

unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

LIANA PAULA QUEIROZ

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA ATRAVÉS DO MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS E COMPARAÇÃO EXPERIMENTAL PARA
OBTENÇÃO DE TENSÕES E DEFORMAÇÕES ESPECÍFICAS EM
FÊMUR COM PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL**

Guaratinguetá
2014

UNESP
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2014

DM 2014	QUEIROZ, Liana Paula
------------	----------------------

LIANA PAULA QUEIROZ

**SIMULAÇÃO NUMÉRICA ATRAVÉS DO MÉTODO DOS
ELEMENTOS FINITOS E COMPARAÇÃO EXPERIMENTAL PARA
OBTENÇÃO DE TENSÕES E DEFORMAÇÕES ESPECÍFICAS EM
FÊMUR COM PRÓTESE TOTAL DE QUADRIL**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Pedro Peres
Coorientador: Marcelino Pereira do Nascimento

Guaratinguetá
2014

Q384s	Queiroz, Liana Paula Simulação numérica através do método dos elementos finitos e comparação experimental para obtenção de tensões e deformações específicas em fêmur com prótese total de quadril./ Liana Paula Queiroz – Guaratinguetá, 2014. 59 f : il. Bibliografia: f. 56-59 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2014. Orientador: Prof. Dr. Mauro Pedro Peres Coorientador: Prof. Dr. Marcelino Pereira do Nascimento 1. Biomecânica 2. Artroplastia 3. Método dos elementos finitos 4. Prótese I. Título CDU 612.766(043)
-------	--

LIANA PAULA QUEIROZ

**ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM CIÊNCIAS”**

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. MAURO PEDRO PERES
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
Unesp-Feg


Profª. Drª. RENATA APARECIDA RIBEIRO CUSTÓDIO
UNIFEI

Agosto/ 2014

DADOS CURRICULARES

LIANA PAULA QUEIROZ

NASCIMENTO	17.03.1982 – TAUBATÉ / SP.
FILIAÇÃO	Rosalina de Aquino Queiroz Rui Queiroz
2005/2008	Curso de Licenciatura em Matemática. Universidade de Taubaté – UNITAU.
2012/2014	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

Dedico este trabalho ao meu Deus, cuja presença em minha vida é constante, e ao Espírito Santo que me iluminou em todos os momentos me dando sabedoria.

À minha mãe, que me ensinou o caminho por onde deveria andar e o que de mais importante pode existir na vida de uma pessoa, que é o caráter. Pelo seu amor incondicional, mesmo frente às dificuldades e por todas as orações em meu favor.

Ao meu amado pai (in memoriam) que sempre apoiou minhas decisões, mesmo quando todos os outros não as entenderam e por ter sido minha inspiração à vida acadêmica.

Muito Obrigada!

AGRADECIMENTOS

A meu filho Caio que mesmo sendo apenas uma criança é sempre muito compreensivo amoroso em todos os momentos.

Ao meu marido Fábio, companheiro e escolhido de Deus para minha vida, por confiar em mim e apoiar meu crescimento pessoal e profissional.

A toda a minha família e amigos que estiveram ao meu lado me ajudando de alguma forma.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Mauro Pedro Peres, por me ajudar no desenvolvimento do potencial para enfrentar todos os tipos de dificuldades e pelos ensinamentos.

Ao Professor Dr. Marcelino Pereira do Nascimento, por coorientar esse trabalho.

Ao técnico do laboratório de biomecânica, Walter Luiz Medeiro Tupinambá, que se tornou um amigo ao me ajudar com os ensaios e conhecimentos específicos.

Ao técnico do laboratório de materiais, Manoel Francisco dos Santos Filho, pelo tempo dispensado para a colaboração neste trabalho.

À desenhista do departamento de mecânica Lúcia, pela ajuda com a geometria da prótese total de quadril.

Aos demais professores, funcionários e colegas do DME-FEG, Pós Graduação e Finanças que de alguma forma contribuíram neste trabalho.

À empresa Baumer S/A, pela doação de três próteses de quadril como corpos de prova para os ensaios experimentais, especialmente ao engenheiro de projetos Ricardo Luiz Vicentin que foi meu contato dentro da empresa, além de estar sempre pronto a me auxiliar tecnicamente com seu vasto conhecimento sobre o assunto.

Ao colega Samuel Domingos Leal, pelo auxílio com o Método dos Elementos Finitos e a utilização do software Ansys.

“Assim como os céus são mais altos do que a terra, também os meus caminhos são mais altos do que os seus caminhos e os meus pensamentos mais altos do que os seus pensamentos”.

Isaías 55:9.

Bíblia Sagrada - NVI

QUEIROZ, L.P. Simulação Numérica Através Do Método Dos Elementos Finitos E Comparação Experimental Para Obtenção De Tensões E Deformações Específicas Em Fêmur Com Prótese Total De Quadril. 2014. 59 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

RESUMO

As tensões atuantes no fêmur com prótese total de quadril devem ser compreendidas para a melhoria nos processos de fabricação, cirúrgicos e reabilitação de um paciente implantado refletindo em sua qualidade de vida após a cirurgia. Essa pesquisa tem por finalidade a modelagem e a simulação numérica das tensões e deformações específicas atuantes num conjunto fêmur-prótese a fim de avaliar o comportamento estrutural do fêmur e verificar as maiores tensões em sua diáfise medial após uma Artroplastia Total de Quadril (ATQ), através do Método dos Elementos Finitos (MEF) e a comparação dos dados obtidos na simulação com dados obtidos experimentalmente. A simulação foi realizada pelo software ANSYS® de acordo com as normas da ABNT para ensaios em próteses de quadril. Um conjunto osso-prótese foi submetido a um carregamento de até 1000 N na direção perpendicular ao eixo horizontal, na linha de inserção da prótese. Foram realizadas simulações considerando o conjunto com propriedades biológicas e ortotrópicas, sintéticas e isotrópicas, uma simulação considerando um fêmur intacto e isotrópico para comparação e um ensaio laboratorial em um conjunto formado por um fêmur sintético e uma prótese de liga de titânio, nas mesmas condições das simulações computacionais com o objetivo de comparar as deformações. Concluiu-se que a partir das condições impostas neste trabalho, as tensões em um conjunto osso-prótese são muito próximas das tensões em um fêmur intacto, possuindo as mesmas tendências no que se diz respeito às fraturas por carregamento.

PALAVRAS-CHAVE: Artroplastia Total de Quadril. Prótese Total de Quadril. Método dos Elementos Finitos. Conjunto Osso-Prótese. ANSYS ®.

QUEIROZ, L.P. Numerical Simulation Through The Finite Element Method For Obtaining And Experimental Comparison Of Stress And Strain In Specific Femur With Total Hip Prosthesis. 2014. 59 f. Thesis (MS in Mechanical Engineering) – Faculty of Engineering Campus Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

ABSTRACT

The stresses acting on the femur with total hip replacement should be understood to improvement in manufacturing, surgical and rehabilitation of a patient implanted processes reflecting on their quality of life after surgery. The research aims to model simulate computationally the forces acting on a femoral prosthesis set, to evaluate the structural behavior of the femur and checker the biggest stresses in your diaphysis after Total Hip Arthroplasty using the Finite Element Method (FEM). ANSYS software was used for the simulation. The conditions imposed in accordance with ABNT for hip prostheses trials were used in the process. A bone-prosthesis set was subjected to a load up to 1000 N in the perpendicular direction to the horizontal axis on the line of insertion of the prosthesis. Simulations were performed considering the set biological, orthotropic, synthetic and isotropic properties. Three computational simulations under the same conditions were performed in order to compare the deformations. A simulation considering an intact isotropic femur with the and a laboratory test of a set consisting of a synthetic femur and a titanium alloy femoral prosthesis. Based on the conditions imposed in this study we conclude that the stresses in a bone prosthesis set are very similar to a tension in an intact femur, having the same trends with respect to the loading fractures.

Keywords: Total Hip Arthroplasty, Total Hip Prosthesis, Total de Quadril, Finite Element Method, Bone-prosthesis set, Ansys.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Articulação do Quadril.....	18
Figura 2 - Modelo de prótese cimentada fabricada em Aço Inoxidável Cr-Ni-Mn-Mo BAUMER - 2014.....	19
Figura 3 - Modelo de prótese não cimentada fabricada em Titânio liga 6AL 4V ELI – BAUMER – 2014 com porosidades e estrias que facilitam a fixação biológica.....	20
Figura 4 - Diferentes tipos de revestimento do componente acetabular de uma prótese de quadril: (a) revestimento metal-polietileno, (b) revestimento cerâmica-cerâmica, (c) revestimento metal-metal	22
Figura 5 - Vista anterior do fêmur mostrando a localização da cabeça, colo, trocanter menor e maior, diáfise, colo medial e lateral.....	22
Figura 6 - Agrupamento das lamínulas nos dois tecidos do fêmur.	23
Figura 7 – Fêmur sintético, modelo 3406, produzido pela empresa Sawbones	24
Figura 8 - Alinhamento da prótese no osso.	28
Figura 9 – (a) Posicionamento paralelo dos planos do osso e da prótese; (b) Encaixe nos limites do osso trabecular.	29
Figura 10 – Criação dos ângulos para a simulação. Vista fora da base de suporte (a); Vista do conjunto com a base de suporte (b).	29
Figura 11- Geometria com detalhes internos.....	30
Figura 12- Malha Prótese Total de Quadril.....	31
Figura 13 - Malha das bases de apoio e aplicação de carga	31
Figura 14 – Malha do modelo completo do conjunto.....	32
Figura 15 – (a) Região de contato na base inferior; (b) Região de contato na base superior...33	
Figura 16 – Diferentes regiões de contato sem deslocamento.....	34
Figura 17 – Carregamento de 1000 N na direção longitudinal.	35
Figura 18 - Fêmur sintético antes da implantação da prótese.....	36
Figura 19 - Fêmur sintético após corte para a implantação da prótese.....	37
Figura 20 – Fresa para raspar o material esponjoso no canal medular ao lado da prótese antes de ser implantada	37

Figura 21 – Locais da colagem do extensômetro	39
Figura 22 – Base de apoio para o osso	39
Figura 23 – Ensaio laboratorial	40
Figura 24 – HBM Spider 8	40
Figura 25 – Valores da tensão de tração na região externa da diáfise – Primeira simulação...	41
Figura 26 – Valores da tensão de compressão na região interna da diáfise – Primeira simulação	42
Figura 27 – Valores da tensão equivalente de von Mises na diáfise do fêmur – Primeira simulação	42
Figura 28 – Deslocamento total no conjunto osso-prótese – Primeira Simulação	43
Figura 29 – Deformação Total do fêmur	44
Figura 30 – Valores obtidos para a tensão principal mínima da segunda simulação.	45
Figura 31 – Valores obtidos para a tensão principal máxima na segunda simulação	45
Figura 32 – Valores encontrados para as tensões de von Mises.....	46
Figura 33 – Valores das tensões de tração em vários locais do fêmur	47
Figura 34 – Valores das tensões de compressão em vários locais do fêmur	48
Figura 35 - Valores das tensões equivalente de von Mises em vários locais do fêmur	48
Figura 36 - Região de maior concentração de tensão equivalente no fêmur considerado como isotrópico	53
Figura 37 – Região de maior concentração de tensão equivalente num conjunto osso prótese	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades físicas dos tecidos cortical e trabecular.	23
Tabela 2 - Propriedades Físicas e Mecânicas do material do fêmur sintético Sawbones® modelo 3406	25
Tabela 3 – Tensões e deformações obtidas na primeira simulação	44
Tabela 4 – Tensões obtidas na segunda simulação.....	46
Tabela 5 – Valores das tensões obtidas para a terceira simulação	49
Tabela 6 – Comparação dos resultados obtidos em cada simulação	51
Tabela 7 – Comparação dos valores de tensão de ruptura em trabalhos revisados	52

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	16
1.1 Justificativa	16
1.2 Objetivos.....	16
2. REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 Artroplastia Total do Quadril	18
2.2 Fêmur	22
2.2.1 Fêmur sintético de material composto de quarta geração	24
2.3 Método dos Elementos Finitos (MEF)	25
2.4 ANSYS ®	26
3. METODOLOGIA	27
3.1 Simulações através do Método dos Elementos Finitos	27
3.2 Ensaio Laboratorial em laboratório	36
4. RESULTADOS	41
4.1. Simulações Numéricas.....	41
4.2. Ensaio Laboratorial.....	49
5. DISCUSSÃO.....	51
6. CONCLUSÃO.....	55
REFERÊNCIAS	56

1 INTRODUÇÃO

1.1 Justificativa

A máquina humana é complexa e objeto de estudos de diferentes tipos. Os movimentos feitos por ela são precisos. A locomoção do ser humano é objeto de curiosidade e estudos desde sempre. A expectativa de vida mundial cresce a cada década (KALACHE, A. et al., 1987) e a medicina ortopédica avança a cada dia no sentido de melhorar a vida dos seres humanos que sofrem com patologias clínicas advindas do processo de envelhecimento.

Os implantes ortopédicos substituem partes do corpo humano que tenham sofrido alguma alteração no funcionamento mecânico por problemas patológicos ou fraturas. Sua utilização é mais comum a cada dia e a necessidade desse implante ter maior durabilidade é indiscutível e um desafio para a biomecânica.

A Artroplastia Total de Quadril é uma cirurgia que substitui a articulação coxofemoral por uma prótese para que o movimento de locomoção seja restabelecido e para que a parte inferior do corpo possa suportar seu peso (PATRIZZI et al., 2004). Esse procedimento cirúrgico é indicado a pacientes que tenham sofrido algum tipo de processo degenerativo no quadril ou fraturas na região proximal do fêmur.

Nesse âmbito, o estudo dos esforços que atuam em uma prótese de quadril ou no conjunto osso-prótese torna-se necessário para definir os processos de desgaste e deformações sofridos.

O conjunto osso-prótese é um sistema estrutural contínuo passível de análise computacional pela impossibilidade de ser analisado in vivo. O Método dos Elementos Finitos é um método aproximado de cálculos de sistema contínuos muito utilizado nas últimas décadas pela biomecânica, capaz de simular essa análise através de software (ZDERO, R.; BOUGHERARA, H.; 2010).

O ANSYS® é um dos softwares desenvolvidos para análise computacional de estruturas contínuas utilizando o Método dos Elementos Finitos. A partir de condições e propriedades impostas pelo engenheiro ou projetista embasado em estudos realizados anteriormente. Nesses termos, o software traduz com precisão as tensões e deformações que surgirão no sistema osso-prótese.

