

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

DISSERTAÇÃO

apresentada a UTFPR
para obtenção do grau de

MESTRE EM CIÊNCIAS

por

LEANDRO ZEN KARAM

CARACTERIZAÇÃO DE UM FÊMUR SINTÉTICO
EMPREGANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS E
VALIDAÇÃO POR EXTENSOMETRIA ÓTICA

Banca examinadora:

Orientador:

Prof. Dr. JEAN CARLOS CARDOZO DA SILVA

UTFPR

Co-Orientador:

Prof. Dr. HYPÓLITO JOSÉ KALINOWSKI

UTFPR

Examinadores:

Prof. Dra. MILDRED BALIN HECKE

UFPR

Prof. Dr. JAMIL FAISSAL SONI

PUC-PR

Prof. Dra. LÍDIA CARVALHO

UA-PORTUGAL

Curitiba, 20 de Fevereiro de 2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

LEANDRO ZEN KARAM

**CARACTERIZAÇÃO DE UM FÊMUR SINTÉTICO EMPREGANDO O
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS E VALIDAÇÃO POR
EXTENSOMETRIA ÓTICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Jean Carlos Cardozo da Silva

Curitiba
2009

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Ema e Nedson, e minha irmã, Amanda.

AGRADECIMENTOS

Ao CNPq, pelo apoio financeiro a esse projeto, e a Synthes®, pelo fornecimento de placas de osteossíntese.

Ao professor Dr. Jean Carlos Cardozo da Silva pela orientação e confiança em mim depositada.

Aos colegas do Grupo de Dispositivos Fotônicos e Aplicações em especial a Leandro Grabarski, pela grande ajuda.

Aos colegas do CPGEI, pelas horas de estudo e ajuda, em especial, Carmem Rasera, Hellen Justina, Claudia Weldt, Annabella Borgonhoni e Valter Ribeiro.

Aos colegas do Grupo de Bioengenharia da UFPR, em especial aos meus companheiros de muitas horas de trabalho, Felipe Recka de Almeida, Emílio Graciliano Ferreira Mercuri, João Gabriel Vanz e Marco André Argenta.

A professora Dra. Mildred Balin Hecke pela oportunidade, incentivo ao mundo da pesquisa, conselhos, sonhos, uma grande amizade, e um sentimento maternal.

Aos amigos que encontrei na Universidade de Aveiro em Portugal durante estágio realizado, para os quais gostaria de destacar, Dra. Lídia Carvalho e sua família pela amizade e apoio.

A Arthur Feron, Rafael Finatti, Giovani Valério e Felipe Salomão pela amizade, apoio, conselhos, lágrimas e risadas.

A Pré-Comunidade de Vida Cristã Nossa Senhora da Estrada, que sempre me incentivou para alcançar minhas metas em busca de um mundo melhor.

Aos amigos e familiares que sempre me encorajaram ao longo desse trabalho.

A Fernanda Arns da Rocha, pelo apoio e companheirismo na reta final do trabalho.

Aos meus pais, Ema e Nedson, minha irmã, Amanda, que me ensinaram a tirar forças e lições das situações mais adversas, e sempre me incentivaram.

EPÍGRAFE

Sonhar é acordar-se para dentro

Mario Quintana

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	VI
LISTA DE TABELAS.....	IX
RESUMO	X
ABSTRACT	XI
CAPÍTULO 1.....	1
INTRODUÇÃO	1
1.1. MOTIVAÇÕES.....	1
1.2. OBJETIVOS.....	7
1.3. ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	8
CAPÍTULO 2.....	11
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	11
2.1. FRATURAS ÓSSEAS	11
2.2. MECANOBIOLOGIA	15
CAPÍTULO 3.....	19
MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
3.1. FÊMUR SINTÉTICO	22
3.2. PLACAS DE OSTEOSSÍNTESE	24
3.2.1. <i>Ensaio de vídeo extensometria para determinação das propriedades materiais</i>	<i>26</i>
3.3. APLICAÇÃO DE CARREGAMENTOS.....	28
3.3.1. <i>Primeiro ensaio experimental com o fêmur íntegro.....</i>	<i>28</i>
3.3.2. <i>Segundo ensaio experimental com o fêmur íntegro.....</i>	<i>29</i>
3.3.3. <i>Ensaio experimental com o fêmur fraturado e fixado</i>	<i>31</i>

3.4.	INSTRUMENTAÇÃO COM FBG	31
3.4.1.	<i>Instrumentação do fêmur íntegro</i>	33
3.4.2.	<i>Instrumentação do fêmur fraturado e fixado</i>	35
3.5.	MODELO NUMÉRICO	37
3.5.1.	<i>Modelo numérico do fêmur</i>	37
3.5.2.	<i>Modelo numérico da placa de osteossíntese</i>	39
3.5.3.	<i>Modelo numérico do fêmur fraturado e fixado</i>	40
CAPÍTULO 4.....		42
APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS		42
4.1.	CARACTERIZAÇÃO DO FÊMUR SINTÉTICO.....	42
4.1.1.	<i>Resultados obtidos no primeiro ensaio experimental e simulação numérica</i>	42
4.2.	SEGUNDO ENSAIO COM O FÊMUR ÍNTEGRO	45
4.2.1.	<i>Segunda simulação numérica com o fêmur íntegro</i>	45
4.2.2.	<i>Segundo ensaio experimental do fêmur íntegro</i>	47
4.2.3.	<i>Discussão dos resultados do segundo ensaio e simulação com o fêmur íntegro</i>	48
4.3.	ENSAIO DA PLACA DE OSTEOSSÍNTESE.....	53
4.3.1.	<i>Apresentação e discussão dos resultados do ensaio experimental e simulação numérica das placas de osteossíntese de diferentes materiais</i>	53
4.4.	ENSAIO E SIMULAÇÃO NUMÉRICA COM O FEMUR FRATURADO	56
CAPÍTULO 5.....		62
CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....		62
5.1.	CONCLUSÕES.....	62
5.2.	TRABALHOS FUTUROS.....	64
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		68

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Funcionamento e espectros da rede de Bragg (Othonos, 1999).....	6
Figura 2: Níveis fisiológicos e patológicos de deformação, segundo Frost (1987).	18
Figura 3: Comparação entre desempenho do compósito de 3ª e 4ª geração quando submetidos a ensaios de tração e compressão. (Heiner, 2008).....	22
Figura 4 : Osso sintético desenvolvido pela Sawbones® a) 455 mm b) 45 mm c) 31 mm d) 135° e) 27 mm f) 74 mm g) 13 mm	23
Figura 5: LC-DCP® produzida pela SYNTHES®	24
Figura 6: Equipe de residentes em Ortopedia do Hospital Universitário do Cajuru realizando a implantação da placa de osteossíntese no fêmur sintético.....	26
Figura 7: Ensaio de vídeo extensometria realizado na Universidade de Aveiro.	27
Figura 8: Base e encaixe superior posicionados na máquina universal de ensaios.	29
Figura 9: Arranjo de ensaio e instrumentação do fêmur	30
Figura 10: Comparação entre a utilização de extensômetros elétricos e óticos.	33
Figura 11: Apresentação do espectro onde aparecem as doze redes de Bragg gravadas.	34
Figura 12: Indicação do posicionamento dos sensores.....	34
Figura 13: Espectro dos nove sensores de Bragg instrumentados no fêmur fraturado.....	36
Figura 14: Posicionamento dos sensores no fêmur fraturado.....	36

Figura 15: Modelo utilizado pela Univerdade de Aveiro, adquirido junto ao *Standardized Fêmur Program*. Com destaque a área que apresentava um problema geométrico... **Erro! Indicador não definido.**

Figura 16: Modelo CAD do fêmur após as alterações feitas e malha gerada pelo *software ANSYS®* 37

Figura 17: Base e apoio superior do segundo ensaio..... 38

Figura 18: Modelo numérico montado com todas as peças posicionadas, apoio superior já com a inclinação correta para a aplicação de cargas, bem como feita a fixação da base..... 39

Figura 19: Geometria da placa de osteossíntese ensaiada 39

Figura 20: Geometria utilizada para simulação do ensaio experimental com a placa de osteossíntese. 40

Figura 21: Geometria do fêmur fraturado 41

Figura 22: Comparação entre as extensões experimentais e as deformações numéricas para a face anterior, posterior, lateral e medial respectivamente. 43

Figura 23: Distribuição das deformações para a face Medial e Lateral do Fêmur..... 43

Figura 24: Tensões de Von Misses no fêmur integro..... 46

Figura 25: Distribuição das deformações máximas principais..... 46

Figura 26: Distribuição das deformações mínimas principais..... 47

Figura 27: Comparação entre as extensões experimentais e as deformações numéricas para a face anterior, posterior, lateral e medial respectivamente. 49

Figura 28: Deformações em compressão na face medial do fêmur..... 53

Figura 29: Comportamento da aplicação de carga em tempo e deslocamento constantes	54
Figura 30: Máximas deformações principais na placa de osteossíntese após o carregamento.	55
Figura 31: Comparação entre as deformações do modelo experimental e numérico no fêmur fraturado na face medial	57
Figura 32: Comparação entre as deformações obtidas nos modelos numérico e experimental na lateral posterior da placa de osteossíntese.	58
Figura 33: Comparação entre as deformações obtidas nos modelos numérico e experimental na lateral anterior da placa de osteossíntese	59
Figura 34: Comparação entre as deformações obtidas nos modelos numérico e experimental na placa de osteossíntese	60
Figura 35: Comparação entre as deformações obtidas nos modelos numérico e experimental nas extremidades da placa de osteossíntese.....	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Tabela que compara as propriedades materiais do Aço e do Titânio utilizados na fabricação das placas de osteossíntese produzidas pela SINTHES [®]	24
Tabela 2: Comparação entre as deformações e o deslocamento das placas de aço e titânio....	54

RESUMO

O presente trabalho faz uso de sensores óticos baseados em redes de Bragg, para a validação de um modelo numérico pelo Método dos Elementos Finitos de um fêmur sintético, produzido pela Sawbones®. O modelo numérico foi desenvolvido a partir de uma geometria utilizada na Universidade de Aveiro. Para a validação, foi desenvolvido um sistema de fixação e aplicação de carregamentos no osso sintético, dessa forma as forças foram aplicadas de maneira aproximada as quais chegam ao fêmur humano em posição ortostática. Os resultados obtidos pelo modelo numérico foram semelhantes a resultados presentes na literatura. Os resultados dos ensaios foram satisfatórios e validaram o modelo numérico. Para complementar o trabalho em desenvolvimento, um fêmur sintético foi fraturado em 45° no terço médio, para a fixação foi utilizada uma placa de osteossíntese, assim como o conjunto de parafusos, fornecidos pela empresa Synthes®. O fêmur fraturado foi ensaiado experimentalmente, e foi criado um modelo numérico para comparação, tendo comportamentos semelhantes. Foi observado uma concentração de deformações ao redor do furo da osteossíntese, presente exatamente no local do foco da fratura, sendo essas deformações cerca de dez vezes maior que as deformações presentes na região entre os furos, cerca de 1,5mm de distância do furo. Desta maneira o posicionamento da osteossíntese durante a intervenção cirúrgica é de fundamental importância para a condução do processo de reparação da fratura.

Palavras-chave: Fêmur Sintético, Placas de Osteossíntese, Sensores Óticos, Redes de Bragg em Fibra Ótica, Método dos Elementos Finitos, Fixação de Fraturas.

ABSTRACT

This work makes use of sensors based on fiber Bragg gratings, for the validation of a numerical model on the finite elements method of a synthetic femur, produced by Sawbones[®]. The numerical model was developed from a numerical model already used at the University of Aveiro. For validation, was developed a system for setting and implementation of load steps in the synthetic bone, so the forces were applied in a manner which arrive to approximated human femur in standing position. The results of the numerical model were similar to results in the literature. The test results were satisfactory and validated the numerical model . To complement the work in development, a synthetic femur was fractured in 45° of the medial third, was used for fixing a osteosynthesis plate, as well as the number of screws, provided by Synthes[®] Company. The fractured femur had been tested experimentally, and was created a numerical model for comparison, with similar behavior. We observed a strain concentration around the hole of the ostessynthesis plate, this exact spot of the outbreak of the fracture, and these strains about ten times larger than the strains in the region between the holes, about 1.5 mm from the hole. Thus the positioning of the plate osteosynthesis during cirurgical intervention is of fundamental importance for the conduct of the process of repairing the fracture.

Keywords: Synthetic femur, osteosynthesis plates, optical sensors, fiber Bragg gratings, finite element method, fracture fixation.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1. MOTIVAÇÕES

Aristóteles, em *Parts of Animals* escreveu, “Grandes animais necessitam suportes fortes, grandes e rígidos, especialmente aqueles que têm particularmente hábitos de vida mais violentos”. Essa afirmação mostra que desde a antiguidade as relações entre o tamanho de um corpo e seu nível de atividade são estudadas. Entretanto, a correlação entre o carregamento mecânico e a “arquitetura” dos tecidos só foi discutida muito tempo depois. Wolf, em 1892, sugeriu que a disposição das trabéculas, assim como a forma e rigidez de um fêmur, correspondiam as trajetórias das tensões máximas. A disposição geométrica seria obtida através de um processo de adaptação observado e estudado primeiramente por Roux. Em 1881, ele considerou que a adaptação óssea seria o fruto de um mecanismo de auto-regulação onde se obtivesse uma relação de mínimo trabalho para máximo desempenho. Esse processo de adaptação mecânica não foi somente observado sob a ótica do sistema músculo-esquelético, mas também em outros tecidos.

Nosso organismo é com certeza uma estrutura biomecânica adaptada ao meio em que vivemos e continua adaptando-se às novas condições que são impostas dia após dia. Um carregamento em escala macroscópica é transferido pelo sistema sensitivo até uma escala microscópica e assim estimula o processo de remodelação óssea (Pauwels, 1980).

Os processos de reparação de fraturas, assim como o remodelamento ósseo, são parte muito importante dos conhecimentos estudados por diversas áreas da saúde. Na medicina, os especialistas em ortopedia necessitam destes conhecimentos para avaliar e reparar fraturas ósseas, bem como a adaptação óssea a materiais implantados no organismo (Soni, 2008). A Fisioterapia estuda a mecano-regulação para aperfeiçoar o processo de cura; um tratamento fisioterápico mais eficiente colocaria o paciente com mais rapidez no mercado de trabalho novamente, assim como recuperaria as funções do paciente, permitindo sua volta às atividades diárias. Na Odontologia, principalmente na ortodontia, o estudo da resposta biológica a estímulos mecânicos ajuda a compreender as fases do movimento ortodôntico, ou ainda como os ossos se adaptam a componentes protéticos.

O conhecimento dos efeitos de estímulos mecânicos na diferenciação de tecidos vivos é fundamental para várias áreas das ciências da saúde. Entretanto, o potencial da ciência em responder as perguntas a respeito da mecano-regulação é limitado pelo elevado número de fatores envolvidos nesse processo. Uma alternativa para os métodos clássicos de pesquisa científica (experimental e teórica) é uma “terceira cultura” (Kelly, 2008). Isso foi originado pelo rápido desenvolvimento da tecnologia, especialmente no avanço do poder computacional. O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma peça chave nesse novo tipo de pesquisa (Huiskes *et al.*, 1983 e Prendergast, 1997). Esse método possibilita fazer análises de qualquer estrutura de geometria, carregamento e propriedades materiais conhecidas. Todavia, devido a limitações computacionais e a falta de conhecimento a respeito das características dos tecidos vivos, assumem-se modelos simplificados. Para aplicar um carregamento externo em um osso, por exemplo, assume-se que o osso tem propriedades materiais lineares; dessa forma, pode-se modelar o comportamento ósseo com software comercial (Prendergast *et al.* 1996 e Wu *et al.* 1998).

O trabalho de Turner *et al.*, 1956, é reconhecido como um dos primeiros a apresentar os fundamentos do Método dos Elementos Finitos. As bases teóricas do Método foram mais bem definidas no início da década de 60 com o estudo aprofundado dos Métodos Energéticos e de Técnicas Variacionais.

A idéia central do Método dos Elementos Finitos (MEF) consiste em subdividir, inicialmente, o domínio do problema, em subdomínios de dimensões finitas tais que o conjunto de todos os subdomínios seja igual ao domínio original. Em seguida, sobre cada

subdomínio, isoladamente, adota-se um comportamento aproximado, local, para as incógnitas do problema (Carrer, 2006). Em geral, esse comportamento local é descrito com o emprego de funções simples. A característica principal desse procedimento consiste em utilizar aproximações locais nos subdomínios, nos quais o domínio original foi dividido, em vez de utilizar aproximações de caráter global. Para a obtenção de respostas cada vez melhores, aumenta-se o número de subdomínios, mantendo-se o mesmo comportamento local adotado em cada subdomínio. Esses subdomínios são denominados elementos finitos (Carrer, 2006).

Os elementos finitos são definidos por sua forma geométrica, pelas funções de aproximação adotadas e pelos tipos de problemas para os quais foram desenvolvidos. Cada elemento possui um número determinado de pontos nodais, ou nós, que podem ser internos ou externos. Os nós externos fazem conexão com os elementos vizinhos (Carrer, 2006).

Após a definição do tipo de elemento (dentre eles linear, triangular, quadrático) e da malha de elementos finitos (que é a definição dos elementos na geometria analisada), as matrizes características correspondentes a cada elemento podem ser formadas e, em seguida, agrupadas, formando um sistema global de equações. A solução deste sistema fornece os valores incógnitas nos pontos nodais (Carrer, 2006).

Entretanto, para que a pesquisa tenha um valor científico maior, os modelos numéricos devem ser devidamente validados. Desta forma, comprovam-se os resultados obtidos na modelagem computacional. Uma vez que o modelo numérico tenha sido validado, podem-se realizar alterações para estudos de caso, variando condições de carregamento e propriedades materiais para verificar a resposta do modelo numérico. Estudos de caso nessas condições são muito interessantes para o mercado. Com a utilização desse tipo de ferramentas, pode-se, por exemplo, simular mudanças em propriedades materiais, na geometria de componentes. E, ainda, a indústria pode desenvolver novos produtos, ou testar otimizações em produtos já existentes, com muita facilidade.

Para a validação de modelos numéricos, os sensores ópticos têm uma vasta aplicabilidade como, por exemplo, medidas de deformações ou vibrações (Kashyap, 1999).

Técnicas de ensaios experimentais têm sido utilizadas de forma intensa em aplicações biomecânicas, medindo carregamentos, tensões e deformações em estruturas ósseas. Os métodos mais convencionais de análise de tensões e deslocamentos de superfícies utilizam técnicas fotoelásticas, *strain gauges* e outros sensores mecânicos e elétricos. Essas técnicas

de medição podem ser muito precisas e sensíveis, porém dão informações a respeito de limitadas regiões da estrutura. A tecnologia e as aplicações de fibras óticas têm progredido rapidamente na última década. Sensores de fibra ótica são caracterizados por uma alta sensibilidade quando comparados a outras modalidades de sensores. Eles apresentam algumas vantagens interessantes: o formato compacto, a versatilidade da sua geometria e a viabilidade econômica (Othonos, 1997).

As fibras óticas e os dispositivos óticos tiveram uma grande evolução, a partir da metade do século passado, com estudos direcionados apenas à área de comunicações. Mas foi sem dúvida com a descoberta da fotossensibilidade por Hill e seus colaboradores em 1978 (Hill *et al.* 1978), que a aplicação das fibras óticas como sensores foi impulsionada.

A gravação das redes de Bragg em fibra ótica está baseada na propriedade de se alterar o índice de refração do núcleo por meio da absorção ótica de luz ultra-violeta (UV). A fotossensibilidade permite a construção de redes, obtidas através da alteração permanente do índice de refração do núcleo. A modulação periódica do índice de refração atua como filtro seletivo de comprimentos de onda que satisfazem à condição de Bragg (Bragg, 1912), obtendo-se assim as redes de Bragg (Hill *et al.*, 1978).

As redes de Bragg apresentam também inúmeras vantagens, como sensores, uma vez que oferecem todas as propriedades intrínsecas das fibras óticas como imunidade a interferências eletromagnética, dimensão reduzida, baixo peso, flexibilidade e possibilidade de sensoriamento remoto (Othonos e Kalli, 1999). Desta forma podem ser empregadas como sensores em áreas que envolvem materiais, estruturas civis e biomédicas (Yun-Jiang *et al.*, 1997; Baldini e Mignani, 2002).

