

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E
ENGENHARIA DE MATERIAIS**

EFEITO DA GEOMETRIA E DA RIGIDEZ DO PROJETO DA PRÓTESE DE
QUADRIL NO ESTÍMULO AO REMODELAMENTO ÓSSEO

Armando Ítalo Sette Antonialli

São Carlos
2013

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E
ENGENHARIA DE MATERIAIS**

**EFEITO DA GEOMETRIA E DA RIGIDEZ DO PROJETO DA PRÓTESE DE
QUADRIL NO ESTÍMULO AO REMODELAMENTO ÓSSEO**

Armando Ítalo Sette Antonialli

Tese apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Ciência e Engenharia
de Materiais como requisito parcial à
obtenção do título de DOUTOR EM
CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS

Orientador: Dr. Claudemiro Bolfarini

São Carlos
2013

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária/UFSCar**

A635eg

Antoniali, Armando Ítalo Sette.

Efeito da geometria e da rigidez do projeto da prótese de quadril no estímulo ao remodelamento ósseo / Armando Ítalo Sette Antoniali. -- São Carlos : UFSCar, 2014.
78 p.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2013.

1. Engenharia mecânica e materiais. 2. Implantes ortopédicos. 3. *Stress shielding*. 4. Elementos finitos. 5. Fotoelasticidade. I. Título.

CDD: 620.1 (20^a)

DEDICATÓRIA

Este trabalho é dedicado a Karina Toledo da Silva Antonialli, incentivadora e cúmplice de cada passo desta caminhada, dentre outras que já se seguiram e tantas mais que ainda virão.

VITAE

Mestre em Engenharia Mecânica na área de Materiais e Processos de Fabricação (2009) e Engenheiro Mecânico (2006) pela Universidade Estadual de Campinas.

“Navegar é Preciso

Navegadores antigos tinham uma frase gloriosa:

"Navegar é preciso; viver não é preciso".

Quero para mim o espírito [d]esta frase,
transformada a forma para a casar como eu sou:

Viver não é necessário; o que é necessário é criar.
Não conto gozar a minha vida; nem em gozá-la penso.

Só quero torná-la grande,
ainda que para isso tenha de ser o meu corpo
e a (minha alma) a lenha desse fogo.

Só quero torná-la de toda a humanidade;
ainda que para isso tenha de a perder como minha.

Cada vez mais assim penso.

Cada vez mais ponho da essência anímica do meu sangue
o propósito impessoal de engrandecer a pátria e contribuir
para a evolução da humanidade.

É a forma que em mim tomou o misticismo da nossa Raça.”

(Fernando Pessoa)

MEMBROS DA BANCA EXAMINADORA DA TESE DE DOUTORADO DE
ARMANDO ÍTALO SETTE ANTONIALLI
APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E
ENGENHARIA DE MATERIAIS, DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO
CARLOS, EM 16 DE DEZEMBRO DE 2013.

BANCA EXAMINADORA:



Dr. Claudemiro Bolfarini
Orientador
PPG-CEM/UFSCar



Dr. Rubens Caram Junior
FEM/UNICAMP



Dr. Enrico José Giordani
Laboratório CENIC



Dr. Sebastião Vicente Canevarolo Junior
PPG-CEM/UFSCar



Dr. Vitor Luiz Sordi
PPG-CEM/UFSCar

AGRADECIMENTOS

Ao professor Claudemiro Bolfarini, pela confiança em mim depositada e pelas inúmeras oportunidades oferecidas durante o curso deste doutorado.

Aos demais professores do DEMa e do PPG-CEM, pelo conhecimento compartilhado, em especial aos membros da banca de qualificação, pelas valorosas contribuições aqui inseridas. Um agradecimento adicional ao professor Tomaz Ishikawa, anfitrião e grande incentivador deste e outros projetos.

Aos membros dessa banca examinadora, pelas críticas construtivas que puderam engrandecer a versão final da tese.

Aos todos os funcionários técnico-administrativos do DEMa e do PPG-CEM, pela leal cooperação, principalmente José Luiz, Lourival Varanda e Rover Belo.

Aos colegas professores do DEMec, pelo insistente suporte para a conclusão deste trabalho.

Aos médicos Carlos Alberto Sette, João Bergamaschi e Rodrigo Reiff, professor do DMed, pela ajuda no campo da ortopedia.

Aos amigos Adillys Marcelo, Anibal Mendes, Érika Prados, Marcio Andreato, Mariana Barce, Mariana Beatriz, Phillip Springer, Ricardo Floriano e Silvia Higa, pelo companheirismo.

A todos os colegas do CCDM, em especial Carlos Henrique, Jaderson Bianchin, Robson Araujo e Ronaldo Campos pelo valioso apoio técnico.

À Incomepe Materiais Cirúrgicos, pela parceria neste projeto.

Ao CNPq, pela concessão de bolsa de estudos e reserva técnica durante parte deste curso.

A todos os membros da minha família, especialmente à minha avó Haydée, que vê de longe o fim desta jornada, pelo esteio incondicional e irrestrito.

RESUMO

O fenômeno *stress shielding*, decorrente da grande diferença entre o módulo de elasticidade dos materiais comumente empregados em próteses e o módulo de elasticidade do fêmur, promove uma perda significativa de densidade mineral óssea, a qual origina diversas complicações após uma artroplastia de quadril. Neste trabalho, a influência do ângulo colodifisário e do comprimento da haste femoral sobre o estímulo mecânico ao remodelamento ósseo, assim como o efeito da adoção de um material de módulo de elasticidade reduzido, foram avaliados por meio de simulação numérica, utilizando o método dos elementos finitos. Visando validar o modelo computacional, foi proposto um ensaio de flexão em polariscópio circular, direcionado à análise fotoelástica de tensões. Os resultados obtidos nas simulações numéricas e nos ensaios sob monitoramento óptico mostraram-se satisfatoriamente confluentes. Pode-se dizer que a redução do comprimento da haste ocasionou um aumento bastante considerável na transferência de carga ao fêmur, ao passo que a diminuição do ângulo colodifisário não produziu efeito tão relevante. O emprego de uma haste com módulo de elasticidade reduzido, por sua vez, proporcionou a elevação da transferência de carga ao fêmur em níveis muito superiores ao que pode ser obtido pelo reprojeto das variáveis geométricas da prótese. Entende-se que o emprego de simulação numérica combinada com a análise fotoelástica de tensões pode efetivamente contribuir com o aprimoramento do projeto e do processo de registro das próteses de quadril junto à ANVISA.

EFFECT OF GEOMETRY AND STIFFNESS OF HIP PROSTHESIS DESIGN OVER STIMULUS FOR THE BONE REMODELLING

ABSTRACT

The stress shielding phenomenon, resulting from the large difference between materials usually employed in prosthesis and the femur Young modulus, promotes significant bone mineral density loss, which originates several complications after hip arthroplasty. In this work, cervical-diaphisary angle and stem length influence over the mechanical stimulus for the bone remodelling, besides the effect of the low modulus alloy adoption, were evaluated by numerical simulation using the finite element method. In order to validate the computational model, a circular polariscope bending test was proposed, aiming to photoelastic stress analysis. Results obtained on numerical simulation and on tests with optical monitoring seem to be both well enough confluent. It can be said that stem length reduction caused considerable increase in load transfer to femur, while cervical-diaphisary angle reduction did not produce so relevant effect. The employment of a low modulus stem, on the other side, really provided the elevation of load transfer to femur on higher levels than it has been achieved by the redesign of prosthesis geometrical features. It is understood that the combination of numerical simulation and photoelastic stress analysis may clearly contribute on an improvement of hip prosthesis design and registration process at ANVISA.

PUBLICAÇÕES

- [1] ANTONIALLI, A.Í.S.; BOLFARINI, C. Mechanical testing and biomechanical numerical simulation of stainless steel and titanium alloy bone plates used on tibial fracture treatment. **Materials & Design**, (submetido).
- [2] ANTONIALLI, A.Í.S.; BOLFARINI, C. Aferição de um projeto de prótese de quadril por meio da análise fotoelástica de tensões. In: CBECIMat - Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, 20, Joinville, 2012. **Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais**. São Paulo: UFSC, 2012. p. 5973-5980.
- [3] ANTONIALLI, A.Í.S.; BOLFARINI, C. Numerical evaluation of reduction of stress shielding in laser coated hip prostheses. **Materials Research**, v. 14, n. 3, p. 331-334, 2011.
- [4] ANTONIALLI, A.Í.S.; BOLFARINI, C. Avaliação numérica da redução do “stress shielding” em próteses de quadril revestidas a laser. In: CBECIMat - Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, 19, Campos do Jordão, 2010. **Anais do XIX Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais**. São Paulo: UFSCar, 2010. p. 4597-4605.

SUMÁRIO

BANCA EXAMINADORA.....	i
AGRADECIMENTOS.....	iii
RESUMO.....	v
ABSTRACT.....	vii
PUBLICAÇÕES.....	ix
SUMÁRIO.....	xi
ÍNDICE DE TABELAS.....	xiii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xv
SÍMBOLOS E ABREVIações.....	xix
1 INTRODUÇÃO E OBJETIVO.....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	5
2.1 Artroplastia total de quadril e o fenômeno stress shielding.....	5
2.2 Método dos elementos finitos aplicado à modelagem biomecânica da articulação coxofemoral.....	14
2.3 Fotoelasticidade.....	19
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	27
3.1 Simulações numéricas.....	30
3.1.1 Modelo de fêmur.....	31
3.1.2 Modelo de prótese de quadril.....	33
3.1.3 Condições de contorno.....	34
3.2 Análise fotoelástica de tensões.....	35
3.2.1 Preparação das amostras.....	36
3.2.2 Ensaio de flexão de hastas femorais em polariscópio circular.....	37
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	41
4.1 Simulações numéricas.....	41
4.2 Análise fotoelástica.....	49
5 CONCLUSÕES.....	59
6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	61
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	63
APÊNDICE A.....	75

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 Propriedades mecânicas dos tecidos medular e cortical.....	33
Tabela 3.2 Propriedades mecânicas das ligas de titânio.....	34
Tabela 3.3 Carregamentos empregados nas simulações [43].....	35
Tabela 4.1 Propriedades mecânicas obtidas em ensaios de tração nas ligas Ti-6Al-4V ELI e AZ31.....	50
Tabela 4.2 Propriedades mecânicas obtidas em ensaios de tração na resina poliéster.....	51

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Esquema de uma artroplastia total de quadril [18].....	5
Figura 2.2 Hastes femorais cimentadas: (a) Moore [20], (b) Thopsom [21] e (c) Charnley [22]; e não-cimentadas: (d) Spotorno [23], (e) Harris-Galante [24] e (f) Wagner [7].....	6
Figura 2.3 Comparação entre o número de próteses de quadril cimentadas e não-cimentadas implantadas no Japão nos últimos anos [20].....	7
Figura 2.4 Stress shielding: (a) osso cortical e materiais comumente empregados em hastes femorais e (b) redução do estado de tensões no fêmur periprotético.....	8
Figura 2.5 Microrradiografia da seção transversal de tíbias após testes in vivo [37].....	9
Figura 2.6 Cálculo da densidade óssea (em g/cm ³) para a seção proximal de um fêmur: (a) sadio, (b) implantado com haste de compósito e (c) implantado com haste de Ti-6Al-4V ELI [43].....	11
Figura 2.7 Distribuição da tensão de Von Mises na seção transversal proximal de um fêmur após artroplastia com haste de (a) Ti-6Al-4V ELI ou (b) TNTZ [49].....	12
Figura 2.8 Ângulo colodiafisário e comprimento de uma haste femoral [51].....	13
Figura 2.9 Direções ântero-posterior, médio-lateral e próximo-distal em um fêmur esquerdo.....	15
Figura 2.10 Condições de contorno de um fêmur sadio em serviço [62,63] apud [10].....	17
Figura 2.11 Distribuição do estímulo ao remodelamento ósseo em um fêmur periprotético [67].....	18
Figura 2.12 Configuração de polariscópio plano [68].....	19
Figura 2.13 Círculo de Mohr para um estado plano de tensões com $\sigma_1 > 0$ e $\sigma_2 < 0$ [73].....	21
Figura 2.14 Franjas em uma análise fotoelástica [74].....	22
Figura 2.15 Carta de cores de Michel-Lévy [75].....	22
Figura 2.16 Configuração de polariscópio circular [68].....	23

Figura 2.17 Ensaio de tração sob monitoramento óptico [adaptada de 76].....	24
Figura 2.18 Diagrama da força como uma função da ordem de franja [71].....	24
Figura 2.19 Franjas isocromáticas em um modelo de fêmur em chapa de acrílico (a) intacto e (b) após implantação [79].....	25
Figura 2.20 Análise fotoelástica de tensões obtida em modelo de epóxi: (a) franjas isocromáticas no tecido ósseo e (b) diferença entre as tensões principais [80].....	26
Figura 3.1 Região transtrocanteriana de um fêmur periprotético.....	28
Figura 3.2 Planejamento experimental.....	29
Figura 3.3 Modelo comercial de haste modular não-cimentada [81].....	30
Figura 3.4 Elementos tetraédricos parabólicos empregados nas malhas sólidas	31
Figura 3.5 Extremidade proximal do modelo conjugado de fêmur, em corte posterior.....	32
Figura 3.6 Ressecção e fresamento do fêmur para a instalação das próteses [92].....	33
Figura 3.7 Restrições e carregamentos impostos ao fêmur nas simulações numéricas.....	35
Figura 3.8 Simplificação dos modelos de próteses em chapas, para a análise fotoelástica.....	37
Figura 3.9 Molde desenvolvido para o embutimento das próteses simplificadas em resina.....	38
Figura 3.10 Montagem das próteses simplificadas em resina: (a) orientação da haste e (b) mecanismo de fixação [95].....	38
Figura 3.11 Configuração de polariscópio circular empregada nos ensaios de flexão.....	39
Figura 3.12 Cargas utilizadas nos ensaios de flexão, considerando a norma ABNT NBR 14396-1:2013.....	40
Figura 4.1 Distribuição da tensão de Von Mises na seção transtrocanteriana, condição #1 (haste original).....	42
Figura 4.2 Cálculo do estímulo ao remodelamento ósseo para a condição #1 (haste original).....	43

Figura 4.3 Estímulo ao remodelamento ósseo calculado para a condição #1 (haste original): (a) distribuição e (b) histograma.....	44
Figura 4.4 Estímulo ao remodelamento ósseo calculado para a condição #2 (haste curta): (a) distribuição e (b) histograma.....	44
Figura 4.5 Estímulo ao remodelamento ósseo calculado para a condição #3 (haste fechada): (a) distribuição e (b) histograma.....	45
Figura 4.6 Estímulo ao remodelamento ósseo calculado para a condição #4 (haste curta e fechada): (a) distribuição e (b) histograma.....	45
Figura 4.7 Estímulo ao remodelamento ósseo calculado para a condição #5 (haste de baixo módulo): (a) distribuição e (b) histograma.....	46
Figura 4.8 Estímulo ao remodelamento ósseo: média e moda para as condições #1, #2, #3, #4 e #5.....	47
Figura 4.9 Incremento do estímulo ao remodelamento ósseo considerando as variáveis de estudo: média e moda.....	48
Figura 4.10 Curvas tensão-deformação obtidas em ensaios de tração nas ligas Ti-6Al-4V ELI e AZ31.....	50
Figura 4.11 Curvas tensão-deformação obtidas em ensaios de tração na resina poliéster.....	51
Figura 4.12 Regressão linear para obtenção do valor de franja da resina.....	52
Figura 4.13 Tensões normais e de cisalhamento na interface osso-implante [108].....	53
Figura 4.14 Ensaio de flexão em polariscópio circular, condição #1 (haste original) sob carregamento: (a) 30 N, (b) 105 N, (c) 180 N, (d) 255 N e (e) 330 N.....	54
Figura 4.15 Ensaio de flexão em polariscópio circular sob carregamento 330 N: (a) condição #1 (haste original), (b) condição #2 (haste curta), (c) condição #3 (haste fechada) e (d) condição #4 (haste curta e fechada).....	55
Figura 4.16 Ensaio de flexão em polariscópio circular sob carregamento 330 N: (a) condição #1 (haste original) e (b) condição #5 (haste de baixo módulo).....	57

