014). No entanto, o material escolhido para construir as hastes deve ser capaz de estabilizar adequadamente a fratura durante a cicatrização óssea. A estabilidade axial durante a carga de compressão é necessária para evitar movimentos interfragmentares e o fechamento de fenda, o que pode levar a uma discrepância no comprimento da perna (Perez *et al.*, 2008).

8.4.2 Concentração de tensão versus condição de bloqueio

No osso

Grandes concentrações de tensão no osso foram sempre encontradas na interface entre o parafuso e o furo do parafuso. Os resultados mostraram que para a mesma condição de bloqueio, as tensões no osso eram bastante semelhantes para todos os materiais poliméricos. Este achado está de acordo com o estudo anterior (Rodrigues *et al.*, 2012).

As condições de bloqueio 1, 2, 3 e 4 apresentaram tensão óssea média (\pm DP) de $89,53 \pm 0,30$ (intervalo 89,30-90,04 MPa), $29,96 \pm 0,04$ (intervalo 29,93-30,02 MPa), $20,34 \pm 0,22$ (intervalo 20,19-20,72 MPa) e $141,45 \pm 0,19$ (intervalo 141,30-141,70 MPa), respectivamente. Esta descoberta sugere que as tensões ósseas dependem sobretudo do material usado para construir as hastes intramedulares, mas também do tipo de bloqueio utilizado para estabilizar a fratura.

Para a primeira condição de bloqueio, o maior valor de tensão óssea (90,4 MPa) foi encontrado na interface entre o parafuso mais distal (1o parafuso) e o orifício do parafuso quando uma haste de GFRP foi usada. A haste de PP mostrou o maior valor de tensão óssea (30,2 MPa) na interface entre o parafuso mais distal (1º parafuso) e o orifício do parafuso na segunda condição de bloqueio. Quando a terceira condição de bloqueio foi utilizada, o maior valor de tensão óssea foi encontrado na interface entre o 4º parafuso (mais proximal) e o orifício do parafuso com uma haste de GFRP. Com a quarta condição de bloqueio a tensão máxima ocorreu na interface do 2º parafuso distal e o orifício do parafuso com a haste de PP.

Parafusos e hastes poliméricas

As maiores tensões no implante foram encontradas nos parafusos e na interface entre o parafuso e o furo do parafuso, onde as transmissões de carga foram as maiores. Na simulação, todas as hastes poliméricas falharam quando foi utilizada a primeira condição de bloqueio (quatro parafusos de aço inoxidável cortical de 4,5 mm aplicados na diáfise). Apenas a haste de GFRP foi resistente à deformação e ruptura nesta condição de bloqueio.

Nossos resultados estão de acordo com um estudo in vivo (Spadeto Junior *et al.*, 2010), no qual todas as hastes poliméricas que foram usadas em condições de bloqueio semelhantes à nossa primeira condição não conseguiram fixar fraturas do fêmur, em bezerros que andaram livremente durante o pós-operatório imediato. No trabalho citado, todas as hastes falharam na

interface entre o parafuso e a haste em um furo perto da linha de fratura. Em nossa simulação, a haste PP falhou em um parafuso proximal perto da linha de fratura (3º parafuso), e as hastes POM e PA falharam em um parafuso mais distal (1º parafuso).

Os parafusos de bloqueio colocados proximal e distalmente ao local da fratura restringiram a translação e a rotação no local da fratura, o que é importante nas fraturas oblíquas que dependem dos parafusos para a estabilidade. No entanto, quanto mais perto o parafuso distal da fratura, menor o contato entre a cortical e a haste, reduzindo a quantidade de esforço suportado pelo osso, o que leva a um aumento do esforço sobre os parafusos, provocando a falha do implante. Esta descoberta pode explicar por que as hastes poliméricas falharam na presença das forças de flexão geradas quando os bezerros fizeram a transição da posição de decúbito para a posição de pé (Spadeto Junior *et al.*, 2010).

Todos os materiais utilizados foram resistentes à deformação e ruptura quando a 2ª condição de bloqueio (quatro parafusos corticais de aço inoxidável de 4,5 mm aplicados, dois na diáfise proximal e dois na região condilar distal na direção lateromedial). A média da tensão máxima de von Mises (\pm DP) foi de $22,63 \pm 18,72$, faixa de 7,56 a 54,69 MPa.

Quando foi utilizada a terceira condição de bloqueio (quatro parafusos de aço inoxidável cortical de 4,5 mm aplicados, com dois na diáfise proximal e dois na região condilar distal na direção craniocaudal), a haste de PP falhou, e os valores de tensão de von Mises na haste de PA quase atingiram o limite de escoamento do material.

Com a quarta condição de bloqueio (cinco parafusos de aço inoxidável cortical de 4,5 mm aplicados, com três na diáfise proximal e dois na diáfise distal na direção lateromedial), todas as hastes atingiram o limite de escoamento do material.

No presente estudo, o maior valor de tensão (46,28 MPa para a haste de POM e 106,4 MPa para a haste GFRP) ocorreu no furo mais distal. O valor médio máximo da tensão de von Mises (\pm DP) de $175,6 \pm 0,82$ (intervalo 174,30 – 176,5 MPa) foi encontrado no segundo parafuso proximal (3º parafuso) para todas as hastes poliméricas. Estes resultados estão de acordo com um estudo anterior com condições de bloqueio semelhantes que encontraram o maior esforço equivalente de von Mises no mesmo parafuso (Cheung *et al.*, 2004). Com a quarta situação de bloqueio o valor médio máximo $336,32 \pm 0,49$ (intervalo 335,90 – 337,0 MPa) ocorreu no parafuso distal mais proximal (2º parafuso).

A primeira situação de bloqueio não proporcionou a estabilidade necessária do implante, e as falhas ocorreram em todas as hastes de polímero com exceção da haste de compósito. A

utilização da quarta condição de bloqueio provocou falha nos parafusos com todos os materiais utilizados. A utilização da segunda estratégia de bloqueio resultou numa redução dos valores de tensão em todos os parafusos. As tensões nas hastes diminuíram aproximadamente 58%, enquanto a tensão no osso aumentou aproximadamente 47% em comparação com o valor para a terceira estratégia de bloqueio.

9

Conclusões

Este estudo tem algumas limitações que devem ser inicialmente reconhecidas. Primeiro, a carga muscular não foi incluída neste estudo, mas pode ajudar na estabilização do fêmur e alterar as características de carga in vivo. Em segundo lugar, o desempenho das hastes poliméricas propostas foi avaliado em apenas um tipo de fratura diafisária (40 °, grau A2 pelo sistema de pontuação AO / ASIF); Portanto, outras investigações são necessárias usando outro tipo de fraturas do fêmur.