1.2 Objetivos

a) Objetivo Geral:

Simular as tensões e deformações específicas atuantes em um conjunto osso-prótese após uma ATQ com um carregamento final de 1000 N, perpendicular ao eixo horizontal, na mesma direção da linha de inserção da prótese, através de simulação computacional pelo MEF utilizando o software ANSYS® 15.0 e ensaio laboratorial.

b) Objetivos Específicos:

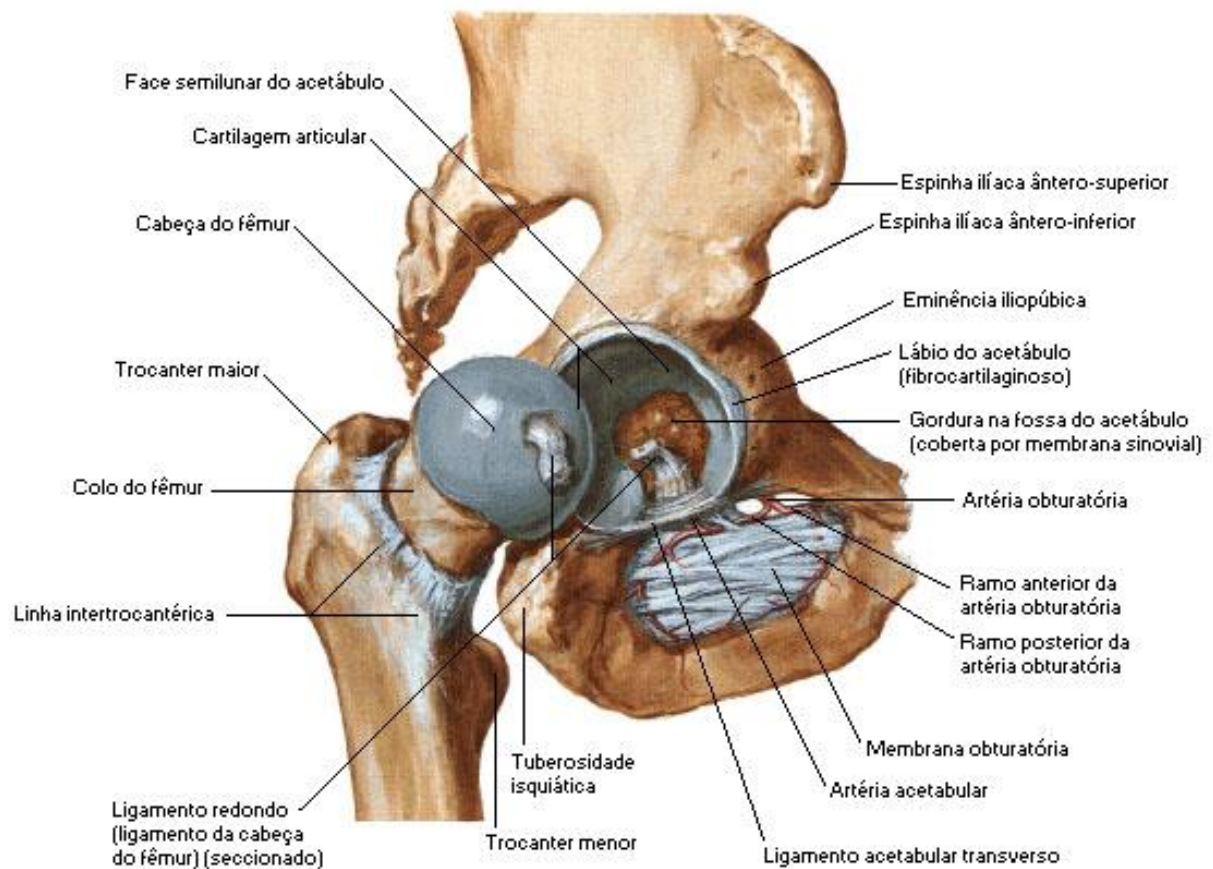
- Analisar através de simulação pelo Método dos Elementos Finitos, as tensões de compressão e tração no conjunto osso-prótese a partir de um carregamento de 1000 N perpendicular ao eixo horizontal e na linha de inserção da prótese.
- Comparar as tensões de compressão e tração obtidas na simulação, a fim de identificar o ponto onde haverá a maior deformação na diáfise.
- Analisar através de ensaio laboratorial, a tensão de compressão nas mesmas condições da simulação computacional, a fim de obter a comparação dos dados.
- Comparar os valores das tensões de compressão obtidas nas simulações computacional e laboratorial com valores referenciados em trabalhos anteriores.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Artroplastia Total do Quadril

O quadril possui como funções principais o suporte do peso corpóreo e o movimento para locomoção, sua articulação é formada por uma junta entre a cabeça do fêmur, o acetábulo e a cartilagem articular representados na Figura 1. Algumas patologias podem levar aos processos degenerativos que causam o desgaste dessa articulação e sintomas como dores e problemas nas funções mecânicas de movimento (GOMES, L.S.M; 2009), tornando necessário o uso de técnicas de tratamento cada vez mais desafiadoras tanto para os médicos ortopedistas quanto para biomecânicos responsáveis pelo estudo da mecânica dos movimentos (AMADIO, A.C. et al.; 1999).

Figura 1 - Articulação do Quadril



Fonte: (NETTER, Frank H., Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000).

A ATQ é um procedimento cirúrgico que vem sendo muito utilizado como solução para problemas advindos de patologias degenerativas da articulação coxofemoral e consiste em substituí-la por uma prótese. A cirurgia é indicada com o objetivo de restabelecer as funções mecânicas e aliviar as dores HARKESS, J. W., (2008).

As primeiras substituições totais da articulação se iniciaram na década de 1960 com o ortopedista britânico Sir John Charnley segundo GOMEZ, P.F.; MORCUENDE;(2009) e é hoje uma das cirurgias de maior sucesso na ortopedia, com milhões de pacientes submetidos todos os anos.

As próteses totais de quadril são formadas por duas partes, a femoral dividida em haste, pescoço e cabeça, e o componente acetabular. A haste e o pescoço são fabricados com liga de metal, a cabeça pode ser metálica ou de cerâmica e o componente acetabular é fabricado em metal e revestido com polietileno, cerâmica ou metal. Todos os materiais utilizados na fabricação das próteses são biocompatíveis (PARK, J.B.; 1979) para que não haja rejeição do corpo ao material.

São três os tipos de fixação das próteses total de quadril:

- Cimentadas: a haste e o componente acetabular da prótese são fixados através de cimento cirúrgico. A Figura 2 mostra uma prótese de fixação cimentada.

Figura 2 - Modelo de prótese cimentada fabricada em Aço Inoxidável Cr-Ni-Mn-Mo
BAUMER - 2014.



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

- Não Cimentadas: a fixação da haste total se dá através de osteointegração. A Figura 3 mostra uma prótese não cimentada que têm a haste e o componente acetabular fixados diretamente na superfície do osso.

Figura 3 - Modelo de prótese não cimentada fabricada em Titânio liga 6AL 4V ELI – BAUMER – 2014 com porosidades e estrias que facilitam a fixação biológica.



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

- Híbrida: a haste é fixada com cimento ósseo e o componente acetabular é encaixado sob pressão. O modelo da prótese híbrida é o mesmo da prótese cimentada, a diferença está apenas no componente acetabular.

A escolha do material e da forma de fixação dependem de fatores como a densidade do osso, idade do paciente, sexo, estilo de vida e preferência do profissional ortopedista.

Todos os modelos de implantes possuem desgaste natural a longo prazo, devido à perda de massa óssea que depende de vários fatores (RUBASH, et al; 1998) e podem causar o afrouxamento do implante (FAULKNER, A., et al.; 1998). As próteses cimentadas são normalmente utilizadas em pessoas com idades mais avançadas, devido à menor necessidade de revisão (COBERTT, K.L., et al; 2010). Esses pacientes normalmente não possuem uma boa qualidade óssea que permita a osteointegração de implantes não cimentados.

As próteses não cimentadas foram desenvolvidas para diminuir as complicações com as revisões (Macedo, C.A.S., et al; 2008), são fabricadas com porosidades, rugosidades, estrias e geometria específica para que haja a osteointegração (DIMITRIOU, R.; BABIS, G.C.; 2007). O crescimento do tecido ósseo entre a porosidade da prótese faz com que ela tenha uma fixação biológica.

KIRK, P.G, et al; (1993) mostram que não há um tipo de prótese que seja melhor ou pior, a escolha da prótese depende do profissional ortopedista depois de estudar o caso particular de cada paciente.

O tempo de duração de uma prótese está relacionado ao planejamento do profissional antes do procedimento cirúrgico através de análise radiográfica para determinar as dimensões

ideais da prótese a ser utilizada (MIASHIROA, E.H¹, et al; 2014 apud CHARNLEY, J. L.; 1979), além disso, a técnica de colocação, o tipo de atividade a que o paciente se submete e o peso corporal são fatores importantes para evitar o afrouxamento precoce da prótese.

Sir John Charnley, na década de 1960 desenvolveu uma haste femoral com cabeça em metal, articulada com um componente acetabular de polietileno de alta densidade chamada de superfície metal-polietileno, fixada através de cimento ósseo. Essa superfície é ainda hoje a mais utilizada (SIOPACK, J.S.; JERGESEN, H.E.; 1995) e está mostrada na Figura 4 (a).

CHWARTSMANN, C.R., et al. (2012), em uma revisão de estudo dos três tipos de superfície observou-se que o metal-polietileno é uma opção barata e mais fácil de ser implantada, e o maior desafio desse implante é o desgaste do polietileno que tem sido objeto de estudos contínuos (CHWARTSMANN, C.R², et al; 2012 apud HUO, M.H, et al; 2010).

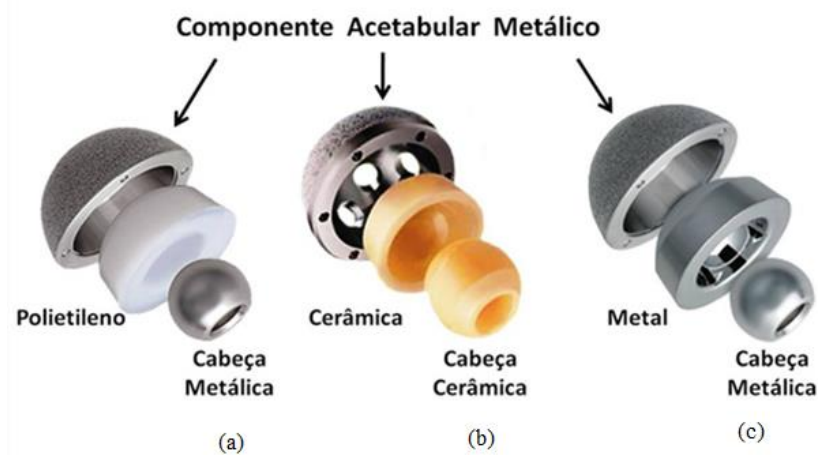
A superfície cerâmica-cerâmica apresentada na Figura 4 (b) possui menor desgaste em relação à superfície de polipropileno, porém CHWARTSMANN C.R., et al. (2012) relata vários tipos de desvantagens incluindo o fato de ser mais cara.

A superfície metal-metal apresentada na Figura 4 (c) possui menor redução do desgaste, porém estudos indicam a liberação de íons no sangue e na urina a longo prazo (JACOBS, J.J.; SKIPOR, A.K., et al.; 1996 and BRODNER, W., et al; 1997).

¹ MIASHIROA, E.H, et al; **Planejamento pré-operatório de artroplastias totais primárias de quadril com o uso de radiografias convencionais**; Rev. Bras. Ortop. 2014; 49 (2):140–148-b; 2014 apud CHARNLEY, J. L. **Low friction arthroplasty of the hip**. New York: Springer-Verlag; 1979.; 1979.

² CHWARTSMANN, C.R. et al. **New Bearing Surfaces in Total Hip Replacement**. EW. Rev. Bras. Ortop. [online].2012, vol.47, n.2, pp 154-159. ISSN 0102-3616 apud HUO, M.H, et al.; **What's new in total hip arthroplasty**. J Bone Joint Surg Am. 2010;92(18):2959-72.

Figura 4 - Diferentes tipos de revestimento do componente acetabular de uma prótese de quadril: (a) revestimento metal-polietileno, (b) revestimento cerâmica-cerâmica, (c) revestimento metal-metal

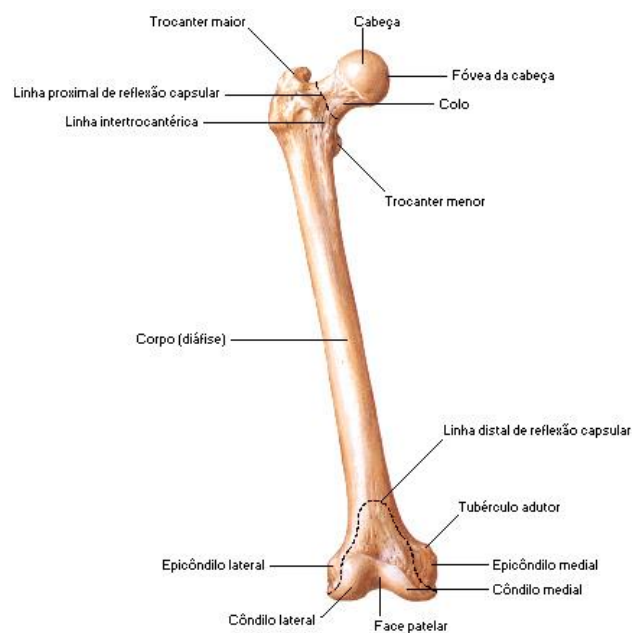


Fonte: Artroplastia Total do Quadril, Clínica Ortopédica da SBOT, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan. 2009:25-40.

2.2 Fêmur

Segundo JARMEY, C.; (2008), o fêmur, é o osso mais longo e mais forte do corpo humano, suas principais divisões são cabeça, colo, trocater menor, trocater maior, diáfise (corpo), côndilo medial e lateral, mostrados na Figura 5.

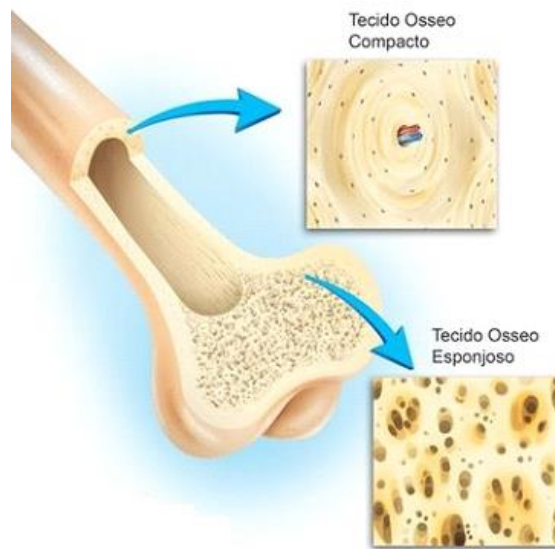
Figura 5 - Vista anterior do fêmur mostrando a localização da cabeça, colo, trocater menor e maior, diáfise, colo medial e lateral.



Fonte: www.auladeanatomia.com

A diáfise apresenta dois tipos diferentes de tecidos, cortical e trabecular apresentados na Figura 6. A substância cortical possui lamínulas ósseas agrupadas sem que haja espaços entre elas, formando uma porção rígida e compacta, já a substância trabecular é similar à uma esponja, as lamínulas se agrupam irregularmente por serem de tamanho e formas diferentes (DANGELO, J.G.; FATTINI; 2002).

Figura 6 - Agrupamento das lamínulas nos dois tecidos do fêmur.



Fonte: tecciencia.ufba.br

Estudiosos afirmam que as propriedades mecânicas do tecido ósseo do fêmur dependem da densidade que está relacionada à idade. A Tabela 1, mostra os valores das propriedades físicas do tecido baseado nos estudos de FONSECA, MENDES, NORONHA;(2010) e SENALP et al; (2007).

Tabela 1 - Propriedades físicas dos tecidos cortical e trabecular.

Material	Módulo de Young (GPa)	Módulo de Rigidez (GPa)	Coefficiente de Poisson
Cortical	$E_x = 11,5$	$G_{xy} = 3,6$	$\nu_{xz} = 0,31$
	$E_y = 11,5$	$G_{yz} = 3,3$	$\nu_{yz} = 0,31$
	$E_z = 17,0$	$G_{xz} = 3,3$	$\nu_{xy} = 0,51$
Trabecular	$E = 2,13$		$\nu = 0,3$

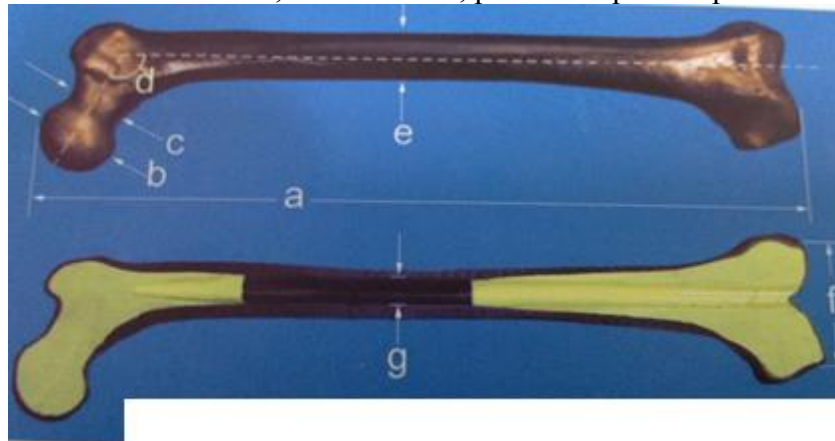
Fonte: FONSECA, MENDES, NORONHA;(2010)

2.2.1 Fêmur sintético de material composto de quarta geração

Atualmente, existe no Brasil, uma grande dificuldade para a obtenção de ossos naturais de cadáveres para fins de pesquisa. A lei nº 8501 de 30 de novembro de 1992 da constituição brasileira, dispõe sobre a utilização de cadáver não reclamado, para fins de estudos ou pesquisas científicas diz em seu Art. 2º “O cadáver não reclamado junto às autoridades públicas, no prazo de trinta dias, poderá ser destinado às escolas de medicina, para fins de ensino e de pesquisa de caráter científico”.