Na experiência de Hill, a luz de um laser argônio era acoplada com uma fibra de sílica dopada com germânio. Foi verificado verificaram que na extremidade oposta da fibra aparecia um padrão de interferência formando uma onda luminosa estacionária no interior do núcleo da mesma. Verificou-se ainda que nos pontos de máxima intensidade havia a alteração permanente e periódica do índice de refração do núcleo da fibra. Esta propriedade, que algumas fibras apresentam após a exposição à radiação ultravioleta, deu-se o nome de fotossensibilidade. A rede de difração que fica gravada chama-se rede de Bragg (Hill *et al.*, 1978).

A gravação de redes de Bragg em fibras óticas pode ser possível através de algumas técnicas conhecidas .

A técnica interferométrica foi desenvolvida por Meltz *et al.*(1989) por meio de um interferômetro que permite a divisão do feixe e sua recombinação, formando padrões de interferência. O núcleo da fibra é exposto a esses padrões de interferência e, em função de sua fotossensibilidade, cria-se a modulação do índice de refração do núcleo da fibra. A maior vantagem deste método é a possibilidade de gravar redes em qualquer comprimento de onda. No entanto, a sua maior desvantagem está na suscetibilidade a vibrações mecânicas. Desajustes mínimos na posição dos espelhos, nos divisores de feixes ou na montagem do interferômetro podem trazer perdas ao padrão de interferência.

Uma técnica muito efetiva para gravar redes de Bragg em fibras fotosensíveis é a técnica direta com máscara de fase. Esse método emprega elementos óticos difrativos (máscaras de fase) para modular espacialmente o feixe de UV de gravação (Kashyap, 1999). A máscara de fase reduz sensivelmente a complexidade do sistema de gravação das redes de Bragg. A simplicidade em operar com apenas um elemento ótico garante um método que apresenta robustez e estabilidade.

A técnica interferométrica com máscara de fase é uma configuração entre as técnicas referidas. Nessa técnica, a máscara de fase define o comprimento de onda de reflexão da rede e é utilizada como divisor de feixe no interferômetro durante a gravação das redes (Kashyap, 1999). Ao passar pela máscara, o feixe de luz UV é difratado em direções simétricas sobre o núcleo da fibra, onde é formada a rede.

Quando se incide radiação de uma fonte ótica, no núcleo da fibra, vai haver reflexão para uma banda estreita de comprimento de onda. O espectro refletido obtido é centrado próximo ao comprimento de onda de Bragg, como mostrado na figura 1.

O princípio básico de funcionamento dos sensores baseados em redes de Bragg consiste na medição do deslocamento espectral do comprimento de onda de Bragg, λ_B , quando esta fica sujeita a ação de perturbações externas, como deformações e alterações térmicas locais (Kersey *et al*, 1997), sendo regidos pela equação (Othonos, 1997):

$$\Delta\lambda_B = 2\left(\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial l} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial l}\right)\Delta l + 2\left(\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial T}\right)\Delta T \quad (1)$$

O primeiro termo corresponde ao efeito da deformação da FBG, que gera mudança do espaçamento da rede (periodicidade espacial, Λ) e a variação fotoelástica induzida no índice de refração efetivo da fibra, n_{eff} . O segundo termo corresponde ao deslocamento do comprimento de onda de Bragg devido à expansão térmica que ocorre pela variação do espaçamento dos planos de alteração do índice de refração da rede e à alteração do índice de refração (Othonos, 1997).

O presente trabalho faz uso de redes de Bragg (FBG - *Fibre Bragg Gratings*), sendo utilizadas como sensores em fibra ótica aplicados em fêmures, para medidas de deformações na superfície a partir de carregamentos submetidos.

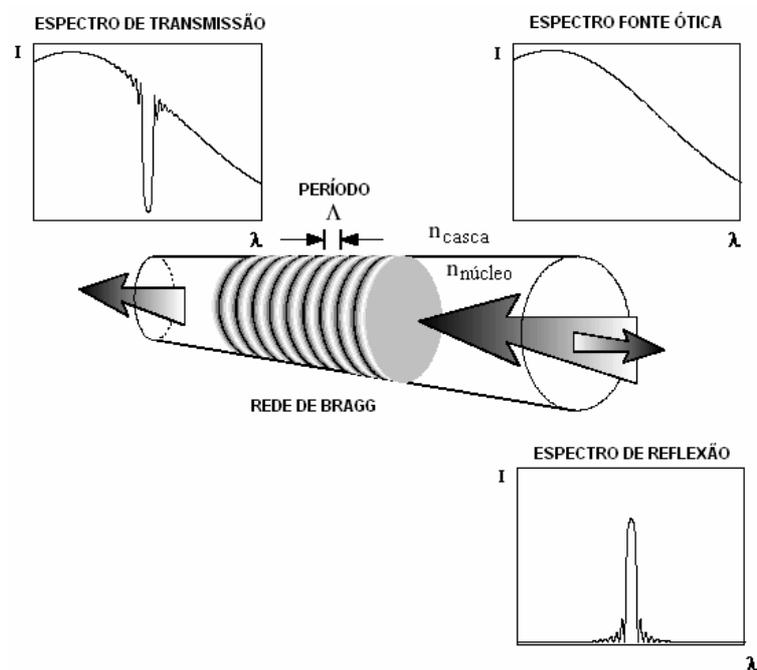


Figura 1 – Funcionamento e espectros da rede de Bragg (Othonos, 1999)

Ao associar os modelos numéricos e experimentais às teorias que vem sendo desenvolvidas a respeito do processo de regeneração do tecido ósseo, pode-se obter várias informações de base científica sobre as fraturas ósseas e seus mecanismos de cura. O conhecimento aprofundado desses mecanismos pode auxiliar no desenvolvimento de novas técnicas e práticas terapêuticas mais adequadas, inclusive fornecer resultados prévios da possível resposta do tecido ósseo após a implantação do dispositivo de fixação da fratura. Com esses modelos, pode-se também investigar os diferentes comportamentos do tecido ósseo em resposta a diversas características dos implantes como, por exemplo, a geometria ou

o tipo de superfície. Entretanto, diversas características são de extrema complexidade, se não impossíveis de serem simuladas *in vitro*, comprometendo a exatidão dos resultados. Sendo assim, todas estas características devem ser consideradas e trabalhadas para a maior aproximação possível (Zang *et al.*, 2005).

A fixação de fraturas ósseas vem sendo estudada exaustivamente devido ao grande impacto socioeconômico que desempenha. O principal objetivo da fixação interna, assim como as novas técnicas de fixação de fraturas, é o de alcançar da forma mais rápida possível a total funcionalidade do membro lesionado, para que o paciente retorne da melhor forma possível às suas funções (Ruedi e Murphy, 2002). As osteossínteses são dispositivos mecânicos fabricados com materiais de rigidez elevada. Aparentemente, é desejável e necessário que o fixador permita a transmissão de cargas, gerando uma micro mobilidade que estimule o desenvolvimento do processo de cura (Ruedi e Murphy, 2002).

Para a escolha do material que compõe uma osteossíntese, devem ser sempre analisadas as características quanto a resistência, uma boa ductibilidade, a biocompatibilidade e a rigidez do material (Akeson, 1975).

Dentro do processo de consolidação de fraturas ósseas, a rigidez do material pelo qual as osteossínteses são produzidas desempenha um papel de extrema importância. Após a fixação da fratura, o sistema de fixação permite a micro mobilidade do foco da fratura. O valor dessa janela de movimento deve estar dentro dos padrões fisiológicos de formação de tecido de reparação, que depois irá se tornar tecido ósseo propriamente dito.

Para a escolha da melhor forma de fixação de uma fratura, deve-se basear em vários parâmetros clínicos e biológicos associados com o caso de cada paciente. Porém, principalmente, deve-se compreender muito claramente as forças que geraram a fratura, assim como as mesmas forças serão neutralizadas pela fixação e como o fixador otimizará o processo de reparação da fratura (Stiffler, 2004).

1.2. OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema, baseado em extensometria ótica, para a validação de modelos numéricos tri-dimensionais de fêmur íntegro e um fraturado e fixado em MEF.

Para que o objetivo geral seja alcançado, serão necessários o estudo e o aprofundamento de alguns objetivos específicos:

- A adequação de uma geometria de fêmur , disponibilizada pela Universidade de Aveiro e desenvolvida a partir do fêmur sintético produzido pela Sawbones®;
- A construção de um suporte que fixe o fêmur e controle o carregamento, para que haja o controle da intensidade e direção da força aplicada, buscando uma proximidade aos níveis submetidos ao corpo humano na posição ortostática;
- O ensaio experimental do fêmur sintético e das placas de osteossíntese para a validação dos modelos numéricos;
- A construção da fratura óssea, assim como a fixação da mesma com o uso das placas de osteossíntese. A instrumentação do modelo experimental fraturado, bem como a construção do modelo numérico fraturado e devidamente fixado, a fim de testar o modelo numérico desenvolvido durante o presente trabalho.

Com isso, será possível o desenvolvimento de um sistema para a validação de um modelo numérico de fêmur sintético em MEF.

1.3. ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em cinco capítulos. No Capítulo 2 é feita uma revisão da literatura a respeito dos trabalhos desenvolvidos recentemente, bem como sobre os tópicos teóricos a cerca do conteúdo apresentado nesta dissertação. O Capítulo 3 descreve em detalhes o desenvolvimento da metodologia proposta. No Capítulo 4, relatam-se os resultados obtidos e a discussão dos mesmos. Por fim, o Capítulo 5 apresenta as conclusões do trabalho e as propostas de trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo abordará as bases biológicas e biomecânicas do tratamento de uma fratura óssea – o porquê e como os ossos reagem a intervenção ortopédica – para facilitar a compreensão do problema abordado por este trabalho.

2.1. FRATURAS ÓSSEAS

O osso intacto funciona como estrutura e suporte, protegendo órgãos importantes e possibilitando o funcionamento do aparelho locomotor. Uma característica mecânica importante é a sua rigidez (o osso deforma somente devido a carregamentos) e resistência (o osso tolera altos carregamentos sem fraturar ou fissurar). Entretanto, apesar dos ossos serem muito fortes, eles quebram com deformações muito pequenas (Yamada, 1970).

Para uma fixação instável ou flexível da fratura, uma seqüência de eventos biológicos – da formação de um tecido granular até um calo ósseo sólido – contribui para reduzir a mobilidade e deformação do tecido de reparação. A reabsorção dos fragmentos finais do foco da fratura contribui para a redução dos níveis de deformação no local, enquanto que a remodelação interna restitui a estrutura óssea original (Gautier *et al*, 1984).

A fratura é o resultado de uma sobrecarga na estrutura óssea. O efeito mecânico de uma fratura óssea consiste primeiramente na perda da continuidade do osso, resultando em uma patológica perda de mobilidade e suporte da estrutura óssea, além de gerar um considerável quadro de dor. A estabilização cirúrgica pode restabelecer as funções do membro

imediatamente, porém o quadro doloroso durante o movimento e a eliminação das seqüelas dependem do processo de reabilitação do paciente (Farouk *et al*, 1999).

A fratura óssea é puramente um processo mecânico. No entanto, isto desencadeia um processo biológico muito importante, com a reabsorção óssea e a formação de um novo tecido ósseo. Esses processos dependem do suprimento sanguíneo no local da fratura imediatamente após o trauma (Gautier *et al*, 1984).

Uma fratura, na maioria dos casos, produz uma situação de instabilidade completa. Obviamente, casos como fissuras, pequenas fraturas em metáfises, fraturas de impacto posterior sem deslocamento e fraturas em abdução da parte proximal do colo do fêmur são relativamente estáveis.

Sem o tratamento adequado, a natureza do organismo humano tenta estabilizar a mobilidade dos fragmentos utilizando estímulos dolorosos para contração da musculatura que circunda o foco. Ao mesmo tempo, o hematoma e o inchaço aumentam o efeito da pressão hidrostática local. Entretanto, isto é temporário e poderá causar um efeito estabilizador transitório. Acompanhamentos feitos em processos de reparação de fraturas sem tratamento ajudam a compreender os efeitos positivos e negativos da intervenção médica. Observa-se que inicialmente há uma mobilidade adequada para a formação do tecido ósseo. Na maioria dos casos, o principal problema é a falta de alinhamento entre os fragmentos e, conseqüentemente, a falta de funcionalidade do membro. O tecido ósseo pode crescer (modelação), modificar sua forma (remodelação) ou se auto-reparar quando fraturado. O crescimento ocorre durante a infância, onde há alteração de forma e do tamanho dos ossos. A remodelação, por sua vez, se dá durante toda a vida, quando acontece a renovação da organização estrutural interna dos ossos, desempenhando importante papel no reparo de micro danos e manutenção da integridade mecânica denominada auto-reparação (Carter, 1998).

Todos os processos biológicos que ocorrem com o sistema músculo-esquelético são de grande complexidade pois fatores hormonais, juntamente com variações da pressão local sobre as membranas celulares, ativam ou inibem a formação ou desaparecimento de tecidos. O nosso organismo tem uma incrível capacidade de regeneração esquelética que aparece quando ocorre algum dano ou fratura no sistema ósseo. A idéia de que a regeneração esquelética ou a remodelagem óssea são afetadas pelos carregamentos mecânicos que lhe são

impostos foi discutida já no final do século XIX por Roux, 1881 e Wolf, 1892 (Huiskes, 2000).

Estas idéias deram origem a uma área da Bioengenharia, chamada de Mecanobiologia, que é a ciência que estuda como as condições físicas ou mecânicas regulam os processos biológicos (Carter, 1998). Carter *et al.*, 1998, apresentam um artigo abordando a mecanobiologia e como esta ferramenta científica é capaz de auxiliar no entendimento das condições físicas regulando o processo biológico de regeneração esquelética, sendo o processo de formação de tecido ósseo estudado pela mecanobiologia na reparação de uma fratura dividido em três fases:

1. A proliferação do tecido pluripotencial que pode se diferenciar em cartilagem, osso, ou tecido fibroso, sendo que nesta fase, além dos fatores biológicos, percebem-se alterações também pelo ambiente mecânico, muito embora este processo não seja claro.
2. A segunda fase é marcada pela ossificação endocondral da cartilagem formada no local da fratura. Neste momento nota-se que o processo não é tão alterado pelo estímulo mecânico, porém a velocidade da ossificação pode ser influenciada pelo carregamento mecânico. Tensões compressivas hidrostáticas intermitentes podem inibir e tensões octaédricas de cisalhamento podem acelerar o processo.
3. A terceira fase na consolidação secundária aborda a remodelação intramembranosa e endocondral do osso formado e está intimamente relacionado ao carregamento mecânico da mesma maneira do desenvolvimento ósseo e adaptação funcional.

Os sinais mecânicos ao nível orgânico incluem variações de força, desvio e deformações, como por exemplo a rigidez do implante utilizado associado à atividade física do paciente, que pode interferir nas forças e mobilidade do foco da fratura. Ao nível tissular a diferenciação pode ser caracterizada pelo estímulo mecânico das tensões e deformações. Com base em testes físicos de propriedades de materiais e aproximações de carregamento tissular, pode ser calculado e serem relacionadas com padrões de diferenciação celular. Reconhecem-se dois componentes macro-estruturais: o osso cortical e o osso trabecular. Ambos têm a mesma composição, porém possuem densidade diferente. O osso cortical forma 80% do esqueleto, formando a parte externa de diversos ossos, principalmente no caso dos ossos longos. Possui porosidade considerada baixa (algo em torno de 10%), é rígido e suporta um valor razoável de tensão antes de fraturar quando submetido a um carregamento. O osso

trabecular compõe 20% do esqueleto e é uma estrutura altamente porosa (em torno de 50 - 90%). É formado por numerosas e pequenas (aproximadamente 100 μ m de espessura) trabéculas interconectadas com um grande espaçamento entre elas, que tendem a se orientar ao longo da direção da tensão principal em adaptação ao carregamento externo, sendo capaz de suportar alongamentos e deformações antes de fraturar quando submetido a um carregamento (Garcia *et al*, 2002)

Os estudos a respeito e o desenvolvimento dos cuidados na área da saúde, de uma forma geral, tiveram um aumento significativo após a Segunda Guerra Mundial.

Achados arqueológicos mostram que a fixação de fraturas ósseas sempre foi comum entre os seres humanos: uma série de achados rupestres e fósseis mineralizados apresentam ausência de dedos e ossadas com evidentes cicatrizações de fraturas.

Fazendo uma análise da evolução dos tratamentos de fraturas, pode-se perceber que a partir da década de 30 houve um elevado aumento no número de casos de fraturas. Isto se dá devido à revolução industrial, à segunda grande guerra e aos avanços tecnológicos que foram frutos destes eventos. O desenvolvimento da indústria automobilística está entre os acontecimentos mais importantes para o crescimento elevado no número de casos de fraturas ósseas com necessidade de intervenção cirúrgica (Schlich, 2002).

Tradicionalmente, fraturas ósseas eram tratadas pelo realinhamento do osso partido, seguido pela fixação do mesmo até que ocorresse o processo de cura. O gesso foi introduzido na rotina dos ortopedistas da época em meados do século XIX e considerado de aplicação viável graças ao seu custo. A fixação através do gesso permitia a cicatrização da fratura, mas o paciente teria problemas associados a este tipo de fixação: por exemplo, o ganho de rigidez articular e a perda de força e tônus muscular (Schlich, 2002).

Ao longo dos tempos, o tratamento cirúrgico de fraturas ósseas foi se tornando cada vez mais comum, principalmente graças à opinião de alguns cirurgiões que observaram que as reduções com a utilização de fixadores internos aparentava ser a melhor solução em termos de restauração anatômica funcional (Schlich, 2002).

As primeiras formas de osteossínteses consistiam em ligar as duas partes ósseas com o uso de um arame metálico, por meio de uma sutura. Os diagnósticos por meio de raio-X tiveram também uma grande importância para o aumento da adesão da classe médica a este tipo de procedimento. Com o aparecimento dos diagnósticos por imagem percebeu-se um

grande número de deficiências nos métodos mais conservadores e até mesmo nos métodos invasivos mais antigos. No período da década de 30, outras tendências começaram a surgir dentre os tratamentos ortopédicos; o principal deles foi a padronização dos procedimentos mais comuns. O primeiro procedimento a ser padronizado foi a redução de fraturas de colo de fêmur, seguido pela correção de fraturas de ossos longos. Desta forma, foi-se padronizando e popularizando entre a comunidade médica os métodos mais eficientes para cada tipo de problema (Schlich, 2002).

No final da década de 40 e início da década de 50, inventou-se um tipo de fixação que utilizava placas metálicas que seriam fixadas na região da fratura. Esta fixação foi a progenitora das placas de osteossíntese conhecidas atualmente. Robert Danis, 1949, lançou o livro “*Théorie et pratique de l’ostéosynthèse*”, apresentando três resultados obtidos a partir do tratamento com a utilização de placas de osteossíntese: primeiro, estabilidade suficiente para permitir a imobilização imediata e atividades músculo-articulares na região; segundo, o reparo do osso a sua anatomia original; terceiro, a união dos fragmentos ósseos sem a formação de um calo ósseo exagerado (Schlich, 2002).

A partir destes estudos de Robert Danis, as teorias a respeito das osteossínteses foram avançando e hoje são muito comuns para a fixação das fraturas, principalmente no caso dos ossos longos –como é o caso do fêmur que é objeto de estudo do presente trabalho.

2.2. MECANOBIOLÓGIA

O tecido ósseo é um componente vivo formado por células ósseas e rodeado por uma matriz extracelular. As células ósseas apresentam diferentes morfologias segundo sua função e localização. Pode-se, de maneira geral, dividir as células ósseas em dois tipos: as que cobrem as células do tecido ósseo, os osteoblastos e osteoclastos; e as que se encontram dentro da matriz mineralizada, os osteócitos. A célula óssea responsável pela formação do osso é o osteoblasto. A principal função dos osteoblastos é a síntese e a segregação da componente orgânica da matriz óssea. O osteoclasto é a célula que se encarrega da eliminação

do osso. O sistema hormonal e fatores de crescimento influem diretamente para desencadear osteoclastos precursores que se encontram na medula ou no fluxo sanguíneo.

Quando são estimulados, os osteoclastos mononucleares precursores proliferam até que consigam formar grandes osteoclastos multinucleados. Os osteoclastos eliminam tanto a componente orgânica como a inorgânica do tecido ósseo, mediante um processo extremamente eficiente. Inicialmente se consegue diminuir o pH de aproximadamente um valor de 7 até um valor de 4 (Buckwalter e Mankin, 1995). Esse pH tão ácido dissolve o mineral e degrada a parte orgânica da matriz. Uma vez que um osteoclasto tenha completado sua atividade de reabsorção, se divide-se em células mononucleares que podem ser reativadas para a formação de novos osteoclastos. O principal papel do osteócito é a manutenção e a vitalidade da matriz óssea circundante.