A definição precisa das propriedades elásticas da haste de compósito é uma limitação e é necessária para aumentar a precisão dos resultados. Outra limitação foi que a cicatrização não foi considerada. Apenas situações pós-operatórias imediatas foram modeladas para considerar o contato entre os segmentos ósseos sem atrito, o que é uma abordagem razoável porque a rigidez da fratura é desprezível nesta fase.

O período pós-operatório precoce é o mais crítico para o sistema de haste de bloqueio, uma vez que a carga é totalmente transferida através da haste e dos parafusos de bloqueio sem qualquer carga partilhada com o osso.

Vários fatores influenciam o desempenho de hastes intramedulares na fixação de fraturas de ossos longos, como o design do fêmur, o material da haste, comprimento da haste, número e orientação dos parafusos de travamento e distância dos parafusos de bloqueio ao local da fratura.

Nosso objetivo foi examinar tendências em vez de valores absolutos e mostrar que algumas configurações de fratura / implante são menos propensas a falha do que outras.

O trabalho fornece um modelo para avaliar a estabilidade da fixação da fratura. Os modelos de elementos finitos foram capazes de refletir os efeitos das alterações de estratégias de fixação. As influências das posições dos parafusos na estabilidade do implante foram analisadas e os resultados obtidos estão de acordo com grande parte dos trabalhos referenciados.

Os achados deste estudo sugerem que o desempenho da haste intramedular está relacionado à posição dos parafusos, às propriedades do material e à geometria dos elementos.

O melhor desempenho biomecânico dos implantes foi obtido com o uso da segunda estratégia de bloqueio. Nesta situação os parafusos foram inseridos lateralmente dois na região dos côndilos distais e dois na diáfise proximal. As magnitudes de tensão apresentados pelos vários elementos do conjunto, se apresentaram menores que os medidos com as outras opções e atestam o melhor desempenho desta estratégia de fixação.

A haste intramedular de compósito foi capaz de suportar as demandas de carga em todas as condições de bloqueio, e teve o melhor desempenho com a segunda estratégia de fixação, assim como todos os outros materiais.

A análise do modelo de elementos finitos demonstrou que todos os materiais poliméricos (POM, PA, PP e GFRP) proporcionaram resistência suficiente para tolerar as forças de carga impostas ao fêmur durante a transição, quando foi aplicada uma estratégia de bloqueio adequada.

10

Referências

Abaqus, 6.9.3. Analysis User's Manual, Hibbit, Karlsson & Sorensen, Inc., vol. V, Cap 21.

ABDEL-WAHAB A. A.; MALIGNO A. R.; SILBERSCHMIDT V. V. Micro-scale modeling of bovine cortical bone fracture - Analysis of crack propagation and microstructure using X-FEM. *Computational Materials Science*, v. 52, p. 128–135, 2012.

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1996. NBR ISSO 585.

ADHARAPURAPU, R. R.; JIANG, F.; VECCHIO, K. S. Dynamic fracture of bovine bone. *Materials Science and Engineering C*, v. 26, p. 1325 – 1332, 2006.

AERSSSENS, J.; BOONEN, S.; LOWET, G.; DEQUEKER, J. Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research. *Endocrinology*, v. 3, p. 7213–7227, 1998.

AHMAD, M.; NANDA, R.; BAJWA, A. S.; CANDL-COUTO, J.; GREEN, S.; HUI, A. C. Biomechanical testing of the locking compression plate: When does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury*, v. 38, p. 358-364, 2007.

AITHAL, H.P.; SINGH, G.R.; HOQUE, M.; MAITI, S.K.; KINJAVDEKAR, P.; AMARPAL, PAWDE, A.M.; SETIA, H. C. The Use of a Circular External Skeletal Fixation Device for the Management of Long Bone Osteotomies in Large Ruminants: An Experimental Study. *Journal of Veterinary Medicine A*, v. 51, p. 284–293, 2004.

ALMEIDA, S. E. R. *Análise da influência da esterilização por irradiação gama nas propriedades mecânicas do osso cortical bovino, 2009. 68f.* Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Engenharia de Materiais) na Universidade Federal de Santa Catarina, SC.

ALONSO-VÁSQUEZ, A.; LAUGE-PEDERSEN, H.; LIDGREN, L.; TAYLOR, M. The effect of bone quality on the stability of ankle arthrodesis. A finite element study. *Foot Ankle International*, v. 25, p. 840-850, 2004a.

ANDERSON, A.; PETERS, C. L.; TUTTLE, B. D.; WEISS, J. A. Subject-Specific Finite Element Model of the Pelvis: Development, Validation and Sensitivity Studies. *Transactions of the ASME*, v. 127, 2005.

ANDREWS, J.G. Biomechanical analysis of human motion. *Kinesiology*, v. IV, p. 32-42, 1974.

AO/ASIF (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Associação para o Estudo da Fixação Interna*). <http://www2.aofoundation.org>, (acesso maio 2013).

AO/ASIF (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Associação para o Estudo da Fixação Interna*). <http://www2.aofoundation.org>, (acesso maio 2013).

ASHMAN, R. B.; RHO, J. Y. Elastic modulus of trabecular bone material. *Journal of Biomechanics*, v. 21(3), p. 177–181, 1988.

BAGGI, L.; CAPPELLONI, I.; DI GIROLAMO, M.; MACERI, F.; VAIRO, G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 100, p. 422-431, 2008.

BAYOGLU, R.; OKYAR, F. Implementation of boundary conditions in modeling the femur is critical for the evaluation of distal intramedullary nailing. *Medical Engineering and Physics*, v. 37, p. 1053-1060, 2015.

BEAUPRÉ, G. S.; ORR, T. E.; CARTER, D. R. An approach for time dependent bone modeling and remodelling - theoretical development. *Journal of Orthopaedics Research*, v. 8(5), p. 651–661, 1990a.

BENTO, D. A. *Análise de resistência mecânica em implantes de osso: um enfoque numérico e experimental*, 2003. 158 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

BERNARDE, A.; DIOP, A.; MAUREL, N.; VIGUIER, E. An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail fixation in a canine diaphyseal femoral fracture model. *Veterinary Surgery*, v. 30, p. 397-408, 2001.

BHAT, A. K.; RAO, S. K.; BHASKARANAND, K. Mechanical failure in intramedullary interlocking nails. *Journal of Orthopaedic Surgery*, v. 14(2): p. 138-141, 2006.

BÖSTMAN, O. Osteolytic changes accompanying degradation of absorbable fracture fixation implant. *Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 73-B, P. 679 – 682, 1991.

BÖSTMAN, O.; PIHLAJAMÄKI, H. Clinical biocompatibility of biodegradable orthopaedic implants for internal fixation: a review. *Biomaterials*, v. 21(24), p. 2615 – 2621, 2000.

BRAND, R.A.; PEDERSEN, D.R.; FRIEDERICH, J.A. The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiological cross-sectional area. *Journal of Biomechanics*, v. 19, p. 589–596, 1986..