A Sawbones, uma divisão da empresa Pacific Research Laboratories®, desenvolveu um tipo de osso sintético composto de mistura de fibras curtas de vidro e resina epóxi, injetados em torno de um núcleo de espuma de poliuretano rígida sólido esponjoso e um canal intramedular para suprir a necessidade de ossos em pesquisas. A Figura 7 mostra a imagem do modelo 3406 de fêmur fabricado pela Sawbones e suas dimensões.

Figura 7 – Fêmur sintético, modelo 3406, produzido pela empresa Sawbones



Fonte: catálogo de vendas Sawbones, pág 80; 2014 - Dimensões: a) 485mm; b) 52mm; c) 37mm; d) 120°; e) 32mm; f) 93mm; g) 16mm

GRAY, H. A, et al em 2007 testaram e validaram uma tíbia sintética desse grupo de ossos sintéticos que possuem propriedades físicas semelhantes às de um osso natural através do Método dos Elementos Finitos. As propriedades físicas mecânicas dos materiais do modelo de fêmur da Figura 7, estão expressas na Tabela 2.

Tabela 2 - Propriedades Físicas e Mecânicas do material do fêmur sintético Sawbones® modelo 3406

Material Compacto					
Peso Específico (g/cm^3)		Tração no Eixo Longitudinal		Compressão	
1,64		Tensão de Ruptura (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)	Tensão de Ruptura (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
		106,0	160	157,0	167,0
Material Esponjoso					
Peso Específico (g/cm^3)		Tração no Eixo Longitudinal		Compressão	
		Tensão de Ruptura (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)	Tensão de Ruptura (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)
Sólido	0,27	-	-	6,0	155,0
Celular	0,32	-	-	5,4	137,0

2.3 Método dos Elementos Finitos (MEF)

A análise dos deslocamentos, deformações e tensões em uma estrutura contínua que possui uma geometria complexa é impossível de ser realizada através dos métodos analíticos clássicos. Para tal, é necessário subdividir esta estrutura em pequenas partes separadas denominadas elementos, de geometria relativamente simples, ligadas entre si em pontos discretos, chamados de nós. Essa subdivisão chamada malha, faz com que a estrutura se torne um sistema discreto, permitindo assim a análise de esforços em qualquer ponto, a partir da solução individual de cada elemento. A constituição do modelo matemático é baseada em parâmetros finitos, em problemas de análise estrutural o parâmetro utilizado é o de deslocamentos nodais. Esse processo dá origem ao denominado MEF.

O MEF utiliza métodos numéricos que aproximam a solução de problemas de equações diferenciais ordinárias ou parciais através de interpolação polinomial em todo o sistema discreto através de um conjunto de soluções individuais de cada elemento (ZIENKIEWICS ; TAYLOR; 2000; 2005).

Para a implementação do método na análise dos esforços atuantes em um conjunto osso-prótese, faz-se necessário, primeiramente a representação geométrica de todos os componentes, a fim de que a malha possa ser criada.

A criação da malha depende das propriedades dos materiais da estrutura, do tipo de análise e da geometria. O software utilizado oferece uma “biblioteca de elementos” que devem ser escolhidos com base nesses dados.

O melhor resultado depende de um desenho bem feito e da escolha do melhor elemento. Quanto maior o número de elementos, mais preciso será o resultado (AZEVEDO, M.F.A.; 2003).

2.4 ANSYS ®

Para que a análise de estruturas de geometrias complicadas através dos Elementos Finitos não seja exaustiva, é necessário o uso de um programa computacional de análise e modelagem que auxilie o engenheiro ou projetista. O ANSYS é um dos vários softwares de auxílio para a análise de tensões através do MEF sendo um dos mais utilizados para pesquisas científicas.

A análise da estrutura através do ANSYS é dividida em três etapas:

Pré-processamento, onde se define a geometria da estrutura, o tipo de análise, a quantidade de elementos, propriedades dos materiais e condições de contorno.

Processamento ou Solução, onde se define o tipo de solução desejada para se obter os deslocamentos nodais.

Pós-processamento, que é a análise dos resultados.

O tempo para se obter os resultados é diretamente proporcional a quantidade de nós e elementos existentes e depende também da máquina processadora em que o software está instalado.

3. METODOLOGIA

O comportamento dos ossos sob a influência de cargas no organismo é quase impossível de ser analisado com precisão a não ser através de análises computacionais. A modelagem, simula a realidade e combinada a dados experimentais é fundamental para a fabricação de produtos relacionados à biomecânica (NIGG and HERZOG; 1999).

Neste estudo a simulação numérica através do MEF foi realizada pelo software ANSYS®, versão 15.0, escolhido pela idoneidade e grande utilização em pesquisas científicas.

A carga de 1000 N foi escolhida baseada nos estudos de EBRAHIMIA, H., et al; (2012) e que utilizou uma carga 2 a 4 vezes maior que um corpo de 75Kg com apoio em uma única perna.

Baseado em estudos em que ficou comprovado que o comportamento mecânico do osso sob influência de carga obedece à Lei de Hooke e observando às propriedades físicas e mecânicas do conjunto osso prótese, as análises deste estudo foram realizadas em regime linear elástico.

O modelo de prótese total de quadril utilizado é fabricado pela empresa Baumer S.A., do tipo não cimentada Logical Primária de concepção modular, com perfil quadrangular fabricada com liga de Titânio 6Al-4V. A empresa fabricante colaborou com a doação do corpo de prova para a realização do ensaio laboratorial para que fosse feita a comparação dos dados obtidos na simulação computacional.

3.1 Simulações através do Método dos Elementos Finitos

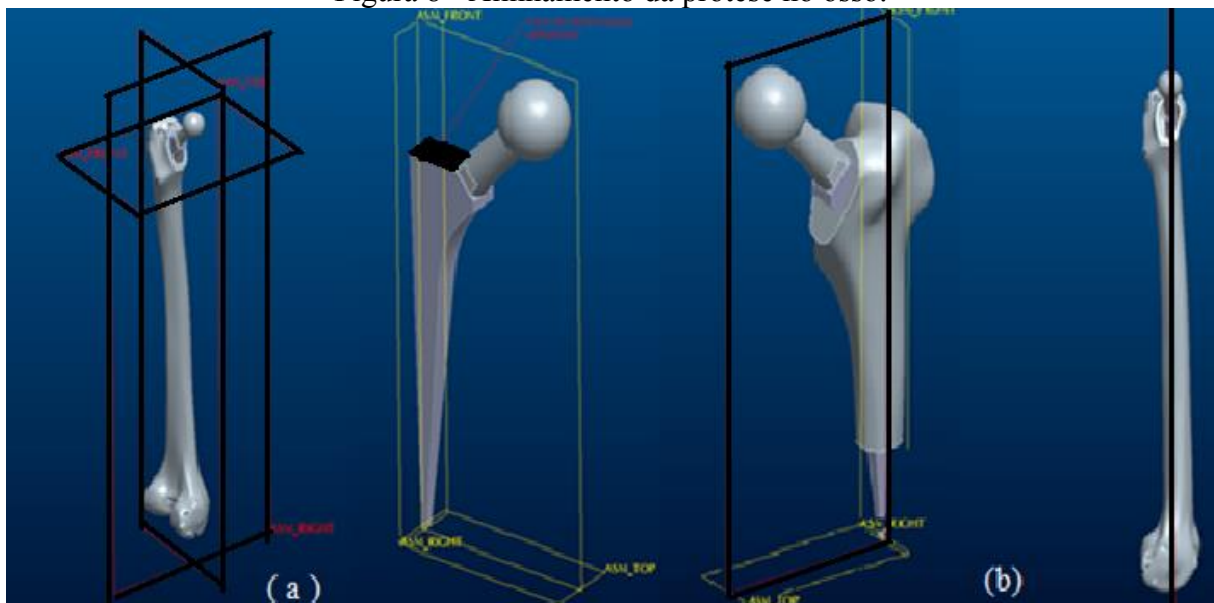
Obedecendo os passos necessários para a simulação no ANSYS®, primeiramente foi-se obtida a geometria tridimensional do fêmur através do banco de dados BEL Repository gerido pela Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna, Itália. Essa geometria foi exportada posteriormente para o programa CAD Pro/ENGINEER®, lugar para onde também foi exportada a geometria da prótese após sua confecção em um programa de desenho auxiliar. A geometria do fêmur considera as partes de tecido cortical, trabecular e o canal medular.

A geometria da haste utilizada sofreu algumas modificações em sua estrutura. Para simplificar o modelamento e a convergência no ANSYS®, não foram consideradas as estrias e rugosidades contidas na prótese real e a região entre a haste e o pescoço da prótese foi considerada cilíndrica.

No Pro/ENGINEER®, foi realizada a interface das geometrias, formando o conjunto osso prótese.

O alinhamento da prótese no osso utilizou os três planos ortogonais criados no processo de escaneamento do osso, visualizados na Figura 8 nas linhas pretas. O plano superior do osso foi alinhado ao plano frontal da prótese. A face de referência da prótese foi posicionada paralelamente ao plano superior do osso, deslocado a uma distância de 4mm de modo a se encaixar dentro dos limites do osso trabecular.

Figura 8 - Alinhamento da prótese no osso.

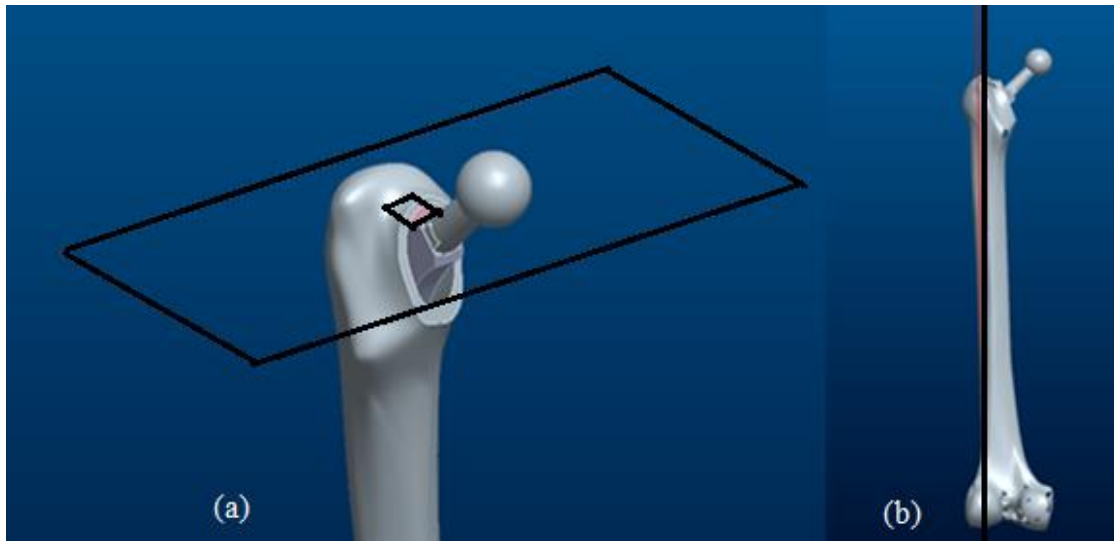


(a) Plano do osso alinhado ao plano da prótese (b); Face de referência da prótese posicionada paralelamente ao plano do osso.

Fonte: Pro/ENGINEER®

O plano superior do osso foi posicionado paralelamente ao plano frontal da prótese, deslocado a uma pequena distância para o encaixe dentro dos limites do osso trabecular como mostra a Figura 9.

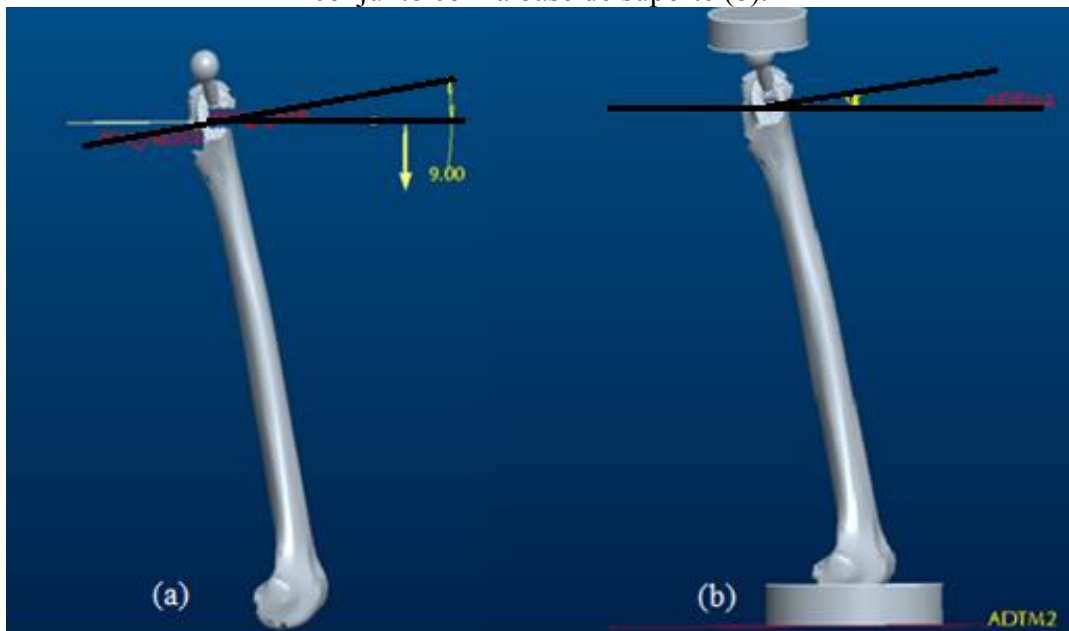
Figura 9 – (a) Posicionamento paralelo dos planos do osso e da prótese; (b) Encaixe nos limites do osso trabecular.



Fonte: Pro/ENGINEER®

A Figura 10, mostra a criação de um ângulo de 9° no plano perpendicular entre o eixo de carga e o eixo da haste da prótese e de 10° com o plano frontal entre o eixo de carga e o eixo da haste, conforme norma da ABNT para próteses parcial e total de articulação de quadril (ABNT; 2011) para simular com maior fidelidade a situação real do osso no corpo humano.

Figura 10 – Criação dos ângulos para a simulação. Vista fora da base de suporte (a); Vista do conjunto com a base de suporte (b).



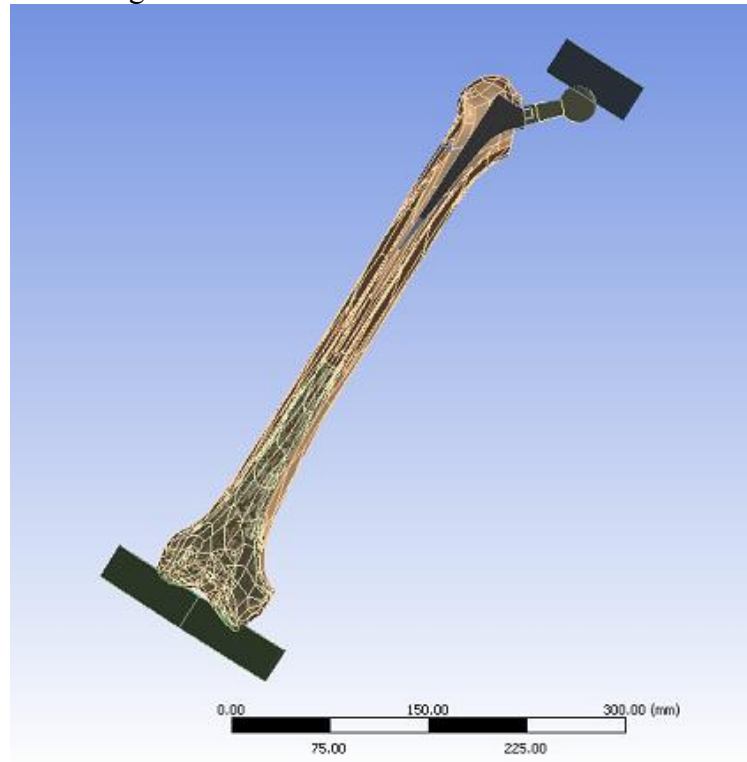
Fonte: Pro/ENGINEER®

Após a criação da geometria do conjunto osso prótese, esta foi exportada para o software ANSYS®.