A mecanobiologia computacional utiliza-se de métodos originalmente desenvolvidos para a análise de problemas de engenharia estrutural para determinar as regras quantitativas que governam os efeitos dos carregamentos mecânicos na diferenciação do tecido ósseo, no seu crescimento, na sua adaptação e na sua manutenção. Do ponto de vista da mecânica, a tarefa é considerada um problema de valor de contorno, por meio do qual as cargas aplicadas na fronteira de um domínio são transferidas para variáveis mecânicas locais dentro do domínio, dependendo da geometria e propriedades mecânicas de seus materiais.

Do ponto de vista biológico, a tarefa é baseada na premissa de que variáveis mecânicas locais estimulam a célula em seu trabalho de regular a composição da matriz, da densidade ou da estrutura. Esses dois pontos de vista devem ser combinados em um modelo matemático que posteriormente será modelado computacionalmente, ou seja, os dois pontos de vista deverão ser representados em variáveis, parâmetro e relações matemáticas.

Quando um tecido é exposto a tensões mecânicas, as tensões podem regular:

1. A diferenciação óssea, onde a célula mesenquimal¹ poderá diferenciar-se em um tipo de célula ou outro, modificando o tipo de ossificação a qual o tecido ósseo sofrerá;

¹ Célula mesenquimal: Célula que pode diferenciar-se em diferentes tipos de célula a partir de diferentes estímulos.

2. O remodelamento ósseo, onde o tecido reorganizará sua estrutura interna.

Portanto, o conhecimento das tensões e deformações nas células de um tecido, seja em um de calo de fratura ou ao redor de um implante, e sua influência na diferenciação dos tecidos, pode conduzir a uma compreensão melhor do processo de diferenciação tecidual mecanicamente controlado e pode ajudar a melhorar os tratamentos de fraturas, os projetos de implantes. No caso das fraturas, o desenvolvimento do processo curativo está relacionado à estabilidade dos fragmentos da fratura que, por sua vez, influenciam as condições mecânicas locais.

A fisiologia óssea normal consiste de ciclos de aposição e reabsorção de osso. A capacidade adaptativa do tecido ósseo foi descrita por Roux, em 1881 e por Wolff, em 1892 (Huiskes, 2000), quando o osso foi considerado uma estrutura capaz de adaptar-se a condições de carregamento externo. De acordo com o conceito de adaptação mecânica do osso, portanto, um estímulo mecânico pode provocar crescimento ou diminuição do tecido ósseo, enquanto que a falta de estímulo pode levar à sua reabsorção. A diferença entre o volume de osso formado e reabsorvido, fração ρ , foi expressa por Frost, 1987, onde ρ é uma função dos níveis de tensão que atuam no osso. Uma fração ρ positiva indica aumento de massa óssea, enquanto que uma fração ρ negativa indica reabsorção do osso.

Baseado na magnitude da deformação interna, Frost em 1987 propôs um critério para remodelação óssea. Segundo a teoria mecanostática existem quatro regiões estabelecidas segundo valores de deformação e relacionadas a um processo de “adaptação mecânica”. Como as deformações nos ossos são tipicamente muito pequenas, é comum o uso do termo μ strain (10^{-6} m/m). As quatro “zonas” ou “janelas” incluem regiões associadas à falta de estímulo, à carga fisiológica, à sobrecarga fisiológica e também à sobrecarga patológica (Fig. 2).

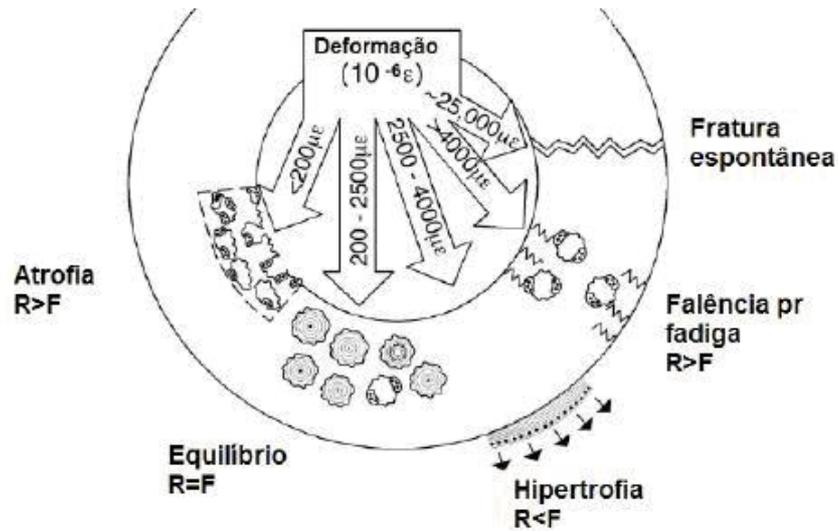


Figura 2: Níveis fisiológicos e patológicos de deformação, segundo Frost (1987).

Quando o valor da deformação está entre $\approx 0-200 \mu\text{strain}$, a atrofia devido à falta de estímulo pode ocorrer (fração ρ negativa, ou seja, perda de massa óssea). Esse fenômeno explica a reabsorção do osso alveolar que ocorre após a perda de dentes, ou ainda, a formação de um tecido fibroso no lugar de ósseo em alguns pacientes que sofreram fraturas. Valores de deformação entre $\approx 200-1500 \mu\text{strain}$ encontram-se na janela de carga fisiológica e estão associados a processos normais de remodelagem básica multicelular (fração ρ igual a zero). Valores entre $\approx 2500-4000 \mu\text{strain}$ estão na janela de sobrecarga fisiológica e estão relacionados a ganho ou hipertrofia de osso (fração ρ positiva). A janela de sobrecarga patológica está associada a valores acima de $\approx 4000 \mu\text{strain}$ e relacionados à reabsorção óssea (fração ρ negativa). O máximo desse limite (entre 20.000 e 25.000 μstrain , Frost 1994) é atingido quando o tecido ósseo não resiste mais ao aumento de tensão e fratura. Esses valores devem ser entendidos apenas como valores de referência (Wiskott & Belser, 1999).

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

Atualmente, vários grupos de pesquisa têm publicado trabalhos na área de biomecânica – a maioria procede do continente Europeu.

Talaia, 2007, apresenta um trabalho onde foram medidas as deformações e os deslocamentos em um fêmur intacto e fraturado utilizando uma placa de fixação de fraturas implantada. Para a realização das medições foram utilizados *strain gauges* e sensores em redes de Bragg. Tanto o fêmur intacto quanto o fraturado e fixado foram submetidos a um carregamento estático de 600 N. Os *strain gauges* foram colocados em ambos os fêmures e as FBG foram colocadas somente na placa de fixação, devido à geometria complexa, que impedia o uso de *strain gauges*. Os resultados foram satisfatórios, mostrando o comportamento de uma placa fabricada em aço inoxidável (316L) quando implantada em um fêmur ao qual são submetidas cargas estáticas de 600 N.

O presente trabalho segue a mesma linha do trabalho desenvolvido pela Universidade de Aveiro (Portugal), por Pedro Talaia. Houve um aperfeiçoamento do modelo numérico; a malha foi refinada para um resultado mais próximo do real; problemas na geometria do sólido foram solucionados; foram utilizados novos modelos de fêmur sintético que se aproximam mais da realidade; e foram utilizadas placas de osteossíntese de diferentes materiais. O objetivo do presente trabalho passa pelo estudo do efeito das diferenças entre o comportamento das placas em relação ao foco da fratura, enquanto o trabalho desenvolvido em Aveiro limita-se à validação do modelo numérico através de sensores elétricos e óticos.

Charles-Harris e Lacroix, 2005, realizaram uma análise comparativa entre hastes intramedulares e placas de osteossíntese, utilizando MEF. O foco principal do estudo era a utilização do MEF para a caracterização das principais diferenças entre hastes intramedulares e placas de osteossíntese em diferentes estágios da reparação de uma fratura de fêmur, e como essas diferenças são afetadas pelo tamanho e nível de consolidação da fratura. As simulações foram realizadas utilizando 1 e 3 mm de distância no foco da fratura, sendo considerados dois estágios de consolidação da fratura. A fratura foi estabilizada utilizando fixadores em aço inoxidável, titânio e um compósito desenvolvido pelo próprio grupo. Os resultados apresentados pelos estudos foram satisfatórios, principalmente por que indicam que os fixadores fabricados com titânio apresentam tensões de Von Mises (σ_{VM}) menores do que os fabricados com aço inoxidável – e estes valores de σ_{VM} diminuem de acordo com a progressão do nível de consolidação da fratura. Em concordância com os demais trabalhos da área, o grupo afirma que os resultados sugerem que placas induzem a reparação da fratura através de ossificação intramembranosa, sem a formação de um calo ósseo específico para a remodelação. Hastes, no entanto, induzem ossificação endocondral com a formação de tecido fibroso.

No Brasil, alguns pesquisadores da área médica vêm apresentando trabalhos com a utilização do MEF. Soni, 2008, apresenta um estudo de um modelo numérico bi-dimensional, simulando também fratura em fêmur. O fêmur fraturado foi fixado com a utilização de hastes intramedulares em aço e titânio para que fossem analisadas as deformações e o caminho das tensões nos dois modelos. A fratura na diáfise do fêmur apresentava 1mm de espessura, e foi analisada com o emprego da teoria mecanostática proposta por Frost (Garcia *et al*, 2002). Após as simulações pôde-se ter uma clara idéia de como as hastes intramedulares alteram o caminho das tensões, servindo como condutoras das forças compressivas. Em uma análise comparativa, o modelo utilizando titânio apresentou um desempenho mais homogêneo quando do estudo das deformações em relação ao modelo com hastes de aço inoxidável.

Uma dificuldade para trabalhos realizados por profissionais na área da saúde é a utilização de material biológico para análises. Uma solução para esse problema é a utilização de materiais sintéticos que tenham comportamentos semelhantes aos dos organismos vivos. Com o uso de materiais sintéticos não se podem considerar variáveis orgânicas. Academicamente perde-se credibilidade se for considerada a fidedignidade com relação ao

real, mas se ganham conhecimentos ao ser analisado de maneira isolada cada fator de interesse.

A geometria, o tamanho e a disposição das estruturas ósseas dificulta a análise de deformações. Sensores óticos baseados em redes de Bragg são pequenos e se ajustam bem nas estruturas ósseas; outra característica importante é a possibilidade de multiplexação, ou seja, a gravação de vários sensores em uma única fibra. Desta forma, trabalhos experimentais utilizando sensores de Bragg têm surgido com uma possibilidade interessante para análises de deformação em geometrias complexas como os ossos.

Segundo Silva, 2004, trabalhos experimentais têm sido extensamente utilizados em pesquisa na área biomecânica, principalmente para quantificar carregamentos, tensões e deformações em estruturas ósseas. Os métodos mais convencionais de medição de deformações e deslocamentos utilizam princípios fotoelásticos, *strain gauges* e outros dispositivos mecânicos e elétricos de medição. A tecnologia e as aplicações de fibras óticas têm progredido muito rapidamente nos últimos anos e vem sendo uma realidade nos últimos anos para diversas aplicações. Sensores em fibras óticas são caracterizados pela alta sensibilidade quando comparados com outros tipos de sensores. Comparando as vantagens dos sensores óticos, FBG vem se tornando um dos mais promissores candidatos para aplicações específica em sensoriamento de estruturas biomecânicas. Em seu trabalho, Silva utilizou FBG para o sensoriamento de uma mandíbula cadavérica submetida a ensaios de análises dinâmicas.

Carvalho, 2006, utilizou redes de Bragg para o sensoriamento da biomecânica dental. No desenvolvimento de suas pesquisas foram utilizados implantes dentários padrões implantados em uma mandíbula cadavérica seca. Os implantes foram fixados com a aplicação de 35N de torque. Os implantes foram submetidos a cargas de 160 N aplicadas verticalmente sobre eles. Foram distribuídos FBG pela superfície da mandíbula e na base do implante, a fim de monitorar o comportamento do osso e como ele se comportaria a partir da aplicação de cargas no implante. O resultado foi que os sensores de Bragg se comportaram de forma eficiente, comprovando seu potencial em aplicações biomédicas.

Outro trabalho que mostra atuações dos sensores de Bragg em aplicações biomédicas é o trabalho de Milczeswki, 2006. FBG foram colocados entre o dente e o sistema de fixação do aparelho ortodôntico para realizar a análise das forças ortodônticas aplicadas e a carga

transmitida à superfície dos dentes. Para que o movimento ortodôntico ocorra, ele depende principalmente de duas características: a primeira delas é a resposta biológica ao carregamento dos tecidos periodontais; e a segunda é a força aplicada. Com o sensoriamento via FBG, pode-se caracterizar a força aplicada e a força transmitida aos dentes.

3.1. FÊMUR SINTÉTICO

No desenvolvimento desta pesquisa foram adquiridos três fêmures sintéticos produzidos pela Sawbones[®] (similares ao da Fig.4) e desenvolvidos pela Pacific Research Labs.[®]. Tratam-se de produtos que vêm sendo produzidos para fins acadêmicos e comerciais desde o final da década de 90. O objetivo principal em sua fabricação é a reprodução das principais características de um fêmur humano íntegro quando submetido a ensaios mecânicos e foram validados pelos estudos de Chong, 2007.

Atualmente a parceria entre a Sawbones[®] e a Pacific Research Labs.[®] está produzindo a quarta geração de compósitos para a fabricação de peças biomecânicas para ensaios experimentais. A cada geração, são realizadas mudanças significativas na composição dos compósitos (como demonstrado na Fig. 3), com isso aproximando cada vez mais o comportamento do fêmur sintético com o comportamento do fêmur humano. No caso do fêmur de quarta geração, as principais mudanças estão na composição do material que simula o osso cortical.

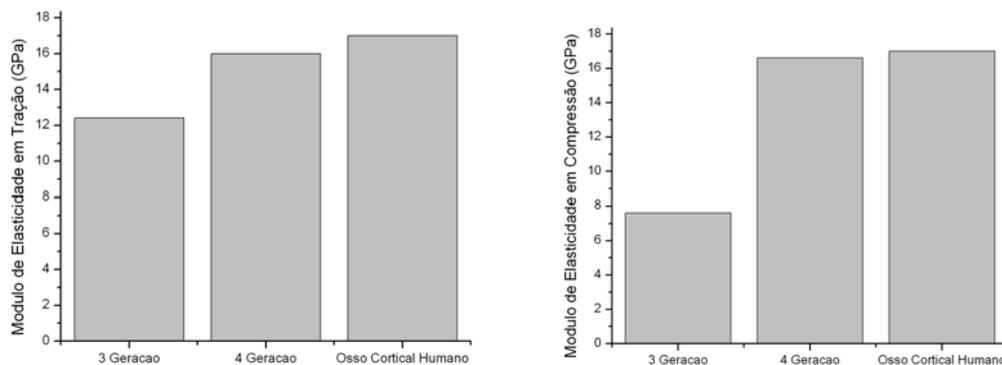


Figura 3: Comparação entre desempenho do compósito de 3ª e 4ª geração quando submetidos a ensaios de tração e compressão. (Heiner, 2008)

Heiner, 2008, realizou uma validação estrutural do fêmur de quarta geração. Em seu trabalho foram utilizados seis fêmures médios que foram testados em várias condições de carregamento. Os resultados obtidos no estudo definem com clareza as propriedades mecânicas do produto. O fêmur utilizado, tanto no trabalho de Heiner quanto no presente trabalho foi o modelo #3403 do catálogo de produtos para ensaios mecânicos da Sawbones®.

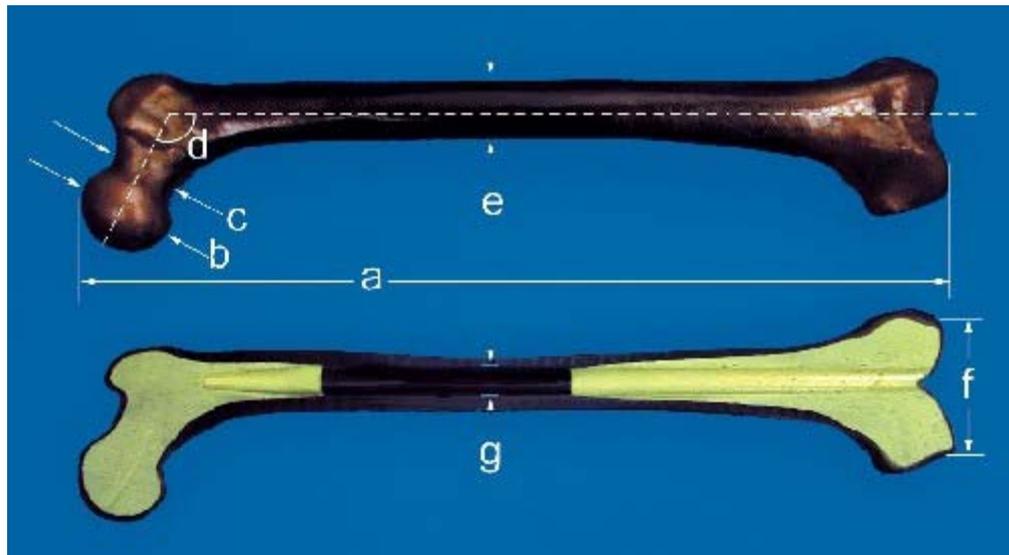


Figura 4 : Osso sintético desenvolvido pela Sawbones® a) 455 mm b) 45 mm c) 31 mm d) 135° e) 27 mm f) 74 mm g) 13 mm

Os produtos Sawbones® para ensaios mecânicos têm sido utilizados com grande frequência em trabalhos de desenvolvimento e análise de produtos a serem utilizados na superfície óssea.

Ramos, 2007, desenvolveu um novo modelo de próteses de quadril: para os estudos experimentais foram implantados protótipos da peça em fêmures sintéticos a fim de simular o comportamento mecânico ósseo após o procedimento cirúrgico. McNamara *et al*, 2006, utilizou fêmures para uma comparação entre tipos de colagem e transferências de cargas em próteses totais de cabeça de fêmur. Mehlman, 2006, realizou estudos que comparam o comportamento do fêmur quando fixado com hastes intra medulares ou placas de osteossíntese, utilizando fêmures SAWBONES®.

3.2. PLACAS DE OSTEOSSÍNTESE

Placas de osteossíntese vêm sendo desenvolvidas em diferentes materiais e diferentes geometrias. A SYNTHES[®] vem produzindo produtos inovadores desde a década de 60.

Este trabalho contou com a colaboração da SYNTHES[®] para que fosse fornecido um conjunto com placas de osteossíntese de mesma geometria, porém de materiais distintos. Para a fixação das placas, foram enviados oito parafusos específicos. Os materiais que compõem as placas são o aço inoxidável (316L) e uma liga de titânio, alumínio e nióbio (TAN). As propriedades dos materiais que compõe as placas estão descritas na tabela 1 (dados obtidos no ensaio apresentado na seção 3.2.1).

Tabela 1: Tabela que compara as propriedades materiais do Aço e do Titânio utilizados na fabricação das placas de osteossíntese produzidas pela SYNTHES[®].

	Aço	Liga TAN
Limite de Resistência	860 MPa	900 MPa
Limite de Escoamento	690 MPa	800 MPa
Alongamento	12%	10%
Densidade	8 g/cm ³	4,52 g/cm ³
Módulo de Elasticidade	200 GPa	110 GPa

A placa fornecida foi a LC-DCP[®] (*Limited Contact Dynamic Compression Plate*). Ela possui uma geometria complexa na parte inferior que, exatamente por sua complexidade, diminui a superfície de contato entre a placa metálica e a superfície óssea na qual a mesma será implantada.



Figura 5: LC-DCP[®] produzida pela SYNTHES[®].

Este modelo de placa possui algumas versões nas quais varia o número de furos, desde seis até dezoito furos. Nos ensaios de resistência do material foram utilizadas placas de seis furos; já para a fixação do fêmur sintético fraturado foi realizado um estudo do melhor

tamanho de placa a ser utilizada. Chegou-se à conclusão de que deveriam ser utilizadas placas de doze furos para a melhor estabilização óssea, pois a literatura médica recomenda que para a melhor fixação da uma fratura oblíqua de fêmur sejam colocados quatro parafusos para cada lado do foco da fratura. Graças ao tamanho da fratura em análise, foi utilizada para o ensaio da fratura uma placa de doze furos. Desta maneira, haveria espaço suficiente para a fixação através dos quatro parafusos superiores e os quatro parafusos inferiores.

