

**ESTUDO DE PLACAS DE FIXAÇÃO DE FRATURAS NO
PROCESSO DE REGENERAÇÃO ÓSSEA**

Marlene Pinto Santos

Relatório Final do Trabalho de Projeto apresentado à

Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Instituto Politécnico de Bragança

Para obtenção do grau de Mestre em

Tecnologia Biomédica

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

Professor Dr. Paulo Piloto

Professor Dr. António Ávila

Esta dissertação inclui as críticas e sugestões feitas pelo Júri

Novembro 2014

Agradecimentos

Quero agradecer a todos aqueles que de alguma forma estiveram presentes nesta etapa e sempre me apoiaram.

Ao meu orientador, Doutor Paulo Alexandre Piloto da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança, pela disponibilidade e conhecimentos transmitidos ao longo deste trabalho e durante todo o meu percurso académico.

Ao meu coorientador, Doutor António Ávila e à Universidade Federal de Minas Gerais pela forma como me acolheram e pela disponibilidade.

Ao Doutor Raul Cerqueira por toda a disponibilidade e prestabilidade na execução do deste trabalho.

À engenheira Luísa do Laboratório de Mecânica pela sua disponibilidade e a ajuda na elaboração deste trabalho.

Ao engenheiro Jorge Meireles pela ajuda e toda a disponibilidade para que se realizasse este trabalho.

A todos os membros do Laboratório de Hidráulica e de Engenharia Mecânica da Escola Superior de Tecnologia e Gestão de Bragança, um agradecimento geral pela colaboração neste trabalho.

A todas as amigas, pela ajuda e compreensão nesta etapa, um obrigado pelos bons momentos passados, teria sido mais difícil sem o apoio delas.

Por último, quero agradecer de uma forma muito especial aos meus pais, por todo o amor, dedicação e compreensão.

Aos meus irmãos, pelas pessoas incansáveis que são e por todo o apoio prestado sempre, um especial agradecimento.

Ao André Ferreira por todo o incentivo, pela força proporcionada, carinho e compreensão ao longo desta etapa.

Resumo

Os ossos humanos são bastante fortes e capazes de resistir a forças de compressão e de flexão elevadíssimas.

O principal objetivo desta dissertação é determinar o deslocamento, a deformação e a tensão a meio do osso, diáfise, através do teste de flexão de quatro pontos. O procedimento de cálculo foi desenvolvido através de procedimentos analíticos, numéricos e experimentais.

Foram utilizados 4 ossos grandes de quarta geração, com fixação de uma placa metálica e de seguida foi realizada uma análise experimental, numérica e analítica.

No método numérico foi desenvolvido o modelo *3D* de elementos finitos (*ANSYS*), e comparado com a solução dos métodos analítico e experimental.

Os resultados obtidos indicam que as tensões são maiores no local da fratura num estado inicial de osteossíntese, e à medida que o osso se vai regenerando estas tensões passam a ser menores nas placas metálicas fixadas aos ossos.

Os resultados analíticos estão de acordo com os resultados numéricos e ambos se aproximam dos experimentais. O que significa que o modelo numérico é um instrumento importante na análise biomecânica de fraturas.

Palavras-Chave: Fémur, Tíbia, Fratura, Osteossíntese, Placas metálicas, Elementos finitos, Ensaio de flexão em quatro pontos.

Abstract

Human bones are quite strong and able to resist to compression from bending and moments very high. The main objective of this dissertation is to calculate the displacement, deformation and stress in the middle of the bone shaft, through the four-point bending test. The calculation procedure was developed by analytical, numerical and experimental procedures. In the method was developed 3D finite element model (ANSYS), and compared with the solution of the analytical and experimental methods. Four bones fourth generation with a metal plate were tested and then the numerical model using a finite element analysis was validated. The results obtained indicate that normal Stresses are greatest at the site of fracture in a initial state of osteosynthesis and as the bone goes regenerating these tensions will be smaller in metal plates fixed to the bones. The analytical results are in accordance to the numerical results and with the experimental results. Which means the numerical model is an important instrument in biomechanical analysis of fractures.

Keywords: Femur, Tibia, Fracture, Osteosynthesis, Metallic plates, Finite element, Four point bending tests.

Índice

Lista de Abreviaturas e Símbolos	xi
Lista de Tabelas	xiii
Lista de Gráficos	xv
Lista de Figuras	xix
CAPÍTULO 1-INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO 2-OSTEOSSÍNTESE	5
2.1. Tipos de Ossos em Estudo	7
Osso Cortical.....	7
Osso Esponjoso	7
2.1.1. Fémur	8
2.1.2. Tíbia	9
2.2. Regeneração Óssea.....	10
CAPÍTULO 3-PLACAS DE FIXAÇÃO DE FRATURAS INTERNAS	13
3.1. Tipos de Fraturas.....	13
3.2. Tratamento de Fraturas.....	14
3.3. Tipos de Placas.....	16
3.3.1. As Placas Metálicas.....	19
CAPÍTULO 4-MÉTODO ANALÍTICO DE CÁLCULO PARA FLEXÃO	21
4.1. Determinação das Tensões Longitudinais.....	21
4.1.1. Método Suplementar de Cálculo	26
CAPÍTULO 5-MÉTODO EXPERIMENTAL DE ENSAIOS À FLEXÃO	41
5.1. Desenvolvimento da Estrutura de Interface	41
5.2. Modelos de Ossos da <i>Sawbones</i>	42
5.3. Placas e Parafusos <i>Synthes</i>	43
5.4. Instrumentação e Fixação das Placas e dos Ossos	45
5.5. Ensaios de Flexão em Quatro Pontos	47
5.6. Resultados Experimentais	48
CAPÍTULO 6- MÉTODO NUMÉRICO DE VALIDAÇÃO DOS ENSAIOS À FLEXÃO.....	67
6.1. Modelo Geométrico e Matemático Aproximados	67

6.2. Modelo de Comportamento dos Materiais	67
6.3. Método de Solução.....	68
6.4. Resultados Numéricos.....	69
CAPÍTULO 7- CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	105
CAPÍTULO 8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	107
CAPÍTULO 9- ANEXOS	111
ANEXO A – FÉMUR.....	111
ANEXO B – TÍBIA.....	124
ANEXO C – DESENHO TÉCNICO DO PÓRTICO.....	136

Lista de Abreviaturas e Símbolos

AO- Arbeitsgemeinschaft fur Osteosynthesefragen

ASIF- Association for the Study of Internal Fixation of Fratures

Gi- Gastrointestinal

PP- Placas em Ponte

PCD- Placa Compressão Dinâmica

LCP – Locking Compression Plate

CAD- Computer-Aided Design

FCF- Fémur com Fratura

FSF- Fémur sem Fratura

TCF- Tíbia com Fratura

TSF- Tíbia sem Fratura

PTL- Placa Topo Esquerda

PTR- Placa Topo Direita

PBL- Placa Base Esquerda

PBR- Placa Base Direita

FTL- Fémur Topo Esquerda

FTR- Fémur Topo Direita

FBL- Fémur Base Esquerda

FBR- Fémur Base Direita

TTL- Tíbia Topo Esquerda

TTR- Tíbia Topo Direita

TBL- Tíbia Base Esquerda

TBR- Tíbia Base Direita

Eb- Módulo Elasticidade do Osso

Ep- Módulo Elasticidade da Placa

M ou Mf- Momento Fletor

σ - Tensão

ε - Deformação

C- Centro Eixo Neutro

Ip- Momento Inércia da Placa

Ib- Momento Inércia do Osso

t- Espessura

dp- Diâmetro da Placa

db- Diâmetro do Osso

De- Diâmetro Externo

Di- Diâmetro Interno

Ap- Área da Placa

Ab- Área do Osso

Fp- Força axial na Placa

Fb- Força axial no Osso

Mp- Momento fletor na Placa

Mb- Momento fletor no Osso

W- Força nos Parafusos

Lista de Tabelas

Tabela 1: Resultados das tensões, deformações, posição do eixo neutro e força nos parafusos, no fémur, para quatro valores de momento de carga última (M=29,5; M=59; M=88,5; M=118) ...	27
Tabela 2: Resultados das tensões, deformações, posição do eixo neutro e força nos parafusos, na tíbia, para quatro valores de momento de carga última (M=33,5; M=67; M=100,5; M=134)....	28
Tabela 3: Dimensões dos ossos e da placa	28
Tabela 4: Propriedades mecânicas dos ossos (Sawbones, 2013)	43
Tabela 5: Propriedades mecânicas do aço (Synthes b), 2014)	45
Tabela 6: Resultados para o Fémur com 50% de Regeneração.....	75
Tabela 7: Carga total máxima aplicada para o Fémur, nas várias % de regeneração.....	82
Tabela 8: Resultados para a Tíbia com 50% de Regeneração	92
Tabela 9: Carga total máxima aplicada para a Tíbia, nas várias % de regeneração.....	99

Lista de Gráficos

Gráfico 1: Tensão obtida para diferentes momentos para 1% de regeneração no fêmur	29
Gráfico 2: Tensão obtida para diferentes momentos para 10% de regeneração no fêmur	29
Gráfico 3: Tensão obtida para diferentes momentos para 50% de regeneração no fêmur	30
Gráfico 4: Tensão obtida para diferentes momentos para 100% de regeneração no fêmur	30
Gráfico 5: Tensão obtida para os diferentes momentos das diferentes percentagens de regeneração no fêmur	31
Gráfico 6: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 25% de carga última no fêmur	32
Gráfico 7: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 50% de carga última no fêmur	32
Gráfico 8: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 75% de carga última no fêmur	33
Gráfico 9: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 100% de carga última no fêmur	33
Gráfico 10: Deformações para os diferentes momentos e percentagens de regeneração no fêmur	34
Gráfico 11: Tensão obtida para diferentes momentos para 1% de regeneração na tíbia.....	35
Gráfico 12: Tensão obtida para diferentes momentos para 10% de regeneração na tíbia.....	35
Gráfico 13: Tensão obtida para diferentes momentos para 50% de regeneração na tíbia.....	36
Gráfico 14: Tensão obtida para diferentes momentos para 100% de regeneração na tíbia.....	36
Gráfico 15: Tensão obtida para os diferentes momentos das diferentes percentagens de regeneração na tíbia.....	37
Gráfico 16: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 25% de carga última na tíbia.....	38
Gráfico 17: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 50% de carga última na tíbia.....	38

Gráfico 18: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 75% de carga última na tíbia.....	39
Gráfico 19: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 100% de carga última na tíbia.....	39
Gráfico 20: Deformações para os diferentes momentos e percentagens de regeneração na tíbia	40
Gráfico 21: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fémur com fratura (FCF).....	59
Gráfico 22: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fémur sem fratura (FSF).....	59
Gráfico 23: Deslocamento em y a meio vão no fémur com fratura e sem fratura.....	60
Gráfico 24: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia com fratura (TCF)	64
Gráfico 25: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia sem fratura (TCF).....	64
Gráfico 26: Deslocamento em y a meio vão na tíbia com fratura e sem fratura	65
Gráfico 27: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fémur com 0% de regeneração	80
Gráfico 28: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fémur com 10% de regeneração	81
Gráfico 29: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fémur com 50% de regeneração	81
Gráfico 30: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fémur com 100% de regeneração.....	82
Gráfico 31: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 1% de regeneração no fémur	83
Gráfico 32: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 10% de regeneração no fémur	83
Gráfico 33: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 50% de regeneração no fémur	84
Gráfico 34: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 100% de regeneração no fémur	84
Gráfico 35: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 25% de carga última no fémur	85
Gráfico 36: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 50% de carga última no fémur	86
Gráfico 37: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 75% de carga última no fémur	86

Gráfico 38: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 100% de carga última no fémur	87
Gráfico 39: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia com 0% de regeneração.....	97
Gráfico 40: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia com 10% de regeneração.....	98
Gráfico 41: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia com 50% de regeneração.....	98
Gráfico 42: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia com 100% de regeneração.....	99
Gráfico 43: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 1% de regeneração na tíbia.....	100
Gráfico 44: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 10% de regeneração na tíbia.....	100
Gráfico 45: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 50% de regeneração na tíbia.....	101
Gráfico 46: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 100% de regeneração na tíbia.....	101
Gráfico 47: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 25% de carga última na tíbia.....	102
Gráfico 48: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 50% de carga última na tíbia.....	103
Gráfico 49: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 75% de carga última na tíbia.....	103
Gráfico 50: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 100% de carga última na tíbia.....	104

Lista de Figuras

Figura 1: Representação do osso esponjoso e compacto [adaptado] (Seeley, et al., 2011).....	8
Figura 2: Fémur vista anterior e posterior (Seeley, et al., 2011).....	9
Figura 3: Vista anterior da Tíbia (Seeley, et al., 2011).....	10
Figura 4: Tipos de Fraturas (Greene, 2006).....	13
Figura 5: Placa em compressão (Greene, 2006).....	17
Figura 6: Placa de Osteossíntese larga para o fémur (Synthes b), 2014).....	19
Figura 7: Placa de Osteossíntese estreita para a tíbia (Synthes b), 2014).....	19
Figura 8: Diagrama da representação das deformações e tensões no conjunto osso-placa [adaptado] (Piloto, 2011) (Ramakrishna, et al., 2005).....	22
Figura 9: Diagrama de corpo livre do conjunto placa-osso (Piloto, 2011).....	24
Figura 10: Diagrama de corpo livre [adaptado] (Piloto, 2011) (Ramakrishna, et al., 2005).....	25
Figura 11: Modelo <i>CAD</i>	41
Figura 12: Modelo ósseo do fémur e da tíbia, respetivamente (Sawbones, 2013).....	43
Figura 13: Corte no fémur e fixação da placa e dos parafusos.....	46
Figura 14: Corte na tíbia e fixação da placa e dos parafusos.....	46
Figura 15: Modelo do fémur sem fratura com a colocação da placa e dos parafusos.....	47
Figura 16: Configuração do ensaio experimental.....	48
Figura 17: Modelo desenhado em <i>AutoCAD</i> , que representa o fémur.....	48
Figura 18: Deformações medidas no fémur sem fratura em duas secções distintas. a) a meio vao b) a 36 mm do meio vão.....	49
Figura 19: Deformações medidas no fémur com fratura em duas seções distintas, a) meio vão b) a 36 mm do meio vão.....	50
Figura 20: Resultados após o ensaio experimental: a) fémur sem fratura; b) fémur com fratura	51
Figura 21: Modelo desenhado em <i>AutoCAD</i> que representa a tíbia.....	52
Figura 22: Deformações medidas na tíbia sem fratura em duas seções distintas, a) a meio vão b) a 36 mm do meio vão.....	53
Figura 23: Deformações medidas na tíbia com fratura em duas seções distintas, a) a meio vão b) a 36 mm do meio vão.....	54
Figura 24: Modo de deformação da tíbia sem fratura.....	55
Figura 25: Modo de deformação da tíbia com fratura.....	55
Figura 26: Fémur com os respetivos pontos de medição.....	56

Figura 27: Deslocamento em P5, no instante inicial para fémur com fratura	57
Figura 28: Deslocamento em P3 no instante 12, para fémur com fratura	57
Figura 29: Deslocamento em P5 no instante inicial, para fémur sem fratura.....	58
Figura 30: Deslocamento no P5 no instante 11, para fémur sem fratura	58
Figura 31: Tíbia com os respetivos pontos de medição	61
Figura 32: Deslocamento no P4 no instante inicial, tíbia com fratura	62
Figura 33: Deslocamento no P4 no instante 25, tíbia com fratura	62
Figura 34: Deslocamento no instante inicial no P4, ponto médio, tíbia sem fratura.....	63
Figura 35: Deslocamento no P3 no instante final, tíbia sem fratura	63
Figura 36: Comportamento do aço inoxidável e do osso	68
Figura 37: Malha no fémur.....	68
Figura 38: Malha na tíbia	68
Figura 39: Constrangimentos no fémur.....	69
Figura 40: Constrangimentos na tíbia	70
Figura 41: Deslocamento em y (DOF=y), em 4 níveis diferentes de carga: 1695N 25% fu, 4095N 50% fu, 5895N 75% fu e 7695N 100% fu, respetivamente, para o FCF e com 50% de regeneração	71
Figura 42: Tensões em z, em 4 níveis diferentes de carga: 1695N, 4095N, 5895N e 7695N respetivamente para o FCF com 50% de regeneração	72
Figura 43: <i>Tensões de Von Mises</i> em 4 níveis diferentes de carga: 1695N, 4095N, 5895N e 7695N respetivamente para o FCF e para 50% de regeneração.....	73
Figura 44: Deformações totais mecânicas em z (EPTOZ), em 4 níveis diferentes de carga: 1695N, 4095N, 5895N e 7695N respetivamente para FCF e 50% de regeneração	74
Figura 45: 0% de osteossíntese na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.....	76
Figura 46: Osteossíntese de 10% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.....	77
Figura 47: Osteossíntese de 50% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.....	78
Figura 48: Osteossíntese de 100% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento	79
Figura 49: Deslocamento em y (DOF=y), em 4 níveis diferentes de carga: 2295N para 25% de fu, 4559N para 50% de fu, 6834N para 75% de fu e 8954,4N para 100% de fu, para a TCF e 50% de regeneração.	88

Figura 50: Tensões em z, em 4 níveis diferentes de carga: 2295N, 4559N, 6834N e 8954,4N para a TCF e 50% de regeneração.....	89
Figura 51: Tensões de <i>Von Misses</i> em 4 níveis diferentes de carga: 2295N, 4559N, 6834N e 8954,4N para a TCF e 50% de regeneração.....	90
Figura 52: Deformações totais mecânicas em z (EPTOZ), em 4 níveis diferentes de carga: 2295N, 4559N, 6834N e 8954,4N respectivamente.	91
Figura 53: Osteossíntese de 0% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.....	93
Figura 54: Osteossíntese de 10% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.....	94
Figura 55: Osteossíntese de 50% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.....	95
Figura 56: Osteossíntese de 100% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.	96

CAPÍTULO 1-INTRODUÇÃO

O presente trabalho, intitulado “Estudo de Placas de fixação de fraturas no processo de regeneração óssea” foi desenvolvido na Universidade Federal de Minas Gerais Brasil no decorrer de uma bolsa de mobilidade, e no Instituto Politécnico de Bragança no âmbito da dissertação final de mestrado em Tecnologia Biomédica.

O principal objetivo desta dissertação é calcular o deslocamento, a deformação e a tensão a meio do osso, diáfise, através do teste de flexão de quatro pontos. O procedimento de cálculo deve ser desenvolvido através de procedimentos analíticos, numéricos e experimentais.

São utilizados ossos grandes de quarta geração (duas tíbias e dois fêmures esquerdos), cada um será fixado com a placa interna de fixação sobre o osso, considerando dois ossos fraturados e dois regenerados. Os ossos serão testados de acordo com o procedimento padrão. Será desenvolvido o modelo 3D de elementos finitos, usando o ANSYS, que irá ser comparado a soluções utilizando procedimentos de cálculo no programa *Maple 13*.

Há uma ligação muito forte entre o estudo da biomecânica que não o permite separar da biologia. As fraturas ósseas foram e sempre serão um problema de saúde com grandes consequências socioeconómicas. O principal objetivo da fixação interna é o de conseguir uma forma imediata e quando possível a total funcionalidade do membro lesionado, com uma reabilitação rápida do paciente (Ruedi, et al., 2002). A fixação interna implica uma abordagem de análise científica diferente da prótese do joelho ou da anca, por exemplo, pois não pode substituir permanentemente um osso fraturado, mas deve fornecer o suporte temporário necessário. Compete ao cirurgião escolher o implante que se torna mais adequado, e isto deve ser feito com base em evidências científicas de trabalhos publicados.

Um aço inoxidável, mais rígido pode ser desejável em determinada situação clínica, o que em outras poderá ser o titânio. As questões de biocompatibilidade devem ser tomadas sempre em consideração. As questões biomecânicas são restringidas com o binómio resistência versus rigidez para uma melhor fixação óssea.

INTRODUÇÃO

Há alguma complexidade, na investigação científica dos estudos biológicos e biomecânicos nos mecanismos de reparação de fraturas ósseas. Os mecanismos associados à forma como os tecidos ósseos reagem à presença de dispositivos auxiliares no tratamento de fraturas não são totalmente conhecidos, e há algum grau de incerteza, o que tem levado ao estudo aprofundado deste tema. Tem se efetuado bastantes estudos sobre a influência dos materiais, geometrias e sistemas de fixação dos implantes ao tecido ósseo, ou como estes permitem curas terapêuticas mais eficazes.

O implante mais resistente ou mais rígido não é necessariamente o mais ideal, na fixação de fraturas. As placas de osteossíntese são dispositivos que permitem a fixação de fraturas ósseas e são normalmente feitas de uma liga metálica de rigidez elevada. Claramente, é desejável que uma placa de osteossíntese possa transferir a carga às estruturas ósseas a ligar e que permita alguma mobilidade que ainda reduzida para estimular a formação do calo ósseo, isto é a formação temporária de células que formam o tecido na área de uma fratura óssea enquanto o osso se regenera.

A fixação interna permite a estabilidade mecânica do osso fraturado, permitindo assim o suporte de carga, a execução do membro afetado mais precocemente e a rápida cura óssea (Stiffler, 2004).

As placas ósseas têm como objetivo a imobilização da região da fratura, reduzir o espaçamento da mesma, permitir a cura óssea primária ou a formação endosteal do calo ósseo (Ganesh, et al., 2005). As placas de aço inoxidável de elevada rigidez tem sido aplicadas na fixação de fraturas. A diferença de rigidez entre a placa e o tecido ósseo, assim como as tensões de compressão que ocorrem na interface provocam distúrbios na vascularização e reabsorção óssea debaixo da placa, assim como a perda de resistência a longo prazo (Ganesh, et al., 2005).

Os modelos numérico-experimentais podem ser bastante uteis do ponto de vista científico sobre a problemática das fraturas ósseas e sobre os seus mecanismos de cura. O conhecimento pormenorizado sobre os mecanismos de cura de fraturas ósseas pode facilitar na elaboração de práticas terapêuticas que melhor se adequem e, nomeadamente prever respostas dos tecidos após a implantação de dispositivos biomédicos. Ainda é possível estimular a investigação de implantes que podem ter a capacidade de levar a um controlo de rápida osteointegração, através da alteração das superfícies ou da existência de novos biomateriais para obter repostas biológicas desejáveis. *In vitro*,

alguns aspetos biomecânicos são difíceis, se não impossíveis de simular e investigar (Zhang, et al., 2005). A cura de fraturas pode ser prevista usando modelos de elementos finitos. Contudo, este tipo de modelos tem algumas desvantagens óbvias, uma vez que a precisão dos resultados depende das formas matemáticas escolhidas para representar uma dada realidade física e nas estratégias numéricas para resolver (Zhang, et al., 2005).

As técnicas experimentais convencionais são afetadas também pelos erros experimentais que podem dissimular o verdadeiro significado dos resultados. A integração de modelos analíticos, numéricos e experimentais é claramente importante, pois permite a geração de ferramentas de projeto que podem ser usadas na criação de novas placas de osteossíntese, ou na previsão de respostas ósseas a novas soluções projetais de dispositivos de fixação de fraturas ósseas.

Para melhor compreensão deste trabalho, será efetuada uma pequena descrição de cada capítulo.

No Capítulo 1 será feita uma breve introdução ao trabalho onde está descrita a motivação pelo qual foi elaborado este trabalho, alguns objetivos e respetiva contextualização.

O Capítulo 2 apresentará uma pequena revisão da literatura referente à osteossíntese e aos tipos de ossos estudados neste trabalho.

No Capítulo 3 serão abordadas as placas de fixação de fraturas, assim como os tipos de fraturas e os seus tratamentos. Nos capítulos 3 e 4 serão então descritos os principais fundamentos teóricos deste trabalho.

No Capítulo 4 será descrito o método analítico de cálculo para a flexão, e os resultados obtidos no respetivo programa utilizado.

O Capítulo 5 faz referência ao método experimental de ensaio, onde serão apresentados detalhadamente os materiais utilizados bem como os respetivos ensaios e resultados experimentais.

No Capítulo 6 serão apresentados os resultados numéricos de validação dos ensaios de flexão e respetiva discussão.

INTRODUÇÃO

O Capítulo 7 apresentará as conclusões obtidas depois de realizada esta atividade prática e os trabalhos futuros necessários a ter em conta para melhoria destes resultados.

Por fim serão apresentadas as referências bibliográficas utilizadas para a realização deste trabalho.

CAPÍTULO 2-OSTEOSSÍNTESE

Os ossos humanos são bastante fortes e capazes de resistir a forças de compressão e de flexão elevadíssimas. Sem eles não teríamos uma estrutura que ajudasse a manter a forma, e não poderíamos mover-nos facilmente uma vez que os músculos seriam incapazes de mover o corpo. O sistema esquelético inclui os ossos, cartilagens, ligamentos e tendões, no entanto, para o estudo de anatomia macroscópica estudam-se os ossos secos e preparados. Estudos revelam que em cada ano que passa dois milhões de americanos partem um osso (Seeley, et al., 2011).

Uma fratura óssea é uma situação em que há perda de continuidade óssea, normalmente com separação de um osso em dois fragmentos ou mais fragmentos após um traumatismo. O seu estado de gravidade pode variar bastante, pois algumas fraturas resolvem-se de um modo espontâneo sem chegarem a ser diagnosticadas, enquanto que outras conduzem a risco de morte e são emergências médicas.

A cirurgia tem por objetivo restabelecer o alinhamento normal do osso, e manter esse mesmo alinhamento até à reparação da fratura. Permite também corrigir algumas lesões das partes moles, em especial vasos sanguíneos que possam ter rompido.

O restabelecimento da continuidade óssea por meio cirúrgico (osteossíntese) pode ser feito com recurso a várias técnicas, habitualmente com a utilização de placas e parafusos, hastes intramedulares ou fios de Kirschner (Colton, 1998).

O tratamento cirúrgico das fraturas necessita de um método de estabilização, neutralização e muitas vezes compressão entre os fragmentos ósseos. Conforme a localização anatómica do osso fraturado e o tipo da fratura, aplicam-se os conceitos biomecânicos e biológicos para a escolha do método e do sistema de osteossíntese a ser utilizado.

Os primeiros estudos elaborados em osteossíntese foram em 1949, utilizando placas rígidas modificando a maneira de provocar os apertos nos parafusos (Danis, 1949).

No ano de 2000, estudos revelaram que as técnicas de redução direta e fixação rígida estavam a ser mudadas para as técnicas de fixação interna com estabilidade relativa e redução indireta, preservando os tecidos ao osso fraturado (Leuning, et al., 2000). A contínua pesquisa e entendimento das condições de como ocorre à osteogênese e os novos conhecimentos sobre a consolidação do osso fraturado fizeram com que houvesse um desenvolvimento importante dos implantes utilizados em osteossíntese. Os sistemas mais rígidos nem sempre estão adequados à biologia da regeneração óssea. Desta forma, os sistemas menos rígidos de osteossíntese tem vindo a ser pesquisados (Yoneda, et al., 2008).

Inicialmente, os tratamentos de fraturas em formas cirúrgicas foram tratadas pelos cirurgiões por duas razões principais, primeiro em casos particulares, como as fraturas do colo do fémur, a fixação interna era o único tratamento efetivo, e em segundo, para alguns cirurgiões a osteossíntese aparentava ser a melhor solução em termos de restauração anatómica e funcional. As formas mais primitivas de osteossíntese consistiam em ligar os fragmentos de osso partido com arame metálico, quer por meio de sutura quer através de fios de cerclage (Schlich , 2002).

Nos finais do século XIX, os matemáticos e físicos tinham desenvolvido uma área científica importante no estudo deste fenómeno (Biomecânica).

A lei de *Wolff* (1892) diz-nos que toda a mudança na forma e função do osso, ou apenas na sua função é seguida de alterações na sua arquitetura interna e alterações definitivas na sua conformação externa (Cimatti, 2012).

Dos conceitos evolutivos e da lei de *Wolff* deduz-se que os ossos longos têm, obrigatoriamente de fazer coincidir o eixo das suas diáfises com o vector resultante das cargas (Serra, 2001).

Nos países de língua alemã e na França, Bélgica e América, no período antes da 1ª Guerra Mundial a osteossíntese começou a atrair o interesse dos cirurgiões. Após a 1ª Guerra Mundial, a fase do criativismo e optimismo experimental e depois da introdução da anti-sépsis e assepsias, foi reduzida a osteossíntese pelo regresso generalizado aos métodos de tratamento fechado de fraturas. As placas e os parafusos metálicos no tratamento de fraturas tornaram-se desfavoráveis (Schlich , 2002). Esta foi a fase do

gesso e tratamento de tração de *Bohler* e *Reginald Watson-Jones* de Liverpool. Tal como *Bohler*, *Watson-Jones* advogou o tratamento não operativo de fraturas e criticou a aplicação liberal da osteossíntese, o que limitou o seu uso. O interesse pela osteossíntese surgiu nos finais de 1930, quando havia basicamente três áreas onde ocorreram novos desenvolvimentos: o tratamento de fraturas da anca, fixação intramedular de ossos longos, e o uso de pressão na fixação com placas (Schlich , 2002).

2.1. Tipos de Ossos em Estudo

Cada osso pode ser classificado de acordo com a sua forma como longo, curto, achatado (ou chato), ou irregular. Os ossos longos são mais compridos do que largos. A maior parte dos ossos dos membros superiores e inferiores são ossos longos.

O corpo do osso longo, ou diáfise, é composto fundamentalmente por osso compacto, podendo conter também algum osso esponjoso. As extremidades são constituídas principalmente por osso esponjoso, com uma camada mais exterior de osso compacto. O osso esponjoso contém menos matriz óssea e mais espaço do que o osso compacto, o qual contém mais matriz óssea e menos espaço que o osso esponjoso (Seeley, et al., 2011).

Osso Cortical

O osso cortical ou compacto é mais denso e possui menos espaços do que o osso esponjoso. Os vasos sanguíneos penetram na própria substância óssea e as lamelas do osso compacto vão orientar-se predominantemente em torno desses vasos sanguíneos (Seeley, et al., 2011).

Osso Esponjoso

O osso esponjoso (Figura 1), ou trabecular, é um osso com muitos espaços pequenos, constituído por bastonetes ou placas ósseas interligadas, denominadas trabéculas. Entre as trabéculas existem espaços que, no osso vivo são preenchidos por medula óssea e vasos sanguíneos. O osso esponjoso deve o nome ao seu aspeto poroso (Seeley, et al., 2011).

Quer o osso cortical, quer o osso esponjoso possuem diferentes propriedades mecânicas; no entanto ambos são mais fortes quando sofrem cargas à compressão, quando comparadas com cargas à tração. As propriedades mecânicas do osso esponjoso não são similares às do osso compacto, sendo que o osso esponjoso é sempre menos duro e menos resistente do que o osso compacto (Currey, 1984). Na Figura 1 está a representação do osso esponjoso e compacto.

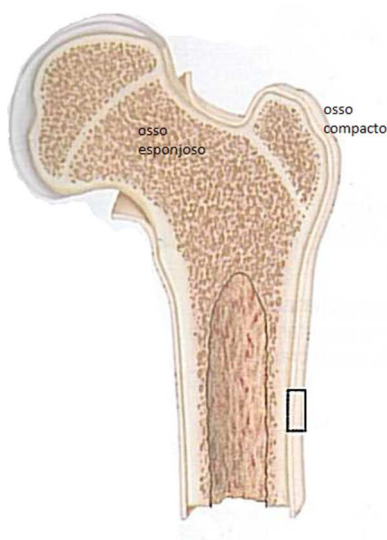


Figura 1: Representação do osso esponjoso e compacto [adaptado] (Seeley, et al., 2011).

2.1.1. Fémur

O fémur é o maior osso do corpo e é o único que constitui a coxa e lhe fornece suporte ósseo (Greene, 2006) (Seeley, et al., 2011). O fémur tem uma cabeça proeminente e arredondada, onde se articula com o acetábulo, e um colo bem definido; ambos se localizam num ângulo oblíquo em relação ao eixo do fémur. O corpo proximal do fémur apresenta duas tuberosidades: o grande trocânter lateral ao colo e um pequeno trocânter inferior e posterior ao colo. Ambos os trocânteres são pontos de inserção de músculos que unem a anca à coxa. O grande trocânter e os músculos que nele se inserem formam uma saliência arredondada, que pode ser observada como sendo a parte mais larga da anca. A extremidade distal do fémur apresenta os côndilos interno e

externo que são pontos importantes de inserção de músculos e ligamentos (Seeley, et al., 2011). Na Figura 2 está representada a constituição do fémur.

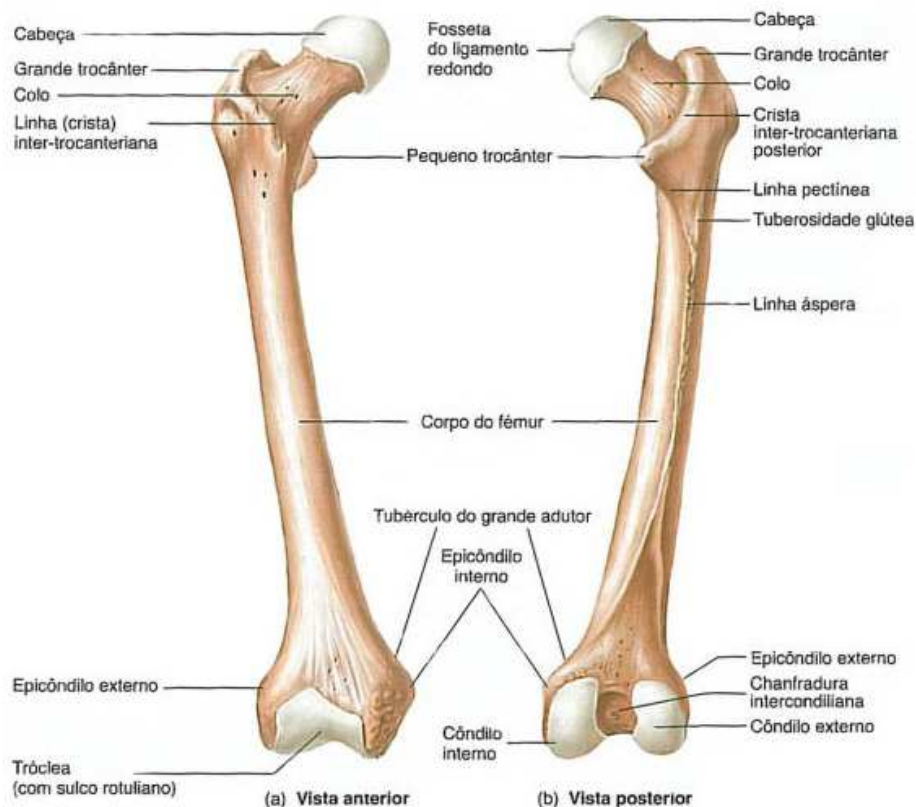


Figura 2: Fémur vista anterior e posterior (Seeley, et al., 2011).

2.1.2. Tíbia

A perna é a parte do membro inferior situada entre o joelho e o tornozelo e é constituída por dois ossos: a tíbia (osso da canela) e o perónio. A tíbia é de longe o maior dos dois ossos e suporta a maior parte do peso da perna. Pode-se observar e palpar com facilidade, logo abaixo da rótula, uma tuberosidade anterior da tíbia (tuberosidade tibial) que constitui o ponto de inserção do músculo quadríceps crural. A crista anterior forma a “canela”. A extremidade proximal da tíbia apresenta as cavidades glenóideas da tíbia, lateral (externa) e medial (interna), achatadas, que articulam com os côndilos do fémur. Localizada entre as cavidades encontra-se a espinha da tíbia

(eminência intercondiliana), que é uma crista entre as duas superfícies articulares da tíbia proximal. A extremidade distal da tíbia é alargada para formar o maléolo (em forma de malho) interno (medial) que contribui para a face interna da articulação do tornozelo (Seeley, et al., 2011). Na Figura 3, abaixo indicada estão representados os dois ossos (tíbia em vista anterior e o perônio).

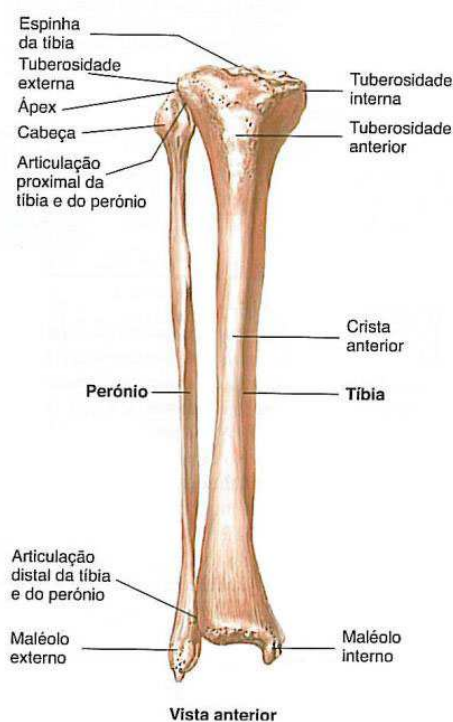


Figura 3: Vista anterior da Tíbia (Seeley, et al., 2011).

2.2. Regeneração Óssea

As fraturas por mecanismo de alta energia e múltiplos locais de lesão são, em grande parte, uma doença dos tempos de hoje, sendo a maioria causada por um uso inadequado de veículos motorizados, equipamentos industriais e dispositivos balísticos. Os acidentes de trânsito estão a atingir proporções epidêmicas nos países em desenvolvimento (Talaia, 2007).

As fraturas contribuem significativamente para a fisiopatologia, a morbidade e a mortalidade do paciente politraumatizado. Esse fato é particularmente verdadeiro nos

pacientes que sofreram fraturas dos principais ossos longos ou da pelve, que podem resultar numa perda substancial de sangue, podendo causar ou piorar um choque hemorrágico.

Devido à importância das fraturas ósseas, que sempre constituíram uma fonte de investigação, implicaram a colaboração de clínicas médicas, laboratórios de investigação e desenvolvimento e a indústria de dispositivos médicos. Após a 2ª Guerra Mundial, tanto o estudo de fraturas ósseas como os cuidados de saúde, de uma forma geral, tiveram uma evolução significativa. Devido à sua importância histórica, é importante salientar o papel da AO (*Swiss Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*) fundada em 1958, que tem bastante relevância para a associação que realiza o estudo da fixação de fraturas internas (*Association for the Study of Internal Fixation of Fratures- ASIF*). A AO tem promovido o tratamento sistemático de uma grande variedade de fraturas ósseas desde 1960, e com a própria industrialização tem fabricado e industrializado placas, parafusos e instrumentos. Hoje em dia a AO desenvolve uma atividade bastante relevante na gestão de fraturas ósseas mais diversificadas (Talaia, 2007).

A fixação precoce das fraturas (entre 24 e 48 horas) é benéfica e, para o paciente politraumatizado, diminui a mortalidade e reduz o risco de complicações infecciosas. Além disso, a estabilização precoce das fraturas e a mobilização do paciente diminuem a dor, facilitam os cuidados pela equipa de enfermagem, diminuem a incidência de colapso da pele, melhoram a função gastrointestinal (Gi) e minimizam os efeitos psicológicos do trauma. O tratamento ideal do paciente politraumatizado requer a priorização e a constante comunicação e coordenação entre os membros da equipa de trauma (Greene, 2006).

CAPÍTULO 3-PLACAS DE FIXAÇÃO DE FRATURAS INTERNAS

A capacidade de qualquer osso resistir ao sistema de cargas aplicadas depende de vários fatores, incluindo a resistência ou densidade do osso, a direção e a velocidade da carga, o tipo de carga aplicada e a capacidade dos músculos e ligamentos à volta do osso absorverem parte da força.

3.1. Tipos de Fraturas

Existem diferentes modos de deformação que resultam em diferentes padrões de fratura. Por exemplo, a tração divergente do osso, resulta tipicamente numa fratura transversa, enquanto forças torcionais produzem fraturas em espiral. Fraturas curtas e oblíquas são causadas por um trauma no sentido axial (compressivo), e uma fratura oblíqua longa resulta de uma combinação de cargas axiais e rotacionais. Um padrão de fratura em borboleta em formato de Y inicia uma força de encurvamento (Greene, 2006).

Quanto às fraturas múltiplas, com duas fraturas principais em um membro, a fixação de uma facilita o tratamento fechado da outra. Com fraturas em mais de um membro, a indicação de fixação é ainda maior (Apley, et al., 1989).

Na Figura 4 pode visualizar-se os vários tipos de fraturas.

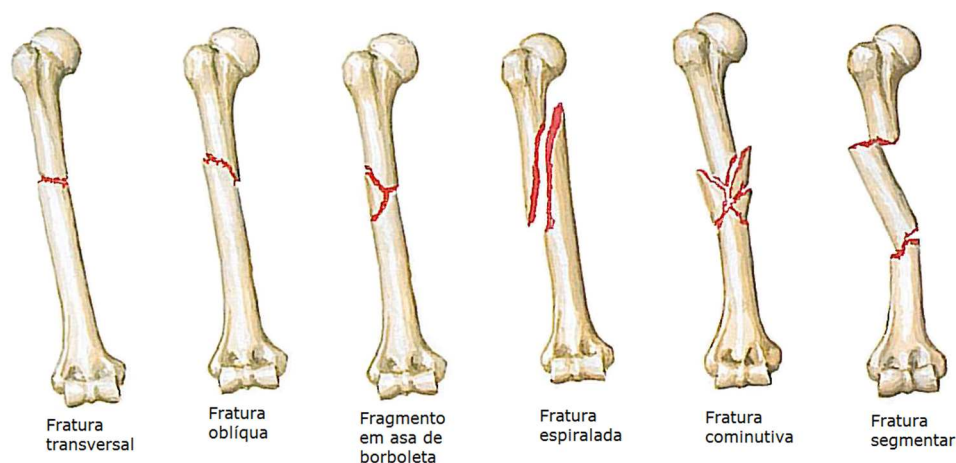


Figura 4: Tipos de Fraturas (Greene, 2006).

3.2. Tratamento de Fraturas

O tratamento de fraturas tem como objetivo a consolidação óssea e o retorno precoce da função do membro, e pode ser realizado por diferentes métodos.

A fixação de ossos fraturados parece ser algo muito óbvio de se fazer, e os seus tratamentos estão entre as técnicas mais ancestrais do que se tem conhecimento. As fraturas ósseas podem resultar de diversos eventos. Os traumas dos acidentes foram associados a um domínio específico da medicina, ao interpretá-los como naturais, e até certo ponto, inevitáveis. Então, deixaram de ser associados a outras conotações, e aí os resultados dos acidentes tornaram-se um problema a ser resolvido por meios cirúrgicos.

O problema técnico do tratamento de ossos partidos era feito de diversas formas, incluindo alguns conceitos ultrapassados como a cola óssea e a massagem do membro afetado. De um modo geral, eram apenas utilizados dois tipos de tratamentos: técnicas conservativas como o gesso e a tração, em que não era necessário a cirurgia, e o tratamento da fratura por osteossíntese através da cirurgia (Talaia, 2007).

Tradicionalmente, os ossos partidos eram tratados por alinhamento das pontas partidas e fixação do membro afetado até à ocorrência da cura. Em meados do século XIX, foi introduzido o gesso que era viável e uma forma conveniente de tratar fraturas e rapidamente se desenvolveram outros métodos alternativos. Esta fixação através de gesso permitia a cicatrização da fratura, mas o preço da imobilização era elevado, as articulações tornavam-se rígidas, os músculos laxados e por vezes o organismo tornava-se afetado (Talaia, 2007).

Em 1920, estes problemas foram abordados por *Lorenz Bohler* e tornou-se na autoridade com maior influência no campo de tratamento de fraturas ósseas. O seu sistema de tratamento funcional de fraturas era baseado em três princípios: reunião, imobilização e exercício ativo (Schlich, 2002). Isto significa que os fragmentos dos ossos tinham de ser ligados adequadamente e, se necessário, utilizavam a tração. Através do gesso conseguiam frequentemente a imobilização, às vezes com tração contínua, e ocasionalmente por fixação interna. Durante o período de imobilização da fratura era inadiável o exercício físico de todo o corpo, exceto a parte imobilizada. O

sucesso do sistema de *Bohler* dependia da aplicação correta do gesso. Quando a sua metodologia era ignorada, eram frequentes as complicações e fraturas.

Bohler sujeitou os seus pacientes a uma supervisão bastante severa para evitar fracassos, obrigando-os a um treino intenso (Talaia, 2007).

A escolha do método de tratamento de fraturas, baseia-se no tipo de localização da fratura (Freitas, et al., 1993) (Goodwin, et al., 2005) (Pope, 2005) assim como porte, peso, idade, número de ossos abordados e grau de comprometimento tecidual (estágio I, II, III e IV) de classificação das feridas (Schraeder, 1991) (Dudley, et al., 1997) (Goodwin, et al., 2005).

No tratamento de fraturas existem os métodos conservativo e operativo, e há ainda uma posição intermédia da técnica de fixação externa. Na fixação interna são colocados parafusos e porcas para fixar os fragmentos dos ossos através da pele e são ligados a um dispositivo de fixação (o fixador externo) fora do corpo com tirantes (Talaia, 2007). A fixação com placas e parafusos é considerada ideal no cumprimento deste objetivo, pois restaura a estabilidade do osso reconstruído (Piermatei, et al., 2004), mas pode ser contra indicada em situações específicas (Conzemius, et al., 1999). Esta técnica foi usada pela primeira vez em 1890, apesar de ter sido aplicado anteriormente esporadicamente (Talaia, 2007).

Uma das razões da rejeição da fixação interna foi o facto de muitos cirurgiões não conseguirem obter a imobilização desejada para o tratamento auxiliar através de exercícios físicos. Normalmente os fragmentos da fratura eram mantidos no lugar através das placas e parafusos quando da aplicação de gesso para a imobilização. Em 1957 *Watson-Jones* entendia que a osteossíntese nunca permitiria a imobilização mas apenas a colocação correta dos fragmentos, não concordando com o termo “fixação interna” (Talaia, 2007).

A grande maioria dos cirurgiões que usam a osteossíntese também desenvolveram alguma forma de fixação externa como alternativa (Talaia, 2007). As técnicas que utilizam placas ósseas necessitam de exposição tecidual ampla para a sua aplicação o que interfere com o suprimento sanguíneo periostal e extra ósseo, além de requerer instrumentos especializados para sua colocação (Aron et al., 1995); (Mcduffee, et al., 2000) (Piermatei, et al., 2004).

Os fixadores esqueléticos externos neutralizam as forças biomecânicas presentes nas fraturas, porém trazem consigo o risco de contaminação no trajeto dos pinos que pode provocar a mobilidade precoce destes implantes (Hulse , et al., 2002). Além disso, é inevitável a contaminação bacteriana da pele pelo ambiente e a propagação de contaminantes para o trajeto dos pinos, principalmente se o tratamento for muito prolongado (Ohashi, et al., 2005) (Hulse , et al., 2002). A folga dos pinos é frequentemente causada por movimentos na interface pino-osso gerando instabilidade no foco da fratura. Os pinos com folga devem ser removidos, pois além de levarem à exsudação e infecção, resultam em diminuição da função do membro (Egger, 2005) (Piermatei, et al., 2004).

Se uma placa é utilizada, esta deve ser forte e fixada firmemente com pelo menos dois parafusos, penetrando ambos os córtices de cada lado da fratura. Para evitar um enrijecimento compressivo indesejável, as placas devem ser aplicadas sobre a superfície de tração, que geralmente é a face convexa do osso. Para a diáfise femoral, é preferida uma haste intramedular. Para o colo fêmural, são utilizados múltiplos pinos ou placas e parafusos compressivos. Para ossos pequenos ou pequenos fragmentos, os fios transfixiantes podem ser suficientes (Apley, et al., 1989).

Ainda hoje permanece a discussão sobre a opção cirúrgica mais adequada para o tratamento das fraturas. São sugeridas mudanças no desenho das placas e correlação entre implantes.

3.3. Tipos de Placas

Dentro das diversas técnicas utilizadas para fixação de fraturas com o uso de placas, podem citar-se as seguintes: as placas em ponte (PP), placas de compressão, hastes intramedulares, fixadores externos entre outras (Hulse, et al., 1994); (Ufer, et al., 1995); (Kowalski, et al., 1996); (Baumgaertel, et al., 1998); (Palmer , 1999); (Perren, 2002).

As placas para fixação de fraturas têm sido amplamente utilizadas por mais de um século. Diferentes tipos de placas e material têm sido utilizados, e com a evolução científica houve uma melhoria na qualidade do metal como, por exemplo, o aumento da

resistência à corrosão e novos desenhos de placas foram instituídos (Uthoff, et al., 2006). Alguns cirurgiões consideravam as placas baseadas no conceito da pressão e dinâmica um problema pois a compressão não podia ser controlada. Nesse sentido, foram fabricadas placas que permitiam adequar a quantidade de pressão sobre a fratura (Schlich , 2002).

Em 1948 *Eggers* inicia o desenvolvimento de uma placa que seria a precursora da placa de compressão dinâmica. Na década de 1940-1950, após uma fixação de fratura, o tempo de reabilitação era excessivamente longo (seis a doze meses) (Johnson, et al., 1998). A necessidade de reduzir o tempo de recuperação levou *Danis* (1949) à observação de um método que conferisse estabilidade rígida à fratura diafisária que levaria à cura sem calo ósseo e durante o processo as articulações e músculos poderiam ser exercitados sem dor (Danis, 1949). Ele conseguiu o seu objetivo com uma placa denominada “*Coapeteur*” a qual suprimia o movimento interfragmentar e aumentava a estabilidade da fixação. Este conceito influenciou todos os modelos de placas subsequentes (Uthoff, et al., 2006).

Em finais de 1950 o uso de placas no processo de osteossíntese entrou em declínio, sobretudo porque as hastes intramedulares mostravam ser mais eficazes na obtenção dos resultados esperados. Uma vez mais, surge uma corrente contra o tratamento operativo. À exceção da haste intramedular e do colo do fémur, as placas de osteossíntese não tinham lugar no repertório do tratamento de fraturas. Em meados de 1950 através de *Bohler* na Áustria e *Watson-Jones* em Inglaterra, “autoridades” no tratamento de fraturas, levaram o tratamento conservativo a um nível elevado de sofisticação que dificilmente poderia ser ignorado. Ambos recomendavam a fixação interna para casos em que não poderiam ser tratados por outros meios alternativos (Schlich , 2002). Na Figura 5 está representada uma placa de compressão.

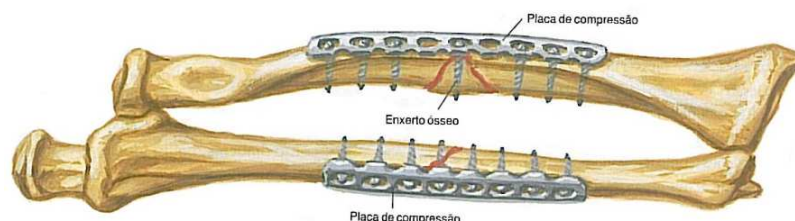


Figura 5: Placa em compressão (Greene, 2006).

Em 1956 *George W. Bagby da Mayo Clinic* introduziu o sistema de placas de compressão baseadas na combinação de furos ovais com parafusos com cabeça de geometria adequada. Os parafusos permitiam produzir compressão na região da fratura, aquando da fixação da placa (Schlich , 2002).

Robert Danis, uns anos antes, inventou um sistema de placas de compressão estática. Este sistema era constituído por uma placa metálica que continha um mecanismo o qual colocava pressão na fratura com o auxílio de um parafuso adicional. O sistema de *Danis* permitia simultaneamente uma grande imobilização e compressão axial, poderia ser ajustada, garantido alguma exatidão de forma permanente. No livro que lançou “*Théorie et pratique de l’ostéosynthèse*”, em 1949, defeniou três resultados a obter com a osteossíntese: primeiro, estabilidade suficiente para permitir imobilização imediata e atividade dos músculos na região e próximo das articulações; segundo, a restauração do osso à sua forma normal; e o terceiro, a união dos fragmentos dos ossos sem a formação usual de um calo ósseo exagerado (Schlich , 2002).

A falta de estabilidade era o principal fator apontado, juntamente com o risco de infecção, por aqueles que criticavam o uso da osteossíntese. Defensores da osteossíntese como *Danis* e *Lambotte* argumentavam que as suas técnicas de fixação deviam ser aplicadas de tal forma que o osso se tornasse resistente, o suficiente para permitir os exercícios pós-operativos e adicionalmente à imobilização com gesso retirava as vantagens da técnica (Schlich , 2002).

Pesquisas continuadas levaram *Bagby et al.* a desenvolverem uma placa com orifícios ovais desenhados especialmente para promover a compressão interfragmentária. O impulso no estudo da fixação com placas ocorreu com a formação do grupo *AO-ASIF* (Bagby, et al., 1958). Em 1958 foram formulados princípios básicos cujo os objetivos eram redução anatómica dos fragmentos, osteossíntese rígida, manutenção da vascularização dos fragmentos e deambulação ativa, precoce e indolor (Johnson, et al., 1998).

Os estudos continuaram e em 1965, *Muller* e seus colaboradores apresentaram instrumentos para promover a compressão interfragmentária substituída mais tarde por um sistema mais avançado de placas com orifícios ovais baseados naqueles desenvolvidos por *Bagby et al.* e *Muller et al.* (Bagby, et al., 1958) (Muller, et al.,

1965). Os avanços continuaram e criou-se o modelo da placa de compressão dinâmica (PCD), largamente utilizada até à década de 90. A partir de então mudaram-se os conceitos no que diz respeito à fixação rígida, obrigatória somente para fraturas articulares (Johnson, et al., 1998).

3.3.1. As Placas Metálicas

As placas LCP (*Locking Compression Plate*) são placas de estabilidade angular. Com o aparecimento destas placas, a tecnologia teve um grande avanço. Isto é possível porque existe uma rosca na cabeça do parafuso que se encaixa na placa fixando os dois, criando assim um sistema extremamente rígido que melhora bastante a eficácia das placas.

Este tipo de placas é mais utilizado em pacientes com osso osteoporótico e para fraturas na região metafisária, isto é, a área perto da articulação. Muitas vezes podem ser empregues através de uma técnica minimamente invasiva, o que leva a uma melhor cicatrização das lesões ósseas e com maior segurança (Deeke, 2014). Nas Figuras 6 e 7 estão representadas as placas de osteossíntese utilizadas no ensaio experimental.



Figura 6: Placa de Osteossíntese larga para o fêmur (Synthes b), 2014).



Figura 7: Placa de Osteossíntese estreita para a tíbia (Synthes b), 2014).

CAPÍTULO 4-MÉTODO ANALÍTICO DE CÁLCULO PARA FLEXÃO

Neste capítulo vai ser descrito analiticamente o método utilizado para o estudo do comportamento à flexão do conjunto osso-placa de fixação interna. Este estudo foi desenvolvido através do programa *Maple*. Este é um programa bastante útil que pode ser usado para obter soluções simbólicas e numéricas de problemas em aritmética, álgebra e cálculo (Felder, October 1998).

4.1. Determinação das Tensões Longitudinais

Para uma resolução rápida e simplificada do problema, no caso de uma fratura intencionada, quando existe um contato perfeito entre o osso e a placa após a fixação, a placa protege o osso das tensões de tração na interface da fratura. O efeito de blindagem é importante para promover a cura, enquanto protege longe do local da fratura e pode causar osteoporose e redução da resistência óssea. Deve-se ter em conta, para promover a linha neutra na interface osso-placa, perto do local da fratura, para assegurar que não há transferência de tensões para a zona do calo, ao mesmo tempo que este está a ser formado. Através das fórmulas apresentadas ao longo deste capítulo definiram-se procedimentos no programa *Maple 13*, aplicando o valor do momento de flexão (M), fazendo variar quatro valores de momento para cada osso, ($M=29,5$; $M=59$; $M=88,5$; e $M=118$ N.m para o fémur e $M=33,5$; $M=67$; $M=100,5$; e $M=134$ N.m para a tibia) e considerando os módulos de elasticidade (E_b e E_p) para o osso e placa respetivamente.

Para a análise do comportamento à flexão, é assumido o comportamento do conjunto (osso + placa) dos dois materiais à flexão com contato perfeito. É assumida uma distribuição linear das deformações (ϵ) e não linear das tensões (σ), pelo que podem ser definidos quatro pontos importantes para os caracterizar. Pode ser visualizado ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3, \sigma_4$) e ($\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3, \epsilon_4$) na Figura 8.