Uma base na parte inferior simulando a posição real na articulação do joelho e uma em outra na parte superior para a aplicação da carga foram desenvolvidas de modo a ficarem paralelas.

A Figura 11 mostra a geometria do conjunto com os detalhes internos no software de análise.

Figura 11- Geometria com detalhes internos



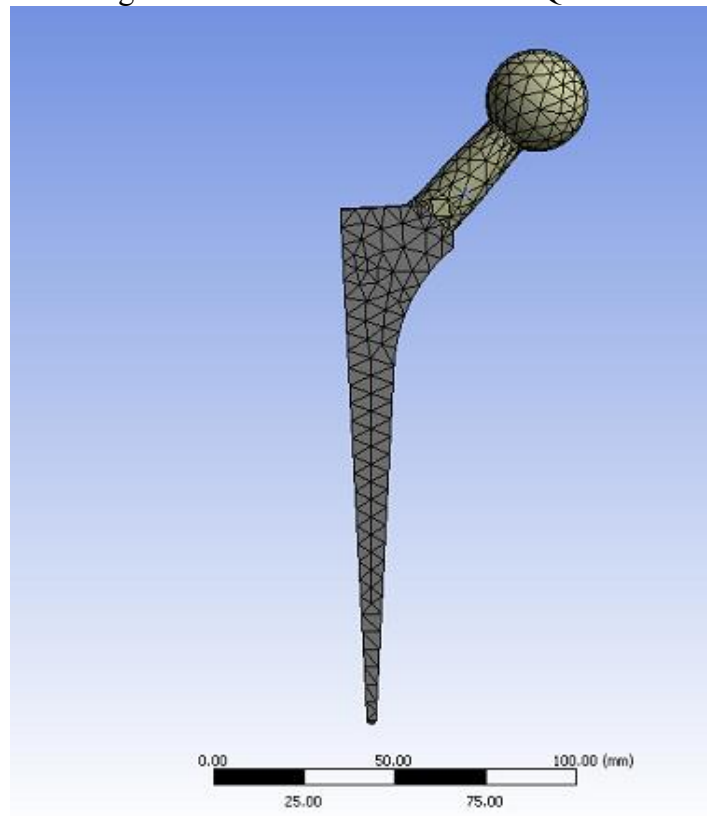
Fonte: ANSYS® 15.0

O elemento utilizado para modelar as geometrias foi o SOLID 187, um elemento sólido de ordem superior, tetraédrico de 10 nós, com 3 graus de liberdade por nó. Esse elemento foi escolhido por ser o mais adequado oferecido pelo software para a análise de volumes de geometrias irregulares.

O osso e a prótese foram modelados separadamente. Para a escolha da malha foram realizados vários testes e a que ofereceu melhor resultado da análise em um tempo menor foi uma malha de 5 mm em todos os corpos.

Na prótese foi utilizada uma malha com menor refinamento, como mostra a Figura 12, pois o objetivo maior desse estudo não foi o de analisar as tensões na prótese isoladamente e sim as tensões no conjunto osso prótese.

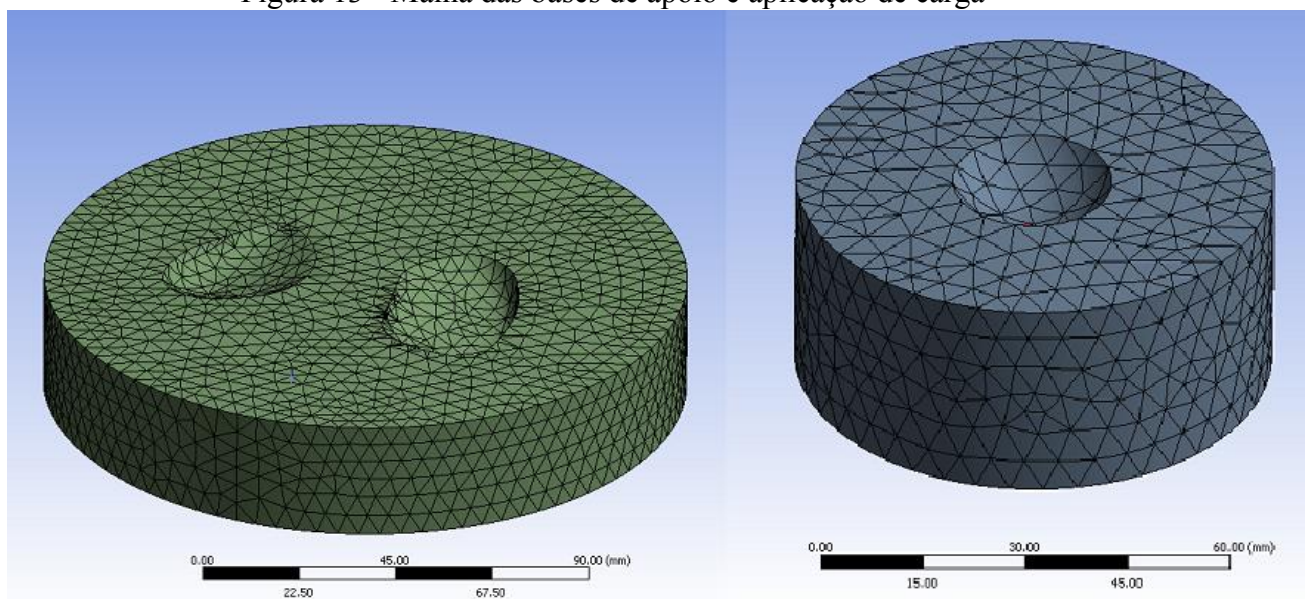
Figura 12- Malha Prótese Total de Quadril



Fonte: ANSYS® 15.0

A Figura 13 mostra a criação da malha das bases inferior e superior.

Figura 13 - Malha das bases de apoio e aplicação de carga



Fonte: ANSYS® 15.0

O modelo completo do conjunto formado por 116.170 elementos e 187.785 nós pode ser visualizado na Figura 14.

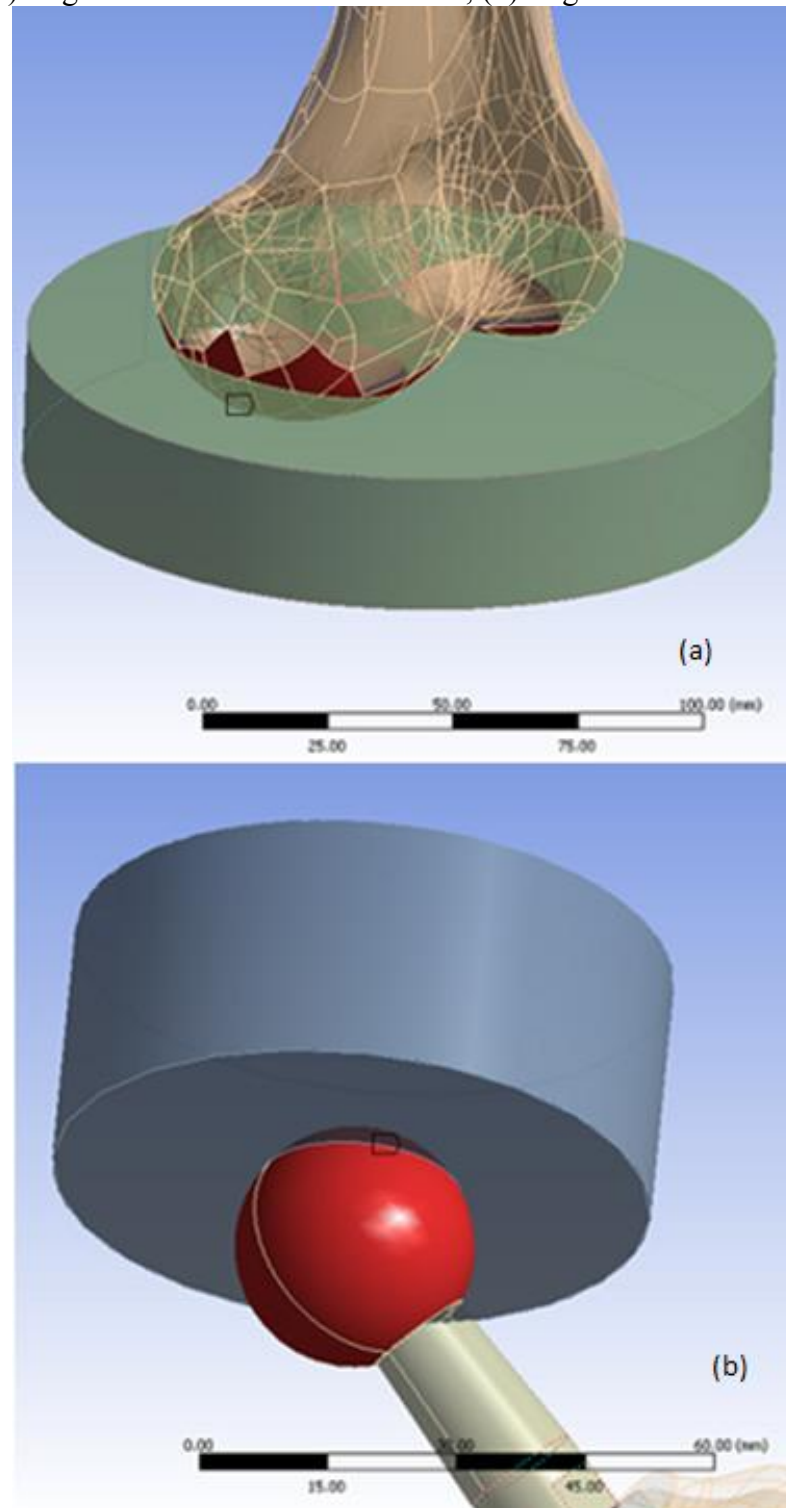
Figura 14 – Malha do modelo completo do conjunto



Fonte: ANSYS® 15.0

Nas regiões de contato que envolvem as bases inferior e superior foram adotados contatos sem atrito do tipo linear que permite o deslizamento entre as partes. A Figura 15 mostra essa região de contato.

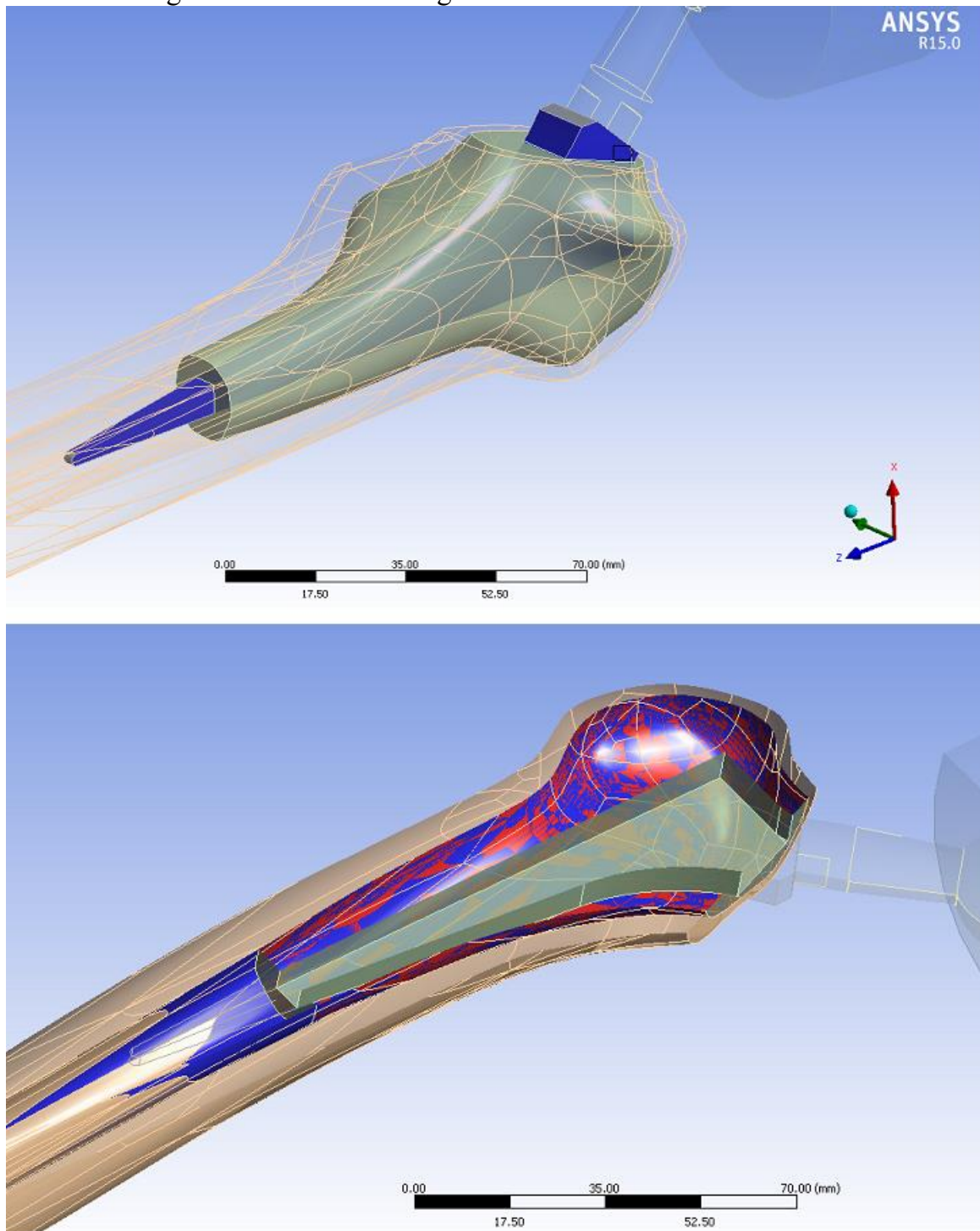
Figura 15 – (a) Região de contato na base inferior; (b) Região de contato na base superior.



Fonte: ANSYS® 15.0

Nos demais corpos, onde não há deslocamento relativo das partes foram adotados contatos do tipo *Bonded* que não permite deslizamento entre as partes considerando-as como se estivessem coladas. A Figura 16 mostra duas regiões diferentes de contato onde não há deslocamento.

Figura 16 – Diferentes regiões de contato sem deslocamento



Fonte: ANSYS® 15.0

O movimento da base inferior foi restringido de forma a não permitir sua rotação ou translação o que poderia comprometer a análise. No ponto de aplicação de carga, ou seja, na base superior, foram restringidos os movimentos no plano, permitindo somente os deslocamentos na direção vertical.

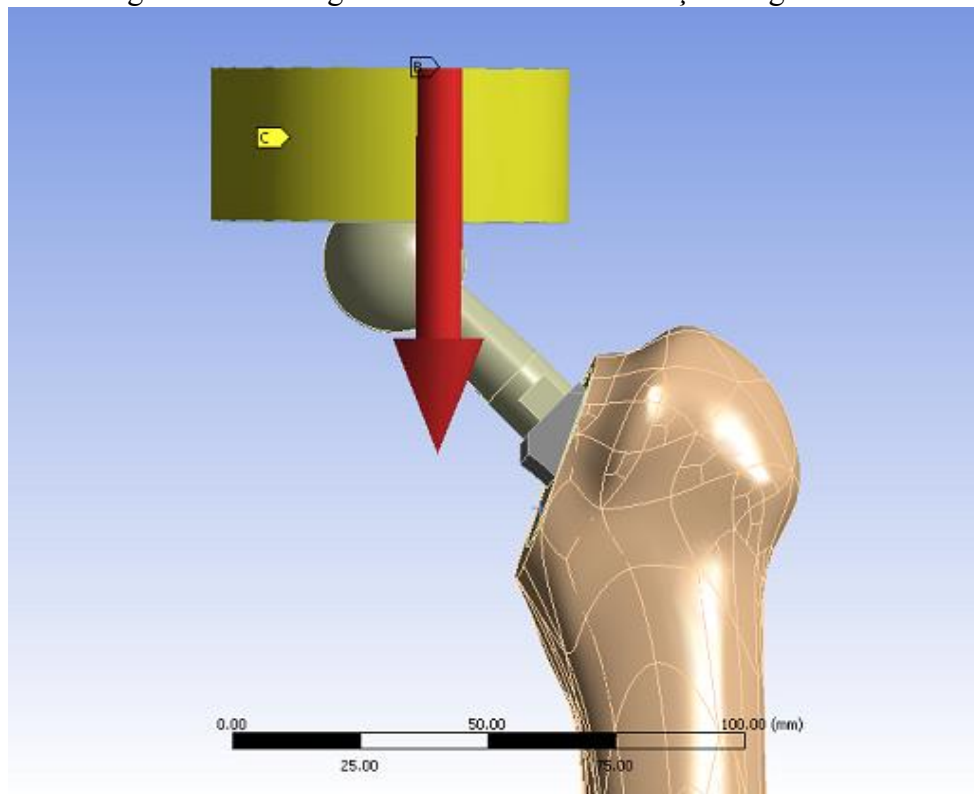
Definidas todas as condições necessárias, foram realizadas três simulações em etapas. A primeira simulação considerou o conjunto osso-prótese como material biológico com propriedades ortotrópicas baseado nos estudos de ISAZA, E.; GARCÍAL, SALAZAR, E (2013) e de SCHENECK & BRONZINO; 2000) que concluíram, através das diferenças nas propriedades dos materiais entre os eixos longitudinal e sagital que os ossos são materiais ortotrópicos. As propriedades dos materiais utilizadas, estão indicadas na Tabela 1.