O comprimento das placas varia de acordo com o número de furos: a de seis furos tem 106 mm; já a de doze furos tem 214 mm. As outras dimensões das placas são padronizadas: 5,2 mm de espessura, 17,5 mm de largura e 18 mm de espaçamento entre os furos.

A fixação da placa foi realizada no Hospital Universitário do Cajuru, em Curitiba/PR, pela equipe do terceiro ano de residentes em Ortopedia (Fig.6). Foram utilizados no processo de fixação oito parafusos de 4,5 mm de espessura e 30 mm de comprimento. Todo o instrumental aplicado foi exatamente o mesmo utilizado em um processo cirúrgico normal, para que a fixação fosse condizente com a realidade.

A construção da fratura aconteceu no mesmo dia, com o uso de uma furadeira específica para o uso hospitalar, com uma broca de 3,2 mm de diâmetro. Foram feitos uma série de furos em seqüência, para que assim fosse possível o rompimento do fêmur sintético. A fratura é oblíqua em 45°. Foi deixada uma distância de 2,5 mm entre os fragmentos ósseos para que pudesse ser analisado o comportamento mecânico da placa de osteossíntese quando feito um carregamento fisiológico.

A escolha do tipo de fratura presente na pesquisa levou em conta o tipo de fixador que foi fornecido pelo fabricante. Segundo Ruedi e Murphy, 2002, para fraturas oblíquas simples a 45° na parte medial do fêmur indica-se fixação com placas LC-DCP ou hastes intramedulares fixas.



Figura 6: Equipe de residentes em Ortopedia do Hospital Universitário do Cajuru realizando a implantação da placa de osteossíntese no fêmur sintético.

3.2.1. Ensaio de vídeo extensometria para determinação das propriedades materiais

Embora forneçam medições exatas em muitas aplicações, os extensômetros de contato podem causar um efeito adverso nos resultados dos testes. A extensometria sem contato oferece muitos benefícios em relação aos dispositivos de contato tradicionais.

Um ensaio de vídeo extensometria sem contato mede a deformação axial e transversal em um corpo de prova e tem benefícios como:

- Sem influência no corpo de prova do teste;
- Sem problemas de deslizamento em situações extremas;
- Sem erros causados pela inércia de peças móveis;
- Sem peças móveis, o que elimina os erros devidos ao desgaste;
- Sem possibilidade de danos devidos à liberação de energia em casos de falhas;
- Pode ser usado com câmaras ambientais.

O ensaio foi realizado no laboratório de testes da Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, campus Santiago, em Portugal. Com este ensaio pretende-se

caracterizar um modelo de placa de osteossíntese em dois materiais diferentes (Aço 5821-1 UNS S31673 e Titânio 5821-11 UNS R56700) a fim de modelar numericamente o objeto de estudo. Para a validação destes modelos foram realizados ensaios mecânicos de flexão de três pontos para, desta forma, adquirir dados a respeito das propriedades dos materiais que compõem as placas. Estas propriedades já são amplamente estudadas e conhecidas, entretanto os ensaios foram realizados com o objetivo de adquirir mais informações a respeito do comportamento da geometria das placas. Ao associar este trabalho a outros em desenvolvimento (modelagem numérica de um fêmur tridimensional), pode-se modelar numericamente um fêmur fraturado e, assim, fazer estudos a respeito do processo de reparação de fraturas ósseas.

As propriedades mecânicas dos materiais foram obtidas a partir de ensaios mecânicos de flexão em três pontos com deslocamento de 1mm/s, usando uma máquina de ensaio universal, UTM (Shimadzu[®]) (Fig.7).

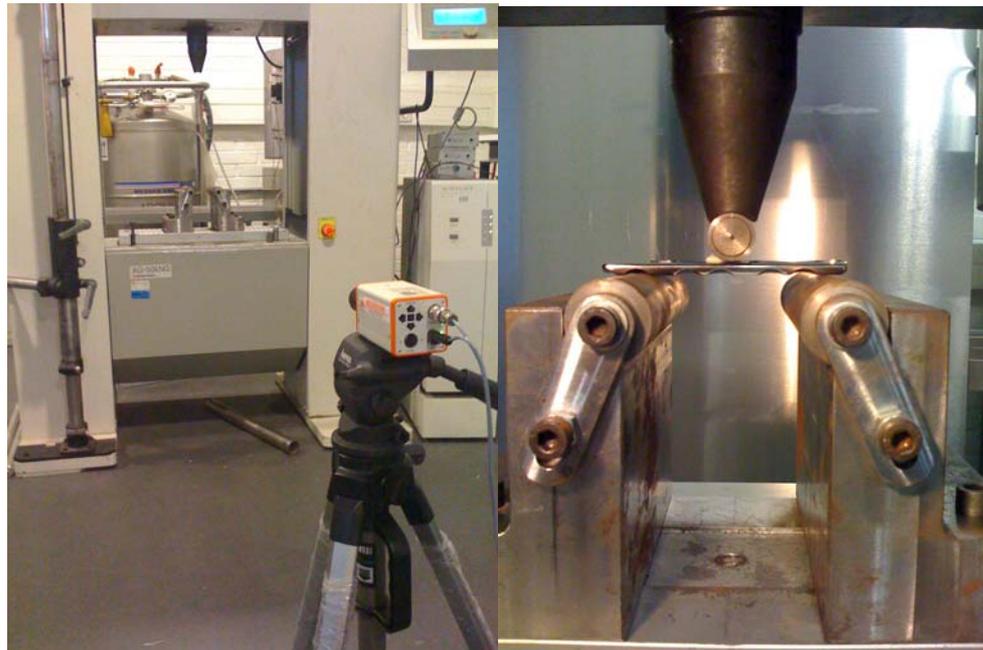


Figura 7: Ensaio de vídeo extensometria realizado na Universidade de Aveiro.

Os resultados agregam mais informações para o desenvolvimento do presente trabalho. Tendo as curvas de deformação em relação ao carregamento aplicado, podem-se

caracterizar as propriedades materiais e gerar modelos numéricos que simulem comportamentos não lineares.

3.3. APLICAÇÃO DE CARREGAMENTOS

Nesta sessão serão apresentadas as condições de carregamentos adotadas nos ensaios experimentais realizados. As mesmas condições foram adaptadas e replicadas para sua aplicação na modelagem computacional com o MEF.

3.3.1. Primeiro ensaio experimental com o fêmur integro

O primeiro ensaio experimental foi realizado na Universidade Tecnológica Federal do Paraná, campus Curitiba, no laboratório de Mecânica. Para o desenvolvimento deste ensaio, foi confeccionado uma base e um encaixe para a base e a cabeça do fêmur durante o carregamento. Tanto a base quanto o encaixe são feitos em poliuretano rígido. A base tem um formato cúbico de 150 mm de largura, 150 mm de comprimento e 150 mm de altura, abrindo-se no plano frontal com a base do fêmur posicionada no centro do cubo. Já o encaixe superior é simplesmente em formato de concha para que o fêmur fique apoiado da forma mais fisiológica possível.

Os carregamentos aplicados no fêmur foram de 100 N até 1000 N. Cada carregamento era mantido por cerca de trinta segundos, para então ser retirada a carga. Após cerca de um minuto, para que as informações adquiridas nos ensaios pudessem ser armazenadas e a máquina retornasse as posições iniciais, a carga era recolocada com maior intensidade, variando 100N de um carregamento para o próximo. Para o ensaio foi utilizada a máquina universal de ensaios MTS (*Material Test System*), modelo MTS-810 (Fig. 8).



Figura 8: Base e encaixe superior posicionados na máquina universal de ensaios.

Como o objetivo do trabalho é mostrar o comportamento das deformações locais em um fêmur na posição ortostática, o posicionamento do fêmur foi definido após uma pesquisa na literatura atual, ficando definida como sendo de 11 graus no plano frontal (Fig. 8) (Bergman *et al*, 2001).

3.3.2. Segundo ensaio experimental com o fêmur integro

O ensaio foi realizado na Universidade Tecnológica Federal do Paraná, campus Pato Branco, no Laboratório de Radiofrequência e Compatibilidade Eletromagnética.

Para o desempenho das cargas necessárias para o experimento, utilizou-se um macaco mecânico tipo sanfona universal com capacidade de 2000 Kgf. Utilizou-se para a fixação do fêmur sintético sobre o macaco mecânico um suporte de metal em forma de paralelepípedo, com dimensões 8,7cm de largura, 3,5 cm de altura e 7,8 cm de profundidade. O interior deste suporte foi completado com cimento, de maneira a se adequar à superfície de contato entre o fêmur sintético e o suporte. Para o monitoramento da carga aplicada, utilizou-se uma célula de carga da marca Excel com sensibilidade de 2 mV/V para a capacidade nominal de carga de 200 kgf.

Na região da cabeça femoral, foi colocado um comparador com o propósito de monitorar as deformações longitudinais do fêmur sintético, ocasionadas a partir da carga exercida pelo macaco mecânico na direção vertical. Para isso, utilizou-se um sensor de deslocamento LVDT do tipo WA/100 mm da marca HBM[®] (*Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH*, Darmstadt, Germany).

Para a análise e monitoramento da carga e de deslocamentos absolutos, foi empregado o MX840, um amplificador de medições universal QuantumX, classe de precisão 0,01 e taxa de medição até 19,2 kHz/canal, da empresa HBM[®] (*Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH*, Darmstadt, Germany). A célula de carga e o sensor de deslocamento LVDT foram ligados a um sistema de aquisição de dados QuantumX, estando este último ligado a um PC Intel(R) Core (TM) 2 Duo CPU a 2.7GHz e 2GB de RAM onde os resultados foram tratados e arquivados por intermédio da aplicação do programa CatmanEasy/AP Version 2.2 da empresa HBM[®], descrita anteriormente. A taxa de amostragem utilizada para o experimento foi de 50 Hz (50 medições por segundo) e se utilizou um filtro passa baixas Butterworth de 1Hz implementado no software CatmanEasy/AP.

Da mesma maneira que no primeiro ensaio experimental com o fêmur inteiro, o fêmur foi posicionado a 11 graus no plano frontal, simulando um ser humano inteiro na posição ortostática segundo Bergman, 2001. A figura 9 ilustra o arranjo experimental desenvolvido para este trabalho.



Figura 9: Arranjo de ensaio e instrumentação do fêmur

3.3.3. Ensaio experimental com o fêmur fraturado e fixado

Da mesma forma que o segundo ensaio experimental com o fêmur íntegro, o ensaio com o fêmur fraturado e fixado foi feito com a utilização do pórtico. Neste pórtico serão utilizados a mesma célula de carga e o mesmo dispositivo para a aplicação do carregamento, previamente descritos na sessão 3.3.2.

Como já citado na seção 3.2, o fêmur foi fixado com a placa LC-DCP com doze furos, produzida pela SYNTHES[®]. A fratura tem 2,5 mm de distância entre os fragmentos ósseos e foi feita no momento da implantação da placa de osteossíntese com o uso do instrumental cirúrgico do Hospital Universitário do Cajuru.

Os ensaios experimentais realizados com o fêmur fraturado tiveram diferenças na magnitude dos carregamentos. Enquanto no fêmur íntegro a aplicação das cargas varia entre 100N e 1000N, no fêmur fraturado e fixado as cargas variam entre 20N e 100N.

Como apresentado na seção 3.2, a fratura foi fixada e foi deixado um espaço entre os fragmentos do foco da fratura de 2,5 mm. Este espaço prevê o calo ósseo e possíveis fragmentos ósseos residuais do mecanismo de trauma e do processo cirúrgico ao qual o fêmur seria submetido.

Os ensaios experimentais replicam aplicações de cargas leves, como procedimentos fisioterápicos para estimular a reparação da fratura, trabalhos leves de movimentação do membro, contrações musculares isométricas, bem como atividades possíveis em um pós-operatório imediato. Por esses motivos, as cargas consideradas foram de 20N a 100N.

3.4. INSTRUMENTAÇÃO COM FBG

Segundo Kreuzer, 2008, dentre os principais diferenciais dos sensores de Bragg estão:

- A facilidade em integrar os sensores com novos compósitos ou fixá-los diretamente nestas estruturas;
- FBG podem medir deformações em níveis muito elevados, superando os 10.000 $\mu\text{m}/\text{m}$ – portanto, muito bem adaptada a construções em compósitos que tem grandes deformações;

- São pequenas e leves;
- Não sofrem interferência eletromagnética;
- O sinal das FBG não depende de distância, podendo ser colocado até 50 km do local de leitura;
- Em uma única fibra ótica podem ser gravadas várias FBG em diferentes comprimentos de onda;
- Facilidade de instalação;
- Este tipo de sensor apresenta grande sensibilidade a deformações e temperatura;
- O seu tamanho reduzido pode alcançar lugares onde outros tipos de sensores teriam problemas consideráveis;
- A possibilidade de multiplexação de vários sensores de Bragg em uma mesma fibra ótica;

Trabalhos apresentados nos últimos anos pela comunidade científica têm utilizado também *strain gauges* para as medidas de deformações na superfície óssea, na superfície de implantes metálicos e em fixadores de fraturas.

A proposta central aqui é o desenvolvimento de uma metodologia de validação de um modelo em MEF utilizando extensometria ótica.

Uma grande diferença entre a instrumentação com extensômetros elétricos (*strain gauges*) e a instrumentação com extensômetros óticos (sensores de Bragg), é o número e o tamanho dos cabos, fiações utilizados em função do número de sensores. Na figura 10, há a comparação entre um fêmur instrumentado com 6 *strain gauges* e com 12 sensores de Bragg.



Figura 10: Comparação entre a utilização de extensômetros elétricos e óticos.

3.4.1. Instrumentação do fêmur integro

Para o ensaio experimental, o fêmur foi instrumentado com redes de Bragg em fibra ótica a fim de medir as deformações locais na superfície do osso. Foram colados doze sensores, multiplexados em comprimento de onda e gravados num único trecho de fibra ótica. Na região diafisária das quatro faces principais do fêmur (anterior, posterior, distal e medial), cada uma com três sensores, totalizando doze sensores, como indicado na figura 10. Eles estão numerados pela ordem crescente dos respectivos comprimentos de onda correspondendo aos sensores 1, 2 e 3 na face anterior, os sensores 4, 5 e 6 na face lateral, os sensores 7, 8 e 9 na face medial e os sensores 10, 11 e 12 na face posterior. Para uma melhor compreensão, a figura 11 apresenta o espectro onde são mostradas as doze redes de Bragg gravadas.

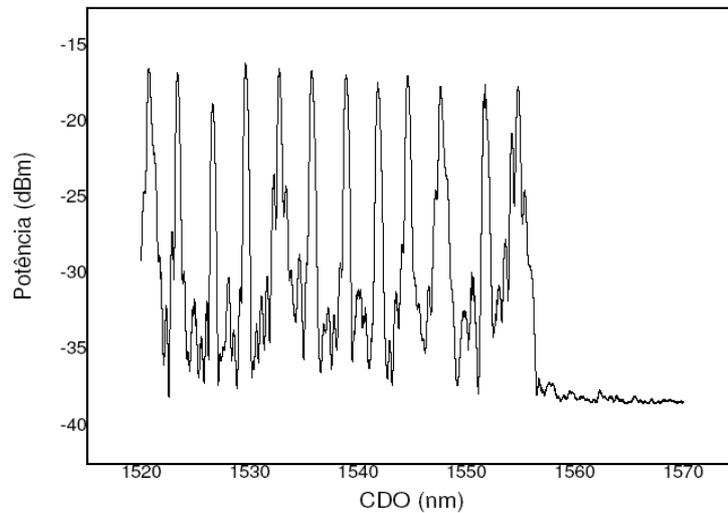


Figura 11: Apresentação do espectro onde aparecem as doze redes de Bragg gravadas.

A escolha do local onde os sensores foram colados se deu em consideração ao objetivo do estudo. Apesar das maiores concentrações de tensões e deformações serem a cabeça, o colo e a base do fêmur, os sensores foram posicionados no terço médio, justamente pelo interesse em analisar-se as tensões e deformações presentes no local da fratura, antes e depois da fixação. O posicionamento exato dos sensores está apresentado na figura 12.

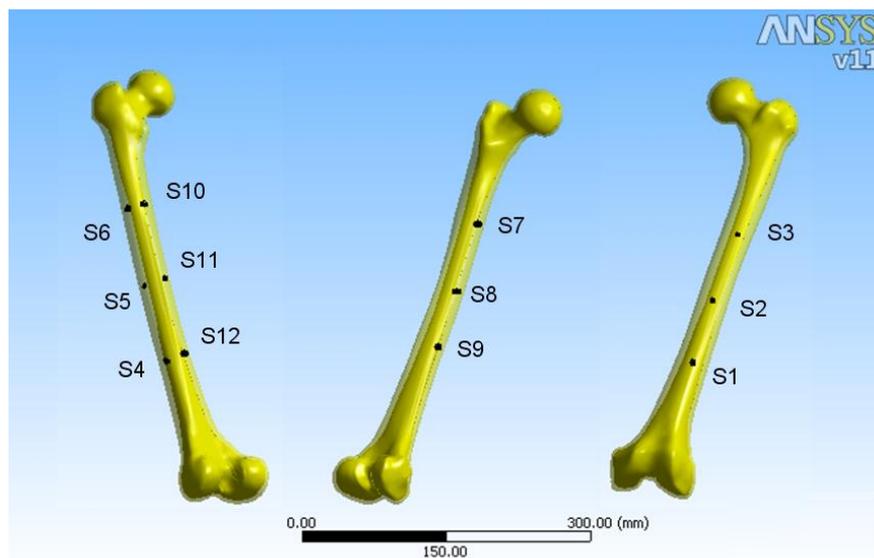


Figura 12: Indicação do posicionamento dos sensores.

A variação de comprimento de onda de cada rede foi adquirida pelo sistema de medição da Micron Optics Inc., modelo sm125, convertidos para valores de deformação (μStrain). Para cada carregamento, foram realizados cinco ensaios para aferir a repetibilidade do sistema.

3.4.2. Instrumentação do fêmur fraturado e fixado

Foram colados nove sensores; três sobre a placa de osteossíntese, quatro colados na superfície óssea lateralmente a placa e outros dois em cada lado do foco da fratura. Os últimos dois sensores foram posicionados exatamente na face oposta a face onde foi posicionada a placa (Fig. 12).

Eles estão numerados pela ordem crescente dos respectivos comprimentos de onda (como demonstrado na Fig. 13), correspondendo aos sensores 1 e 2 na face medial, 3 e 4 na lateral posterior da placa sobre o osso, 5 e 6 na lateral anterior da placa sobre o osso e os sensores 7, 8 e 9 sobre a placa respectivamente na parte superior, medial e inferior.

Os locais onde foram posicionados os sensores foram escolhidos a partir de uma simulação preliminar em MEF, onde se vê que as faces onde estão presentes as maiores concentrações de deformações são as faces lateral e medial. Desta forma, com a presença da placa, ele poderá servir como um tutor no caminho das tensões, por isso os sensores ao longo da mesma. Já os sensores posicionados ao longo do osso estarão posicionados em lugares onde há altas concentrações de tensões antes da fratura. Estas deformações após a fratura indicarão como se dará a distribuição das deformações ao longo do fêmur, bem como um possível desenvolvimento do tecido ósseo no processo de reabilitação. Na figura 14 são apresentados os locais onde foram posicionados os sensores.