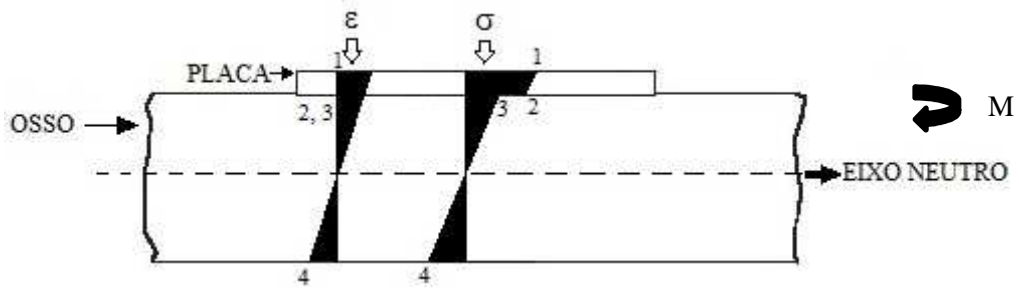


Figura 8: Diagrama da representação das deformações e tensões no conjunto osso-placa [adaptado] (Piloto, 2011) (Ramakrishna, et al., 2005).

Na placa as tensões axiais são devido à tensão de força axial F_p e ao momento fletor (M_p) o qual apresenta uma tensão máxima.

$$F_p = \frac{\sigma_1 + \sigma_2}{2} \quad (1)$$

$$M_p = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} \quad (2)$$

As tensões axiais no osso são devido a uma força axial compressiva F_b e uma tensão do momento fletor (M_b).

$$F_b = \frac{\sigma_3 + \sigma_4}{2} \quad (3)$$

$$M_b = \frac{\sigma_3 - \sigma_4}{2} \quad (4)$$

Na interface as tensões são diferentes pois os materiais apresentam um módulo de elasticidade diferente.

$$\sigma_2 = E_p \varepsilon \quad (5)$$

$$\sigma_3 = E_b \varepsilon \quad (6)$$

Para determinar teoricamente uma tensão normal de uma viga pode-se efetuar o cálculo da seguinte forma:

$$\sigma_A = -E_1Ky = -E_1y \frac{M}{E_1I_1 + E_2I_2} \quad (7)$$

$$\sigma_B = -E_2Ky = -E_2y \frac{M}{E_1I_1 + E_2I_2} \quad (8)$$

As equações (9, 10, 11 e 12) são utilizadas para determinar as tensões na parte superior e inferior da placa e do osso, respetivamente. A tensão na parte superior da placa é representada por σ_1 , σ_2 na parte inferior, σ_3 na parte superior do osso e σ_4 na parte inferior do mesmo. O C representa a distância até ao centro do eixo neutro e I_p e I_b correspondem ao momento de inércia da placa e do osso respetivamente. Ainda é necessário saber a espessura da placa representada por t, e o diâmetro da placa (d_p).

$$\sigma_1 = \frac{ME_p C}{E_p I'_p + E_b I'_b} \quad (9)$$

$$\sigma_2 = \frac{ME_p (C - t)}{E_p I'_p + E_b I'_b} \quad (10)$$

$$\sigma_3 = \frac{ME_b (C - t)}{E_p I'_p + E_b I'_b} \quad (11)$$

$$\sigma_4 = \frac{ME_b (d_p + t - C)}{E_p I'_p + E_b I'_b} \quad (12)$$

Para o cálculo destas tensões é também necessário a determinação do momento de 2ª ordem (equações 13 e 14) em relação ao eixo neutro, quer da reação da placa quer da secção do osso. A_p e A_b representam a área da placa e do osso respetivamente.

$$I'_p = I_p + A_p \times Y_1^2 \quad (13)$$

$$I'_b = I_b + A_b \times Y_2^2 \quad (14)$$

Na equação 15 está representada a fração do eixo neutro “C” que pode ser definida a partir de:

$$C = \frac{De + (2t + AtEt \times t)}{2 \times (At \times Et + 1)} \quad (15)$$

Onde Y_1 representa a distância entre o eixo neutro e o centro geométrico da placa, e Y_2 representa a distância entre o eixo neutro e o centro geométrico do osso. Na determinação do eixo neutro At é a fração da área da placa sobre a área do osso, e Et é o módulo de elasticidade da placa sobre o do osso (Ramakrishna, et al., 2005).

Na Figura 9 também é possível visualizar as forças axiais (F_p e F_b) e os momentos fletores (M_p e M_b) equivalentes ao estado de flexão provocado pelo momento “M”. Na Figura 9 está ainda representado o valor do esforço axial (W) para cada parafuso.

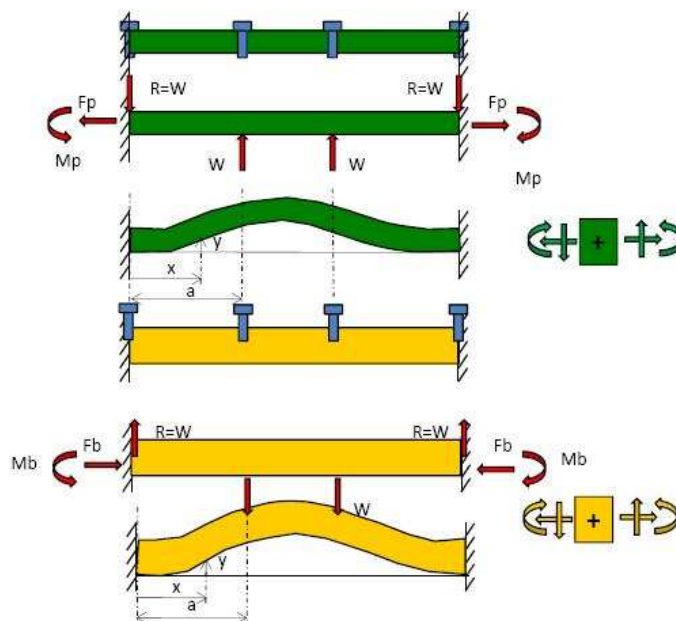


Figura 9: Diagrama de corpo livre do conjunto placa-osso (Piloto, 2011).

R representa as forças exercidas pelos parafusos exteriores na placa e no osso.

Através das seguintes equações podem ser calculadas as respectivas forças axiais e os momentos fletores na placa e no osso.

$$F_p = \left(\frac{\sigma_1 + \sigma_2}{2} \right) \times A_p = \frac{ME_p(2C - t)}{2(E_p I'_p + E_b I'_b)} \times (d_p t) \quad (16)$$

$$F_b = \left(\frac{\sigma_3 + \sigma_4}{2} \right) \times A_b = \frac{ME_b(2C - 2t - D_e)}{2(E_p I'_p + E_b I'_b)} \times \left(\frac{\pi}{4} \right) \times (D_e^2 - D_i^2) \quad (17)$$

$$M_p = \left(\frac{\sigma_1 + \sigma_2}{2} \right) \times \frac{I'_p}{\frac{t}{2}} = \frac{ME_p}{(E_p I'_p + E_b I'_b)} \times I'_p \quad (18)$$

$$M_b = \left(\frac{\sigma_3 + \sigma_4}{2} \right) \times \frac{I'_b}{\frac{D_e}{2}} = \frac{ME_b}{(E_p I'_p + E_b I'_b)} \times I'_b \quad (19)$$

Sabendo que a placa é fixa e mantida ao osso através de quatro parafusos, é possível determinar as forças exercidas pelos parafusos com base no diagrama de corpo livre do conjunto placa-osso, representadas na Figura 10 (Ramakrishna, et al., 2005).

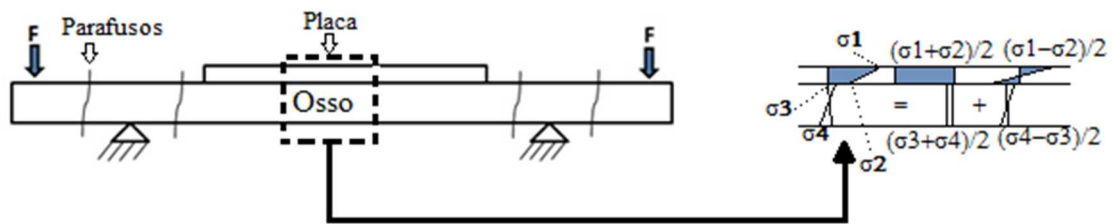


Figura 10: Diagrama de corpo livre [adaptado] (Piloto, 2011) (Ramakrishna, et al., 2005).

Considerando os critérios de compatibilidade para a tensão na zona de contacto durante e após a cicatrização, assume-se que as forças nos parafusos (W), na placa e no osso são iguais em magnitude e opostas na direção, assim a placa e o osso têm a mesma deformação (Piloto, 2011), (Ramakrishna, et al., 2005).

As tensões normais representadas na figura distribuem-se por todo o conjunto placa-osso. Assim σ_1 e σ_2 representam as tensões normais existentes na superfície superior e inferior da placa respetivamente, enquanto o σ_3 σ_4 representam as tensões normais existentes na superfície superior e inferior do osso, respetivamente.

Através da seguinte equação foi determinada a força W nos parafusos.

$$W = - \frac{\left[\left(e^{\frac{\sqrt{F_p} a}{\sqrt{E_p I_p}}} + e^{\frac{\sqrt{F_p} a}{\sqrt{E_p I_p}}} \right) F_b M_p - 2 F_b M_p - 2 F_p M_b + 2 \cos \left(\frac{\sqrt{F_b} a}{\sqrt{E_b I_b}} \right) M_b F_p \right] \sqrt{F_p} \sqrt{F_b}}{\left[e^{\frac{\sqrt{F_p} a}{\sqrt{E_p I_p}}} F_b^{\frac{3}{2}} \sqrt{E_p I_p} - e^{\frac{\sqrt{F_p} a}{\sqrt{E_p I_p}}} F_b^{\frac{3}{2}} \sqrt{E_p I_p} - 2 \sqrt{F_p} F_p^{\frac{3}{2}} a - 2 \sin \left(\frac{\sqrt{F_b} a}{\sqrt{E_b I_b}} \right) \sqrt{E_b I_b} F_p^{\frac{3}{2}} + 2 \sqrt{F_b} F_p^{\frac{3}{2}} a \right]} \quad (20)$$

As seguintes expressões permitem calcular as deformações que existem na placa e no osso. De notar que na área de contacto, as tensões interface placa-osso são diferentes porque os módulos de elasticidade são diferentes.

$$\epsilon_{P1} = \frac{\sigma_1}{E_p} \quad (21)$$

$$\epsilon_{P2} = \frac{\sigma_2}{E_p} \quad (22)$$

$$\epsilon_{P3} = \frac{\sigma_3}{E_B} \quad (23)$$

$$\epsilon_{P4} = \frac{\sigma_4}{E_B} \quad (24)$$

4.1.1. Método Suplementar de Cálculo

O fémur foi definido com 32 mm de diâmetro externo, 16 mm de diâmetro interno, uma placa de 5,2 mm de espessura, o módulo de elasticidade da placa (E_p) é de 200×10^9 N.m², o módulo de elasticidade do osso E_b é de 1×10^9 N.m² onde se fez variar a percentagem de regeneração. A tibia foi definida com 28 mm de diâmetro externo, 10

mm de diâmetro interno, a espessura (t) da placa é de 5,2 mm, o módulo de elasticidade da placa é de 200×10^9 N.m², o módulo de elasticidade do osso Eb é de 1×10^9 N.m² e é no Eb do osso que se fez variar a percentagem de regeneração.

Os resultados das tensões (σ), deformações (ϵ), força nos parafusos (w) e posição do eixo neutro “C” estão representados nas (Tabelas 1 e 2). O processo foi feito para quatro momentos diferentes de carga última, isto é, a carga máxima a que o osso está sujeito a suportar, tanto para o fémur como para a tibia, com as respetivas dimensões do osso experimental, e para um processo de regeneração óssea de 1% 10%, 50% e 100%.

Tabela 1: Resultados das tensões, deformações, posição do eixo neutro e força nos parafusos, no fémur, para quatro valores de momento de carga última (M=29,5; M=59; M=88,5; M=118).

		Fémur															
		1%				10%				50%				100%			
M=29,5 N.m		σ_z [MPa]	ϵ [-]	c [m]	W [N]	σ_z [MPa]	ϵ [-]	c [m]	W [N]	σ_z [MPa]	ϵ [-]	c [m]	W [N]	σ_z [MPa]	ϵ [-]	c [m]	W [N]
1		3,53E+08	1,76E-03			2,36E+08	1,18E-03			1,02E+08	5,10E-04			6,48E+07	3,24E-04		
2		-3,51E+08	-1,76E-03			-2,25E+08	-1,12E-03			-8,08E+07	-4,04E-04			-4,06E+07	-2,03E-04		
3		-1,76E+04	-1,76E-03	2,6E-03	2,1E+02	-1,12E+05	-1,12E-03	2,7E-03	1,2E+03	-2,02E+05	-4,04E-04	2,9E-03	1,7E+03	-2,03E+05	-2,03E-04	3,2E-03	1,3E+03
4		-1,64E+05	-1,64E-02			-1,07E+06	-1,07E-02			-2,10E+06	-4,20E-03			-2,39E+06	-2,39E-03		
M=59 N.m																	
1		7,06E+08	3,53E-03			4,71E+08	2,36E-03			2,04E+08	1,02E-03			1,30E+08	6,48E-04		
2		-7,02E+08	-3,51E-03			-4,50E+08	-2,25E-03			-1,62E+08	-8,08E-04			-8,12E+07	-4,06E-04		
3		-3,51E+04	-3,51E-03	2,6E-03	4,2E+02	-2,25E+05	-2,25E-03	2,7E-03	2,5E+03	-4,04E+05	-8,08E-04	2,9E-03	3,3E+03	-4,06E+05	-4,06E-04	3,2E-03	2,6E+03
4		-3,28E+05	-3,28E-02			-2,14E+06	-2,14E-02			-4,20E+06	-8,40E-03			-4,78E+06	-4,78E-03		
M=88,5 N.m																	
1		1,06E+09	5,29E-03			7,07E+08	3,53E-03			3,06E+08	1,53E-03			1,94E+08	9,71E-04		
2		-1,05E+09	-5,27E-03			-6,74E+08	-3,37E-03			-2,42E+08	-1,21E-03			-1,22E+08	-6,09E-04		
3		-5,27E+04	-5,27E-03	2,6E-03	6,2E+02	-3,37E+05	-3,37E-03	2,7E-03	3,7E+03	-6,06E+05	-1,21E-03	2,9E-03	5,0E+03	-6,09E+05	-6,09E-04	3,2E-03	3,9E+03
4		-4,91E+05	-4,91E-02			-3,21E+06	-3,21E-02			-6,30E+06	-1,26E-02			-7,17E+06	-7,17E-03		
M=118 N.m																	
1		1,41E+09	7,06E-03			9,43E+08	4,71E-03			4,08E+08	2,04E-03			2,59E+08	1,30E-03		
2		-1,40E+09	-7,02E-03			-8,99E+08	-4,50E-03			-3,23E+08	-1,62E-03			-1,62E+08	-8,12E-04		
3		-7,02E+04	-7,02E-03	2,6E-03	8,3E+02	-4,50E+05	-4,50E-03	2,7E-03	4,9E+03	-8,08E+05	-1,62E-03	2,9E-03	6,6E+03	-8,12E+05	-8,12E-04	3,2E-03	5,2E+03
4		-6,55E+05	-6,55E-02			-4,27E+06	-4,27E-02			-8,40E+06	-1,68E-02			-9,56E+06	-9,56E-03		

MÉTODO ANALÍTICO DE CÁLCULO PARA FLEXÃO

Tabela 2: Resultados das tensões, deformações, posição do eixo neutro e força nos parafusos, na tíbia, para quatro valores de momento de carga última (M=33,5; M=67; M=100,5; M=134).

Tíbia																	
		1%				10%				50%				100%			
M	N.m	σz [MPa]	ε [-]	c [m]	W [N]	σz [MPa]	ε [-]	c [m]	W [N]	σz [MPa]	ε [-]	c [m]	W [N]	σz [MPa]	ε [-]	c [m]	W [N]
M=33,5		7,69E+08	3,85E-03			4,35E+08	2,18E-03			1,66E+08	8,32E-04			1,06E+08	5,28E-04		
	1	-7,64E+08	-3,82E-03	2,1E-03	3,7E+02	-4,05E+08	-2,02E-03	2,2E-03	1,7E+03	-1,16E+08	-5,81E-04	2,5E-03	1,7E+03	-5,13E+07	-2,56E-04	2,8E-03	1,2E+03
	2	-3,82E+04	-3,82E-03			-2,02E+05	-2,02E-03			-2,91E+05	-5,81E-04			-2,56E+05	-2,56E-04		
	3	-3,96E+05	-3,96E-02			-2,16E+06	-2,16E-02			-3,59E+06	-7,18E-03			-3,92E+06	-3,92E-03		
	4																
M=67		1,54E+09	7,69E-03			8,70E+08	4,35E-03			3,33E+08	1,66E-03			2,11E+08	1,06E-03		
	1	-1,53E+09	-7,64E-03	2,1E-03	7,3E+02	-8,10E+08	-4,05E-03	2,2E-03	3,5E+03	-2,33E+08	-1,16E-03	2,5E-03	3,4E+03	-1,03E+08	-5,13E-04	2,8E-03	2,3E+03
	2	-7,64E+04	-7,64E-03			-4,05E+05	-4,05E-03			-5,81E+05	-1,16E-03			-5,13E+05	-5,13E-04		
	3	-7,92E+05	-7,92E-02			-4,33E+06	-4,33E-02			-7,18E+06	-1,44E-02			-7,84E+06	-7,84E-03		
	4																
M=100,5		2,31E+09	1,15E-02			1,31E+09	6,53E-03			4,99E+08	2,50E-03			3,17E+08	1,59E-03		
	1	-2,29E+09	-1,15E-02	2,1E-03	1,1E+03	-1,21E+09	-6,07E-03	2,2E-03	5,1E+03	-3,49E+08	-1,74E-03	2,5E-03	5,1E+03	-1,54E+08	-7,69E-04	2,8E-03	3,5E+03
	2	-1,15E+05	-1,15E-02			-6,07E+05	-6,07E-03			-8,72E+05	-1,74E-03			-7,69E+05	-7,69E-04		
	3	-1,19E+06	-1,19E-01			-6,49E+06	-6,49E-02			-1,08E+07	-2,15E-02			-1,18E+07	-1,18E-02		
	4																
M=134		3,08E+09	1,54E-02			1,74E+09	8,70E-03			6,66E+08	3,33E-03			4,23E+08	2,11E-03		
	1	-3,05E+09	-1,53E-02	2,1E-03	1,4E+03	-1,62E+09	-8,10E-03	2,2E-03	6,8E+03	-4,65E+08	-2,33E-03	2,5E-03	6,8E+03	-2,05E+08	-1,03E-03	2,8E-03	4,6E+03
	2	-1,53E+05	-1,53E-02			-8,10E+05	-8,10E-03			-1,16E+06	-2,33E-03			-1,03E+06	-1,03E-03		
	3	-1,58E+06	-1,58E-01			-8,65E+06	-8,65E-02			-1,44E+07	-2,87E-02			-1,57E+07	-1,57E-02		
	4																

Uma vez obtidos os resultados acima indicados, foi utilizado o programa de cálculo *Excel* para representação gráfica.

Os seguintes gráficos representam a distribuição das tensões para as diferentes percentagens de regeneração, considerando diferentes valores de carga última para o fémur. Nestes gráficos está representado o modelo simplificado do osso e da placa, considerando uma representação próxima da zona da fratura. (Di) representa o diâmetro interno, (De) representa o diâmetro externo do osso e (t) a espessura da placa no topo. Na Tabela 3 podem-se visualizar as dimensões.

Tabela 3: Dimensões dos ossos e da placa.

	De [mm]	Di [mm]	t [mm]
Fémur	32	16	5.2
Tíbia	28	10	5.2

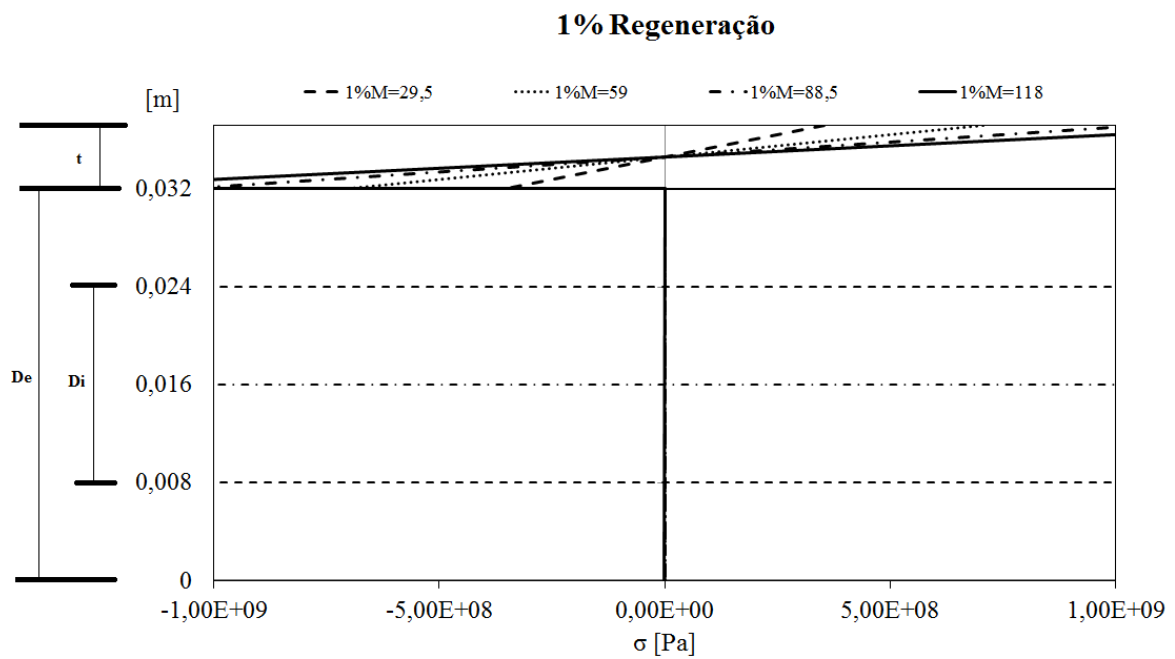


Gráfico 1: Tensão obtida para diferentes momentos para 1% de regeneração no fêmur.

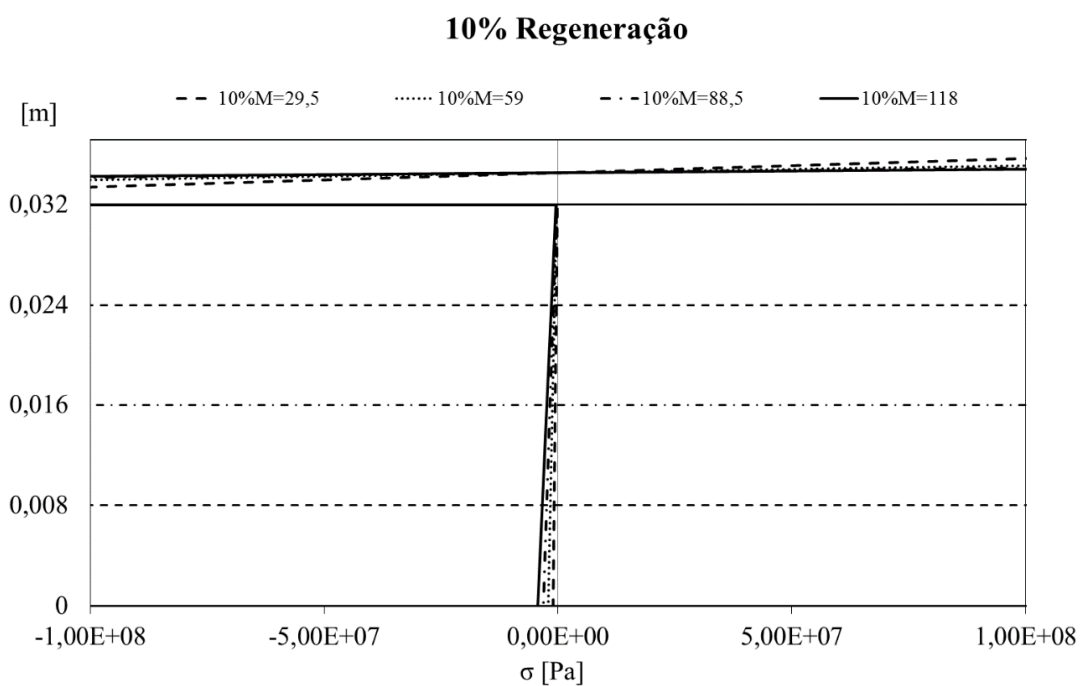


Gráfico 2: Tensão obtida para diferentes momentos para 10% de regeneração no fêmur.

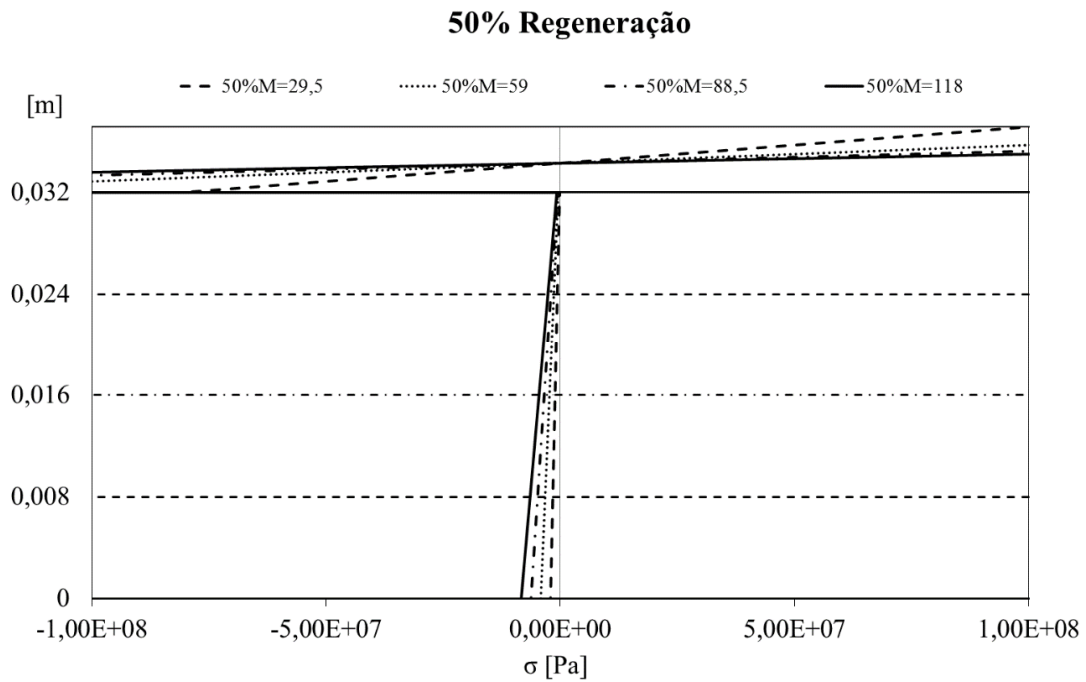


Gráfico 3: Tensão obtida para diferentes momentos para 50% de regeneração no fêmur.

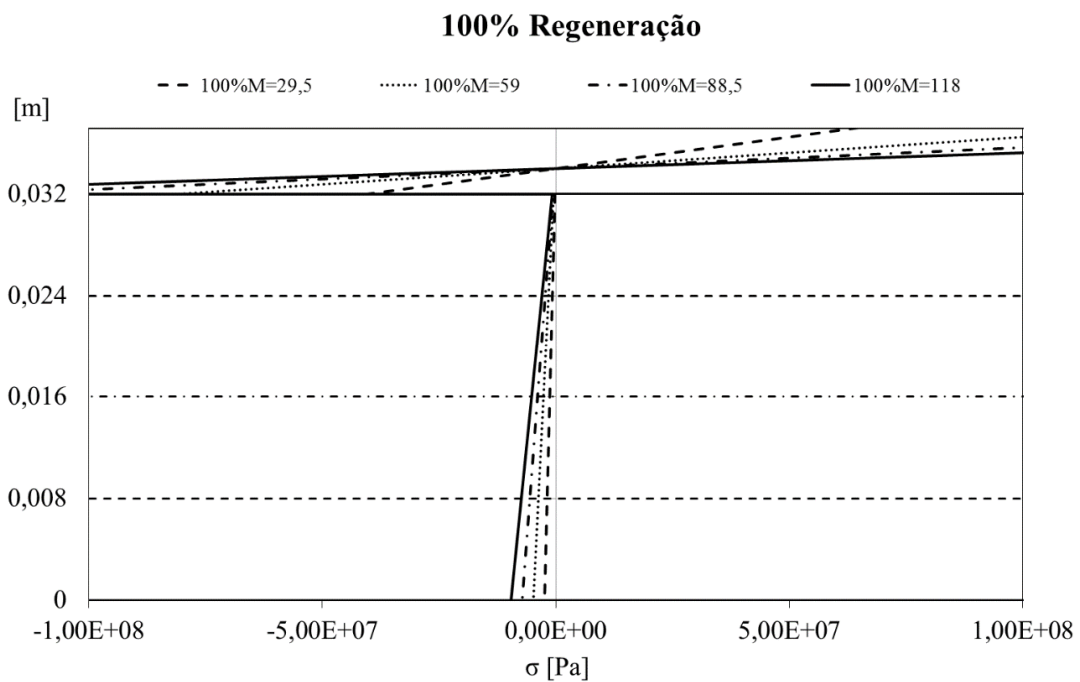


Gráfico 4: Tensão obtida para diferentes momentos para 100% de regeneração no fêmur.

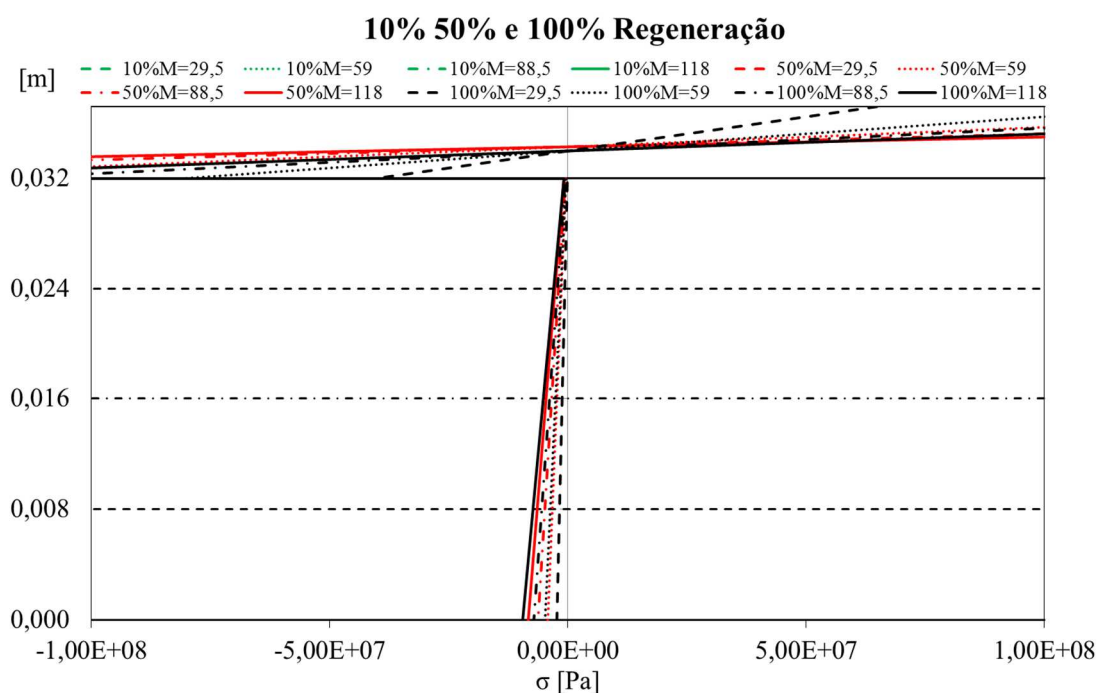


Gráfico 5: Tensão obtida para os diferentes momentos das diferentes percentagens de regeneração no fémur.

Pela análise dos gráficos de regeneração pode afirmar-se que num estado inicial as tensões estão mais concentradas na zona do calo, e à medida que aumenta o processo de regeneração, ou seja, à medida que o osso cura estas tensões distribuem-se ao longo do osso. Verifica-se também que os valores das tensões σ_4 aumentam com o aumento da regeneração óssea. Pelo contrário as tensões σ_1 diminuem com o aumento da regeneração óssea. Ainda é de salientar que as tensões diminuem na placa e aumentam no osso ao longo de todo o processo de cura.

Os Gráficos seguintes (6 ao 9) representam as percentagens de carga última 25%, 50%, 75% e 100% para as diferentes fases de regeneração 1%, 10%, 50% e 100%, no fémur.

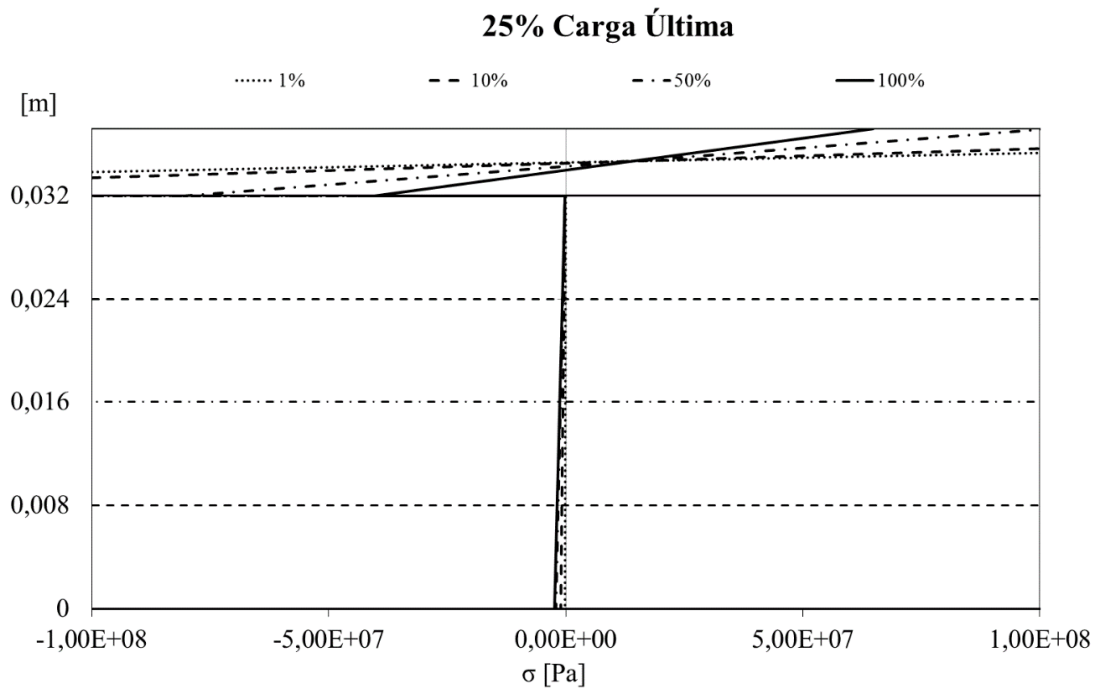


Gráfico 6: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 25% de carga última no fémur.

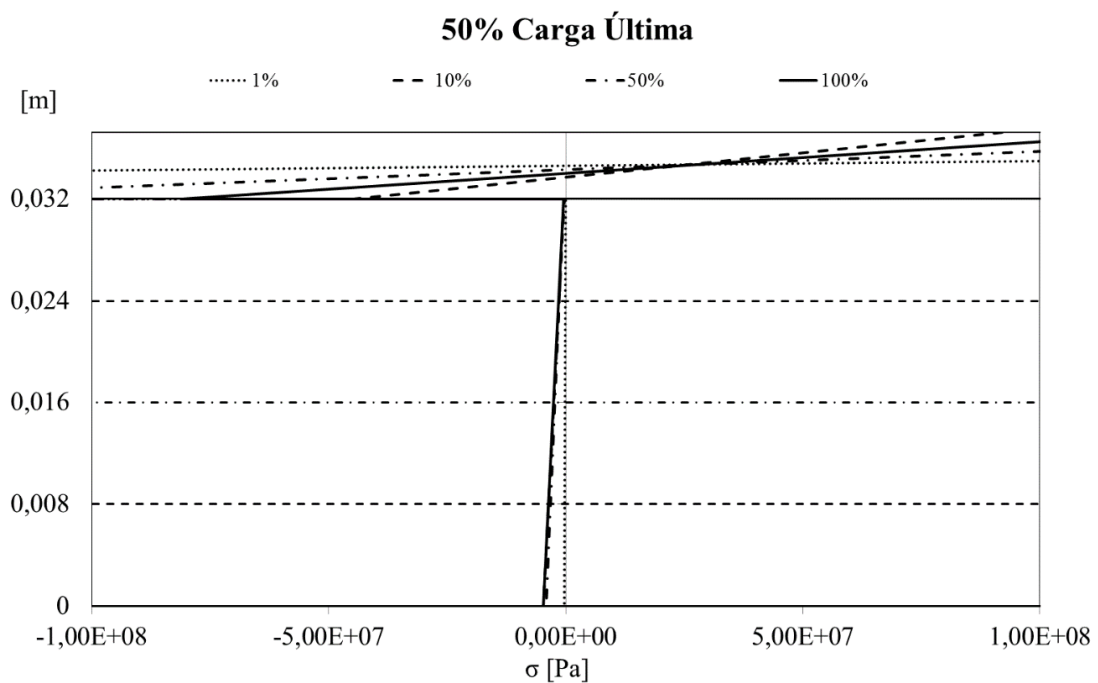


Gráfico 7: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 50% de carga última no fémur.

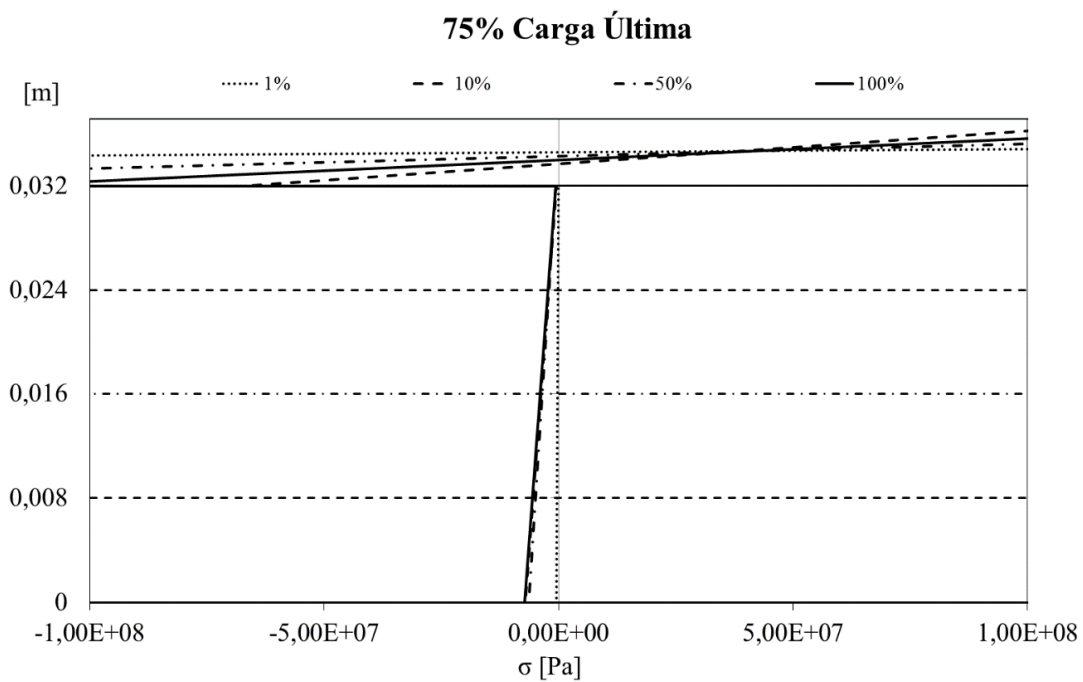


Gráfico 8: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 75% de carga última no fémur.

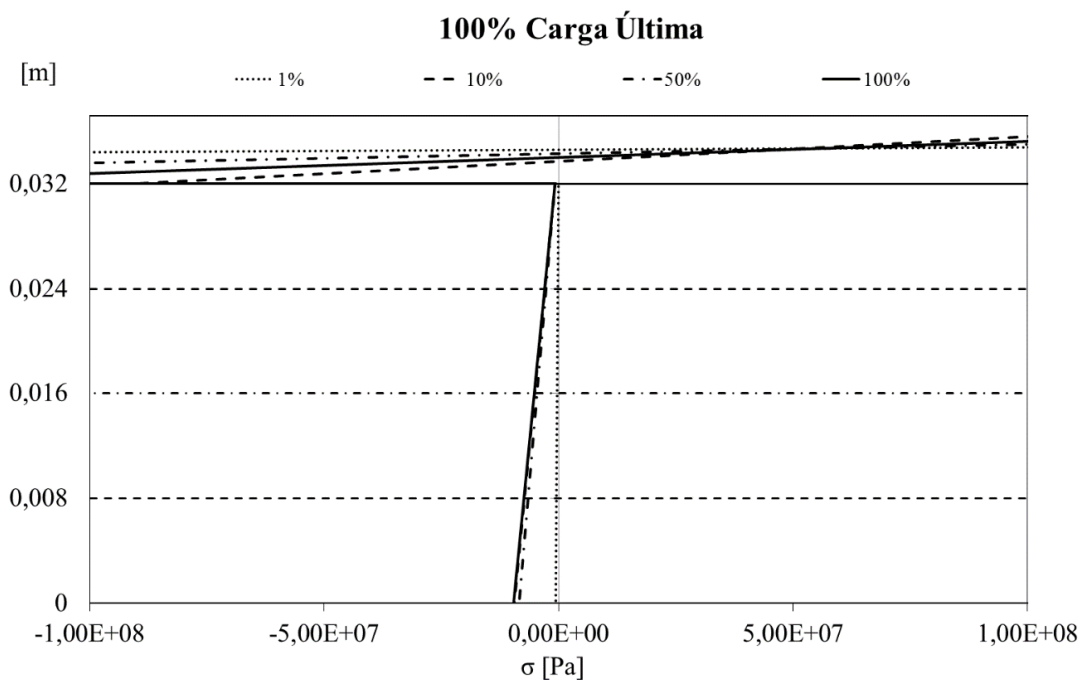


Gráfico 9: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 100% de carga última no fémur.

Pela análise dos gráficos que representam a carga última, pode-se visualizar que num processo de carga inicial para as várias fases de regeneração as tensões são maiores na zona do calo. Na placa as tensões são tanto menores quanto maior for a percentagem de regeneração. À medida que a percentagem de carga última aumenta, as tensões aumentam no osso e na placa.

O Gráfico 10 representa as deformações que ocorrem ao longo do fêmur para os diferentes valores de momento ($M=29,5$; $M=59$; $M=88,5$; $M=118$) e para 10, 50 e 100% de regeneração.

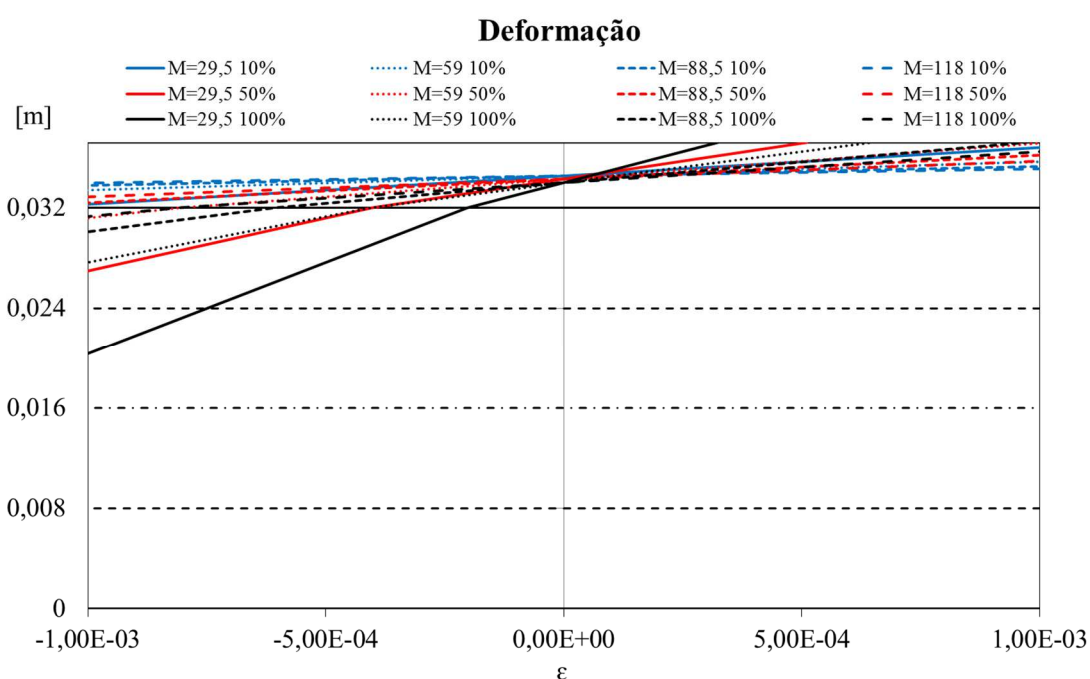


Gráfico 10: Deformações para os diferentes momentos e percentagens de regeneração no fêmur.

Pela análise do Gráfico 10, pode-se constatar que a deformação é menor para uma percentagem de 100% como seria de esperar, e num momento de carga última a deformação ocorre, sobretudo na placa.

Os gráficos seguintes representam a distribuição das tensões para as diferentes percentagens de regeneração, considerando diferentes valores de carga última para a tibia. Estes Gráficos 11 a 14 representam o modelo simplificado do osso e da placa,

considerando uma representação próxima da zona da fratura. (Di) representa o diâmetro interno do osso, (De) representa o diâmetro externo e (t) a espessura da placa no topo.

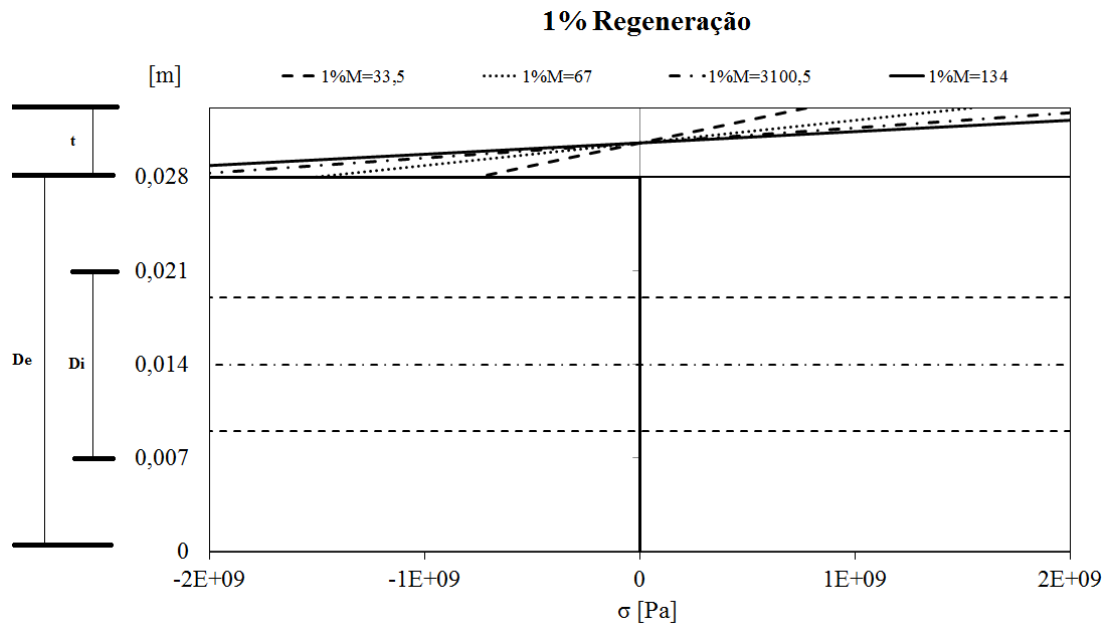


Gráfico 11: Tensão obtida para diferentes momentos para 1% de regeneração na tíbia.

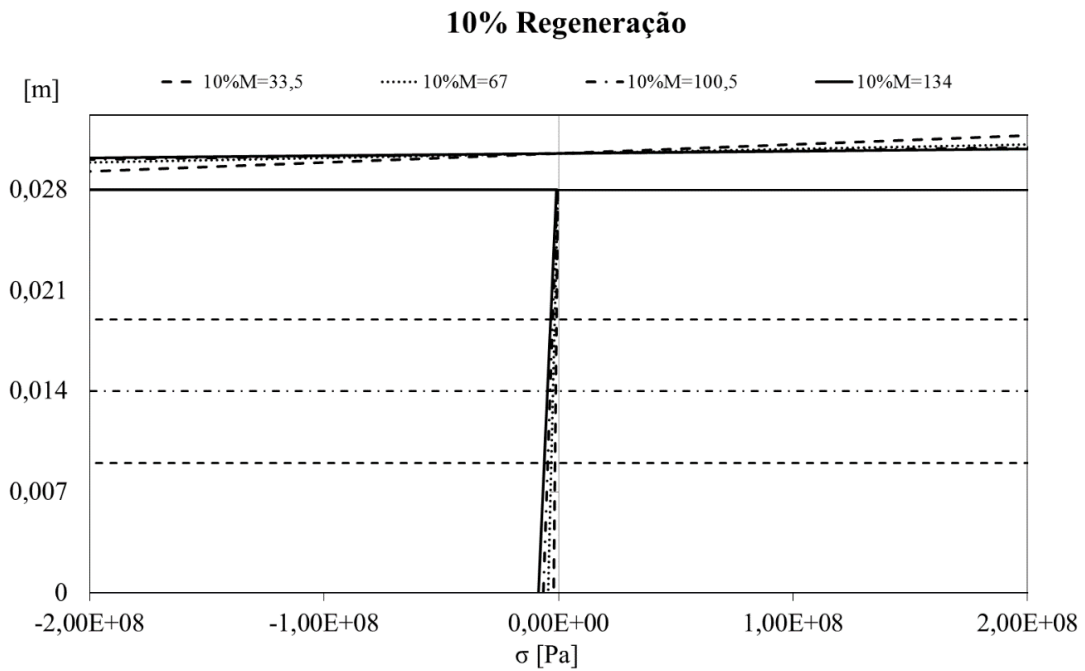


Gráfico 12: Tensão obtida para diferentes momentos para 10% de regeneração na tíbia.

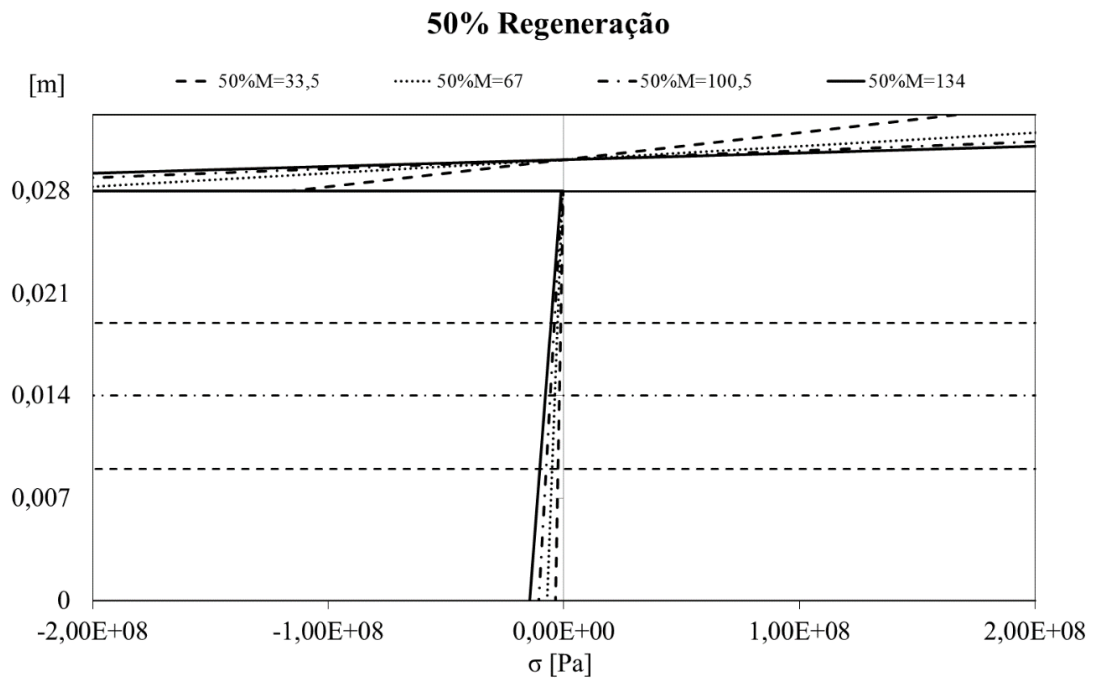


Gráfico 13: Tensão obtida para diferentes momentos para 50% de regeneração na tíbia.

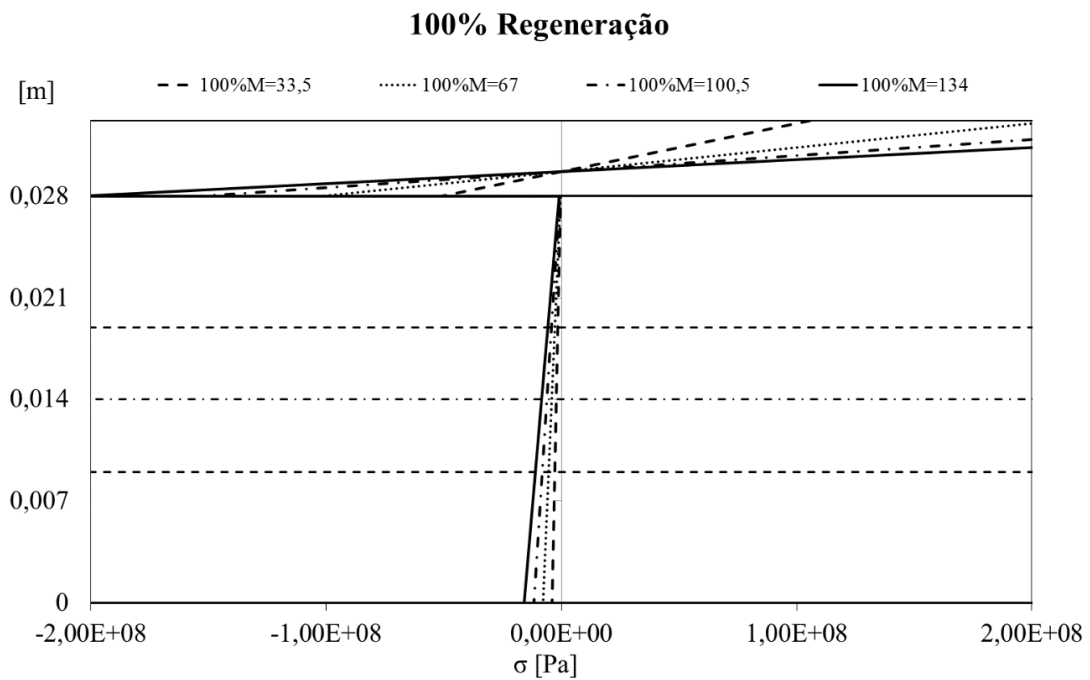


Gráfico 14: Tensão obtida para diferentes momentos para 100% de regeneração na tíbia.