SÍMBOLOS E ABREVIACÕES

C	Constante tenso-óptica [MPa]
E	Módulo de elasticidade (ou de Young) [GPa]
E_{ap}	Módulo de elasticidade na direção ântero-posterior [GPa]
E_{ml}	Módulo de elasticidade na direção médio-lateral [GPa]
E_{pd}	Módulo de elasticidade na direção próximo-distal [GPa]
F/N	Coefficiente angular da regressão linear [N]
F_1	Carga trativa instantânea [N]
F_{ap}	Carga aplicada na direção ântero-posterior [N]
F_{ml}	Carga aplicada na direção médio-lateral [N]
F_{pd}	Carga aplicada na direção próximo-distal [N]
f_λ	Valor de franja do material fotoelástico [N/mm]
G	Módulo de cisalhamento [GPa]
G_{apml}	Módulo de cisalhamento entre as direções ântero-posterior e médio-lateral [GPa]
G_{mlpd}	Módulo de cisalhamento entre as direções médio-lateral e próximo distal [GPa]
G_{pdap}	Módulo de cisalhamento entre as direções próximo distal e ântero-posterior [GPa]
h_2	Largura do corpo de prova [mm]
h_3	Espessura do corpo de prova, ou do modelo [mm]
N	Ordem de franja []
n_1	Coefficiente de refração na direção da primeira tensão principal []
n_2	Coefficiente de refração na direção da segunda tensão principal []
$S_{periprotético}$	Energia de deformação por unidade de massa no fêmur em que foi implantada uma prótese [J/kg]
S_{sadio}	Energia de deformação por unidade de massa em um fêmur fisiologicamente intacto [J/kg]

$\alpha+\beta$	Classe de ligas de titânio com estrutura HC + CCC
β	Classe de ligas de titânio com estrutura CCC
γ_{apml}	Deformação angular entre as direções ântero-posterior e médio-lateral []
γ_{mlpd}	Deformação angular entre as direções médio-lateral e próximo distal []
γ_{pdap}	Deformação angular entre as direções próximo distal e ântero-posterior []
δ_{12}	Diferença de caminhos ópticos entre as direções principais 1 e 2 [nm]
$\Delta\xi$	Incremento no estímulo ao remodelamento ósseo [%]
ε	Nível de deformação []
ε_{ap}	Deformação linear na direção ântero-posterior []
ε_{ml}	Deformação linear na direção médio-lateral []
ε_{pd}	Deformação linear na direção próximo-distal []
λ	Comprimento de onda característico do feixe [nm]
ν	Coefficiente de Poisson []
ν_{apml}	Coefficiente de Poisson entre as direções ântero-posterior e médio-lateral []
ν_{mlpd}	Coefficiente de Poisson entre as direções médio-lateral e próximo distal []
ν_{pdap}	Coefficiente de Poisson entre as direções próximo distal e ântero-posterior []
ξ	Estímulo mecânico ao remodelamento ósseo []
σ	Nível de tensão, ou estado de tensões [MPa]
σ_1	Primeira tensão principal [MPa]
σ_2	Segunda tensão principal [MPa]
σ_3	Terceira tensão principal [MPa]
σ_{ap}	Tensão normal à direção ântero-posterior [MPa]
σ_{ml}	Tensão normal à direção médio-lateral [MPa]
σ_{pd}	Tensão normal à direção próximo-distal [MPa]
σ_{VM}	Tensão equivalente de Von Mises [MPa]

$\sigma_{VM}^{\text{periprotético}}$	Tensão equivalente de Von Mises no fêmur periprotético [MPa]
$\sigma_{VM}^{\text{sadio}}$	Tensão equivalente de Von Mises em um fêmur sadio [MPa]
T_{12}	Tensão de cisalhamento máxima [MPa]
T_{apml}	Tensão de cisalhamento entre as direções ântero-posterior e médio-lateral [MPa]
T_{mlpd}	Tensão de cisalhamento entre as direções médio-lateral e próximo distal [MPa]
T_{pdap}	Tensão de cisalhamento entre as direções próximo distal e ântero-posterior [MPa]
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ACD	Ângulo colodifisário
AI	Alongamento percentual
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
ATQ	Artroplastia total de quadril
CCC	Estrutura cristalina cúbica de corpo centrado
CCD	<i>Charge-coupled device</i>
CCDM	Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais
CH	Comprimento da haste femoral
DMI	Discrepância dos membros inferiores
ELI	<i>Extra-low interstitial</i>
FEA	<i>Finite element analysis</i>
FGM	<i>Functionally graded materials</i>
FINEP	Financiadora de Estudos e Projetos
HC	Estrutura cristalina hexagonal compacta
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LE	Limite de escoamento

LRT	Limite de resistência à tração
MCT	Ministério da Ciência e Tecnologia
NBR	Norma Brasileira aprovada pela ABNT
NRPP	Núcleo de Reologia e Processamento de Polímeros
OPD	<i>Optical path difference</i>
PMMA	Polimetil-metacrilato
TMZF	Liga titânio-molibdênio-zircônio-ferro
TNTZ	Liga titânio-nióbio-tântalo-zircônio

1 INTRODUÇÃO E OBJETIVO

O esforço em desenvolver componentes capazes de reparar ou substituir de forma satisfatória partes danificadas de tecidos humanos data de séculos. Catéteres, *stents*, placas, pinos, lentes, próteses e tantos outros dispositivos implantados permitem a sobrevivência, restauram a funcionalidade de certos sistemas e proporcionam melhoria da qualidade de vida de pacientes com os mais diversos casos clínicos [1].

Dentre os vários procedimentos cirúrgicos que envolvem a instalação de uma prótese, destaca-se a artroplastia de quadril¹, dada a significativa prevalência das fraturas de colo de fêmur e de outras enfermidades que afetam a região anatômica em questão. Além disso, o quadril é notadamente ideal, do ponto de vista mecânico, para uma artroplastia, haja vista a simplicidade da articulação coxofemural em comparação, por exemplo, à do joelho, do ombro, ou do tornozelo, que dependem muito mais de ligamentos e músculos para manter sua solidez [2].

Por esses motivos, a artroplastia de quadril vem sendo extensivamente empregada no tratamento de osteoartrose, osteonecrose, espondilite, osteoartrite ou fratura, dentre outras doenças que afetam essa articulação, com bons resultados a curto prazo em termos de alívio da dor e recuperação de sua funcionalidade [3]. No entanto, a médio e longo prazo, ainda se verificam, com certa frequência, algumas complicações associadas a esse procedimento, como migração do implante, afrouxamento asséptico e osteólises [4,5], o que potencializa a necessidade de cirurgias de revisão, especialmente no atual contexto, em que a expectativa de vida da população mundial é crescente e pacientes cada vez mais jovens são submetidos à artroplastia de quadril [6,7].

Por trás de todas essas complicações está o fenômeno *stress shielding*, ou blindagem de tensões, em tradução livre, o qual consiste na redução do estado de tensões de um osso após intervenções cirúrgicas como a artroplastia de quadril, considerando, por exemplo, o nível de tensões a que o fêmur estaria exposto caso estivesse são [8]. Trata-se de uma consequência direta da

¹ Cirurgia que objetiva a substituição da articulação coxofemoral doente ou fraturada por uma articulação artificial.

diferença entre a rigidez do material da prótese e o do osso: como o módulo elástico dos implantes é invariavelmente superior, o nível de tensões válido para os mesmos será inevitavelmente maior do que para o fêmur já que, por uma restrição de compatibilidade, suas deformações devem ser idênticas na interface. Em função da capacidade de um osso em adaptar-se aos carregamentos impostos a si, descrita pela “Lei de Wolff”², o fêmur pode sofrer uma perda significativa de densidade mineral quando da implantação de uma prótese, o que é frequentemente denominado remodelação óssea proximal³ adaptativa, e que conduz às complicações supracitadas [9]. Esse assunto será melhor abordado na “Revisão da Literatura”.

Uma forma interessante de quantificar o efeito do *stress shielding*, proposta por Behrens *et al.* [10], funda-se no cálculo da variável “estímulo mecânico ao remodelamento ósseo”, que consiste na razão entre a energia de deformação válida para um osso periprotético⁴ e a energia de deformação correspondente a um osso sadio, as quais podem ser obtidas de forma analítica, ou por meio de cálculos aproximados, como qualquer problema de engenharia, a partir da adoção de um modelo biomecânico [11].

De acordo com Pérez-González *et al.* [12], simulações numéricas envolvendo modelos biomecânicos, como por exemplo, da articulação coxofemoral, são uma solução mais rápida e econômica do que os testes *in vitro*, e eliminam as implicações éticas atreladas aos invasivos testes *in vivo*. Por outro lado, a análise por elementos finitos ou outros métodos numéricos correlatos apresenta um sério inconveniente: a aplicação clínica dos seus resultados é condicionada à precisão do modelo e sua prévia validação baseada em dados experimentais.

Diversos ensaios mecânicos são necessários para a aprovação, junto à ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária), de cada novo modelo de implante disponibilizado no mercado; dentre eles, destacam-se o ensaio de desgaste do inserto polimérico, descrito pela norma ISO 14242-1:2012 [13], e o ensaio de fadiga da haste femoral, descrito na norma ABNT NBR ISO 7206-

2 Designação contemporânea da proposição do fisiologista alemão Julius Wolff quanto à alteração da arquitetura óssea como consequência da variação da solicitação mecânica.

3 Na região do fêmur mais próxima à articulação coxofemural.

4 Osso nos entornos do implante instalado.

4:2011 [14], além, é claro, dos ensaios relacionados à validação da matéria-prima. Entretanto, o estudo do projeto em termos da sua capacidade de transferir carregamento ao osso costuma ficar, quando muito, restrito às simulações numéricas [15,16].

O objetivo deste trabalho é avaliar, utilizando o método dos elementos finitos, o efeito de duas variáveis geométricas referentes à prótese – a saber: o ângulo colodifisário⁵ e o comprimento da haste –, e também do seu módulo elástico, sobre o estímulo mecânico ao remodelamento ósseo de um fêmur submetido a artroplastia. Para aferir os resultados das simulações, foi concebido um ensaio de flexão com avaliação fotoelástica de tensões, como será descrito na seção “Materiais e métodos”, posto que, segundo Patterson [17], as técnicas de fotoelasticidade são a melhor forma de aferir simulações numéricas, em especial no caso de modelos com geometrias complexas e múltiplos carregamentos.

Esta tese está inserida no escopo do projeto intitulado “Desenvolvimentos de produtos para implantes ortopédicos de próteses femorais e próteses de joelhos” (01.08.0610.01), fomentado pelo MCT/FINEP (Ministério da Ciência e Tecnologia / Financiadora de Estudos e Projetos), e que conta com a participação de duas empresas fabricantes de implantes ortopédicos. Dessa forma, o item “Resultados e Discussão” extrapola a simples análise das simulações numéricas e da avaliação fotoelástica, propondo um novo conceito acessório tanto ao projeto quanto ao processo de registro de próteses de quadril.

⁵ Ângulo entre os eixos do colo (pescoço) e da diáfise (porção mediana longitudinal) femorais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo, serão abordados o contexto atual no âmbito da artroplastia total de quadril, com especial ênfase no fenômeno *stress shielding*, e também alguns conceitos fundamentais relacionados à análise numérica pelo método dos elementos finitos, considerando a modelagem biomecânica da articulação coxofemoral, e à análise de tensões por fotoelasticidade, essenciais para o desenvolvimento deste trabalho.

2.1 Artroplastia total de quadril e o fenômeno *stress shielding*

A artroplastia total de quadril (ATQ) consiste na restauração da funcionalidade de uma articulação coxofemoral comprometida por meio da instalação de uma prótese constituída de um componente femoral e outro acetabular, conforme exposto na Figura 2.1 [18].

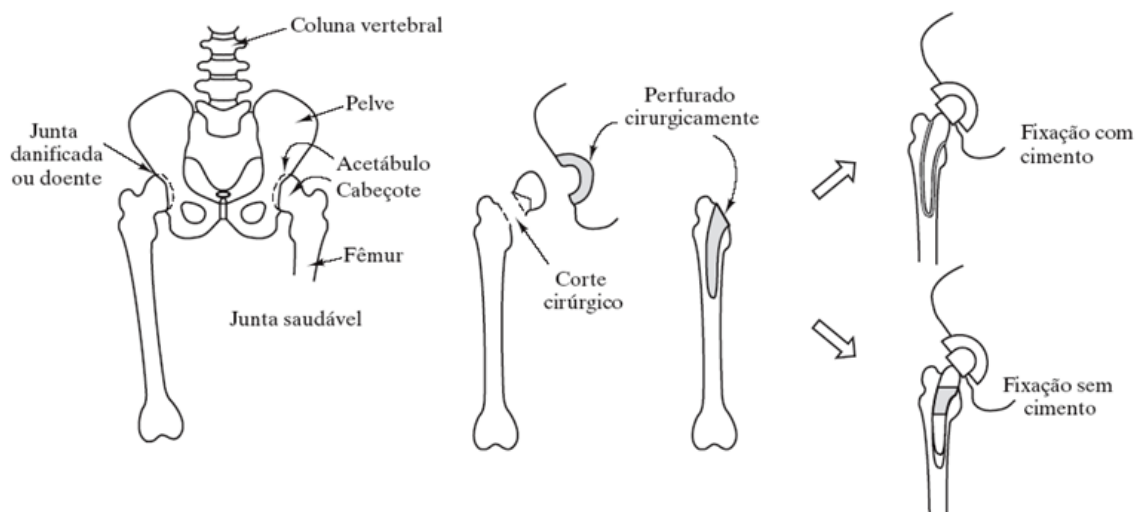


Figura 2.1 Esquema de uma artroplastia total de quadril [18]

Em relação ao tipo de fixação do componente femoral ao osso, as próteses podem ser classificadas como cimentadas ou não-cimentadas (veja a Figura 2.1), sendo as primeiras dependentes da presença de um cimento ósseo – geralmente polimetil-metacrilato (PMMA) – na interface com o osso, enquanto, nas últimas, a fixação é produto de ancoragem mecanobiológica

[19]. Na Figura 2.2, podem ser vistas hastes femorais cimentadas como as de Moore (Figura 2.2 (a)), Thompson (Figura 2.2 (b)) e Charnley (Figura 2.2 (c)), e não-cimentadas como as de Spotorno (Figura 2.2 (d)), Harris-Galante (Figura 2.2 (e)) e Wagner (Figura 2.2 (f)).