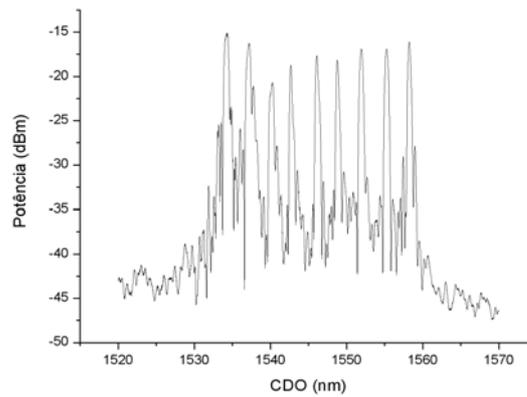


Figura 13: Espectro dos nove sensores de Bragg instrumentados no fêmur fraturado

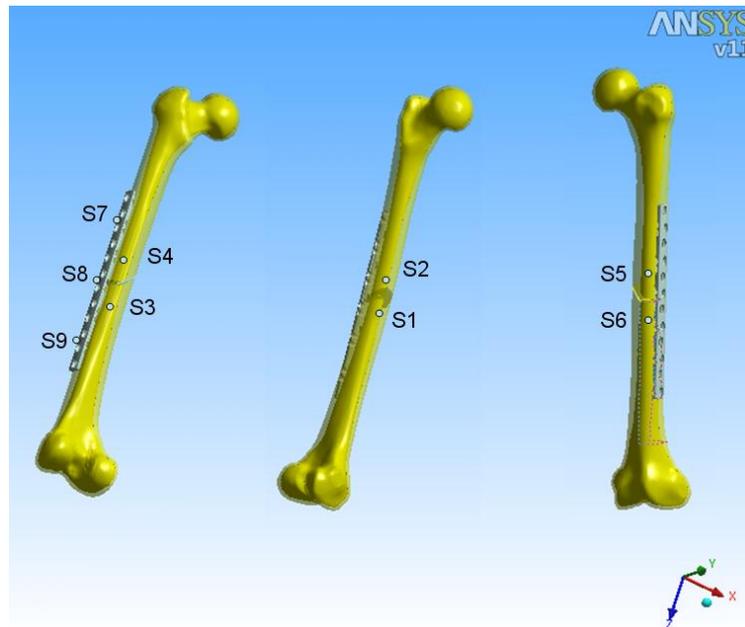


Figura 14: Posicionamento dos sensores no fêmur fraturado

Da mesma forma que na sessão 3.4.1 a variação de comprimento de onda de cada rede foi adquirida pelo sistema de medição da Micron Optics Inc., modelo sm125, convertidos para valores de deformação (μStrain). Para cada carregamento foram realizados cinco ensaios para aferir a repetibilidade do sistema.

3.5. MODELO NUMÉRICO

3.5.1. Modelo numérico do fêmur

A geometria foi desenvolvida e aprimorada em uma parceria entre a Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), a Universidade Federal do Paraná (UFPR) e a Universidade de Aveiro (UA).

A geometria previamente utilizada pela Universidade de Aveiro (Fig. 15), havia sido adquirida juntamente ao *Standardized Femur Program*.

Para a elaboração deste estudo, foram realizados trabalhos sob a geometria já existente, principalmente no que diz respeito à qualidade da geometria e a aplicação das propriedades materiais e características do fêmur de quarta geração.

A geometria foi então editada com a utilização do programa comercial SolidWorks®. Foram suavizadas as superfícies da base e da cabeça do fêmur, bem como foram feitos ajustes na geometria dos volumes interiores do modelo, para que não houvesse uma sobreposição de corpos (Fig. 16). A interface entre o osso trabecular e o osso cortical foi considerada, existindo então dois corpos distintos, um dentro do outro.

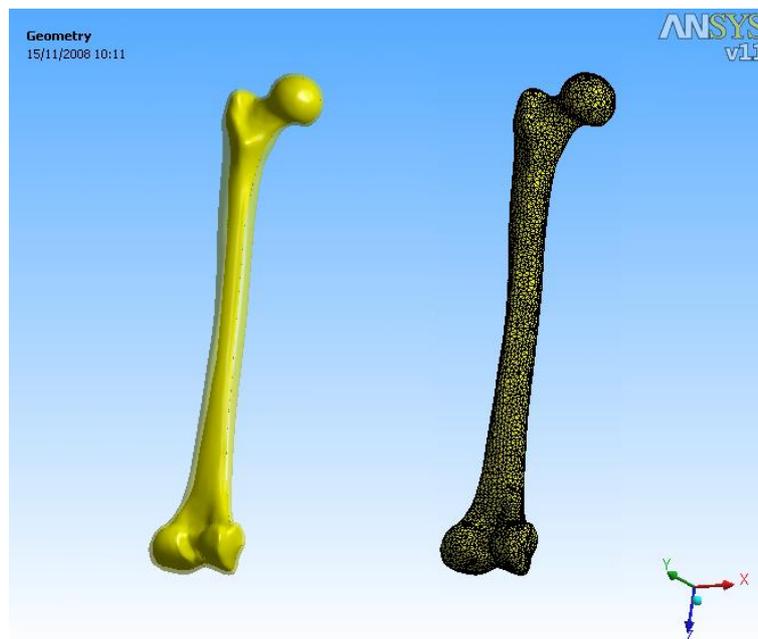


Figura 15: Modelo CAD do fêmur após as alterações feitas e malha gerada pelo software ANSYS®.

Após todas as alterações serem realizadas na geometria do modelo, o mesmo foi exportado no formato *Parasolid* para que pudesse ser aberto no programa de análises em MEF.

O arquivo *Parasolid* foi importado no *software* ANSYS® versão 11.0. Assim que o arquivo é importado, gera-se a geometria do modelo numérico. Com a geometria definida, gera-se a malha, para, na sequência, refiná-la em pontos específicos de interesse e aproximar os resultados com a realidade, sem sobrecarregar o sistema. O elemento utilizado foi o SOLID 187, hexaédrico e que possui características importantes como uma boa adaptação a superfícies irregulares provenientes da plataforma CAD. A malha gerada para o modelo do fêmur inteiro tem 38.519 elementos e 72.754 nós (Fig.15).

No próprio ANSYS® foram modelados os encaixes inferiores e superiores utilizados nos ensaios mecânicos. O modelo também foi posicionado da mesma maneira (Fig. 17). O suporte inferior utilizado no primeiro ensaio mecânico foi simulado de maneira simples: foi criado um suporte fixo na mesma posição onde estava posicionado. Para a aplicação da carga na superfície superior em 11 graus, as forças foram decompostas em vetores nos eixos Y e Z. Para o segundo ensaio experimental com o fêmur inteiro foram criadas peças que simulassem exatamente o pórtico. Neste caso o apoio superior já foi inclinado em 11 graus, não necessitando decompor as forças.

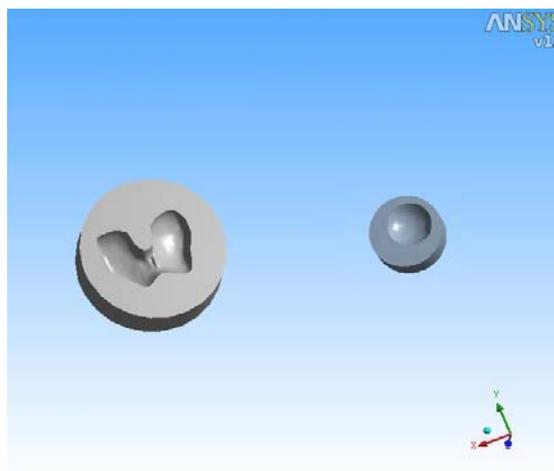


Figura 16: Base e apoio superior do segundo ensaio

Com todas as peças posicionadas, as partes inferiores dos modelos foram fixadas e os carregamentos foram aplicados na parte superior (Fig 18). As cargas são as mesmas do ensaio

experimental, visando à validação do modelo. Sendo elas de 200N, 400N, 600N, 800N e 1000N.

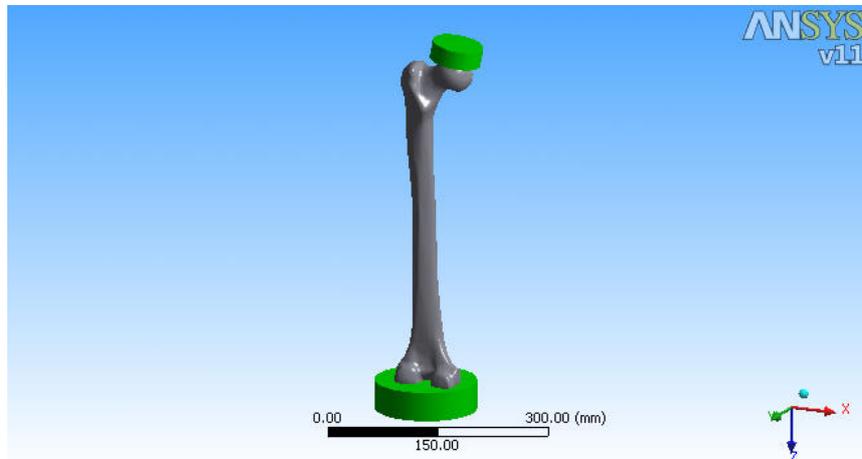


Figura 17: Modelo numérico montado com todas as peças posicionadas, apoio superior já com a inclinação correta para a aplicação de cargas, bem como feita a fixação da base.

3.5.2. Modelo numérico da placa de osteossíntese

O desenho da geometria das placas de osteossíntese foi desenvolvido diretamente no programa SolidWorks®, a partir de medidas fornecidas pelos próprios catálogos dos produtos da SYNTHES® (Fig. 19).

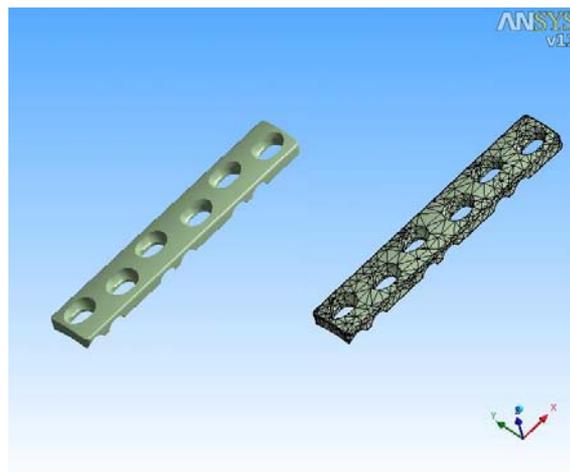


Figura 18: Geometria da placa de osteossíntese ensaiada

Para simulação do ensaio mecânico envolvendo as placas de osteossíntese de diferentes materiais, foram criadas peças similares às utilizadas na máquina universal de ensaios: duas bases que servem de apoio para a placa; e um pequeno cilindro que serve de apoio para a máquina no momento da aplicação do carregamento (Fig. 20).

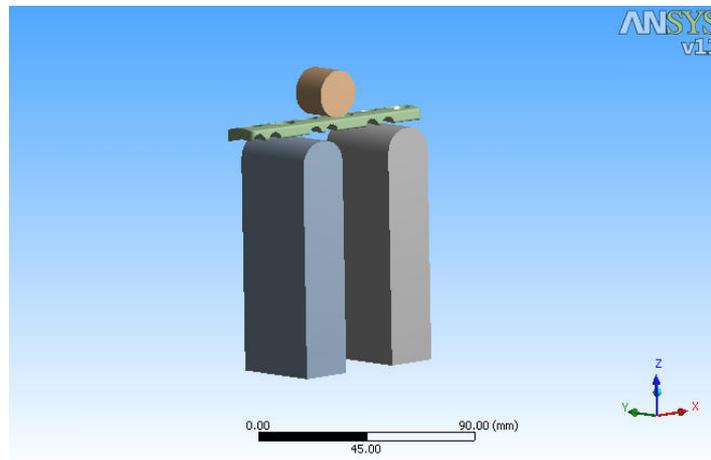


Figura 19: Geometria utilizada para simulação do ensaio experimental com a placa de osteossíntese.

Durante a simulação foram consideradas as mesmas condições de carregamento aplicadas no ensaio experimental, a fim de validar o modelo numérico. Foram inseridos os deslocamentos desejados no espaço de tempo considerado, sem deixar de inserir as propriedades materiais que compõe as placas.

Nesse modelo, a malha foi refinada nas regiões próximas aos furos para detalhar melhor o caminho das tensões locais, tendo 3.983 elementos e 12.311 nós.

Um segundo modelo numérico foi desenvolvido, com a mesma placa, porém com doze furos. Este modelo foi utilizado juntamente com o modelo do fêmur, simulando um fêmur fixado e fraturado, tal como detalhado na seção 3.4.2.

3.5.3. Modelo numérico do fêmur fraturado e fixado

A montagem entre as partes do modelo foi realizada no próprio programa SolidWorks[®]. A geometria contendo o fêmur fraturado, a placa de osteossíntese e os apoios para aplicação do carregamento foram exportados pelo formato *Parasolid* e importados pelo

software ANSYS®. Foi criada uma malha de elementos finitos, tendo 59.816 nós e 30.989 elementos, sendo utilizado o mesmo elemento SOLID 187 descrito na seção anterior (Fig. 21).

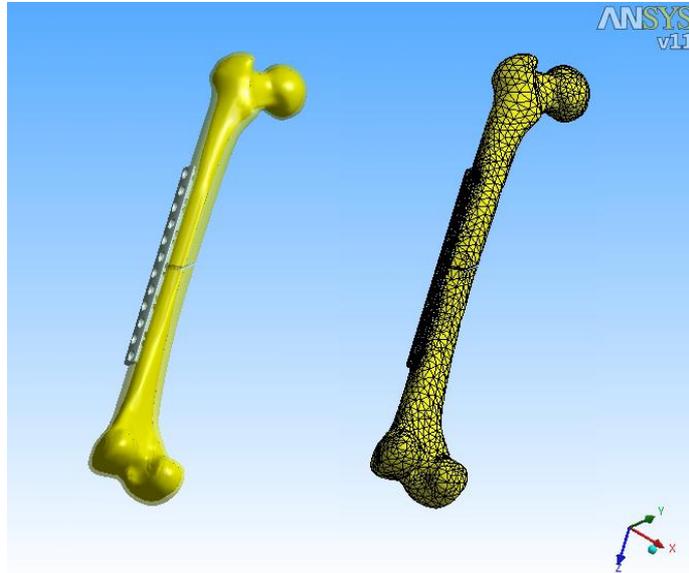


Figura 20: Geometria do fêmur fraturado

Para o desenvolvimento do modelo numérico do fêmur fraturado utilizou-se a mesma geometria do fêmur íntegro, porém com o uso da ferramenta *cut extrude* do programa SolidWorks® foi criada a fratura de 2,5 mm replicando a fratura descrita na seção 3.2.

As condições de carregamentos, assim como os apoios, são os mesmos descritos na seção 3.4.2.

CAPÍTULO 4

APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

4.1. CARACTERIZAÇÃO DO FÊMUR SINTÉTICO

4.1.1. Resultados obtidos no primeiro ensaio experimental e simulação numérica

Com a repetição dos ensaios para cada carregamento, foi possível aferir a repetibilidade do sistema, verificando que os valores foram sempre concordantes. Tendo isso em conta, os resultados experimentais apresentados correspondem à média dos ensaios, com um desvio padrão de $8\mu\text{strain}$.

Como o objetivo é validar o modelo numérico em relação ao modelo experimental, são apresentadas análises de deformações para cada uma das faces anatômicas consideradas anteriormente, nas quais são comparados os valores (deformações) adquiridos pelo ensaio experimental e pelo método dos elementos finitos. Para os resultados numéricos, e uma vez que os valores de deformação são lidos nos nós (e por isso pontuais), e dado que o sensor corresponde a uma dada área mesmo que pequena, foram consideradas para os valores numéricos a média dos valores obtidos para cinco nós adjacentes aproximadamente correspondendo a esta área. Com isso foram elaborados os gráficos da figura 22.

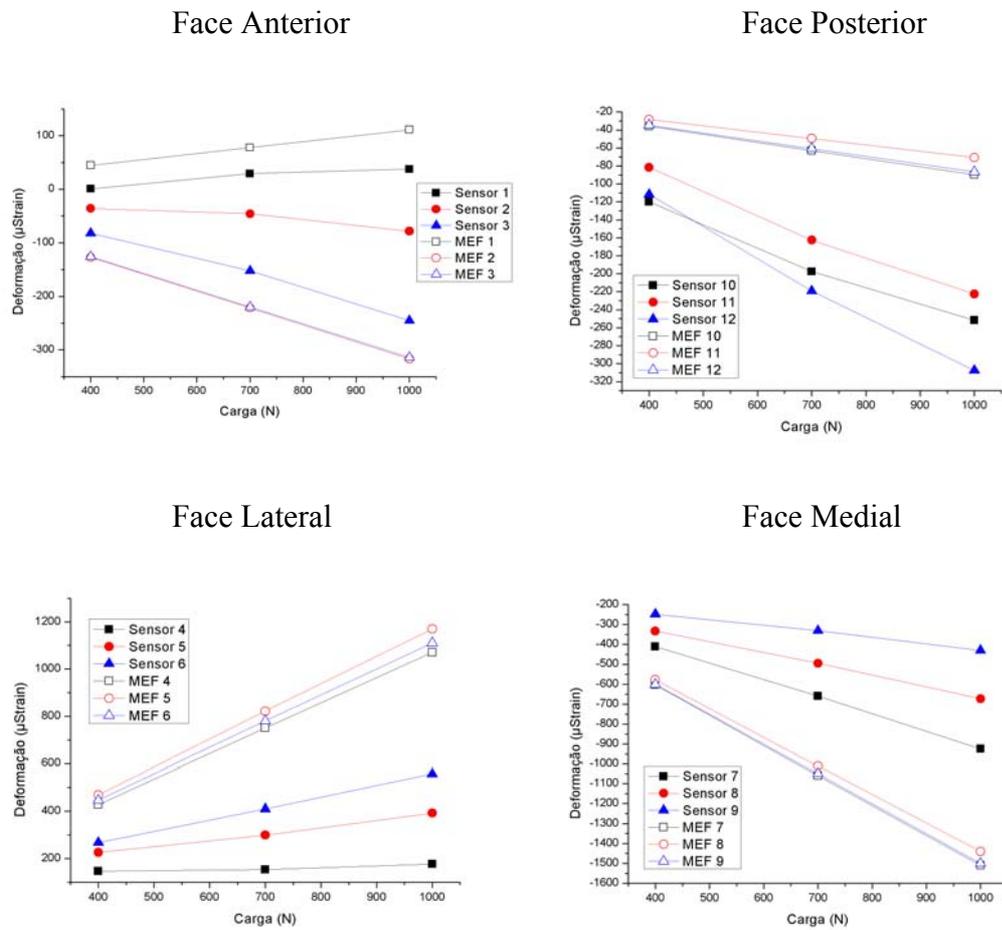


Figura 21: Comparação entre as extensões experimentais e as deformações numéricas para a face anterior, posterior, lateral e medial respectivamente.

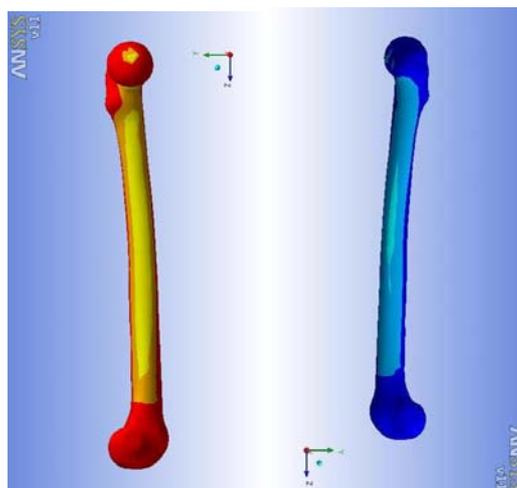


Figura 22: Distribuição das deformações para a face Medial e Lateral do Fêmur.

Estão representados os valores obtidos para as faces anterior e posterior. Pela comparação dos dois gráficos pode se verificar que o comportamento é semelhante, havendo uma diferença que se mantém aproximadamente constante para todos os carregamentos, entre os valores numéricos e experimentais. No entanto, o mesmo já não se verifica para as outras duas faces, lateral e medial. Para as faces anterior e posterior as maiores diferenças ocorrem para as posições inferiores (distalmente), por estarem localizadas de maneira mais próxima à zona de fixação do fêmur.

Para as faces medial e lateral, verificou-se que as maiores diferenças entre os valores numéricos e experimentais ocorriam na zona superior (proximalmente), correspondente a zonas de maior deformação. Nessas duas faces foi possível observar que não havia concordância entre os dois métodos (com diferenças entre 500 e 1000 μ strain), principalmente porque os resultados numéricos não mostram grandes diferenças de deformação para as três posições dos sensores, apresentando uma distribuição mais uniforme – como se podem ver na figura 24. No entanto, existem outros estudos numéricos (Ramos e Simões, 2005, e Heiner e Brown, 2001) que contrapõem estas observações. Esses autores verificaram que é nessas faces, medial e lateral, que aparecem os maiores efeitos de flexão, com maiores concentrações de deformações nos sensores posicionados mais proximalmente (mais próximos a cabeça do fêmur).