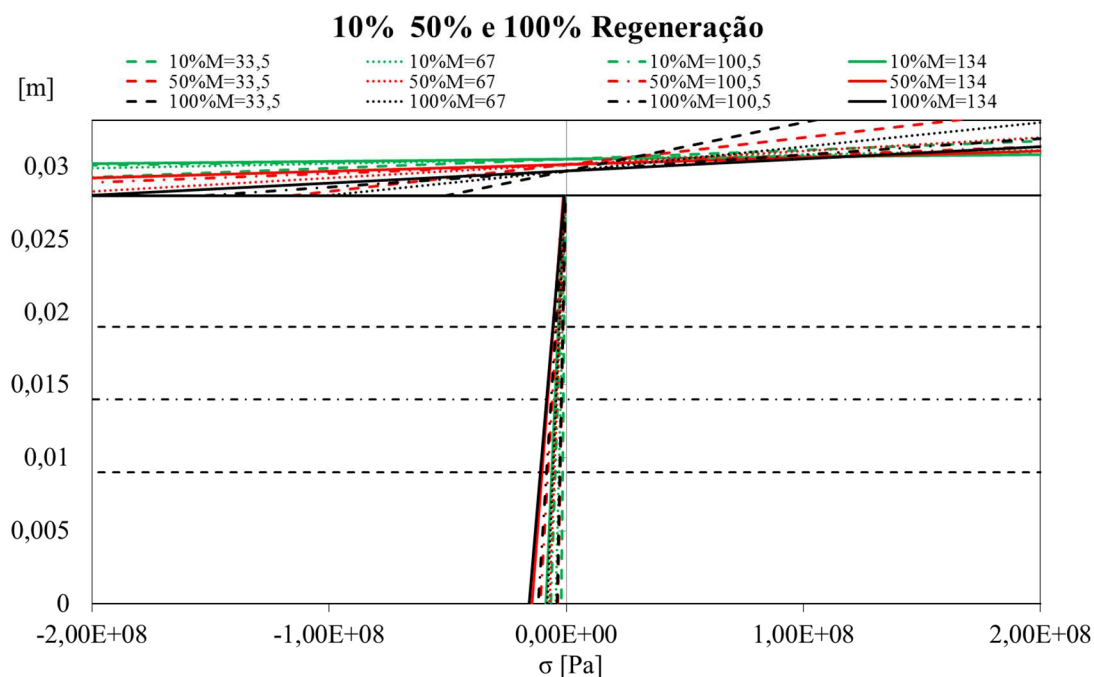


Gráfico 15: Tensão obtida para os diferentes momentos das diferentes percentagens de regeneração na tibia.

Através da análise dos gráficos de regeneração pode afirmar-se o que e à medida que aumenta o processo de regeneração, isto é, à medida que o osso cura as tensões são maiores no osso e que os valores das tensões σ_4 aumentam e as tensões σ_1 diminuem, pois numa fase inicial as tensões estão mais concentradas na zona do calo, Ainda é de salientar que as tensões diminuem na placa e aumentam no osso ao longo de todo o processo de regeneração.

Os Gráficos 16 a 19 representam as percentagens de carga última 25%, 50%, 75% e 100% para as diferentes fases de regeneração 1%, 10%, 50% e 100%, na tibia.

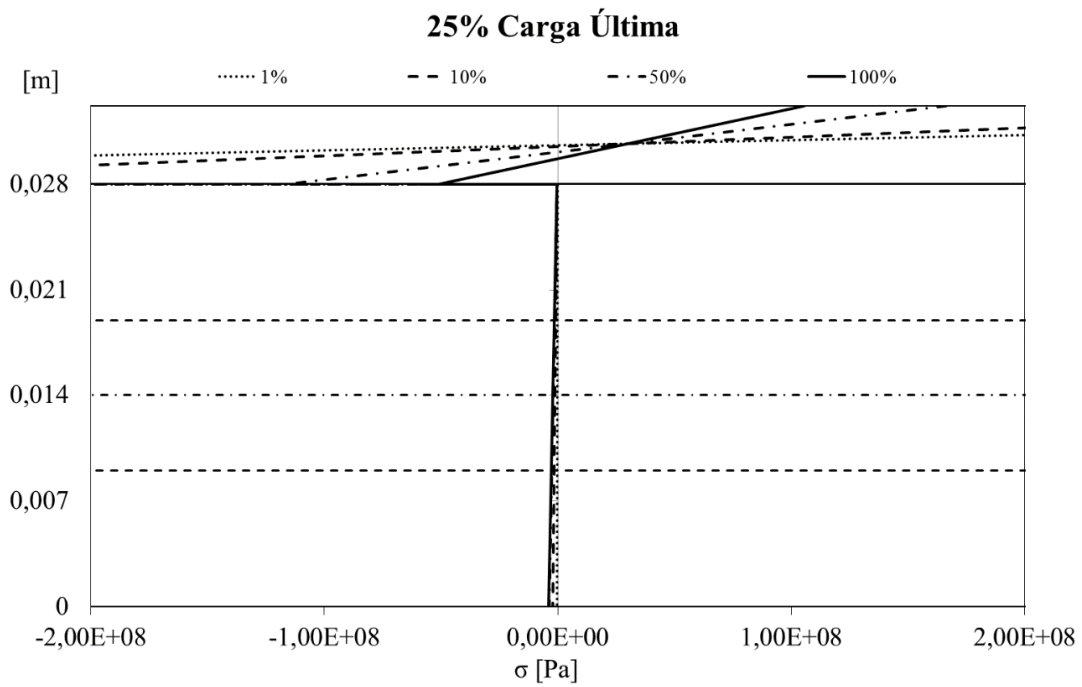


Gráfico 16: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 25% de carga última na tibia.

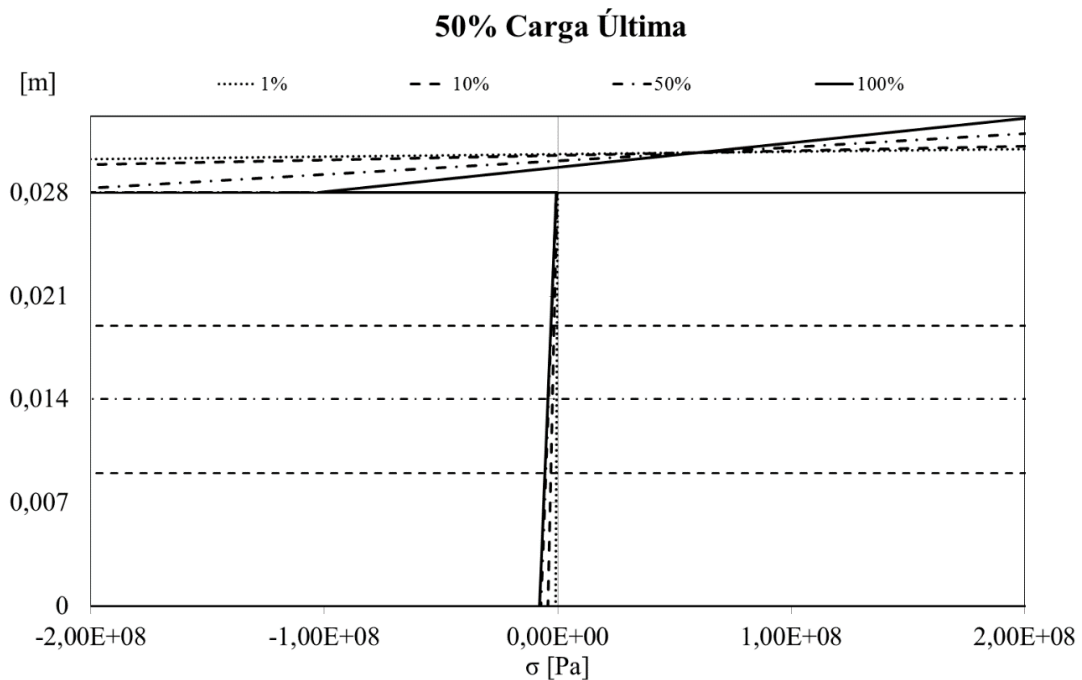


Gráfico 17: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 50% de carga última na tibia.

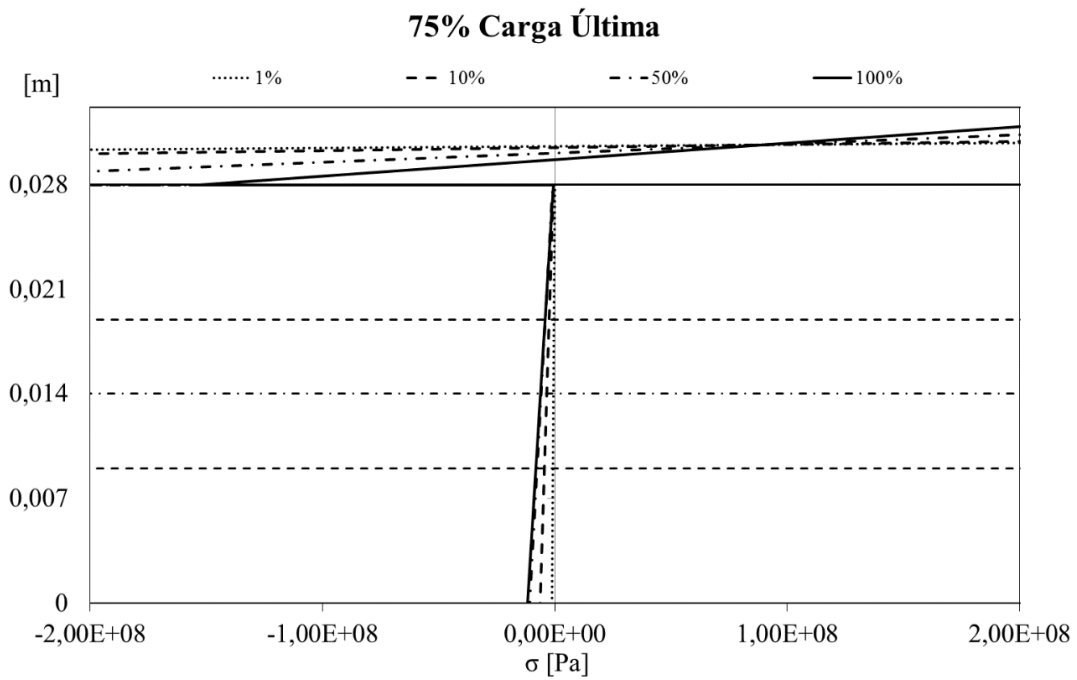


Gráfico 18: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 75% de carga última na tibia.

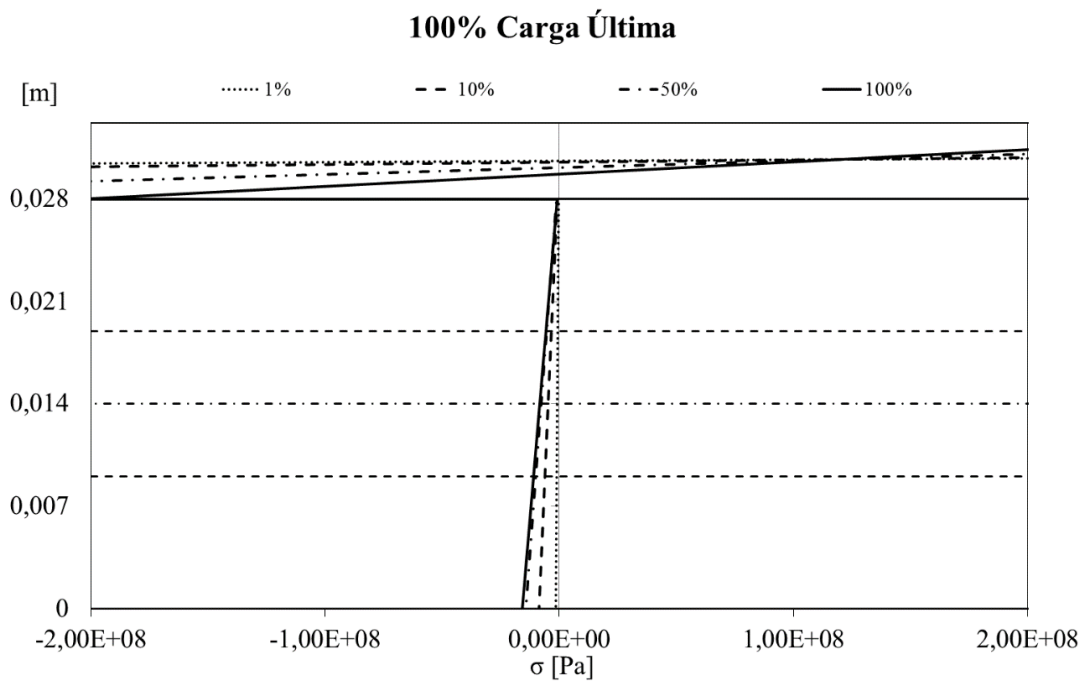


Gráfico 19: Tensão obtida para as diferentes percentagens de regeneração para 100% de carga última na tibia.

Pela análise dos gráficos que representam a carga última na tíbia, pode-se visualizar que num processo de carga inicial para as várias fases de regeneração as tensões são maiores na zona do calo. À medida que a percentagem de carga última aumenta, as tensões aumentam no osso e na placa. Ainda se verifica que na placa as tensões são tanto menores quanto maior for a percentagem de regeneração.

O Gráfico 20 representa as deformações que ocorrem ao longo da tíbia para os diferentes valores de momento ($M=33,5$; $M=67$; $M=100,5$; $M=134$) e para 10, 50 e 100% de regeneração.

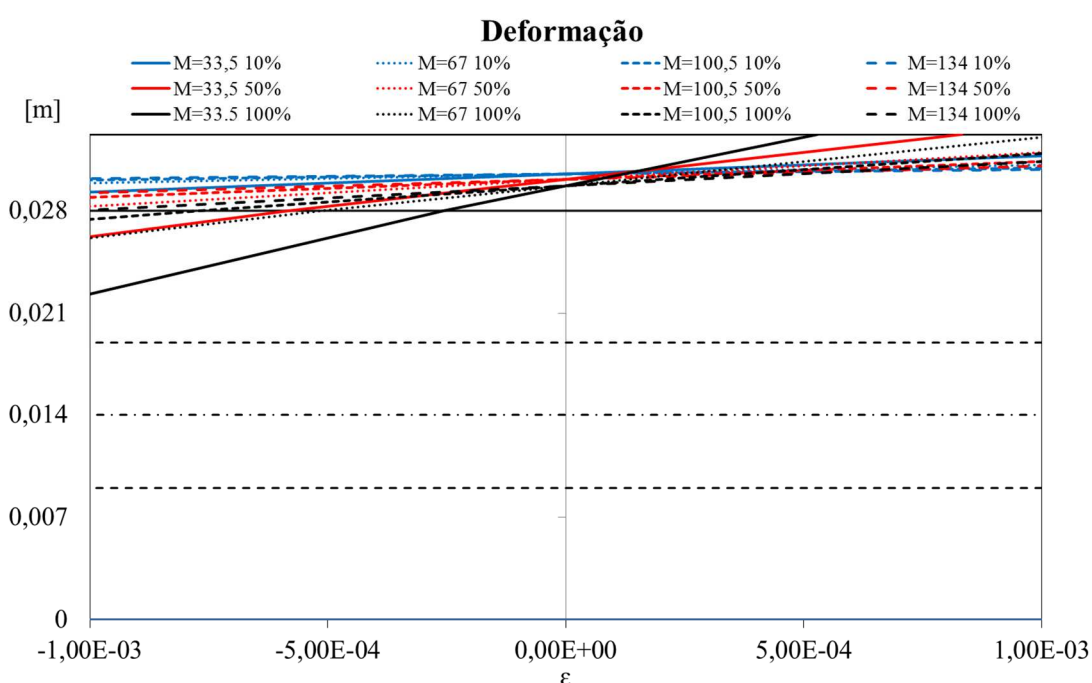


Gráfico 20: Deformações para os diferentes momentos e percentagens de regeneração na tíbia

Pela análise do Gráfico 20 pode-se constatar que a deformação é menor para uma percentagem de 100% como seria de esperar, e num momento de carga última a deformação ocorre, sobretudo na placa.

CAPÍTULO 5-MÉTODO EXPERIMENTAL DE ENSAIOS À FLEXÃO

Neste capítulo é apresentado um dispositivo de ensaio para submeter os ossos aos ensaios de flexão. São ainda descritos os modelos dos ossos utilizados, assim como as placas e os parafusos utilizados. Irá ser detalhado todo o processo de instrumentação e os ensaios de flexão.

5.1. Desenvolvimento da Estrutura de Interface

A estrutura de interface utilizada no ensaio experimental de flexão foi desenvolvida no programa *SolidWorks*, para posteriormente ser construída em laboratório.

Na Figura 11 visualiza-se o modelo elaborado em *CAD* (*Computer-Aided Design*).

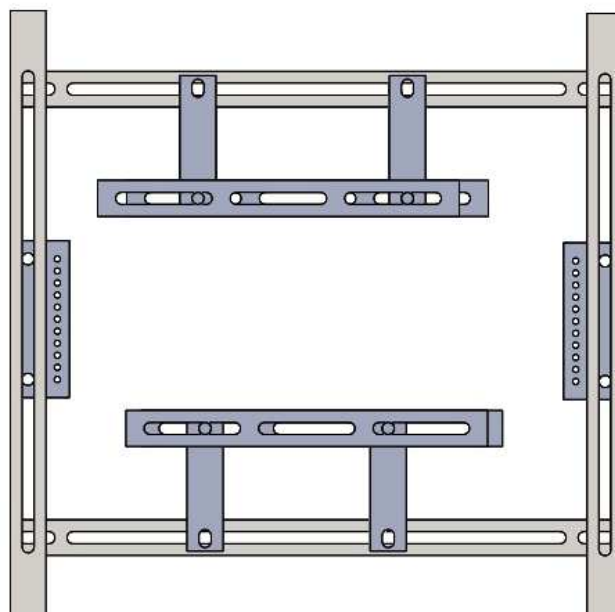


Figura 11: Modelo *CAD*.

O modelo *CAD* representa o dispositivo de ensaios efetuado. A estrutura de interface é colocada sobre o prato da máquina de ensaios de compressão. Esta máquina é uma prensa elétrica. Como se pode verificar pela imagem, o dispositivo é composto por quatro peças, uma de base, uma de topo semelhante a esta, e duas laterais com um rasgo na zona inferior. Quer a peça de base quer a de topo estão ligadas a dois componentes (H's= apoios e sistema de carga). Estes componentes são peças com função de apoio e de carga desta estrutura de interface que permitem efetuar a carga do conjunto. Contém ainda umas chapas laterais que restringem o movimento lateral do osso, possibilitando o deslocamento na vertical. O objetivo do ensaio é determinar a carga limite última do conjunto. Atendendo às condições necessárias para efetuar o ensaio será indispensável ter em consideração a resistência dos materiais, suficiente para não influenciar os resultados dos ensaios do conjunto placa osso.

5.2. Modelos de Ossos da *Sawbones*

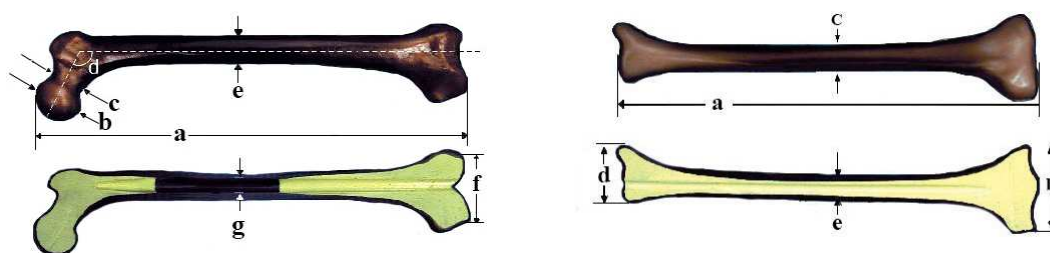
A *Sawbones* é uma empresa líder em ortopedia e modelos médicos há mais de três décadas, com a diversa criação de modelos continuam liderar os modelos anatómicos para a educação médica. Além de mais de dois mil produtos, a *Sawbones* oferece o desenvolvimento de produtos personalizados para instituições de ensino (Sawbones, 2013).

Algumas das vantagens desta fabricação é o comportamento mecânico do material ósseo composto, que está dentro do intervalo de espécies cadavéricas e a baixa variabilidade nos testes de comparação com estas, para todos os regimes de carga.

O material ósseo cortical é uma mistura de vidro, fibra e resina epóxi, quanto ao padrão de material esponjoso é 17 [g/cm³] espuma de poliuretano sólido rígido. O osso cortical foi desenvolvido para atender às exigentes necessidades das experiências *in vitro* e aproximar ao osso cortical natural. O material esponjoso pode ser alternado com sólido, rígido e espuma de poliuretano com massa específica 8-20 [g/cm³] ou espuma celular rígida de poliuretano com massa específica 12.5-20 [g/cm³]. Na Tabela 4 pode observar-se a média das propriedades mecânicas dos materiais da *Sawbones*. Na Figura 12 pode-se visualizar os modelos ósseos do fémur e da tibia utilizados.

Tabela 4: Propriedades mecânicas dos ossos (Sawbones, 2013).

Resistência à:		Osso Cortical	Osso Esponjoso	
			Maciço	Celular
Tração na direção longitudinal	Resistência (MPa)	106	-	-
	Módulo de Elasticidade (GPa)	16.0	-	-
Compressão	Resistência (MPa)	157	6.0	0.155
	Módulo de Elasticidade (GPa)	16.7	5.4	0.137
Tração na direção transversal	Resistência (MPa)	93	-	-
	Módulo de Elasticidade (GPa)	10.0	-	-
Massa Específica (Kg/m ³)		1640	270	320

**Figura 12:** Modelo ósseo do fêmur e da tíbia, respectivamente (Sawbones, 2013).

Os modelos *Sawbones* utilizados são ambos ossos esquerdos e largos, e as características são:

Fêmur (modelo 3406) - a) 485 mm; b) 52 mm; c) 37 mm; d) 120°; e) 32 mm; f) 93 mm; g) 16 mm o canal.

Tíbia (modelo 3402) - a) 405 mm; b) 84 mm; c) 28 mm; d) 58 mm; e) 10 mm o canal.

5.3. Placas e Parafusos *Synthes*

Os instrumentos *SYNTHESES* são maioritariamente, fabricados a partir de aços anticorrosivos, neste caso específico os aços inoxidáveis. Devido ao seu elevado teor de cromo, os aços anticorrosivos formam, na superfície de metal, uma película protetora, ao qual se dá o nome de película passiva. Esta película protege o instrumento da

corrosão. Um manuseamento incorreto, como o dano da superfície e agressões de natureza química, física e térmica podem afetar a resistência à corrosão. São utilizados dois tipos de aços inoxidáveis: aços austeníticos não temperáveis pelo calor e os aços cromados temperáveis com uma estrutura martensítica. Para instrumentos, os aços austeníticos têm um teor de cromo cerca de 18% e um teor de níquel de pelo menos 8-10% (a), 2014).

A simbologia utilizada na embalagem segue as especificações das normas internacionais EN 980 “*Graphical symbols use in the labelling of medical devices*” e NBRISO 15223. Nos produtos fornecidos para a saúde existem etiquetas, rotulagens e informações em cada embalagem individual.

Os componentes do sistema são identificados de forma a possibilitar a sua rastreabilidade, através do logotipo da *SYNTHESES*, de marcação a laser, do código de referência e do número de lote. A marcação a laser é feita conforme estabelecido pela norma da marca (Synthes b), 2014).

Num procedimento cirúrgico adequado e na escolha do implante deve ter-se em consideração a colocação da placa sobre o osso fraturado e proceder à fixação preliminar. Caso seja prevista a compressão dinâmica axial, certificar que o centro da placa esteja situado sobre a linha da fratura (Synthes b), 2014). Para determinar a placa a ser utilizada deve-se realizar um Raio-X ântero-posterior bem como um lateral do membro ferido.

Inicialmente os implantes *AO/ ASIF* são desenhados para adaptar-se adequadamente ao osso a ser tratado, cada sistema é desenhado de acordo com o local em que deverá ser utilizado. Em determinadas situações é necessário moldar o implante para adequá-lo ao osso. A seleção correta do implante é fundamental para o sucesso da cirurgia e o bom funcionamento do sistema implementado.

Na Tabela 5 estão representadas as propriedades mecânicas das placas metálicas, com as normas da *SYNTHESES*, a empresa fornecedora das placas utilizadas para estes ensaios.

A *SYNTHESES* satisfaz os requisitos de qualidade estipulados pela diretiva comunitária sobre produtos médicos (Synthes b), 2014).

Tabela 5: Propriedades mecânicas do aço (Synthes b), 2014).

Material	Norma	Resistência máxima à tração (MPa) Min.	Alongamento Min.(%)
Aço inoxidável- Grau cirúrgico	NBR ISO 5832-1	860	12

Os parafusos canulados dividem-se em dois tipos, corticais e esponjosos. Este tipo de parafusos têm ranhuras cortantes na extremidade que permitem inserir o parafuso sem uso de broca.

Os parafusos corticais são geralmente utilizados para estabilização em áreas de diáfise e apresentam rosca no comprimento total do corpo do parafuso. As roscas são menos profundas e mais próximas entre si do que as do parafuso esponjoso. Podem ser usados como parafusos de tração, desde que a rosca não seja encaixada dentro do cortical proximal. O parafuso cortical é também utilizado para fixar placas ao osso. Na fixação interna com placas, o parafuso cortical pode ser colocado num intervalo de ângulo específico do orifício da placa. Os orifícios das placas onde se introduzem estes parafusos são lisos e não têm rosca guia.

Em função do formato da ponta dos parafusos, porção oposta à cabeça, eles podem apresentar características distintas que definem a forma de implantação. Os parafusos canulados podem ser autoatarrachante e/ou auto perfurante.

Os parafusos autoatarrachante apresentam arestas cortantes na ponta, que permitem gerar a forma da rosca do parafuso no osso a que está ser inserido. Têm habilidade de avançar no interior do osso quando roscados, enquanto criam a rosca para inserção. A fase de abertura de rosca é eliminada do procedimento cirúrgico (Globomedical, 2010).

5.4. Instrumentação e Fixação das Placas e dos Ossos

Para o estudo realizado, da aplicação das placas de osteossíntese, foi solicitada a intervenção de um médico ortopedista para fixar os ossos que serviram de objeto de trabalho. Foram colocadas placas de osteossíntese em fêmures e tíbias sintéticas (4^a geração: *Sawbones*). O ortopedista seguiu o protocolo cirúrgico adequado à fixação de

fraturas ósseas no fêmur e na tíbia. As Figuras 13 e 14 mostram a colocação das placas no fêmur e na tíbia respectivamente.



Figura 13: Corte no fêmur e fixação da placa e dos parafusos.

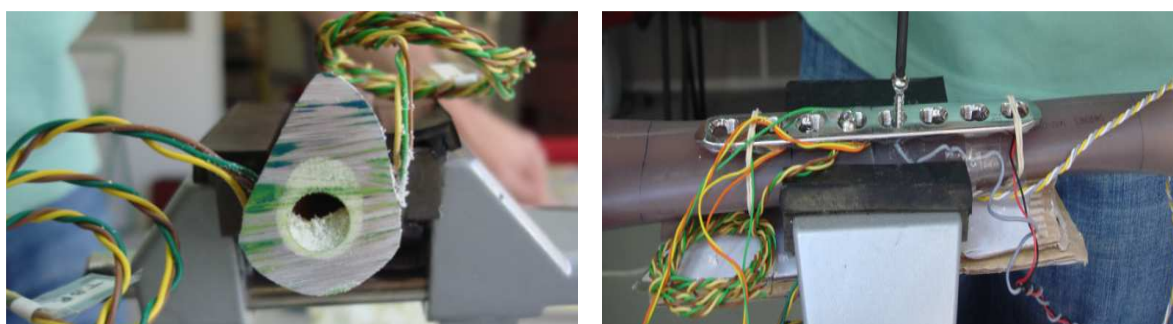


Figura 14: Corte na tíbia e fixação da placa e dos parafusos.

Para este efeito foram usados quatro ossos de quarta geração, dois fêmures (modelo 3406) e duas tíbias (modelo 3402). Apesar de estes ossos sintéticos não apresentarem as propriedades dos fêmures e das tíbias naturais, as suas características geométricas e mecânicas foram validadas e são semelhantes às dos ossos cadavéricos (Szivek, et al., 1991) (McNamara, et al., 1994) (Cristofolini, et al., 1996).

A fratura foi feita num dos fêmures e numa das tíbias utilizando um serrote, para simular uma fratura do tipo transversal, pois será mais acessível simular este tipo de fratura, simples. Os ossos foram fixados com uma placa de osteossíntese LCP 4.5/5.0 larga, de aço, com 10 furos para o fêmur e uma placa LCP 4.5/5.0 estreita, de 8 furos para a tíbia (modelos 226.601 e 224.581 respetivamente). A placa foi fixada ao fêmur com 4 parafusos e o mesmo ocorreu para a tíbia, unindo os dois segmentos de osso. Fixaram-se as placas nos ossos que estavam intatos e o procedimento foi da mesma forma.

Foram colocados quatro extensómetros (1-LY18-3/350 HBM) em cada fémur e em cada tíbia, dois na zona medial e dois na zona lateral. No fémur foram colocados a meio e na parte distal, na tíbia a meio e na parte proximal.

Em cada placa foram colocados também quatro extensómetros (1-LY11-3/350 HBM), dois na parte superior e dois na parte inferior. Foi utilizada cola cianocrilato (super cola), e um revestimento de poliuretano (verniz) para uma melhor fixação. Podem-se visualizar os extensómetros na Figura 15.

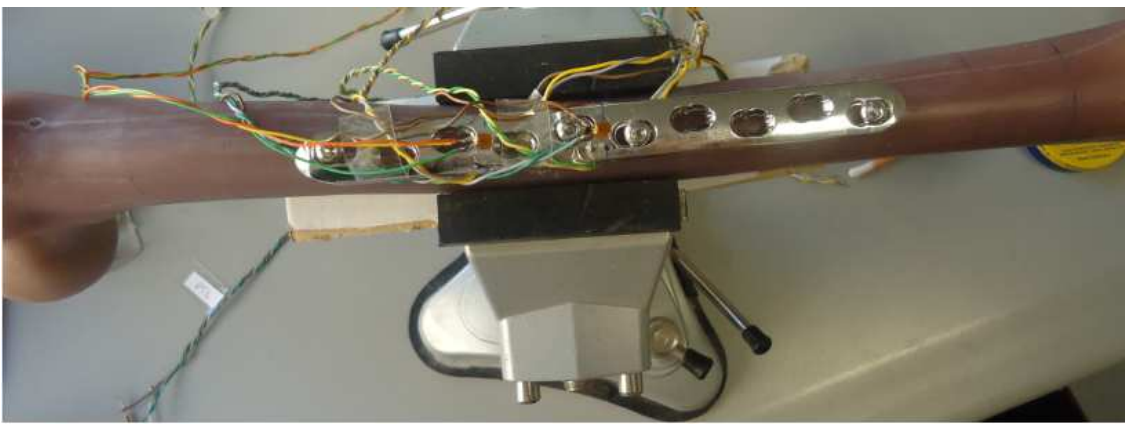


Figura 15: Modelo do fémur sem fratura com a colocação da placa e dos parafusos.

Todos os extensómetros foram ligados a um sistema de aquisição de dados *spider8* HBM de 600Hz. Este sistema foi lido no programa *Catman Easy*, instalado num computador comum.

5.5. Ensaios de Flexão em Quatro Pontos

O *spider* é um sistema de aquisição de dados de escolha universal para adquirir dados confiáveis de sinais de diferentes quantidades e de tecnologias de sensores. Os módulos universais permitem uma vasta gama de diferentes quantidades de medição a ser fiável e simultaneamente adquiridos utilizando um único dispositivo. O programa de medição utilizado, *Catman Easy*, é o programa da *HBM* para configuração, visualização e análise de sua medição. A forma de exportação de dados pode ser feita para todos os

formatos-padrão mais conhecidos (Hbm, 2014). Na Figura 16 está representada a configuração do ensaio experimental.



Figura 16: Configuração do ensaio experimental.

5.6. Resultados Experimentais

Nos gráficos que se seguem estão representados os resultados obtidos da leitura dos extensômetros, conforme representação da localização na Figura 17 efetuada em *AutoCAD*. Estes extensômetros encontram-se expostos no local da fratura e a uma distância de 36 mm do local da fratura. A designação destes extensômetros são PTL- localizado na parte superior da placa a meio do osso, PBL- na parte inferior da placa, FTL- na parte superior do fêmur, FBL- na parte inferior do fêmur ainda a meio do osso, a 36 mm do local da fratura estão representados PTR- no topo da placa, PBR- na parte inferior da placa, FTR- na parte superior do fêmur e FBR- na parte inferior do fêmur.

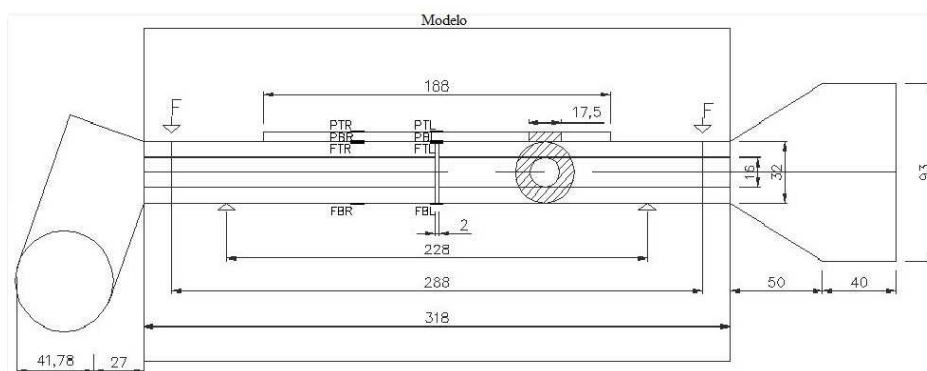


Figura 17: Modelo desenhado em *AutoCAD*, que representa o fêmur.

Na Figura 18 estão representadas as deformações medidas através dos extensômetros para o fêmur sem fratura, e os resultados para o fêmur com fratura na Figura 19.

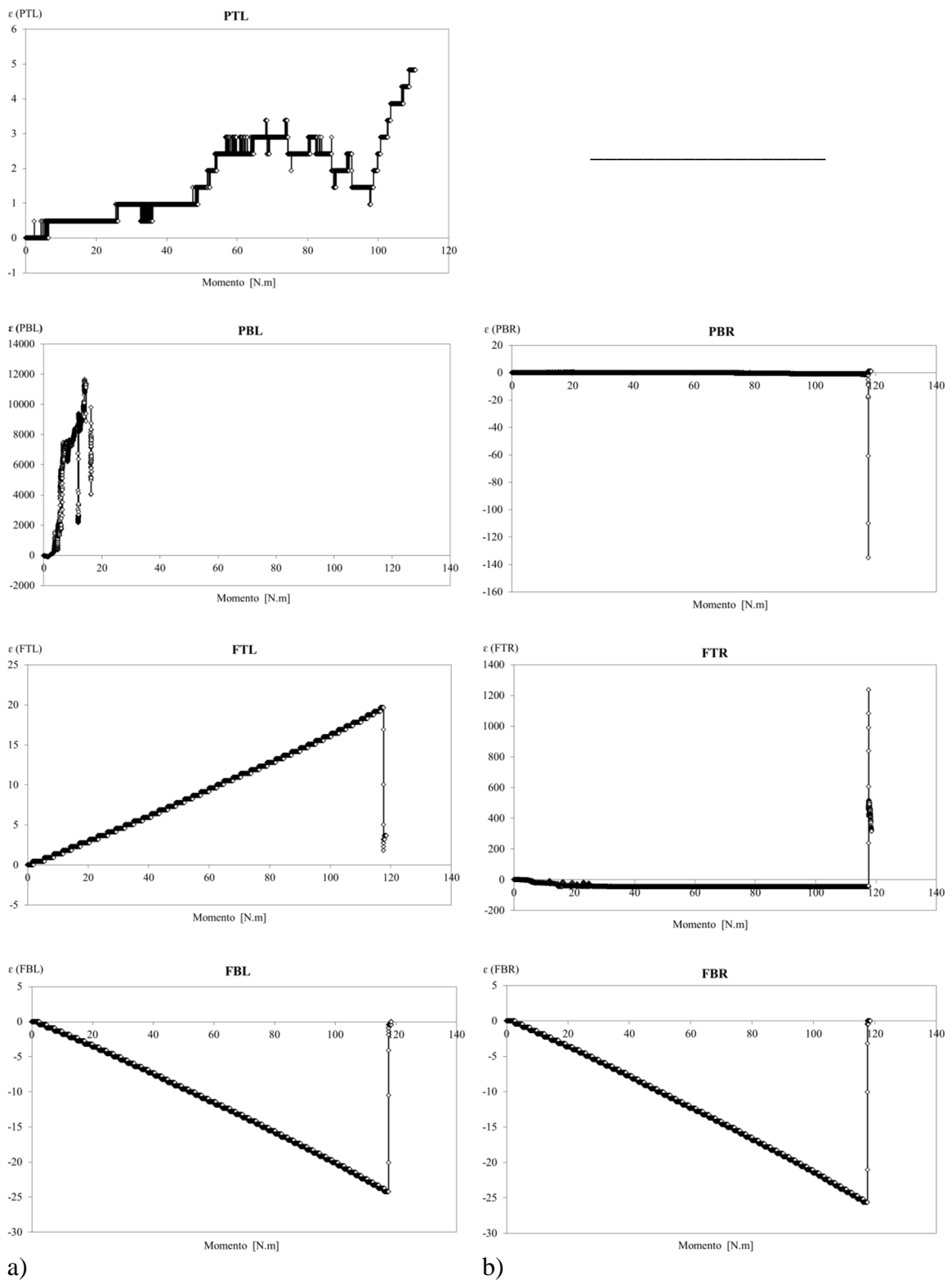
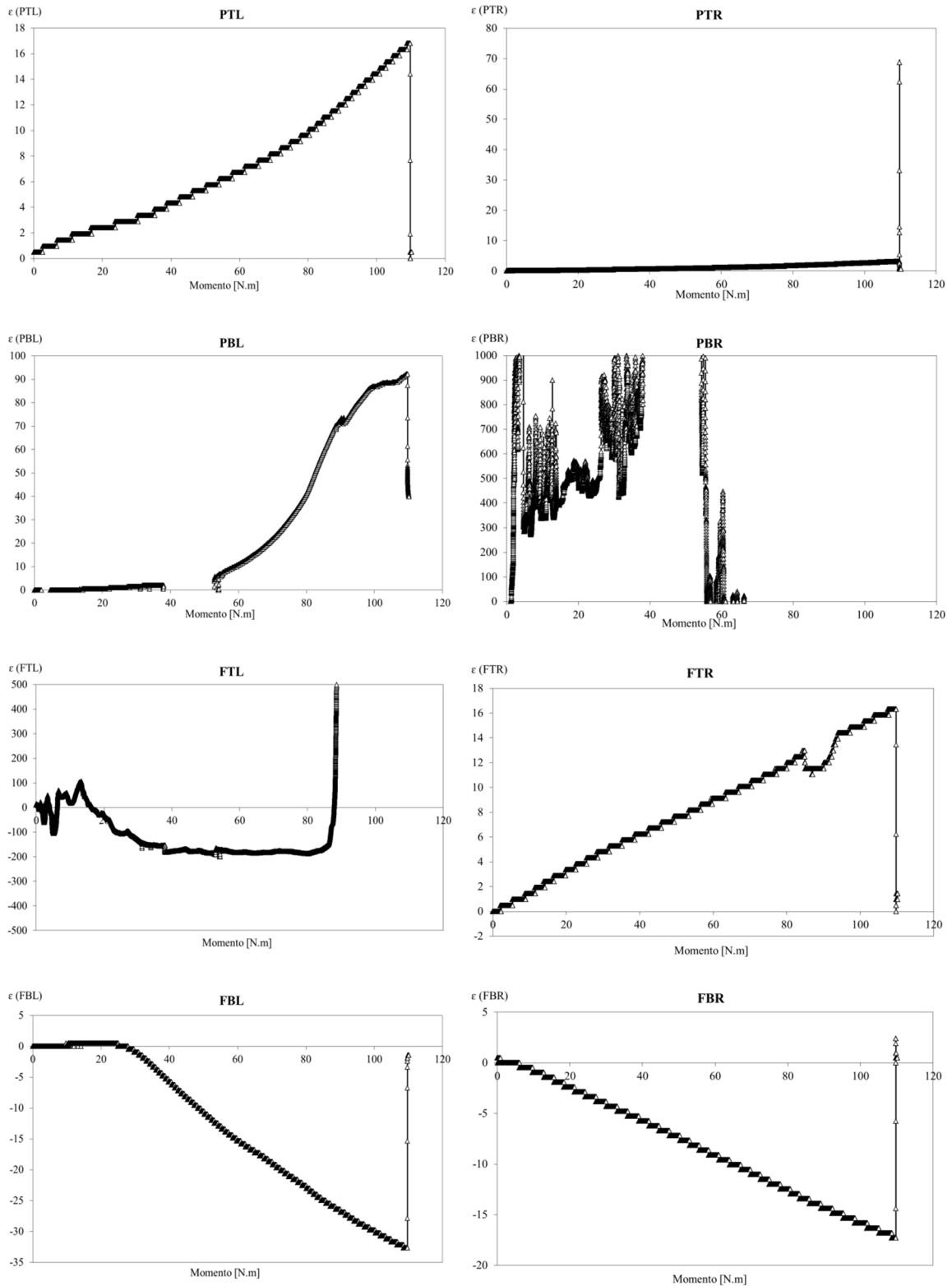


Figura 18: Deformações medidas no fémur sem fratura em duas secções distintas. a) a meio vão
b) a 36 mm do meio vão.

MÉTODO EXPERIMENTAL DE ENSAIOS À FLEXÃO



a) **Figura 19:** Deformações medidas no fêmur com fratura em duas seções distintas, a) meio vão
b) a 36 mm do meio vão.

Pela leitura dos gráficos que contêm os extensômetros não é possível fazer uma análise precisa das deformações medidas no fêmur com e sem fratura, mas os extensômetros representam de forma adequada o estado de tração e compressão a que estão submetidos. Há uma dificuldade na leitura dos extensômetros medidos na placa, tanto do osso com fratura como sem fratura, mas é possível visualizar que os extensômetros medidos no fêmur para ambos os ossos têm a mesma analogia tanto no estado de tração como quando sujeitos à compressão.

Os modos de deformação e ruína do fêmur sem e com fratura estão representados na Figura 20.



Figura 20: Resultados após o ensaio experimental: a) fêmur sem fratura; b) fêmur com fratura.

Em ambos os fêmures, o osso partiu no último parafuso mais próximo da zona distal do osso.

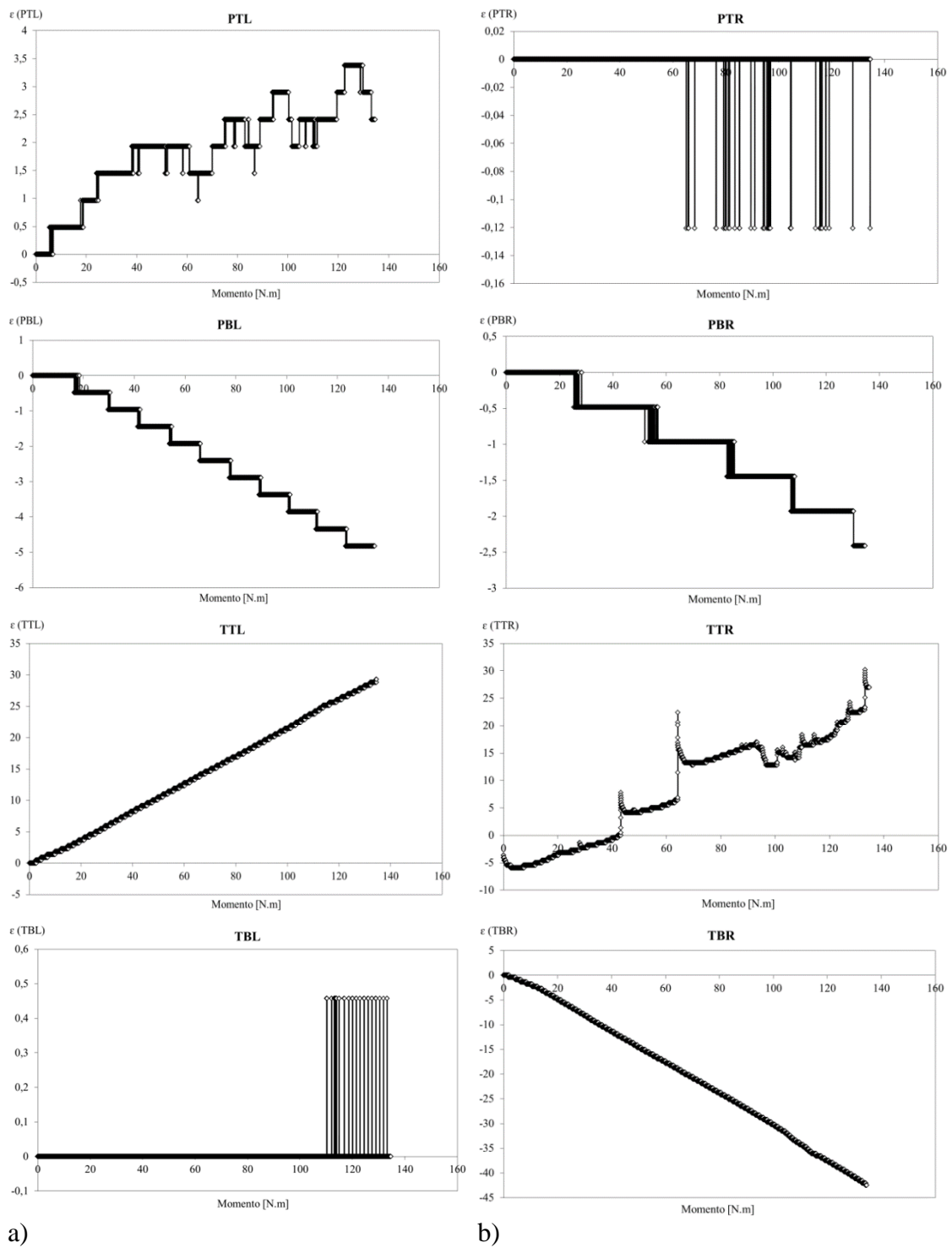


Figura 22: Deformações medidas na tíbia sem fratura em duas seções distintas, a) a meio vão b) a 36 mm do meio vão.

MÉTODO EXPERIMENTAL DE ENSAIOS À FLEXÃO

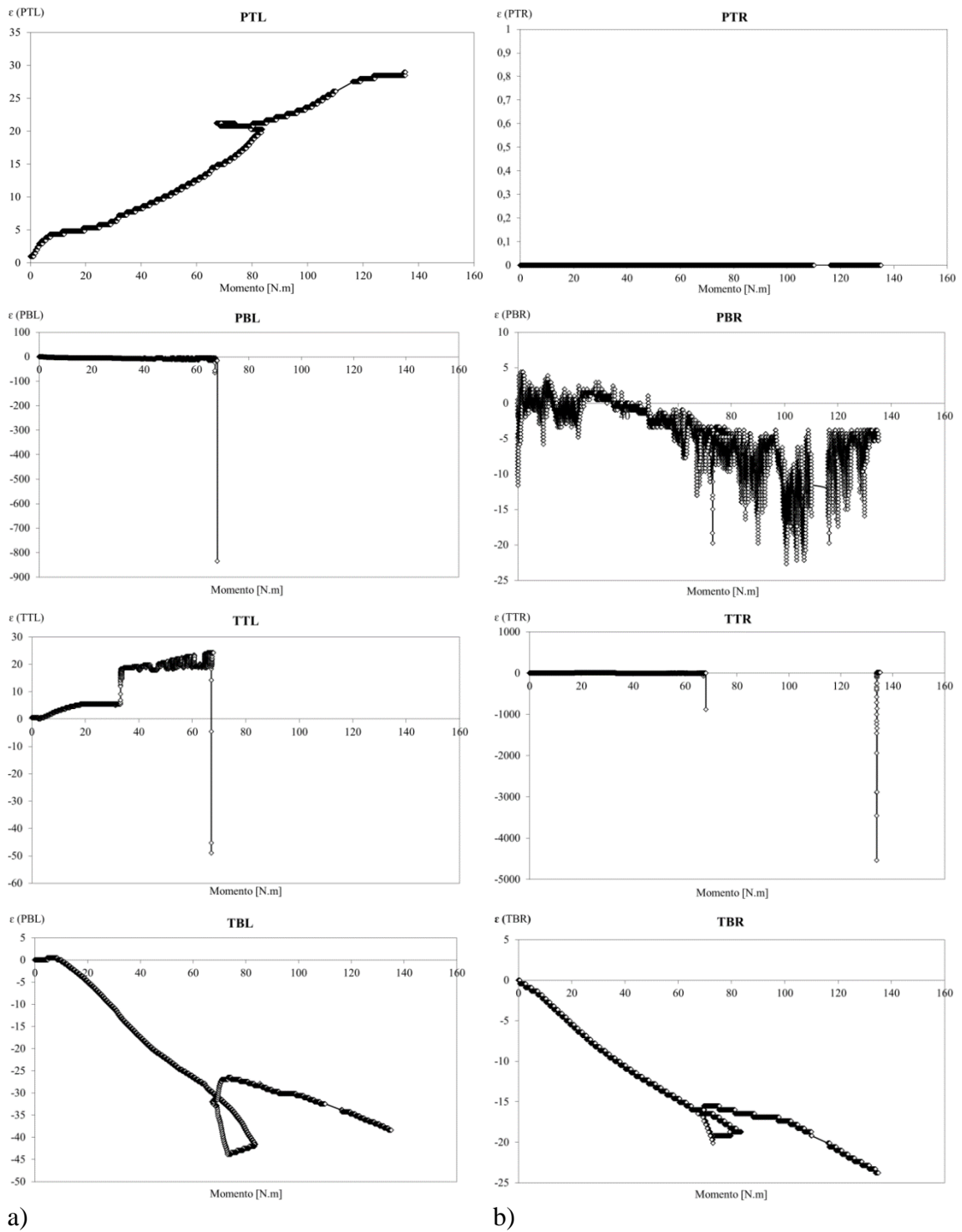


Figura 23: Deformações medidas na tíbia com fratura em duas seções distintas, a) a meio vão b) a 36 mm do meio vão.

Através dos gráficos relativos ao estudo da tíbia, que contêm os extensômetros, é possível visualizar que os extensômetros representam de forma adequada o estado de tração e compressão a que estão submetidos, ainda assim não é possível analisar com muita precisão as deformações que ocorrem no osso, com e sem fratura, nem é possível fazer uma analogia entre os dois ossos, para poder referir se ambos tiveram o mesmo comportamento.

Os modos de deformação da tíbia sem e com fratura estão representados nas Figuras 24 e 25.

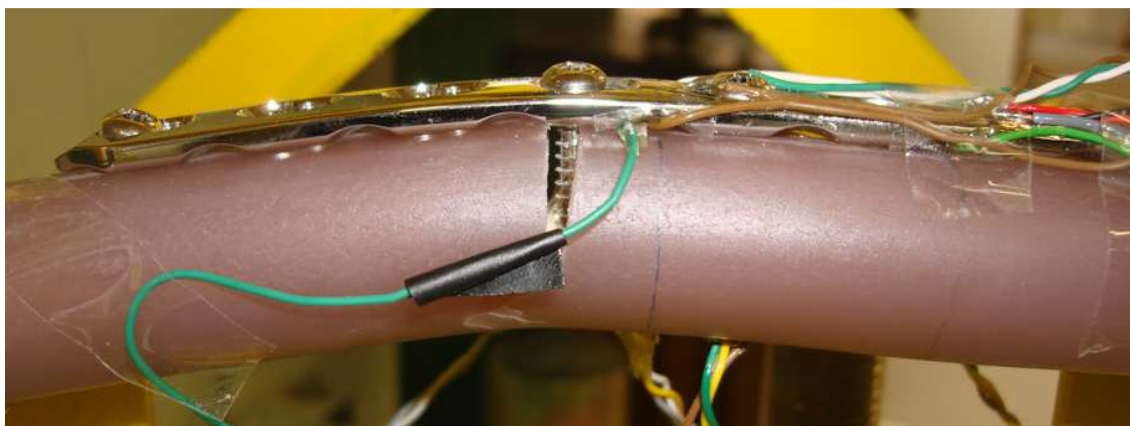


Figura 24: Modo de deformação da tíbia sem fratura.



Figura 25: Modo de deformação da tíbia com fratura.

Para a tíbia sem fratura, o osso partiu no primeiro parafuso logo após o meio do osso, este parafuso localiza-se para a zona distal da tíbia.

No ensaio da tíbia com fratura, ocorreu a rotação do osso para um valor de carga de 5580 [N] o que não deveria ter ocorrido para que os resultados fossem mais precisos.

Para além dos resultados obtidos das deformações que foram medidas em cada extensómetro, foi ainda analisado o deslocamento do osso e da placa utilizando técnicas de processamento de imagem através dos vídeos dos ensaios experimentais, no programa *Matrox*, o deslocamento medido (direção transversal), em várias fases do osso, como pode ser visualizado na Figura 26 indicada para o fémur, sendo que as medidas que aparecem estão expressas em milímetros [mm].

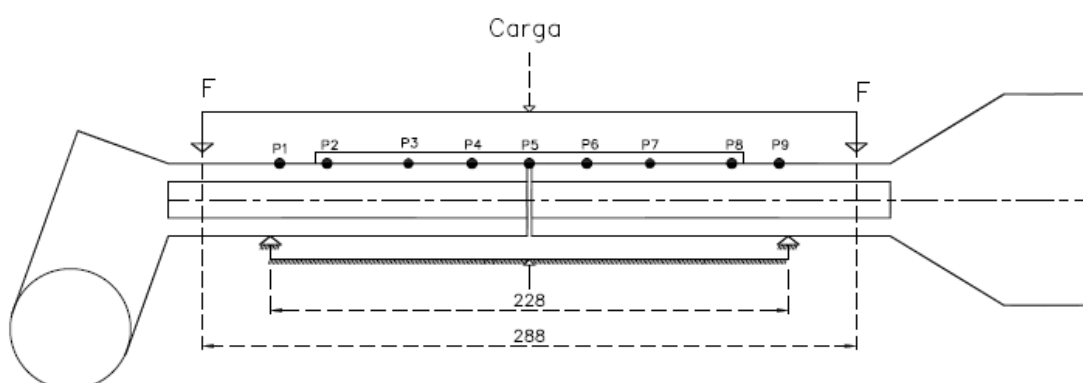


Figura 26: Fémur com os respetivos pontos de medição.

No caso específico do fémur com fratura, a duração do vídeo é de aproximadamente 12 minutos, o que faz com que se adquiram 12 imagens distintas, isto é, uma imagem por minuto e se mede o deslocamento na vertical, em nove pontos distintos ao longo do osso.

A travessa horizontal superior de interface corresponde a um elemento fixo, sendo que o deslocamento progressivo é imposto pela travessa inferior.

O deslocamento transversal é medido em referência da travessa superior, ver Figuras 27 e 28 para o caso do fémur com fratura e Figuras 29 e 30 para o caso do fémur sem fratura.

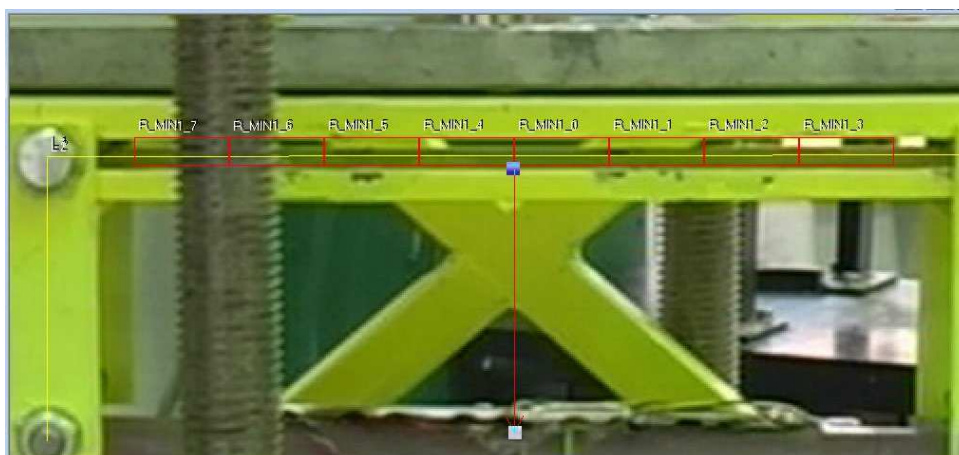


Figura 27: Deslocamento em P5, no instante inicial para fêmur com fratura.