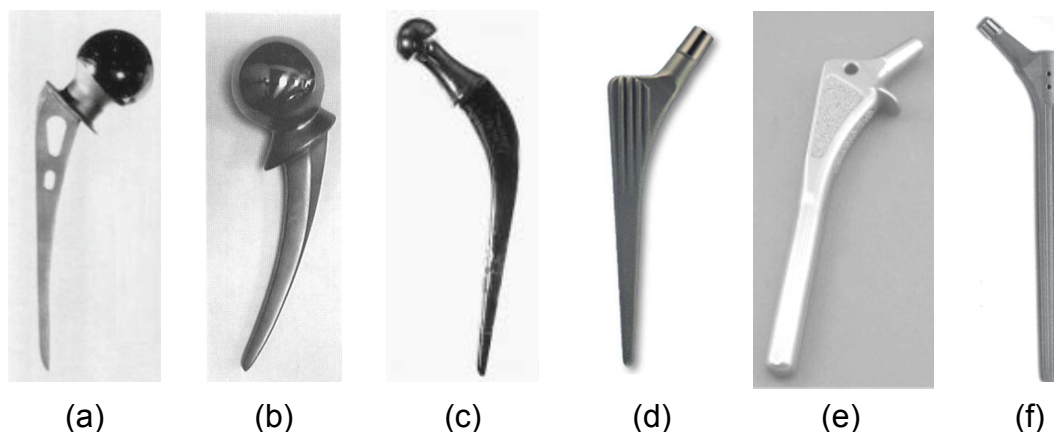


Figura 2.2 Hastes femorais cimentadas: (a) Moore [20], (b) Thopsom [21] e (c) Charnley [22]; e não-cimentadas: (d) Spotorno [23], (e) Harris-Galante [24] e (f) Wagner [7]

Quando da popularização mundial da ATQ, conduzida por Charnley na década de 1960, acreditava-se que as complicações associadas a ela, como o afrouxamento asséptico e as osteólises, eram diretamente decorrentes do uso de cimento ósseo, o que originou o termo “doença do cimento” [25 *apud* 26]. Alguns autores realmente reportam a reabilitação do paciente frequentemente mais rápida [27] e uma maior preservação da qualidade óssea [23] no caso da implantação de próteses não-cimentadas, que se refletem na crescente utilização dessa modalidade de prótese, conforme exposto na Figura 2.3 [20], referente ao mercado japonês. No entanto, o tempo mostrou que as falhas estavam associadas não somente ao cimento, mas a uma série de fatores, como explicado adiante.

A principal complicação decorrente da artroplastia de quadril é a perda de densidade mineral óssea, especialmente na região transtrocanteriana⁶, resultado de um fenômeno denominado *stress shielding* (do inglês blindagem de tensões, em tradução livre), originado de uma interação complexa entre as características do osso e seus estados de deformação e o material e a

⁶ Região compreendida entre o grande trocanter e o pequeno trocanter; é a área de transição entre o colo e diáfise femoral.

geometria do implante. O *stress shielding* conduz ao afrouxamento da prótese a médio prazo (após dez anos de pós-operatório [9], dependendo da prótese), o que requer cirurgias de revisão, especialmente no caso de pacientes em idade ativa [28]. A rigidez do implante é, evidentemente, um fator decisivo na ocorrência desse fenômeno.

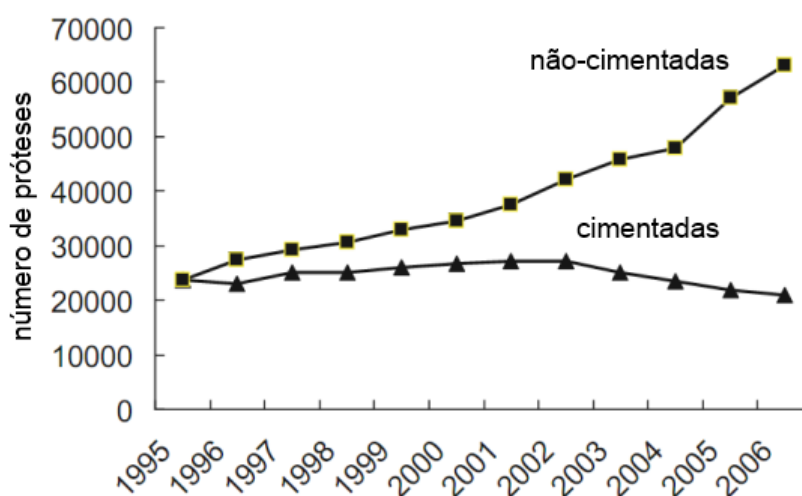


Figura 2.3 Comparação entre o número de próteses de quadril cimentadas e não-cimentadas implantadas no Japão nos últimos anos [20]

Considere a lei de Hooke (Equação 2.1 [29]), válida para a solicitação uniaxial de um material elástico linear, em que “ σ ” é o nível de tensão, “ E ” o módulo de elasticidade (ou de Young) do material, e “ ϵ ” o nível de deformação. A Figura 2.4 (a), baseada em Black e Hastings [30], ilustra a grande disparidade entre o módulo de elasticidade do osso cortical⁷ (inferior a 20 GPa) e o módulo de elasticidade de materiais comumente empregados em hastes femorais, como a liga cobalto-cromo ASTM F90 [31] (cerca de 230 GPa), o aço inoxidável ASTM F138 [32] (200 GPa), e a liga de titânio ASTM F136 [33] (110 GPa). Fica claro que, sob carregamento, as tensões atuantes no fêmur serão invariavelmente inferiores às atuantes na prótese, no caso de uma artroplastia, como explicitado na Figura 2.4 (b), já que as deformações devem ser muito próximas na interface osso-implante. Assim, o estado de tensões no fêmur periprotético carregado é inferior àquele que se verificaria no fêmur sadio.

⁷ Camada compacta, dura e rígida que forma a porção externa de ossos longos como o fêmur.

$$\sigma = E\epsilon$$

(2.1)[29]

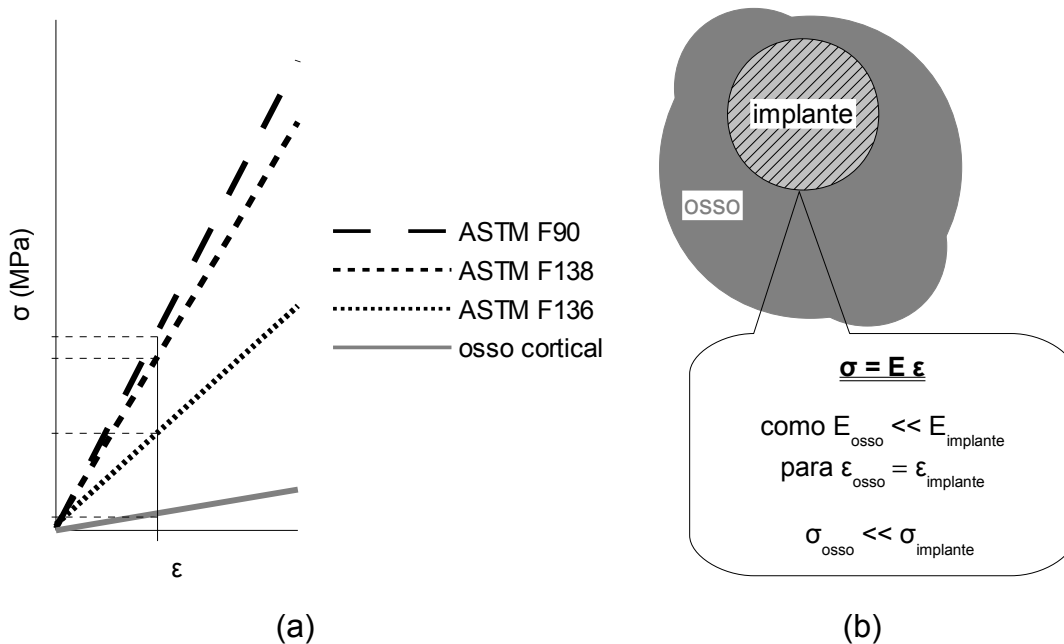


Figura 2.4 *Stress shielding*: (a) osso cortical e materiais comumente empregados em hastes femorais e (b) redução do estado de tensões no fêmur periprotético

Em 1870, o cirurgião alemão Julius Wolff propôs que o osso trabecular⁸ seria capaz de orientar-se conforme o alinhamento das tensões principais experimentadas pelo mesmo [34]. Esse conceito foi generalizado em torno da ideia de que o osso é um órgão dinamicamente adaptável à variações das solicitações mecânicas impostas a si, a qual é atualmente designada “Lei da transformação óssea de Wolff” [35], resultado do remodelamento celular promovido por osteoblastos⁹ e osteoclastos¹⁰ [36].

Dessa forma, é de se esperar que a implantação de uma prótese fabricada em liga cobalto-cromo, como as hastes de Moore (Figura 2.2 (a)) e Thompson (Figura 2.2 (b)), ou em aço inoxidável, como a haste de Charnley (Figura 2.2 (c)) por exemplo, seja menos bem-sucedida do que se fossem utilizadas ligas de titânio, que exibem módulo de elasticidade consideravelmente inferior, como as hastes de Spotorno (Figura 2.2 (d)),

8 Porção esponjosa interior aos ossos longos, onde se aloja a medula.

9 Células responsáveis pela síntese dos componentes orgânicos da matriz óssea.

10 Células responsáveis pela degradação da matriz óssea.

Harris-Galante (Figura 2.2 (e)) e Wagner (Figura 2.2 (f)).

Inúmeros estudos envolvendo seguimentos a longo prazo destacam a redução de densidade óssea mineral após artroplastias de quadril. Boschini e Alencar [9] verificaram reabsorção óssea em 90 % dos pacientes submetidos à implantação de próteses não-cimentadas dez anos após a intervenção cirúrgica. Iwana *et al.* [4] observou que, para um grupo de pacientes, 70 % dos quadris exibiam *stress shielding* já no segundo ano de pós-operatório, embora o mesmo não fosse verificado em um outro grupo.

A Figura 2.5 contém microrradiografias por contato da seção transversal de tíbias após testes *in vivo* em coelhos com próteses de duas ligas de titânio, TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr) e Ti-6Al-4V ELI (ASTM F136 [33]), e de um aço inoxidável (SUS 316L, ou ASTM F138 [32]) 24 semanas após o procedimento cirúrgico [37]. Como pode ser visto nas regiões indicadas com seta, a tíbia em que foi implantada a prótese de aço inoxidável apresentou delaminação e atrofia do osso cortical, o que evidencia a ocorrência do *stress shielding*.

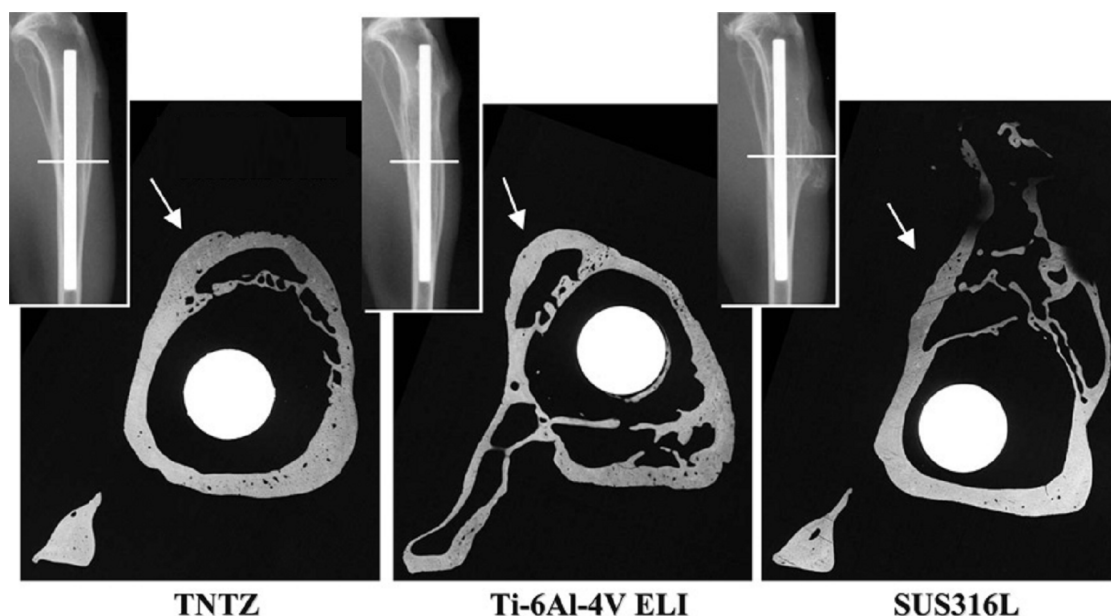


Figura 2.5 Microrradiografia da seção transversal de tíbias após testes *in vivo* [37]

Embora a liga ASTM F136, representante da classe $\alpha+\beta$ e, portanto, constituída de uma fase com estrutura hexagonal compacta (HC) e outra com estrutura cúbica de corpo centrado (CCC), seja a mais utilizada para aplicações

biomédicas, seu módulo de elasticidade é ainda muito superior ao do osso cortical, de maneira que a preocupação com o *stress shielding* permanece.

Por outro lado, as ligas β (CCC), como as TNTZ, exibem módulo de elasticidade um pouco mais próximo ao do osso (da ordem de 50 GPa), combinado a uma excelente biocompatibilidade e elevada resistência mecânica [38]. Além disso, elementos de liga como nióbio, tântalo e zircônio não apresentam problemas de toxicidade, como já foi reportado para o alumínio e o vanádio, presentes na liga ASTM F136 [39].

As ligas β , no entanto, apresentam custo de fabricação frequentemente mais elevado que o da liga ASTM F136, como consequência dos preços dos elementos utilizados, das estreitas janelas de processamento envolvidas e, é claro, da demanda de mercado [40]. Acompanhados dos reduzidos módulos de elasticidade, apresentam limites de resistência à fadiga relativamente baixos (inferiores a 300 MPa, contra 600 MPa da liga ASTM F136), o que é seriamente desvantajoso para a aplicação em questão [41]. Além disso, a utilização de um material com módulo de elasticidade inferior necessariamente eleva a tensão de cisalhamento na interface osso-implante, podendo aumentar a amplitude dos micromovimentos relativos entre o fêmur e a prótese e, conseqüentemente, retardar o tempo de fixação, ou causar afrouxamento, com risco de soltura da mesma [42].

A Figura 2.6 contém os resultados obtidos por Bougherara, Bureau e Yahia [43], por meio de simulação numérica, para a redução de densidade óssea, tomando como referência um fêmur sadio (Figura 2.6 (a)) considerando a implantação de uma haste de compósito reforçado com fibra de carbono (Figura 2.6 (b)) e uma haste da liga Ti-6Al-4V ELI (Figura 2.6 (c)). A reabsorção óssea derivada da artroplastia é nitidamente mais danosa no caso da implantação da prótese de liga de titânio do que na de compósito com fibra de carbono, já que o módulo de elasticidade desse material é mais reduzido do que o daquele.