Os padrões de distribuição de deformações que se observam podem estar relacionados a vários fatores como, por exemplo, a área de aplicação da força e a direção (Talaia *et al*, 2007). No caso do modelo numérico a força é aplicada verticalmente e dada a geometria do fêmur uma pequena diferença na área de aplicação da força pode induzir um carregamento mais em compressão do que em tração, como parece ser este o caso (Charles-Harris *et al*, 2005).

Para o ensaio experimental observa-se claramente que estas duas faces estão sujeitas a esforços de flexão. Por outro lado, pode-se constatar que o material do qual é feito o fêmur não tem comportamento linear, uma vez que não existe uma relação direta entre a carga aplicada e a deformação medida neste ensaio.

Outro fator que implica nos resultados obtidos é a maneira pela qual o fêmur sintético foi fixado na máquina universal de ensaios. A utilização do bloco de poliuretano fez com que, no momento da aplicação do carregamento, fosse gerado um braço de alavanca.

A máquina universal de ensaios utilizada não possuía uma célula de cargas adequada para o presente trabalho, apresentando baixa sensibilidade para os níveis de carga exigidos. A formatação que a máquina tinha seria muito interessante para carregamentos dinâmicos, assim como para carregamentos de maior intensidade. Durante a aplicação do carregamento, a máquina universal de ensaios mecânicos tinha grande dificuldade em manter o carregamento em níveis abaixo de 1500N, oscilando muito a força aplicada.

Assim que foi diagnosticado o problema com o suporte para o fêmur, assim como com o sistema de aplicação dos carregamentos, foi desenvolvido um novo sistema de fixação e aplicação de carregamento, como apresentado na seção 3.3.2.

4.2. SEGUNDO ENSAIO COM O FÊMUR INTEGRO

4.2.1. Segunda simulação numérica com o fêmur íntegro

Na segunda simulação numérica foram feitas mudanças no modelo, tanto no posicionamento dos carregamentos quando nos dispositivos utilizados para a fixação da base e da cabeça do fêmur.

As tensões de Von Mises mostram a concentração das tensões, não as discriminando em deformações em tração ou compressão. Mesmo que os resultados obtidos com o critério de Von Mises não sejam utilizados para prescrever o comportamento ósseo, pode-se visualizar muito bem como se dá o comportamento das tensões a partir do carregamento aplicado.

Com o resultado da simulação mostrando as tensões de Von Mises no modelo (Fig. 24), sabe-se onde estão as maiores concentrações de tensões. Trata-se de uma maneira de saber o melhor posicionamento para os sensores, a fim de instrumentar regiões onde estejam presentes deformações interessantes para o desenvolvimento do trabalho.

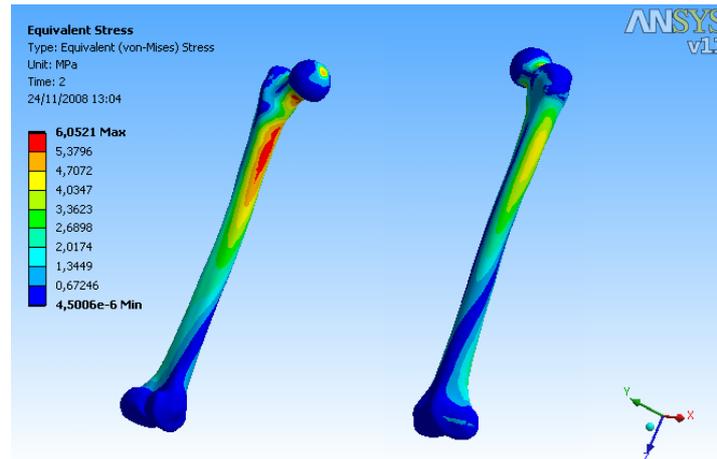


Figura 23: Tensões de Von Mises no fêmur integro

A distribuição das deformações máximas principais mostra onde estão concentradas as forças de tração no modelo após a aplicação dos carregamentos.

Com as imagens pode-se perceber que há uma concentração das deformações máximas principais na face medial da região próxima a cabeça do fêmur e com maior intensidade na face lateral da região superior do fêmur (Fig. 25). Outro ponto onde se percebe a presença de tensões de tração é no colo da cabeça do fêmur, porém essa região não é de interesse nesta pesquisa uma vez que o foco do estudo são as deformações na parte medial do fêmur que utilizará uma placa de osteossíntese.

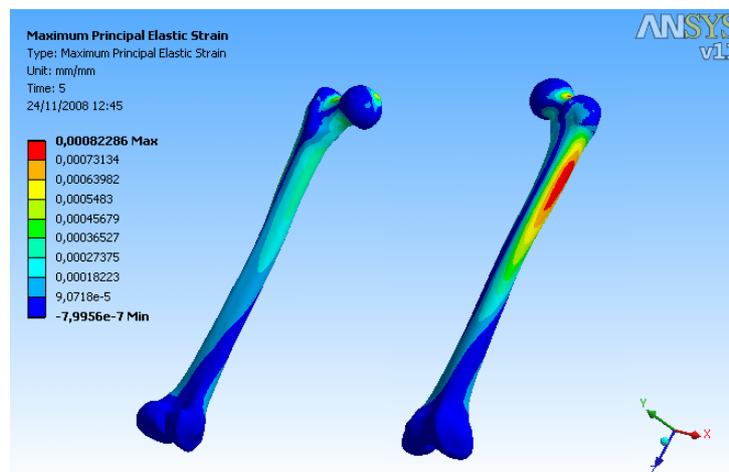


Figura 24: Distribuição das deformações máximas principais

Outro parâmetro muito importante são as deformações mínimas principais. Neste parâmetro pode-se visualizar a presença e comportamento das tensões de compressão na simulação do modelo numérico.

Ao analisar as imagens adquiridas via MEF, vê-se que as deformações mínimas principais estão concentradas principalmente na face medial da região superior do fêmur (Fig. 26). Na face lateral da região inferior do fêmur, próximo a base, pode ser percebida uma área de concentração significativa de deformações. O ponto de máximo da concentração das tensões de compressão está na face inferior do colo do fêmur.

Em ambas as figuras pode ser visto que as faces anteriores e posteriores do osso têm grandes áreas de pequenas concentrações de tensões, caracterizando áreas onde existem deformações que não influenciam no processo de reparação de uma fratura no terço medial do fêmur.

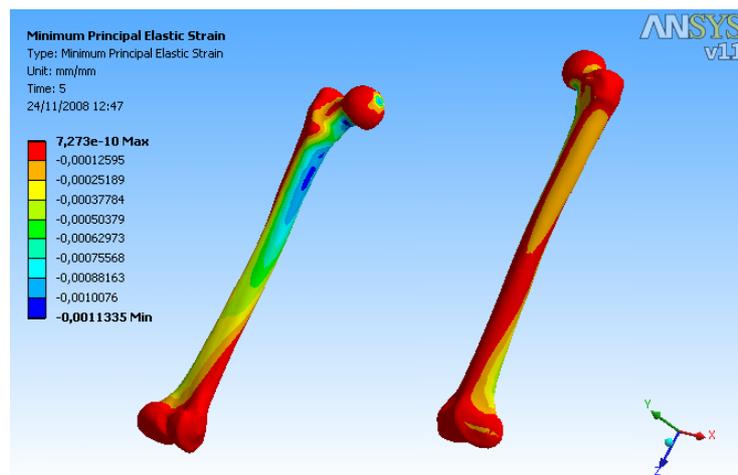


Figura 25: Distribuição das deformações mínimas principais

4.2.2. Segundo ensaio experimental do fêmur integro

No segundo ensaio experimental foi utilizado o novo pórtico, desenvolvido especialmente para este ensaio. Com os novos apoios, o fêmur teve mais graus de liberdade, não havendo interferência das peças utilizadas para a fixação da estrutura nos resultados obtidos com a extensometria ótica.

Os sensores 1, 2 e 3 foram posicionado na face anterior do fêmur e aferiram pequenas variações de deformação ao longo dos carregamentos (em torno de 50 a 150 μ strain).

A face lateral, pelo posicionamento da aplicação dos carregamentos, é a face onde devem estar presentes as maiores concentrações de deformações de tração. Os dados adquiridos pelos sensores posicionados nesta área mostram uma variação de 400 a 800 μ strain.

A face medial, por sua vez, apresenta grandes deformações de compressão graças ao posicionamento do carregamento. Como o carregamento é realizado na cabeça do fêmur, as deformações de compressão tendem a concentrar-se nesta face. Somado a isso, a fossa do acetábulo, onde o fêmur encaixa-se nos ossos do quadril, faz com que o fêmur posicione-se a 11 graus no plano frontal.

O posicionamento do fêmur, aliado ao carregamento, faz com que as deformações cheguem a níveis elevados. O sensor número 9 apresenta deformações próximas a -200 $\mu\epsilon$ no início do carregamento. Já durante o último carregamento, as deformações chegam próximas a -700 $\mu\epsilon$. Da mesma forma acontece no sensor 7, só que com maior intensidade. No início do ensaio as deformações beiravam os mesmos -200 $\mu\epsilon$ dos sensores 8 e 9; no final, as deformações chegaram muito próximas aos -1100 $\mu\epsilon$.

Na face posterior do fêmur, apresentam-se deformações em níveis baixos, assim como os resultados apresentados na face anterior. Apesar de apresentar concentrações de deformações em níveis consideráveis, eles pouco se aproximam dos níveis apresentados nas faces medial e lateral.

O sensor 12 apresenta deformações de compressão próximas a -100 $\mu\epsilon$ no início dos carregamentos. No final do ensaio os níveis chegam a -450 $\mu\epsilon$, que é aproximadamente metade das deformações apresentadas na face medial, por exemplo.

4.2.3. Discussão dos resultados do segundo ensaio e simulação com o fêmur integro

Para facilitar a apresentação e a discussão dos resultados obtidos de forma comparativa, foram feitos gráficos com os valores das deformações obtidas pelos sensores e as deformações apresentadas pelo Método dos Elementos Finitos. Os gráficos são apresentados na figura 27.

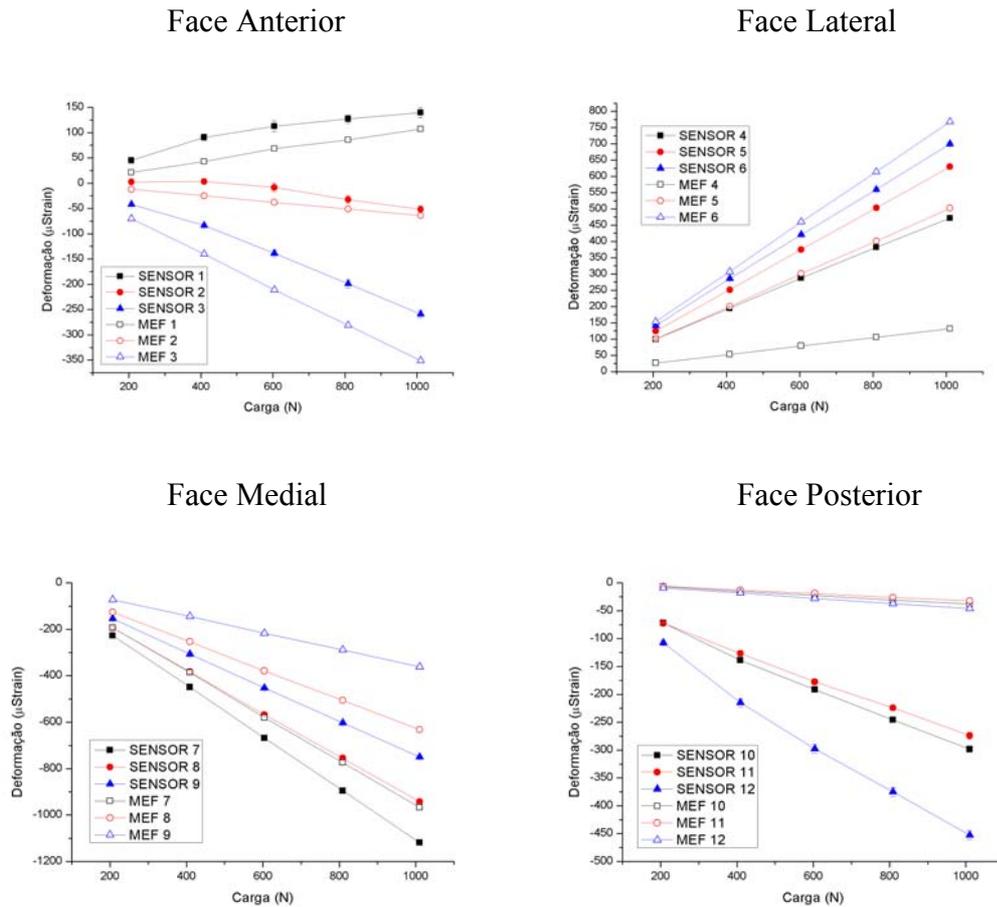


Figura 26: Comparação entre as extensões experimentais e as deformações numéricas para a face anterior, posterior, lateral e medial respectivamente.

Pela análise, percebe-se que os resultados não foram satisfatórios. Algumas regiões apresentam valores muito semelhantes entre as deformações aferidas pelo sensoriamento ótico quando comparados com os valores resultantes da simulação numérica. Porém, visto de uma maneira mais global, se percebe que três das quatro faces em análise não apresentam resultados semelhantes. Quanto maiores os carregamentos, maior a diferença entre os valores, chegando a diferenças de $1000\mu\text{strain}$.

A diferença considerável entre os resultados apresentados entre a primeira simulação numérica e o primeiro ensaio experimental fez com que fosse tomada a decisão de mudar o sistema de fixação do fêmur no ensaio experimental, assim como fazer melhoramentos no modelo numérico, principalmente no que diz respeito à aplicação dos carregamentos e ao nível de refinamento da malha.

Grandes diferenças são visíveis ao analisar simplesmente as figuras dos resultados do modelo numérico. A transmissão das tensões a partir do carregamento se dá de maneira mais homogênea e clara. Não ficam tão acentuadas as diferenças entre o comportamento em cada face, como visto no primeiro ensaio.

Para uma melhor visualização da comparação entre os resultados numéricos e experimentais do segundo ensaio, foram feitos gráficos comparando os valores obtidos.

Analisando os dados percebe-se uma melhora significativa entre os valores obtidos na simulação numérica e no ensaio experimental, principalmente se comparado com os dados obtidos no primeiro modelo numérico e no primeiro ensaio experimental.

Sem considerar os valores específicos obtidos por cada sensor e observando-se de maneira global, nota-se que o modelo numérico está se comportando de maneira muito próxima do ensaio experimental, tanto qualitativamente como quantitativamente. A menor diferença é em torno de 10% e a maior diferença cerca de 110% nos carregamentos de 1000N.

Um detalhe muito importante é o fato do modelo numérico ter somente características lineares. Porém, o modelo experimental é composto por materiais que têm comportamentos não lineares quando submetidos a carregamentos elevados (comportamento viscoelástico). Pode ser percebido claramente com a progressão linear dos valores obtidos na simulação numérica, enquanto no ensaio experimental tem-se o início da não linearidade do material quando submetido aos maiores carregamentos.

Os carregamentos utilizados no presente trabalho são em níveis aos quais um fêmur íntegro é submetido quando um ser humano está em posição ortostática, ou ao caminhar (Argenta, 2008). Isso demonstra que as deformações medidas são, sem considerar variáveis biológicas, muito próximas do que existe em um fêmur humano.

Outra característica muito importante do modelo experimental, que foi visualizada durante os ensaios, é que o material que compõe o osso cortical tem um período de acomodação após os carregamentos. Isto faz com que o osso sintético necessite de algo em torno de quinze minutos para voltar a sua característica inicial após um carregamento. Como os carregamentos foram feitos em sequência, isso pode interferir na exatidão dos resultados obtidos. Para que o trabalho fosse realizado com informações seguras, foi calculado o desvio padrão entre os 10 ensaios aos quais o fêmur foi submetido. O maior desvio padrão observado foi em torno de 8 μ strain.

Na figura 27, que mostra a comparação entre as deformações experimentais e as deformações numéricas encontradas para a face anterior, pode-se perceber que com o aumento dos carregamentos os valores tornam-se menos semelhantes, tendo diferenças em torno de 20%.

A comparação entre as deformações experimentais e as deformações numéricas para a face lateral, da mesma maneira que na face anterior, com o crescimento dos níveis de carregamento, apresenta um aumento na diferença entre os valores obtidos na extensometria ótica e na simulação numérica – com exceção do sensor número 4, que teve uma deformação em torno de 450 μ strain enquanto o modelo numérico apresentou deformações próximas a 150 μ strain.

Percebe-se que somente os valores obtidos na região do sensor 4 no método dos elementos finitos teve um comportamento não condizente com o apresentado no ensaio experimental. Durante a suavização do sólido desenvolvido para a simulação numérica, superfícies irregulares foram suprimidas para facilitar o estudo numérico. As superfícies irregulares, como protuberâncias ósseas, são regiões onde se concentram deformações com grande facilidade. O sensor 4 está colado sobre uma leve protuberancia óssea, que não existe no modelo numérico. Com isso, há esta discrepância de mais de 300 μ strain entre os resultados obtidos na modelagem numérica e no ensaio experimental.

Na face lateral e na face anterior, os valores obtidos com pequenos níveis de carregamentos estão muito próximos. Com o aumento dos carregamentos a 600N, os valores continuam próximos, com um aumento pequeno na diferença entre os métodos de análise.

Comparando os valores obtidos com carregamentos de níveis mais elevados, na face anterior as diferenças entre os métodos ficam em torno de 15 a 20%. Já na face lateral esta diferença cai para cerca de 5 a 10%.

Um fator que interfere para que os resultados sejam parecidos entre os métodos é a dificuldade de se aferir as deformações nos mesmos pontos nos dois métodos. O segundo modelo numérico mostra como as tensões se comportam no modelo experimental por uma escala de cores, porém o processo para retirar os valores de deformações no ponto exato de onde está posicionado um sensor é complexo. Desta forma, a diferença entre os valores na face anterior e posterior pode ser considerada fruto disso.

Assim como na face lateral, a face medial apresenta um comportamento muito interessante quando comparados os dois métodos de análise. Ambas têm um comportamento muito similar, o que mostra que os modelos numérico e experimental comportam-se de maneiras parecidas e adequadas aos carregamentos submetidos.

Percebe-se que os resultados obtidos têm diferenças grandes com os resultados obtidos no primeiro modelo numérico e experimental. As faces lateral e medial não apresentam mais tendências tão claras de esforços de flexão, mas sim, valores elevados de concentrações de deformações em compressão e tração, porém de forma mais homogênea, menos concentrada do que o encontrado nos primeiros ensaios.

Os resultados obtidos na simulação numérica para a face posterior estão condizentes com os resultados obtidos por trabalhos similares, como o de Talaia *et al*, 2007. Porém, as deformações obtidas pelo sensoriamento ótico no presente trabalho foram de maior intensidade, chegando a níveis próximos a $-450\mu\text{strain}$. À primeira vista, parece um resultado não conforme, com um provável erro grosseiro. Numa análise mais detalhada, percebe-se que existe sim no modelo numérico uma área de concentração de deformações elevadas próxima à face posterior. A geometria do fêmur, juntamente com a colagem dos sensores na face posterior, mas com um desvio de alguns milímetros para a face medial, fez com que as deformações obtidas tivessem valores maiores do que no modelo numérico.

Com todos os resultados apresentados, percebe-se que as maiores deformações estão presentes na região proximal do fêmur, mais perto da cabeça do fêmur, resultado da ação biomecânica do fêmur e do seu posicionamento na articulação coxo-femoral. Seu posicionamento, em 11 graus em relação ao plano frontal, faz com que haja uma concentração de deformações no terço proximal do fêmur. Por este motivo, próteses de quadril tem problemas de aderência, pois são submetidas a grandes deformações após serem implantadas no osso.

Nos ensaios experimentais de Talia *et al*, 2007, as deformações na face posterior são inferiores a $-100\mu\text{strain}$, assim como neste trabalho. Isso demonstra que o arranjo elaborado para os ensaios experimentais têm comportamento adequado; e, principalmente, que o modelo numérico está se comportando de maneira satisfatória, podendo ser utilizado para o desenvolvimento de novos componentes ortopédicos ou a análise de componentes já existentes.

Para facilitar a visualização das deformações nos mesmos locais onde estão instrumentados os sensores, foi obtida uma imagem das mínimas deformações principais na face medial do fêmur. Foi elaborado também um gráfico de barras comparando as deformações obtidas pela simulação numérica e pelos ensaios experimentais, como mostra a figura 28.