Na segunda simulação o conjunto osso-prótese foi considerado isotrópico de acordo com os estudos de FERNANDES P.; FIALHO J.; (2007) que mostra que o osso pode ser considerado desse modo. As propriedades utilizadas foram retiradas da Tabela 2 que trata do osso sintético, porém com valores aproximados às de um osso biológico.

A terceira simulação foi realizada em um fêmur intacto, sem a interferência da prótese. O material foi considerado isotrópico e as propriedades utilizadas neste caso foram as mesmas de um osso sintético. O objetivo dessa terceira simulação foi comparar as tensões entre a análise feita num osso com a influência de uma prótese e uma análise onde não há essa influência.

Em todas as análises considerou-se uma carga compressiva de 1000N na direção longitudinal como mostra a Figura 17.

Figura 17 – Carregamento de 1000 N na direção longitudinal.



Fonte: ANSYS® 15.0

3.2 Ensaio Laboratorial em laboratório

O ensaio laboratorial foi utilizado neste estudo, como ferramenta para comparação de dados entre as análises computacionais.

Para a realização desse ensaio foi necessário a aquisição de um fêmur sintético modelo 3406, fabricado pela Sawbones® com 485 mm de comprimento, 32 mm de diâmetro na diáfise e 93 mm de espessura em sua parte inferior. As propriedades desse osso estão especificadas na Tabela 2. A Figura 18 mostra a imagem do fêmur utilizado, antes da implantação da prótese.

Figura 18 - Fêmur sintético antes da implantação da prótese



A prótese utilizada foi doada pela Baumer S/A como corpo de prova, seu modelo é o mesmo utilizado nas análises computacionais.

A inserção da prótese no fêmur foi realizada na fábrica da Baumer em Mogi Mirim/SP, por um engenheiro de projetos responsável pela área de fabricação. A técnica e os materiais utilizados para a implantação foram praticamente os mesmos que um ortopedista utiliza na sala de cirurgia para garantir a implantação correta.

Um corte foi feito a aproximadamente 10 mm do trocânter menor, paralela à crista intertrocantária, como mostra a Figura 19.

Figura 19 - Fêmur sintético após corte para a implantação da prótese



Foto tirada em câmera particular

Com o corte realizado, um vazador para prótese de quadril modelo ES.6 foi inserido para fazer um acesso ao eixo neutro do canal medular de modo que a fresa pudesse ser inserida para retirar parte do material esponjoso. Assim, um raspador que possui as mesmas dimensões da prótese, como mostra a Figura 20, retira o excesso de material esponjoso, abrindo caminho para a inserção da prótese.

Figura 20 – Fresa para raspar o material esponjoso no canal medular ao lado da prótese antes de ser implantada



Foto tirada em câmera particular

Finalmente, após a inserção da prótese, colocou-se a cabeça femoral para a finalização do procedimento.

Todos os passos seguidos para a colocação da prótese estão contidos na técnica cirúrgica fornecida pela Baumer S.A..

No Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da UNESP Campus de Guaratinguetá, dois extensômetros elétricos de resistência, marca: Kyowa, modelo: KFG 120 - 3 - C1 – 11 foram colados a fim de medir a deformação no fêmur após o carregamento. Um extensômetro foi colado na região da face interna da diáfise medial do fêmur sintético, local da medição da deformação e o outro na face lateral do epicôndilo que é um local neutro onde a deformação é mínima, para que não influenciasse o resultado esperado, caracterizando assim, um quarto de ponte com um extensômetro tipo dump. A escolha do local de colocação do extensômetro na diáfise foi realizada de acordo com as tensões obtidas nas simulações numéricas e o instrumento utilizado para fazer a medição da escala foi uma régua milimetrada.

Antes da colagem dos extensômetros foi necessária a preparação da superfície do fêmur sintético em etapas, conforme PEREIRA, C.P.M.;(2014). Primeiramente foi realizado um polimento utilizando lixas grossas de e uma limpeza com álcool e algodão. A segunda etapa foi um novo lixamento usando lixas mais finas, sempre limpando a área com álcool e algodão até que a superfície estivesse sem resíduo, porém com uma pequena rugosidade. Na terceira etapa os locais de instalação dos extensômetros foram marcados e logo depois uma limpeza com acetona pura industrial num único sentido foi realizada.

Os extensômetros foram colados com um adesivo à base de cianoacrilato, denominado CA. Finalmente, a ligação da fiação foi realizada utilizando-se fios de cobre de 24AWG, com 0,511 de diâmetro. Uma camada de silicone para proteger os extensômetros e suas ligações foi utilizada. A Figura 21 mostra os locais exatos da colagem dos extensômetros.

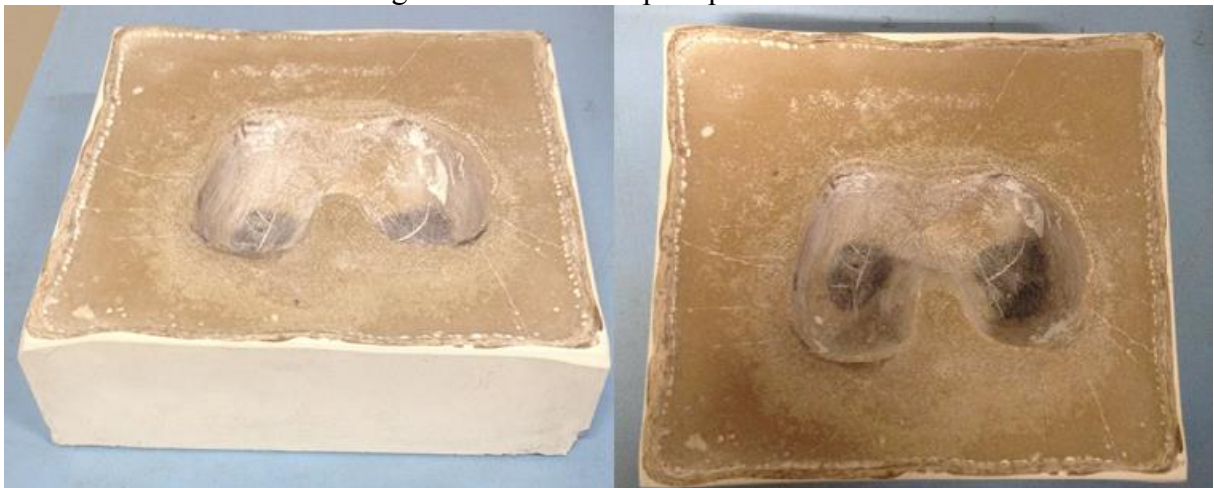
Figura 21 – Locais da colagem do extensômetro



(a) imagem ampliada da parte superior onde foi colado o extensômetro no local de interesse da medição; (b) imagem mostrando os locais exatos de colagem dos extensômetros; (c) imagem ampliada da parte inferior onde foi colocado o extensor tipo dump.

Uma base de apoio fabricada em fibra de vidro foi utilizada para restringir os movimentos de rotação e translação do osso, com os ângulos seguindo as normas da ABNT, da mesma forma que foi feito na simulação numérica. A Figura 22 mostra a imagem dessa base.

Figura 22 – Base de apoio para o osso



O ensaio laboratorial foi realizado no Laboratório de Ensaios Mecânicos do Departamento de Materiais da UNESP Campus de Guaratinguetá. Um carregamento compressivo de 1000 N, variando de 100N em 100N, com deslocamento de 0,5mm/s foi imposto ao conjunto osso-

prótese através de um equipamento modelo universal da Shimadzu®. A Figura 23 mostra o momento da realização do ensaio experimental.

Figura 23 – Ensaio laboratorial



A deformação foi obtida através do sistema de aquisição de dados Spider 8 Software Catman AP 3.3.5 em frequência de 24Hz. Na Figura 24, uma foto do equipamento HBM Spider 8. Os dados obtidos são armazenados em bancos de um computador e exportados para o Excel.

Figura 24 – HBM Spider 8



4. RESULTADOS

Os resultados descritos neste capítulo são referentes às simulações e ao ensaio laboratorial tratados no capítulo anterior.

A análise dos resultados leva em consideração as propriedades já apresentadas dos materiais nas Tabelas 1 e 2, bem como as condições impostas para a pesquisa.

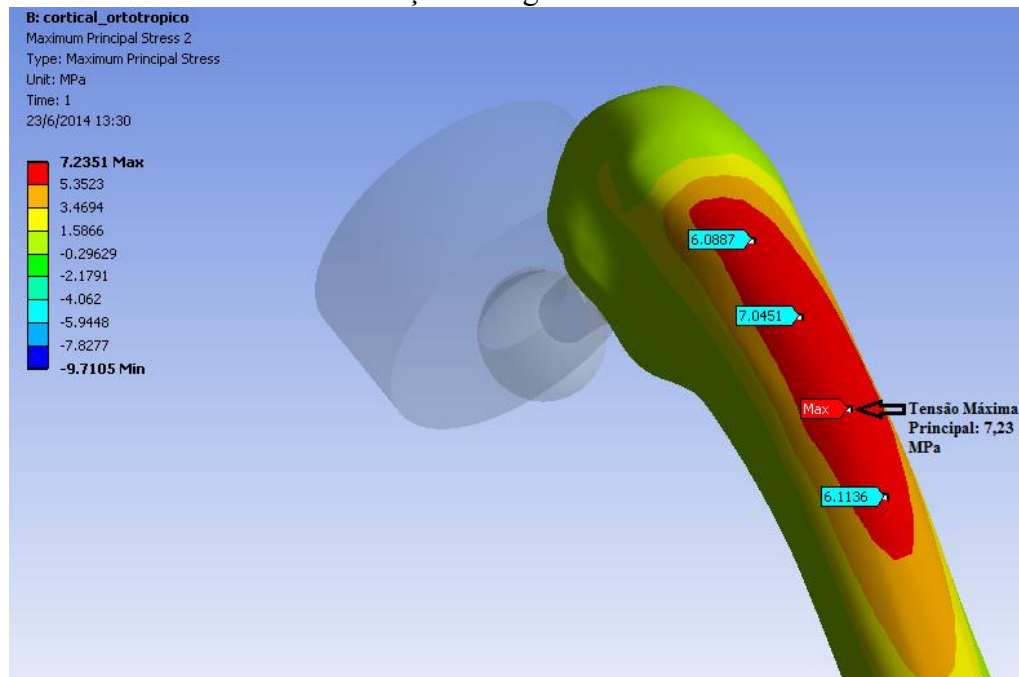
Foi tomado como parte externa da diáfise o lado oposto ao trocanter menor e como parte interna da diáfise o lado onde está localizado o trocanter maior.

4.1. Simulações Numéricas

A primeira simulação considerando o osso como material biológico e ortotrópico, mostra a existência de uma tensão de tração agindo na parte externa da diáfise, menor que a tensão de compressão que age na parte interna, assim como esperado.

A Figura 25 mostra os valores da tensão de tração na região externa da diáfise objeto do estudo, variando entre 6,08 MPa e 7,23 MPa aproximadamente na primeira análise.

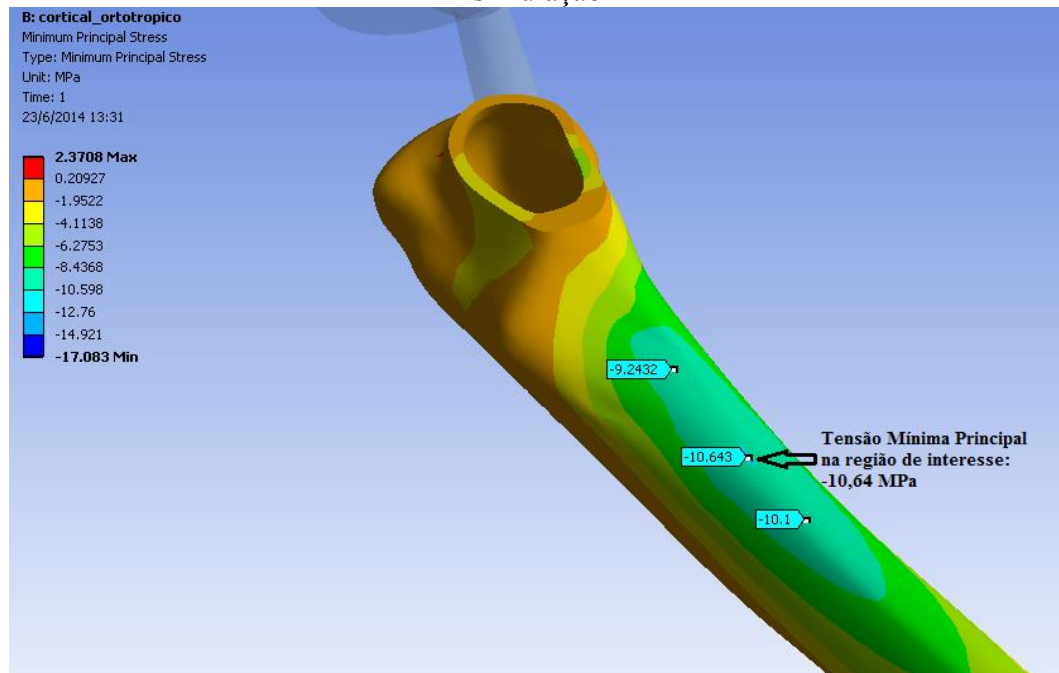
Figura 25 – Valores da tensão de tração na região externa da diáfise – Primeira simulação



Fonte: ANSYS® 15.0

Na Figura 26, observa-se os valores da tensão de compressão da primeira análise na região interna da diáfise, variando de 9,24 MPa até 10,64 MPa, aproximadamente.

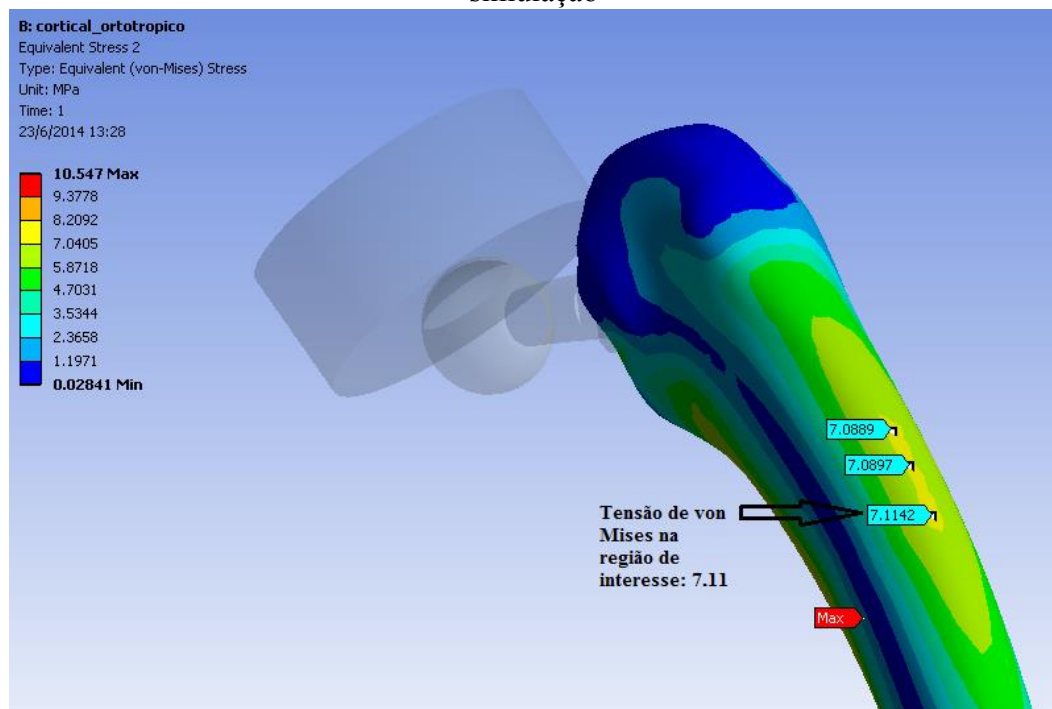
Figura 26 – Valores da tensão de compressão na região interna da diáfise – Primeira simulação



Fonte: ANSYS® 15.0

A Figura 27 mostra os valores da tensão equivalente de von Mises para a primeira análise, com valor máximo aproximado de 10,54 MPa na diáfise do fêmur.