Sridhar, Addie e Ghista [44] também avaliaram o potencial da substituição de hastes femorais metálicas por compósitos de fibra de carbono utilizando o método dos elementos finitos, concluindo que, dada a maior

proximidade da rigidez desse material com a rigidez do osso, o emprego dessa prótese alternativa seria capaz de minimizar o *stress shielding* e seus efeitos adversos. Srinivasan *et al.* [45], por sua vez, concluíram que seriam necessárias modificações no projeto das hastes fabricadas em compósito para garantir a sua adequação estrutural para a aplicação em questão.

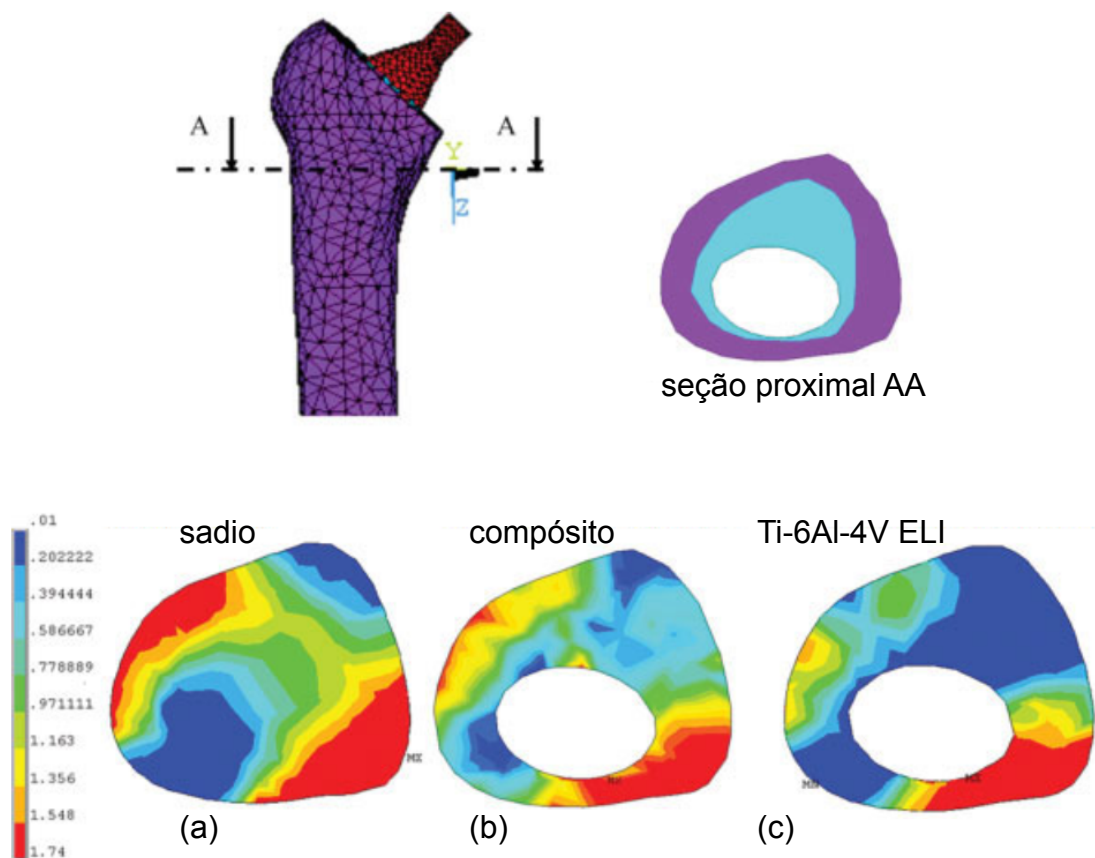


Figura 2.6 Cálculo da densidade óssea (em g/cm^3) para a seção proximal de um fêmur: (a) sadio, (b) implantado com haste de compósito e (c) implantado com haste de Ti-6Al-4V ELI [43]

O emprego de materiais multifuncionais, ou FGM (do inglês, *functionally graded materials*), com módulo de elasticidade variável foi analisado por Oshkour *et al.* [46], que empregaram modelos compostos de ligas de titânio e cobalto-cromo, além de hidroxiapatita¹¹, obtendo uma combinação interessante em termos da capacidade de redução do *stress shielding* e da prevenção do afrouxamento do implante. De forma similar, Simões e Marques [47] desenvolveram hastes multimaterial com alma de liga cobalto-cromo envolta

¹¹ Fosfato de cálcio cristalino, constituinte mineral de ossos e dentes.

por compósito de flexibilidade controlável, sendo possível contemporizar a energia de deformação necessária à redução da reabsorção óssea com o estado de tensões suficientemente reduzido para evitar a migração da prótese.

O potencial de hastes de liga de titânio com porosidade variável na minimização do *stress shielding* foi avaliado por Yan, Berthe e Wen [48]. Embora o aumento de porosidade comprometa a resistência mecânica da prótese, a perda de densidade óssea mineral parece decrescer linearmente com ele, o que torna indispensáveis estudos mais detalhados direcionados à distribuição de tensões no implante e também ao seu comportamento em fadiga.

Antoniali e Bolfarini [49] já publicaram um estudo preliminar que exhibe claramente a desigualdade de distribuição de tensões quando da instalação de hastes femorais fabricadas com materiais distintos. A Figura 2.7 exhibe a tensão de Von Mises, definida na seção “Materiais e métodos”, na seção transversal proximal do fêmur calculada por simulações numéricas para uma haste de Ti-6Al-4V ELI (Figura 2.7 (a)) e TNTZ (Figura 2.7 (b)), em que fica evidente o comportamento favorável da haste de TNTZ, ou seja, distribuição de tensões menos desigual, graças ao seu reduzido módulo de elasticidade.

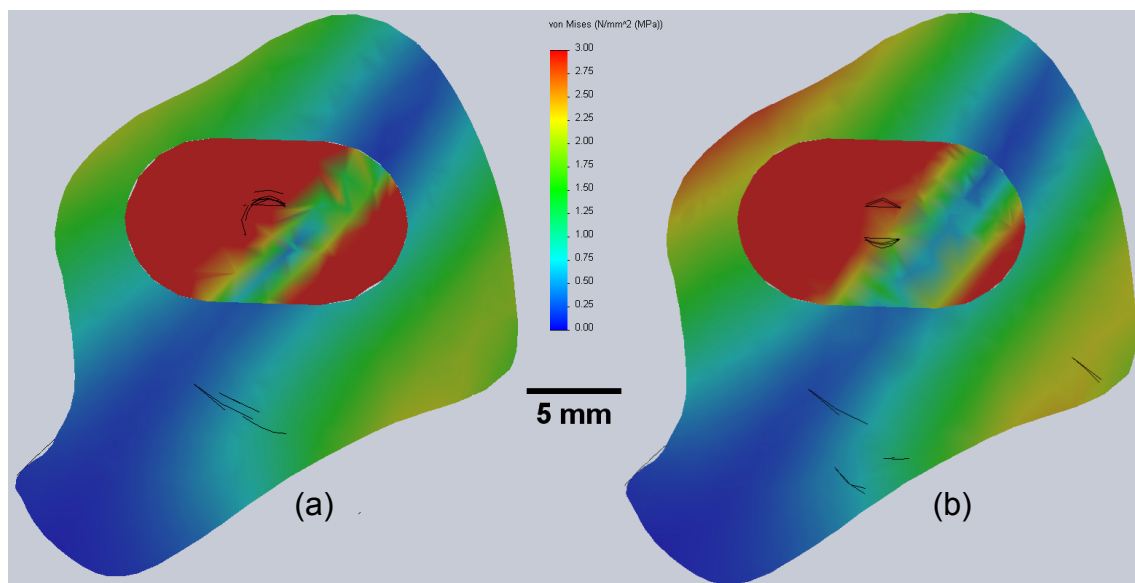


Figura 2.7 Distribuição da tensão de Von Mises na seção transversal proximal de um fêmur após artroplastia com haste de (a) Ti-6Al-4V ELI ou (b) TNTZ [49]

Por sua vez, Soni *et al.* [50] realizaram uma avaliação comparativa via simulação numérica entre modelos de hastes intramedulares de liga de titânio e aço inoxidável, obtendo um comportamento biomecânico mais homogêneo no caso da liga de titânio, como era de se esperar.

Em uma abordagem alternativa, é possível que alterações na geometria de hastes femorais no sentido da diminuição da rigidez do componente como um todo possam proporcionar resultados tão interessantes quanto a utilização de ligas com módulo de elasticidade diminuto no que se refere à redução do *stress shielding*, sem ainda os inconvenientes mencionados. Já foi reportado na literatura que implantes com um menor ângulo colodifisário (ACD, na Figura 2.8 [51]) tendem a transferir maior carregamento para o fêmur [52], assim como hastes de comprimento (CH, na Figura 2.8 [51]) reduzido [53]. Inúmeras evidências apontam para a maior capacidade de preservação da densidade mineral óssea por parte das próteses de quadril metafisárias¹², graças à sua eficiência na transmissão de carga para a região transtrocanteriana do fêmur [54–56].

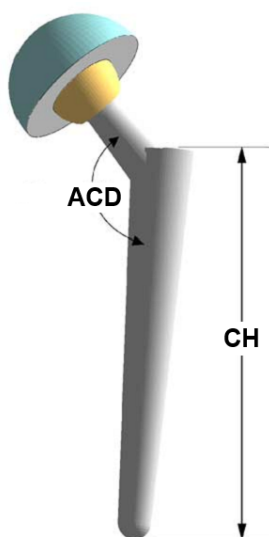


Figura 2.8 Ângulo colodifisário e comprimento de uma haste femoral [51]

¹² Prótese com haste mais curta, que se fixa à região proximal do fêmur, denominada metafíse.

2.2 Método dos elementos finitos aplicado à modelagem biomecânica da articulação coxofemoral

A análise numérica por elementos finitos, ou FEA (do inglês *finite element analysis*), é um método aproximado de cálculo de sistemas contínuos, no qual um determinado corpo é subdividido em um número finito de partes, os elementos, os quais se conectam entre si por intermédio de pontos discretos, os nós. O modelo matemático que descreve a montagem desses elementos permite a determinação dos deslocamentos nodais resultantes das solicitações impostas ao corpo em questão e, conseqüentemente, do estado de deformação [57].

A lei de Hooke generalizada (mais elaborada que a Equação 2.1 [29]) estabelece relações lineares que permitem determinar as tensões que atuam nesse corpo a partir do estado de deformação em questão, em se tratando de comportamento linear elástico. Tomando-se um fêmur submetido a certos carregamentos e restrições, as tensões normais às direções ântero-posterior¹³, médio-lateral¹⁴ e próximo-distal¹⁵ (Figura 2.9), “ σ_{ap} ”, “ σ_{ml} ” e “ σ_{pd} ” respectivamente, e as tensões cisalhantes entre as direções médio-lateral e próximo-distal, próximo-distal e ântero-posterior, e ântero-posterior e médio-lateral, “ τ_{mlpd} ”, “ τ_{pdap} ” e “ τ_{apml} ”, respectivamente, podem ser relacionadas às deformações lineares “ ϵ_{ap} ”, “ ϵ_{ml} ” e “ ϵ_{pd} ” e angulares “ γ_{mlpd} ”, “ γ_{pdap} ” e “ γ_{apml} ” correspondentes por meio da matriz de rigidez, conforme a Equação 2.2, válida para materiais isotrópicos [29]. Nesta, “E” corresponde ao módulo de elasticidade do osso, “ ν ” é o coeficiente de Poisson, e “G” o seu módulo de cisalhamento.

No caso de um modelo ortótropo, ou seja, que exhibe comportamento mecânico consoante à direção de solicitação, o módulo de elasticidade difere para as direções ântero-posterior (E_{ap}), médio-lateral (E_{ml}) e próximo-distal (E_{pd}), bem como coeficiente de Poisson e módulo de cisalhamento entre as direções médio-lateral e próximo-distal (ν_{mlpd} e G_{mlpd}), próximo-distal e ântero-posterior

13 Direção de frente para trás da perna.

14 Direção do centro para o lado de fora da perna.

15 Direção longitudinal, de cima para baixo da perna.

(ν_{pdap} e G_{pdap}) e ântero-posterior e médio-lateral (ν_{apml} e G_{apml}), originando uma matriz de rigidez distinta, conforme a Equação 2.3 [29].

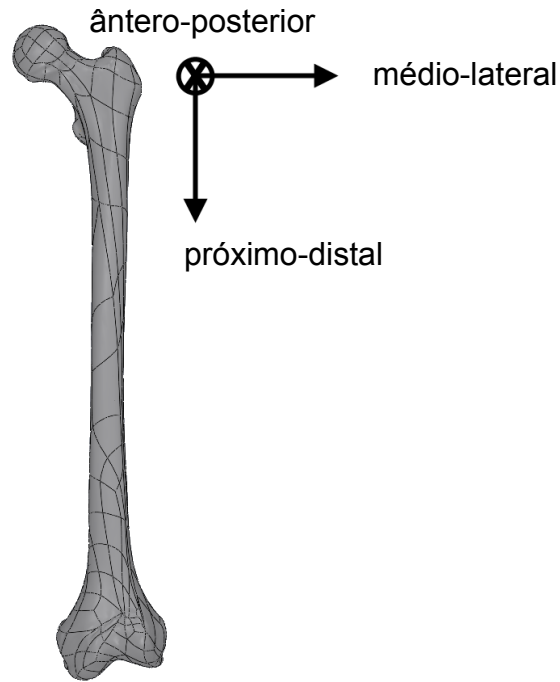


Figura 2.9 Direções ântero-posterior, médio-lateral e próximo-distal em um fêmur esquerdo

$$\begin{pmatrix} \sigma_{ap} \\ \sigma_{ml} \\ \sigma_{pd} \\ \tau_{mlpd} \\ \tau_{pdap} \\ \tau_{apml} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} & \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} & \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} & \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} & \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} & \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} & \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \epsilon_{ap} \\ \epsilon_{ml} \\ \epsilon_{pd} \\ \gamma_{mlpd} \\ \gamma_{pdap} \\ \gamma_{apml} \end{pmatrix} \quad (2.2)[29]$$

$$\begin{pmatrix} \sigma_{ap} \\ \sigma_{ml} \\ \sigma_{pd} \\ \tau_{mlpd} \\ \tau_{pdap} \\ \tau_{apml} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{E_{ap}(1-\nu_{mlpd}^2)}{\Delta} & \frac{E_{ap}(\nu_{apml} + \nu_{pdap}\nu_{mlpd})}{\Delta} & \frac{E_{ap}(\nu_{pdap} + \nu_{apml}\nu_{mlpd})}{\Delta} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{E_{ml}(\nu_{apml} + \nu_{pdap}\nu_{mlpd})}{\Delta} & \frac{E_{ml}(1-\nu_{pdap}^2)}{\Delta} & \frac{E_{ml}(\nu_{mlpd} + \nu_{pdap}\nu_{apml})}{\Delta} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{E_{pd}(\nu_{pdap} + \nu_{apml}\nu_{mlpd})}{\Delta} & \frac{E_{pd}(\nu_{mlpd} + \nu_{pdap}\nu_{apml})}{\Delta} & \frac{E_{pd}(1-\nu_{apml}^2)}{\Delta} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G_{mlpd} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{pdap} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{apml} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \epsilon_{ap} \\ \epsilon_{ml} \\ \epsilon_{pd} \\ \gamma_{mlpd} \\ \gamma_{pdap} \\ \gamma_{apml} \end{pmatrix} \quad (2.3)[29]$$

com $\Delta = 1 - (\nu_{apml}^2 + \nu_{mlpd}^2 + \nu_{pdap}^2 + 2\nu_{apml}\nu_{mlpd}\nu_{pdap})$

O estado de tensões “ σ ” de cada um dos nós que compõem a malha desse fêmur, composto pelas tensões normais aos planos ortogonais descritos e pelas tensões cisalhantes nesses planos, pode também ser representado por suas tensões principais “ σ_1 ”, “ σ_2 ” e “ σ_3 ”, como descrito na Equação 2.4 [58].