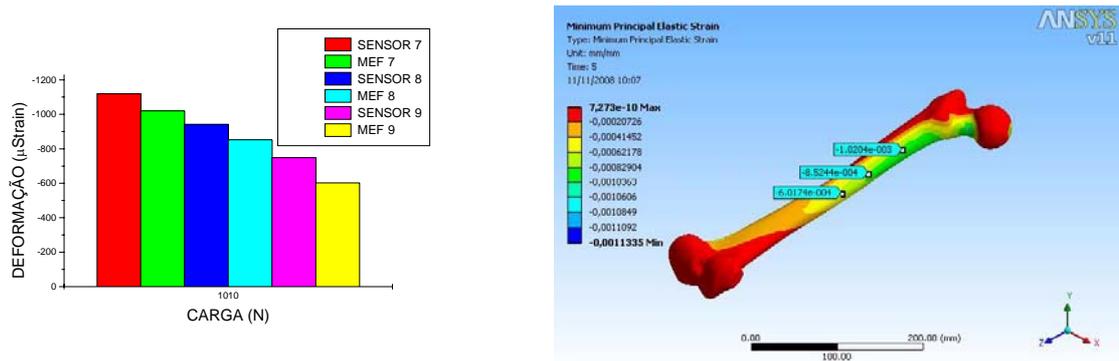


Figura 27: Deformações em compressão na face medial do fêmur.

4.3. ENSAIO DA PLACA DE OSTEOSSÍNTESE

4.3.1. Apresentação e discussão dos resultados do ensaio experimental e simulação numérica das placas de osteossíntese de diferentes materiais

No ensaio experimental, foi realizado um deslocamento de 1 mm/s pela máquina universal de ensaios mecânicos. Para o deslocamento acontecer, o equipamento variava a intensidade do carregamento aplicado. Os resultados obtidos pelo ensaio experimental mostram com muita clareza que a rigidez do aço é mais elevada que a rigidez do titânio.

As curvas da variação da carga em relação ao deslocamento/tempo mostram também que no aço, em um momento próximo aos 1600 s, quando as cargas chegam a 4000N, chega-se aos níveis não lineares no comportamento da placa. Já no titânio isso acontece em cerca de 1250s, com cargas próximas a 2800N. Isto pode ser percebido graças a uma alteração brusca no comportamento da placa visto na figura 29.

A alteração no comportamento da curva se dá não somente pela não linearidade do material, mas também em razão da geometria da placa, que interfere no ensaio. Este modelo de placas de osteossíntese tem cortes na superfície que entra em contato direto com o osso. Durante o ensaio, estas superfícies prenderam a placa..

Os valores do módulo de elasticidade do aço e do titânio são extensamente discutidos na literatura contemporânea, porém este tipo de ensaio pode determinar esses valores também.

Os materiais utilizados para a fabricação das placas são muito discutidos entre si, por suas diferenças de biocompatibilidade, rigidez, custo de fabricação, custo final para a venda, entre outras.

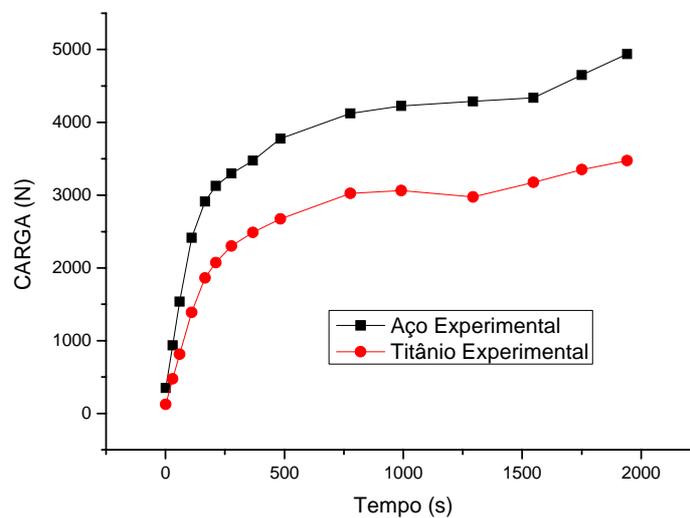


Figura 28: Comportamento da aplicação de carga em tempo e deslocamento constantes

Com os dados extraídos da simulação numérica e dos ensaios experimentais, foi possível a elaboração da tabela 2, que compara as deformações e o deslocamento das placas de aço e titânio quando submetidas a um carregamento de 3.000N.

Tabela 2: Comparação entre as deformações e o deslocamento das placas de aço e titânio

	Deslocamento (mm)	Deformação (μ strain)
Ensaio Experimental Titânio	12,61	12.869

MEF Titânio	9,73	8.425
Ensaio Experimental Aço	3,52	3.628
MEF Aço	2,31	1.932

A simulação numérica foi realizada nos mesmos moldes do ensaio experimental. Os apoios foram fixados nos mesmos lugares, assim como a aplicação dos carregamentos, como descrito na seção 3.4.2.

A geometria das placas de osteossíntese faz com que naturalmente existam concentrações de deformações ao redor dos furos. Para demonstrar o comportamento das deformações, foi retirada uma imagem (Fig. 30) detalhada que mostra o valor das deformações em pontos localizados ao redor dos furos e também em uma linha horizontal na área entre os furos.

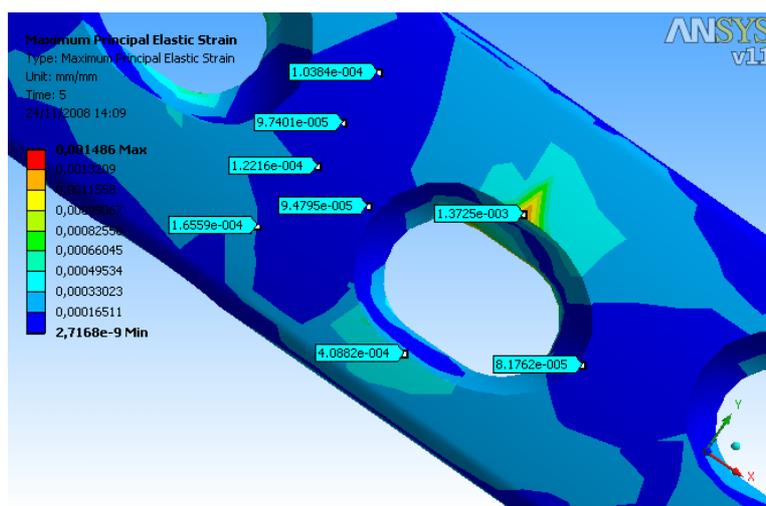


Figura 29: Máximas deformações principais na placa de osteossíntese após o carregamento

Ao considerar as deformações na região do furo (posicionado na região do foco da fratura, portanto sem a presença de parafuso) chegam a $1372\mu\text{strain}$ e que na região entre os furos as deformações ficam entre 97 e $150\mu\text{strain}$, pode-se constatar que uma alteração no posicionamento longitudinal da placa de osteossíntese em cerca de 1 a 2mm pode alterar significativamente a intensidade das deformações presentes no foco da fratura após a fixação. O presente modelo não atende este tipo de análise, pois existe um espaço vazio entre os fragmentos da fratura. Seria muito interessante, pois, a modelagem de uma substância entre os fragmentos para que pudessem ser mensurados os níveis de deformações presentes no foco da

fratura e assim afirmar com clareza em que janela da teoria mecanostática de Frost encaixam-se estas situações.

4.4. ENSAIO E SIMULAÇÃO NUMÉRICA COM O FÊMUR FRATURADO

Com a construção do modelo numérico do fêmur íntegro e a validação do mesmo a partir do ensaio experimental com a utilização de extensometria ótica (discutidos na seção 4.2.3), foi possível a construção de um modelo numérico simulando uma fratura femoral.

Para a fixação da fratura criada, foi modelada uma placa de osteossíntese em titânio, que teve suas propriedades materiais obtidas a partir de vídeo extensometria, discutidos anteriormente na seção 4.3.1.

No modelo fraturado, foi criada uma fratura em 45° tal como discutida na seção 3.2, A fixação da placa de osteossíntese no fêmur fraturado foi feita a partir do uso de parafusos fabricados pela própria SINTHES[®]. A construção do modelo numérico do parafuso não era um objetivo específico do presente trabalho, uma vez que o real interesse é o estudo do comportamento da placa de osteossíntese contruída em titânio.

Na figura 31, percebe-se um comportamento linear nas deformações obtidas na modelagem numérica. Os resultados obtidos com o sensor 1, posicionado na parte superior da face medial do fêmur, estão muito próximos – inclusive com os maiores carregamentos. Já o sensor 2 está posicionado na parte inferior da mesma face e localizado muito próximo à saída de um dos oito parafusos, o que faz com que haja uma concentração de deformações ao redor. Desta forma pode-se observar um aumento crescente na diferença entre as deformações obtidas pelo ensaio experimental e a simulação numérica.

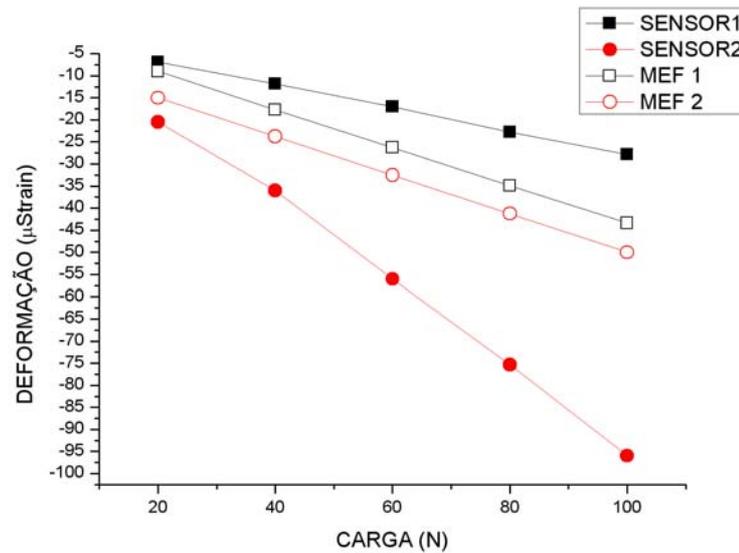


Figura 30: Comparação entre as deformações do modelo experimental e numérico no fêmur fraturado na face medial

No modelo numérico a fixação da placa de osteossíntese no fêmur foi feita com a utilização de um elemento de contato que considera que os corpos estão colados. Dessa maneira, a superfície do fêmur diretamente ao lado da placa de osteossíntese sofre deformações que não ocorrem no modelo experimental.

No modelo experimental surgem concentrações de deformações em locais próximos aos parafusos, tanto na placa quanto na saída do parafuso no osso cortical da face medial. Na figura 32, os sensores 3 e 4, posicionados no fêmur na lateral anterior da placa, têm deformações similares, obtidas também nos valores apresentados pelo MEF no sensor 3. Já a região do sensor 4 no MEF apresenta deformações entre 50 e 200 μ strain, que não condizem com o obtido nos ensaios experimentais, onde chega-se a deformações abaixo dos 50 μ strain. Isso se deve à maneira pela qual a placa foi fixada ao modelo numérico do fêmur, como discutido anteriormente.

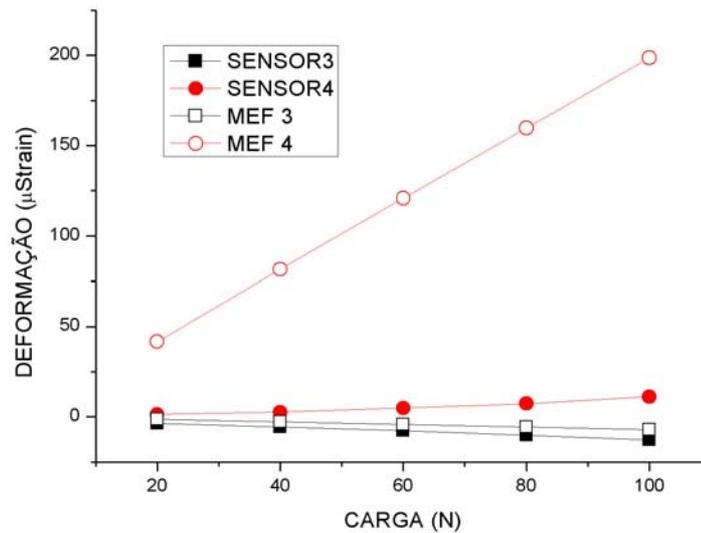


Figura 31: Comparação entre as deformações obtidas nos modelos numérico e experimental na lateral posterior da placa de osteossíntese.

Na face anterior do fêmur foram instrumentados dois sensores, lateralmente à placa de osteossíntese. No sensor número 6 as deformações comportaram-se como no restante dos sensores implantados no fêmur, porém no sensor número 5 houve um comportamento não-linear. Até o carregamento de 40 N o sensor 5 estava tendo um comportamento linear; a partir do carregamento de 60N até 100N os níveis de deformação foram estabilizados, mantendo os valores obtidos (observados na figura 33). Esses acontecimentos são decorrentes da presença de uma distância entre os fragmentos ósseos da fratura. Com a fratura presente, os níveis de deformações são causados devido às deformações transferidas da placa pelos parafusos e pelo próprio fêmur a partir da aplicação de carregamentos. No modelo MEF, como não há a presença dos parafusos, as deformações concentram-se onde a placa está fixada (exatamente na superfície de contato entre a placa e o fêmur). Desta forma, as deformações do sensor 5 com os obtidos na mesma região no modelo numérico não são aproximadas com carregamentos acima de 60N.

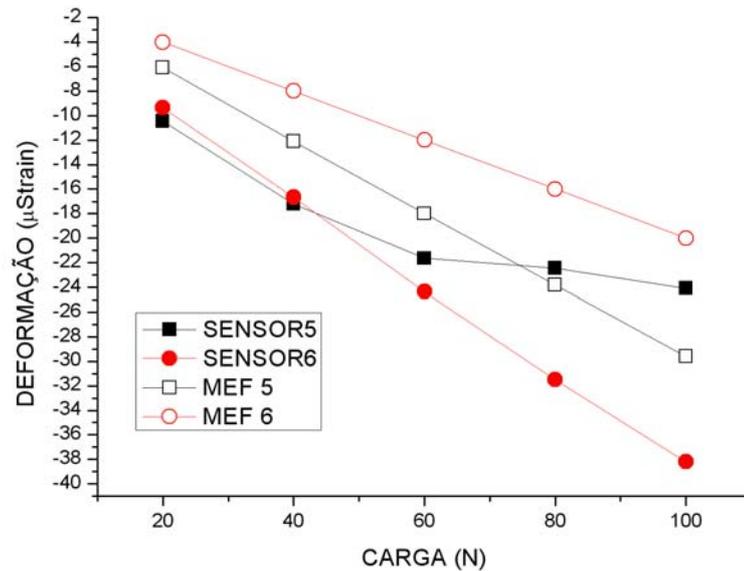


Figura 32: Comparação entre as deformações obtidas nos modelos numérico e experimental na lateral anterior da placa de osteossíntese

Os sensores instrumentados na placa de osteossíntese foram posicionados um no terço proximal da placa, o segundo na região medial da placa (próximo ao foco da fratura) e o terceiro no terço distal. Para uma melhor visualização, foram plotados dois gráficos. O primeiro gráfico (Fig. 34) com a presença dos três sensores e o segundo gráfico (Fig. 35) somente com os sensores das extremidades, para que a escala facilite a visualização dos dados obtidos.

O sensor 8, posicionado na parte medial da placa de osteossíntese, teve deformações na ordem de $1100 \mu\text{strain}$; já a mesma região, quando simulada pelo MEF teve deformações na ordem de $450 \mu\text{strain}$. As maiores diferenças do modelo numérico e do modelo experimental já foram discutidas anteriormente, devido principalmente à forma de fixação. Com a utilização dos oito parafusos, a distribuição das deformações se dá em oito pontos diferentes. Na modelagem numérica, as deformações são concentradas na interface entre a placa de osteossíntese e o fêmur. Este é o principal fator que interfere nas deformações apresentadas no corpo da placa.

Os resultados obtidos estão concordantes com os resultados apresentados e discutidos por Talaia e seus colaboradores em 2007. Na face medial, deformações pequenas abaixo dos $100 \mu\text{strain}$ próximo ao foco da fratura.

Em ambas as maneiras de fixação da placa (modelo numérico ou experimental), as deformações concentram-se em sua maioria na parte medial da placa, devido à presença do espaço entre os fragmentos ósseos. Tanto na parte superior quanto na parte inferior, as deformações apresentadas são baixas. Estes resultados são muito parecidos tanto no MEF quando no modelo experimental com a utilização de FBG, principalmente se forem analisados os comportamentos das curvas dos gráficos.

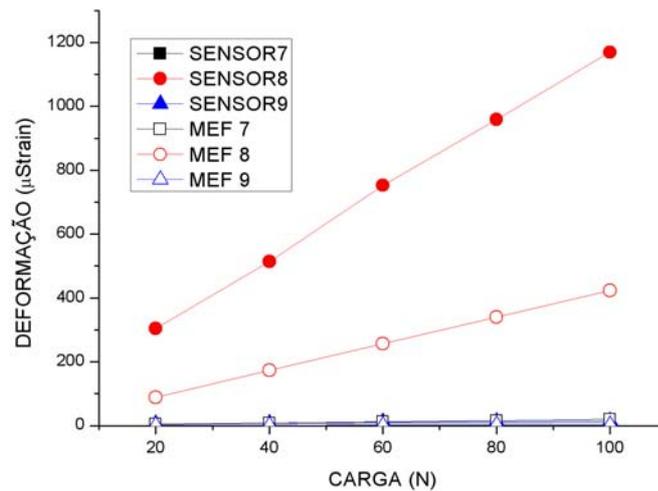


Figura 33: Comparação entre as deformações obtidas nos modelos numérico e experimental na placa de osteossíntese

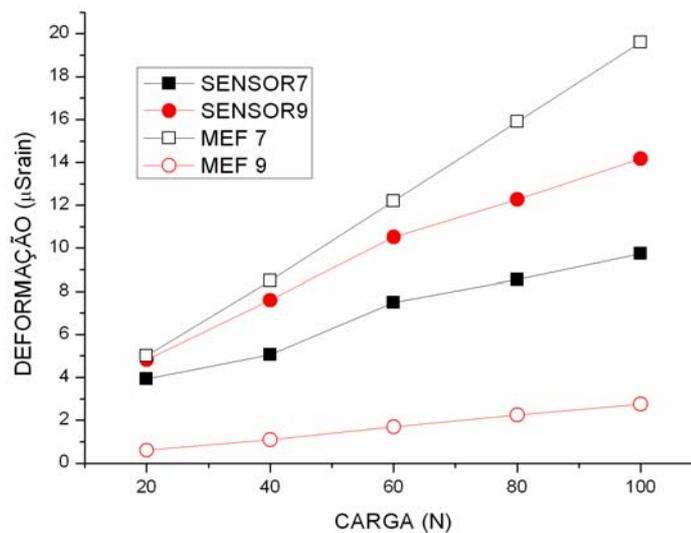


Figura 34: Comparação entre as deformações obtidas nos modelos numérico e experimental nas extremidades da placa de osteossíntese

Os resultados obtidos no presente trabalho estão muito próximos dos resultados obtidos por Talaia, 2007, em que há deformações na ordem de 400 μ strain na parte medial da placa e deformações muito pequenas (abaixo dos 100 μ strain) nas partes inferior e superior. Isso demonstra que existe concordância entre os valores obtidos aqui e os trabalhos desenvolvidos atualmente pela comunidade científica.

Outra semelhança entre os resultados obtidos nos trabalhos é a concentração de maiores deformações nos sensores instrumentados na parte proximal do fêmur (mais próximo a cabeça do fêmur). Assim como a presença de deformações muito baixas nas áreas ao redor da placa de osteossíntese, que foi constatada no presente trabalho.

Biomecânica percebe-se que as placas de osteossíntese realmente desempenham uma função de tutora das forças durante a aplicação dos carregamentos. A posição do fêmur no corpo humano, assim como os esforços que o organismo da nossa espécie é capaz de desempenhar após uma intervenção cirúrgica, fazem com que a concentração de deformações desvie a região do foco da fratura. Dessa forma não haveria aumento da concentração das deformações nos fragmentos ósseos, por outro lado o aumento das deformações seria exatamente no foco da fratura, situação muito interessante do ponto de vista da teoria mecanostática de Frost.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

5.1. CONCLUSÕES

Esse trabalho foi desenvolvido pela Universidade Tecnológica Federal do Paraná em parceria com a Universidade Federal do Paraná e a Universidade de Aveiro/Portugal. O principal objetivo era a caracterização de um fêmur sintético com o método dos elementos finitos e validação por extensometria ótica.