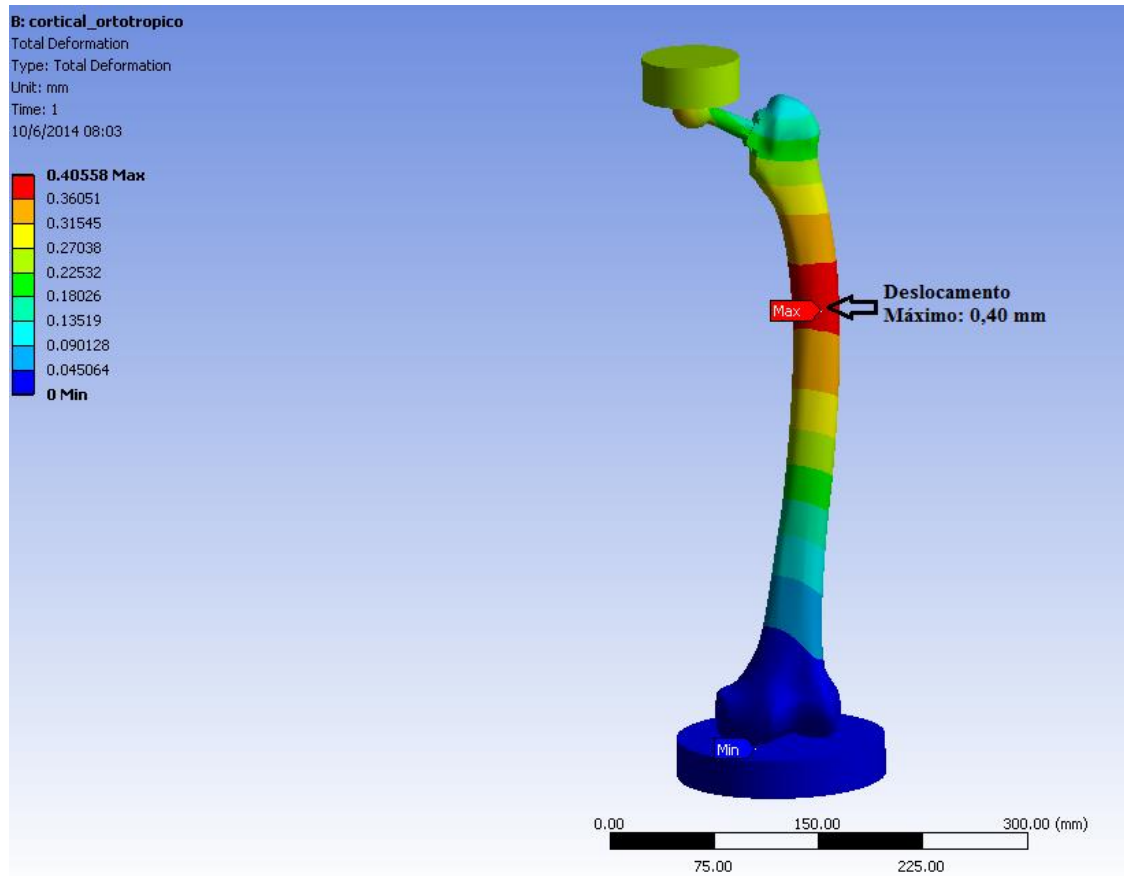
Figura 27 – Valores da tensão equivalente de von Mises na diáfise do fêmur – Primeira simulação



Fonte: ANSYS® 15.0

O valor total do deslocamento no conjunto também foi analisado na primeira análise e mostrado na Figura 28, observando-se um deslocamento total de 0,4 mm.

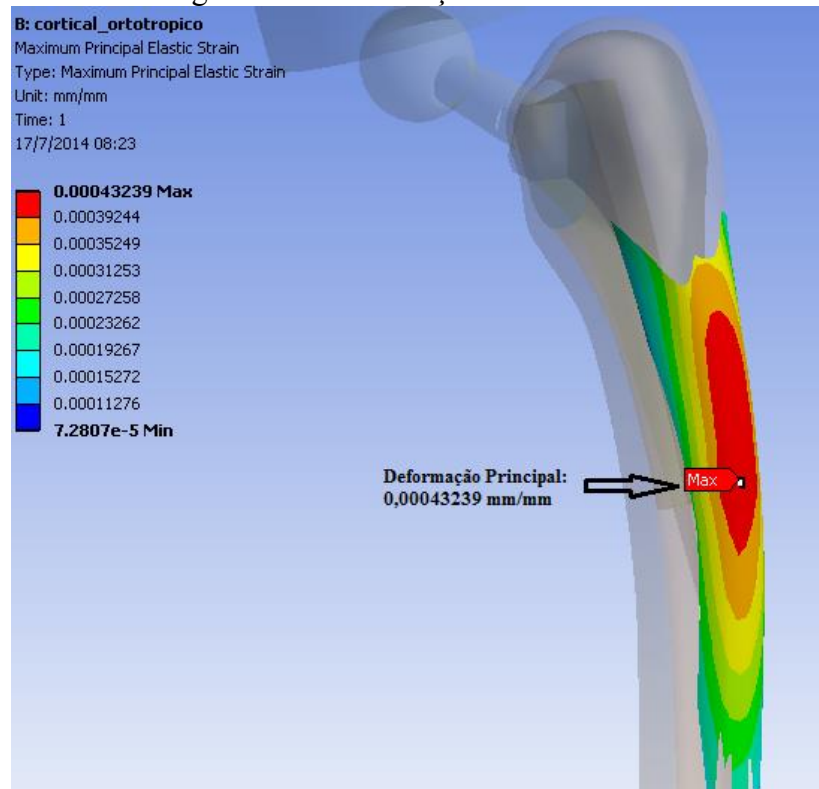
Figura 28 – Deslocamento total no conjunto osso-prótese – Primeira Simulação



Fonte: ANSYS® 15.0

A primeira simulação obteve ainda, a deformação específica normal do fêmur após o carregamento imposto, como mostra a Figura 29. O valor da deformação máxima principal foi de 432,39 $\mu m/m$.

Figura 29 – Deformação Total do fêmur



Fonte: ANSYS® 15.0

Os resultados obtidos nessa primeira simulação mostram que a deformação do conjunto osso-implante será percebida um pouco acima da parte medial interna da diáfise do fêmur, devido à tensão de compressão.

A Tabela 3 mostra os valores obtidos na primeira simulação para as tensões máxima principal, mínima principal e von Mises, além das deformações principal e equivalente.

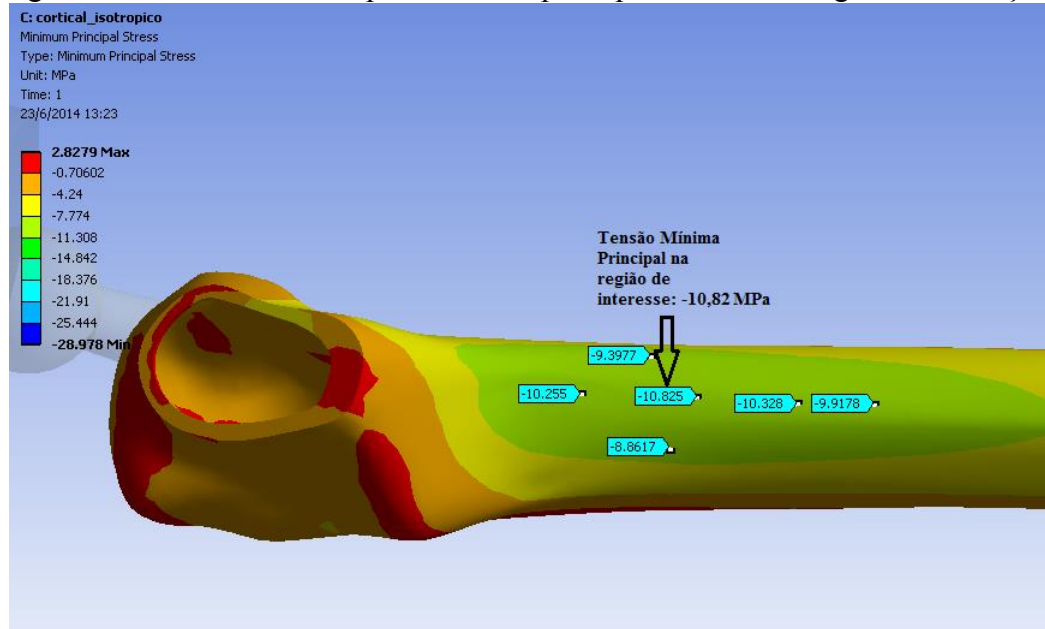
Tabela 3 – Tensões e deformações obtidas na primeira simulação

Tensão	Valor (MPa)
Principal Máxima	7,23
Principal Mínima	-10,64
Von Mises	10,54
Deformação Específica Normal	Valor ($\mu\text{m}/\text{m}$)
Principal	432,39

Na segunda simulação realizada com as propriedades isotrópicas do osso sintético, a tensão de compressão que demonstrou ser a mais importante neste estudo obteve um valor máximo na região interna da diáfise de aproximadamente 10,82 MPa, mostrando que houve uma diferença

muito pequena de valores se comparados à primeira análise. A Figura 30 mostra os valores obtidos para a análise da mínima tensão principal na segunda simulação.

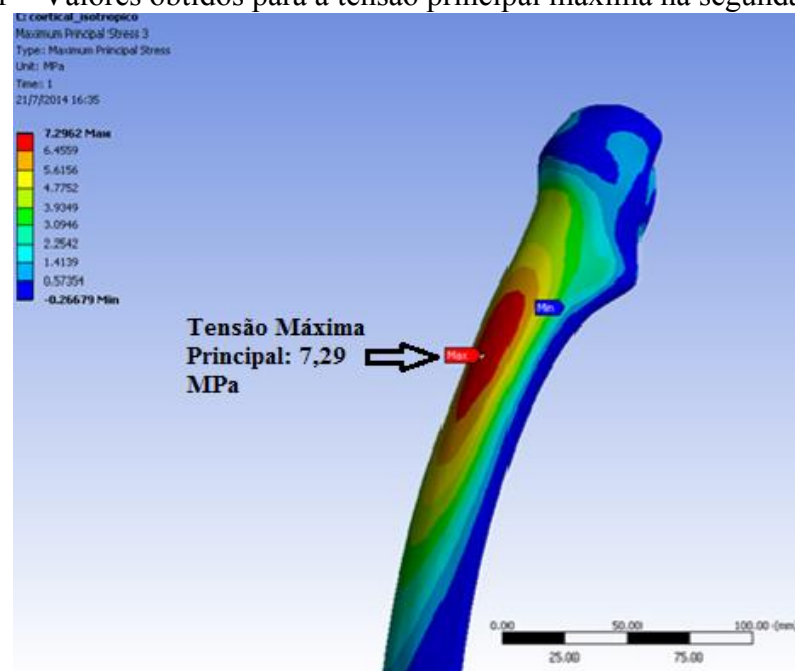
Figura 30 – Valores obtidos para a tensão principal mínima da segunda simulação.



Fonte: ANSYS® 15.0

A Figura 31 mostra as tensões obtidas na segunda simulação para a máxima tensão principal no valor de 7,29 MPa na região estudada.

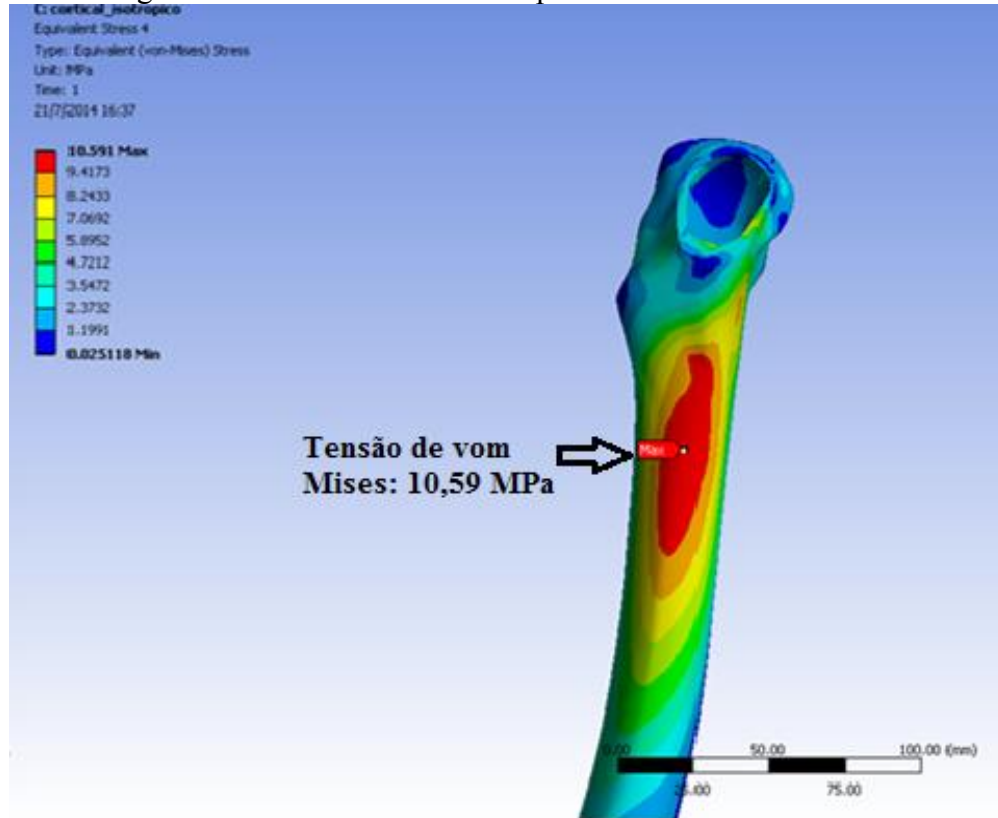
Figura 31 – Valores obtidos para a tensão principal máxima na segunda simulação



Fonte: ANSYS® 15.0

Os valores encontrados para as tensões de von Mises também mostram um resultado com pouca diferença quando comparado à análise da primeira simulação. A Figura 32 mostra esses resultados, onde o valor máximo foi de 10,59 MPa.

Figura 32 – Valores encontrados para as tensões de von Mises



Fonte: ANSYS® 15.0

Baseado nos resultados da primeira simulação e dado que não houve diferença nas tensões medidas, podemos prever que o deslocamento e a deformação do fêmur para essas condições têm valores aproximados aos da primeira simulação.

A Tabela 4, mostra os valores obtidos para as tensões na segunda simulação.