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{ap} & \tau_{apml} & \tau_{pdap} \\ \tau_{apml} & \sigma_{ml} & \tau_{mlpd} \\ \tau_{pdap} & \tau_{mlpd} & \sigma_{pd} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 \end{bmatrix} \quad (2.4)[58]$$

Ossos longos, como o fêmur, apresentam teores de colágeno¹⁶ e hidroxiapatita amplamente variáveis em sua extensão, de maneira que sua densidade mineral e, conseqüentemente, suas propriedades mecânicas, são absolutamente distintas ponto a ponto [59]. No entanto, boa parte dos pesquisadores envolvidos com análise numérica [60,61] costuma construir modelos conjugados considerando uma combinação dos tecidos medular (trabecular, ou esponjoso) e cortical (ou compacto), como será descrito na seção “Materiais e métodos”.

As condições de contorno correspondentes a um fêmur sadio em serviço, ou seja, as restrições e carregamentos a que o mesmo é exposto em uma atividade rotineira, são razoavelmente complexas, como pode ser visualizado na Figura 2.10 [62,63] *apud* [10]. Em um ciclo de caminhada, o fêmur é submetido a esforços variáveis no contato com a pelve¹⁷ (ponto P1), assim como na ação de quatro músculos, a saber: abdutor¹⁸ e tensor da fáscia lata¹⁹, cujas inserções localizam-se no ponto P2 (grande trocanter²⁰), vasto lateral²¹, cuja inserção localiza-se no ponto P3, e vasto medial²², cuja inserção localiza-se no ponto P4 da Figura 2.10. O contato com a patela²³ na extremidade distal (P0), por sua vez, pode ser simplificado como um apoio engastado.

16 Proteína responsável por proporcionar elasticidade a ossos e outros tecidos conjuntivos.

17 Bacia, onde se insere a cabeça femoral.

18 Músculo responsável pela alavancagem do quadril.

19 Músculo que se estende da parte posterior ao lado da coxa.

20 A maior das proeminências ósseas localizadas na região proximal do fêmur.

21 Corresponde à maior parte do quadríceps femoral e localiza-se na face lateral da perna.

22 Músculo do quadríceps na região inferior e interna da coxa.

23 Osso que se articula com o fêmur, cobrindo a superfície anterior do joelho.

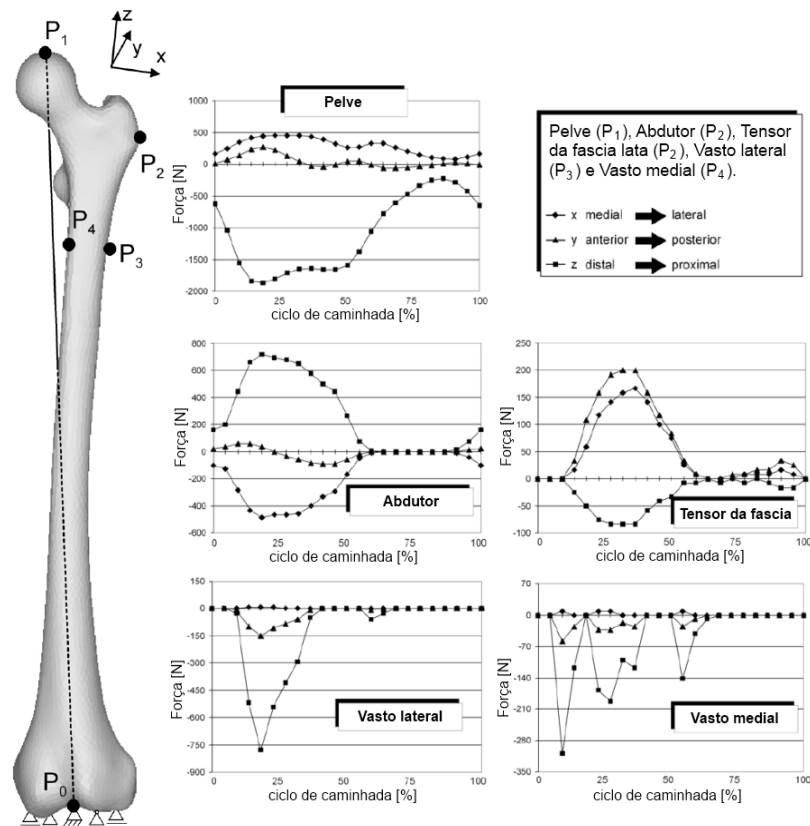


Figura 2.10 Condições de contorno de um fêmur sadio em serviço [62,63] *apud* [10]

Mesmo que a construção de um diagrama de corpo livre para o fêmur não seja uma tarefa das mais fáceis, muitos autores afirmam que o carregamento fisiológico da articulação coxofemoral pode ser representado apenas pelo engaste da extremidade distal (P₀ na Figura 2.10), por uma força no contato com a pelve, distribuída pela cabeça do fêmur (P₁ na Figura 2.10), e outra força na inserção do músculo abdutor, distribuída na superfície do trocânter maior (P₂ na Figura 2.10), sendo negligenciada a influência de outros músculos [42,64–66].

Considerando o fenômeno *stress shielding* já discutido, Behrens *et al.* [10], definem a variável estímulo mecânico ao remodelamento ósseo “ ξ ” como sendo a razão entre a energia de deformação por unidade de massa no fêmur em que foi implantada uma prótese ($S_{\text{periprotético}}$) e no fêmur fisiologicamente intacto (S_{sadio}), conforme a Equação 2.5.

$$\xi = \frac{S_{\text{periprotético}}}{S_{\text{sadio}}} \quad (2.5)[10]$$

Em uma situação ideal, em que a implantação de uma prótese não acarretasse em qualquer redução no carregamento imposto ao osso, o estímulo ao remodelamento ósseo tenderia à unidade para todos os nós da malha de um fêmur periprotético, sendo o *stress shielding* desprezível. Dessa forma, pode-se dizer que um projeto de prótese de quadril será tanto melhor quanto mais próximo de 1 (um) estiverem os valores de “ ξ ”.

Zepon, Antonialli e Bolfarini [67] já calcularam o estímulo ao remodelamento ósseo de um fêmur periprotético, pelo método dos elementos finitos, conforme ilustrado na Figura 2.11, na comparação do desempenho de diferentes ligas β , como TNTZ e TMZF (Ti-12Mo-6Zr-2Fe), com a liga Ti-6Al-7Nb, convencionalmente empregada em hastes femorais. Nesse trabalho, confirmaram a obtenção de maiores níveis de “ ξ ” para as ligas beta (0,483 e 0,428 para TNTZ e TMZF respectivamente) em relação ao proporcionado pela liga Ti-6Al-7Nb (0,369).

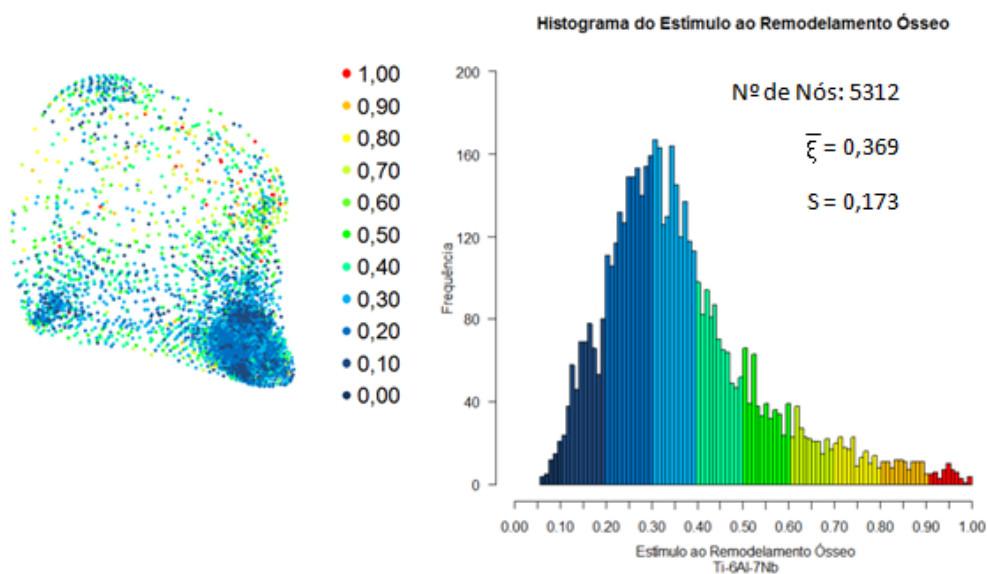


Figura 2.11 Distribuição do estímulo ao remodelamento ósseo em um fêmur periprotético [67]

2.3 Fotoelasticidade

Alguns materiais amorfos e transparentes à luz visível, quando solicitados mecanicamente, originam frentes de onda perpendiculares entre si a partir de um único feixe de radiação eletromagnética em razão de um fenômeno denominado anisotropia óptica [68]. Em outras palavras, um material dessa natureza exibe birrefringência temporária, posto que essas componentes de onda o percorrem com velocidades distintas e, portanto, experimentam índices de refração consoantes à direção de propagação como consequência do efeito piezo-óptico, conforme descrito por Brewster [citado por 68]. Neumann [69 *apud* 68], Maxwell [70] e outros pesquisadores estabeleceram que, para um corpo em regime linear elástico, as tensões resultantes de um carregamento aplicado sobre o mesmo devem ser diretamente proporcionais aos diversos índices de refração gerados [71].

Embora a birrefringência também se verifique para a luz não-polarizada, é comum a utilização de luz com polarização específica em análises fotoelásticas. No caso de um polariscópio linear (Figura 2.12 [68]), composto basicamente por dois filmes, polarizador e analisador, com eixos ópticos ($\Pi\Pi$ e AA) posicionados ortogonalmente, por exemplo, a luz incidente ($\vec{E} = \vec{E}_1 + \vec{E}_2$) decompõe-se em apenas duas ondas (\vec{E}'_1 e \vec{E}'_2) após atravessar o modelo, o que simplifica a análise.

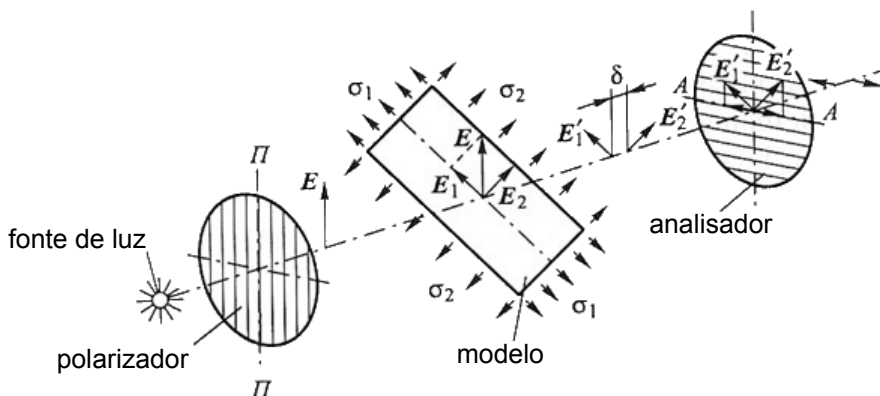


Figura 2.12 Configuração de polariscópio plano [68]

Tomando-se, por exemplo, o estado plano com as tensões principais “ σ_1 ” e “ σ_2 ” correspondentes a um determinado ponto, e ilustrado na Figura 2.12, é válida a Equação 2.6 [68], em que “C” é uma constante tenso-óptica dependente do material e da radiação eletromagnética em questão, e definida a seguir, e “ n_1 ” e “ n_2 ” são os coeficientes de refração correspondentes às direções principais. É importante destacar que, embora alguns pesquisadores empreguem a fotoelasticidade tridimensional, o estudo do estado plano de tensões é mais amplamente difundido [68].

$$\sigma_1 - \sigma_2 = C(n_1 - n_2) \quad (2.6)[68]$$

A birrefringência, ou seja, a diferença entre os coeficientes de refração, presente do lado direito da Equação 2.6, é calculada pela Equação 2.7 [72], em que “ δ_{12} ” é a diferença de caminhos ópticos, ou OPD (do inglês *optical path difference*) entre os feixes que se propagam nessas direções, e “ h_3 ” é o comprimento do caminho óptico, ou seja, a espessura do modelo transparente sendo analisado.

$$(n_1 - n_2) = \frac{\delta_{12}}{h_3} \quad (2.7)[72]$$

A constante “C”, presente na Equação 2.6, pode ser calculada da Equação 2.8 [71], em que “ f_λ ” é o valor de franja do material para o comprimento de onda “ λ ” escolhido para a aplicação da técnica. A Equação 2.9 é resultado da combinação das Equações 2.6, 2.7 e 2.8. Considerando ainda o círculo de Mohr para um estado plano de tensões (Figura 2.13 [73]) pode-se dizer que a tensão de cisalhamento máxima “ τ_{12} ” é igual à metade da diferença entre as tensões principais e, portanto, é válida a Equação 2.10.

$$C = \frac{f_\lambda}{\lambda} \quad (2.8)[71]$$

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \left(\frac{f_\lambda}{\lambda h_3} \right) \delta_{12} \quad (2.9)$$

$$\tau_{12} = \left(\frac{f_{\lambda}}{2\lambda h_3} \right) \delta_{12} \quad (2.10)$$

As franjas isocromáticas, por sua vez, são regiões escuras onde a intensidade do feixe de luz que atravessa o corpo submetido à análise fotoelástica vai a zero, conforme exposto na Figura 2.14 [74]. Elas correspondem às linhas de isotensão de cisalhamento (τ_{12}) para as quais o OPD (δ_{12}) é múltiplo do comprimento de onda por uma ordem de franja “N” ($N=0, 1, 2, 3\dots$ na Figura 2.14), conforme a Equação 2.11 [71]. Assim, a Equação 2.10 pode ser reescrita como segue a Equação 2.12.