Com o presente trabalho, foi possível o aprimoramento de uma geometria. Nos trabalhos desenvolvidos pelo grupo de Biomecânica da Universidade de Aveiro, o objetivo central era o desenvolvimento de novas próteses de quadril, assim como o estudo de um sistema de fixação para fraturas de fêmur. Já o objetivo do presente trabalho é a validação de um modelo numérico de um fêmur sintético, então alterações foram necessárias.

Quando testados experimentalmente, o fêmur sintético desenvolvido pela SAWBONES[®] comportou-se de acordo com os trabalhos desenvolvidos anteriormente pela Universidade de Aveiro por Talaia, 2007, e Ramos, 2006. Entretanto, o sistema de fixação utilizado pelo grupo de pesquisa Português para prender o fêmur sintético na máquina universal de ensaios, que foi muito interessante para os ensaios de fadiga, tanto com a placa de osteossíntese no trabalho desenvolvido por Pedro Talaia, quanto na nova concepção em próteses de quadril, desenvolvida por Antonio Ramos, não se comportou da maneira desejada durante o presente trabalho. O cubo que fixava o modelo transmitia muitas cargas ao corpo do fêmur, induzindo uma flexão exagerada. Desta forma, com os resultados discutidos na seção 4.1.2, optou-se por desenvolver uma nova forma de fixação para o fêmur, que aproximasse o comportamento do fisiológico e refinasse o modelo numérico.

Durante a execução deste trabalho, foram verificados pequenos erros de planejamento no desenvolvimento do equipamento utilizado nos ensaios experimentais e no

desenvolvimento do modelo numérico. Porém, assim que foram obtidos os resultados do primeiro ensaio experimental e comparados com os resultados da primeira simulação numérica, foi realizada uma análise crítica a respeito dos resultados. Desta forma planejou-se o melhoramento do sistema de fixação do fêmur no ensaio experimental e o aprimoramento do modelo numérico utilizado na simulação computacional.

O pórtico desenvolvido para a fixação do fêmur sintético durante a aplicação dos carregamentos foi descrito na seção 3.3.2 e apresentou um desempenho mais próximo ao fisiológico, com deformações mais elevadas em áreas próximas a cabeça do fêmur, não havendo uma flexão tão grande quanto no primeiro ensaio experimental.

A primeira simulação numérica foi realizada com a utilização do primeiro modelo numérico desenvolvido. Com isso, o modelo contou com uma malha pouco refinada, que não detalhava os resultados em pontos tão específicos como no ensaio experimental, tal como apresentado na seção 4.1.1. Para solucionar este problema, o modelo foi melhorado e a malha foi refinada.

Os resultados discutidos na seção 4.2.3 foram importantes para a validação do modelo numérico desenvolvido no presente trabalho. Com isso, há a disponibilidade de um modelo numérico de fêmur devidamente validado experimentalmente, para o desenvolvimento de novas pesquisas com a criação de novos produtos; ou o teste de produtos já existentes quando submetidos a situações que não podem ser testadas em seres humanos.

A modelagem de sistemas de fixação de fraturas é de grande utilidade para a área da saúde, haja vista que não seriam necessários testes *in vivo* para que se soubesse o comportamento mecânico do sistema (não considerando fatores biológicos não inclusos na modelagem).

A melhoria do modelo numérico do sistema de fixação de fraturas depende diretamente do desenvolvimento de modelos numéricos de todas as partes do sistema, como por exemplo, os parafusos. A falta dos parafusos no sistema fez com que as deformações tanto na placa, quanto no modelo numérico do fêmur fossem diferentes em pontos específicos. Os pontos onde se observaram problemas mais críticos foram a interface entre a placa e o osso, os pontos onde saíam os parafusos, a área ao redor dos furos onde estariam os parafusos.

Mesmo não tendo sido modeladas todas as estruturas necessárias para a fixação da fratura, percebeu-se que as regiões onde estão presentes furos apresentam uma concentração

maior nos níveis de deformações locais. Ao redor do furo localizado no foco da fratura, portanto sem a presença de parafuso, observaram-se níveis de deformações próximos a 1350 μ strain, enquanto na região entre os furos os níveis de deformação ficaram entre 97 e 150 μ strain. Desta forma pode-se dizer que uma variação de 1 a 2 mm no posicionamento das placas de osteossíntese em relação ao fêmur pode interferir diretamente nos níveis de deformações presentes no foco da fratura, conduzindo o processo para um processo de cura mais eficiente ou não.

A utilização de redes de Bragg como sensores para análise de deformações em superfícies ósseas é muito interessante. O presente trabalho constatou que os sensores de Bragg se adaptam muito bem a superfícies irregulares, ou sujeitas a deformações muito pequenas. A multiplexação de vários sensores em uma mesma fibra ótica é uma característica muito importante e um grande diferencial na escolha do sistema de medida das deformações. A fibra tem seu tamanho reduzido e com a multiplexação, é possível a instrumentação de um número elevado de sensores sem que seja necessário muito espaço, quando comparado com o sensoriamento utilizando *strain gauges*.

5.2. TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho deixa uma série de lacunas no assunto abordado, podendo ser desenvolvidos muitos trabalhos relacionados ao tema proposto para o desenvolvimento de mais projetos de interesse científico.

O modelo numérico utilizado apresenta somente as características lineares do material de que o fêmur é composto. Podem ser adicionadas as características não lineares dos materiais, tendo uma aproximação maior do modelo proposto com o real. Da mesma forma pode ser realizado com o modelo numérico das placas de osteossíntese, adicionando as propriedades materiais não lineares.

Uma alteração, de certa forma simples, seria o incremento dos parafusos no modelo do fêmur fraturado. Seria uma tarefa de baixa complexidade porém um tanto demorada e que por uma questão de tempo não pode ser feita no presente trabalho. A criação do modelo numérico dos parafusos faria uma grande diferença principalmente para a aproximação das deformações presentes nas regiões da placa ao redor do parafuso, assim como as regiões ósseas em contato

direto com o parafuso. Análises poderiam ser feitas com o uso de variáveis como: a disposição dos parafusos, material da fabricação, espessura e comprimento, adaptação óssea ao parafuso implantado, osteointegração osso implante.

Com o modelo numérico devidamente validado, novos trabalhos podem ser desenvolvidos para a criação de novos dispositivos de fixação de fratura, com diferentes geometrias, composições com novos materiais e desenvolvimento de componentes especiais para o melhor funcionamento de dispositivos de fixação de fratura atualmente disponíveis no mercado.

O modelo numérico atualmente comporta-se de maneira aproximada ao fêmur sintético produzido pela empresa norte americana Sawbones[®]. Uma evolução do modelo poderia considerar variáveis biológicas: utilizando subrotinas poderiam ser incrementadas novas realidades ao modelo numérico, para que este varie conforme as alterações biológicas submetidas.

A região do foco da fratura está com um espaço entre os fragmentos ósseos; este espaço poderia ser substituído por um material de módulo de elasticidade muito baixo, simulando um pós cirúrgico imediato, assim podendo ser mensuradas as deformações na região do foco da fratura após a fixação e permitindo uma análise mais criteriosa a respeito do comportamento dos fixadores. Outra situação que poderia ser trabalhada seria a implementação de um algoritmo de *healing* na região do foco da fratura. A utilização de uma subrotina como essa no programa de MEF faria com que pudessem ser desenvolvidos trabalhos a respeito da formação de tecido ósseo, e, ainda, possibilitar uma melhor formação de tecido ósseo a partir da fixação da fratura, bem como o desenvolvimento de novos protocolos e programas de tratamento para a recuperação de pacientes em estado pós operatório.

A aplicação de sensores de Bragg em fibra ótica foi muito interessante para o desenvolvimento deste trabalho, principalmente pela possibilidade da utilização de sensores em tamanho pequeno, em superfícies irregulares. Estes sensores podem ser utilizados em diversos tipos de ensaios, principalmente não utilizando material biológico, já que não há literatura que indique este uso em organismos vivos até o momento. Para preencher esta lacuna, podem ser desenvolvidos estudos sobre a aplicabilidade de sensores de Bragg *in vivo*, sendo esta a criação de um bio-sensor.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKESON, W. H. WOO, S. L. Y., COUTTS, R. D. MATTHEWS, J. W. Y. GONSALVES, M., AMIEL, D. Quantitative histological evaluation of early fracture healing of cortical bones immobilized by stainless steel and composite plates. **Clacif. Tiss. Res.** 19, pp. 27-37 (1975).

AZEVEDO, A. F. M. **Método dos Elementos Finitos**. 1. Ed. Porto: Faculdade de Engenharia do Porto, 2003.

BERGMANN, G., DEURETZBACHER, G., HELLER, M., GRAICHEN, F., ROHLMANN, A., STRAUSS, J., DUDA, G. N. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. **Journal of Biomechanics**, 34 (2001) 859-871.

BUCKWALTER J. A., MANKIN H. J. Articular cartilage. Part II: Degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration, and transplantation. **Journal of bone and joint surgery**. American volume, 1995, vol. 79, nº4, pp. 612-632.

CARRER, J. A. M. **Introdução aos Métodos Aproximados em Engenharia. Apostila para acompanhamento de disciplina**. Programa de Pós Graduação em Métodos Numéricos, CESEC, UFPR, 2006.

CARTER D. R., BEAUPRE G. S., GIORI N. J., E. T. A. L. Mechanobiology of skeletal regeneration. **Clinical Orthopaedics and Relates Research**. 1998; 355S:S41–S55.

CARVALHO L., SILVA J. C. C., NOGUEIRA R., PINTO J. L., KALINOWSKI H., SIMÕES J. A. (2006). Application of Bragg grating sensors in dental biomechanics. **J Strain Anal** 41(6):411–415.

CARVALHO, L. M. R. **Estudo numérico e experimental do sistema biomecânico osso-implante dentário**. Tese de doutorado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro. Portugal, 2006.

CHARLES-HARRIS, M., LACROIX, D., PROUBASTA, I., PLANELL, J. A., (2005). Intramedullary nails vs osteosynthesis plates for femoral fracture stabilization: A finite element analysis. **Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics** 2005, Vol.3 no.3: 157-167.

CHONG A. C. M., FRIIS E. A., BALLARD G. P., CZUWALA P. J., COOKE F. W. Fatigue performance of composite analogue femur constructs. Accepted, **Annals of Biomedical Engineering**, January 2007.

CHONG A. C. M., MILLER F., BUXTON M., FRIIS E. A. Fracture toughness and fatigue crack propagation rate of short fiber reinforced epoxy composites for analogue cortical bone. In Press, **Journal of Biomechanical Engineering**, 2007.

FAROUK, O., KRETTEK, C., MICLAU, T. The topography of the perforating vessels of the deep femoral artery. **Clinical Orthopaedics**; (368): 255-259. 1999

FROST, H. M. A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians. **The Angle Orthodontist**. 2003; 74(1): 3–15.

FROST, H. M. Defining osteopenias and osteoporoses: Another view (with insights from a new paradigm). **Bone**. 1997; 20(5): 385-391.

FROST, H. M. Vital biomechanics. Proposed general concepts for skeletal adaptation to mechanical usage. **Calcified Tissue International**. 1987; 45: 145–156.

FROST, H. M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **The Angle Orthodontist**. 1964; 64(3): 175–188.

GARCÍA, J. M., DOBLARÉ M. & CEGOÑINO, J. Bone remodelling simulation: a tool for implant design. **Computational Materials Scienc**. 2002; 25(1-2):100-114.

GAUTIER, E., CORDEY, J., MATHYS, R. **Porosity an remodeling of plated bone after internal fixation: Result of stress shielding or vascular damage?** Amsterdam: Elsevier Science Publishers: 195-200. 1984.

HEINER A. D. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. **Orthopaedic Research Society** 2008, San Francisco.

HEINER, A. D., BROWN, T. D. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. **Journal of Biomechanics**, 34, pp. 773-781, 2001.

HILL, K. O., FUJII, Y., JOHNSON, D. C., KAWASAKI, B. S. Photosensitivity in optical fiber waveguides: Application to reflection filter fabrication. **Applied Physics Letters**, 32, 647-649, 1978.

HUISKES R., RUIJMERMAN R., VAN LENTHE G. H., JANSSEN J.D. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. **Nature**.2000; 405: 704-706.

HUISKES R., CHAO, E. Y. S. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade. **Journal of Biomechanics**, 16: 385-409, 1983.

KASHYAP, R.. **Fiber Bragg Grating**. San Diego: Academic Press, 1999.

KELLY, K.. The third culture. **Science**, 179:192-193, 1998.

KERSEY, A. D., DAVIS, M. A., PATRICK, H. J., LEBLANC, M., KOO, K. P., ASKINS, C. G., PUTNAN, M. A., E. J. FRIEBELE. Fiber Grating Sensor. **Journal of Lightwave Technology**. 15, 1442-1462, 1997.

KREUZER, M. Strain measurement with fiber bragg grating sensors. HBM Measurement. Disponível em: <http://www.hbm.com/en/menu/applications/experimental-stress-analysis/application-reports/experimental-stress-analysis-detail/datum/2007/07/16/strain-measurement-with-fiber-bragg-grating-sensors/>. Acessado em 23/10/2008.

MCNAMARA B. P., CRISTOFOLINI L., TONI A., TAYLOR D. Relationship between boneprosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction. **J Biomech** 1997;30(6):621-30.

MEHLMAN C, OAS D. Biomechanical Comparison of Retrograde Elastic Stable Intramedullary Nailing Versus Locked Bridge Plating for **Comminuted Pediatric Femoral Shaft Fractures Using a Synthetic Bone Model**. 2006. p 377.

MELTZ, G., MOREY, W. W., GLENN, W. H. Formation of Bragg gratings in optical fibers by a transverse holographic method. **Optics Letters**, 14, 823-825, 1989.

MILCZESWKI M. S., SILVA J. C. C., SIMÕES J. A., PATERNO A. S., KALINOWSKI H. (2006). Measurement of orthodontic forces and tooth displacement

using fiber Bragg grating sensors. **5th International Conference on Mechanics Materials and Design**, Porto.

OTHONOS, A., KALLI, K.. **Fiber Bragg Grating: Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing**. London: Artech House, 1999.

PAUWELS, F. **Gesammelte Adhandlungen zur Funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates** (Translated by P. Maquet R. Furlong as Biomechanics of the locomotor apparatus). Springer-Verlag, 1980.

PRENDERGAST, P. J. Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implants design. **Clinical Biomechanics**, 12: 343-366, 1997.

PRENDERGAST, P.J. VAN DRIEL, W.D AND KUIPER, J.H. A comparison of finite element codes for the solution of biphasic poroelastic problems. **Process of Instrumental Mechanical Engineerings.**, 210: 131-136, 1996.

RAMOS, A., SIMÕES, J. A., 2005. Validação experimental de um modelo numérico de um fêmur sintético usado no projecto de próteses de anca. **Mecânica Experimental**, 11, pp. 101-10.

RUEDI, T.P. E MURPHY, W.M. **Princípios AO do tratamento de fraturas**. Porto Alegre, Brasil: Artmed Editora S.A., 2002.

SCHLICH T. **Surgery, Science and Industry – A revolution in Fracture Care, 1950s-1990s. Science, Technology and Medicine in Modern History**. Palgrave Macmillan: Macmillan Press Ltd, 2002.

SILVA, J. C. C. **Monitoração de vibração de estruturas com o emprego de sensores em fibra óticas**. Tese de doutorado, CEFET-PR, Curitiba – Brasil, 2005.

SILVA, J. C. C., CARVALHO, L., NOGUEIRA, R. N., SIMÕES, J. A., PINTO, J. L., KALINOWISKU, H., J. FBD applied in dynamic analysis of an implanted cadaveric mandible. **Second European Workshop on Optical Fibre Sensors**, 2004.

SILVA, JC, CARVALHO L, NOGUEIRA RN, SIMÕES JA, PINTO JL, KALINOWSKI HJ (2004). FBG applied in dynamic analysis of an implanted cadaveric mandible", **Second European Workshop on Optical Fiber Sensors**, Santander; Saratov Fall Meeting 2003: Laser Physics and Photonics, Spectroscopy, and Molecular Modeling

IV. In: Derbov Vladimir L, Melnikov Leonid A, Babkov Lev M (eds) Proceedings of the SPIE, 5502, 226-229.

SONI, J. F. **Análise comparativa em modelo computadorizado bidimensional com simulação do emprego de hastes flexíveis de aço e titânio utilizando o método dos elementos finitos.** Tese de Doutorado, Santa Casa de São Paulo, SP.

SONI, J. F., SANTILI, C., LANCELLOTTI, C. L. P., HECKE, M. B., ALMEIDA, F. R., KARAM, L. Z. Análise comparativa em modelo computadorizado bidimensional com simulação do emprego de hastes flexíveis de aço e titânio, na fratura do fêmur da criança, utilizando o método dos elementos finitos. **Revista Brasileira de Ortopedia.** 2008; 43(5):183-92.

STIFFLER, K. S.. Internal fracture fixation. **Clinical Techniques Small Animals Practice.** 19, 105-113 (2004).

TALAIA, P. M. A. **Integridade estrutural de placas de osteossíntese metálicas e compósitas para fixação óssea.** Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, Portugal, 2007.

TALAIA, P. M., RAMOS, A., ABE, I., SCHILLER, M. W., LOPES, P., NOGUEIRA, R. N., PINTO, J. L., CLARAMUNT, R., SIMÕES, J. A., (2007). Plated and Intact Femur Strains in Fracture Fixation Using Fiber Bragg Gratings and Strain Gauges. **Experimental Mechanics**, 47:355–363.

WISKOTT, A. H. W., BELSER, U. C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clinical Oral Implants Research**, Volume 10 Issue 6, Pages 429 – 444 1999.

WU, J.Z., HERZOG, W. AND EPSTEIN, M. Evaluation of the finite element software abaqus for biomechanical modeling of biphasic tissues. **Journal of Biomechanics.** 31: 165-169, 1998.

YAMADA, H. **Strength of biological materials.** Baltimore: Williams & Wilkins, 1970.

ZHANG, J., JIN, G. C., MENG, L. B., JIAN, L.H., WANG, A. Y., LU, S. B., Strain and mechanical behavior measurements of soft tissues with digital speckle method, **J Biomed Opt.** 10(3): 000-000, 2005.

RESUMO:

O presente trabalho faz uso de sensores óticos baseados em redes de Bragg, para a validação de um modelo numérico pelo Método dos Elementos Finitos de um fêmur sintético, produzido pela Sawbones®. O modelo numérico foi desenvolvido a partir de uma geometria utilizada na Universidade de Aveiro. Para a validação, foi desenvolvido um sistema de fixação e aplicação de carregamentos no osso sintético, dessa forma as forças foram aplicadas de maneira aproximada as quais chegam ao fêmur humano em posição ortostática. Os resultados obtidos pelo modelo numérico foram semelhantes a resultados presentes na literatura. Os resultados dos ensaios foram satisfatórios e validaram o modelo numérico. Para complementar o trabalho em desenvolvimento, um fêmur sintético foi fraturado em 45° no terço médio, para a fixação foi utilizada uma placa de osteossíntese, assim como o conjunto de parafusos, fornecidos pela empresa Synthes®. O fêmur fraturado foi ensaiado experimentalmente, e foi criado um modelo numérico para comparação, tendo comportamentos semelhantes. Foi observado uma concentração de deformações ao redor do furo da osteossíntese, presente exatamente no local do foco da fratura, sendo essas deformações cerca de dez vezes maior que as deformações presentes na região entre os furos, cerca de 1,5mm de distância do furo. Desta maneira o posicionamento da osteossíntese durante a intervenção cirúrgica é de fundamental importância para a condução do processo de reparação da fratura.

PALAVRAS-CHAVE

Fêmur Sintético, Placas de Osteossíntese, Sensores Óticos, Redes de Bragg em Fibra Ótica, Método dos Elementos Finitos, Fixação de Fraturas.

ÁREA/SUB-ÁREA DE CONHECIMENTO

3.13.00.00-6 Engenharia Biomédica

4.01.01.18-6 Ortopedia

4.08.00.00-8 Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Ano 2009

Nº: 495

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)