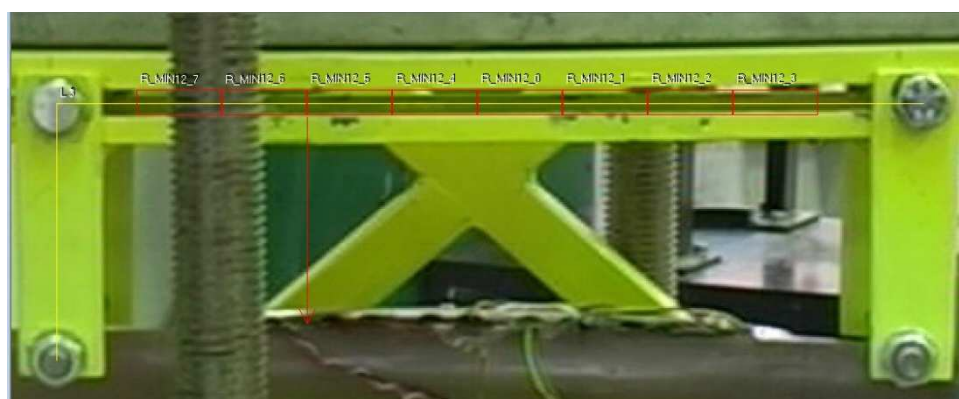


Figura 28: Deslocamento em P3 no instante 12, para fêmur com fratura.

No fêmur sem fratura, o ensaio experimental tem aproximadamente 11 minutos de duração, e podem ser visualizados e medidos os valores do deslocamento do osso, ao longo de onze imagens o que corresponderá à deformação desde o instante inicial até ao instante último. Este deslocamento é medido ao longo de 9 pontos no osso, 7 deles na interface osso-placa e dois nas extremidades do osso.

A Figura 29 representa o fêmur sem fratura, no instante inicial, e mostra a medição do ponto 5, a meio do osso, no local da fratura. A Figura 30 mostra também para o fêmur sem fratura, mas para o minuto 11 onde o deslocamento será mais visível.

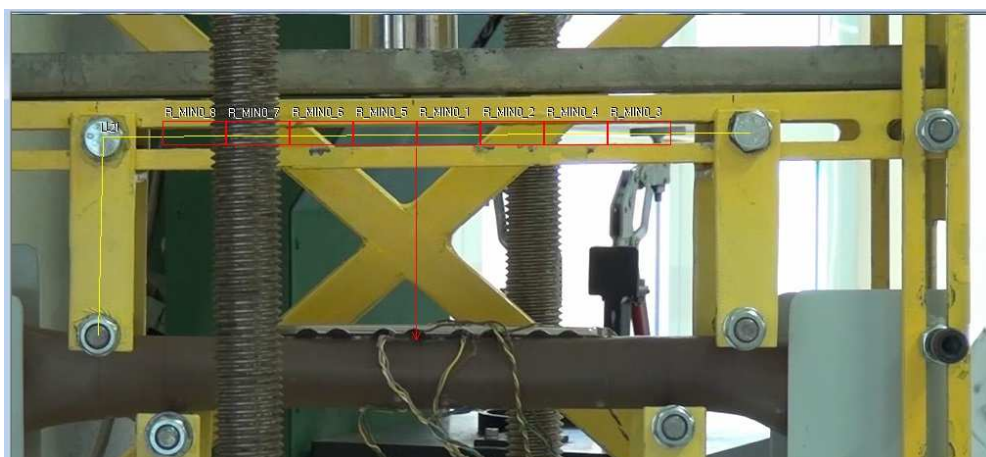


Figura 29: Deslocamento em P5 no instante inicial, para fêmur sem fratura.

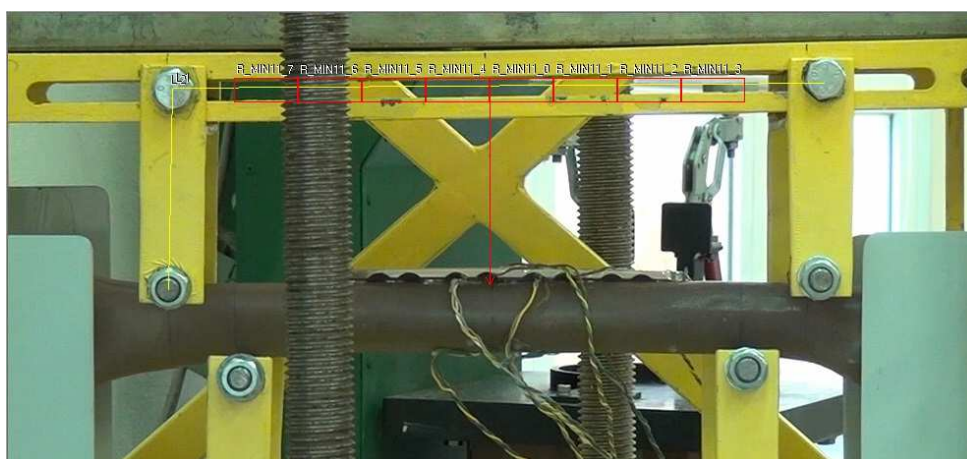


Figura 30: Deslocamento no P5 no instante 11, para fêmur sem fratura.

Seguem-se os Gráficos 21 e 22 efetuados em *Excel* com todos os deslocamentos medidos ao longo do osso e em cada instante de tempo, assim como a respetiva carga aplicada.

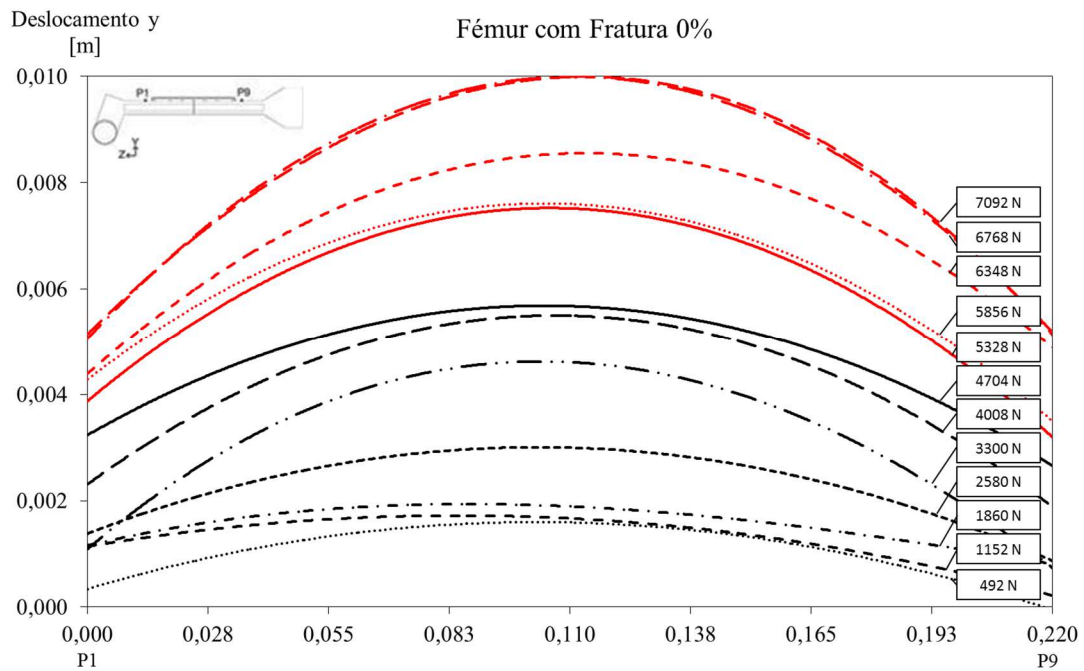


Gráfico 21: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fêmur com fratura (FCF).

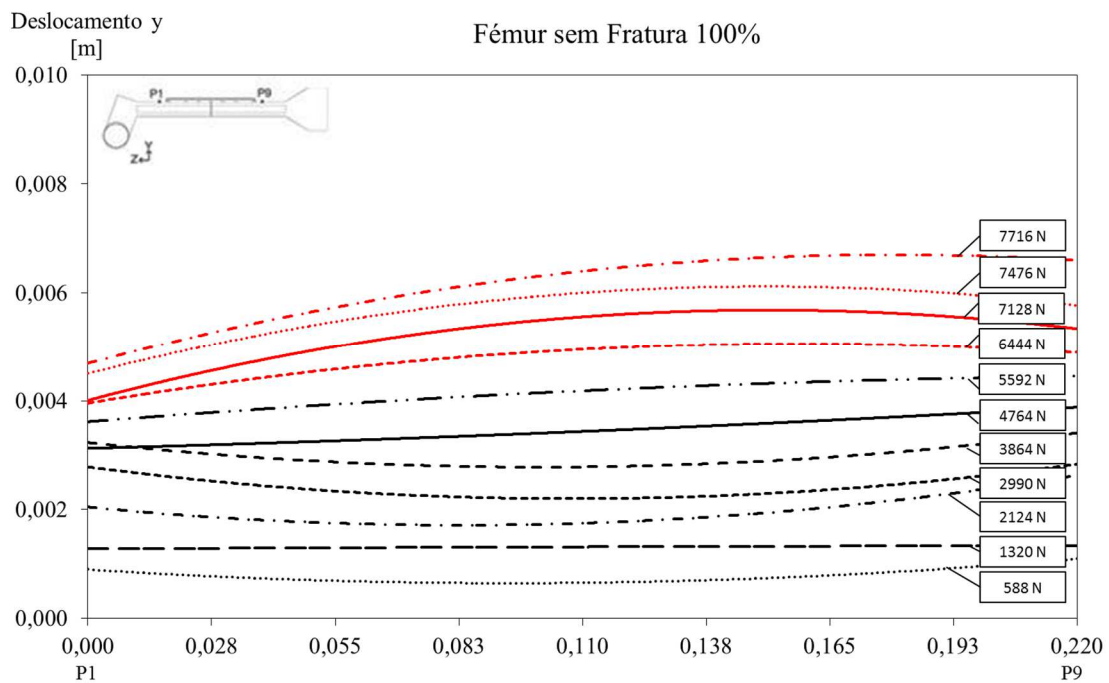


Gráfico 22: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fêmur sem fratura (FSF).

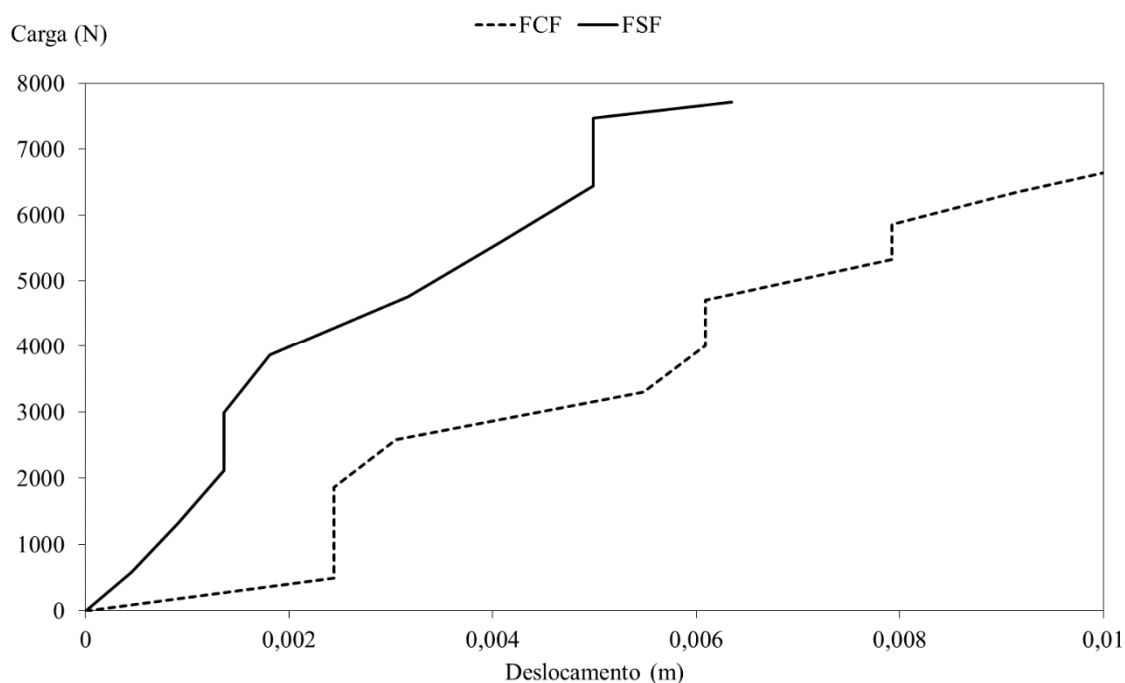


Gráfico 23: Deslocamento em y a meio vão no fémur com fratura e sem fratura.

Pelos gráficos representados do fémur, constata-se que onde ocorre o maior deslocamento é no local da fratura, ou seja, a meio do osso, atingindo um valor aproximado de 0,010 m para o fémur com fratura (FCF), e para o mesmo osso sem fratura o deslocamento máximo é cerca de 0,006 m. Ainda sabemos que o fémur com fratura é menos resistente e a força necessária para atingir o estado limite é 7092 N, enquanto que no outro caso o valor último é de 7716 N.

O mesmo procedimento ocorre para a tibia, as deformações que foram medidas em cada extensómetro, analisando o deslocamento do osso e da placa utilizando técnicas de processamento de imagem através dos vídeos dos ensaios experimentais, como pode ser visualizado na Figura 31, abaixo indicada, sendo que as medidas que aparecem estão expressas em milímetros [mm].

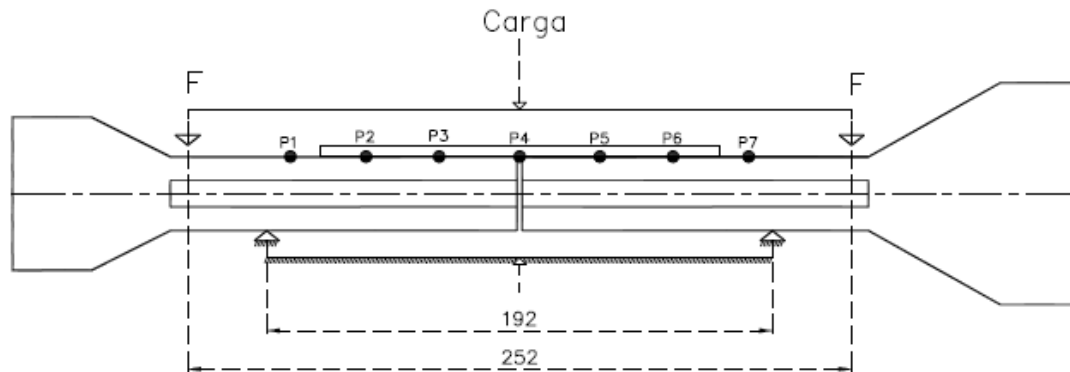


Figura 31: Tíbia com os respectivos pontos de medição.

Na tíbia com fratura o ensaio experimental teve uma duração de aproximadamente 25 minutos, por razões de deficiente restrição do osso, pois este osso durante o ensaio teve uma pequena rotação. A medição dos deslocamentos é efetuada em 25 imagens distintas, desde o instante inicial até que a carga aplicada se mantém constante, apesar deste osso não ter atingido o estado limite de fratura. Na tíbia as medições são feitas em 7 pontos distintos ao longo do osso, 5 destes pontos na interface osso-placa e os outros dois nas extremidades do osso.

O deslocamento transversal é medido em referência da travessa superior, ver Figuras 32 e 33 para o caso da tíbia com fratura e Figuras 34 e 35 para o caso da tíbia sem fratura.

A Figura 32 representa o instante inicial $t=0$, com a amostra da medição no local da fratura ponto 4, a meio do osso. Na Figura 33 o instante final, no minuto 25, e no ponto 4 em que se visualiza a fratura da tíbia e que o osso sofreu rotação.



Figura 32: Deslocamento no P4 no instante inicial, tibia com fratura.

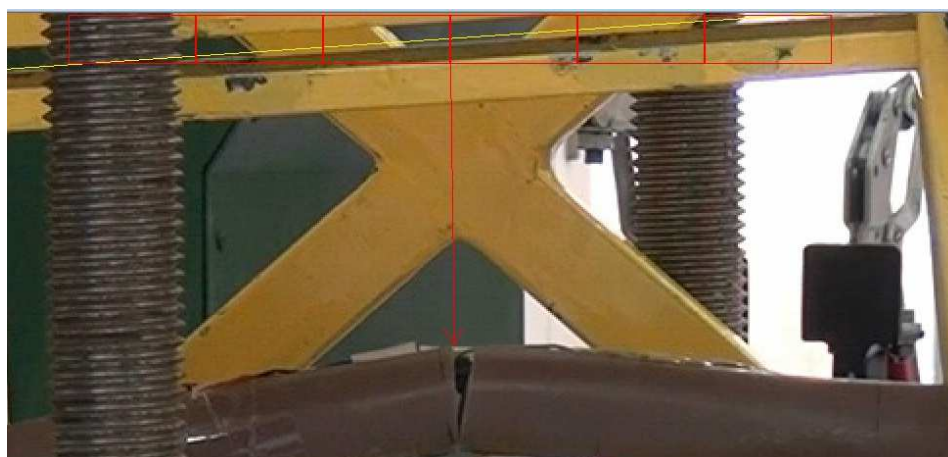


Figura 33: Deslocamento no P4 no instante 25, tibia com fratura.

Na tibia sem fratura, a duração do ensaio experimental é de aproximadamente 17 minutos, a medição será efetuada em 18 imagens, uma imagem correspondente a cada minuto e no instante 0. A medição será efetuada em 7 pontos, em que 5 deles serão na interface osso-placa.

A Figura 34, tibia sem fratura minuto 1, representa o deslocamento efetuado no ponto P4, a meio do osso. Na Figura 35 está representado o minuto 17 da tibia sem fratura, com medição do deslocamento no ponto P3.



Figura 34: Deslocamento no instante inicial no P4, ponto médio, tíbia sem fratura.

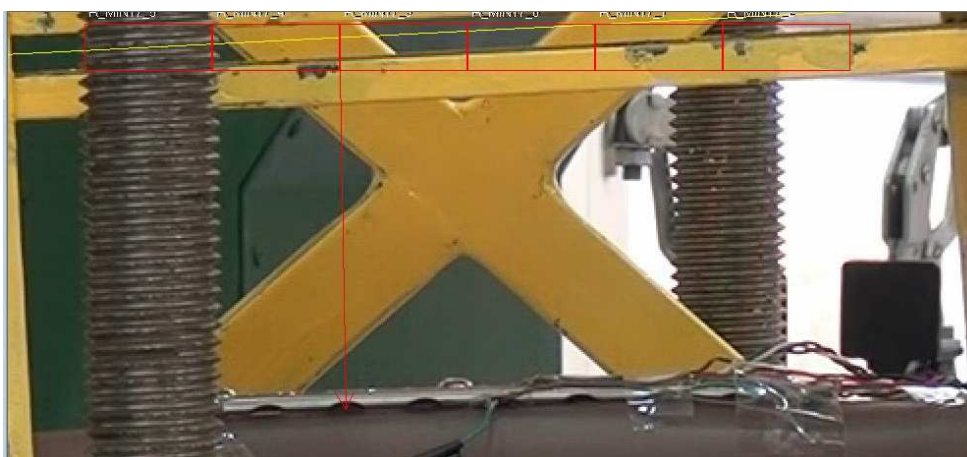


Figura 35: Deslocamento no P3 no instante final, tíbia sem fratura.

Os Gráficos 24 e 25, representam o deslocamento ao longo dos 7 pontos distintos na tíbia onde é medido o deslocamento vertical no osso, e se visualiza o quanto o osso se deforma, este deslocamento é medido em metros, desde o ponto inicial até que o osso parte com a respetiva carga aplicada.

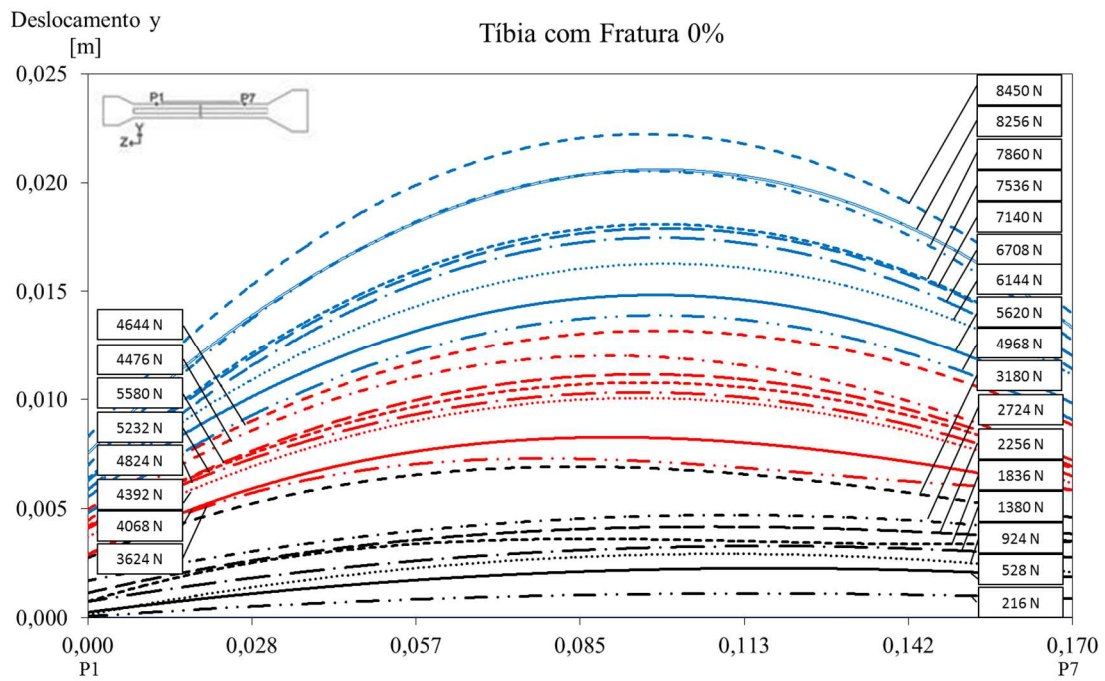


Gráfico 24: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia com fratura (TCF).

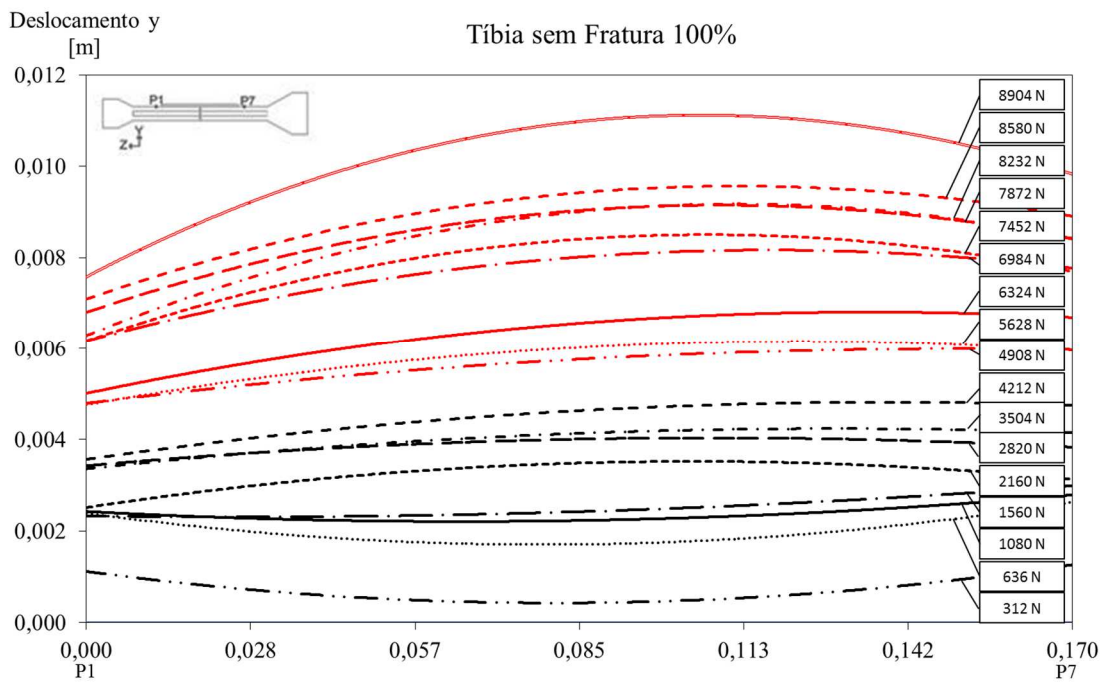


Gráfico 25: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia sem fratura (TCF).

No Gráfico 26 está representada a evolução do deslocamento a meio vão, representativo da zona de fratura, em função do nível de carga aplicada total.

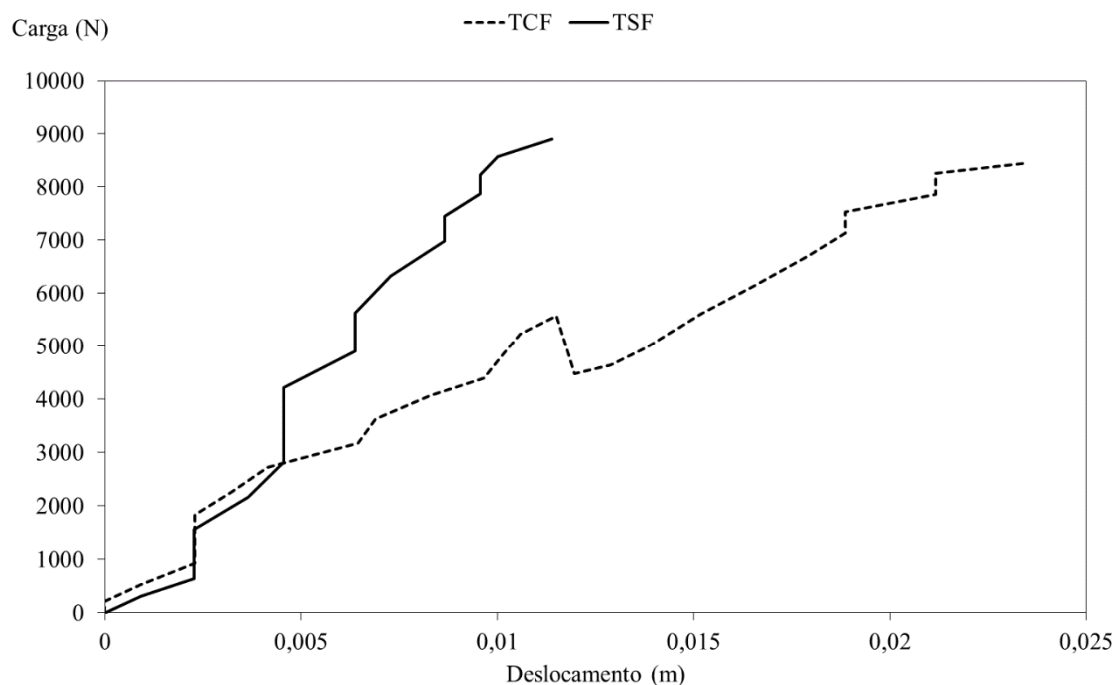


Gráfico 26: Deslocamento em y a meio vão na tíbia com fratura e sem fratura.

De referir que para o mesmo valor de carga, o conjunto com fratura possui um maior deslocamento, a tíbia sem fratura (TSF) atinge um máximo de aproximadamente 0,011 m e na tíbia com fratura (TCF) este deslocamento é quase 0,024 m.

Ainda é de salientar que quando comparado o fémur e a tíbia, a tíbia proporciona um maior deslocamento, pois o fémur sem fratura (FSF) se deforma aproximadamente 0,006 m e este osso com fratura atinge um deslocamento cerca de 0,010 m.

CAPÍTULO 6- MÉTODO NUMÉRICO DE VALIDAÇÃO DOS ENSAIOS À FLEXÃO

6.1. Modelo Geométrico e Matemático Aproximados

Para este estudo em causa, foi desenvolvido, no programa *Ansys* 14.5 um modelo cilíndrico tridimensional com as dimensões do osso, o fémur foi gerado com 318 mm de comprimento, 32 mm de diâmetro externo e 16 mm de diâmetro interno, com uma placa de 188 mm de comprimento e 5.2 mm de espessura. Para a tíbia o comprimento foi de 265 mm, o diâmetro externo de 28 mm e 10 mm de diâmetro interno, a placa utilizada na tíbia é estreita com 152 mm de comprimento e 5.2 mm de espessura. Em ambos os ossos o centro da placa coincide com a fratura que se localiza a meio do osso. Utilizou-se o elemento finito *SOLID 185* para modelar estruturas sólidas 3D. Este elemento é definido por oito nós com três graus de liberdade em cada nó: as restrições foram efetuadas nas direções axial-x, transversal-y, e lateral-z. O elemento possui capacidade de análise plástica, hiperelasticidade, tensão de endurecimento, deformação e grandes deslocamentos. Tem a capacidade de formulação mista para simular as deformações dos materiais elastoplásticos quase incompressíveis e materiais hiperelásticos totalmente incompressíveis.

6.2. Modelo de Comportamento dos Materiais

Numa primeira fase do método numérico foram definidos três materiais, os quais iriam caracterizar o osso para a validação dos ensaios à flexão. O primeiro material a ser definido é o aço inoxidável que apresenta o módulo de elasticidade de 200×10^9 N.m² e um *Coefficiente de Poisson* de 0,3. O segundo material é osso apresentando como comportamento linear um módulo de elasticidade de 1×10^9 N.m² e uma massa específica de 260 kg/m³. Ainda foi necessário definir um terceiro material, osso, para fazer variar a percentagem de regeneração de 0%, 10%, 50% e 100% mas com o mesmo comportamento do material 2.

Na Figura 36 está representada a forma como o aço inoxidável e o osso se comportam.

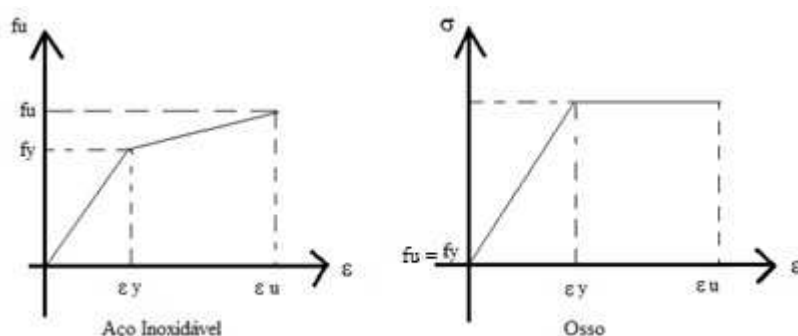


Figura 36: Comportamento do aço inoxidável e do osso.

6.3. Método de Solução

Posteriormente no programa numérico, *Ansys*, foi criada uma malha estruturada, ao longo de todo o modelo incluindo a placa, neste conjunto placa-osso foi definido um contato perfeito. A malha foi feita através das divisões coerentes das linhas. Foi feito um estudo de convergência para o formato da malha, tendo sido adotado o modelo final das Figuras 37 e 38.

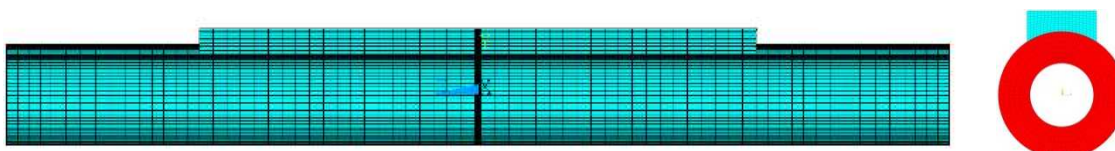


Figura 37: Malha no fêmur.

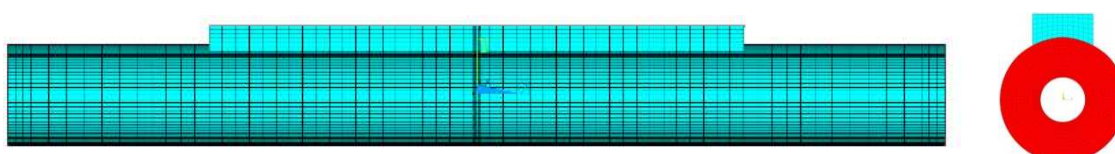


Figura 38: Malha na tíbia

Foi aplicado no modelo geométrico as respectivas cargas distribuídas e as forças em ambos os lados do osso.

6.4. Resultados Numéricos

O modelo numérico foi desenvolvido a três dimensões, utilizando elementos sólidos com três graus de liberdade por nó. O modelo possui 48863 elementos e 56700 nós no caso do fêmur com fratura, e 48760 elementos e 56700 para o fêmur sem fratura. A tíbia tem na sua constituição 58248 elementos e 64376 nós para o osso com fratura, já para um osso regenerado o número de elementos do modelo é 57632 e 64376 nós.

O método de simulação é não linear material e geométrico, utilizando um processo de carga incremental e iterativo. O método que se utiliza é o de *Newton-Raphson*.

Os materiais foram considerados com comportamento não linear, utilizando um modelo independente da taxa de deformação, com endurecimento isotrópico, com critério de deformação associado de *Von Mises* e com definição da lei constitutiva por dois pontos.

O modelo representado na Figura 39 tem forças aplicadas na direção Y nas duas extremidades do modelo, sendo que cada componente está dividida em três forças nodais. Cada componente de força pode variar entre 0 e 100000 [N]. Os deslocamentos foram restringidos nas direções: x-axial, y-transversal e z-lateral, o que leva à fixação do modelo neste sentido.

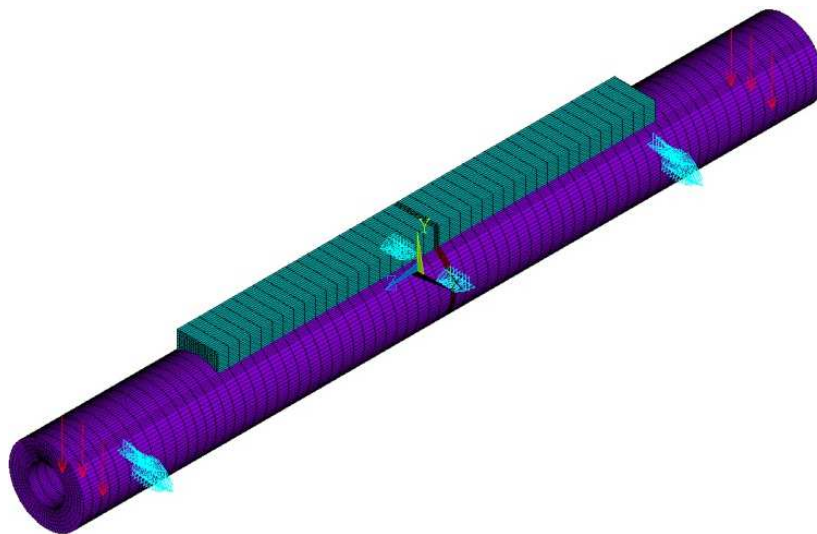


Figura 39: Constrainimentos no fêmur.

Na Figura 40 está representado o modelo da tíbia, tem forças aplicadas na direção “Y”, estas forças estão divididas em três componentes, os valores podem estar compreendidos entre 0 e 100000 N e estão representados nas duas extremidades do modelo. As restrições foram aplicadas na direção axial (x), transversal (y) e lateral (z).

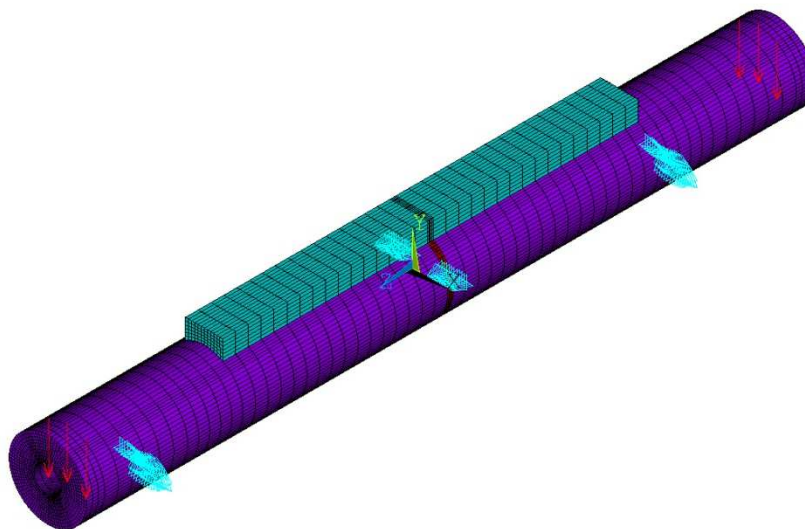


Figura 40: Constrangimentos na tíbia.

Para o fémur com uma percentagem de regeneração de 50%, são apresentados os resultados do campo de deslocamento, para os quatro diferentes níveis de carga, em relação à carga última. A percentagem de regeneração é definida de acordo com um terceiro material, osso, com as mesmas características do osso, mas fazendo variar esta percentagem de regeneração. O que significa que estes resultados mostram a carga máxima suportada pelo osso até atingir a fratura. Estes níveis de carga são 25%, 50%, 75% e 100% de carga última. As restantes percentagens de regeneração 0%, 10%, e 100% estão representadas em anexo. Seguem-se os resultados para o fémur com 50% de regeneração.

Na Figura 41, para os 4 níveis de carga, pode visualizar-se o deslocamento em y (DOF=y), os níveis de carga aplicada são: 1695N, 4095N é a segunda carga aplicada, segue-se 5895N e por último a carga aplicada é de 7695N.

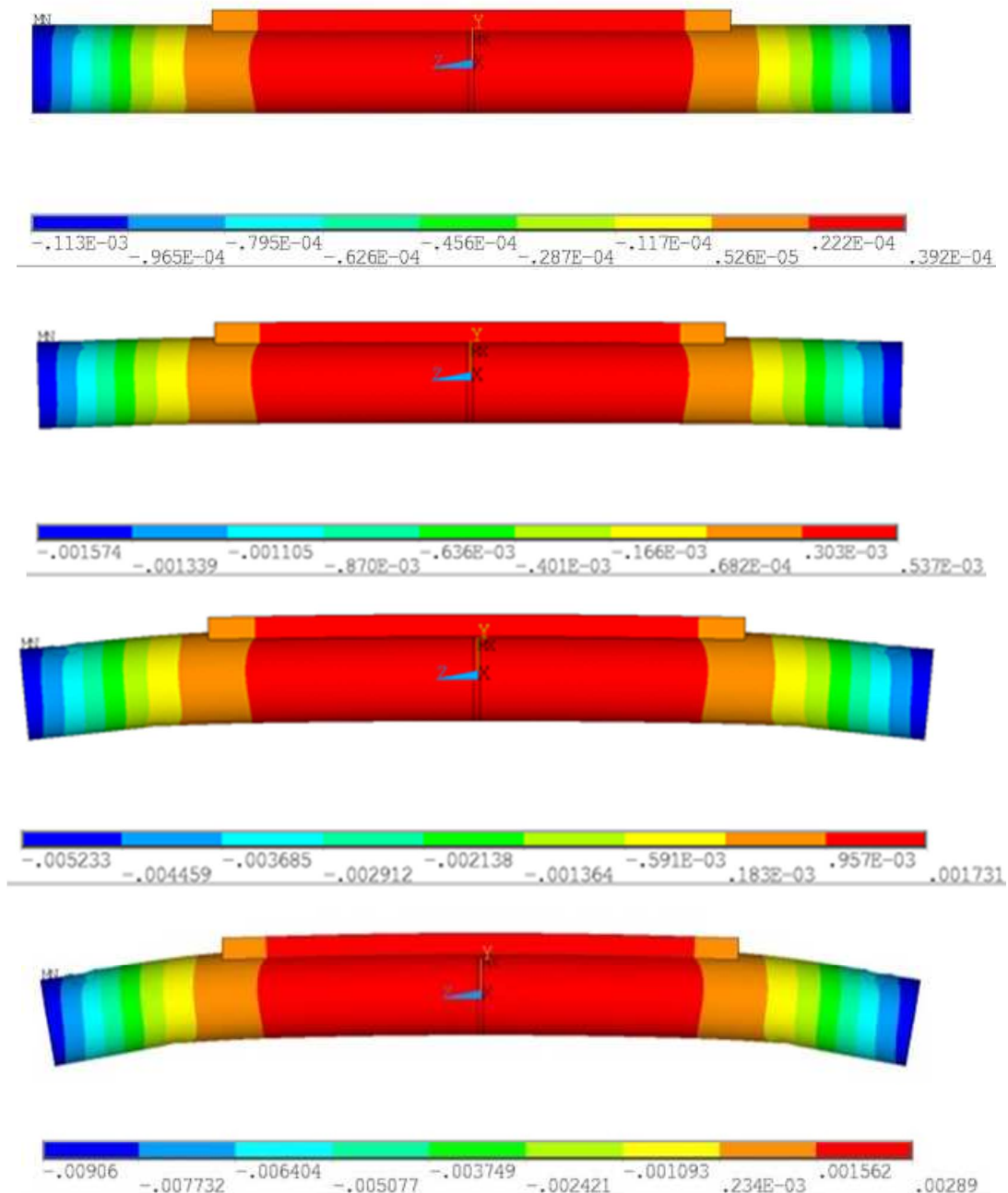


Figura 41: Deslocamento em y (DOF=y), em 4 níveis diferentes de carga: 1695N 25% fu, 4095N 50% fu, 5895N 75% fu e 7695N 100% fu, respetivamente, para o FCF e com 50% de regeneração.

Na Figura 42 estão apresentadas as tensões em Z, para os 4 níveis de carga correspondentes. Os níveis de carga aplicada são: 1695N, 4095N é a segunda carga aplicada, segue-se 5895N e por último a carga aplicada é de 7695N respetivamente.

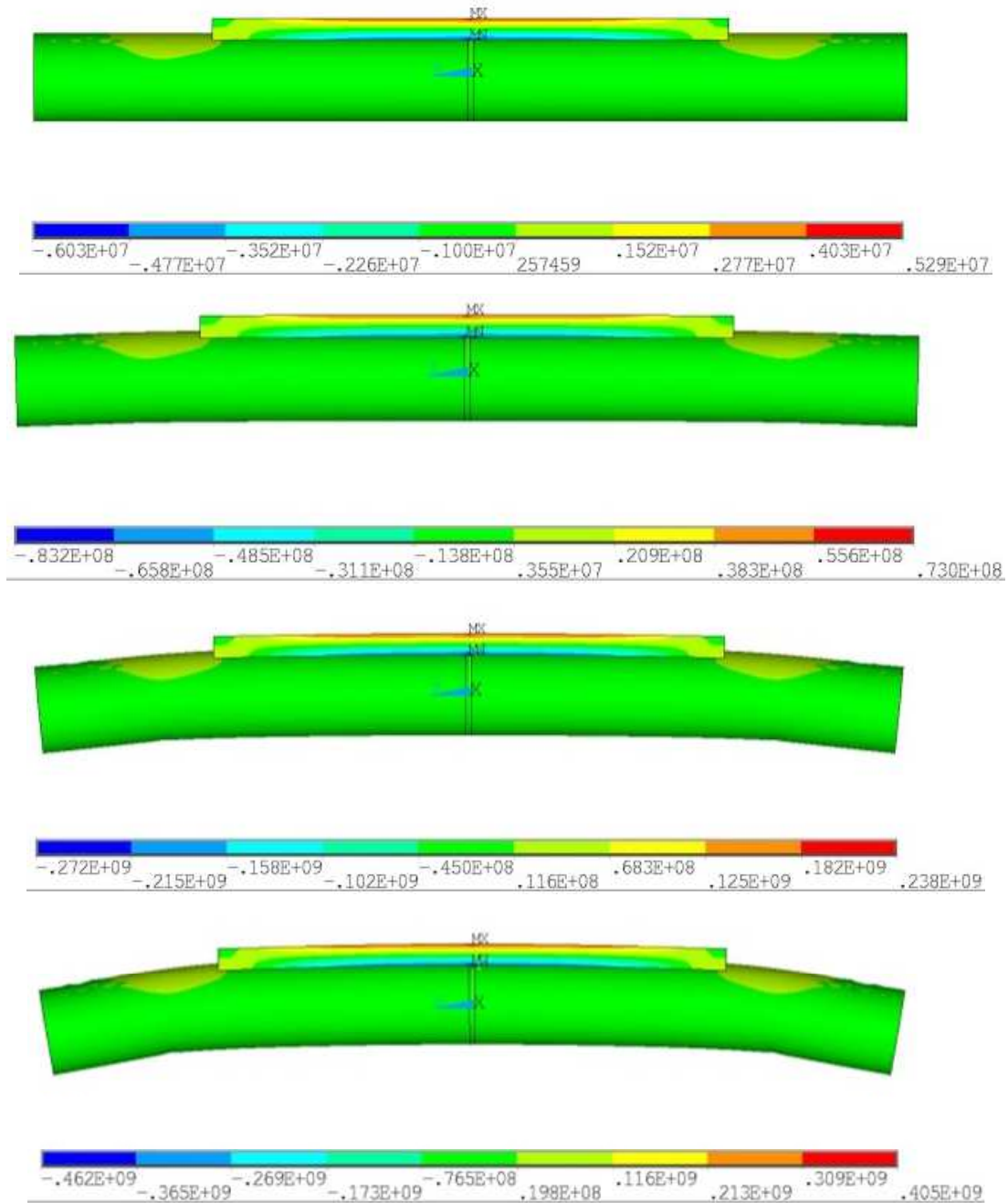


Figura 42: Tensões em z, em 4 níveis diferentes de carga: 1695N, 4095N, 5895N e 7695N respetivamente para o FCF com 50% de regeneração.

Pode-se visualizar-se as tensões de *Von Mises*, na Figura 43 para 4 níveis de carga diferentes, isto para o fémur 50% de regeneração, sendo eles: 1695N, 4095N, segue-se 5895N e por último a carga aplicada é de 7695N respetivamente,.

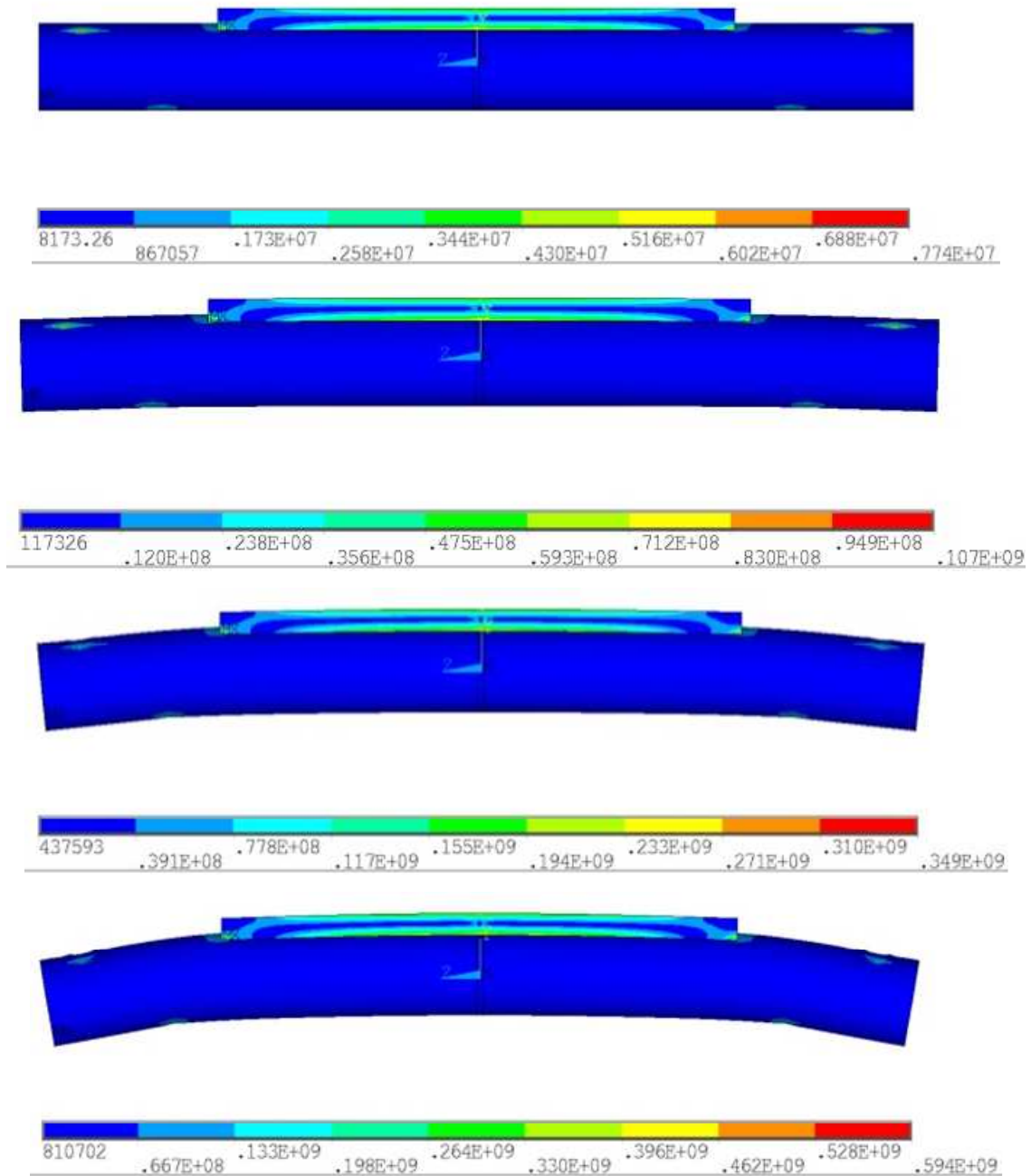


Figura 43: Tensões de *Von Mises* em 4 níveis diferentes de carga: 1695N, 4095N, 5895N e 7695N respetivamente para o FCF e para 50% de regeneração.

Por último, no fêmur 50%, pode-se visualizar as deformações totais mecânicas em Z (EPTOZ), que estão representadas na Figura 44, para 4 níveis de carga sendo eles: 1695N, 4095N, 5895N e 7695N respectivamente.

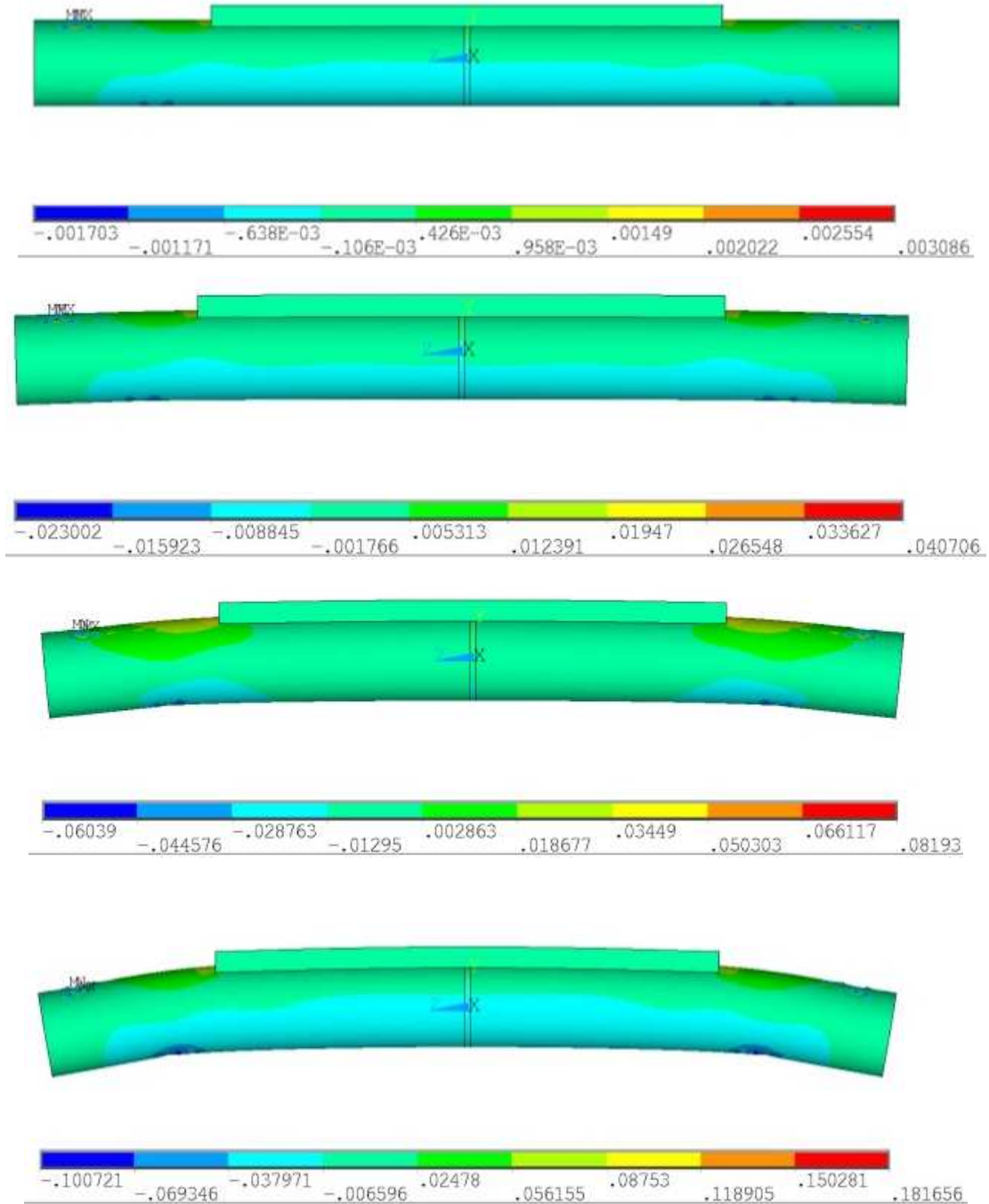


Figura 44: Deformações totais mecânicas em z (EPTOZ), em 4 níveis diferentes de carga: 1695N, 4095N, 5895N e 7695N respectivamente para FCF e 50% de regeneração.

Pela análise, dos resultados do fémur, do deslocamento em y e das tensões medidas em z, pode afirmar-se que à medida que a carga aumenta o deslocamento também aumenta, mas este diminui à medida que aumenta a percentagem de regeneração.

As tensões de *Von Mises* aumentam com o aumento da carga, mas com o aumento da percentagem de regeneração aumentam pouco significativamente e tendem a manter.

As deformações totais medidas em z, aumentam à medida que há um aumento da carga e diminuem com o aumento da percentagem de regeneração.

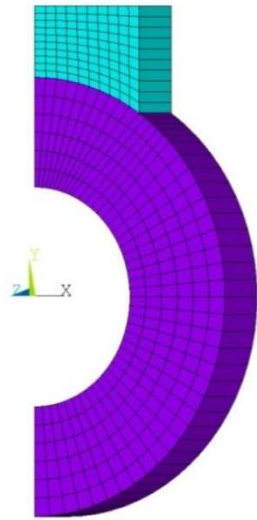
Na Tabela 6 estão apresentados os resultados, de acordo com as Figuras 41, 42, 43 e 44, para o fémur com uma percentagem de regeneração de 50%.

Tabela 6: Resultados para o Fémur com 50% de Regeneração.

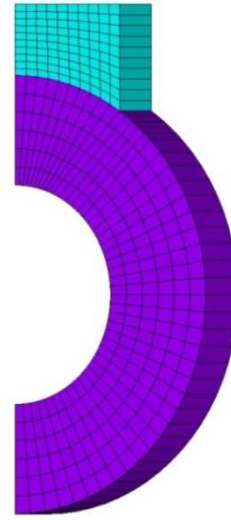
Níveis de carga aplicada	Deslocamento em y [m]	Tensões medidas z [Pa]	Tensões de <i>Von Mises</i> [Pa]	Deformações totais medidas em z
1695 N	3,92E-05	5,29E+06	7,74E+06	3,09E-03
4095 N	5,37E-04	7,30E+07	1,07E+08	4,07E-02
5895 N	1,73E-03	2,38E+08	3,49E+08	8,19E-02
7695 N	2,89E-03	4,05E+08	5,94E+08	1,82E-01

O modelo considerou o processo de osteossíntese, idealizado em várias fases, correspondentes a 0% sem calo, 10%, 50% e 100% de formação de calo. São apresentados os resultados obtidos referentes ao fémur. Na Figura 45 está representada uma parte da malha do elemento finito, correspondente à zona da fratura e numa zona adjacente (36 mm). Estas secções possibilitam a determinação e validação das deformações nas posições correspondentes aos extensómetros. Está ainda representada a distribuição da tensão normal na direção axial do osso. Estas tensões poderão ser comparadas com a solução analítica.