BRANDI, M. L. Microarchitecture, the key to bone quality. *Rheumatology*, v. 48, p. 3–8,

2009.

BROMAGE, T. Human Trabecular Bone 2 in Tim Bromage's Gallery, 2007. <http://hdl.handle.net/2451/23326>

BRYDONE, A. S.; MEEK, D.; MACLAINE, S. Bone grafting, orthopaedic biomaterials, and the clinical need for bone engineering. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2010.

BURKHART, T.; ANDREWS, D. M.; DUNNING, C. E. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *Journal of Biomechanics*, v. 46, p. 1477–1488, 2013.

BURR, D. B.; MILGROM, C.; FYHRIE, D.; FORWOOD, M.; NYSKA, M.; FINESTONE, A.; HOSHAW, S.; SAIAG, E.; SIMKIN, A. In Vivo Measurement of Human Tibial Strains During Vigorous Activity. *Bone*, v. 18(5), p. 405-410, 1996.

CARTER, D. R.; BEAUPRÉ, G. S. Skeletal function and form: mechanobiology of skeletal development, aging, and regeneration. *Cambridge university press*, New york, 2001.

CARTER, D. R.; HAYES, W. C.; SCCHURMAN, D. J. Fatigue life of compact bone.II. Effects of microstructure and density. *Journal of Biomechanics*, v. 9, p. 211–218., 1976.

CARTER, D. R.; ORR, T. E.; FYHRIE, D. P. Relationship between loading history and femoral cancellous bone architecture. *Journal of Biomechanics*, v. 22(3), p. 231–244, 1989.

CHEUNG, G.; ZALZAL, P.; BHANDARI, M.; SPELT, J. K.; PAPINI, M. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. *Medical Engineering & Physics*, v. 26, p.93–108, 2004.

CHOI, S. J.; LEE, J. I.; KIM, N. S.; CHOI, I. H. Distribution of Cortical Bone in Bovine Limbs. *Journal of Veterinary Medicine Science*, v. 68(9), p. 915-921, 2006.

CLARKE, B. Normal Bone Anatomy and Physiology. *Clinical Journal of American Society of Nephrology*, v. 3, p. S131– S139, 2008.

CLAYTON, H. M.; HODSON, E.; LANOVAZ, J. L.; COLBORNE, G. R. The hindlimb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers. *Equine Veterinary Journal*. v. 33, n. 1, p. 44–48, Jan., 2001.

CORSO, L. L. *Aplicação de procedimentos de otimização e remodelamento ósseo na simulação e análise em problemas de biomecânica*, 2006. 134f. Dissertação (Mestre em Engenharia), no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, na Universidade Federal do Rio Grande do Sul, RS.

COWIN, S. C. The Mechanical Properties of Cortical Bone Tissue. In: Cowin, S. C. (Ed.), *Bone Mechanics*, Cap. 6. Boca Raton, FL: CRC Press, p. 97-127, 1989a.

COWIN, S. C. The Mechanical Properties of Cancellous Bone. In: Cowin, S. C. (Ed.), *Bone Mechanics*, Cap. 7. Boca Raton, FL: CRC Press, p. 129-157, 1989b.

COWIN, S. C. The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor. *Mechanics of Materials*, v. 4, p. 137–147, 1985.

COWIN, S. C., *Bone Mechanics Handbook*, 2^a ed. 2001.

COWIN, S. C.; HEGEDUS, D. H.; Bone remodeling I: A theory of adaptive elasticity. *Journal of Elasticity*, v. 6, p. 313–326, 1976.

COWIN, S.C. Structural adaptation of bones. *Applied Mechanics Reviews*, v.43, p. S126-S133, 1990.

COWIN, S.C. The search for mechanism in bone adaptation studies. *Mechanics in Biology - ASME*, v.46, p. 173-184, 2000.

COWIN, S.C. Wolff's law of trabecular architecture at remodeling equilibrium. *Journal of Biomechanics and Engineering*, v. 108, p. 83–88, 1986.

CROSS R. Standing, walking, running, and jumping on a force plate. *Am. J. Phys.* v. 67 (4), 1999.

CUBIT. <http://cubit.sandia.gov>

CURREY, J. D. The Effects of Strain Rate, Reconstruction and Mineral Content on Some Mechanical Properties of Bovine Bone. *Journal of Biomechanics*, v. 8, p. 81–86, 1975.

DALLACOSTA, D. *Simulação Tridimensional da Remodelação Óssea em torno de Próteses de Quadril, 2007. 104 f.* Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC.

DA SILVA, P. M. *Interpretação do comportamento e funcionamento da remodelação óssea através de modelos matemáticos. 2011.* Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Católica Portuguesa, Lisboa.

DALSTRA, M.; HUISKES, R.; van ERNING, L. Development and Validation of a Three-Dimensional Finite Element Model of the Pelvic Bone. *Transactions of the ASME*, v. 117, 1995.

DE MARVAL, C. A. *Estudo ex vivo e in vivo de polímero biocompatível como material alternativo na confecção de haste bloqueada para redução de fraturas em úmeros de bezerros, 2006. 54f.* Dissertação -Programa de Pós-graduação em Medicina Veterinária, Escola de Veterinária, Universidade Federal de Minas Gerais, MG.

DE MARVAL, C. A.; ALVES, G. E. S.; LAS CASAS, E. B.; COSTA, C. G.; SAFFAR, J. M. E.; LAGO, L. A.; CARVALHO, W. T. V.; LEAL, B. B.; FALEIROS, R. R. Análise biomecânica *ex vivo* de um modelo de haste intramedular de polipropileno para osteossíntese em úmeros de bezerros. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*, v. 63, p. 273 - 278, 2011.

DE SOUZA, L. A. F. *Modelo Numérico Anisotrópico de Remodelação Óssea Interna Fundamentado na Mecânica do Dano Contínuo*, 2009. 158 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Programa de Pós-graduação em Métodos Numéricos em Engenharia, Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, PR.

DÉJARDIN, L. M.; GUIOT, L. P.; von PFEIL, D. J. F. Interlocking Nails and Minimally Invasive Osteosynthesis. *Veterinary Clinical of Small Animals*, v. 42, p. 935–962, 2012.

DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J. M. Application of an anisotropic bone-remodelling model based on a damage-repair theory to the analysis of the proximal femur before and after total hip replacement. *Journal of Biomechanics*, v. 34, p. 1157-1170, 2001.

DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J. M. Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. *Journal of Biomechanics*, v. 35(1), p.1–17, 2002.

DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J. M.; GOMEZ, M. J. Modeling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics*, v. 71, p. 1809–1840, 2004.

DOBLARÉ, M.; GARCÍA-AZNAR, J. M. On numerical modeling of growth, differentiation and damage in structural living tissues. *Archives of Computational Methods in Engineering*, v. 13(4), p. 471-513, 2006.