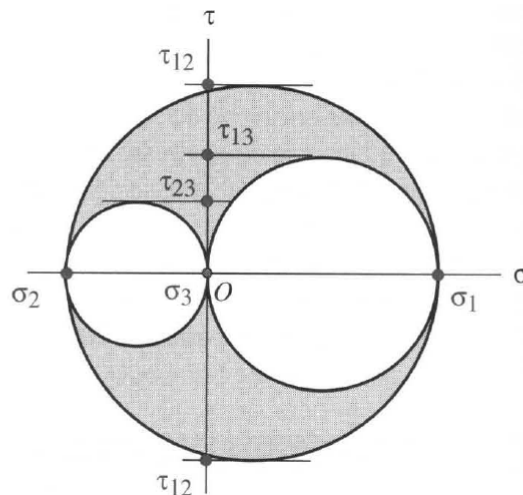


Figura 2.13 Círculo de Mohr para um estado plano de tensões com $\sigma_1 > 0$ e $\sigma_2 < 0$ [73]

$$\delta_{12} = N\lambda \quad (2.11)[71]$$

$$\tau_{12} = N \left(\frac{f_{\lambda}}{2h_3} \right) \quad (2.12)$$

Por outro lado, ao se utilizar luz branca (e não luz monocromática de comprimento de onda “ λ ”), verifica-se uma grande variedade de cores em função da variação do OPD, como exibido na carta de cores de Michel-Lévy (Figura 2.15 [75]), que relaciona a birrefringência “ $n_1 - n_2$ ” e a espessura do modelo (h_3) com a ordem de franja “N” e a coloração correspondente.

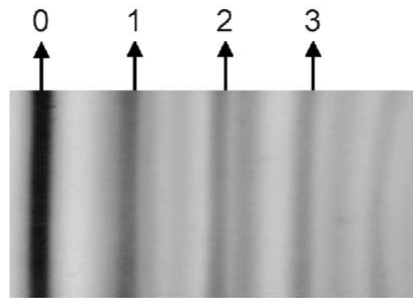


Figura 2.14 Franjas em uma análise fotoelástica [74]

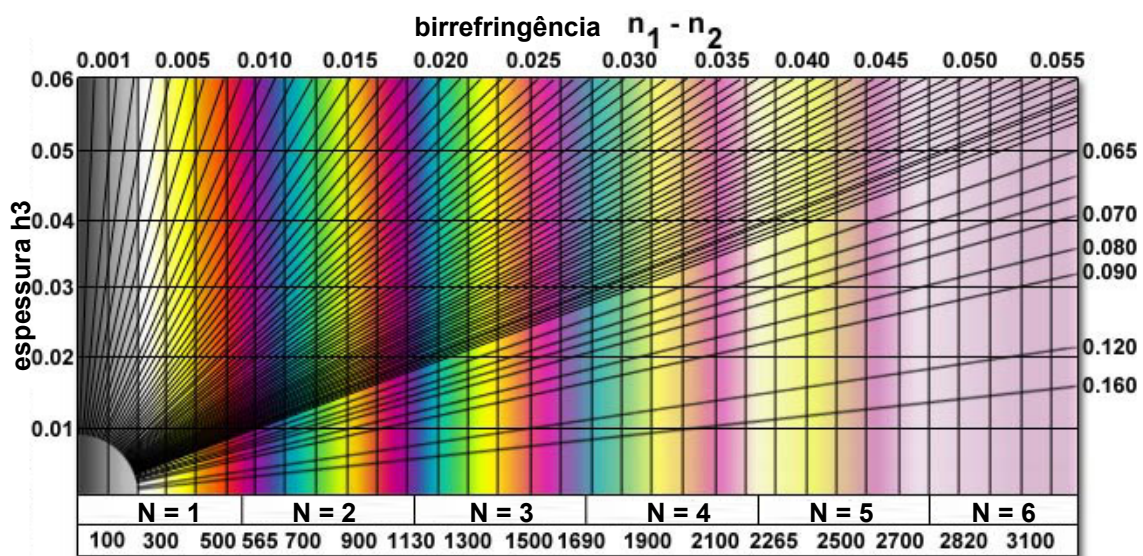


Figura 2.15 Carta de cores de Michel-Lévy [75]

No caso do polariscópio plano, todavia, podem surgir outras regiões escuras, não associadas a OPDs múltiplos do comprimento de onda da radiação utilizada, como as franjas isocromáticas, mas à coincidência da direção das tensões principais (σ_1 ou σ_2) com o eixo do polarizador [71]. Esse padrão é denominado de franjas isoclínicas, e pode ser eliminado pela implementação de duas placas retardadoras de quarto de onda com eixo óptico inclinado a 45° em relação ao eixo do polarizador, configurando um polariscópio circular, como esquematizado na Figura 2.16 [68]. Dessa forma, as franjas verificadas na análise fotoelástica dependem exclusivamente do comprimento de onda utilizado e da tensão de cisalhamento verificada, sendo independentes da posição dos eixos do polarizador ou do analisador [71].

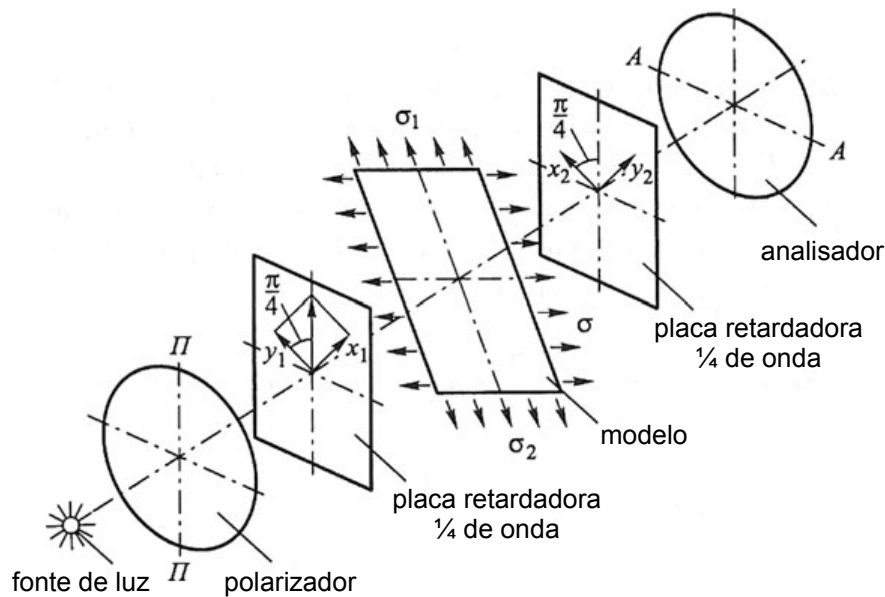


Figura 2.16 Configuração de polariscópio circular [68]

O valor de franja “ f_λ ” pode ser obtido por meio de um ensaio de tração sob monitoramento óptico (Figura 2.17 [adaptada de 76]), por exemplo, situação na qual é produzido um estado de tensão uniaxial conhecido. Assim sendo, com “ $\sigma_2 = 0$ ”, o lado esquerdo da Equação 2.9 fica reduzido a “ σ_1 ”, ou “ $F_1/(h_2h_3)$ ”, considerando a força instantânea medida pela célula de carga “ F_1 ” e a largura “ h_2 ” do corpo de prova de seção transversal retangular. Considerando que, para as franjas, é válida a Equação 2.11 [71], pode-se obter a relação expressa pela Equação 2.13. O valor de franja do material, portanto, será dado pelo quociente entre o coeficiente angular (F/N) da regressão linear dos pares ordenados obtidos experimentalmente (N, F_1 na Figura 2.18 [71]) e a largura “ h_2 ” do corpo de prova [71], como segue na Equação 2.14.

$$F_1 = h_2 f_\lambda N \quad (2.13)$$

$$f_\lambda = \frac{F/N}{h_2} \quad (2.14)$$

Fakhouri *et al.* [77] já empregaram a técnica de fotoelasticidade na avaliação de um sistema de fixação vertebral, sendo possível observar que a ponta dos parafusos era o local de maior concentração de tensão. Peindl *et al.*

[78], por sua vez, utilizaram-na para a avaliação de glenóides²⁴ com duas geometrias distintas em próteses de ombro, com o objetivo de validar análises realizadas pelo método dos elementos finitos.

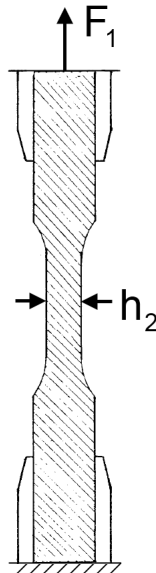


Figura 2.17 Ensaio de tração sob monitoramento óptico [adaptada de 76]

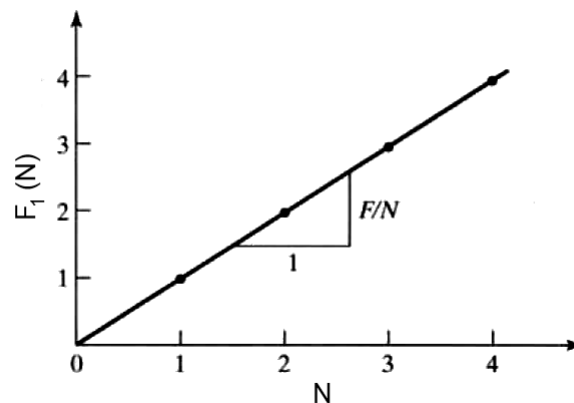


Figura 2.18 Diagrama da força como uma função da ordem de franja [71]

Maquet, Zhang e De Lamotte [79] produziram modelos fotoelásticos da extremidade proximal do fêmur, em chapas de acrílico com 10 mm de espessura, para verificar o efeito da implantação de uma prótese metálica na distribuição de tensões. Pela observação das franjas (Figura 2.19), os autores

²⁴ Cavidades articulares na extremidade da escápula, osso plano localizado na porção pósterio-superior do tórax.

concluíram que, na região transtrocanteriana, as tensões transferidas ao osso são inferiores a 41 % daquelas verificadas no modelo intacto.

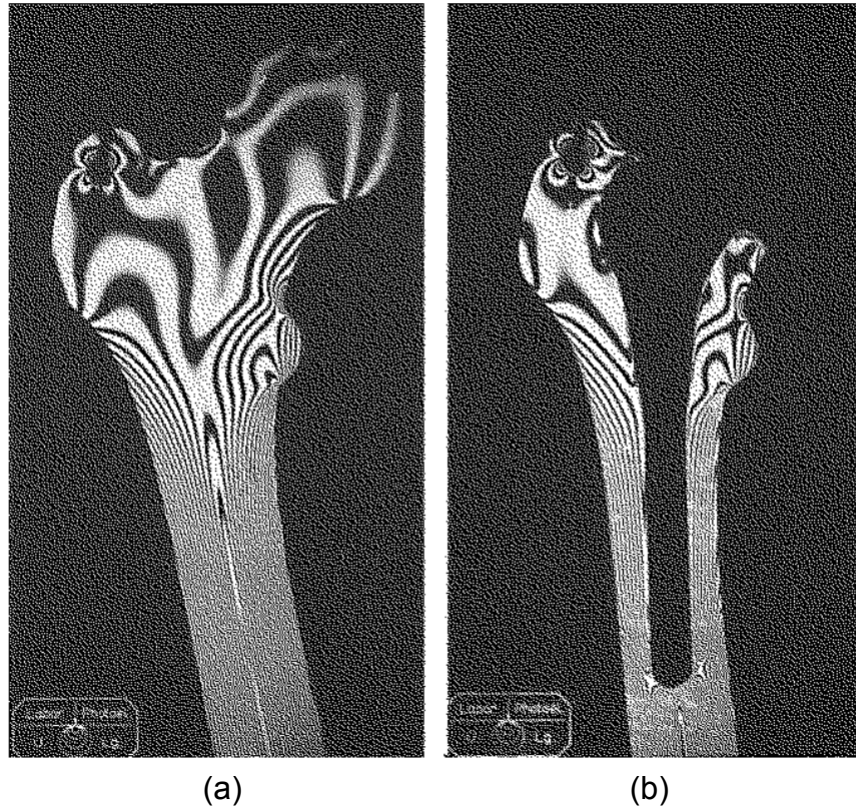
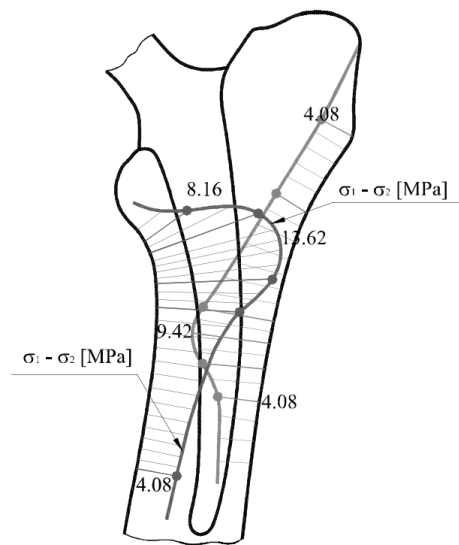


Figura 2.19 Franjas isocromáticas em um modelo de fêmur em chapa de acrílico (a) intacto e (b) após implantação [79]

Por sua vez, Iliescu *et al.* [80] utilizaram resina epóxi (para o tecido ósseo) e acrílico (para as componentes da prótese) na construção de seus modelos fotoelásticos em seus estudos sobre o efeito do mal posicionamento da prótese. Concluíram que, em condições normais, a diferença entre as tensões principais ($\sigma_1 - \sigma_2$) variava entre 4 MPa e 14 MPa, aproximadamente, ao longo do fêmur (veja a Figura 2.20); isso quer dizer que a tensão de cisalhamento varria uma faixa de 2 MPa a 7 MPa. Por outro lado, a mesma diferença atingia quase 17 MPa em razão do posicionamento incorreto da prótese, o que corresponde a praticamente 8,5 MPa na tensão de cisalhamento.



(a)



(b)

Figura 2.20 Análise fotoelástica de tensões obtida em modelo de epóxi: (a) franjas isocromáticas no tecido ósseo e (b) diferença entre as tensões principais [80]

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Considerando o *stress shielding* decorrente de uma artroplastia total de quadril, o estímulo ao remodelamento ósseo foi estabelecido na “Revisão da Literatura” como sendo a razão entre a energia de deformação por unidade de massa no fêmur em que foi implantada uma prótese e no fêmur fisiologicamente intacto (Equação 2.5 [10]).

Sabendo que a tensão equivalente de Von Mises (σ_{VM}) é um escalar proporcional à energia de deformação elástica, calculado a partir das tensões principais “ σ_1 ”, “ σ_2 ” e “ σ_3 ” conforme a Equação 3.1 [58], e passível de obtenção via simulação numérica, pode-se dizer que a tensão equivalente de Von Mises em um certo ponto de um fêmur periprotético “ $\sigma_{VM}^{periprotético}$ ” é proporcional à energia de deformação por unidade de massa no fêmur em que foi implantada uma prótese ($S_{periprotético}$) assim como a tensão equivalente de Von Mises no mesmo ponto em um fêmur sadio (σ_{VM}^{sadio}) é proporcional à energia de deformação no fêmur fisiologicamente intacto “ S_{sadio} ”. Assim, é possível reescrever o estímulo ao remodelamento ósseo “ ξ ” por meio da Equação 3.2.

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (3.1)[58]$$

$$\xi = \frac{S_{periprotético}}{S_{sadio}} = \frac{\sigma_{VM}^{periprotético}}{\sigma_{VM}^{sadio}} \quad (3.2)$$

O aprimoramento de projeto e certificação de próteses de quadril proposto neste trabalho é, portanto, fundamentado no cálculo da distribuição de “ ξ ” a partir da determinação das tensões de Von Mises, pelo método dos elementos finitos, nas proximidades da região transtrocanteriana (seção AA da Figura 3.1) de um fêmur submetido a artroplastia em cinco condições distintas, como será descrito.