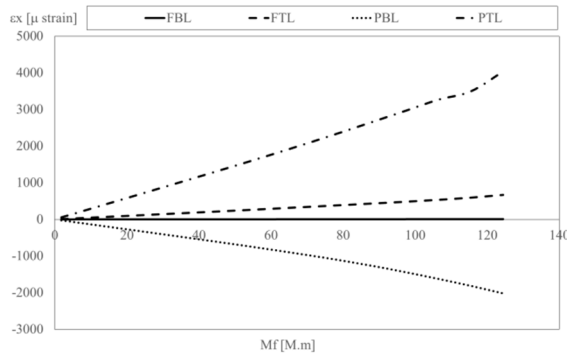
Em primeiro lugar está representada a fase inicial com osteossíntese de 0%.



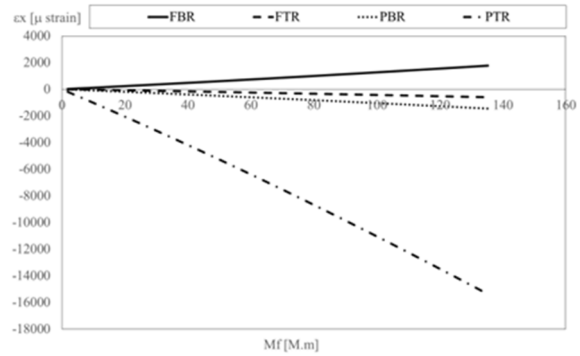
a) Malha da secção sem calo, 0%.



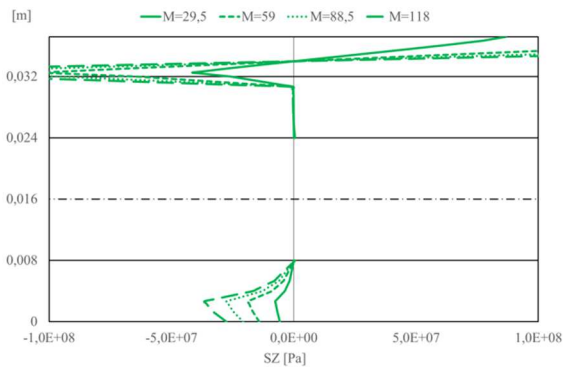
b) Malha da secção paralela a 36 mm.



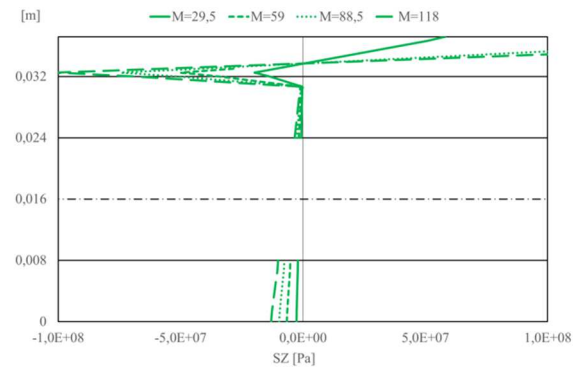
c) Evolução da deformação em função do momento fletor (M_f) na secção sem calo.



d) Evolução da deformação em função do momento fletor (M_f) na secção paralela a 36 mm.



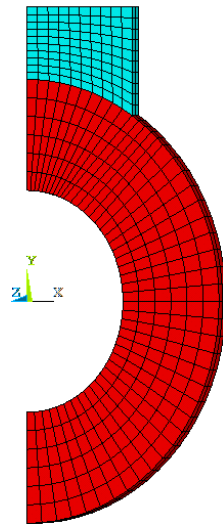
e) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção sem calo.



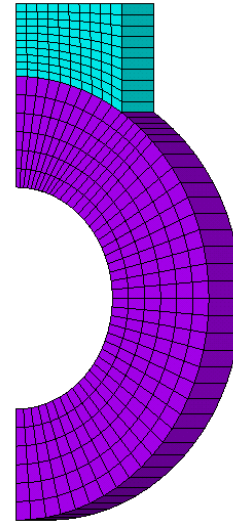
f) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção paralela a 36 mm.

Figura 45: 0% de osteossíntese na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.

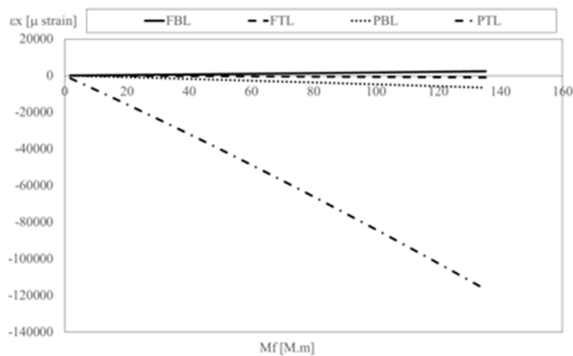
Na Figura 46 está representada uma parte da malha do elemento finito, está ainda representada a distribuição da tensão normal na direção axial do osso, para um valor de osteossíntese de 10%.



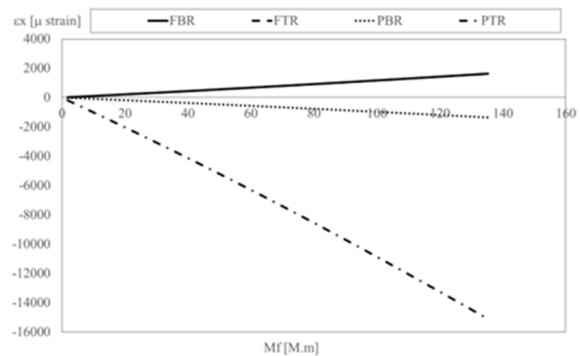
a) Malha secção com calo formado a 10%.



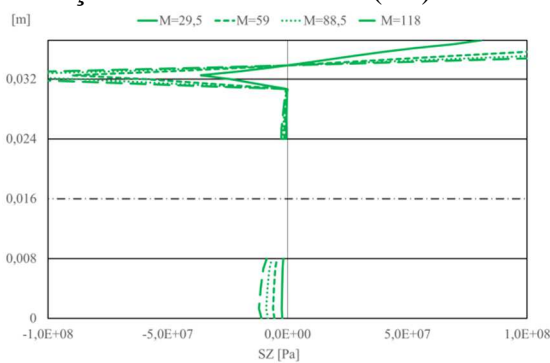
b) Malha da secção paralela a 36 mm.



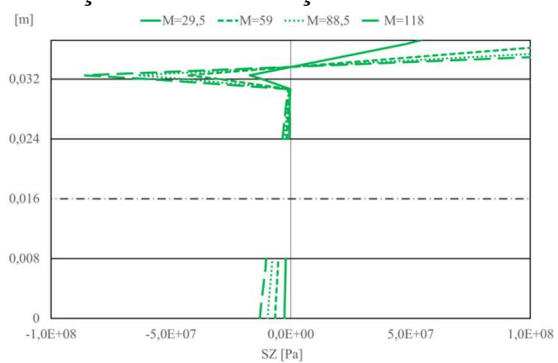
c) Evolução da deformação em função do momento fletor (Mf).



d) Evolução da deformação em função do Mf na secção a 36 mm.



e) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção formada a 10%.



f) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção paralela a 36 mm.

Figura 46: Osteossíntese de 10% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.

Na Figura 47 está representada uma parte da malha do elemento finito, correspondente à zona da fratura e adjacente (36 mm) e a distribuição da tensão normal na direção axial do osso. Os resultados são para um valor de osteossíntese de 50%.

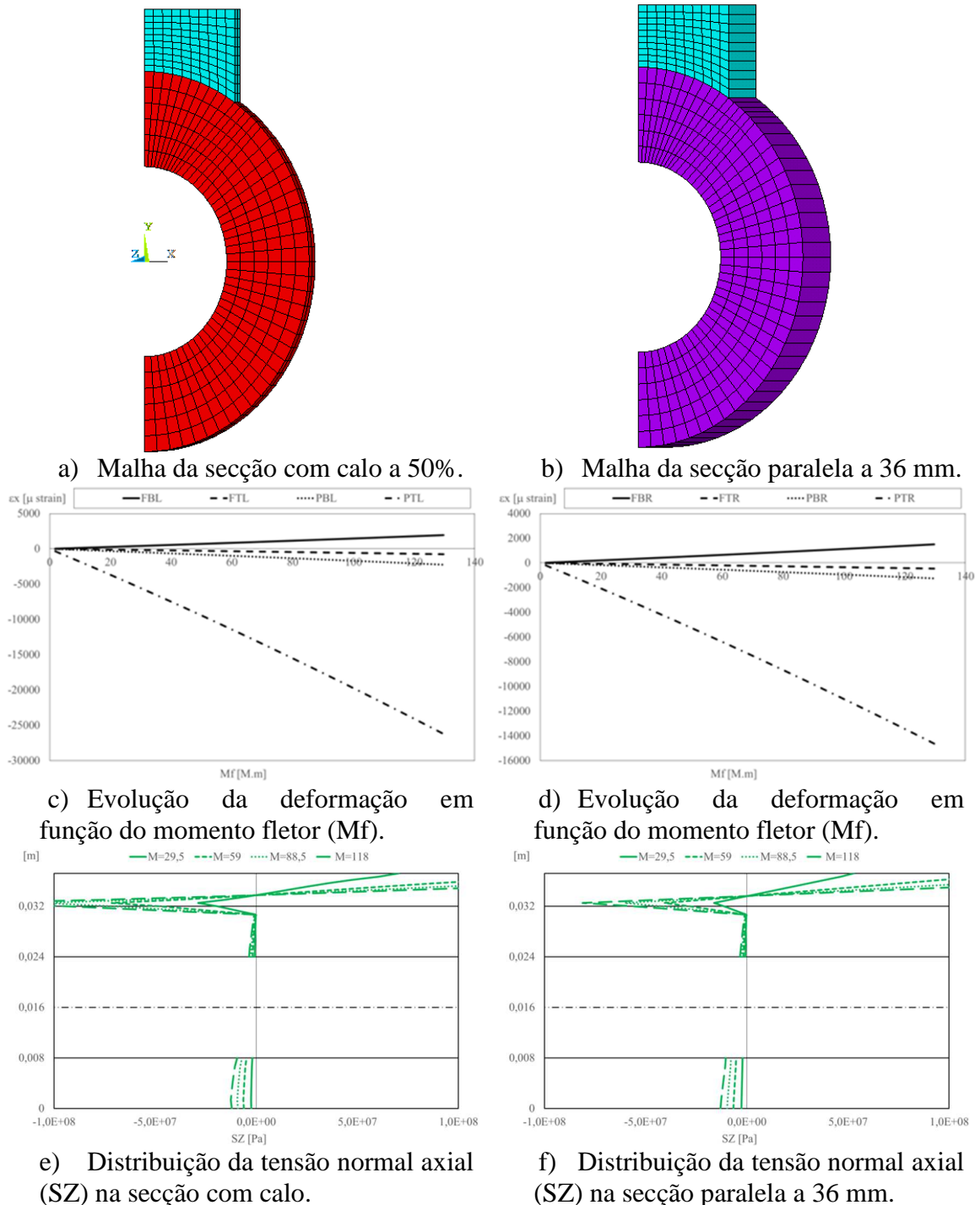
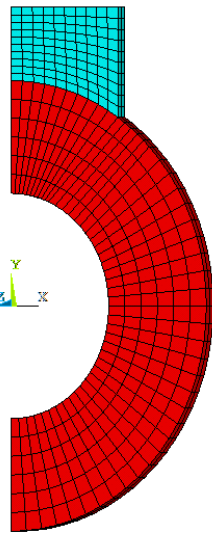
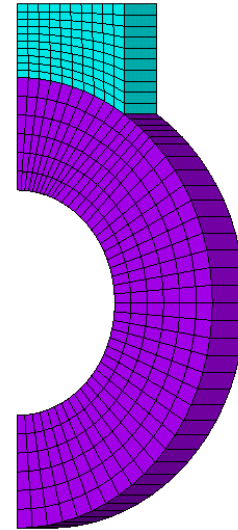


Figura 47: Osteossíntese de 50% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.

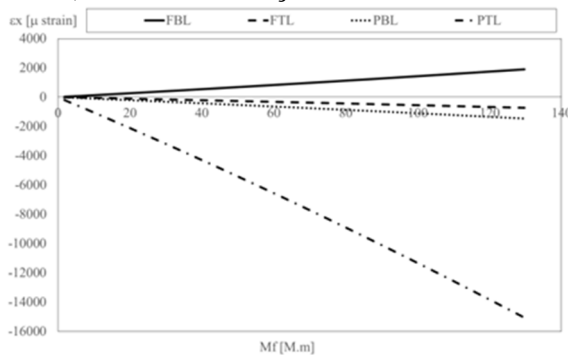
Na Figura 48 está representada uma parte da malha do elemento finito, correspondente à zona da fratura e adjacente (36 mm) e a distribuição da tensão normal na direção axial do osso. Os resultados são para um valor de osteossíntese de 100%.



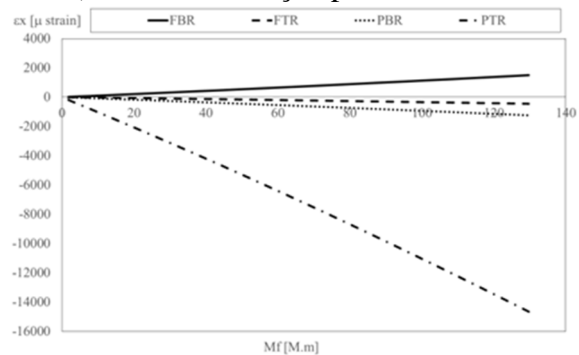
a) Malha da secção com calo a 100%.



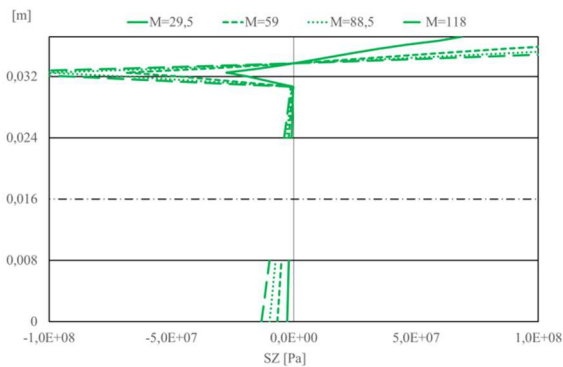
b) Malha da secção paralela a 36 mm.



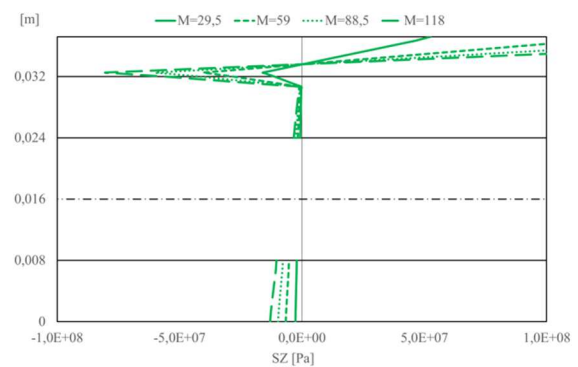
c) Evolução da deformação em função do Mf na secção com calo.



d) Evolução da deformação em função do Mf na secção a 36 mm.



e) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção com calo a 100%.



f) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção paralela a 36 mm.

Figura 48: Osteossíntese de 100% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.

Os resultados apresentados correspondem à malha criada para o fêmur, os valores das tensões a meio do osso, isto é, no local da fratura e a 36 mm de distância da fratura. Para uma percentagem de regeneração de 100% as deformações são semelhantes no local da fratura e a 36 mm. Quanto à tensão normal axial pode-se visualizar que a tensão é maior na zona da placa mais próximo da fratura do que a 36 mm de distância.

Os Gráficos de 27 a 30 representam o deslocamento medido para diferentes estágios de regeneração, na interface osso placa desde o ponto 1 até ao ponto 9.

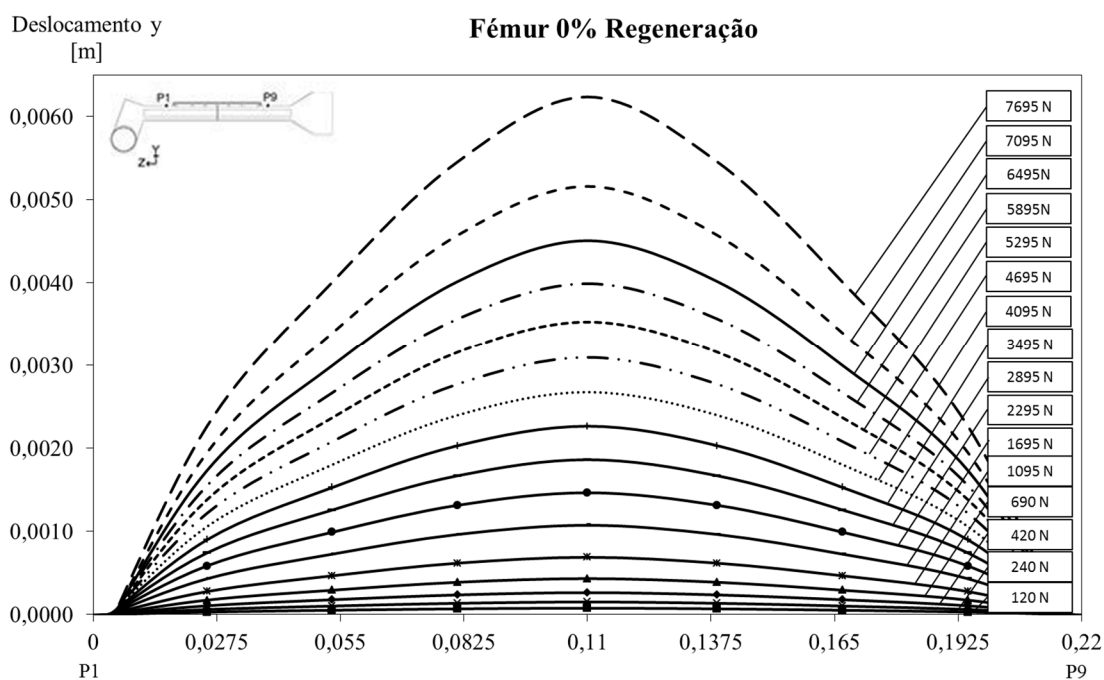


Gráfico 27: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fémur com 0% de regeneração.

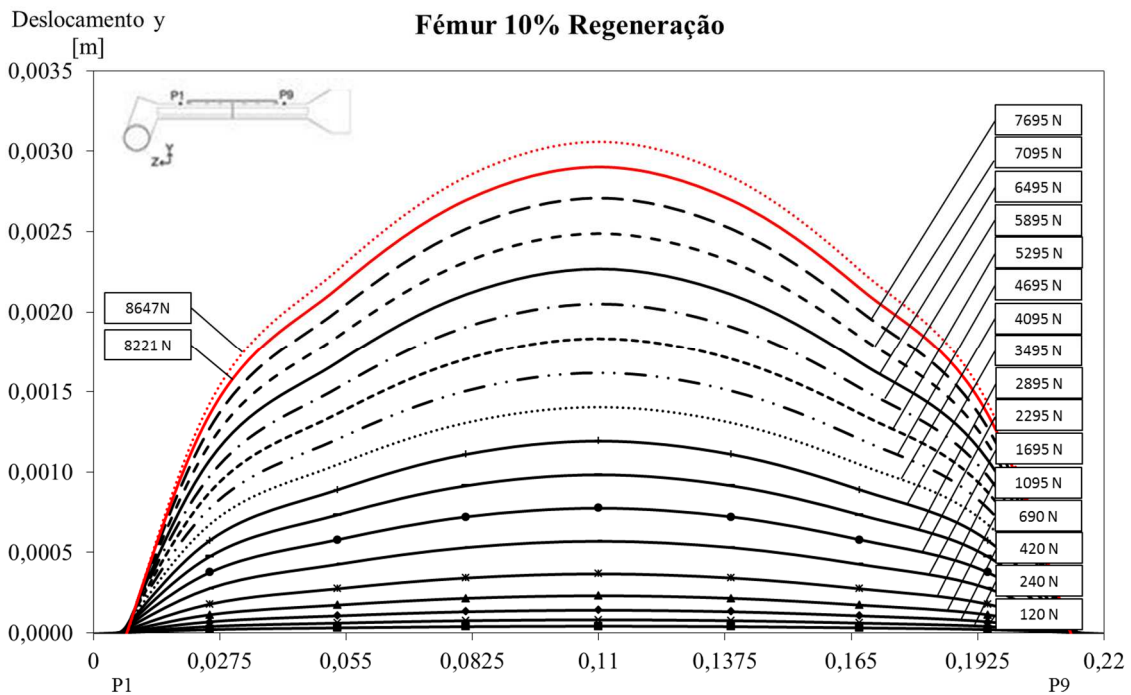


Gráfico 28: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fémur com 10% de regeneração.

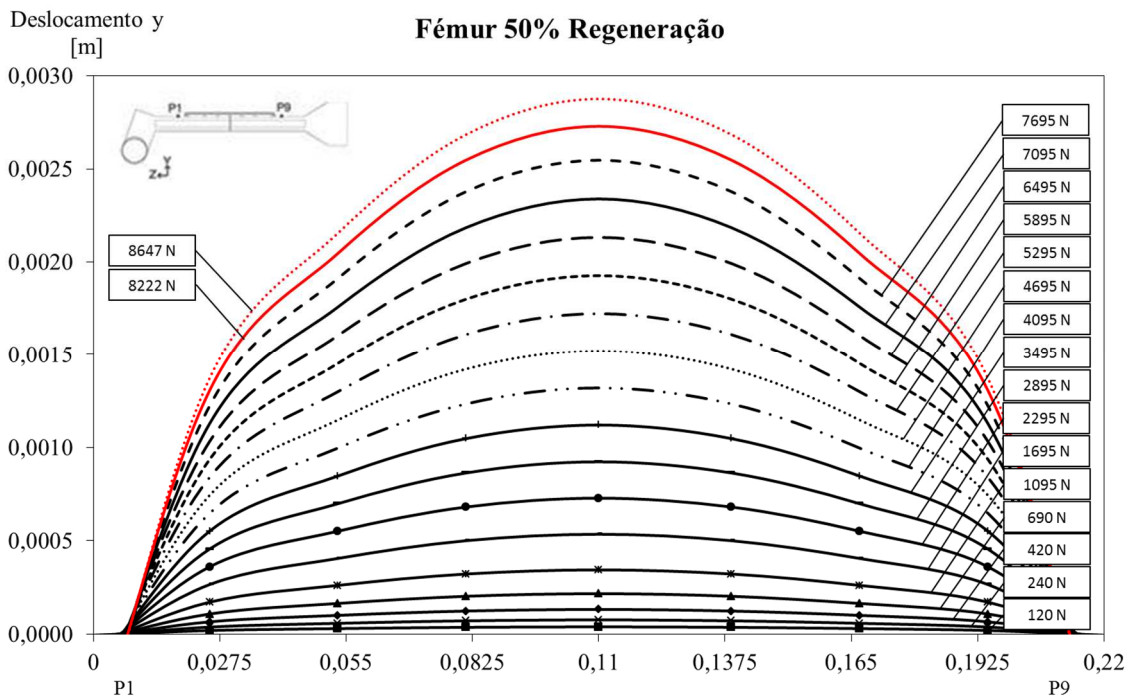


Gráfico 29: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fémur com 50% de regeneração.

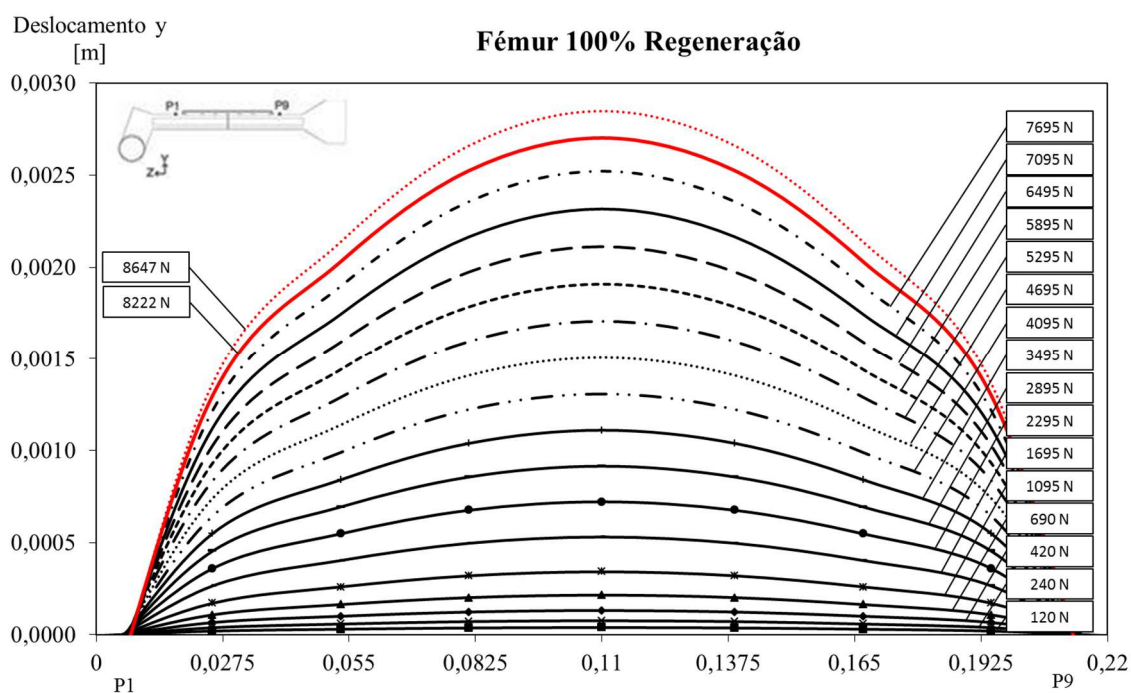


Gráfico 30: Deslocamento em y do P1 ao P9 no fémur com 100% de regeneração.

Os resultados permitem concluir que a zona da fratura possui o valor deslocamento máximo, com o aumento de regeneração, este valor tende a diminuir. A capacidade resistente é maior em função do processo de regeneração. É possível visualizar na tabela 7, os valores da carga total aplicada, apesar da carga total apresentar o mesmo valor para as percentagens de regeneração de 10, 50 e 100%, o deslocamento diminui à medida que a regeneração aumenta, ou seja, à medida que o osso se torna regenerado, como se pode ver nos Gráficos 27, 28, 29 e 30. Na Tabela 7, estão representados os valores de carga total aplicada.

Tabela 7: Carga total máxima aplicada para o Fémur, nas várias % de regeneração.

% de Regeneração	Carga total aplicada [N]
0%	7695
10%	8647
50%	8647
100%	8647

Através de uma comparação destes resultados com os experimentais, pode-se concluir que a deformação é maior no fémur com fratura para ambos os resultados, ainda assim no método experimental no fémur com e sem fratura, o deslocamento é maior, ou seja, a deformação é maior quando comparado com os resultados numéricos.

Nos Gráficos 31 a 34 está representada a variação das tensões na zona do calo, para diferentes estágios de regeneração e para diferentes valores percentuais de carga última.

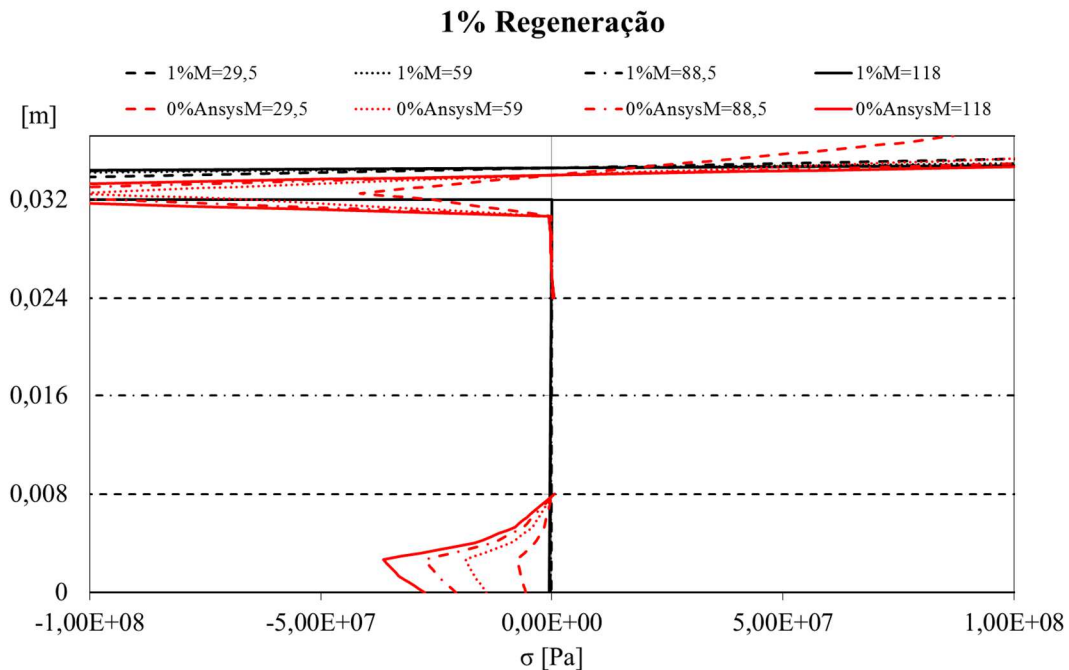


Gráfico 31: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 1% de regeneração no fêmur.

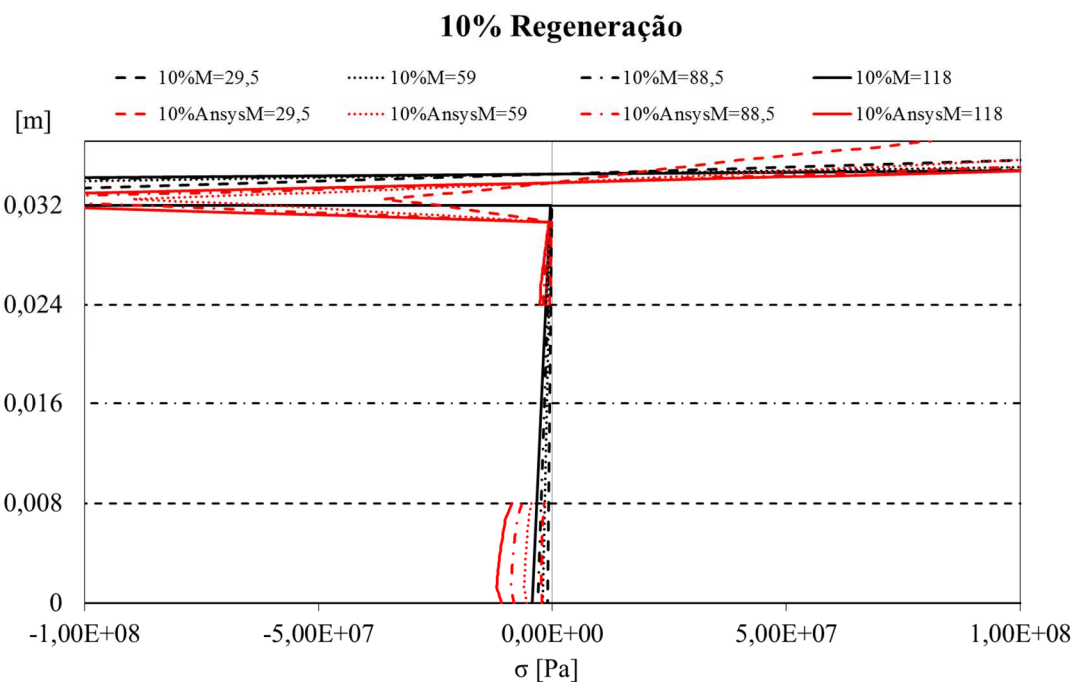


Gráfico 32: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 10% de regeneração no fêmur.

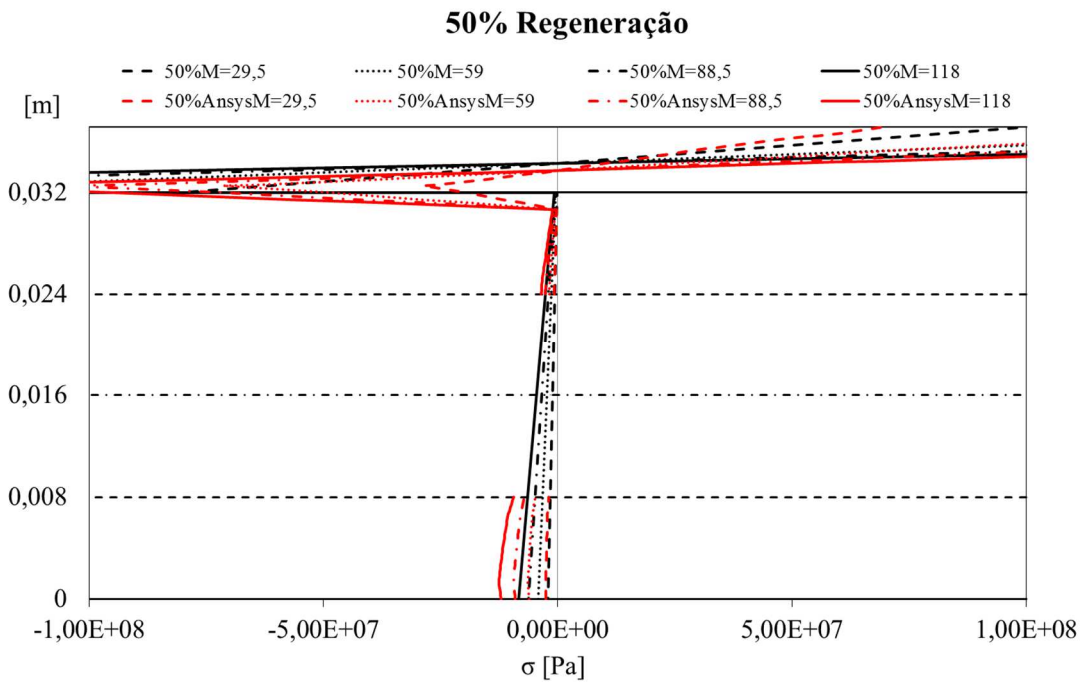


Gráfico 33: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 50% de regeneração no fêmur.

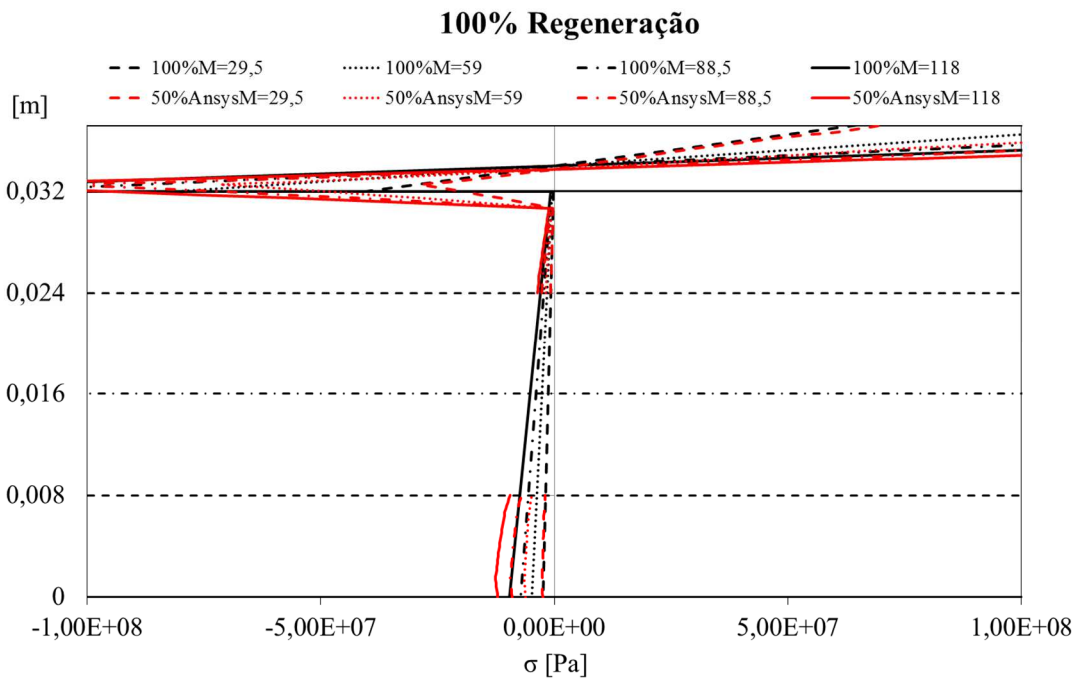


Gráfico 34: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 100% de regeneração no fêmur.

Através da análise dos gráficos das tensões analíticas e numéricas consegue-se visualizar que os valores estão muito próximos, e que as tensões são superiores na placa

e no meio do osso, ou seja, no local da fratura para qualquer valor de momento. À medida que há um aumento da carga, as tensões também aumentam. Com o aumento da percentagem de regeneração as tensões na placa diminuem e no osso aumentam. De salientar que a área resistente do osso é muito superior à área resistente da placa ($A_t = A_p/A_b$), A_t (fémur) =15% e A_t (tíbia) =10%.

Nos Gráficos 36 a 39 pretende-se evidenciar a comparação de resultados numéricos e analíticos, para diferentes níveis de carga última (25%, 50%, 75% e 100%), considerando o efeito de osseointegração.

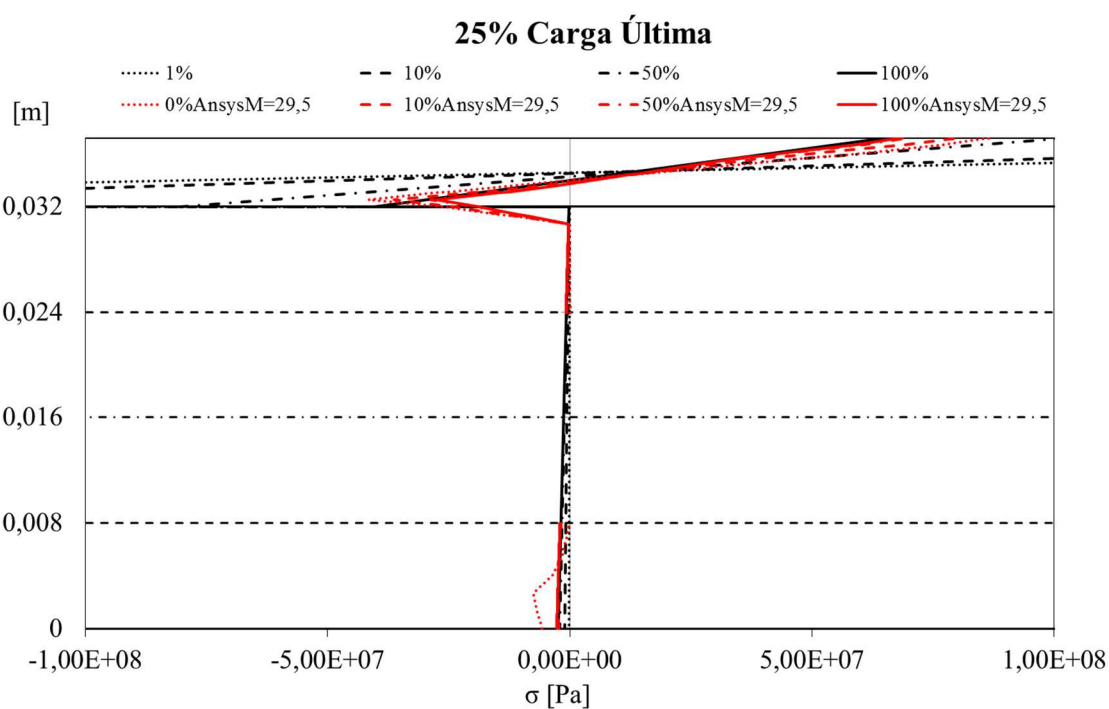


Gráfico 35: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 25% de carga última no fémur

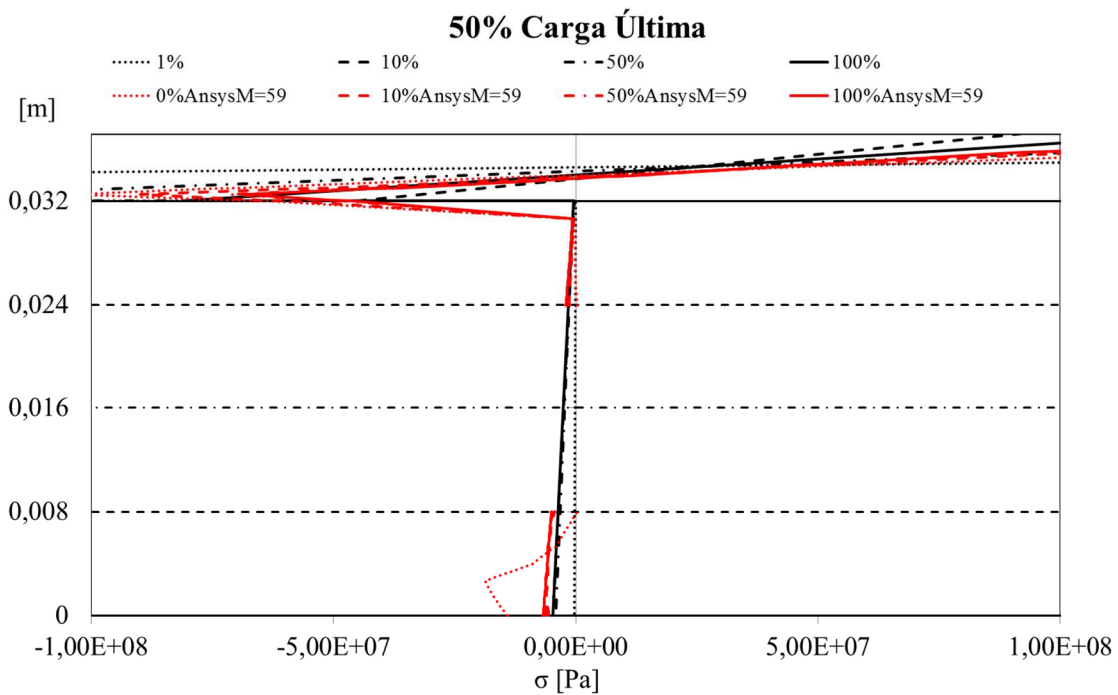


Gráfico 36: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 50% de carga última no fémur.

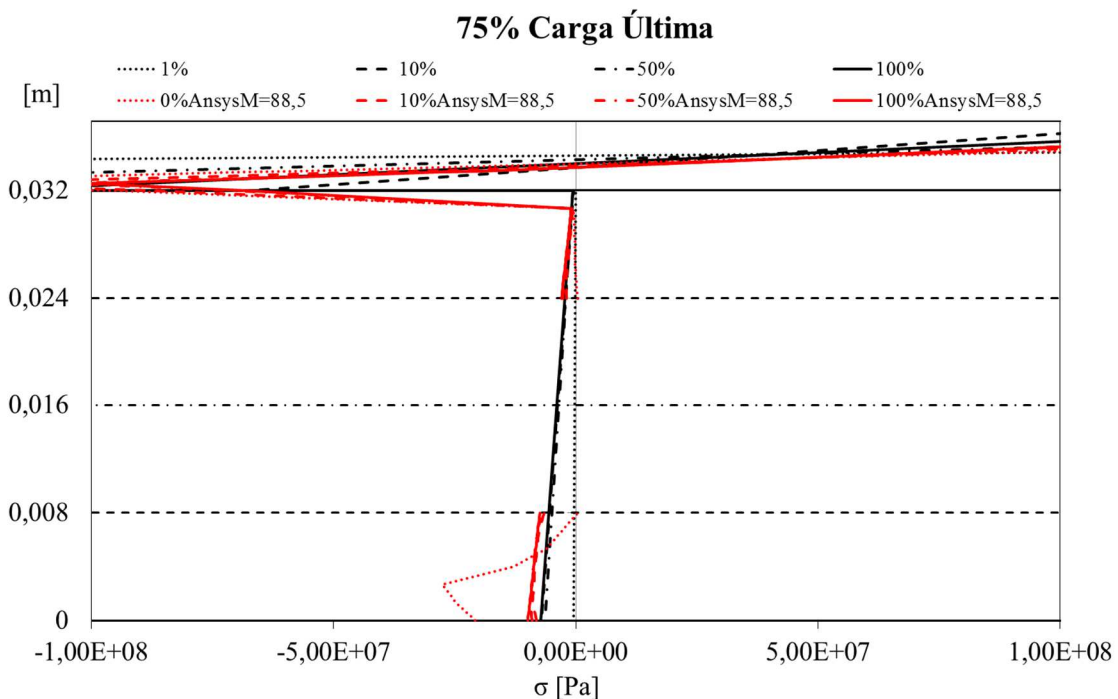


Gráfico 37: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 75% de carga última no fémur.

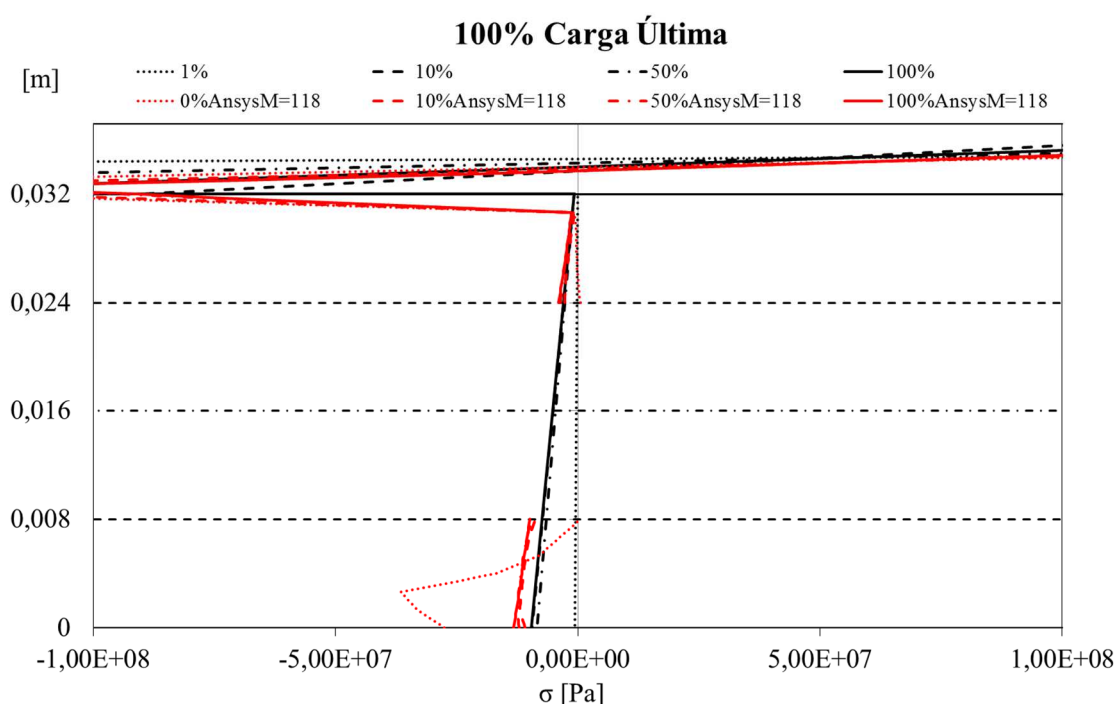


Gráfico 38: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 100% de carga última no fêmur.

Quando este processo (osseointegração) se torna efetivo, as tensões na placa diminuem significativamente. Na continuação da análise analítica e numérica do fêmur, para diferentes níveis de carga última os resultados estão em concordância, ainda é visível através dos gráficos que as tensões são maiores na placa do que no osso. Num estado de carga inicial as tensões são maiores no local da fratura, à medida que se caminha para uma carga última de 100% as tensões ficam distribuídas por toda a placa em vez de ficarem concentradas no centro desta. Para diferentes valores de momento as tensões diminuem quando a percentagem de regeneração aumenta.

Para a tíbia são apresentados os resultados do campo de deslocamento, para os quatro diferentes níveis de carga, em relação à carga última. O que significa que estes resultados mostram a carga máxima suportada pelo osso até atingir a fratura. Estes níveis de carga são 25%, 50%, 75% e 100% de carga última. As restantes percentagens de regeneração 0%, 10%, e 100% estão representadas em anexo. Seguem-se os resultados para a tíbia com 50% de regeneração.

Para os 4 níveis de carga, pode visualizar-se o deslocamento em y (DOF=y) na Figura 49. Os níveis de carga aplicada são: 2295N, 4559,1N, 6834N e 8954,4N.

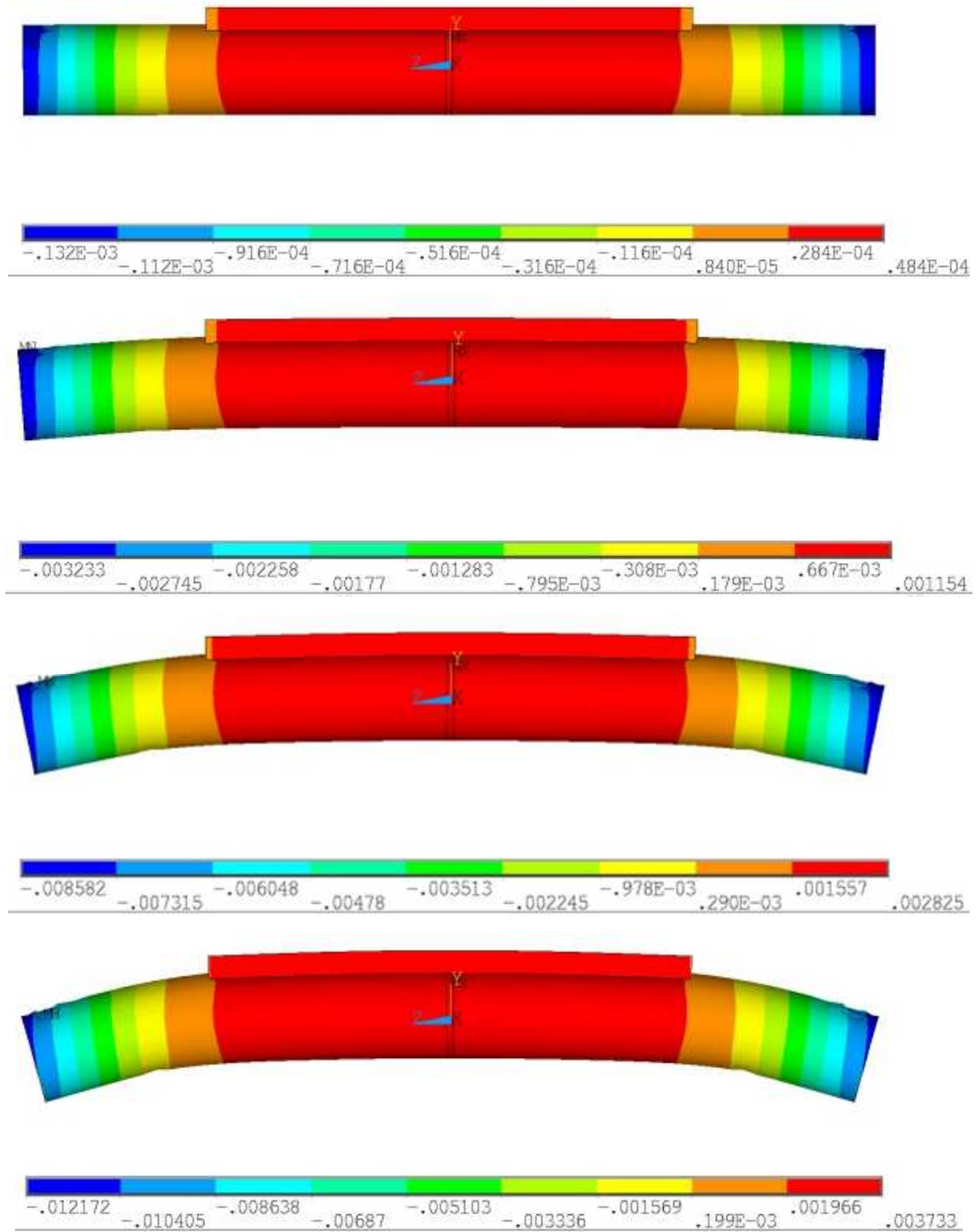


Figura 49: Deslocamento em y (DOF=y), em 4 níveis diferentes de carga: 2295N para 25% de fu, 4559N para 50% de fu, 6834N para 75% de fu e 8954,4N para 100% de fu, para a TCF e 50% de regeneração.

Na Figura 50 estão apresentadas as tensões em Z, para os 4 níveis de carga correspondentes, os níveis de carga aplicada são 2295N, 4559,1N, segue-se 6834N e por último a carga é de 8954,4N.

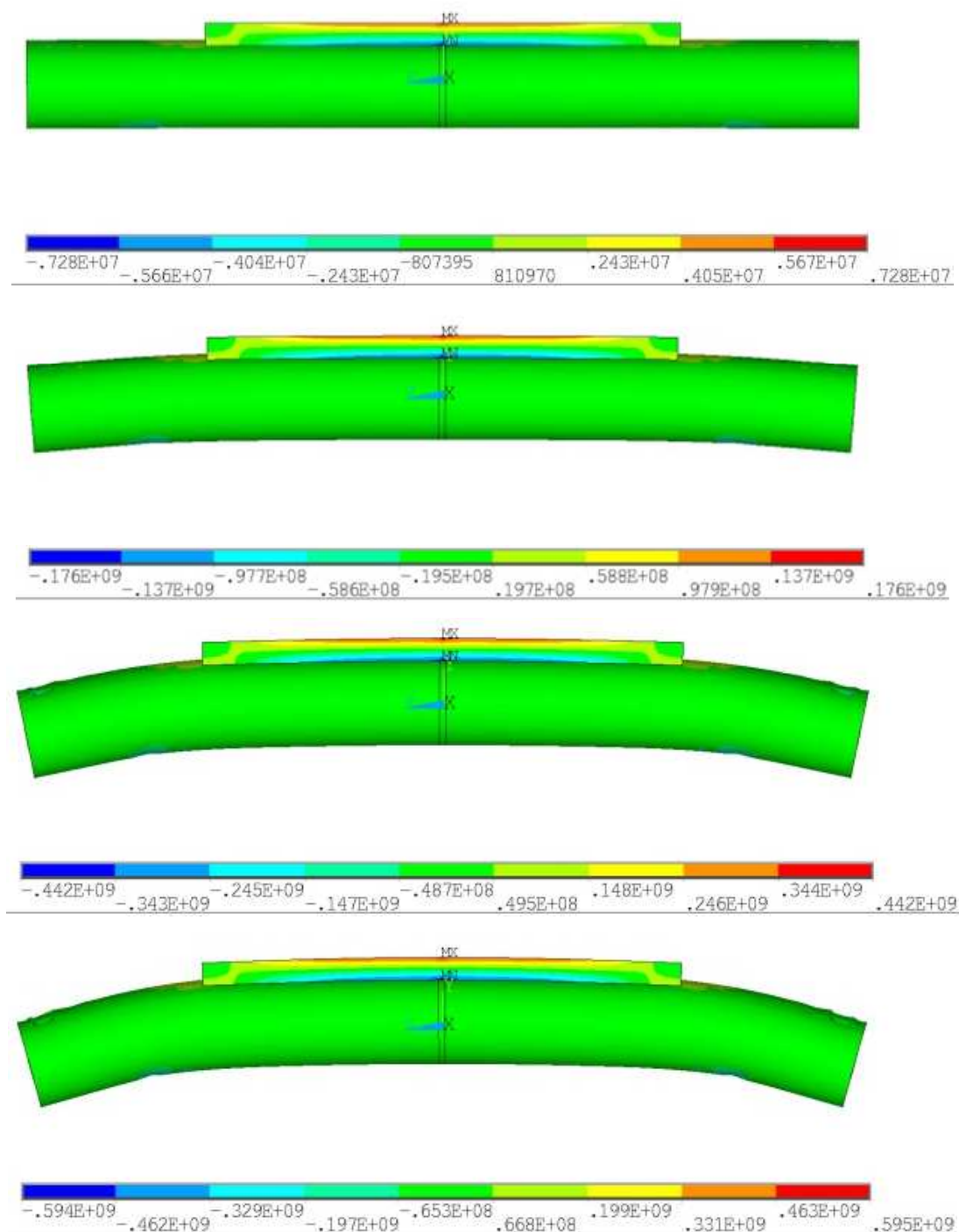


Figura 50: Tensões em z, em 4 níveis diferentes de carga: 2295N, 4559N, 6834N e 8954,4N para a TCF e 50% de regeneração.