DOWNEY, G. L. Steering Technology Development through Computer-Aided Design. In: Rip, A. et al. (Eds), *Managing Technology in Society*. New York: Pinter, 83-110.

DUDA, G.N.; BRAND, D.; FREITAG, S.; LIERSE, W.; SCHNEIDER, E. Variability of femoral muscle attachments. *Journal of Biomechanics*, v. 29, p. 1183–1190, 1996.

DUELAND, R. T., Berglund L., Vanderby R. Jr., Chao E. Y. Structural properties of interlocking nails, canine femoral, and femur-interlocking nail constructs. *Veterinary Surgery*, v. 25, p. 386-396, 1996.

DUELAND, R. T., JOHNSON, K. A., ROE, S. C., ENGEN, M. H., LESSER, A. S. Interlocking nail treatment of long-bone fractures in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, v. 214(1), p. 59-66, 1999.

DURKIN, J.L.; DOWLING, J.J. Body segment parameter estimation of the human lower leg using an elliptical Model with Validation from Dexa. *Annals of Biomechanical Engineering*, v. 34, n. 9, p.1483-1493, Set., 2006.

- EPARI, D. R.; DUDA, G. N.; THOMPSON, M. S. Mechanobiology of bone healing and regeneration: in vivo models. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v, 224(12), p. 1543-1553, 2010.
- ERDEMIR, A.; GUESS, T. M.; HALLORAN, J.; TADEPALLI, S. C.; MORRISON, T. M. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *Journal of Biomechanics*, v. 45, p. 625–633, 2012.
- EVANS, G. P.; BEHIRI, J. C.; VAUGHAN, L. C.; BONFIELD, W. The Response of Equine Cortical Bone to Loading at Strain Rates Experienced In Vivo by the Galloping Horse. *Equine Veterinary Journal*, v. 24, p. 125–128, 1992.
- EVANS, S.L.; GREGSON, P.J. Composite technology in load-bearing orthopaedic implants. *Biomaterials*, v. 19, p. 1329-1342, 1998.
- EVELEIGH, R. J. A review of biomechanical studies of intramedullary nails. *Medical Engineering & Physics*, v. 17(5), p. 323 – 331, 1995.
- FAZZALARI, N. L. Bone fracture and bone fracture repair. *Osteoporosis International*, v. 22, p. 2003–2006, 2011.
- FERGUSON, G. F.; DEHGHANI, S.; PETRAL, E. H.; Fractures of the femur in newborn calves. *Canadian Veterinary Journal*, v. 31, 1990.
- FIORETTI S., JETTO L. Accurate derivative estimation from noisy data: a state-space approach. *International Journal of Systems Science*, v. 20(1), p. 33-53, 1989.
- FROST, H. M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's Law: The bone modeling problem. *Anatomical Records*, v. 226(4), p. 403-413, 1990.
- FROST, H. M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's Law: The bone remodeling problem. *Anatomical Records*, v. 226(4), p. 414-422, 1990.
- FUJIHARA, K.; TEO, K.; GOPAL, R.; LOH, P.L.; GANESH, V.K.; RAMAKRISHNA, S.;FOONG, K.W.C.; CHEW, C.L. Fibrous composite materials in dentistry and orthopaedics: review and applications. *Composites Science and Technology*, v. 64, p. 775–788, 2004.
- GARCIA, J. M. Three-dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 122(5), p. 516-522, 2000.
- GARCÍA-AZNAR,M.; RÜEBERG, T.; DOBLARÉ, M. A bone remodelling model coupling microdamage growth and repair by 3D BMU-activity. *Biomechanics Model Mechanobiology*, v. 4, p. 147–167, 2005.
- GASTON, M. S.; SIMPSON, A. H. R. W. Inhibition of fracture healing. *Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*. V. 89(B), p. 1553-1560, 2007.

GEFEN, A. Computational simulations of stress shielding and bone resorption around existing and computer-designed orthopaedic screws. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 40, 2002.

GIANNOUDIS, P. V.; EINHORN, T. A.; MARSH, D. Fracture healing: The diamond concept. *Injury*, v. 38(S4), p.S3-S6, 2007.

GIORDANO, P. P. *Aplicação de haste intramedular bloqueada modificada para correção de fraturas femorais. Estudo clínico em cães*. Tese(Doutorado) – Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Universidade Estadual Paulista, Jaboticabal, 2004.

GIORDANO, P. P.; PADILHA FILHO, J. G.; LOLLI JUNIOR, J. Haste intramedular bloqueada modificada aplicada ao fêmur. Estudo clínico e experimental em cães. *ARS VETERINARIA*, v. 22(3), p. 184-191, 2006.

GOMIDES, L. M. *Análise cinemática do deslocamento ao passo e das forças sobre as articulações do membro pélvico de bezerras durante o apoio*. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2013.

GONZALES-TORRES, L. A. *Mechanobiology of Bone Healing: Computational and Experimental Study, 2011,252f*. Thesis (Doctoral Degree in Computacional Mechanics), University of Zaragoza.

GOODSHIP, A. E.; KENWRIGHT, J. The Influence of Induce micromovement upon the healing of experimental tibial fracture. *Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 67(B), p. 650-655, 1985.

GRIFFON, D. In AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat. Cap. 3, 2005.

GRIMM, M. Orthopedic Biomaterials. In: Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design, Cap. 15, *McGraw-Hill*(www.digitalengineeringlibrary.com), 2004, (acesso maio 2013).

GUEDES, R. M.; SIMÕES, J. A.; MORAIS, J. L.; CURREY, Morais. Viscoelastic behaviour and failure of bovine cancellous bone under constant strain rate. *Journal of Biomechanics*, v. 39, p. 49-60, 2006.

GUEORGUIEV, B.; OCKERT, B.; SCHWIEGER, K.; WÄHNERT, D.; LAWSON-SMITH, M.; WINDOLF, M.; STOFFEL, K. Angular Stability Potentially Permits Fewer Locking Screws Compared With Conventional Locking in Intramedullary Nailed Distal Tibia Fractures: A Biomechanical Study. *Journal of Orthopaedic Trauma*, v. 25(6), 2011.

GUO, X. E. Mechanical properties of cortical bone and cancellous tissue. In: Cowin, S. C. (Ed.), *Bone Mechanics Handbook*, Cap. 10. Boca Raton, FL: CRC Press, 2001.

GUPTA, H. S.; ZIOUPOS, P. Fracture of bone tissue: The ‘hows’ and the ‘whys’. *Medical Engineering & Physics*, v. 30, pp. 1209–1226, 2008.