Assim sendo, a obtenção de resultados confiáveis está sujeita à consistência dos modelos adotados, à coerência das restrições e esforços

aplicados sobre eles e à correta caracterização dos materiais envolvidos, bem como das suas interações. Por essa razão, a análise fotoelástica de tensões é empregada como forma de aferir os resultados dos casos de estudo e validar as discussões elaboradas a partir dos mesmos. Vale destacar que o foco é o componente femoral da prótese de quadril, posto que a preocupação é com a atenuação da desigualdade na distribuição de esforços na extremidade proximal do fêmur.

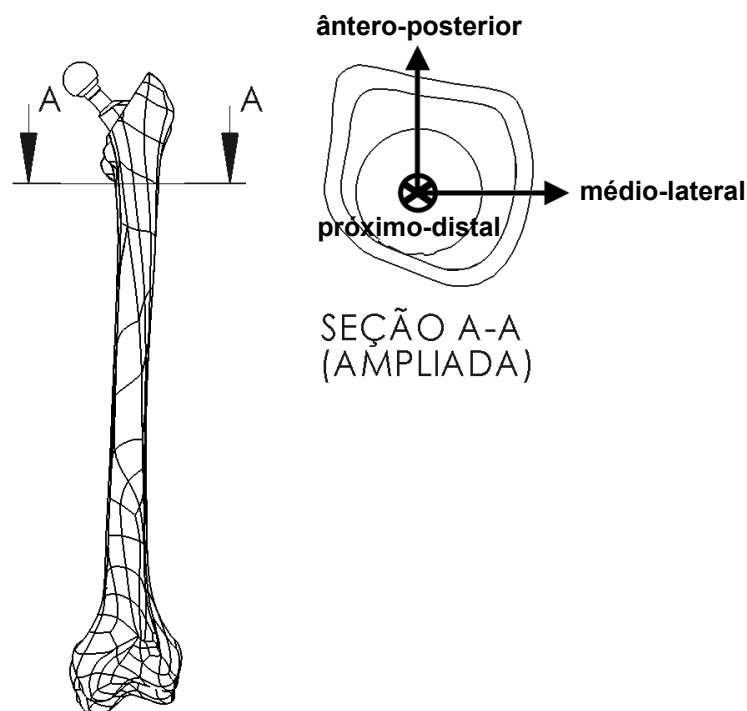


Figura 3.1 Região transtrocanteriana de um fêmur periprotético

A verificação dessa proposta se dá por cinco diferentes casos de artroplastia de quadril, diga-se, virtual, que se distinguem em relação a duas variáveis de estudo geométricas, a saber: (i) ângulo colodiafisário (ACD) e (ii) comprimento da haste (CH), além do material da prótese, conforme planejamento experimental exposto na Figura 3.2.

A condição #1 é denominada “original” por tratar-se do modelo comercial de haste de revisão modular não-cimentada disponibilizado pela Incomepe Materiais Cirúrgicos (Figura 3.3 [81]), exibindo $ACD = 135^\circ$ e $CH = 170$ mm, sendo fabricada na liga Ti-6Al-4V ELI (ASTM F136 [33]), que exibe módulo de elasticidade de aproximadamente 114 GPa [30]. A condição #2, denominada

“curta”, diverge da original pela redução à metade do comprimento da haste (85 mm), enquanto a condição #3, “fechada”, consiste na redução do ângulo colodiafisário para 125°. A condição #4, “curta & fechada”, consiste, obviamente em CH = 85 mm e ACD = 125°, ao passo que a #5, denominada “baixo módulo”, refere-se a uma haste geometricamente idêntica à original (Figura 3.3), porém fabricada em uma liga de baixo módulo de elasticidade (E = 50 GPa), como as ligas TNTZ, abordadas na “Revisão da Literatura”.

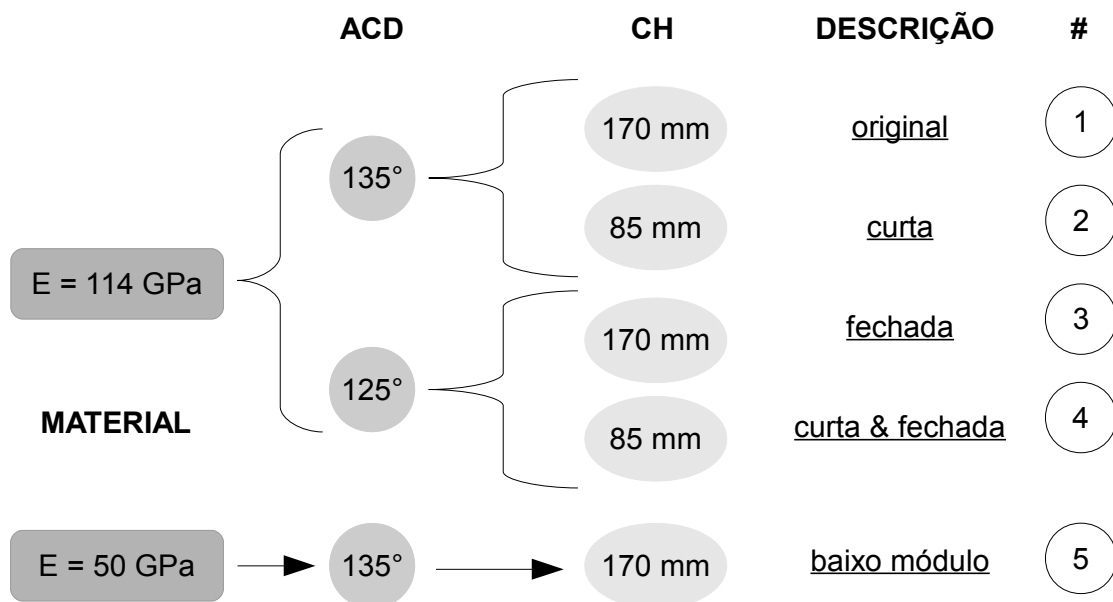


Figura 3.2 Planejamento experimental

A seguir, apresentam-se detalhadamente os meios utilizados para a elaboração das simulações numéricas, bem como materiais e métodos empregados em laboratório para a preparação das amostras e a realização dos ensaios de fotoelasticidade.

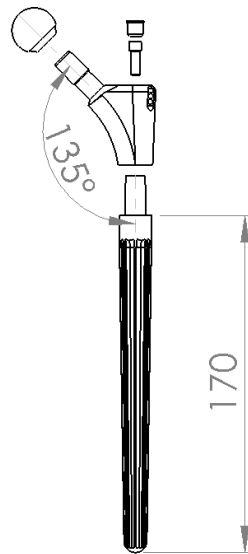


Figura 3.3 Modelo comercial de haste modular não-cimentada [81]

3.1 Simulações numéricas

As simulações numéricas foram conduzidas com o SolidWorks Simulation® em análise estática linear, empregando-se o método h-adaptativo com precisão-alvo de 99 % nos valores de energia de deformação e até cinco iterações. Com esse método, as malhas são refinadas nas regiões com muitos erros, resolvendo o problema de forma mais eficiente [82]. Essas malhas sólidas foram geradas com base em curvatura, utilizando elementos tetraédricos parabólicos – os quais exibem dez nós, conforme ilustrado na Figura 3.4 [83] – com verificação jacobiana do nível de distorção. Entre os tecidos medular e cortical, assim como entre eles e a haste femoral, estabeleceu-se um contato sem folga com malhas incompatíveis.

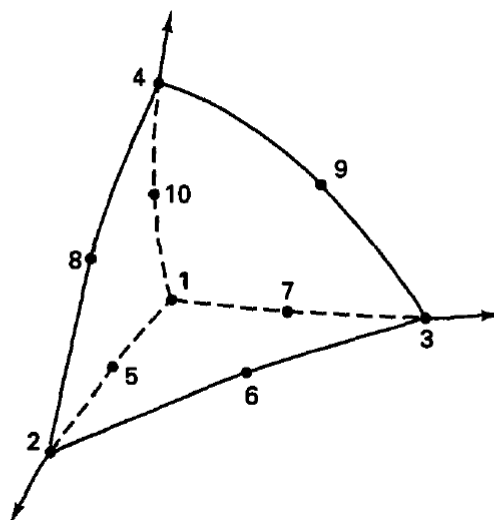


Figura 3.4 Elementos tetraédricos parabólicos empregados nas malhas sólidas

Obtidas as tensões principais (Equação 2.4) e, conseqüentemente, as tensões de Von Mises (Equação 3.1), calcula-se o estímulo ao remodelamento (Equação 3.2) para cada um dos nós do modelo conjugado, em todas as condições de fêmur periprotético, a partir do estado de tensões do fêmur sadio.

Nessa etapa, foi utilizado um computador de mesa com processador Intel® Core™ i7 3770 (3,40 GHz), memória RAM de 16 GB e placa de vídeo de 1,28 GB NVIDIA® GeForce® GTX 570, adquirido com verba da reserva técnica oferecida pelo CNPq.

Os itens abaixo descrevem o modelo de fêmur e os modelos de implantes usados nas simulações, assim como as condições de contorno implementadas.

3.1.1 Modelo de fêmur

Como ponto de partida para a modelagem do fêmur, utilizou-se um sólido paramétrico disponível em uma base de dados de domínio público processado a partir de imagens de tomografia computadorizada [84]. Trata-se de um fêmur esquerdo de 416 mm de comprimento, cabeça de 36 mm de diâmetro e ângulo colo-diafisário (ACD) de 123 °, valores bastante próximos das médias obtidas por Massin *et al.* [85] em seu estudo morfométrico sobre

centenas de pacientes. A partir dele, desenvolveu-se um modelo conjugado, conforme adiantado na “Revisão da Literatura”, composto dos tecidos medular e cortical (Figura 3.5), por meio do *software* SolidWorks® Education Edition 2012-2013, seguindo outros resultados relatados nesse mesmo estudo [85].

A Tabela 3.1 contém o módulo de Young (E) e o coeficiente de Poisson (ν) dessas duas porções que compõem o fêmur. Nota-se que, para o tecido medular, adota-se um modelo isótropo (Equação 2.2), enquanto para o cortical um modelo ortótropo (Equação 2.3), de maneira que o módulo elástico, nesse caso, é distinto nas direções ântero-posterior (E_{ap}), médio-lateral (E_{ml}) e próximo-distal (E_{pd}), assim como o coeficiente de Poisson e o módulo de cisalhamento entre as direções médio-lateral e próximo-distal (ν_{mlpd} e G_{mlpd}), próximo-distal e ântero-posterior (ν_{pdap} e G_{pdap}) e ântero-posterior e médio-lateral (ν_{apml} e G_{apml}). Consideram-se 7 MPa, para o fêmur medular [86], e 205 MPa para o fêmur cortical [87], os limiares de resistência para a validade dos modelos elásticos lineares, conforme disponível na literatura.

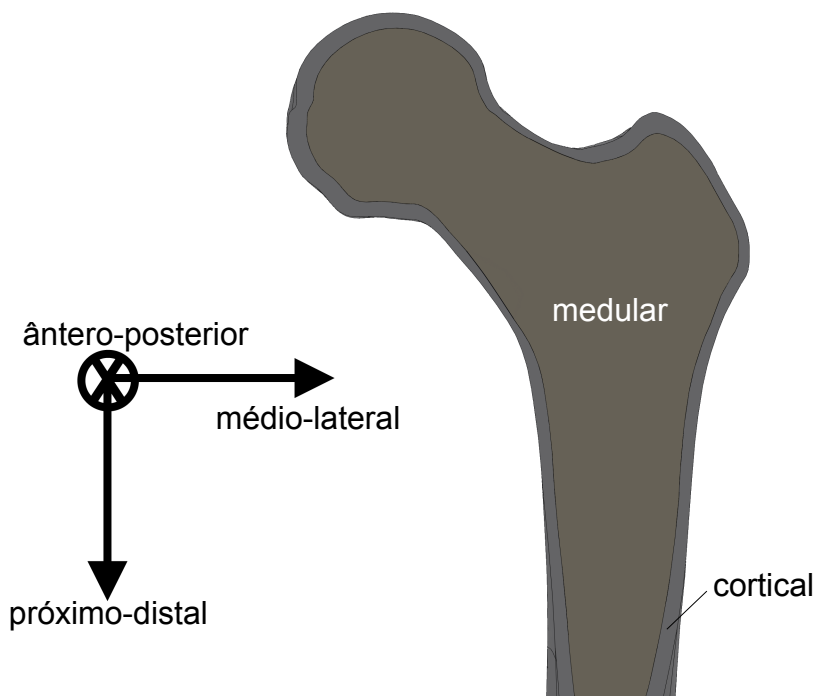


Figura 3.5 Extremidade proximal do modelo conjugado de fêmur, em corte posterior

Tabela 3.1 Propriedades mecânicas dos tecidos medular e cortical

fêmur medular	E (GPa)			v			G (GPa)		
[88] <i>apud</i> [89]	0,39			0,30			0,15		
fêmur cortical	E_{ap}	E_{ml}	E_{pd}	v_{mlpd}	v_{pdap}	v_{apml}	G_{mlpd}	G_{pdap}	G_{apml}
[90] <i>apud</i> [91]	(GPa)	(GPa)	(GPa)				(GPa)	(GPa)	(GPa)
	13,40	12,00	20,00	0,35	0,37	0,38	6,20	5,60	4,50

É importante destacar que, para a instalação das próteses, esse modelo de fêmur é “virtualmente” osteotomizado²⁵, procedendo-se com uma resecção²⁶ inclinada 45 ° em relação à diáfise, a partir da ponta do grande trocanter, sendo fresado o canal medular de acordo com o comprimento da haste, conforme o procedimento cirúrgico corrente (Figura 3.6 [92]).



Figura 3.6 Ressecção e fresamento do fêmur para a instalação das próteses [92]

3.1.2 Modelo de prótese de quadril

Conforme já explicado, o primeiro caso de estudo considera uma haste de revisão não-cimentada disponível no mercado (Figura 3.3 [81]), enquanto os demais são variações da prótese original com relação às variáveis ângulo

²⁵ Seccionado cirurgicamente para fins de restauração da articulação.

²⁶ Excisão da cabeça femoral.

colodiasfário, comprimento da haste e material base, construídas também com o *software* SolidWorks® Education Edition 2012-2013. Embora o modelo real da prótese seja modular, contando inclusive com cabeça fabricada em liga cobalto-cromo ASTM F90 [31], construiu-se um modelo numérico monobloco, constituído de um único material, visando reduzir o custo computacional das simulações. As condições #1, #2, #3 e #4 implementam hastes de Ti-6Al-4V ELI, para as quais o limiar considerado à linearidade elástica é 795 MPa [33], enquanto a condição #5 leva uma haste de TNTZ, cujo limiar estabelecido é de 550 MPa [93]. A Tabela 3.2 contém as propriedades mecânicas necessárias às simulações com essas duas ligas de titânio.