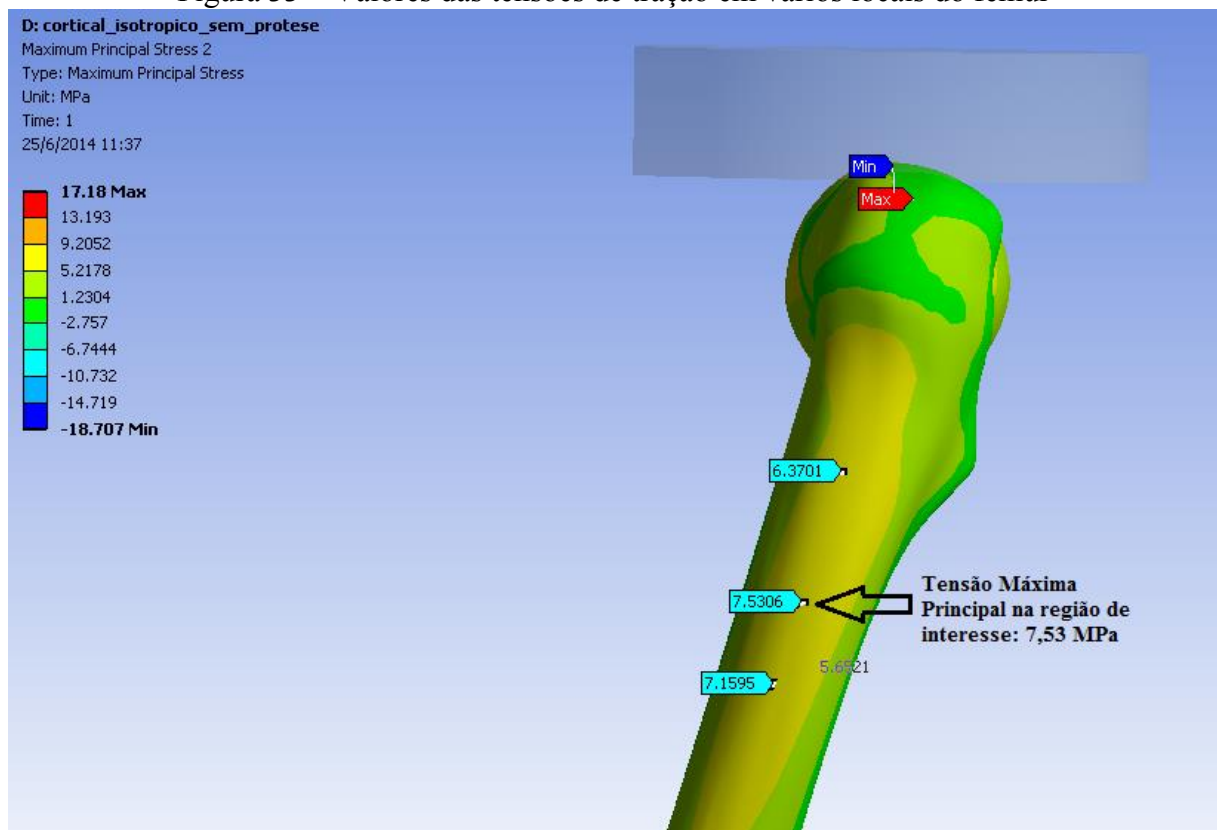
Tabela 4 – Tensões obtidas na segunda simulação

Tensão	Valor (MPa)
Principal Máxima	7,29
Principal Mínima	-10,82
Von Mises	10,59

A terceira simulação foi realizada num fêmur com propriedades iguais às de um sintético e considerando como material isotrópico para a comparação de dados com as duas simulações anteriores.

A tensão de tração obtida na região estudada foi de aproximadamente 7,53 MPa, como mostra a na Figura 33. Comparado aos valores obtidos nas primeiras simulações, pode-se observar uma diferença muito pequena.

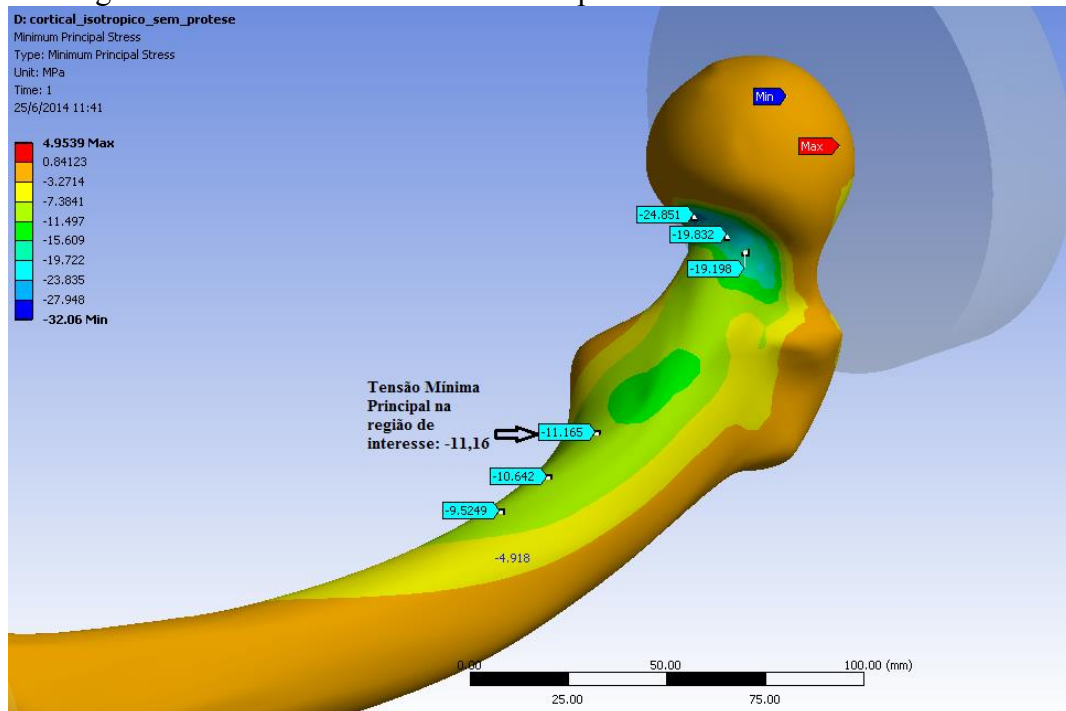
Figura 33 – Valores das tensões de tração em vários locais do fêmur



Fonte: ANSYS® 15.0

As pequenas diferenças observadas entre as duas primeiras simulações e a terceira simulação para a análise de tração mantem-se também na análise de compressão, conforme Figura 34, onde o valor máximo obtido na mesma região de estudo foi de aproximadamente 11,16 MPa.

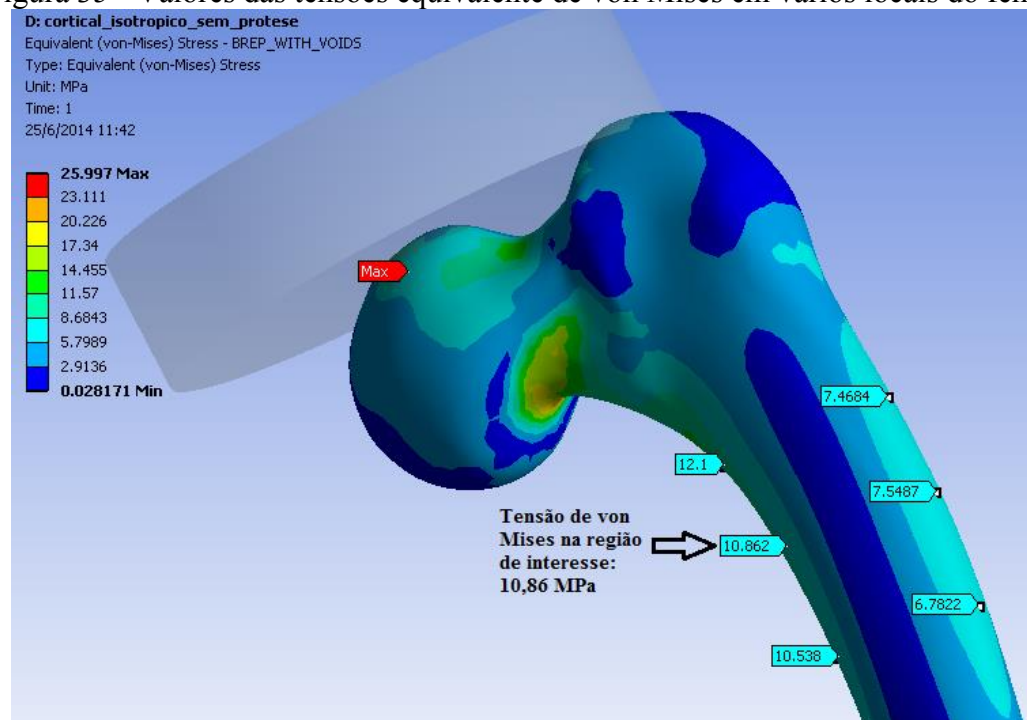
Figura 34 – Valores das tensões de compressão em vários locais do fêmur



Fonte: ANSYS® 15.0

A tensão máxima de Von Mises no ponto analisado nessa simulação foi de 10,86 MPa, como pode-se observar na Figura 35.

Figura 35 - Valores das tensões equivalente de von Mises em vários locais do fêmur



Fonte: ANSYS® 15.0

A terceira análise mostrou valores muito próximos aos encontrados nas duas primeiras simulações em todas as análises.

A Tabela 5 contém os dados obtidos das tensões na terceira simulação para a região da diáfise, objeto de estudo neste trabalho.

Tabela 5 – Valores das tensões obtidas para a terceira simulação

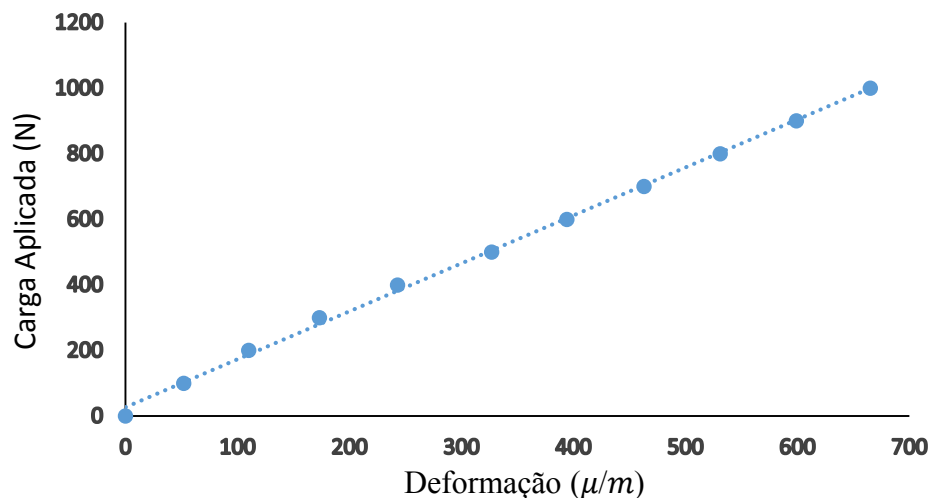
Tensão	Valor (MPa)
Principal Máxima	7,53
Principal Mínima	-11,16
Von Mises	10,86

4.2. Ensaio Laboratorial

O ensaio experimental, realizado em laboratório para comparação com o valor obtido da deformação na simulação forneceu como resultado um valor de deformação equivalente de aproximadamente 665 ($\mu m/m$). Considerando-se que pela Lei de Hooke, $\tau = E \cdot \varepsilon$, tem-se uma tensão de compressão de aproximadamente 11,30 MPa.

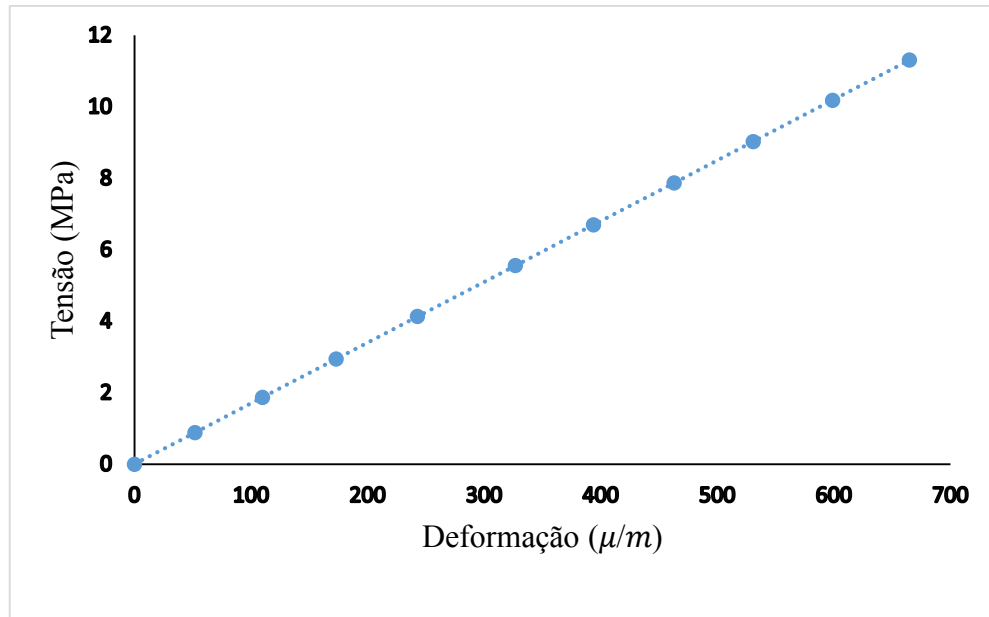
O Gráfico 1 ilustra a relação entre a carga aplicada ao conjunto osso prótese e a deformação sofrida.

Gráfico 1 – Relação Carga Aplicada X Deformação – Ensaio Laboratorial



A relação entre tensão e deformação está expressa no Gráfico 2

Gráfico 2 – Relação Tensão X Deformação – Análise Laboratorial



5. DISCUSSÃO

Esse estudo visa uma colaboração para a biomecânica e espera-se que seus resultados auxiliem no processo de melhoria do tratamento dos pacientes que necessitam do implante de uma prótese total de quadril.

Estudos das tensões e deformações na diáfise do fêmur são raros, pois a maior incidência de fraturas em fêmures contendo próteses são relatadas na região proximal ou colo do fêmur. Segundo LINDAHL, H. et al; (2005), os casos de fraturas na diáfise próximo à ponta da haste de uma prótese tendem a aumentar, visto que a ATQ vem sendo cada vez mais utilizada. LINDAHL, H.; (2007) coloca que tais fraturas acontecem principalmente pelo afrouxamento devido à diminuição da densidade ou da perda óssea periprotética.

FRANKLIN, J.; MALCHAU, H.; (2007) relacionam esse tipo de fratura às altas taxas de morbidade dos pacientes e discutem que as complicações de uma fratura periprotética podem levar à morte.

DALLACOSTA, D. (2007), escreveu que *“Após a colocação de uma prótese a transferência de cargas compressivas na região proximal é reduzida, pois passam a ser transmitidas através de forças cisalhantes na interface osso-implante.”* Diante de tais colocações, faz-se necessário o estudo das tensões e deformações específicas na região da diáfise.

Na Tabela 6, encontram-se os resultados obtidos nas três simulações realizadas neste estudo, para efeito de comparação.

Tabela 6 – Comparação dos resultados obtidos em cada simulação

Simulação	Principal Máxima (MPa)	Principal Mínima (MPa)	von Mises (MPa)
Primeira	7,23	-10,64	10,54
Segunda	7,29	-10,82	10,59
Terceira	7,53	-11,16	10,86

As tensões e deformações obtidas através das simulações numéricas e experimental são baseadas nas propriedades físicas e mecânicas de fêmures saudáveis encontradas em outros trabalhos e que possibilitam a discussão e comparação entre as tensões obtidas e tensões de ruptura fornecidas.

HEINER, A. D.; (2008), em seu estudo de ossos sintéticos faz uma comparação entre as propriedades físicas e mecânicas do fêmur natural e sintético mostrando que um fêmur sintético de quarta geração possui tensão de ruptura no valor de 154 MPa enquanto o natural tem tensão de ruptura de 170 MPa. Na Tabela 7 estão os resultados de outros trabalhos revisados.