- GURKAN, A.; AKKUS, O. The Mechanical Environment of Bone Marrow: A Review. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 36(12), pp. 1978–1991, 2008.
- HALLAB, N. J.; JACOBS, J. J.; Katz, J. L. Orthopedic applications. In *Biomaterials Science, An Introduction to Materials in Medicine*, Ratner, B. D.; Hoffman, A. S.; Schoen, F. J.; Lemons, J. E. (Eds), *Elsevier Academic Press*, San Diego, CA, p. 526-555, 2004.
- HANKER, J. S.; GIAMMARA, B. L. Biomaterials and Biomedical Devices. *Science* v. 242(4880), p. 885-892, 1988.
- HANSEN, J.; ZIOUPOS, P.; SIMPSON, R.; CURREY, J. D.; HYND, D. The effect of strain rate on the mechanical properties of human cortical bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 130(1), 2008.
- HAWKINS, M. E. *Development of polymers for minimally invasive orthopedic implants, 2005,109f*. Dissertation (Doctor on Phylosophy) – Graduate Program in Aerospace and Mechanical Engineering, Notre Dame, Indiana.
- HAZENBERG, J. G.; HENTUNEN, T. A.; HEINO, T. J.; KURATA, K.; LEE, T. C.; TAYLOR, D. Microdamage detection and repair in bone: Fracture mechanics, histology, cell biology. *Technology and Health Care*, v. 17, p. 67–75, 2009.
- HENCH, L. L.; POLAK, J. M. *Third Generation Biomedical Materials*. *Science*, v. 295, p. 1014, 2002.
- HERLIN, A.H. and S. DREVEMO. Investigating locomotion of dairy cows by use of high speed cinematography. *Equine Veterinary Journal*, v. 29, p. 106–109, 1997.
- HERRERA, J. A. S. *Multi scale simulation of bone regeneration in tissue engineering processes, 2008, 272f*. Dissertation (Doctor of Philosophy) in University of Zaragoza.
- HSIEH, Y. F.; TURNER, C. H. Effects of loading frequency on mechanically induced bone formation. *Journal of Bone Mineral Research*, v.16, p.918–924, 2001.
- HUISKES, R.; CHAO, E. Y.S. A Survey of Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics: The First Decade. *Journal of Biomechanics*, v. 16(6), p. 385-409, 1983.
- HUISKES, R.; WEINANS, H.; GROOTENBOER, H.; DALSTRA, M.; FUDALA, B.; SLOOF, T. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *Journal of Biomechanics*, v. 20, p. 1135–1150, 1987.
- JACOBS C. R., *Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading,1994*. Tese de Doutorado, Stanford University.

- JACOBS, C. R.; SIMO, J. C.; BEAUPRÉ, G. S.; CARTER, D. R. Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. *Journal of Biomechanics*, v. 30(6), p. 603–613, 1997.
- JANSEN, L. E.; BIRCH, N. P. SCHIFFMAN, J. D. Crosby, A. J.; PEYTON, S. R. Mechanics of intact bone marrow. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, v.(50), pp. 299-307, 2015.
- JOHNSON, T. P. M.; SOCRATE, S.; BOYCE, M. C. A viscoelastic, viscoplastic model of cortical bone valid at low and high strain rates. *Acta Biomaterialia*, v. 6, p. 4073–4080, 2010.
- JONES, R.M. Mechanics of Composite Materials. *Hemisphere Publishing Corporation*, New York, 1975, pp.151-158.
- KARUPPIAH, S. V.; JOHNSTONE, A. J.; SHEPHERD, D. E. T. How cross screw length influences the stiffness of intramedullary nail system. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, v. 3, p. 35-38, 2010.
- KATSAMANIS, F.; RAFTOPOULOS, D. D. Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique. *Journal of Biomechanics*, v. 23(11), p. 1173–1184, 1990.
- KIM, S.H.; CHANG, S.H.; JUNG, H.J. The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues, *Composite Structure*, v. 92, p. 2109-2118, 2010.
- KLUESS, D. Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics, Finite Element Analysis, David Moratal (Ed.), ISBN: 978-953-307-123-7, *In Tech*, 2010. Available from: <http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis/finite-element-analysis-in-orthopaedic-biomechanics>
- KNUPP, P. M. Remarks on Mesh Quality. 45th American Institute of Aeronautics and Astronautics, *Aerospace Sciences Meeting and Exhibit*, Reno, NV, 2007.
- KUHL, E.; MENZEL, A.; STEINMANN, P. Computational modeling of growth. *Computational Mechanics*, v. 32, p. 71-88, 2003.
- KYLE, R. F.; SCHAFFHAUSEN, J. M.; BECHTOLD, J. E. Biomechanical characteristics of interlocking femoral nails in the treatment of complex femoral fractures. *Clinical orthopaedics and related research*, v. 267, p. 169-173, 1991.
- LANYON, L. E.; HAMPSON, G. J.; GOODSHIP, E.; SHAH, J. S. Bone Deformation Recorded in Vivo from Strain Gauges Attached to the Human Tibial Shaft. *Acta Orthopaedica*, v. 46, p. 256-268, 1975.
- LARIN, A., EICH, C. S., PARKER, R. B., STUBBS, W. P. Repair of diaphyseal femoral fractures in cats using interlocking intramedullary nails: 12 cases (1996-2000). *Journal of the American Veterinary Medical Association*, v. 219(8), p. 1098-1104, 2001.

- LEE, O. S.; PARK, J. S. Dynamic deformation behavior of bovine femur using SHPB. *Journal of Mechanical Science and Technology*, v. 25(9), p. 2211-2215, 2011.
- LEWIS, D.; LUTTON, C.; WILSON, L. J.; CRAWFORD, R. W.; GOSS, B. Low cost polymer intramedullary nails for fracture fixation: a biomechanical study in a porcine femur model. *Trauma Surgery*, v. 129, p. 817-822, 2009.
- LI, S.; ABDEL-WAHAB A. A.; SILBERSCHMIDT, V. V. Analysis of fracture processes in cortical bone tissue. *Engineering Fracture Mechanics*, <http://dx.doi.org/10.1016/j.engfracmech.2012.11.020>, 2013 (acesso maio 2013).
- LIN, T. W.; CORVELLI, A. A.; FRONDOZA, C. G.; ROBERTS, J. C.; HUNGERFORD, D. S.; Glass peek composite promotes proliferation and osteocalcin production of human osteoblastic cells. *Biomedical Material Research*, v.36, p. 137-144, 1997.
- LIN, J.; LIN, S.-J.; CHEN, P.-Q.; YANG, S.-H. Stress analysis of the distal locking screws for femoral interlocking mailing. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 19, p. 57-63, 2001.
- LONG, P. H. Medical Devices in Orthopedic Applications. *Toxicologic Pathology*, v. 36(1), p. 85-91, 2008.
- LOPES, D. S.; MARTINS, J. A. C.; PIRES, E. B.; LAS CASAS, E. B.; FALEIROS, R. R. A geometric modeling pipeline for bone structures base on computed tomography data: a veterinary study. In: Tavares J. M. R. S., Natal Jorge T. M. (editors). *Computational vision and medical image processing*. Porto (Portugal): Taylor and Francis. P. 217 – 222, 2008.
- LOSS, J.F. *Efeitos de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes*. 2001. 201 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.
- LU, Y.; NEMKE, B.; LORANG, D. M.; TRIP, R.; KOBAYASHI, H.; MARKEL, M. D. Comparison of a new braid fixation system to an interlocking intramedullary nail for tibial osteotomy repair in an ovine model. *Veterinary Surgery*, v. 38, p. 467 – 476, 2009.
- LUCKSANASOMBOOL, P.; HIGGS, W. A. J.; HIGGS, R. J. E. D.; SWAIN, M. V. Fracture toughness of bovine bone: influence of orientation and storage media. *Biomaterials*, v. 22, p. 3127-3132, 2001.
- MAMMONE, J. F.; HUDSON, S. M. Micromechanics of Bone Strength and Fracture. *Journal of Biomechanics*, v. 26(4/5), p. 439-446, 1993.
- MARTÍNEZ-REINA, J.; GARCÍA-AZNAR, J. M.; DOMÍNGUEZ, J.; DOBLARÉ, M. A bone remodelling model including the directional activity of BMUs. *Biomechanics Model Mechanobiology*, v. 8, p. 111-127, 2009.