Pode visualizar-se na Figura 51 as tensões de *Von Mises*, para 4 níveis de carga diferentes sendo eles: 2295N, 4559,1N, 6834N e por último a carga é de 8954,4N, respetivamente.

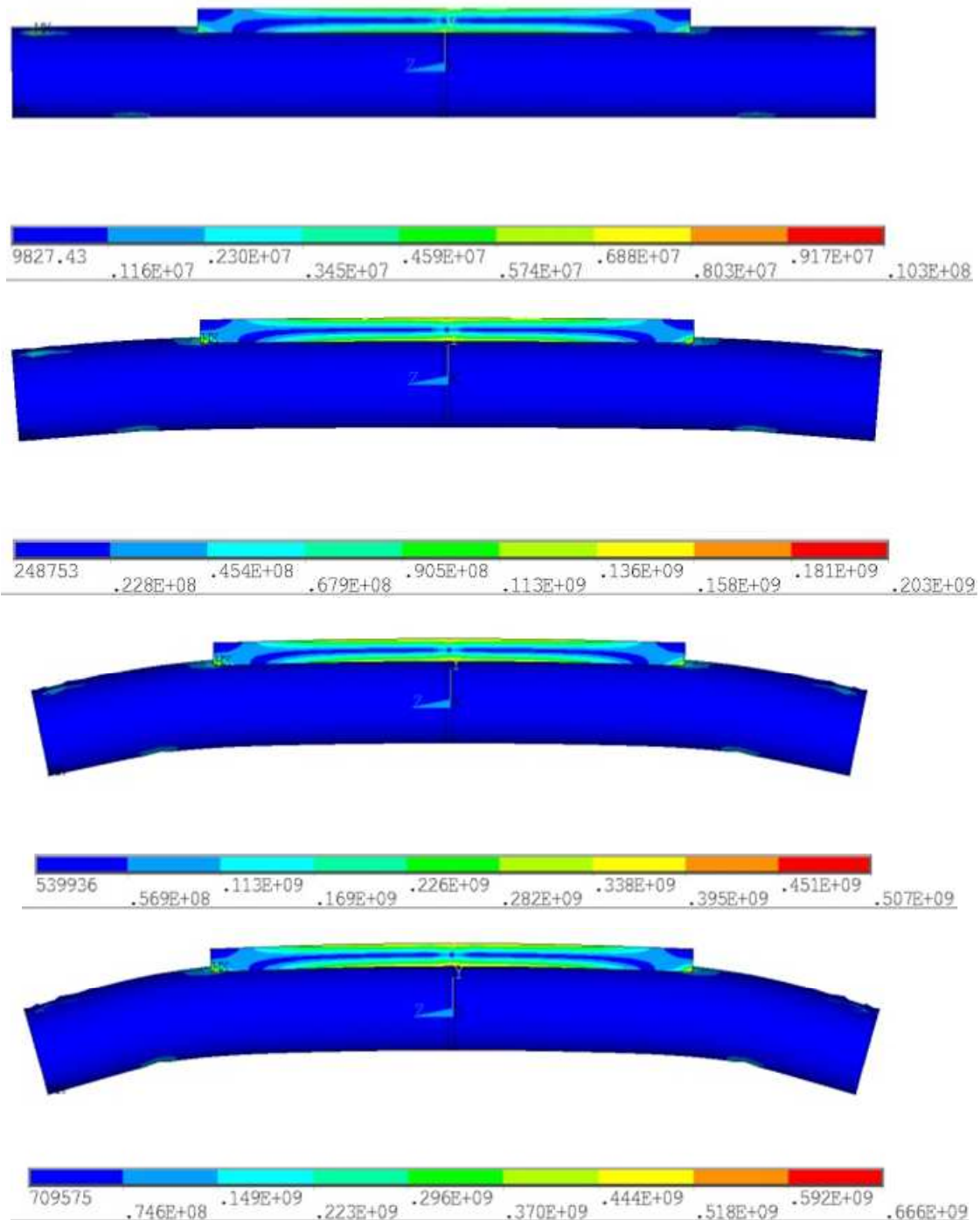


Figura 51: Tensões de *Von Mises* em 4 níveis diferentes de carga: 2295N, 4559N, 6834N e 8954,4N para a TCFe 50% de regeneração.

Por último, na TCF e com 50% de regeneração pode-se visualizar as deformações totais mecânicas em Z (EPTOZ) que estão representadas na Figura 52, para 4 níveis de carga diferentes, os quais são: 2295N, 4559,1N, 6834N 8954,4N.

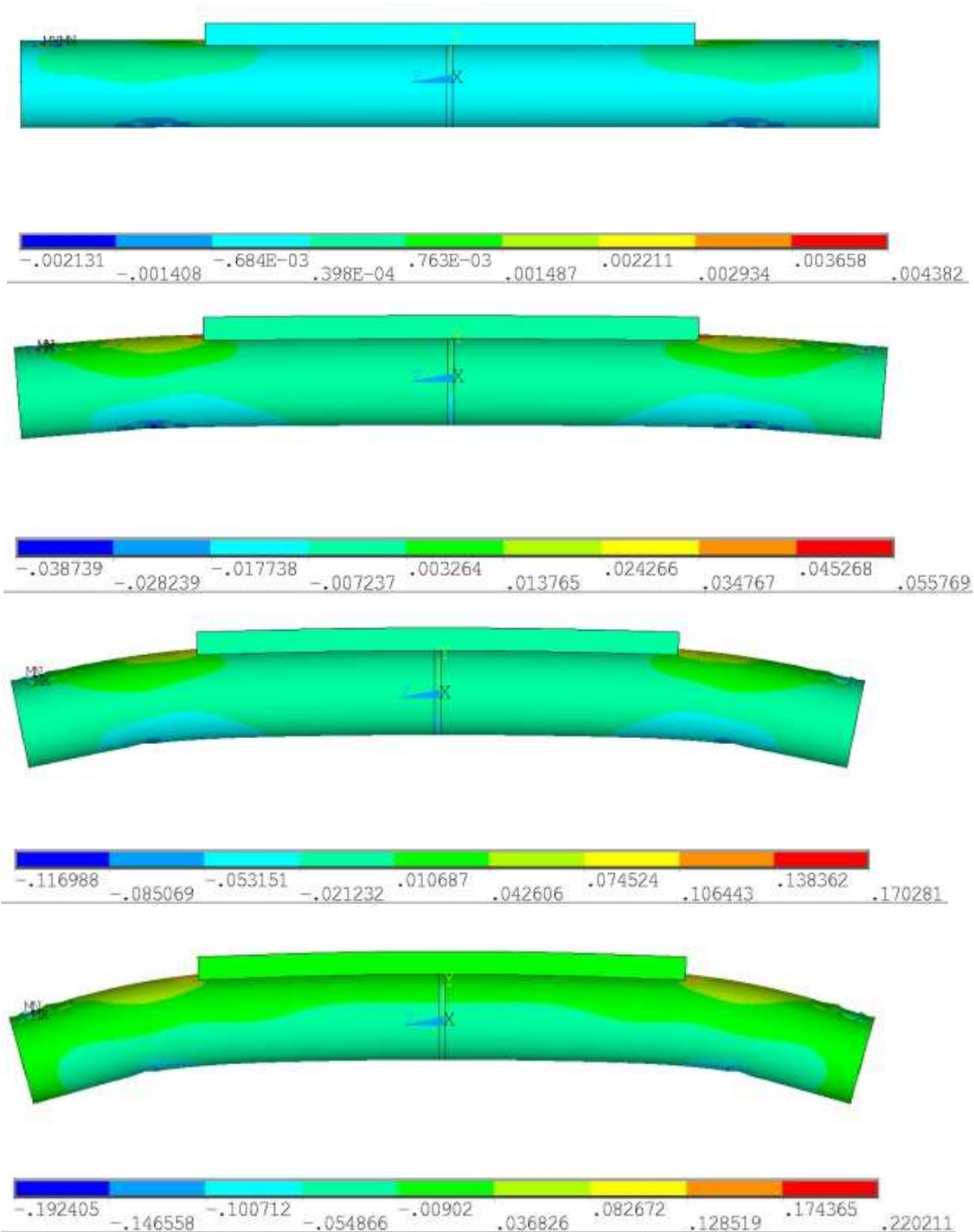


Figura 52: Deformações totais mecânicas em z (EPTOZ), em 4 níveis diferentes de carga: 2295N, 4559N, 6834N e 8954,4N respetivamente.

Pela análise, dos resultados da tíbia, do deslocamento em y e das tensões medidas em z, pode afirmar-se que à medida que a carga aumenta o deslocamento também aumenta, mas este diminui à medida que aumenta a percentagem de regeneração.

As tensões de *Von Misses* aumentam com o aumento da carga, mas com o aumento da percentagem de regeneração diminuem pouco significativamente.

As deformações totais medidas em z, aumentam à medida que há um aumento da carga e diminuem com o aumento da percentagem de regeneração.

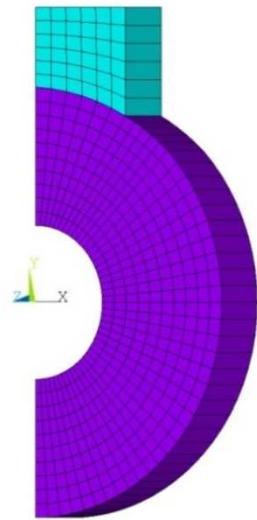
Estão representados na Tabela 8 os resultados para a tíbia para uma percentagem de regeneração de 50%, os resultados são de acordo com as Figuras 49, 50, 51 e 52.

Tabela 8: Resultados para a Tíbia com 50% de Regeneração.

Níveis de carga aplicada	Deslocamento em y [m]	Tensões medidas z [Pa]	Tensões de <i>Von Misses</i> [Pa]	Deformações totais medidas em z
2295 N	4,84E-05	7,28E+06	1,03E+07	4,38E-03
4559 N	1,15E-03	1,76E+08	2,03E+08	5,58E-02
6834 N	2,83E-03	4,42E+08	5,07E+08	1,70E-01
8954,4 N	3,73E-03	5,95E+08	6,66E+08	2,20E-01

O modelo considerou o processo de osteossíntese, idealizado em várias fases, correspondentes a 0% sem calo, 10%, 50% e 100% de formação de calo. São apresentados os resultados obtidos referentes à tíbia. Na Figura 53 está representada uma parte da malha do elemento finito, correspondente à zona da fratura e adjacente (36 mm). Estas secções possibilitam a determinação e validação das deformações nas posições correspondentes aos extensómetros. Está ainda representada a distribuição da tensão normal na direção axial do osso. Estas tensões poderão ser comparadas com a solução analítica.

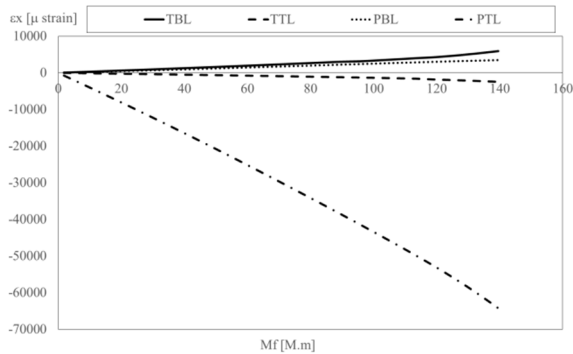
São apresentados os resultados para a fase inicial com osteossíntese de 0%.



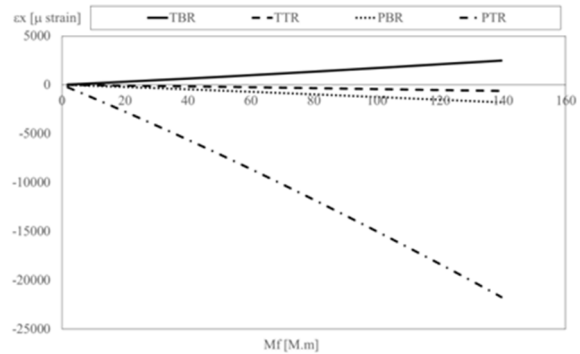
a) Malha secção com calo formado a 0%.



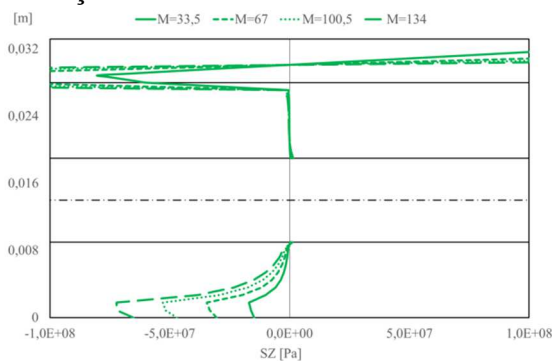
b) Malha da secção paralela a 36 mm.



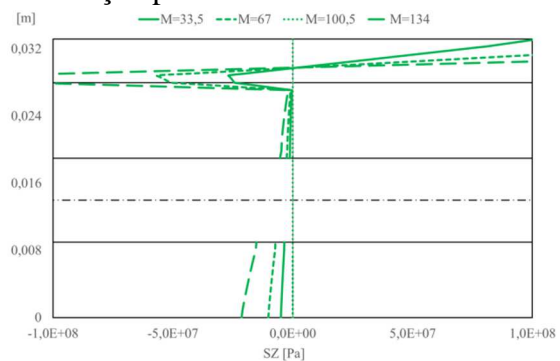
c) Evolução da deformação em função do momento fletor (Mf) na secção com calo formado a 0%.



d) Evolução da deformação em função do momento fletor (Mf) na secção paralela a 36 mm.



e) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção com calo formado a 0%.



f) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção paralela a 36 mm.

Figura 53: Osteossíntese de 0% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.

Na Figura 54 está representada uma parte da malha do elemento finito, correspondente à zona da fratura e adjacente (36 mm), está ainda a distribuição da tensão normal na direção axial do osso. Os resultados são para um valor de osteossíntese de 10%.

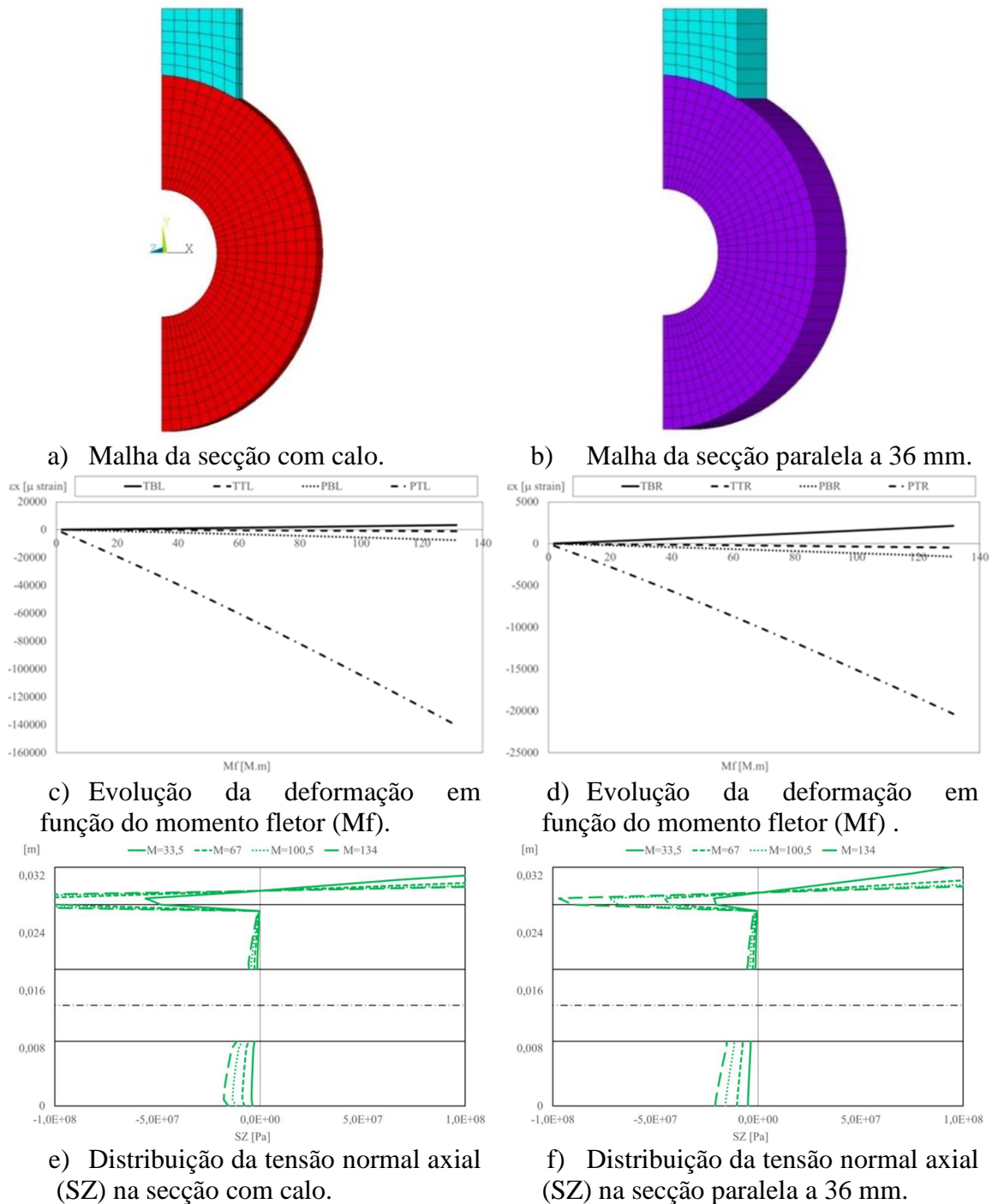
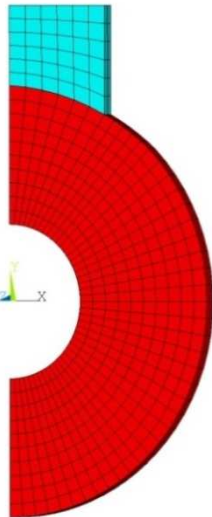


Figura 54: Osteossíntese de 10% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.

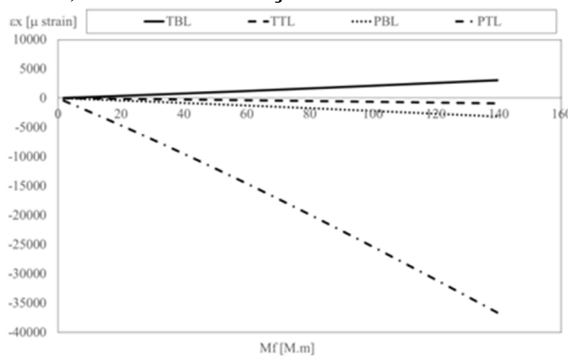
Na Figura 55 está representada uma parte da malha do elemento finito, correspondente à zona da fratura e adjacente (36 mm), assim como a distribuição da tensão normal na direção axial do osso. Os resultados apresentados é para um valor de osteossíntese de 50%.



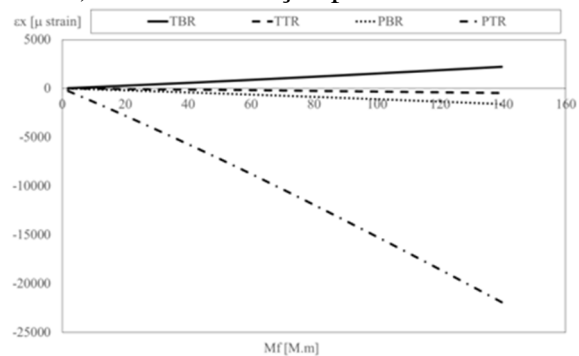
a) Malha da secção com calo.



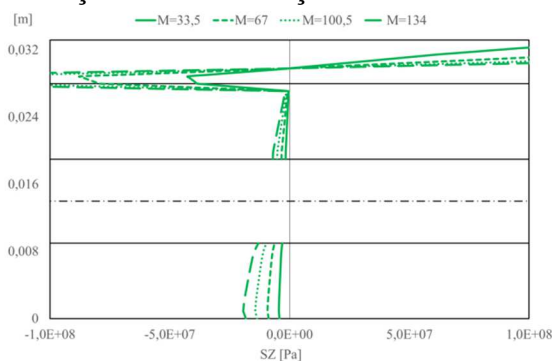
b) Malha da secção paralela a 36 mm.



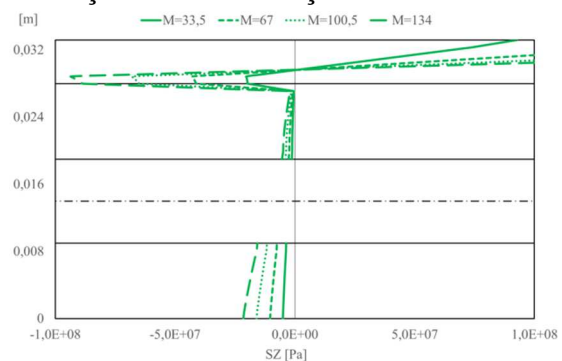
c) Evolução da deformação em função do Mf na secção com calo.



d) Evolução da deformação em função do Mf na secção a 36 mm.



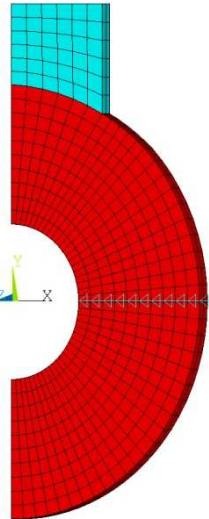
e) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção com calo.



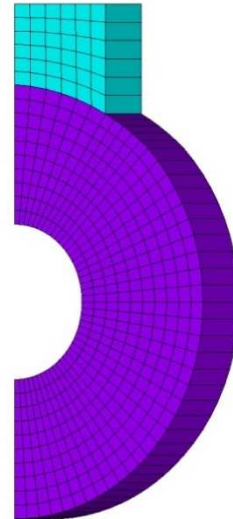
f) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção paralela a 36 mm.

Figura 55: Osteossíntese de 50% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.

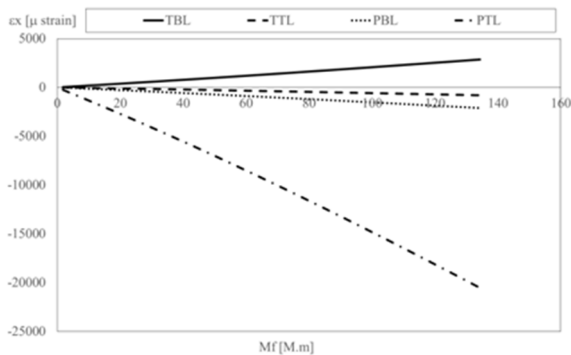
Na Figura 56 está representada uma parte da malha do elemento finito, correspondente à zona da fratura e adjacente (36 mm). Os resultados apresentados é para um valor de osteossíntese de 100%.



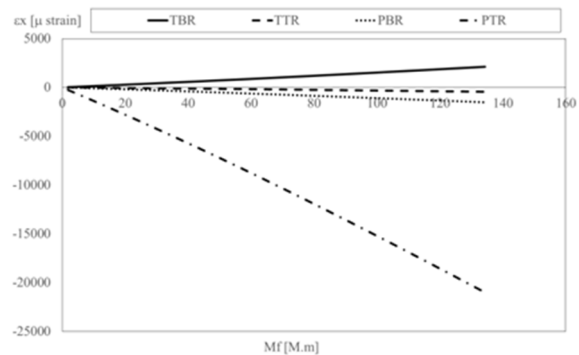
a) Malha da secção com calo a 100%.



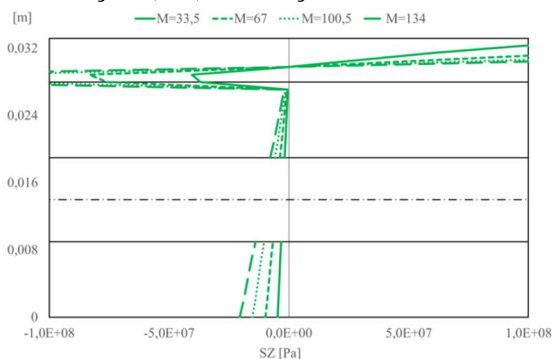
b) Malha da secção paralela a 36 mm.



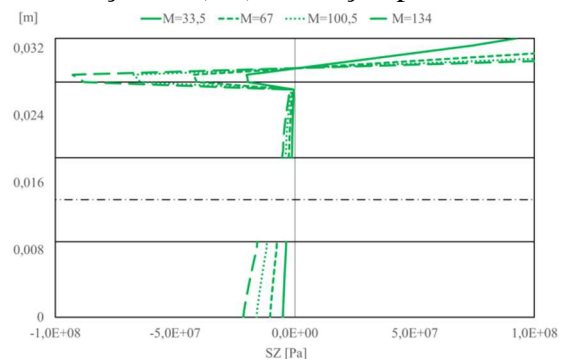
c) Evolução da deformação em função (Mf) na secção com calo.



d) Evolução da deformação em função do (Mf) na secção paralela.



e) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção com calo.



f) Distribuição da tensão normal axial (SZ) na secção paralela a 36.

Figura 56: Osteossíntese de 100% na zona da fratura e adjacente a 36 mm, para diferentes valores de momento.

Os resultados apresentados correspondem à malha criada para a tíbia, os valores das tensões a meio do osso, isto é, no local da fratura e a 36 mm de distância da fratura. Para uma percentagem de regeneração de 100% as deformações são semelhantes no local da fratura e a 36 mm. Quanto à tensão normal axial pode-se visualizar que a tensão é maior na zona da placa mais próximo da fratura do que a 36 mm de distância.

Os Gráficos 39 a 42 representam o deslocamento medido para diferentes estágios de regeneração, na interface osso placa. As medições foram feitas para a tíbia desde o ponto 1 até ao ponto 7, cinco destes pontos foram medidos na interface do osso- placa e os dois outros foram medidos nas extremidades do osso, como está representado na Figura 31.

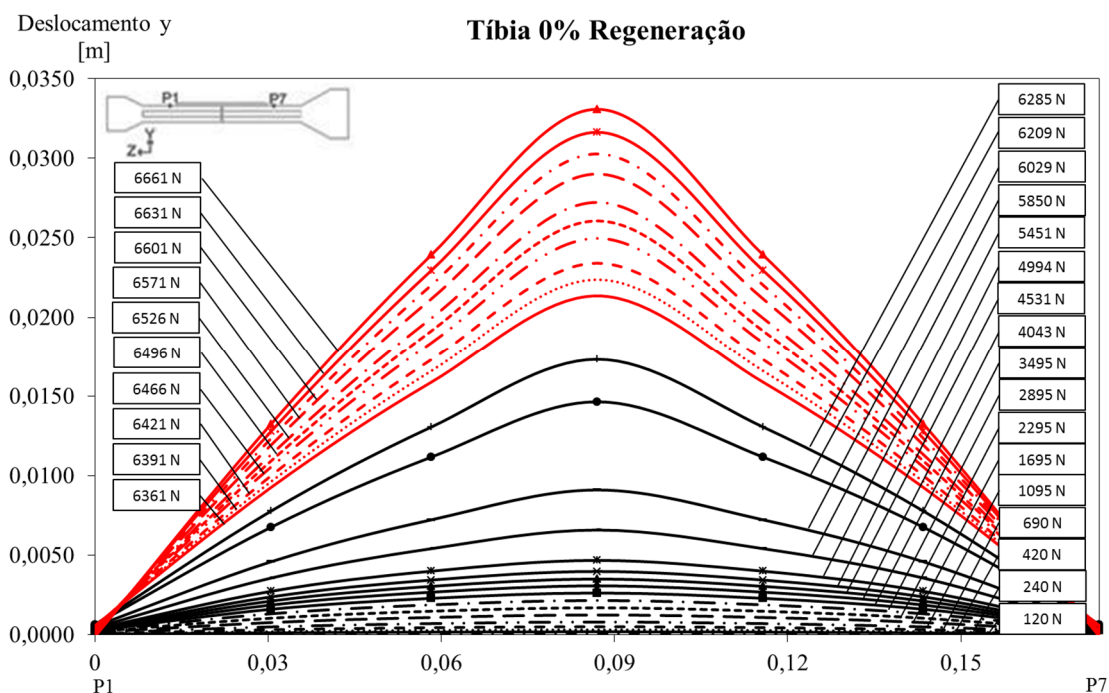


Gráfico 39: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia com 0% de regeneração.

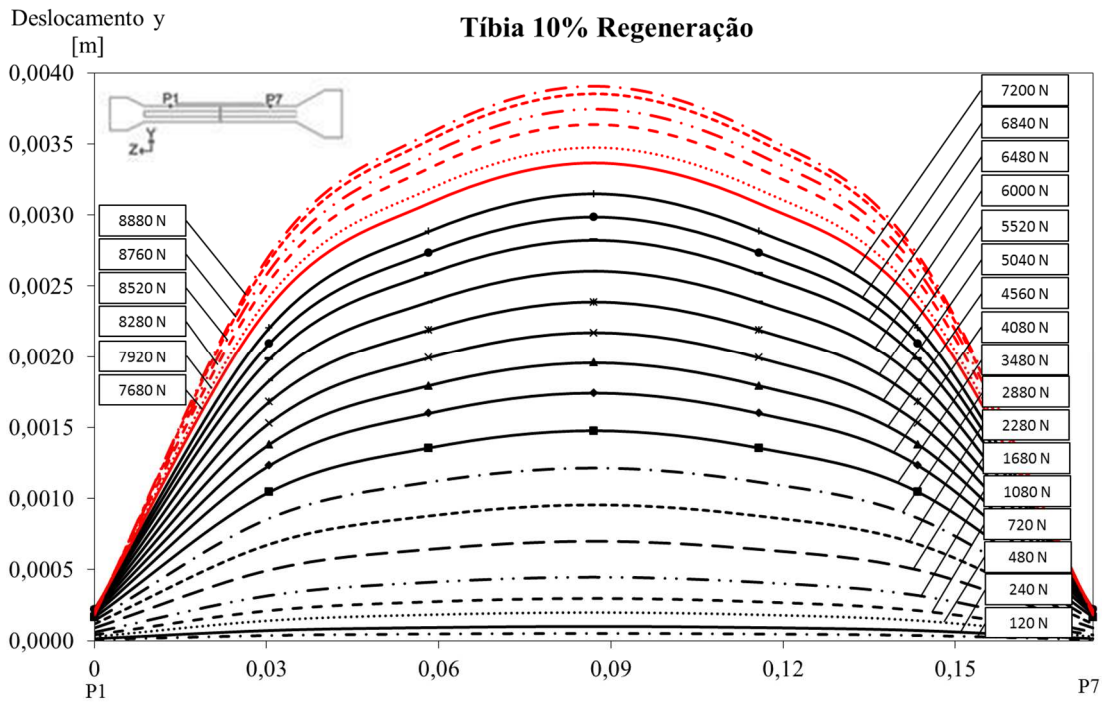


Gráfico 40: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia com 10% de regeneração.

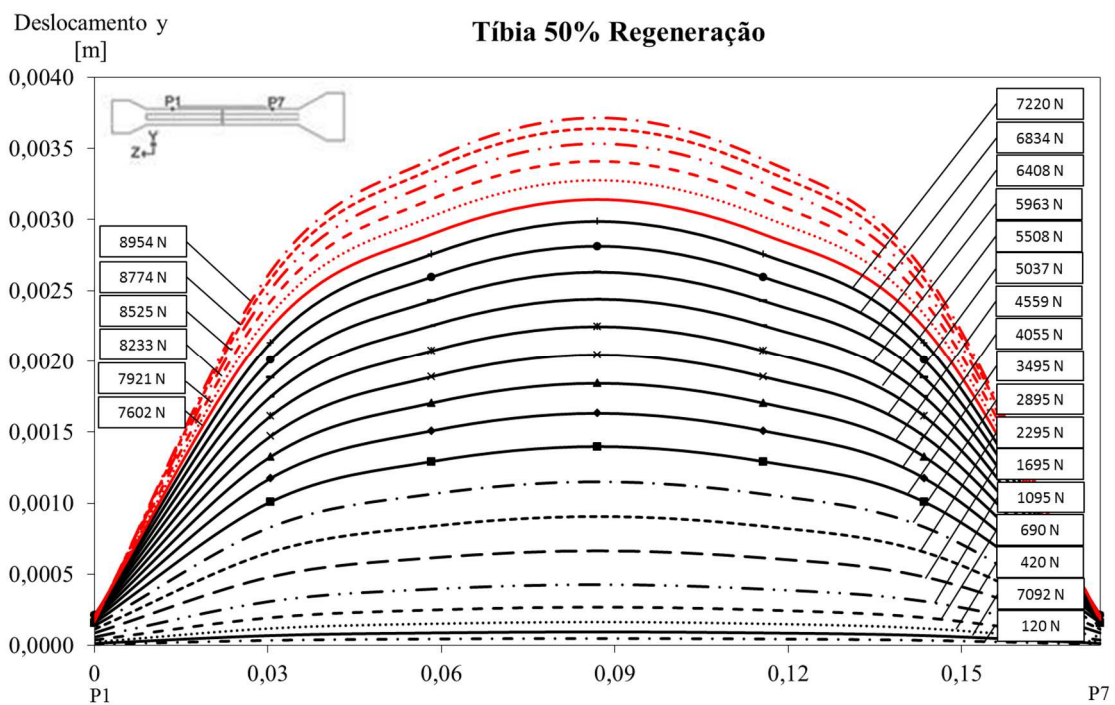


Gráfico 41: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia com 50% de regeneração.

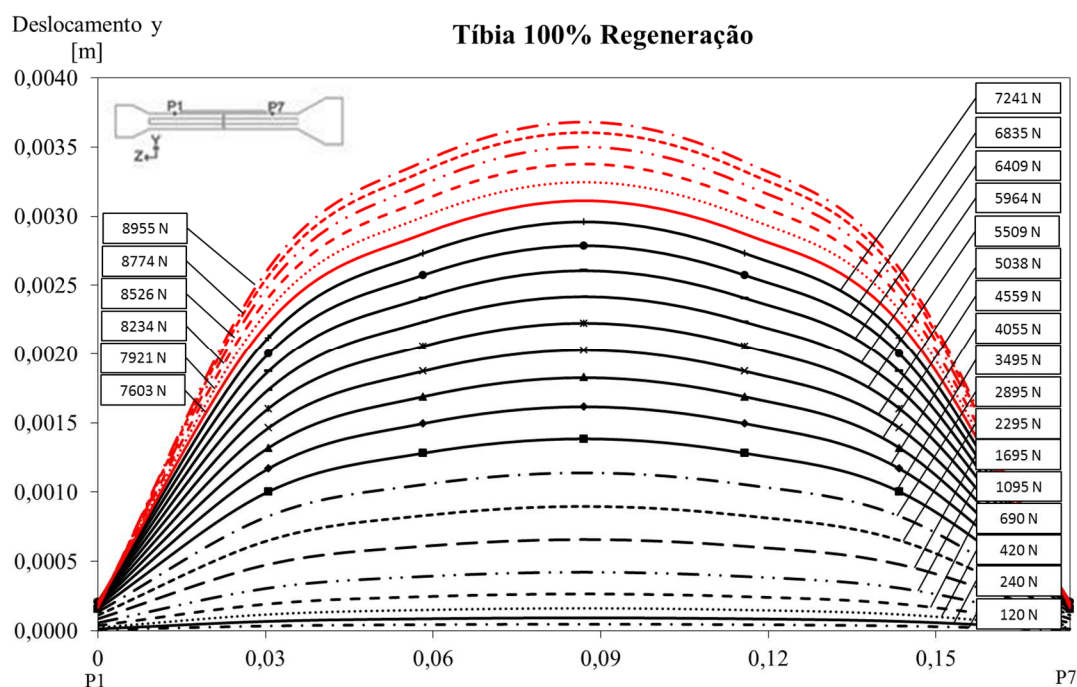


Gráfico 42: Deslocamento em y do P1 ao P7 na tíbia com 100% de regeneração.

Pela análise dos gráficos da tíbia, é possível concluir que a zona da fratura possui o valor deslocamento máximo, entre 0,0035 e 0,0040 m para 10%, 50% e 100% de regeneração, com o aumento desta percentagem, este valor tende a diminuir. A capacidade resistente é maior em função do processo de regeneração, como confirma na Tabela 9, os valores de carga total aplicada.

Tabela 9: Carga total máxima aplicada para a Tíbia, nas várias % de regeneração.

% de Regeneração	Carga total aplicada [N]
0%	6661
10%	8880
50%	8954
100%	8955

Através de uma análise comparativa ao método experimental, pode-se afirmar que no método experimental o deslocamento é maior para a tíbia com e sem fratura. Ainda é de salientar que em ambos os métodos a tíbia com fratura apresenta um maior deslocamento, isto é, uma maior deformação em relação ao fémur.

Os Gráficos 43 a 46 mostram os resultados para a tíbia da variação das tensões na zona do calo, para diferentes estágios de regeneração e para diferentes valores

percentuais de carga última, comparando os valores do método analítico com o método numérico.

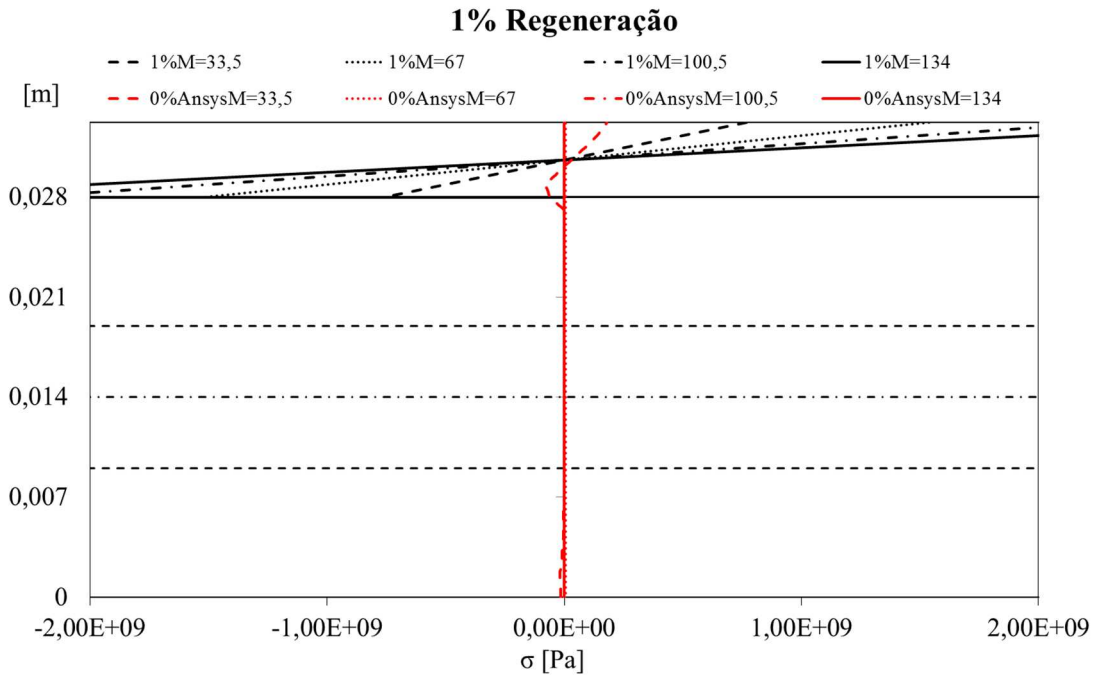


Gráfico 43: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 1% de regeneração na tíbia.

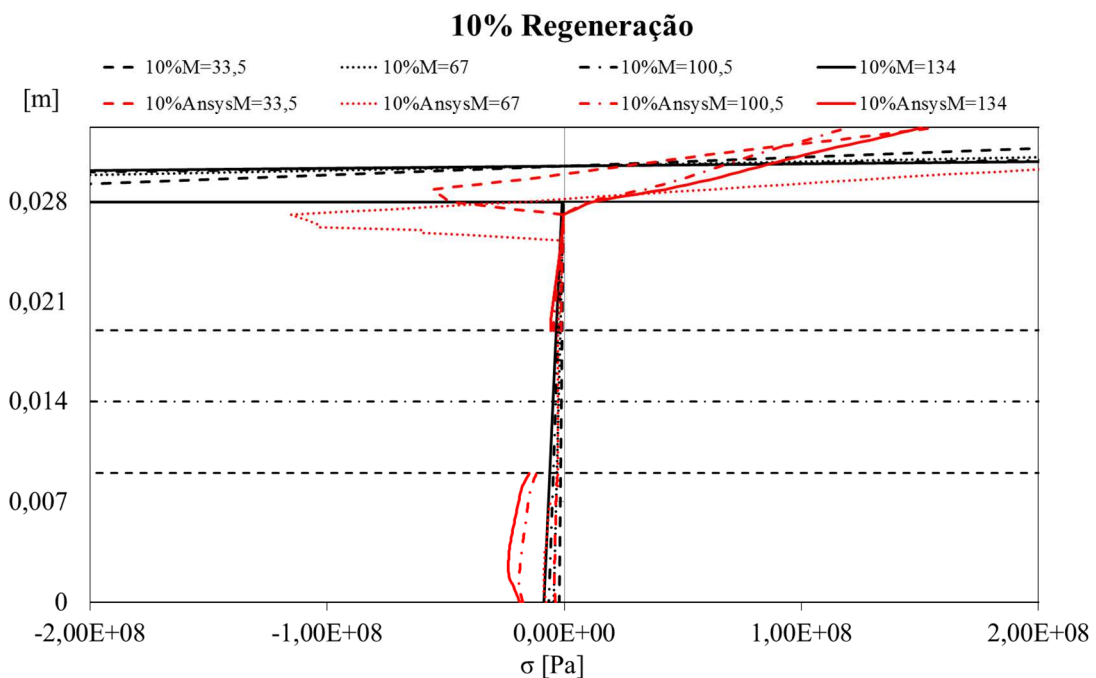


Gráfico 44: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 10% de regeneração na tíbia.

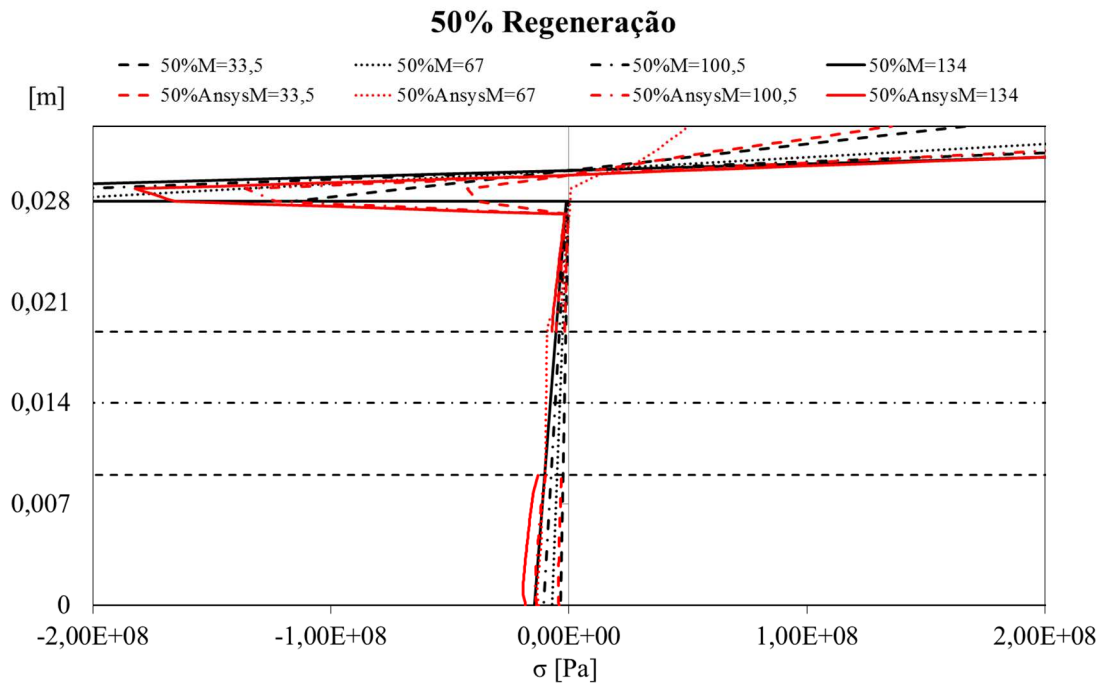


Gráfico 45: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 50% de regeneração na tibia.

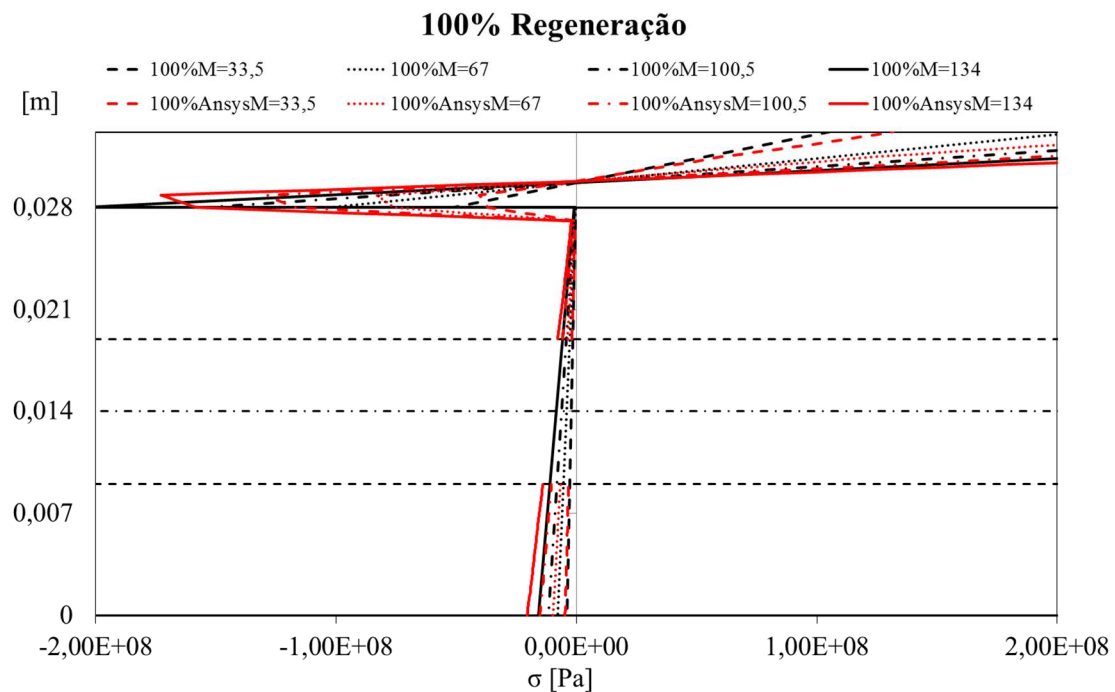


Gráfico 46: Tensões analíticas e numéricas obtidas para os diferentes momentos para 100% de regeneração na tibia.

Através da análise dos gráficos das tensões analíticas e numéricas consegue-se visualizar que os valores estão muito próximos, e que as tensões são superiores na placa e ao meio do osso, ou seja, no local da fratura para qualquer valor de momento, com o aumento da carga aumentam as tensões. Com o aumento da percentagem de regeneração as tensões na placa diminuem e no osso aumentam. De salientar que a área resistente do osso é muito superior à área resistente da placa. ($A_t = A_p/A_b$) $A_t(\text{tíbia})=10\%$.

Nos Gráficos 47 a 50, considerando o efeito de osseointegração pretende-se evidenciar a comparação do resultado numérico e analítico, para diferentes níveis de carga última (25%, 50%, 75% e 100%).

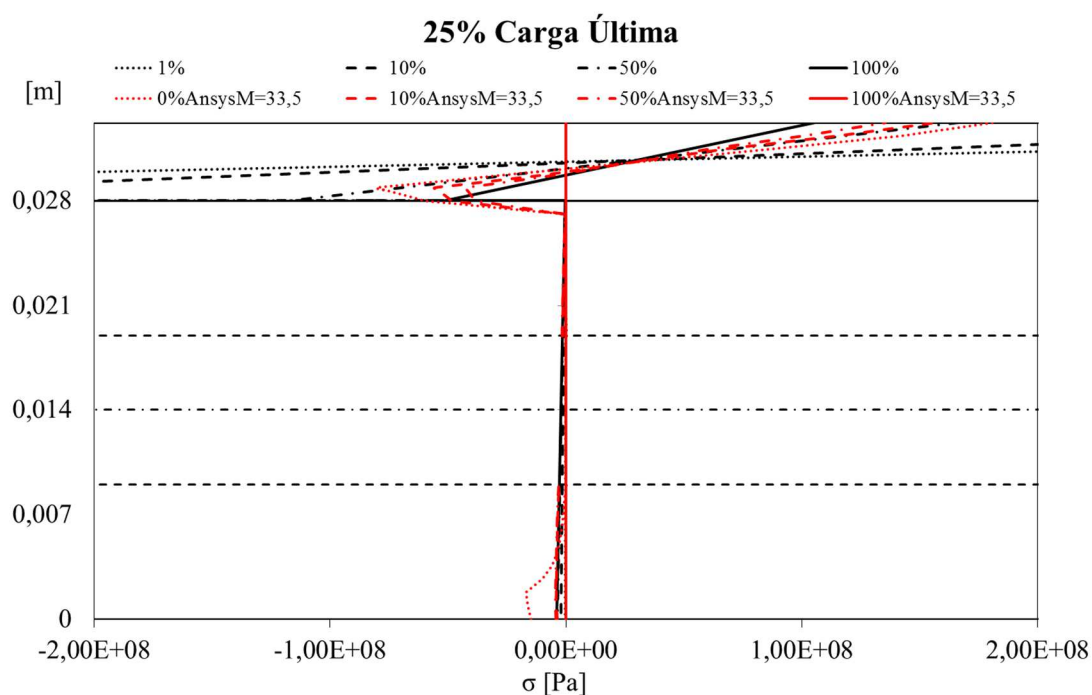


Gráfico 47: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 25% de carga última na tíbia.

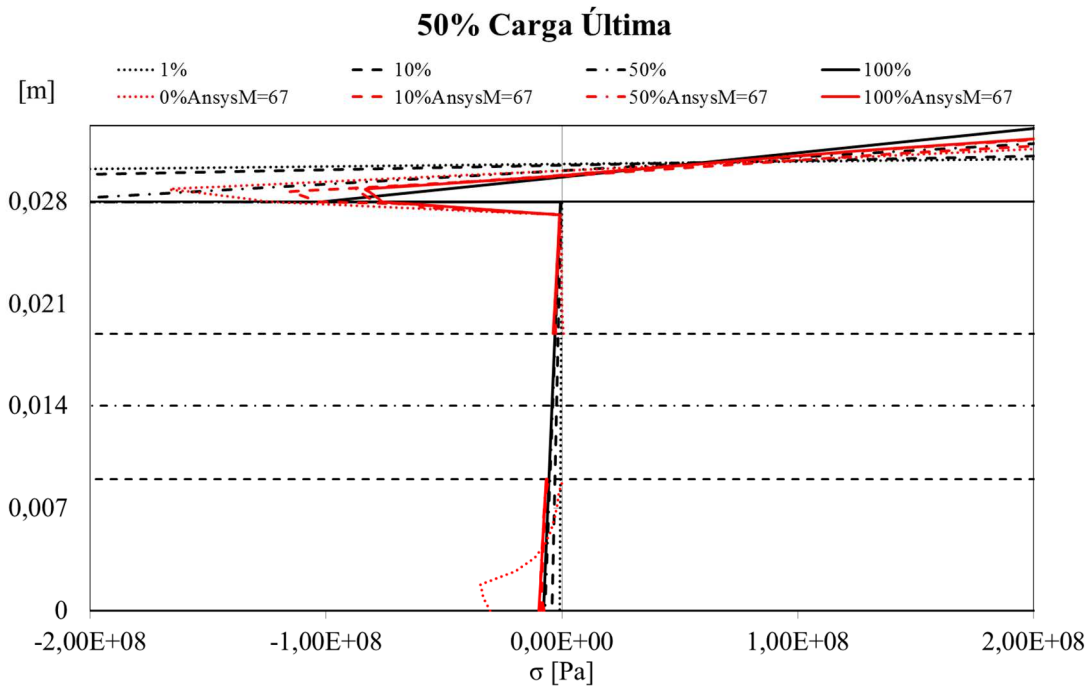


Gráfico 48: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 50% de carga última na tibia

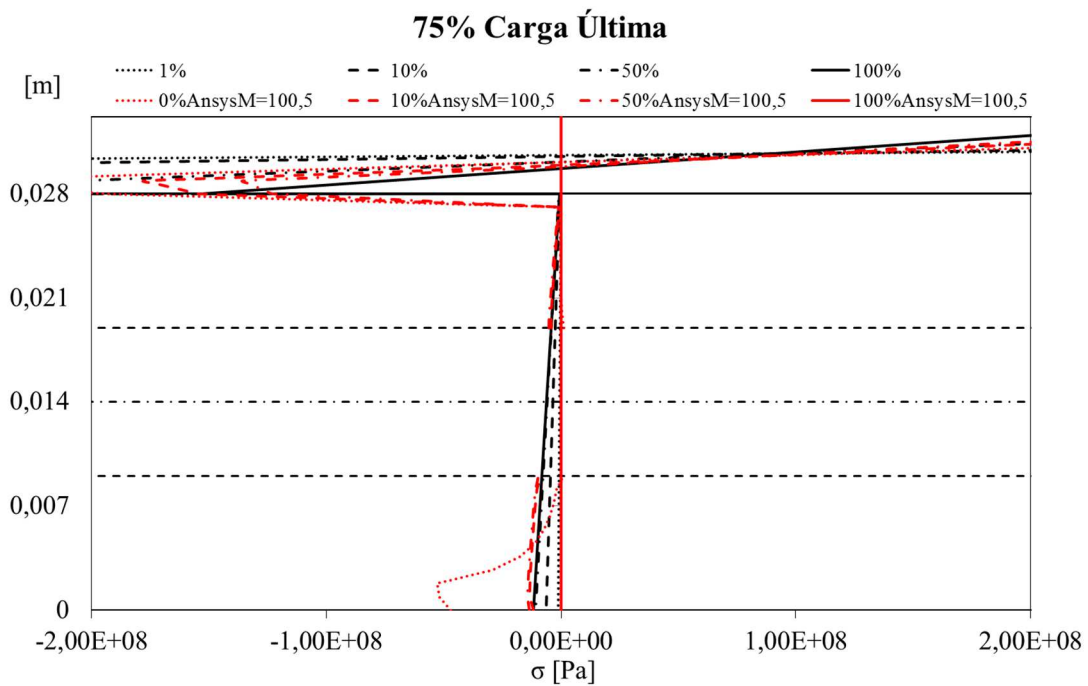


Gráfico 49: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 75% de carga última na tibia.