Tabela 7 – Comparação dos valores de tensão de ruptura em trabalhos revisados

Tensão de Ruptura em Flexão do Osso	Bibliografia
Cortical – Fêmur Natural (MPa)	
203	REILLY, D.T.; BURSTEIN, A.H.; (1975)
191,1	ZIOUPOS, P.; CURREY, J. D. (1998)
170	HEINER, A. D.; (2008)
193	SHAH, S., et al.; (2011)

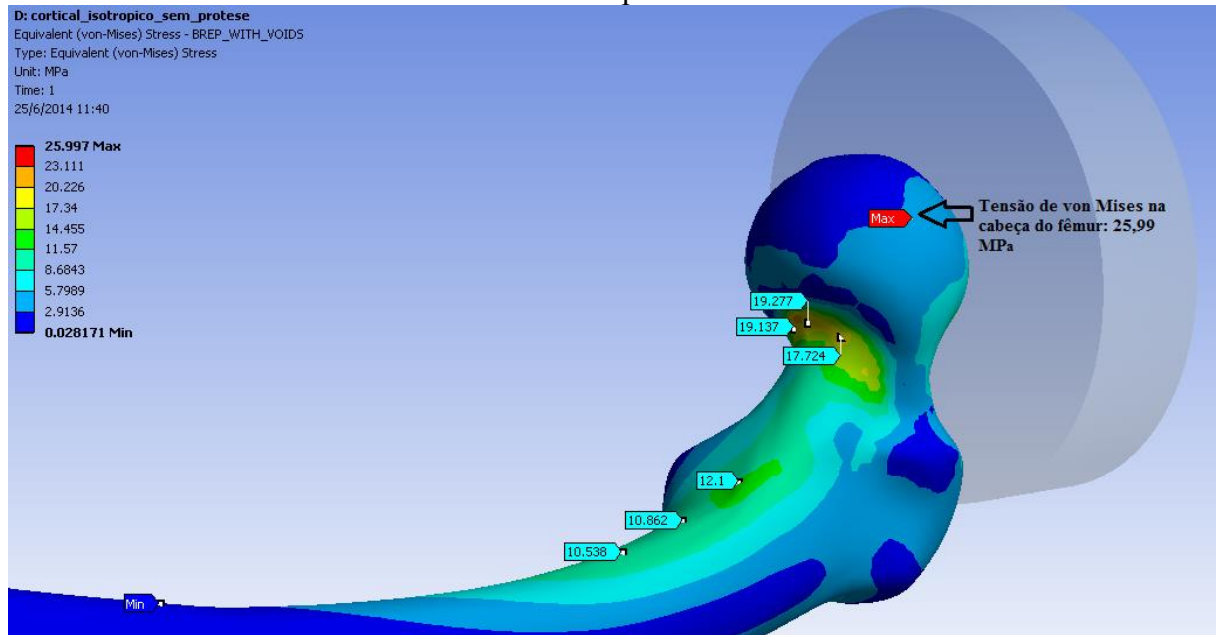
EBRAHIMIA, H., et al; (2012), utilizou a simulação através do MEF para verificar os picos de tensão em diferentes áreas de um fêmur com carga de 3000 N que corresponde a 4 vezes o peso de uma pessoa de 75 Kg revelando uma tensão de von Mises na diáfise medial de 29,00 MPa para um material considerado como isotrópico.

Considerando que a relação carga aplicada x tensão tem um crescimento linear, a simulação realizada neste estudo para material isotrópico com valor de tensão de von Mises de 10,82 MPa para a aplicação de uma carga de 1000 N pode ser comparada ao estudo de EBRAHIMIA, H., et al; (2012).

A comparação através do ensaio laboratorial revelou um valor de tensão de von Mises cerca de 7% maior que nas simulações numéricas que pode ter sido causado por diversos fatores como a distribuição da carga ou tensões geradas próximas a base construída para tal experimento.

Apesar do foco deste trabalho ter sido as tensões que agem sobre a diáfise do fêmur, notou-se que as maiores tensões obtidas nas simulações estão localizadas no lado superior e inferior do colo como é mostrado na Figura 36.

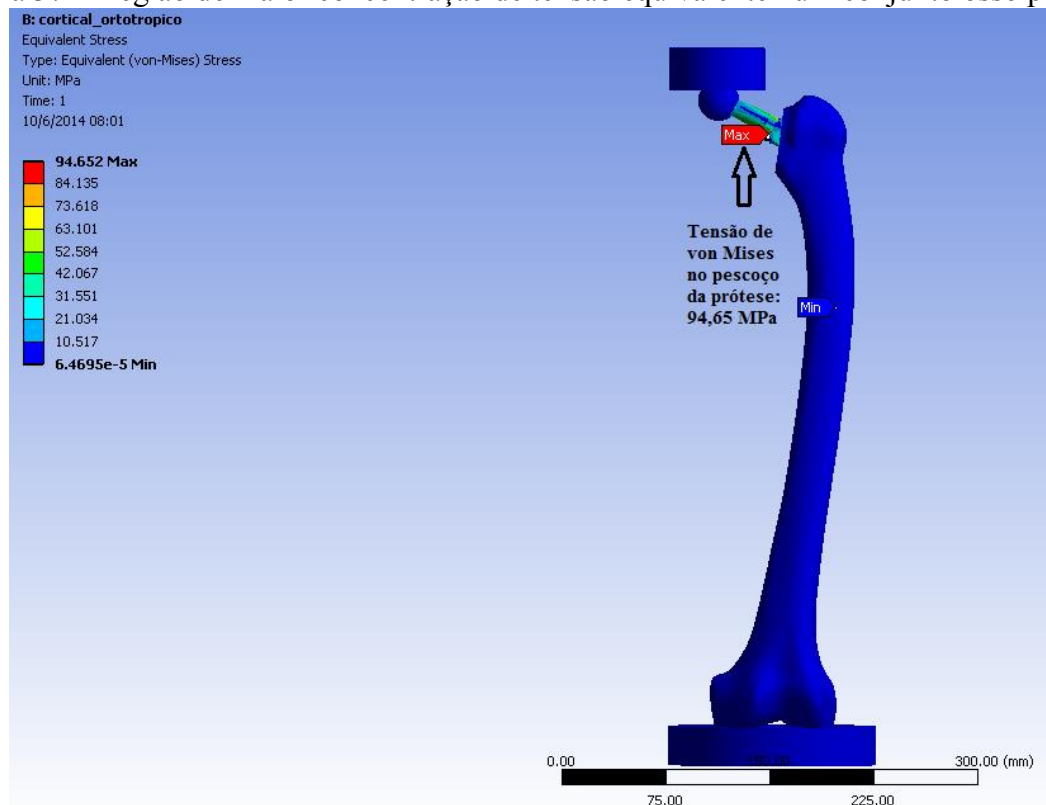
Figura 36 - Região de maior concentração de tensão equivalente no fêmur considerado como isotrópico



Fonte: ANSYS® 15.0

No fêmur que possui um implante, a maior tensão equivalente ocorreu entre a cabeça e o corpo do implante como mostra a figura 37.

Figura 37 – Região de maior concentração de tensão equivalente num conjunto osso prótese



Fonte: ANSYS® 15.0

Atualmente, as próteses são fabricadas com bons padrões de qualidade, porém é necessário ainda que o cirurgião faça um estudo de caso aprofundado do paciente e o planejamento da cirurgia através de radiografias, assim fará a escolha do melhor tipo e tamanho de prótese para o paciente, pois a implantação correta da prótese, obedecendo às técnicas e os ângulos no momento da colocação é um fator importante para a durabilidade da artroplastia sem a necessidade de revisão.

6. CONCLUSÃO

Concluiu-se que nas condições analisadas neste estudo, as fraturas na diáfise não são ocasionadas pelas tensões geradas, visto que a tensão de ruptura nesse local é cerca de dezesseis vezes maior que a tensão obtida.

Os dados obtidos nas simulações numéricas no conjunto osso-prótese e no osso intacto revelaram que a presença de uma prótese total de quadril não influencia na geração de tensões na diáfise.

Para efeito de análise de tensões em conjuntos osso-prótese ou em fêmures intactos, ambos podem ser considerados como material ortotrópico ou isotrópico, sem prejuízo nos resultados.

A simulação das tensões e deformações em um conjunto osso-prótese após uma artroplastia total de quadril não cimentada realizada fora dos parâmetros ideais, bem como a análise das tensões nas regiões superiores e inferiores do colo do fêmur são sugestões para um novo estudo.

REFERÊNCIAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS: Implantes para Cirurgia – Prótese parcial e Total para Articulação de Quadril, 2011.

ALVES, F.A. Elementos Finitos: A Base da Tecnologia CAE. São Paulo: Érica, 3ª Edição, 2005.

AMADIO, A.C. et al. Introdução à análise do movimento humano – descrição e aplicação dos métodos de medição. Revista Brasileira de Fisioterapia, São Carlos, v.2, n.3, p. 41-54, 1999.

AMADIO, A.C, BARBANTI, V.J. A Biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Ed. Estação Liberdade: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 2000: 269 p.

AMADIO, A.C. Metodologia Biomecânica para o Estudo das Forças Internas ao Aparelho Locomotor: Importância e Aplicações no Movimento Humano. Universidade de São Paulo, 2000.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – ABNT. NBR-ISO 5832-3. Implantes para cirurgia – Materiais metálicos – Parte 3: Liga conformada de titânio 6-alumínio 4-vanádio. Rio de Janeiro: ABNT, 1997. Disponível em: <<http://www.abntnet.com.br>>. Acesso em: Março de 2005.

AZEVEDO, M.F.A. Método dos Elementos Finitos. Portugal: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 1ª Edição, 2003.

BRODNER W., BITZAN P., Et al. Elevated serum cobalt with metal-on-metal articulating surfaces. J Bone Joint Surg Br. 1997; 1979(2): 316-321p.

BRONZINO, J.D., of The Biomedical Engineering Handbook, 2nd ed, Vol. 1, Ed, CRC Press, Boca Roton, FL,2000.

COBERTT K. L, LOSINA E., PROKOPETZ Nti. A.A., PROKOPETZ J.J, KATZ J.N. Population-based rates of revision of primary total hip arthroplasty: a systematic review. www.plosone.org. 2010; vol. 5(10) e13520 [7].

DANGELO, J.G.; FATTINI, C. A. Anatomia humana básica. 2ed. São Paulo: Atheneu, 2002.

DARLAN, D.: Simulação Tridimensional da Remodelação Óssea em Torno de Prótese de Quadril.; Dissertação de Mestrado;; UFSC, (2007).

DAY, R. 3rd generation composite femur, From: The BEL Repository, <http://www.tecno.ior.it/VRLAB>.

DIMITRIOU, R.; BABIS, G.C. Biomaterial osseointegration Enhancement with biophysical stimulation - J Musculoskelet Neuronal Interact 2007; 7(3):253-265.

EBRAHIMI, H.; et al: Biomechanical properties of an intact, injured, repaired, and healed femur: An experimental and computational study; journal of the mechanical behavior of biomedical materials (2012), 121–135.

FAULKER, A.; KENNEDY, L.G.; BAXTER, K; DONOVAN, J.; WILKINSON, M; BEVAN, G. Effectiveness of hip prostheses in primary total hip replacement: a critical review of evidence and an economic model. Health Technol Assessment 1998.

FERNANDES, P.; FIALHO, J.; Análise de Vibrações de um Femur com e sem Prótese Utilizando o Método dos Elementos Finitos; Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões 53-58; 2007.

FISIOBEM. Conceito de Sistema Esquelético. Aula de Anatomia. 1998-2011. Disponível em: www.auladeanatomia.com. Acesso em: jun 2014.

FONSECA, EMM; MENDES, CS; NORONHA, JK; Avaliação das tensões numa prótese do fêmur sob influência de diferentes materiais (Stresses assessment in a femoral prosthesis under the influence of different materials); 2010.

FRANKLIN, J.; MALCHAU, H.: Risk factors for periprosthetic femoral fracture; Injury, Int. J. Care Injured 2007; 655 - 660.

GOMES, L.S.M. Tribologia de Superfícies Articulares Protéticas. In: Artroplastia Total do Quadril. Clínica Ortopédica da SBOT, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan. 2009:25-40.

GOMEZ, P.F., MORCUENDE.; A historical and economic perspective on Sir John Charnley, Chas F. Thackray Limited, and the early arthroplasty industry. Iowa Orthop J. 2005.

GRAY, H.A; ZAVATSKY, A.B.; TADDEI, F.; CRISTOFOLINI, L.; GILL, H.S. Experimental validation of a finite element model of a composite tibia. Proc Inst Mech Eng H. 2007 Apr;221(3):315-24.

HARKESS, J.W; CROCKARELL, J.R. Arthroplasty of the hip. In: Canale ST, Beaty JH, editors. Campbell's operative orthopaedics. 11th ed. Philadelphia: Mosby Elsevier, 2008. p. 312-481.

HEINER, A. D.: Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias, Journal of Biomechanics (2008), 3282–3284.

ISAZA, E.; GARCÍAL, SALAZAR, E. Determination of Mechanic Resistance of Osseous Element through Finite Element Modeling; Department of Mechanical Engineering. Universidad Tecnológica de Pereira. Colombia.; 2013

JACOBS, J.J.; SKIPOR A.K.; DOORN, P.F.; CAMPBELL, P.; SCHMALZRIED, T.P; BLACK, J. et al. Cobalt and chromium concentrations in patients with metal on metal total hip replacements. Clin Orthop Relat Res. 1996;(329 Suppl):S256-63.

JARMEY, Chris. Corpo em movimento: uma abordagem concisa. Barueri: Manole, 2008

KALACHE, A. et al. O envelhecimento da população mundial. Um desafio novo. Rev. Saúde públ.; S. Paulo, 21:200-10, 1987.

KIRK, P.G.; RORABECK, C.H.; BOURNE, R.B.; BURKART, B. Total hip arthroplasty in rheumatoid arthritis: comparison of cemented and uncemented implants. Pode J Surg, Jun 1993; 36 (3) :229-32.

LAWRENCE, L. K. Ansys Workbench Tutorial. Texas: University of Texas at Arlington, SDC Publications, 2006.

LINDAHL, H., et. al.: Periprosthetic Femoral Fractures: Classification and Demographics of 1049 Periprosthetic Femoral Fractures from the Swedish National Hip Arthroplasty Register; The Journal of Arthroplasty; (2005).

LINDAHL, H.: Epidemiology of periprosthetic femur fracture around a total hip arthroplasty; Injury, Int. J. Care Injured (2007), 651 - 654.

MACEDO, C.A.S., et. al.: Artroplastia Total do Quadril de Spotorno. Acta Ortop Bras. [periódico na Internet]. 2008; 16(4): 217-222. Disponível em URL: <http://www.scielo.br/aob>.

NETTER, Frank H.; Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NIGG, B. M. & HERZOG, W. (Edit.). Biomechanics of the musculo-skeletal system. 2.ed. West Sussex, England: John Wiley & Sons, 1999.

PARK, J.B. Biomaterials Introduction; Plenum Press; New York, 1979.

PATRIZZI et al.- Análise Pré e Pós-Operatória da Capacidade Funcional e Qualidade de Vida de Pacientes Portadores de Osteoartrose de Quadril Submetidos à Artroplastia Total, Rev Bras Reumatol, v. 44, n. 3, p. 185-91, mai./jun., 2004.

PEREIRA, C. P. M.: Mecânica dos Materiais Avançada, Editora Interciência, 1ª Ed; (2014).

RAMOS, A.; FONSECA, F.; SIMÕES, J.A. Fissuras e Descolamentos de Fadiga em Próteses de Anca Cimentadas: Estudo in Vitro. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro 2, Serviço de Ortopedia – Hospitais da Universidade de Coimbra e Faculdade de Ciências da Saúde da Beira Interior, Covilhã.

RUBASH, H.E; SINHA, R.K, SHANBHAG, A.S.; KIM, S.Y. Pathogenesis of bone loss after total hip arthroplasty-Clin North Am Orthop. abril de 1998; 29 (2) :173-86.

SENALP, A.Z.; KAYABASI, O.; KURTARAN, H.; 2007. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis, Materials & Design 28, p.1577-1583.

SIOPACK, J.S.; JERGESEN, H.E.: Total hip arthroplasty. West J Med 1995;162: 243-249.

SOUZA, F.M.N.; SILVA, C.E.; AGUIAR, L.A.; ALMEIDA, J.R.. Proposta para utilização da simulação computacional em análise de risco, avaliação de desempenho e sistemas de gestão ambiental. Revista Ibero-Americana de Ciências Ambientais, Aquidabã, v.2, n.2, p.39-63, 2011.

TURNER, J.; CLOUGH, H.C.; MARTIN, H.C.; TOPP, L.J. Stiffness na Deflection, Analysis of Complex Structures, Journal Of The Aeronautical Sciences, Vol 23, Number 9, September 1956.

UFBA. Tecido Ósseo. TecCiência. 2009. Disponível em: tecciencia.ufba.br. Acesso em: jun 2014.

ZDERO, R.; BOUGHERARA, H. Orthopaedic Biomechanics: A Practical Approach to Combining Mechanical Testing and Finite Element Analysis, Finite Element Analysis, David Moratal (Ed.) (2010).

ZIENKIEWICZ, O.C.; TAYLOR, R.L.; ZHU, J.Z., The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals, Sixth edition, Oxford, 2005

ZIOUPOS, P;CURREY, J. D.: Changes in the Stiffness, Strength, and Toughness of Human Cortical Bone With Age; Bone Vol. 22, No. 1 - January 1998:57–66