MARTINS, E. A. N.; GALERA, P. D.; RIBAS, J. A. S.; SILVEIRA, D. Gesso sintético e pinos transcorticais na redução de fratura de tíbia em uma bezerra. *Ciência Rural*, v. 31, p. 145 – 148, 2001.

MASSON, T. CG 101 – A Computer Graphics Industry Reference. *Digital Fauxtography Inc.*

MATLAB. www.mathworks.com.

McCLURE, S. R.; WATKINS, J. P.; ASHMAN, R. B. In vivo evaluation of intramedullary interlocking nail fixation of transverse femoral osteotomies in foals. *Veterinary Surgery*, v. 27, p. 29 – 36, 1998.

McELHANEY, J. H. Dynamic response of bone and muscle tissue. *Journal of Applied Physiology*, v. 21(4), p. 1231–1236, 1966.

MACLEOD, A. R.; PANKAJ, P.; SIMPSON, A. H. R. W. Does screw-bone interface modelling matter in finite element analyses? *Journal of Biomechanics*, v. 45, p. 1712–1716, (2012).

MONTANINI, R., FILARDI, V. In vitro biomechanical evaluation of antegrade femoral nailing at early and late postoperative stages. *Medical Engineering & Physics*, v. 32, p. 889–897, 2010.

MOOTANAH, R.; van der LINDE, I.; INGLE, P.; DOWELL, J.; CHEAH, K.; SHELTON, J. C. An accurate three dimensional finite element model of the pelvic bone with geometry and material properties retrieved from CT-scan data. *Computer Simulations in Biomechanics*, v. 8, p. 81-84, 2001.

MUIR, P.; JOHNSON, K. A.; MARKELL, M. D. Area moment of inertia for comparison of implant cross-sectional geometry and bending stiffness. *Veterinary Comparative Orthopaedics and Traumatology*, New York, v. 8, n. 2, p. 146-152, 1995.

MUIR, P.; PARKER, R. B.; GOLDSMID, S. E.; JOHNSON, K. A. Interlocking intramedullary nail stabilization of a diaphyseal tibial fracture. *Journal of Small Animal Practice*, v. 34, p. 26-30, 1993.

MØLSTER, A.; GJERDET, N.; STRAND, R. M.; HOLE, R. M.; HOVE, L. M. Intramedullary nailing in humeral shaft fractures. Mechanical behavior in vitro after osteosynthesis with three different intramedullary nails. *Trauma Surgery*, v. 121, p.554–556, 2001.

NARAYAN, R. J. The next generation of biomaterial development. *Philosophical Transactions Royal Society A*, v. 368, p. 1831–1837, 2010.

NARELIYA, R.; KUMAR, V. Finite Element Application to Femur Bone: A Review. *Journal of Biomedical and Bioengineering*, v. 3(1), p. 57-62, 2012.

NAVARRO, M.; MICHIARDI, A.; CASTANÕ, O.; PLANELL, J. A. Biomaterials in orthopaedics. *Journal of Royal Society Interface*, v. 5, p. 1137–1158, 2008.

NICHOLS, S., ANDERSON, D. E., MIESNERB, M. D., NEWMANA, K. D. Femoral diaphysis fractures in cattle: 26 cases (1994–2005). *Australian Veterinary Journal*, v. 88(1-2), p. 39 – 44, 2010.

NUNAMAKER, D. M.; RICHARSON, D. W.; BUTTERWECK, D. M.; A new external skeletal fixation device that allows immediate full weight bearing: application in the horse. *Veterinary Surgery*, v.15, p. 345–355, 1986.

ORSINI, J. A. A Fresh Look at the Process of Arriving at a Clinical Prognosis Part 4: Fractures. *Journal of Equine Veterinary Science*, v. 32, p. 129-138, 2012.

OWEN, R.; GOODFELLOW, J. W.; BULLOUGH, P. G. Scientific Foundation of Orthopaedics and Traumatology. W.B. Saunders Company, Philadelphia 1980, p. 59-64.

ÖZKAYA, N.; NORDIN, M. Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation. *Spring Verlag*, 2^a Ed., 393 p., 1999.

PAKULA, M.; KACZMAREK, M.; PADILLA, F. Poromechanical models. In *Bone Quantitative Ultrasound*, Pascal Laugier, Guillaume Haïat Editors, Springer, 2011.

PARK, J.Y.; DAVIES, J.E. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clinical Oral Implants Research*, v. 11, p. 530–539, 2000.

PEREZ, A., MAHAR, A., NEGUS, C., NEWTON, P., IMPELLUSO, T.A. A computational evaluation of the effect of intramedullary nail material properties on the stabilization of simulated femoral shaft fractures. *Medical Engineering & Physics*, v. 30, 755-760, 2008.

PERREN, S. M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 84(3), p. 1093-1110, 2002.

PHILLIPS, C. J. C; MORRIS, I. D. The locomotion of dairy cows on floor surfaces with different frictional properties. *Journal of Dairy Science*, v. 84(3), p.623–628, 2001.

PIETRZAK, W. W.; SARVER, D.; VERSTYNEN, M. Bioresorbable Implants – practical considerations. *Bone*, v. 19(1), p. 109S-119S, 1996.

PIÓREK, A.; ADAMIAK, Z.; MATYJASIK, H.; ZHALNIAROVICH, Y. Stabilization of Fractures with the Use of Veterinary Interlocking Nails. *Pakistan Veterinary Journal*, v.32(1), p. 10-14, 2012.