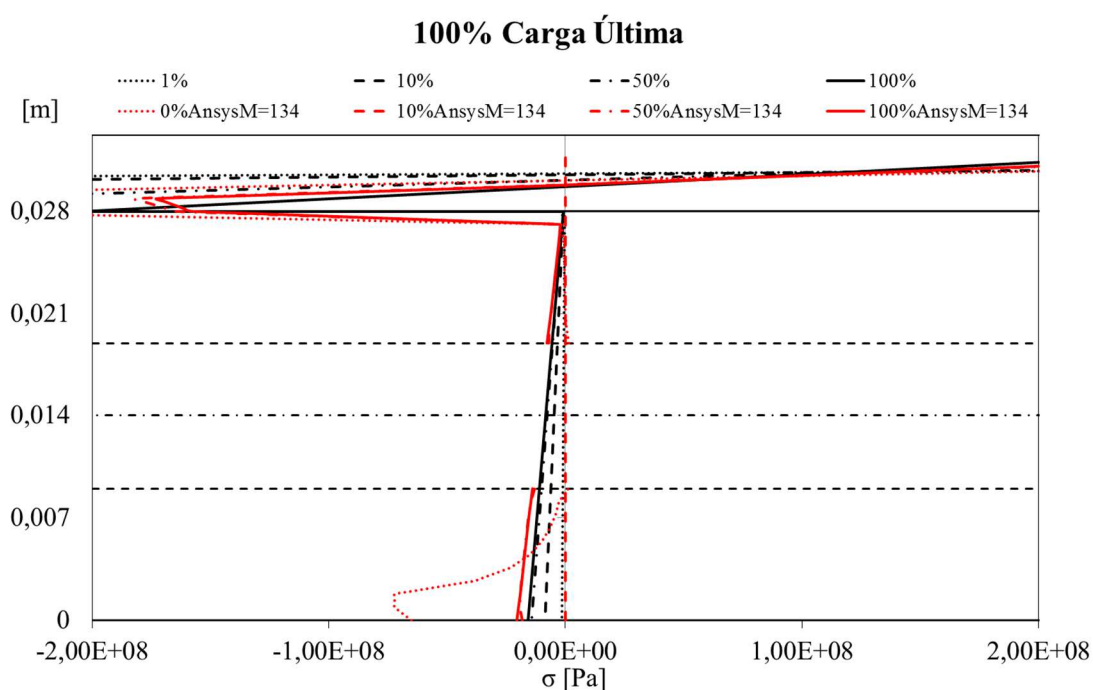


Gráfico 50: Tensões analíticas e numéricas obtidas para as diferentes percentagens de regeneração para 100% de carga última na tíbia.

Quando o processo de osseointegração se torna efetivo, as tensões na placa diminuem significativamente.

Na continuação da análise analítica e numérica da tíbia, para diferentes níveis de carga última os resultados estão em concordância, ainda é visível através dos gráficos que as tensões são maiores na placa do que no osso. Num estado de carga inicial as tensões são maiores no local da fratura, à medida que se caminha para uma carga última de 100% as tensões ficam distribuídas por toda a placa em vez de ficarem concentradas na zona do calo. Para diferentes valores de momento as tensões diminuem quando a percentagem de regeneração aumenta.

CAPÍTULO 7- CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O tratamento de fraturas desenvolvidas pelos cirurgiões tem uma razão muito forte de ser, uma vez que a osteossíntese aparentava ser a melhor solução em termos de restauração anatômica e funcional.

Esta dissertação tem como principal objetivo calcular o deslocamento, a deformação e a tensão a meio do osso, diáfise, através do teste de flexão de quatro pontos. O procedimento de cálculo desenvolvido foi através de procedimentos analíticos, numéricos e experimentais. Este trabalho foi desenvolvido utilizando alguns programas tais como o *Ansys*, *SolidWorks*, *Maple* e *Matrox*. Foram realizadas várias simulações numéricas para dois fêmures com e sem fratura e o mesmo para duas tíbias com a fixação de placas de aço inoxidável, fazendo variar a percentagem de osteossíntese e de carga última a que os ossos estão dispostos a suportar.

Através das análises efetuadas aos ossos conclui-se por meio de uma comparação numérica e analítica que a distribuição das tensões é mais predominante no local da fratura e na placa metálica, num estado inicial de regeneração. À medida que o osso vai regenerando a tensão tende a diminuir na placa.

Ainda se pode concluir que as deformações são maiores no meio do osso, isto é na diáfise e que a força aplicada é tanto menor quanto mais o osso estiver regenerado.

O deslocamento em y aumenta com o aumento da carga, mas diminui à medida que o osso se regenera.

As tensões de *Von Mises* aumentam com o aumento da carga, mas com a evolução da regeneração alteram pouco significativamente.

As deformações totais medidas em Z , aumentam com o aumento da carga e diminuem com o acréscimo da percentagem de regeneração.

Comparando os resultados experimentais com os numéricos, conclui-se que os ossos apresentam um maior deslocamento na análise experimental, e que este é maior ainda nos ossos com fratura. Ainda se pode também concluir que a tíbia apresenta uma deformação maior quando comparada com o fémur.

Por último, o método numérico aplicado é comparado com os resultados analíticos, os quais estão em concordância pois os resultados são semelhantes, entre eles e aos experimentais.

Para diferentes valores de momento as tensões diminuem quando a percentagem de regeneração aumenta.

Como trabalho futuro e para uma melhor comparação com o trabalho experimental, seria necessário a obtenção de um modelo numérico mais semelhante em termos anatómicos.

Seria de bastante interesse obter um modelo com o osso cortical e trabecular.

Ainda se poderia considerar diferentes propriedades do material e fazer mais ensaios experimentais.

CAPÍTULO 8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Felder, R. M. 1998. Introduction to Maple. *Department of Chemical Engineering*. October.

a) Synthes. 2014. DePuy Synthes. United States : Johnsons & Johnsons.

Apley, A. G. e Solomon, L. 1989. *Manual de Ortopedia e Fraturas*. Rio de Janeiro : Atheneu.

Bagby, G.W. e Janes, J.M. 1958. The Effect os Compression on the Rate os Fracture Healing Using a Special Plate. *American Journal of Surgery*, Vol. 95, pp. 761-71.

Baumgaertel, F., Buhl, M. e Rahn, B.A. 1998. Fracture Healing in Biological Plate Osteosynthesis, Vol. 29.

Cimatti, B. 2012. Desenvolvimento e caracterização de um cimento ósseo esponjoso para preenchimento de falhas ósseas. Análise morfométrica e ensaio mecânico. Universidade de São Paulo : s.n.

Colton, C L. 1998. 5000 Years of the Treatment of Fratures. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* Oct, 84, p. 6.

Conzemius, M. e Swainson, S. 1999. Fracture Fixation with Screws and Bone Plates. *The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice*, Vol. 29.

Cristofolini, L., et al. 1996. Mechanical Validation of Whole Bone Composite Femur Models. *Journal of Biomechanics*. 29, pp. 525-535.

Currey, J. D. 1979b. Changes in the Impact Energy Absorption of Bone with Age. *Journal of biomechanics*, 12, pp. 459-69.

Currey, J. D. e Butler, G. 1975. The Mechanical Properties of Bone Tissue in Children. *Journal of bone and joint surgery*, 57-A, pp. 810-14.

Currey, J. 1984. *The Mechanical Adaptations of Bones*. New Jersey : Copyright.

Danis, R. 1949. Theorie et pratique de l' osteosynthèse.

Deeke, Dr. Mar. 2014. Movendo mais que uma vida.

Dudley, M., et al. 1997. Open Reduction and Bone Plate Stabilization, Compared With Closed Reduction and External Fixation, for Treatment of Comminuted Tibial Fractures: 47 cases (1980-1995) in Dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, Vol. 211.

Egger, E.L. In: Bojrab, M.J. 2005. External Skeletal Fixation. [ed.] Current Techniques in Small Animal Surgery. 4ª, pp. 767-775.

Felder, R.M. October 1998. Introduction to maple- Arithmetic, Algebra, and Plotting. North Carolina State University : s.n., October.

Freitas , G.N.P., et al. 1993. Fratura Diafisária de Tíbia: Osteossíntese Intramedular com Haste de Lottes. *Rev. Brasileira de Ortopedia*, pp. 597-601.

Ganesh, V J, Dhanjoo, K R e Ghista, N. 2005. Biomechanics of Bone-Fracture Fixation by Stiffness-Graded Plates Incomparision with Stainless-Steel Plates. *BioMedical Engineering OnLine*. 4, p. 46.

Globomedical. 2010. Globomedical Produtos Medicos Ltda.

Goodwin, R.C., et al. 2005. Intramedullary Flexible Nail Fixation of Unstable Pediatric Tibial Diaphyseal Fractures. *Journal Pediatric Orthopaedics*, Vol. 25.

Greene, W. B. 2006. *Netter Ortopedia*. 1ª. Rio de Janeiro : Elsevier, ISBN.

Hbm. 2014. HBM Test and Measurement: Transducers, Load Cells, DAQ.

Hulse , D.A. e Johnson, A.L. 2002. Fundamentos de Cirurgia Ortopédica e Tratamento de Fraturas.

Hulse, D.A. e Aron, D.N. 1994. Advances in Small Animal Orthopedics. *Comp. Contorn. Educ. Pract. Vet.* Vol. 16, p. 831.

Johnson, A. L., Smith, C. W. e Schaeffer, D. J. 1998. Fragment reconstruction an bone plate fixation versus bridging plate fixation for treating highly comminuted femoral fractures in dogs: 35 cases, Vol. 213, pp. 1157-1161.

Kowalski, M.J.H., et al. 1996. A Comparative Biomechanical Avaluation of a Moncontacting Plate and Currently Used Devices for Tibial Fixation . *Journal Trauma: ing. Infec. critical care*, Vol. 40.

Leuning, M, et al. 2000. The Evolution of Indirect Redution Techniques for the Treatment of Fractures. *Clin Orthop Relat Res*, pp. 7-14.

Mcduffee, L.A., et al. 2000. An in Vitro Biomechanical Investigation of an Equine Interlocking Nail. *Veterinary Surgery*, pp. 38-47.

Mckibbin, B. 1978. The Biology of Fracture Healing in Long Bones. *J Bone Joint Surg*, pp. 150-62.

McNamara, B.P., et al. 1994. Evaluation of Experimental and Finite Element Models of Synthetic and Cadaveric Femora for Pre-Clinical Designanalysis, pp. 131-140.

Models, Worldwide Leader in Orthopaedic and Medical. Worldwide Leader in Orthopaedic and Medical Models. [Online] <http://www.sawbones.com/default.aspx>.

Muller, M.E., Allgower, M. e Willenegger, H. 1965. *Technique of Internal Fixation os Fractures.* Berlin : Springer. pp. 47-51.

Ohashi, S., et al. 2005. Effect of Vascularity on Canine Distracted Tibial Callus Consolidation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 253-59.

Palmer , R.E. 1999. Biological Osteosynthesis. *Vet. Clinics North Am. Small Anim. Practice* . Vol. 29, pp. 1171-85.

Perren, S.M. 2002. Evolution of the Internal Fixation of Long Bone Fractures. *Journal Bone Joint Surg*, Vols. 84-B, pp. 1093-1110.

Piermatei, D.L. e Greeley, R.G. 2004. *Atlas of Surgical Approaches to the Dog and Cat. 2ª.* Philadelphia : Saunders.

Piloto, P. 2011. Acetatos da disciplina de Projeto de Dispositivos Médicos. Bragança : s.n.

Pope, E.R. 2005. Técnicas Atuais em Cirurgia de Pequenos Animais.

Ramakrishna, K., Sridhar, I. e Sivashanker, V. K. 2005. Analysis os an Internal Fixation. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Vol. 5, pp. 89-103.

Ruedi, T P e Murphy, W M. 2002. *Princípios AO do Tratamento de Fraturas.* Porto Alegre R.S : Artmed Editora S.A..

Sawbones. 2013. Worldwide Leader in Orthopaedic and Medical Models. [Pacific Research Laboratories]. s.l. : Copyright.

Schlich , T. 2002. *Surgery, Science and Industry - A Revolution in Fracture Care, 1950s-1990s.* Science, Techology and Medicine in Modern History. s.l. : Macmillan Press Ltd.

Schrader, S.C. 1991. Complications Associated With Use of Steinmann Intramedullary Pins and Cerclage Wires for Fixation of Long Bone Fratures, Vol. 21.

Seeley, R. R., Stephens, T. D. e Tate, P. 2011. *Anatomia e Fisiologia.* 8ª. s.l. : Lusociência.

Serra, L. M. A. 2001. *Critérios Fundamentais em Fraturas e Ortopedia.* 2ª. s.l. : Copyright.

Stiffler, K S. 2004. Internal Fracture Fixation. *Clinical Tecniques Small Animals Practice*, Vol. 19, pp. 105-113.

b) Synthes Industria e Comércio Lda,. 2014. Sistemas de Placas Especiais LCP para Pequenos e Grandes Fragmentos em Aço Inoxidável. Instruções de Uso Switzerland : s.n.

Szivek, J.A. e Gealer, R.L. 1991. Comparison of the Deformation Response of Synthetic and Cadaveric Femora During Simulated Onelegged Stance. *Journal of Applied Biomaterials*.

Talaia, P.M.A. 2007. *Integridade Estrutural de Placas de Osteossíntese Metálica e Compósitas para Fixação Óssea*. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro. Tese de Mestrado.

Tschantz, P. e Rutishauser, E. Annales d'anatomie et pathologie. *La Surcharge Mécanique de l'os Vivant. Les Déformations Plastiques Initiales et L'adaptation*. Vol. 12, pp. 223-48.

Ufer, E., et al. 1995. Basic Concepts Relevant to the Design and Development of the Point Contact Fixator (PC-Fix), Vol. 26.

Uhthoff, H.K., Poitras, P. e Backman, D. 2006. Internal Plate Fixation of Fractures: short history and recent developments. *Journal of Orthopaedic Science*, Vol. 11, pp. 118-26.






Yoneda, A, et al. 2008. Propriedades Mecânicas de Um Sistema de Osteossíntese de Estabilidade Relativa. *Acta Ortop Bras*, Vol. 1, 16, pp. 49-53.

Zhang, J, et al. 2005. Strain and Mechanical Behavior Measurements of Soft Tissues with Digital Speckle Method. [ed.] *Opt. J Biomed*. 10, Vol. 3.

CAPÍTULO 9- ANEXOS

ANEXO A – FÉMUR

Extensómetros LY18 utilizados para os ossos

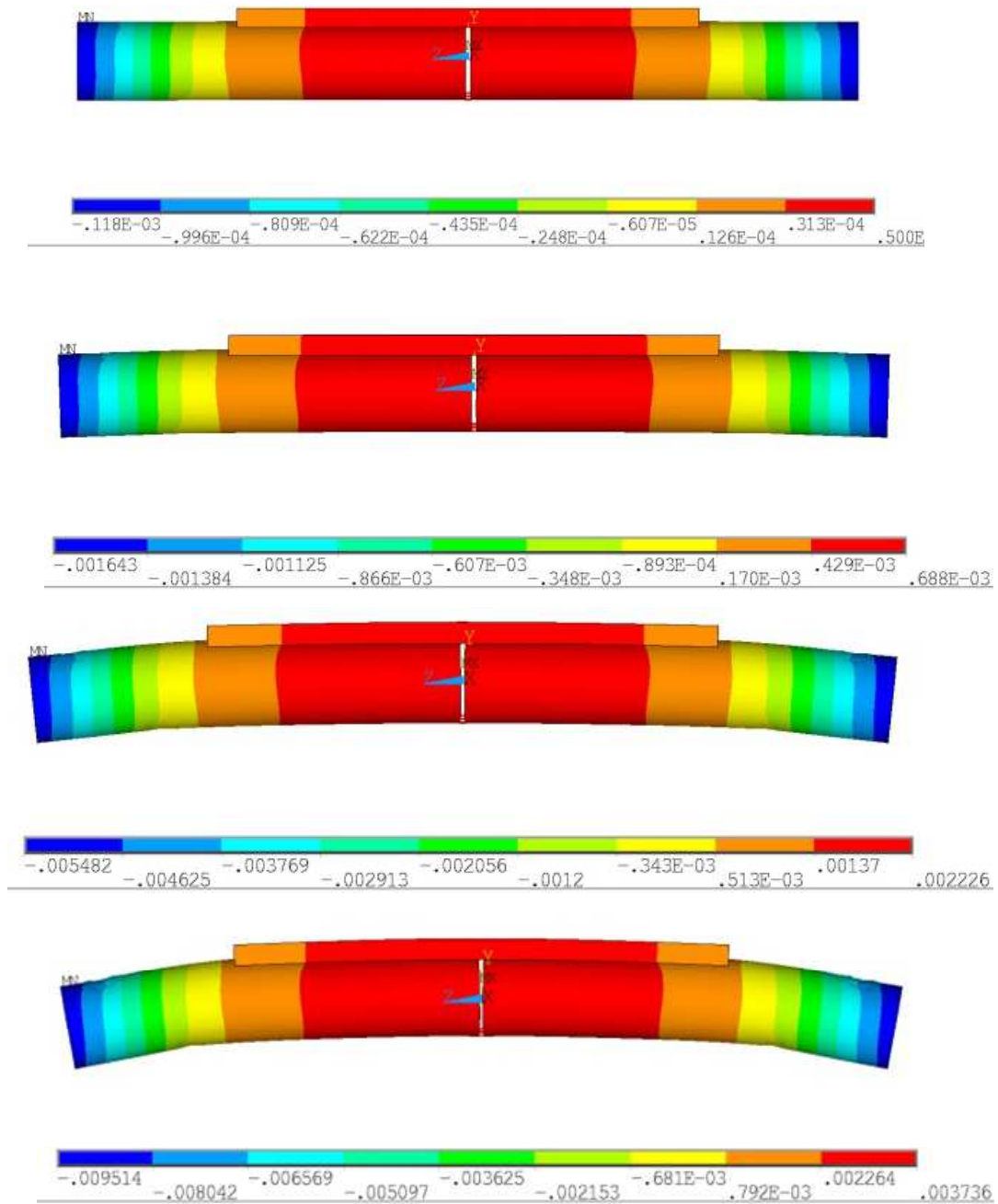
	Dehnungsmessstreifen Strain gages Jauges d'extensométrie		Bestellnummer Order No. No. de référence	1-LY18-3/350 	Daten / Data / Données 
	Widerstand Resistance Résistance	350 Ω ±0,35 %	Typ Type Type	3/350 LY18 	
	k-Faktor Gage factor Facteur k	2,10 ±1,0 %	Stückzahl Contents Quantité	10 	
Querempfindlichkeit Transverse sensitivity Sensibilité transverse	-0,8 %	Temperaturkoeffizient des k-Faktors Temperature coefficient of gage factor Coefficient de température du facteur k	101 ±10 [10⁻⁶ / °C] (-10°C ... +45°C)		
Temperaturkompensation: Angepasst für Temperature compensation: Compensated for Compensation de température: Compensation pour	Kunststoff mit plastic with plastique avec	Folienlos Lot Lot de la feuille	A362/01 		
		Herstellungslos Batch Lot de fabrication	812053270 		
		α = 65,0 [10⁻⁶ / °C]			

Extensómetros LY11, utilizados para as placas uma vez que são para metal.

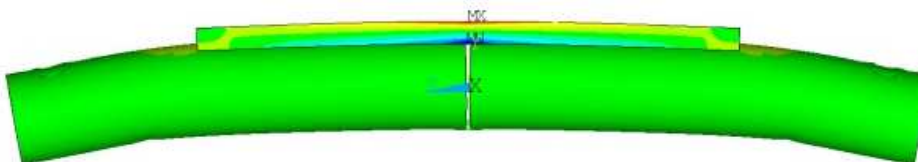
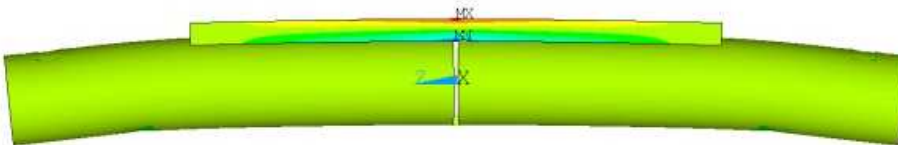
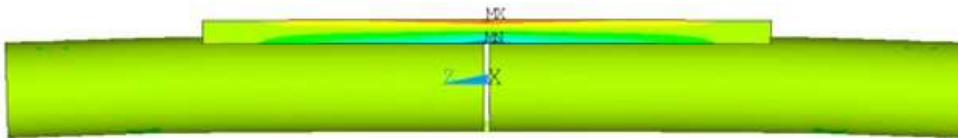
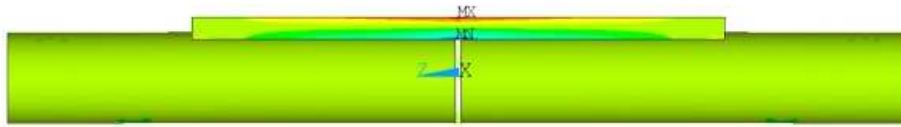
	Dehnungsmessstreifen Strain gages Jauges d'extensométrie		Bestellnummer Order No. No. de référence	1-LY11-3/350 	Daten / Data / Données 
	Widerstand Resistance Résistance	350 Ω ±0.35 %	Typ Type Type	3/350 LY11 	
	k-Faktor Gage factor Facteur k	1.99 ±1.0 %	Stückzahl Contents Quantité	10 	
Querempfindlichkeit Transverse sensitivity Sensibilité transverse	-0.8 %	Temperaturkoeffizient des k-Faktors Temperature coefficient of gage factor Coefficient de température du facteur k	93 ±10 [10⁻⁶ / K] (-10°C ... +45°C)		
Temperaturkompensation: Angepasst für Temperature compensation: Compensated for Compensation de température: Compensation pour	Ferritischen Stahl mit steel with acier avec	Folienlos Foil lot Lot de la feuille	A412/01 		
		Herstellungslos Production batch Lot de fabrication	812055965 		
		α = 10.8 [10⁻⁶ / K]			

Regeneração 0%

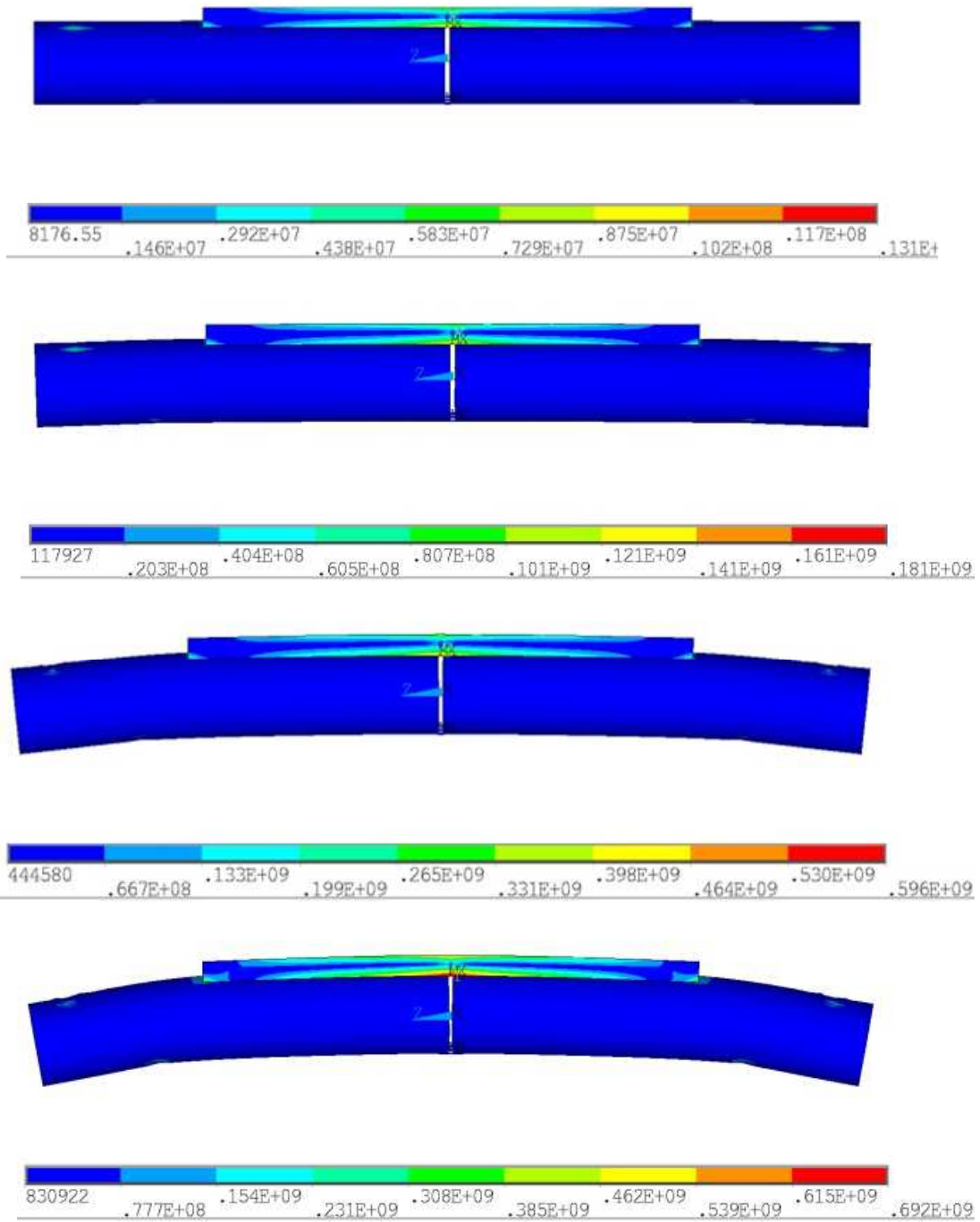
Seguem-se os resultados numéricos, desenvolvido no programa *Ansys* para o fêmur, com uma percentagem de regeneração de 0%. Para os 4 níveis de carga, pode visualizar-se o deslocamento em y (DOF=y), os níveis de carga aplicada são: 1695N, 4095N, segue-se 5895N e por último uma carga de 7695N.



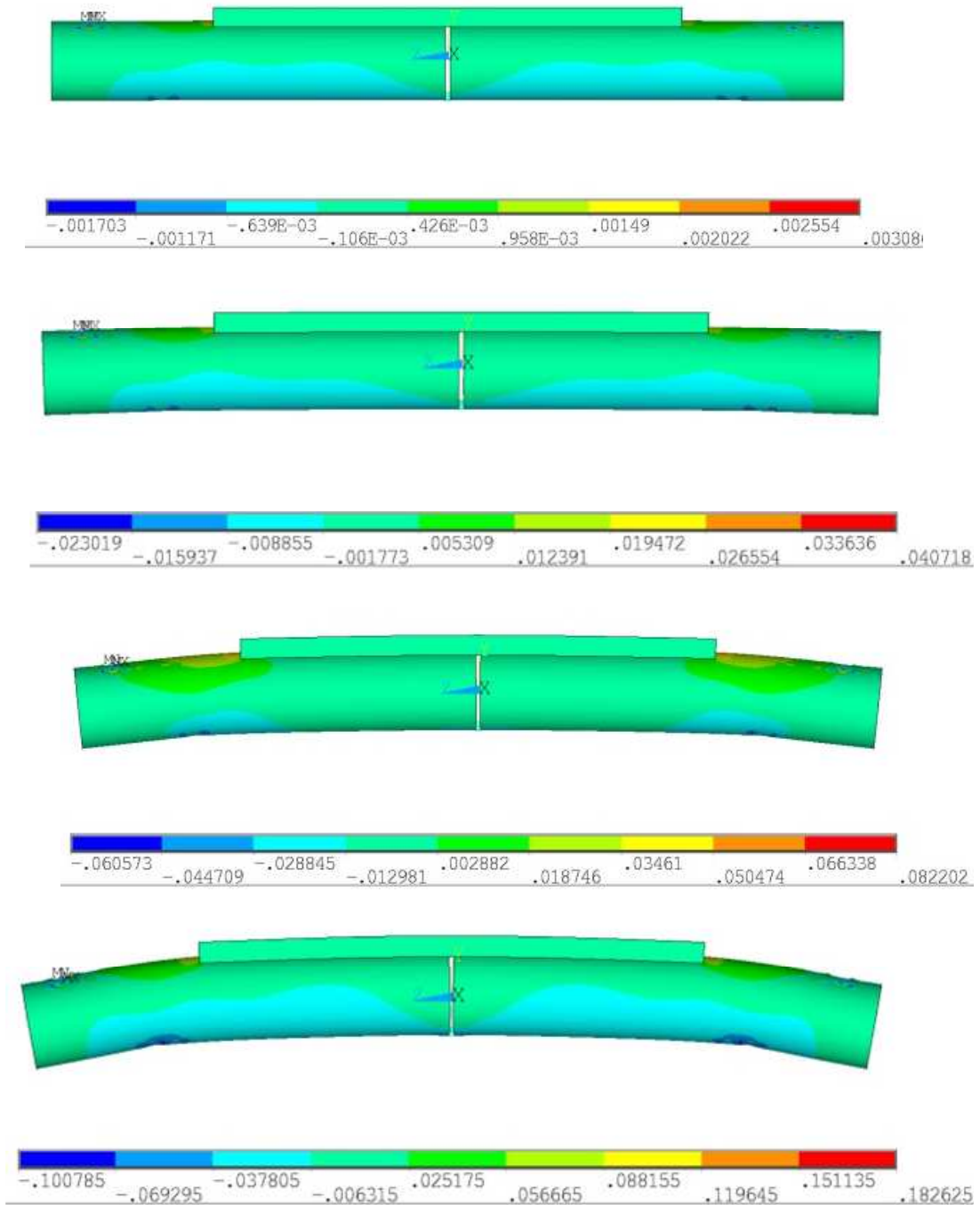
Estão apresentadas as tensões em Z, para os 4 níveis de carga correspondentes sendo eles 1695N, 4095N é a segunda carga aplicada, segue-se 5895N e por último 7695N respetivamente.



Pode-se visualizar as tensões de *Von Mises*, para 4 níveis de carga diferentes sendo eles: 1695N, 4095N é a segunda carga aplicada, segue-se 5895N e por último a carga aplicada é de 7695N.



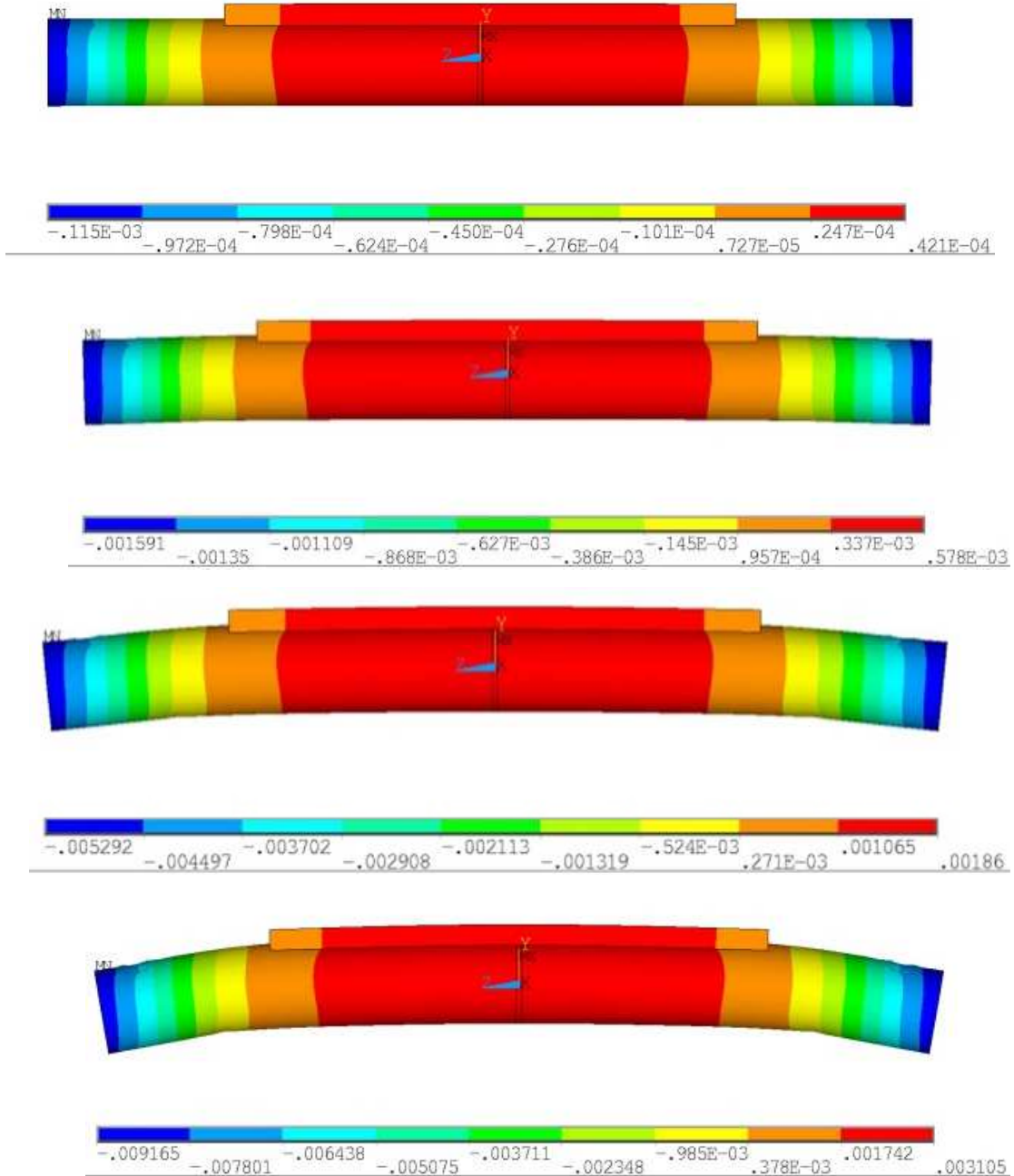
As deformações totais mecânicas em Z (EPTOZ) estão representadas nas imagens abaixo para 4 níveis de carga sendo eles: 1695N, 4095N é a segunda carga aplicada, segue-se 5895N e por último a carga aplicada é de 7695N respectivamente.



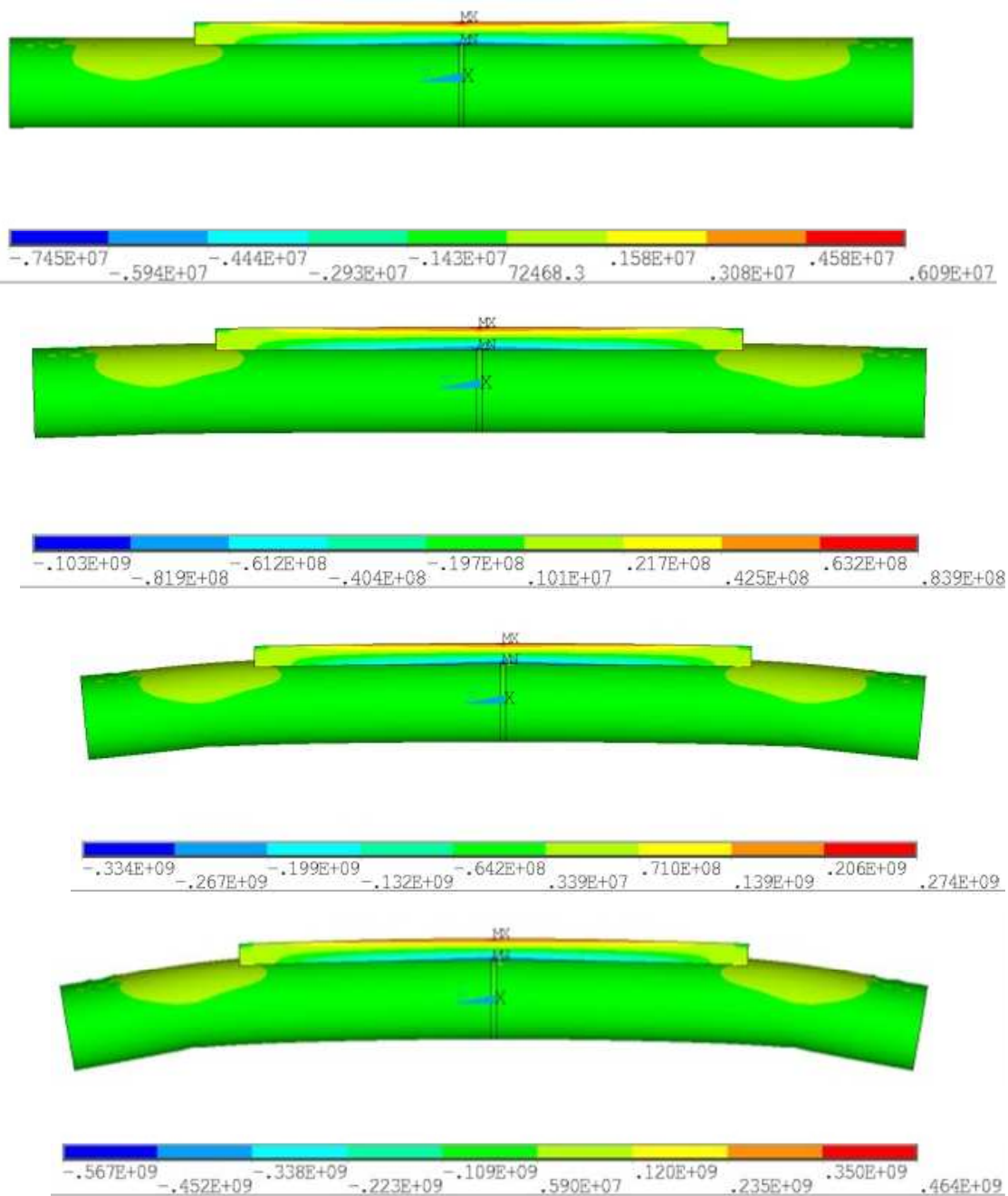
Regeneração 10%

Os seguintes resultados são relativamente ao fêmur com uma percentagem pequena de regeneração, apenas com 10% para diferentes níveis de carga.

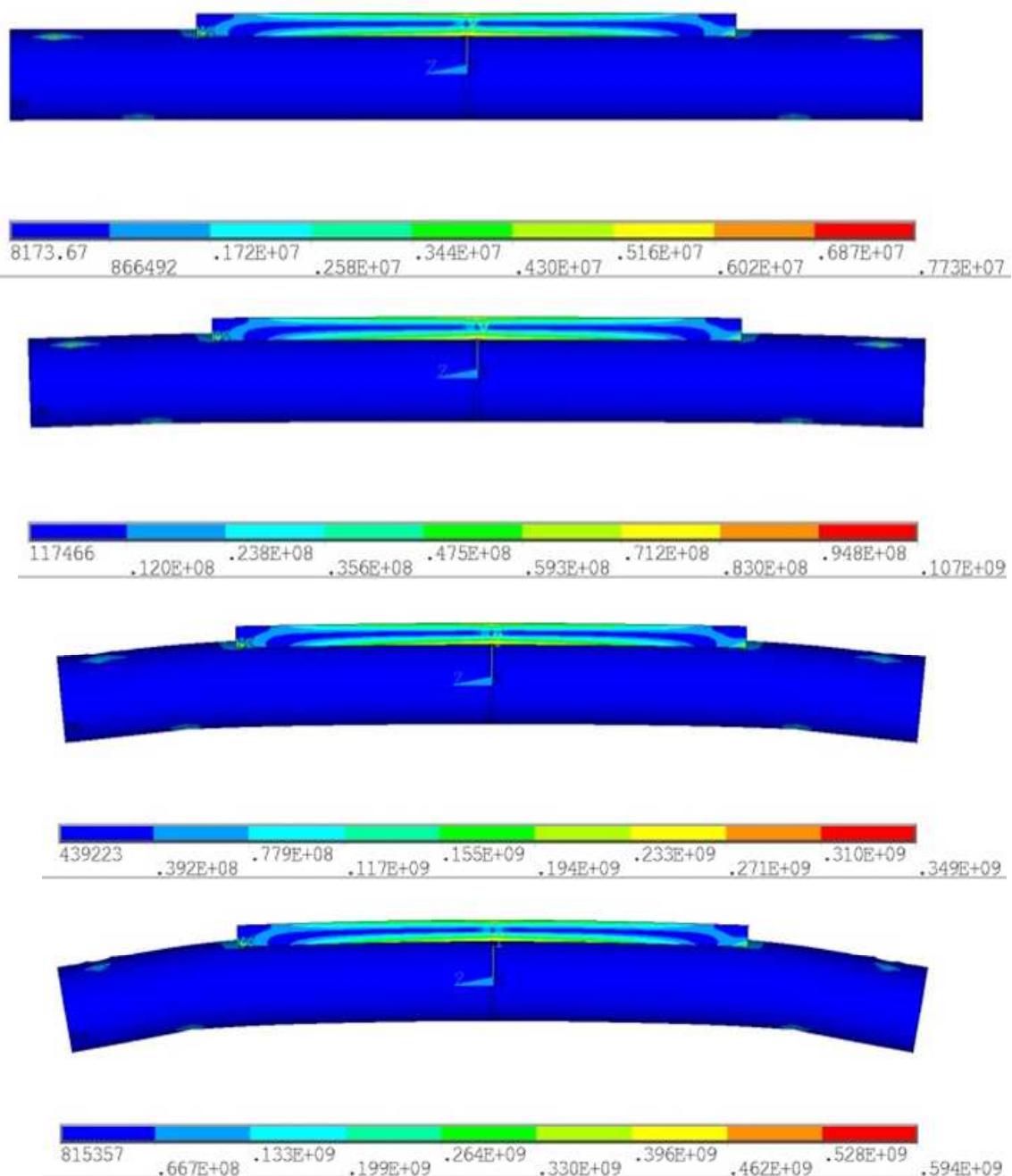
Para os 4 níveis de carga, pode visualizar-se o deslocamento em y (DOF=y), os níveis de carga aplicada são: 1695N, 4095N, 5895N e por último a carga é de 7695N.



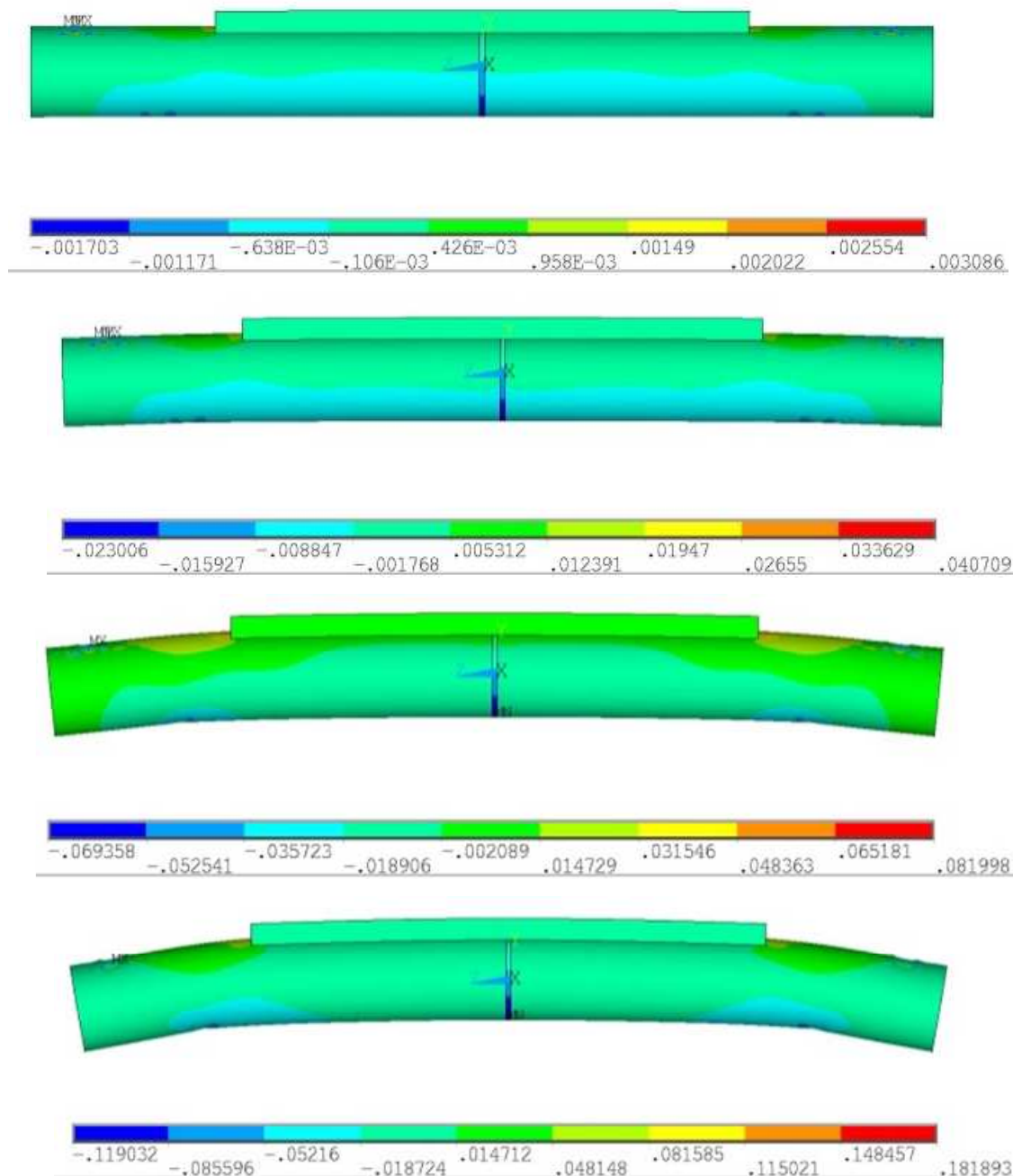
Aqui estão apresentadas as tensões em Z, para os 4 níveis de carga correspondentes, os níveis de carga aplicada são: 1695N, 4095N, 5895N e por último a carga aplicada é de 7695N.



Pode-se visualizar abaixo, as tensões de *Von Mises*, para os 4 níveis de carga diferentes, isto para o fémur 10% de regeneração, 1695N, 4095N, 5895N e por último a carga aplicada é de 7695N respetivamente,.



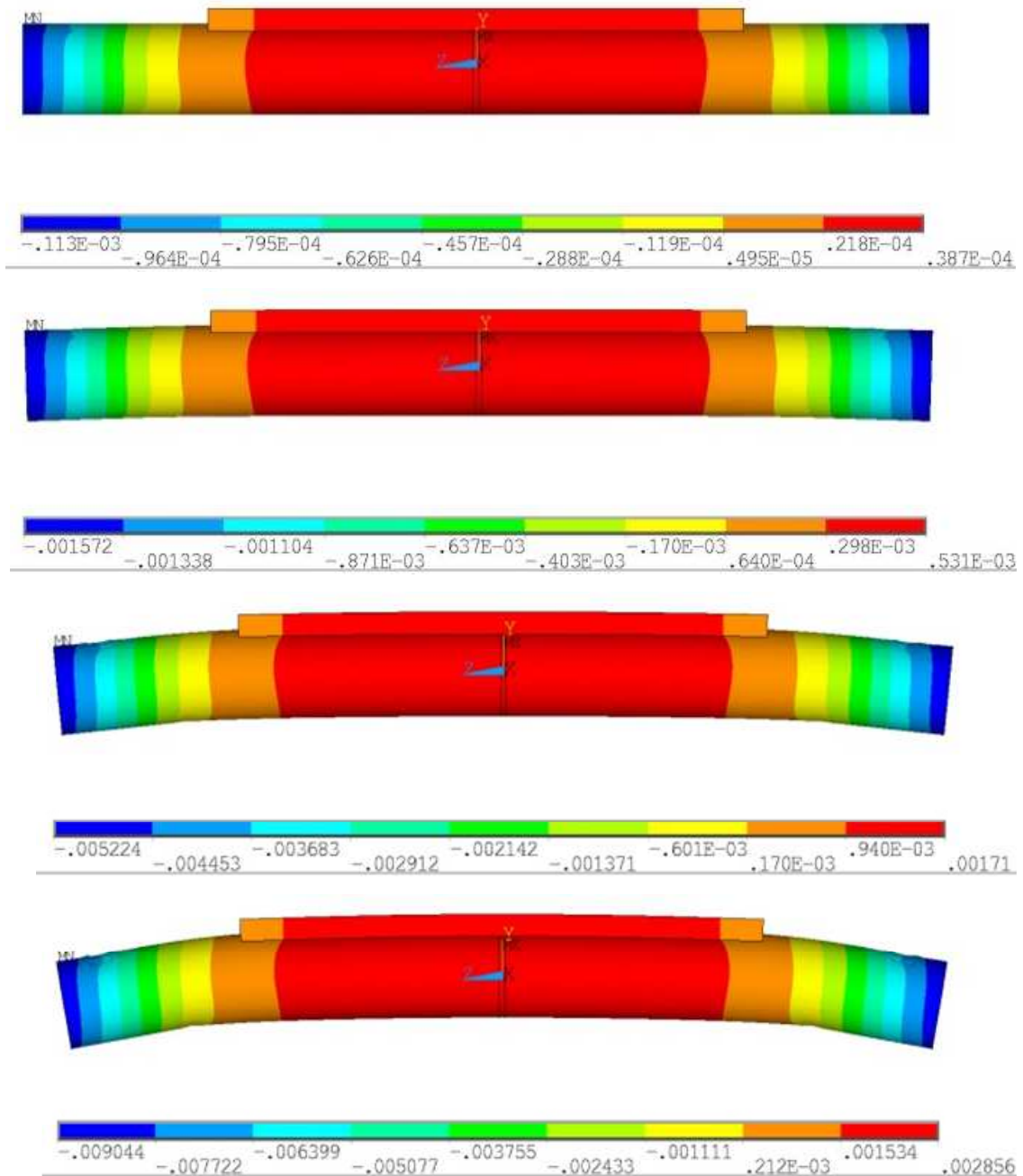
Por último, no femur 10%, pode-se visualizar as deformações totais mecânicas em Z (EPTOZ), que estão representadas abaixo nas imagens, para 4 níveis de carga sendo eles: 1695N, 4095N, 5895N e 7695N respectivamente.



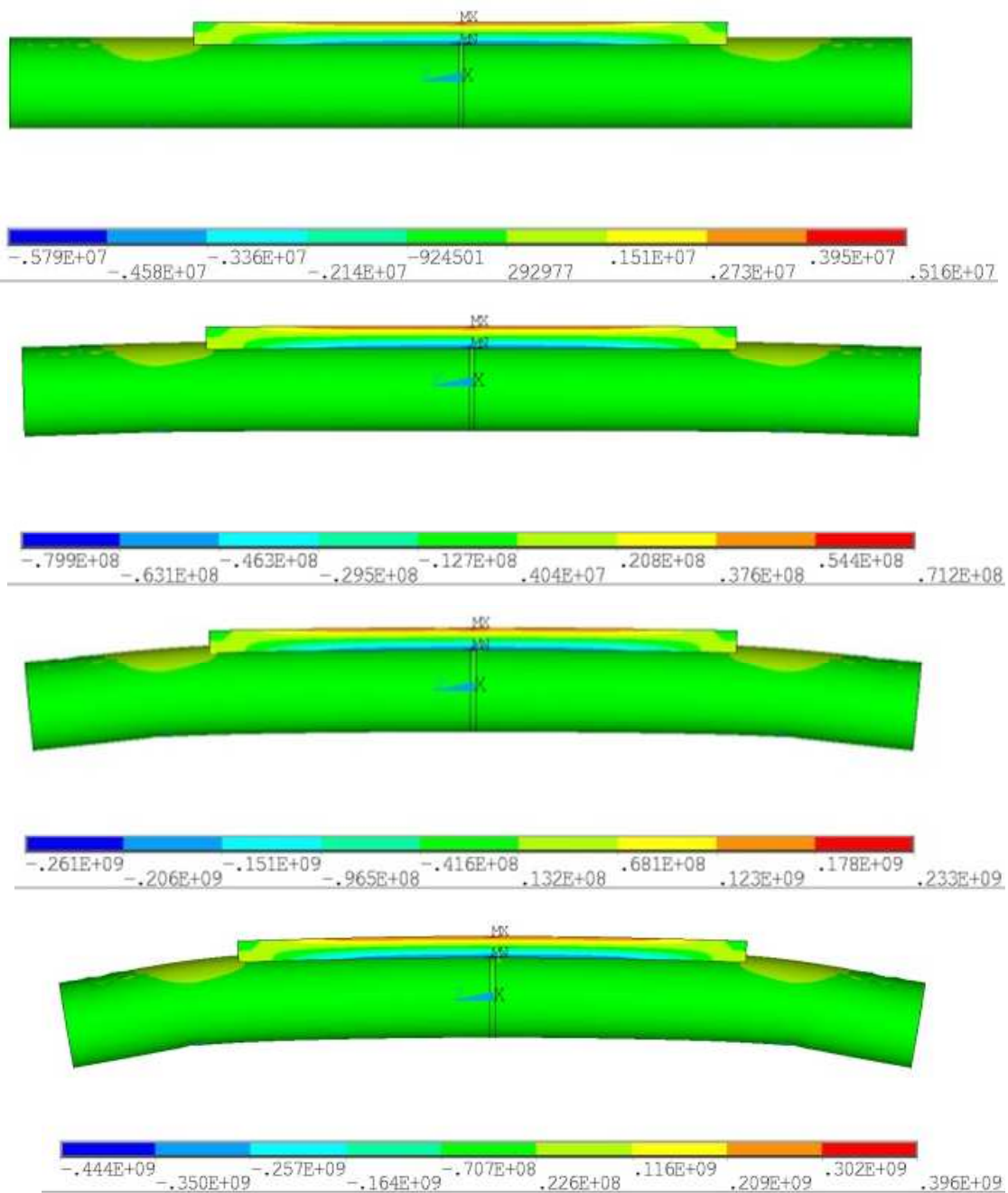
Regeneração 100%

Para o fémur com uma percentagem de regeneração de 100%, serão apresentados os resultados a baixo indicados, para os diferentes níveis de carga última.

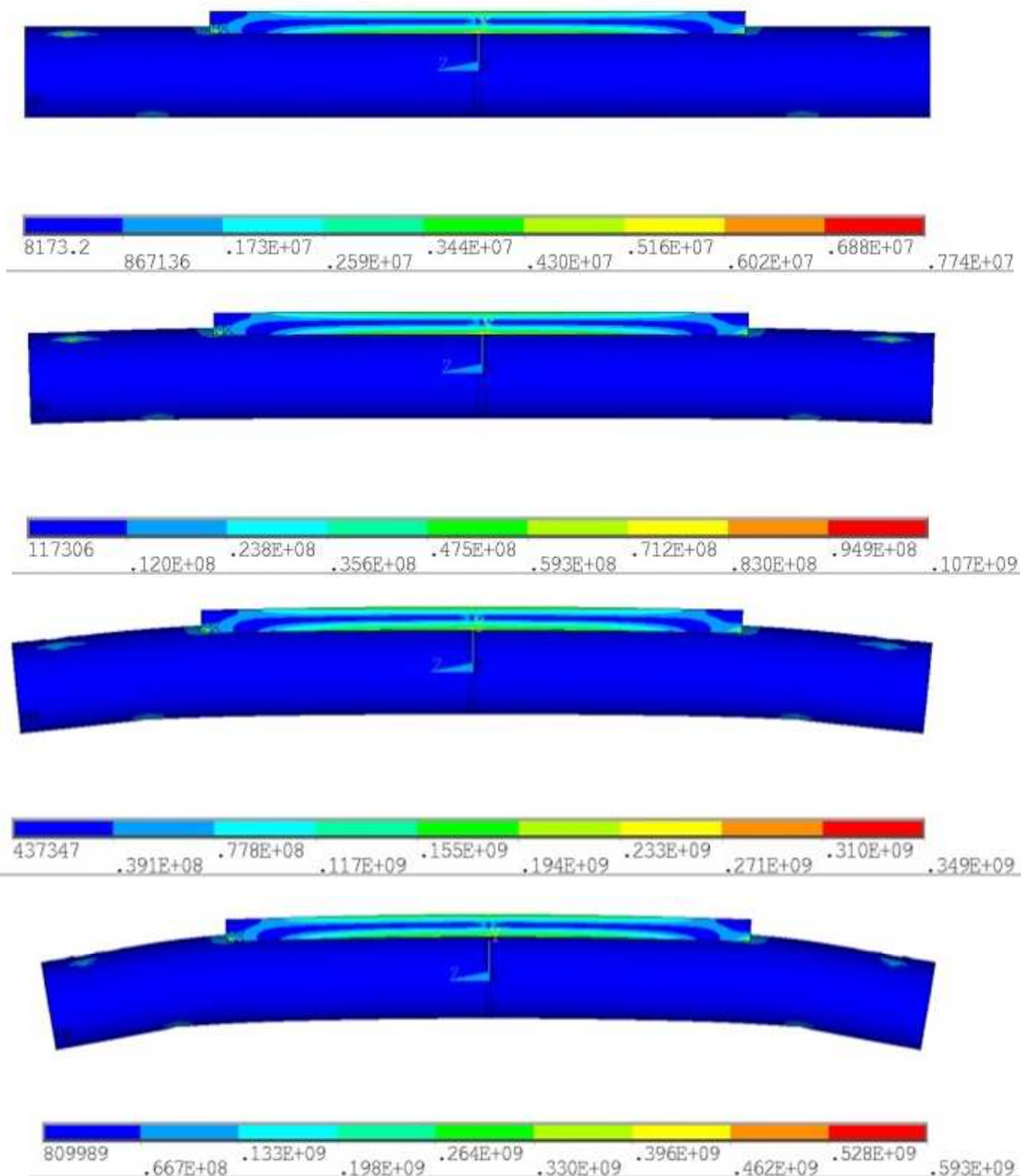
Para os 4 níveis de carga, pode visualizar-se o deslocamento em y (DOF=y). Os níveis de carga aplicada são: 1695N, 4095N, 5895N e por último a carga aplicada é de 7695N.