PRENDERGAST, P. J. Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design. *Clinical Biomechanics*, v. 12(6), p. 343-366, 1997.

PROTOPAPPAS, V. C.; BAGA, D. A.; FOTIADIS, D. I.; LIKAS, A. C.; PAPACHRISTOS, A. A.; MALIZOS, K. N. An Ultrasound Wearable System for the Monitoring and Acceleration of Fracture Healing in Long Bones. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 52(9), p. 1597, 2005.

PUPPI, D.; CHIPELLINI, F.; PIRAS, A.M.; CHIPELLINI, E. Polymeric materials for bone and cartilage repair. *Progress in Polymer Science*, v. 35, p. 403–440, 2010.

RAMAKRISHNA, S.; MAYER, J.; WINTERMANTEL, E.; LEONG, K. W. Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Composites Science and Technology*, v. 61, p. 1189-1224, 2001.

RAMTANI, S.; ZIDI, M. A theoretical model of the effect of continuum damage on a bone adaptation model. *Journal of Biomechanics*, v. 34, p. 471-479, 2001.

RHO, J-Y.; KUHN-SPEARING, L.; ZIOUPOS, P. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*, v. 20, p. 92-102, 1998.

ROBERTSON, D.G.E.; CALDWELL, G.E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.N. Research Methods in Biomechanics. *Human Kinetics*, Champaign, 2004.

RODRIGUES, L. B.; LOPES, D. S.; FOLGADO, J.; FERNANDES, P. R.; PIRES, E. B.; LAS CASAS, E.B.; FALEIROS, R. R. Bone remodelling analysis of a bovine femur for a veterinary implant design. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 12(6), p. 683 — 690, 2009a.

RODRIGUES, L. B.; LAS CASAS, E. B.; FALEIROS, R. R.; MENZEL, H. J. Medição das forças de reação do solo em bovinos jovens nas situações de caminhada e de parada utilizando a plataforma de força. *Brazilian Journal of Biomechanics (Revista Brasileira de Biomecânica)*, v.10(18), p. 54-60, 2009b.

RODRIGUES, L. B.; LAS CASAS, E.B.; LOPES, D. S.; FOLGADO, J.; FERNANDES, P. R.; PIRES, E. A. C. B.; ALVES, G. E. S.; FALEIROS, R. R. A Finite Element Model to Simulate Femoral Fractures in Calves: Testing Different Polymers for Intramedullary Interlocking Nails. *Veterinary Surgery*, v. 41(7), p. 838-844, 2012.

RODRIGUES, L.B. *Análise Computacional e ex Vivo de uma Técnica de Redução de Fraturas para Ossos Longos de Grandes Animais*. Tese de Doutorado. Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, 2008.

RODRIGUES, M. C. D.; DELCARLO, R. J.; VILELA L. M.; AZEVEDO S. C. S.; SANTOS, L. C.; LOPES, L. R. Complications in the Distal Femoral Extremity by the Use of Modified Interlocking Nail in Complex Femur Fractures. In: *34th World Small Animal Veterinary Congress Association*, São Paulo, Brasil, 2009.

ROESLER, C. R. M. *Adaptação mecânica do osso em torno de implantes ortopédicos*, 2006. 187f. Tese (Doutorado em Engenharia de Mecânica), Universidade Federal de Santa Catarina, SC.

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

ROUALDES, O.; DUCLOS, M-E. GUTKNECHT, D.; FRAPPART, L.; CHEVALIER, J.; HARTMANN, D. J. In vitro and in vivo evaluation of an alumina–zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, v. 31, p. 2043–205, 2010.

RÜBERG, T. *Computer simulation of adaptive bone remodeling*, 2003. 100f. Dissertação de mestrado, Centro Politécnico Superior Zaragoza.

SAMIEZADEH, S.; AVVAL, P. T.; FAWAZ, Z.; BOUGHERARA, H. An Effective Approach for Optimization of a Composite Intramedullary Nail for Treating Femoral Shaft Fractures. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 137, p. 121001, 2015.

SAHA, S.; HAYES, W. C. Tensile Impact Properties of Human Compact Bone. *Journal of Biomechanics*, v. 9, p. 243–251, 1976.

SCHMAEDECKE, A. *Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlocking nail em relação às forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafisárias de fêmur de cães – estudo in vitro*. 2007. Tese(Doutorado) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

SCHOLZ, M. S.; BLANCHFIELD, J. P.; BLOOM, L.D.; COBURN, B.H.; ELKINGTON, M.; FULLER, J.D.; GILBERT, M. E.; MUFLAHI, S. A.; PERNICE, M.F.; RAE, S.I.; TREVARTHEN, J.A.; WHITE, S.C.; WEAVER, P.M.; BOND, I.P. The use of composite materials in modern orthopaedic medicine and prosthetic devices: A review. *Composites Science and Technology*, v. 71, p. 1791–1803, 2011.

SHASTRI, V. P. Non-Degradable Biocompatible Polymers in Medicine: Past, Present and Future. *Current Pharmaceutical Biotechnology*, v. 4, p. 331-337, 2003.

SHIH, K-S.; TSENG, C-S.; LEE, C-C.; LIN, S-C. Influence of muscular contractions on the stress analysis of distal femoral interlocking nailing. *Clinical Biomechanics*, v. 23, p. 38–44, 2008.

SIMI MOTION. <http://www.simi.com>.

SIMÕES, J.A.; VAZ, M. A.; BLATCHER, S.; TAYLOR, M. Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur. *Medical Engineering & Physics*, v. 22, p. 453–459, 2000.

SMITH, G. K. Biomechanics Pertinent to Fracture Etiology, Reduction, and Fixation. In: *Newton, C. D. & Nunamaker, D. M. (Eds.), Textbook of Small Animal Orthopaedics, cap. 12*, New York: International Veterinary Information Services (IVIS), 1985.

SPADETO JR, O. RODRIGUES, L. B. ; LAS CASAS, E. B. ; FALEIROS R. R. ; ALVES G. E. S.; CASSOU, F. Comparação ex vivo por testes mecânicos de hastes de poliamida, poliacetal, polipropileno, utilizadas para redução de fraturas em fêmur de bezerros pela técnica de haste intramedular bloqueada. In: *CONGRESSO BRASILEIRO DE CIRURGIA E ANESTESIOLOGIA DE MEDICINA VETERINÁRIA*, 8., 2008, Recife, PE. Anais...Recife: Conselho Regional de Medicina Veterinária de Pernambuco, 2008. V.1. 480 p. p. 114.

SPADETO JUNIOR, O.; FALEIROS, R. R.; ALVES, G. H. S.; LAS CASAS, E. B.; RODRIGUES, L. B.; LOIACONO, B. Z.; CASSOU, F. Falhas na utilização de poliacetal e poliamida em forma de haste intramedular bloqueada. *Ciência Rural*, v. 40(4), p. 907 – 912, 2010.