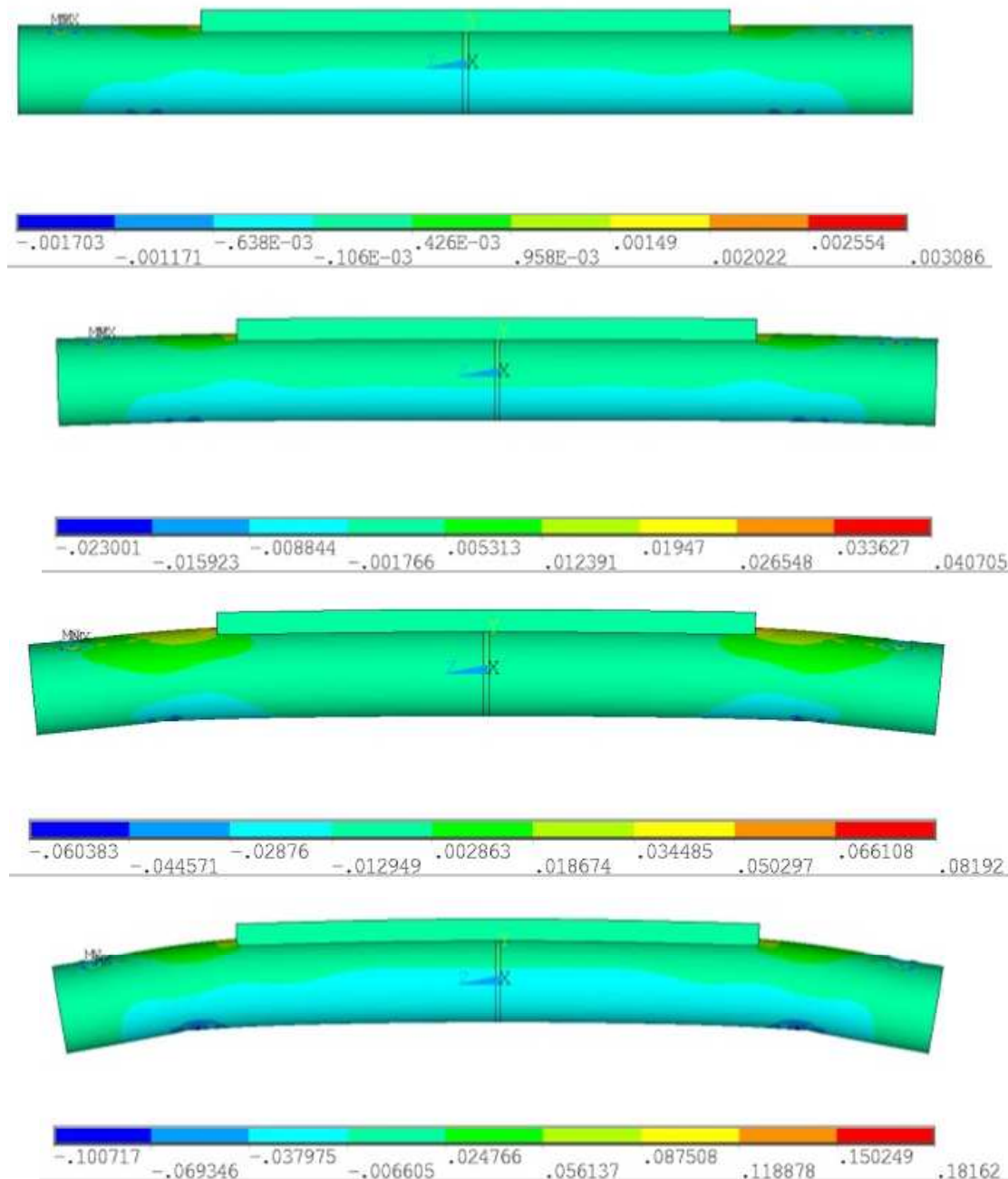
Aqui estão apresentadas as tensões em z, para os 4 níveis de carga correspondentes. Os níveis de carga aplicada são: 1695N, 4095N, segue-se 5895N e por último 7695N respectivamente.



Pode-se visualizar abaixo, para 4 níveis de carga diferentes, as tensões de *Von Misses*. Os níveis de carga são: 1695N, 4095N, 5895N e por último a carga aplicada é de 7695N.



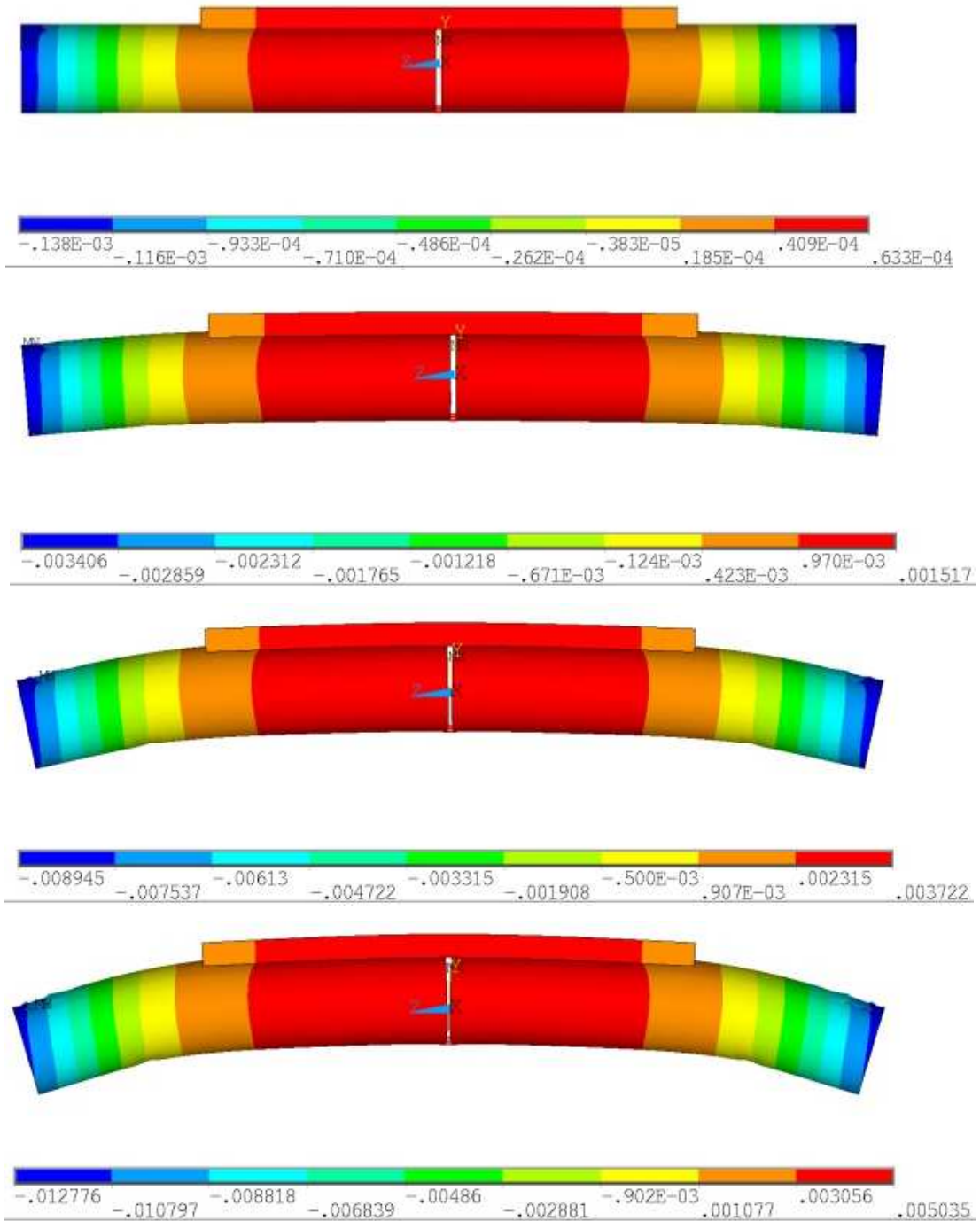
Por último, no fêmur 100%, pode-se visualizar as deformações totais mecânicas em Z (EPTOZ).que estão representadas nas imagens abaixo, para 4 níveis de carga, sendo eles: 1695N, 4095N, 5895N e 7695N respectivamente.



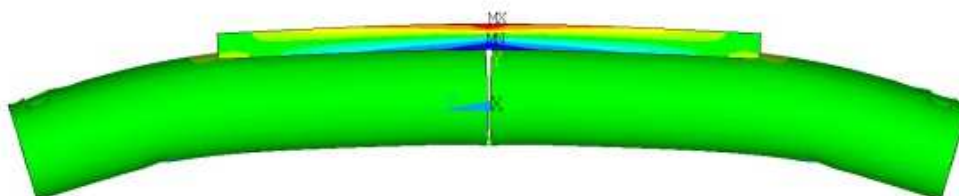
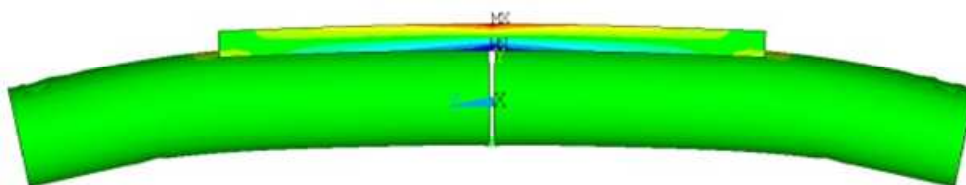
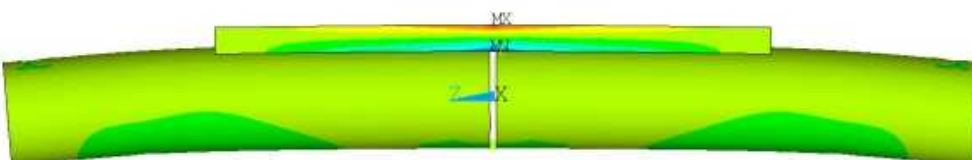
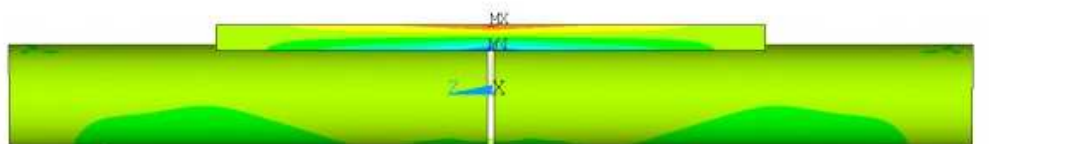
ANEXO B – TÍBIA

Regeneração 0%

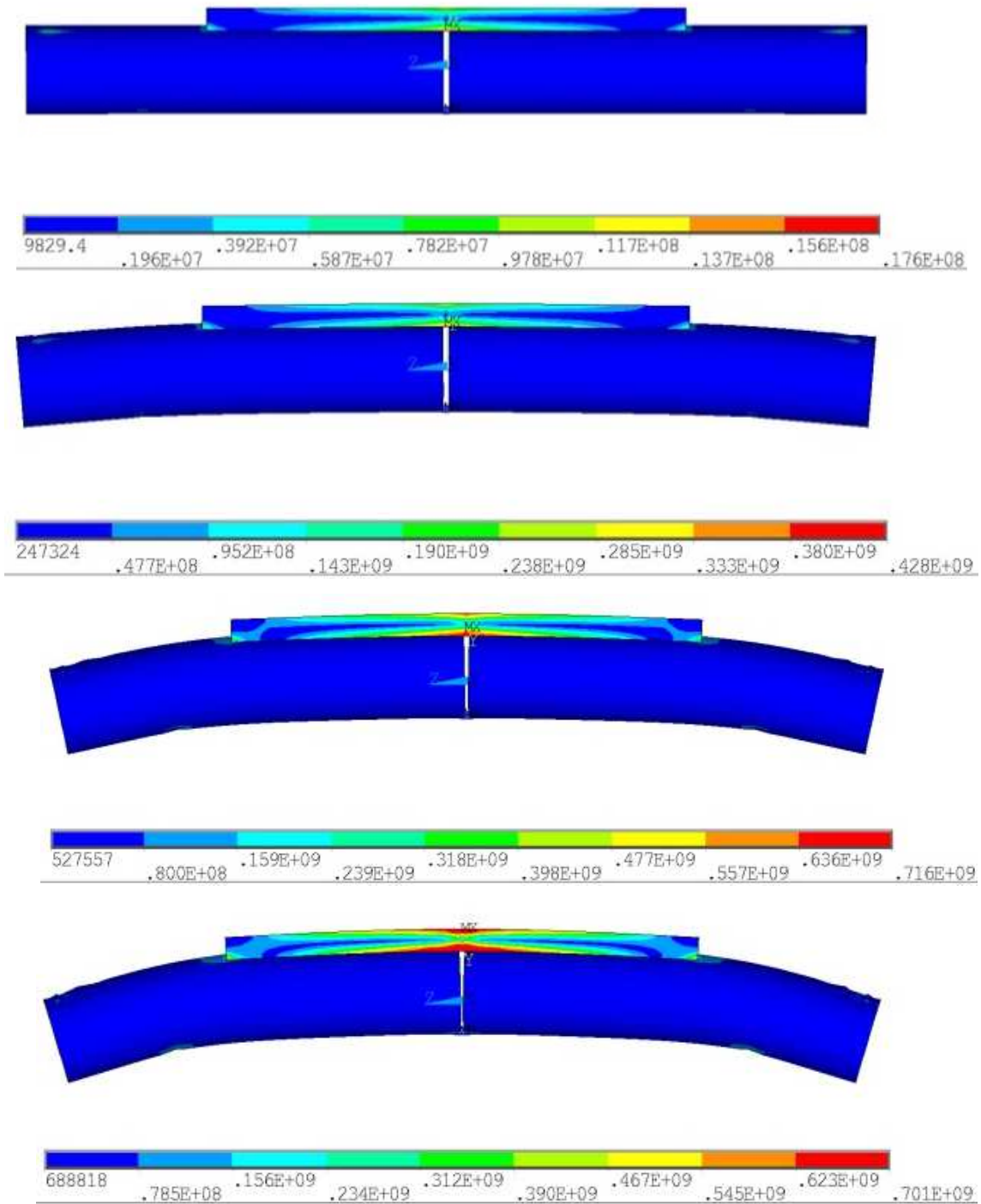
Seguem-se os resultados numéricos, desenvolvidos no programa *Ansys* para a tíbia. Para os 4 níveis de carga, pode visualizar-se o deslocamento em y (DOF=y) para 0% de regeneração. Os níveis de carga aplicada são: 2295N, 4549,9N, 6804N e 8954,4N.



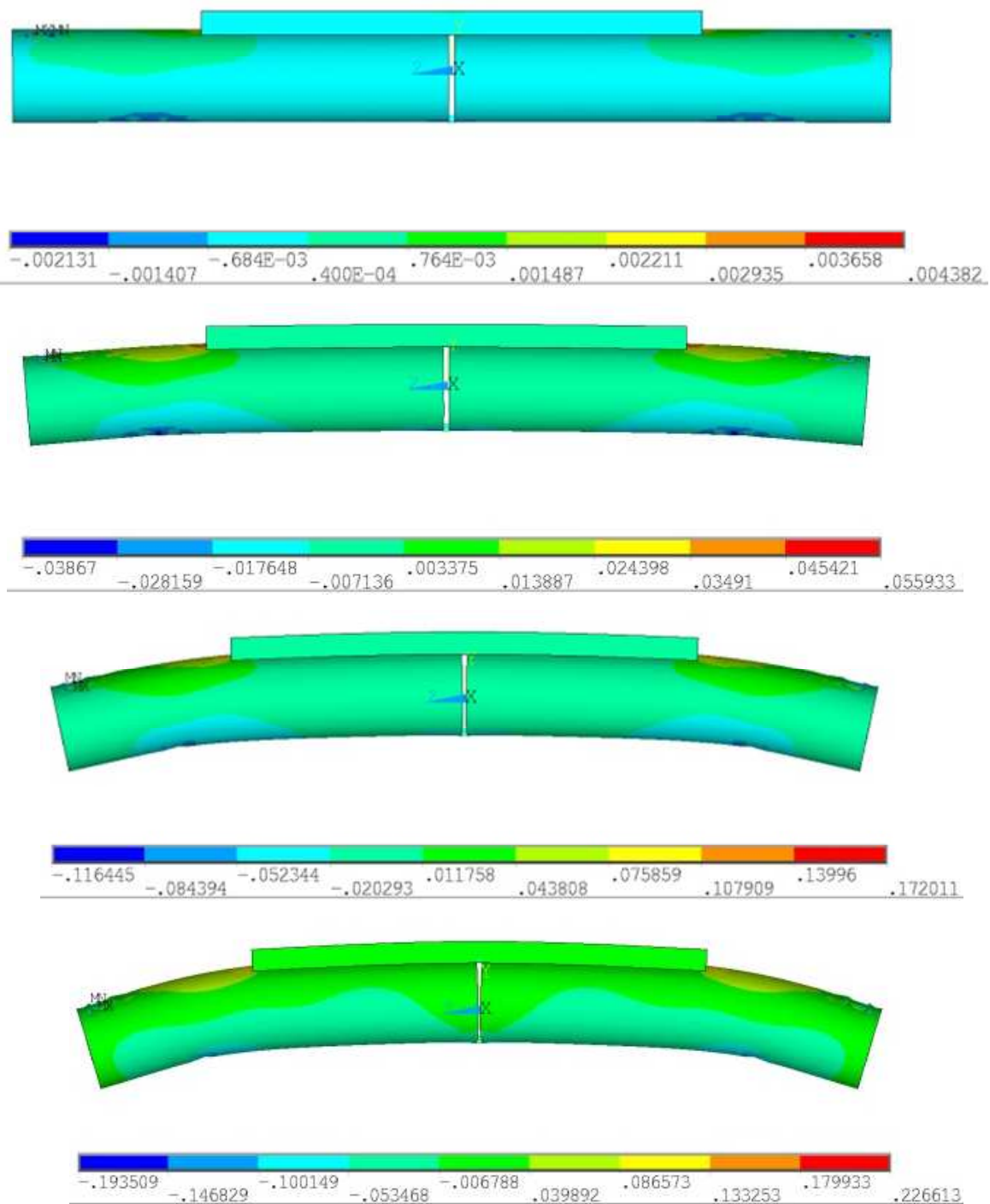
Aqui estão apresentadas as tensões em Z, para os 4 níveis de carga correspondentes. Os níveis de carga aplicada são: 2295N, 4549,9N, 6804N e por último 8954,4N.



Pode-se visualizar as tensões de *Von Mises*, para 4 níveis de carga diferentes sendo eles: 2295N, 4549,9N, 6804N e por último a carga aplicada é de 8954,4N.



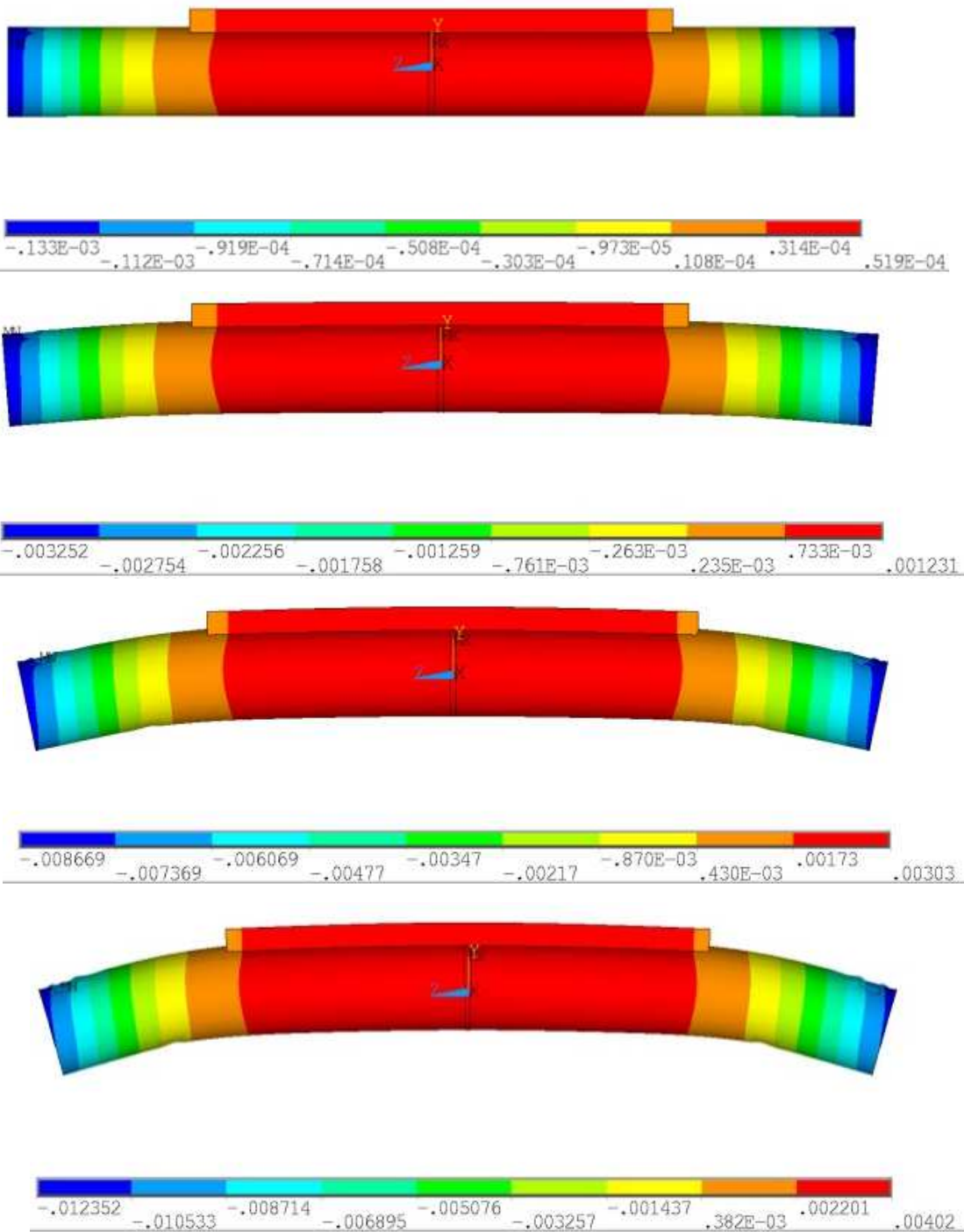
Por último, na tibia 0% pode-se visualizar as deformações totais mecânicas em Z (EPTOZ), que estão representadas nas imagens abaixo, para 4 níveis de carga sendo eles 2295N, 4549,9N, 6804N e 8954,4N respectivamente.



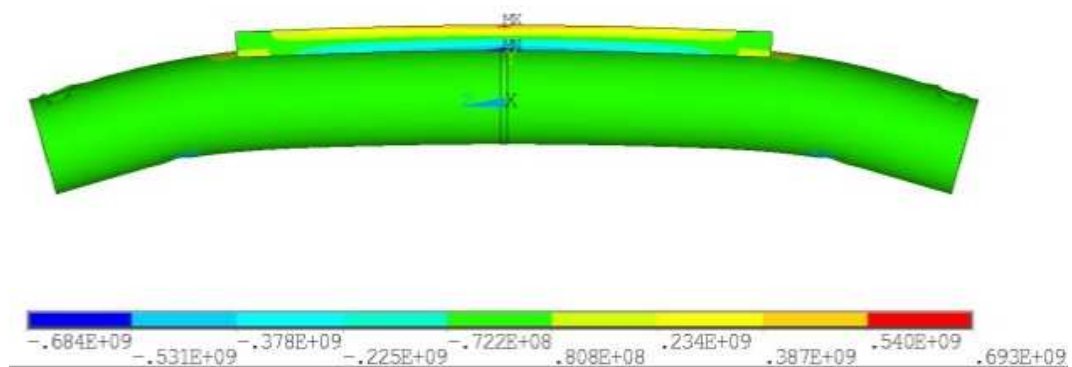
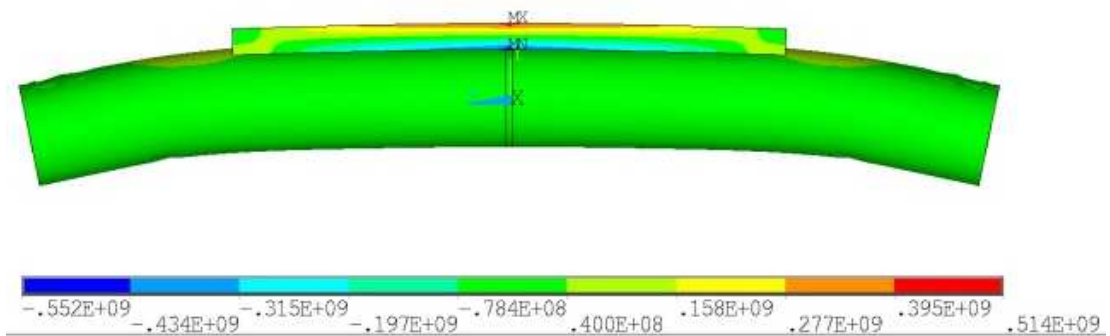
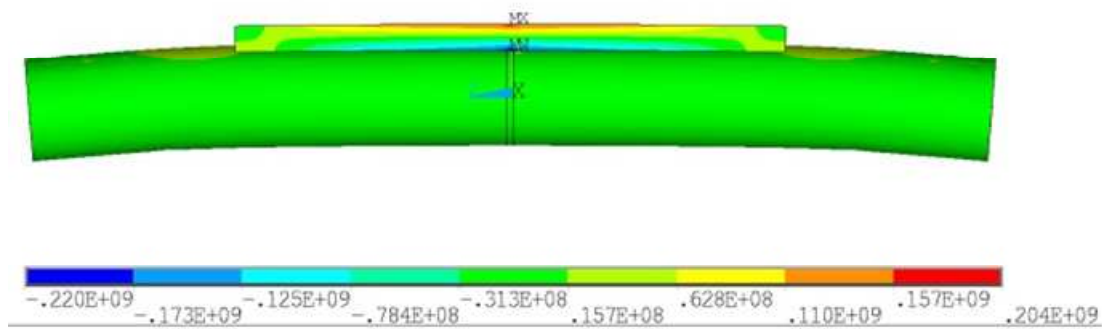
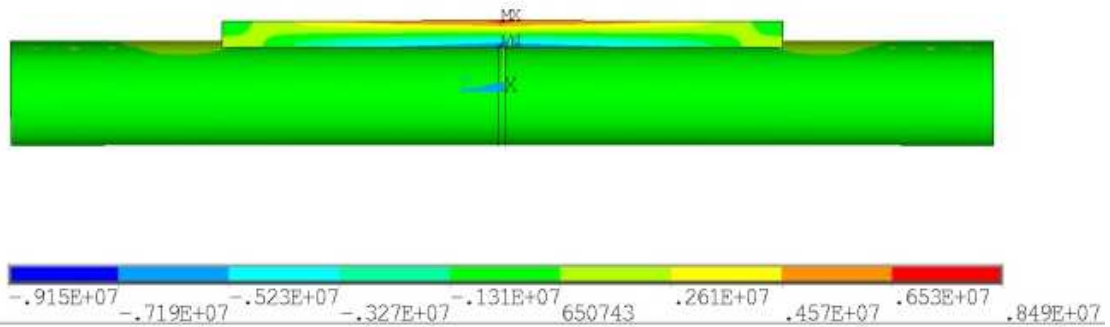
Regeneração 10%

Para a tibia com uma percentagem de regeneração de 10%, serão apresentados os resultados nas imagens abaixo indicadas, para os diferentes níveis de carga última.

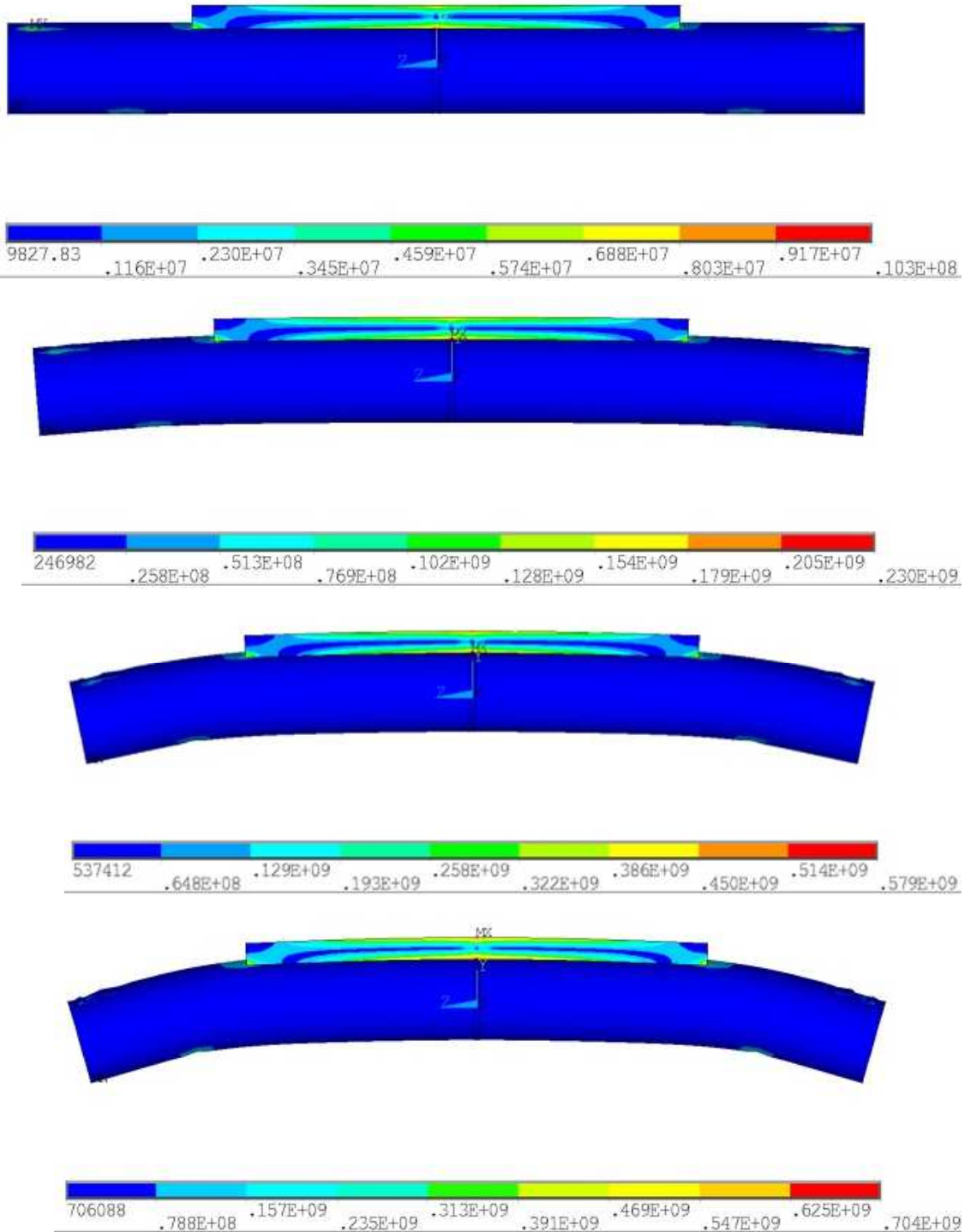
Para os 4 níveis de carga, pode visualizar-se o deslocamento em y (DOF=y), os níveis de carga aplicada são: 2280N, 4560N, 6840N e por último uma carga de 8760N.



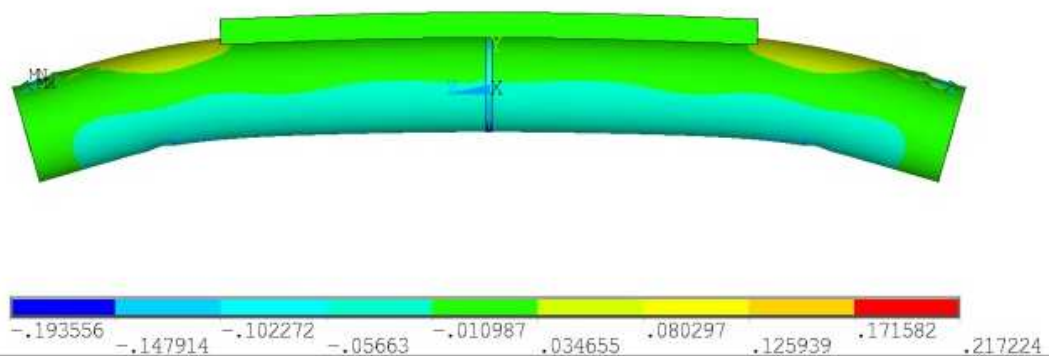
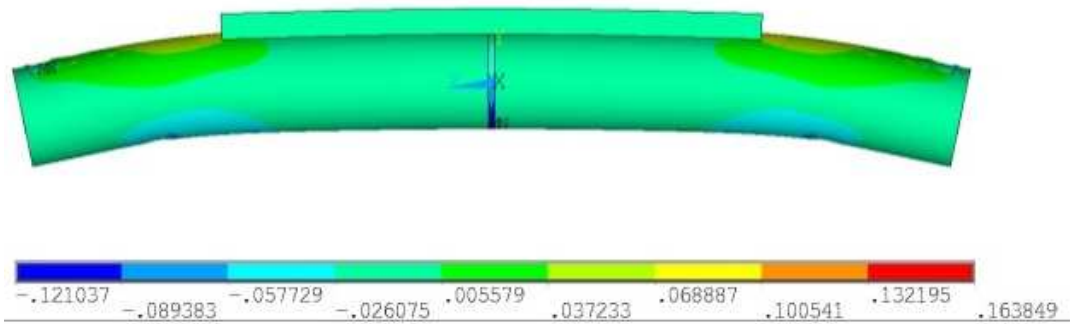
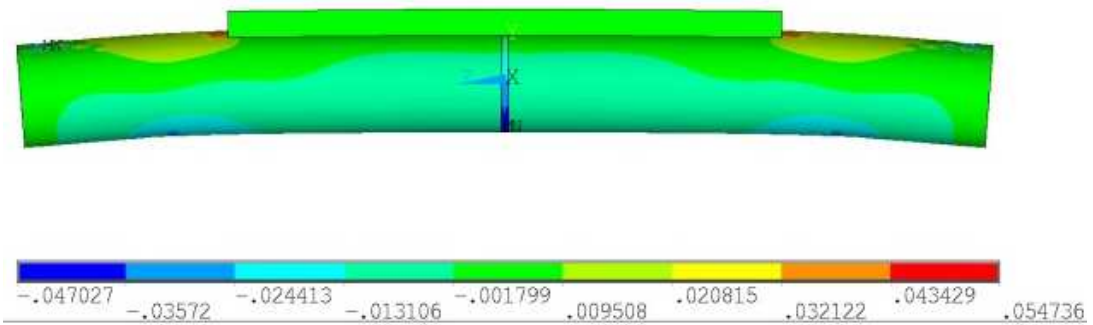
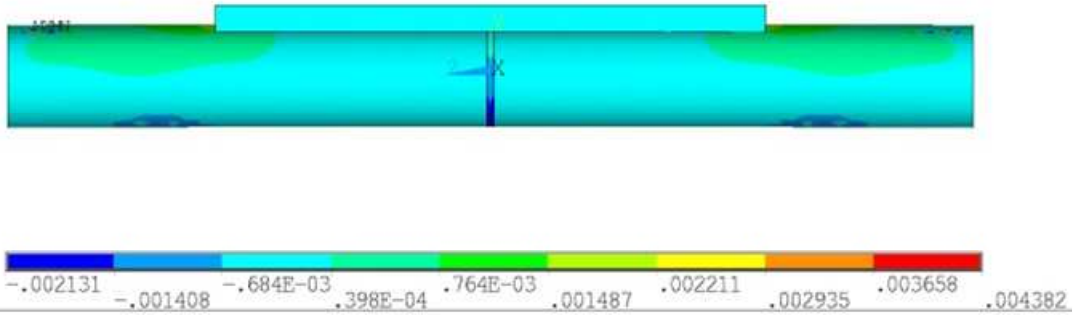
Nas imagens abaixo estão representadas as tensões em z, para os 4 níveis de carga correspondentes, os níveis de carga aplicada são 2280N, 4560N, segue-se 6840N e por último uma carga de 8760N.



Pode-se visualizar nas imagens abaixo, as tensões de *Von Misses*, para 4 níveis de carga diferentes sendo eles: 2280N, 4560N, segue-se 6840N e por último a carga aplicada é de 8760N.



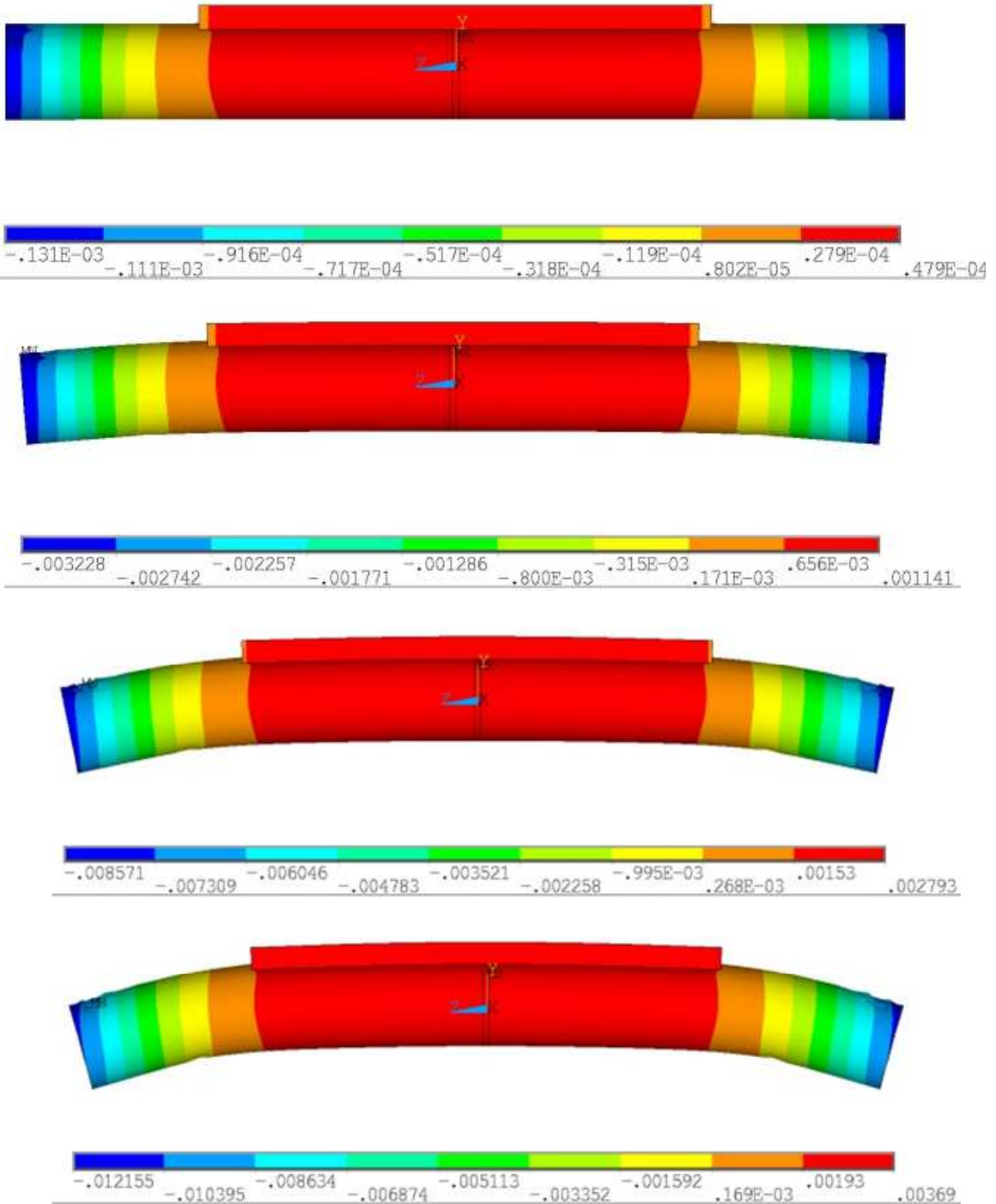
Por último, na tíbia 10% pode-se visualizar as deformações totais mecânicas em Z (EPTOZ), que estão representadas nas imagens abaixo, para 4 níveis de carga sendo eles 2280N, 4560N 6840N e 8760N respectivamente.



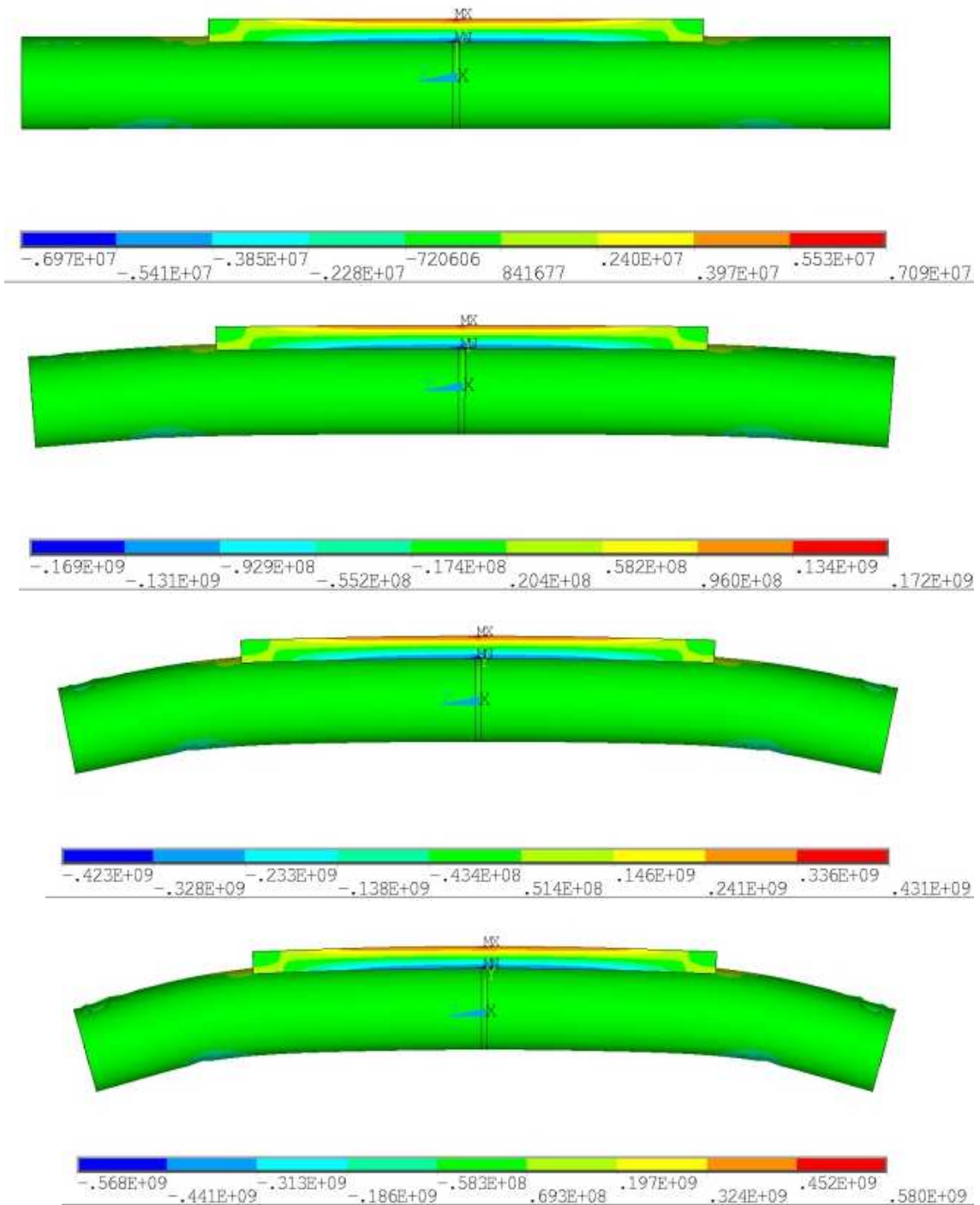
Regeneração 100%

Para o tibia com uma percentagem de regeneração de 100%, serão apresentados os resultados abaixo indicados, para os diferentes níveis de carga última.

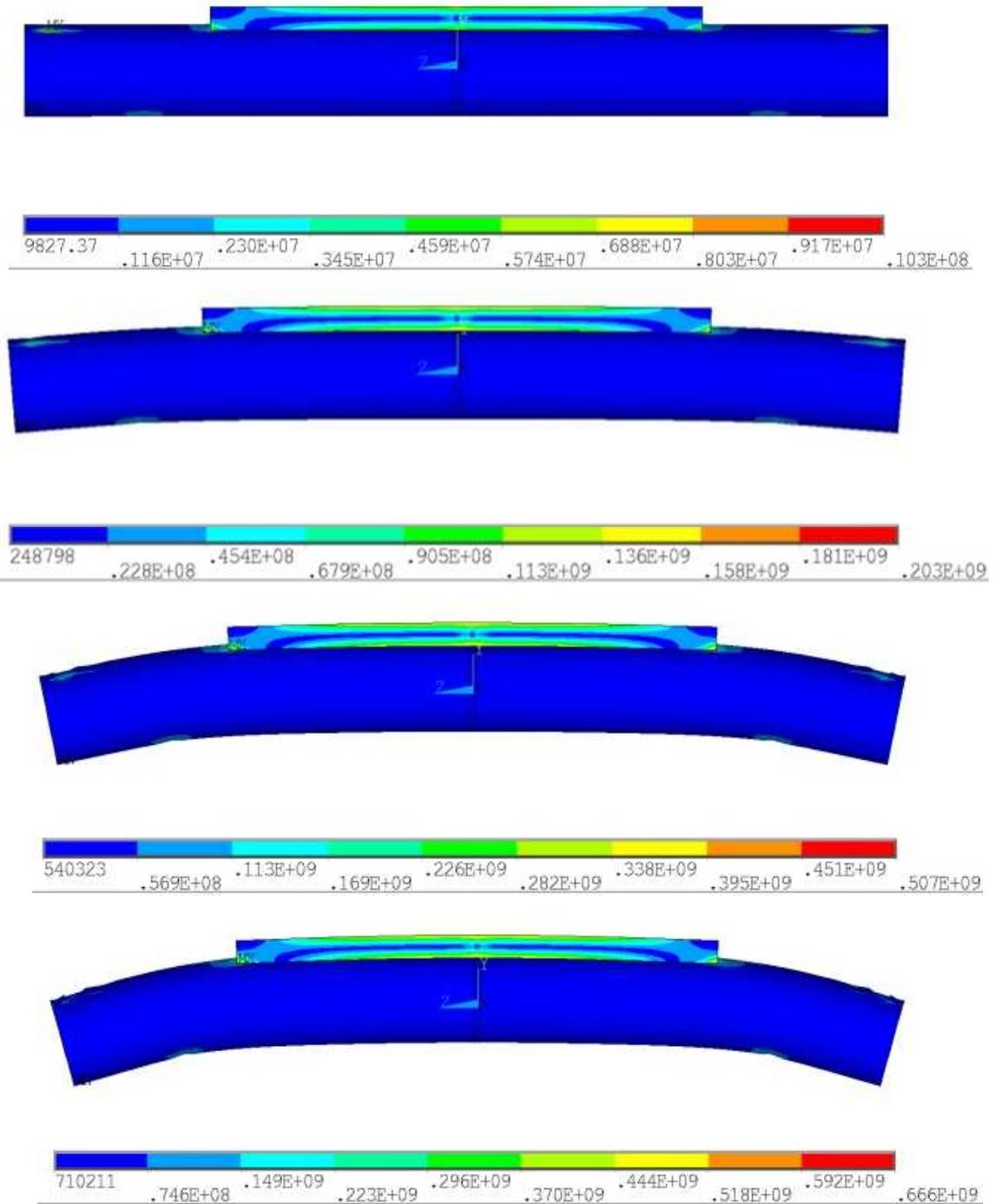
Para os 4 níveis de carga, pode visualizar-se o deslocamento em y (DOF=y). Os níveis de carga aplicada são: 2295N, 4559,4N, 6834,6N e por último 8955N.



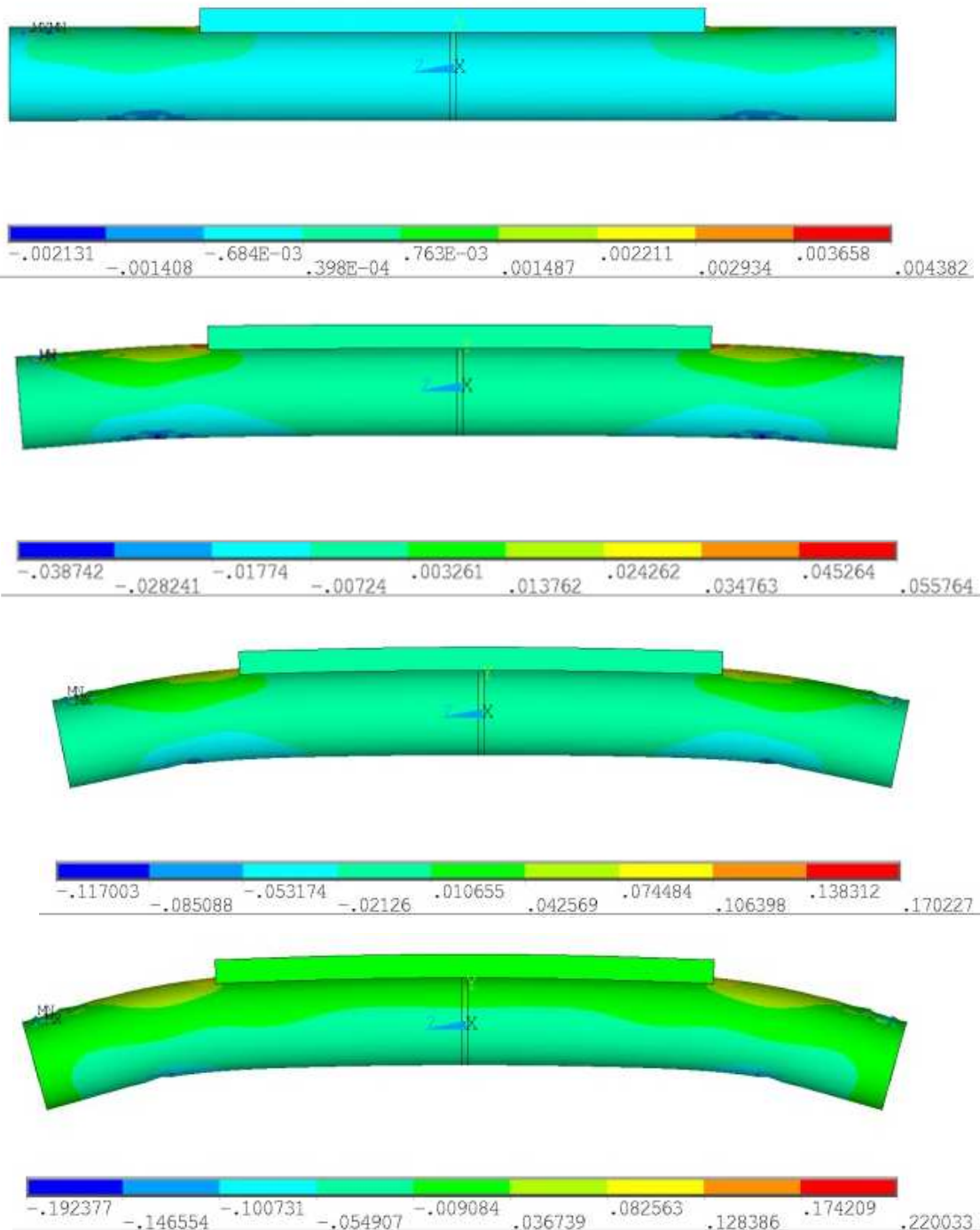
Nas imagens estão apresentadas as tensões em Z, para os 4 níveis de carga correspondentes. Os níveis de carga aplicada são : 2295N, 4559,4N, segue-se 6834,6N e por último a carga de 8955N r.



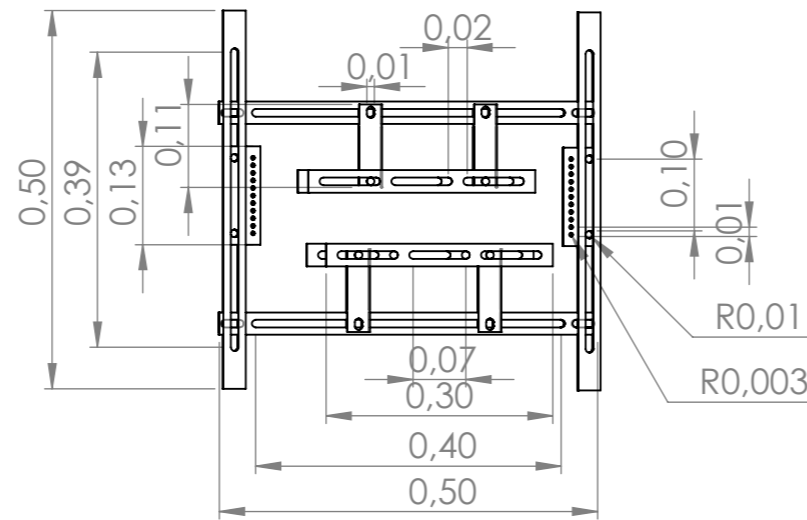
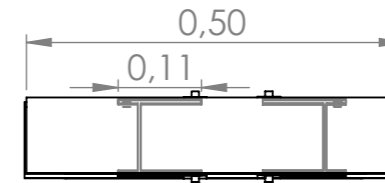
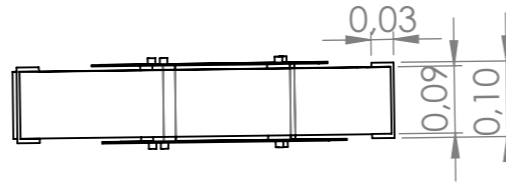
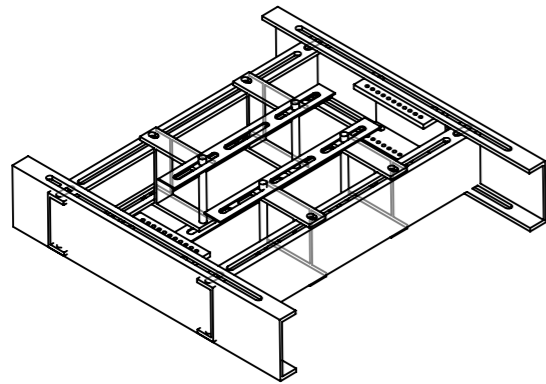
Pode-se visualizar abaixo nas imagens, 4 níveis de carga diferentes sendo eles: 2295N, 4559,4N, segue-se 6834,6N e por último uma carga de 8955N para as tensões de *Von Misses*.



Por último, na tibia 100% pode-se visualizar as deformações totais mecânicas em Z (EPTOZ), que estão representadas nas imagens abaixo, para 4 níveis de carga sendo eles 2295N, 4559,4N, segue-se 6834,6N e 8955N respectivamente.



ANEXO C – DESENHO TÉCNICO DO PÓRTICO



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN				NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:	
CHK'D										Pórtico	
APPV'D											
MFG											
Q.A								MATERIAL:		DWG NO.	
								WEIGHT:		SCALE:1:5	
										SHEET 1 OF 1	
										A3	

**SolidWorks Student Edition.
For Academic Use Only.**