STIFFLER, K. S. Internal fracture fixation. *Clinical Thechniques in Small Animal Practices*, v. 19(3), p. 105-113, 2004.

SZABÓ, M. E.; THURNER, P. J. Anisotropy of bovine cortical bone tissue damage. *Journal of Biomechanics*, v. 46, p. 2–6, 2013.

TADDEI, F. ; MARTELLI, S. ; REGGIANI, B. ; CRISTOFOLINI, L. ; VICECONTI, M. Finite-Element Modeling of Bones From CT Data: Sensitivity to Geometry and Material Uncertainties. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.53(11), pp.2194-2200, 2006.

TAYLOR, M.; TANNER E.; FREEMAN, M. A. R.; YETTRAM, A. L. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? *Medical Engineering and Physics*, v. 18(2), p.122–31, 1996.

THAKUR, A.J. Elements of Fracture Fixation. 2ª ed. Elsevier Health Sciences, 2012.

THORUP, V. M.; TØGERSEN, F. A.; JØRGENSEN, B.; JENSEN, B. R. Biomechanical gait analysis of pigs walking on solid concrete floor. *Animal*, v. 1, n. 5, p. 708–715, Jun., 2007a.

TOVAR, A., *Bone remodeling as a hybrid cellular automaton optimization process*. Dissertation, University of Notre Dame, 2004.

TROSTLE, A. F.; MARKEL, M. D. Fracture biology, biomechanics, and internal fixation. *Veterinary Clinics of North America: Food Animal Practice*, v. 12(1), p. 19-46, 1996.

TROSTLE, S. S.; WILSON, D. G.; DUELAND, R.; MARKEL, M. D. In vitro biomechanical comparison of solid and tubular interlocking nails in neonatal bovine femurs. *Veterinary Surgery*, v. 24(3), p. 235-243, 1995.

TURNER, C. H. Bone Strength: Current Concepts. *Annals of New York Academy of Sciences*. 1068: p. 429–446, 2006.

UNGER, S.; B. M.; S. W. Effects of three different preservation methods on the mechanical properties of human and bovine cortical bone. *Bone*, v. 47(6) p. 1048-1053, 2010.

URAL, A.; ZIOUPOS, P.; BUCHANANA, D.; VASHISHTH, D. The effect of strain rate on fracture toughness of human cortical bone: A finite element study. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, v.(4), p. 1021-1032, 2011.

VALLE, L., RAY, M. H. Development and validation of a 50th percentile male human femur. Attachment A. Worcester Polytechnic Institute. *National Highway Traffic Safety Administration*, Worcester, MA, 2005.

van der TOL, P. P. J.; METZ, J. H. M.; NOORDHUIZEN-STASSEN, E. N.; BACK, W.; BRAAM, C. R.; WEIJS, W. A. The vertical Ground Reaction Force and the Pressure Distribution on the Claws of Dairy Cows While Walking on a Flat Substrate. *Journal of Dairy Science*, v. 86, p. 2875-2883, 2003.

VARGHESE, B.; SHORT, D.; PENMETSIA, R.; GOSWAMI, T.; HANGARTNER, T. Computed-tomography-based finite-element models of long bones can accurately capture strain response to bending and torsion. *Journal of Biomechanics*, v. 44, p. 1374–1379, 2011.

VARIOLA, F.; BRUNSKI, J. B.; ORSINI, G.; OLIVEIRA, P. T.; WAZEN, R.; NANJI, A. Nanoscale surface modifications of medically relevant metals: state-of-the art and perspectives. *Nanoscale*, v. 3, p. 335–353, 2011.

WAFFENSCHMIDT, T.; MENZEL, A.; KUHLE, E. Anisotropic density growth of bone - A computational micro-sphere approach. *International Journal of Solids and Structures*, v. 49, p. 1928–1946, 2012.

WÄHNERT, D.; HOFFMEIER, K. L.; STOLARCZYK, Y.; FRÖBER, R.; HOFMANN, G. O.; MÜCKLEY, T. Evaluation of a Customized Artificial Osteoporotic Bone Model of the Distal Femur. *Journal of Biomaterials Applications*, v. 26, 2011.

WATANABE, Y.; TAKAI, S.; YAMASHITA, F.; KUSAKABE, T.; KIM, W.; HIRASAWA, Y. Second-generation intramedullary supracondylar nail for distal femoral fractures. *International Orthopaedics*, v. 26, n. 2, p. 85-88, 2002.

WATKINS, J. P. Etiology, diagnosis, and treatment of long bone fractures in foals. *Clinical Techniques in Equine Practice*, V. 5(4), P. 296-308, 2006.

WEINER, S.; WARNER, H. D. The Material Bone: Structure – Mechanical Functions Relations. *Annual Review of Materials Science*, v. 28, 1998.

WIEDING, J.; SOUFFRANT, R.; FRITSCHKE, A.; MITTELMEIER, W.; BADER, R. Finite Element Analysis of Osteosynthesis Screw Fixation in the Bone Stock: An Appropriate Method for Automatic Screw Modeling. *PLoS ONE*, v. 7(3), 2012.

WIRTH, A. J.; MÜLLER, R.; van LENTHE, G. H. Computational Analyses of Small Endosseous Implants in Osteoporotic Bone. *European Cells and Materials*, v. 20, p. 58-71, 2010.

WOLFF, J., MAQUET P., FURLONG, R. The Law of Bone Remodeling. *Springer-Verlag*, 1986.

ZDERO, R.; BOUGHERARA, H. Orthopaedic Biomechanics: A Practical Approach to Combining Mechanical Testing and Finite Element Analysis, Finite Element Analysis, David Moratal (Ed.), ISBN: 978-953-307-123-7, *In Tech*, 2010. Available from: <http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis/orthopaedic-biomechanics-a-practical-approach-to-combining-mechanical-testing-and-finite-element-ana>

ZEHTAB, M. D.; AHADI, K.; SADAT, M-M. Ender Nails: Is the Old Implant Effective Today? *Archives of Iranian Medicine*, v. 7(3), p. 217 – 221, 2004.

ZHAO, D.S.; MORITZ, N.; LAURILA, P.; MATTILA, R.; LASSILA, L. V. J.; STRANDENBERG, N.; MÄNTYLÄ, T.; VALLITTY, P.K.; ARO, H.T. Development of a multi-component fiber-reinforced composite implant for load-sharing conditions. *Medical Engineering & Physics*, v. 31, p. 461-469, 2009.

ZIOUPOS, P.; HANSEN, U.; CURREY, J. D. Microcracking damage and the fracture process in relation to strain rate in human cortical bone tensile failure. *Journal of biomechanics*, v. 41(14), p. 2932-2939, 2008.