Tabela 3.2 Propriedades mecânicas das ligas de titânio

liga	E (GPa)	ν	G (GPa)
Ti-6Al-4V ELI [94]	114	0,34	42
TNTZ [93]	50		19

3.1.3 Condições de contorno

As condições de contorno aplicadas neste estudo resumem-se ao engaste da extremidade distal do fêmur (ponto P0), ao contato com a pelve – esforço aplicado na cabeça femoral (ponto P1) – e à ação do músculo abductor – distribuída na superfície do grande trocanter (ponto P2) –, conforme ilustrado na Figura 3.7. As cargas aplicadas, expostas na Tabela 3.3, onde F_{ap} , F_{ml} e F_{pd} são, respectivamente, as componentes ântero-posterior, médio-lateral e próximo-distal das cargas atuantes, seguem o estudo desenvolvido por Bougherara, Bureau e Yahia [43], e correspondem a uma atividade rotineira de caminhada. Note que estes carregamentos apresentam níveis superiores àqueles empregados por Behrens *et al.* [10] que, por sua vez, computam a atuação de outros músculos, não considerada aqui.

Tabela 3.3 Carregamentos empregados nas simulações [43]

cabeça femoral (P1)			grande trocânter (P2)		
F_{ap} (N)	F_{ml} (N)	F_{pd} (N)	F_{ap} (N)	F_{ml} (N)	F_{pd} (N)
-700	1283	2882	144	-471	-967

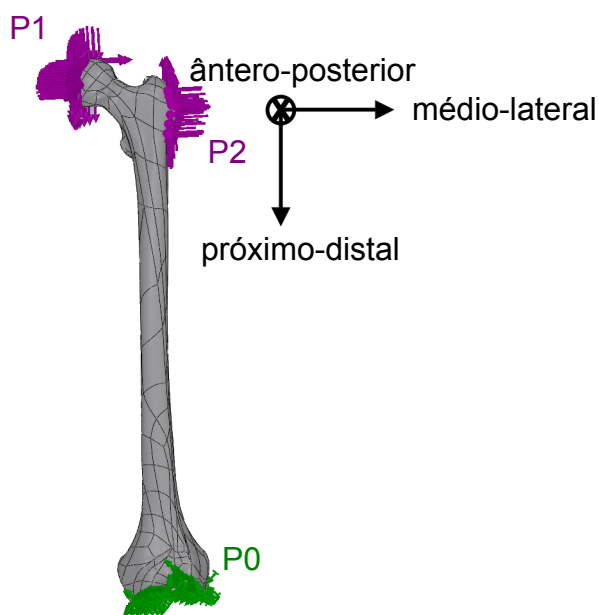


Figura 3.7 Restrições e carregamentos impostos ao fêmur nas simulações numéricas

3.2 Análise fotoelástica de tensões

Como forma de aferir os resultados das análises por elementos finitos, isto é, confirmar a influência das variáveis ângulo colodiasário, comprimento da haste e material da prótese sobre o estado de tensões do fêmur e, conseqüentemente, o estímulo ao remodelamento ósseo, este trabalho propõe um ensaio mecânico sob monitoramento óptico inspirado na norma ABNT NBR 14396-1:2013, denominada Implantes para cirurgia – Próteses parcial e total de articulação de quadril, Parte 1: Determinação das propriedades de fadiga e desempenho de hastes femorais sem aplicação de torção [95].

Amostras similares aos modelos de hastes femorais das condições #1, #2, #3, #4 e #5 foram embutidas em resina transparente e tiveram a região dos

seus colos submetida à flexão em uma máquina universal de ensaios instrumentada em uma configuração de polariscópio circular (veja a Figura 2.16, na Revisão da Literatura), de forma a suprimir as franjas isoclínicas. Antes disso, porém, a resina foi submetida a um ensaio de tração (Figura 2.17 [76]) sob monitoramento óptico, nessa mesma máquina de ensaios em polariscópio circular, objetivando a obtenção do valor de franja “ f_λ ” para o comprimento de onda utilizado na análise, necessário ao estabelecimento da correlação tenso-óptica que permita “visualizar” a transferência de carga da haste para a resina.

Na sequência, são descritos o método de preparação de amostras e os materiais empregados, assim como os procedimentos de ensaio e equipamentos utilizados.

3.2.1 Preparação das amostras

Considerando que a análise fotoelástica é um método especialmente eficiente para a determinação de um estado plano de tensões ($\sigma_3 = 0$) [68], optou-se por empregar, nestes ensaios de validação, modelos em chapas de 2 mm de espessura, mantidas as demais dimensões do perfil, conforme mostrado na Figura 3.8. Em um trabalho complementar, Antonialli e Bolfarini [96] já validaram este modelo de estado plano, verificando no mesmo a correlação entre uma simulação por elementos finitos e a análise fotoelástica de tensões.

Para as condições #1, #2, #3 e #4, foram utilizadas chapas da mesma liga Ti-6Al-4V ELI (ASTM F136 [33]) das simulações numéricas; porém, em razão da impossibilidade de aquisição da liga TNTZ, optou-se por empregar uma chapa da liga de magnésio AZ31 (Mg-3%Al-1%Zn, ASTM B90 [97]), que exhibe módulo elástico bastante próximo ao daquela liga de titânio.

Foi desenvolvido um molde bipartido em poliacetal para garantir alguma reprodutibilidade no embutimento das próteses simplificadas em resina. Como pode ser visto na Figura 3.9, ele consiste basicamente de uma cavidade de 10 x 100 x 300 mm inclinada 55 ° em relação à horizontal. A montagem de

cada amostra seguiu o método da NBR 14396-1:2013 [95], conforme exposto na Figura 3.10, mantendo a orientação do eixo da haste defasada 10° em relação à direção (vertical) da linha de carga aplicada pela máquina de ensaio (Figura 3.10 (a)), utilizando, para tanto, um mecanismo de fixação como o da Figura 3.10 (b) a fim de garantir o correto posicionamento da haste, considerando a geometria do molde desenvolvido. A Preparação das amostras é mais bem detalhada no Apêndice A, ao final do texto. Para o embutimento, utilizou-se a resina poliéster insaturada Arazyn® 1.0#08, que apresenta como principais características ausência de coloração, alta transparência e média viscosidade (em torno de 1500 cP) [98].

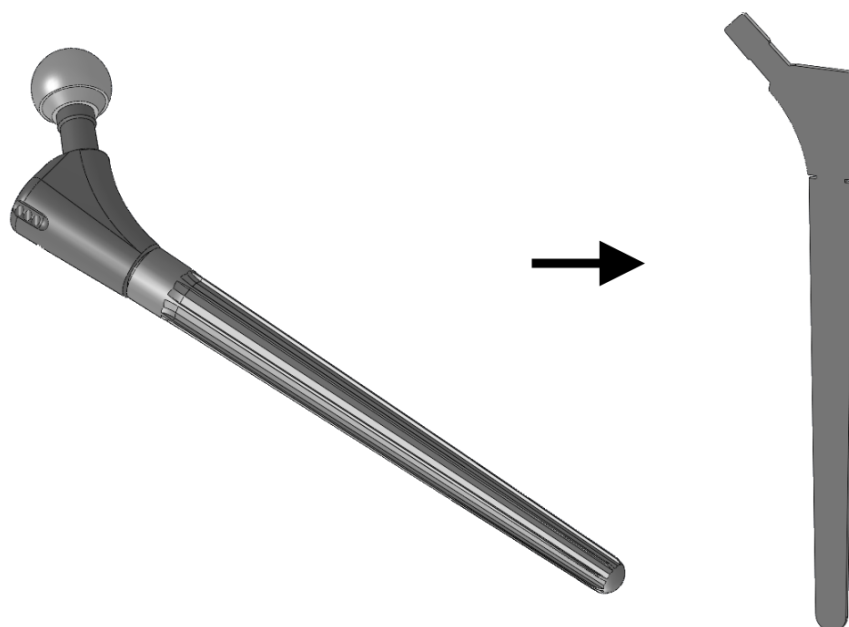


Figura 3.8 Simplificação dos modelos de próteses em chapas, para a análise fotoelástica

3.2.2 Ensaios de flexão de hastes femorais em polariscópio circular

As amostras, de 10 mm espessura de resina, como descrito, foram submetidas ao ensaio de flexão em uma máquina universal de ensaios EMIC DL-10000, no laboratório de implantes ortopédicos do Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais da Universidade Federal de São Carlos (CCDM/UFSCar), utilizando uma célula de carga de 100 kgf.

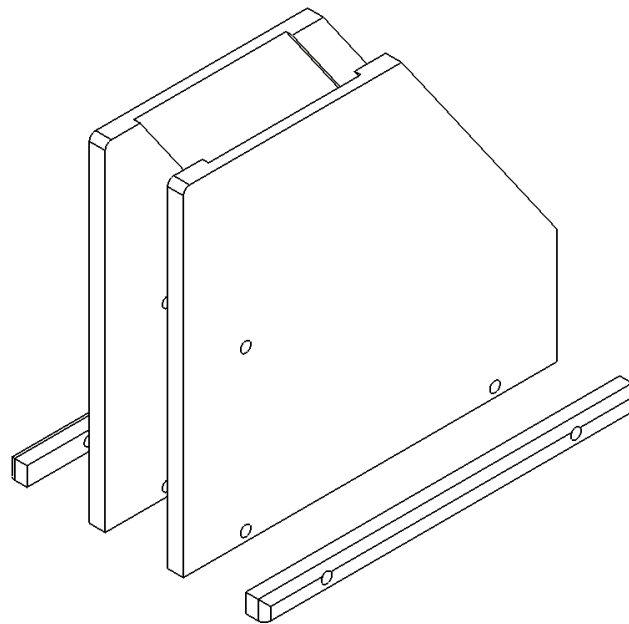


Figura 3.9 Molde desenvolvido para o embutimento das próteses simplificadas em resina

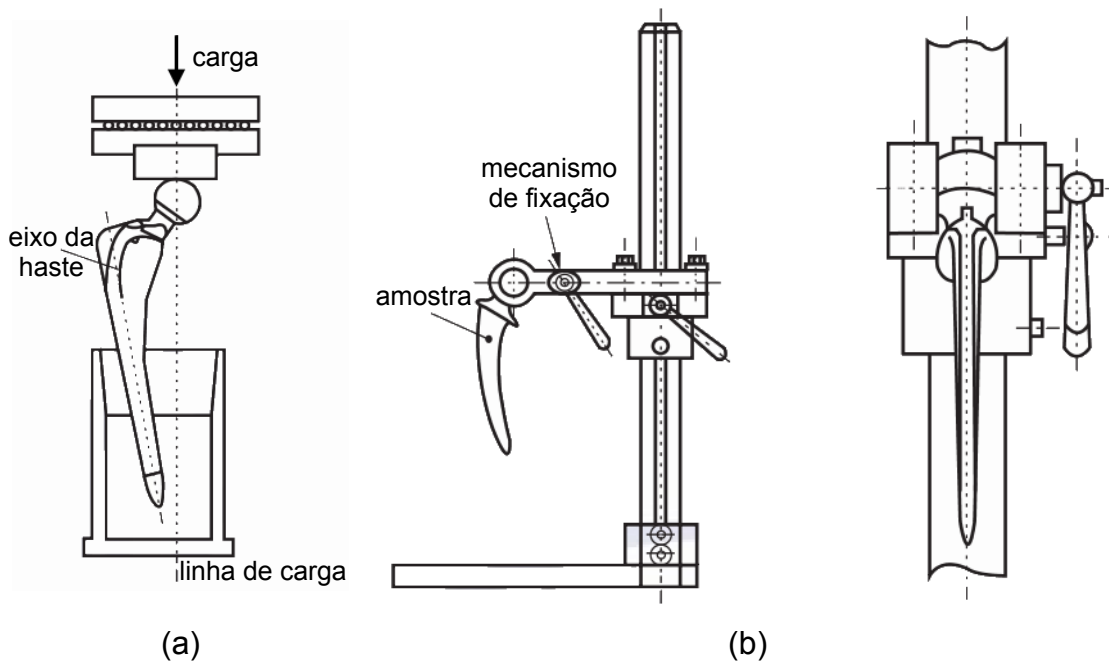


Figura 3.10 Montagem das próteses simplificadas em resina: (a) orientação da haste e (b) mecanismo de fixação [95]

Para a configuração de polariscópio circular, ilustrada na Figura 3.11, foram empregados uma lâmpada incandescente de 40 W, dois filmes laminados (polarizador e analisador) Edmund Optics NT45-667, duas placas retardadoras de quarto de onda NT27-344 e um microscópio digital de

1,3 megapixels, com ampliação de até 400 x, gentilmente cedido pelo Núcleo de Reologia e Processamento de Polímeros do Departamento de Engenharia de Materiais (NRPP/DEMa/UFSCar). Foi ainda empregado um filtro revestido verde ($\lambda \approx 510$ nm), também cedido pelo NRPP/DEMa, com o objetivo de limitar os comprimentos de onda que alcançavam o microscópio e, assim, facilitar a visualização das franjas. Esse filtro foi selecionado em testes preliminares, em que o mesmo apresentou resultados mais interessantes do que os filtros azul ($\lambda \approx 440$ nm) e vermelho ($\lambda \approx 630$ nm).

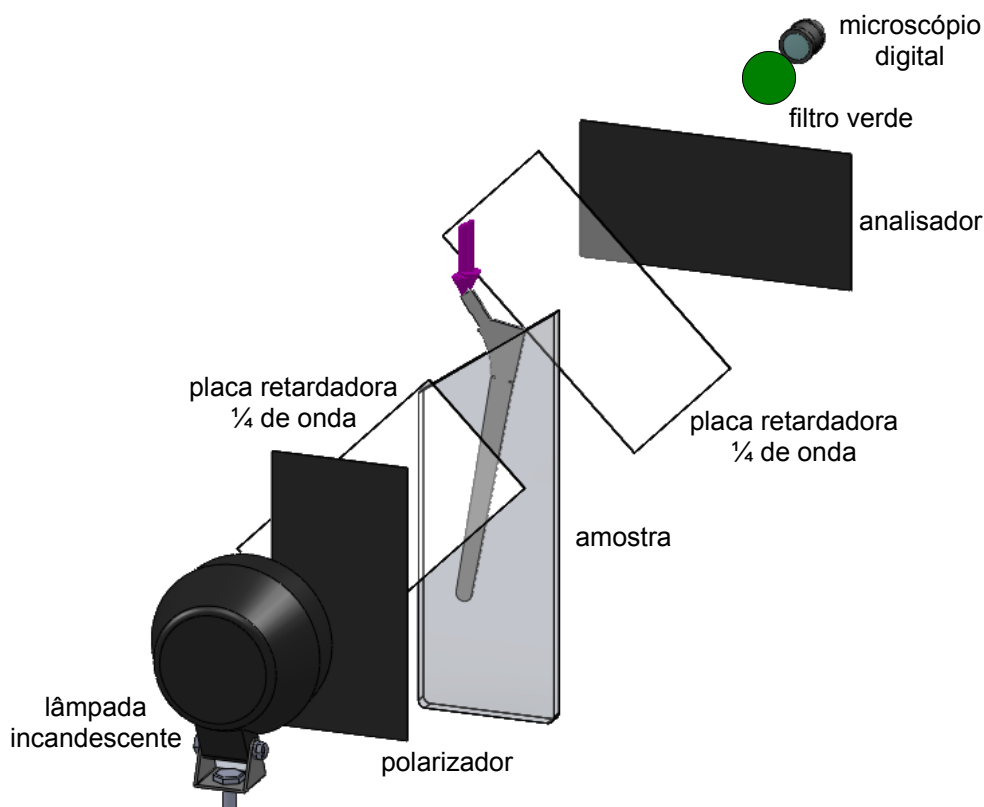


Figura 3.11 Configuração de polariscópio circular empregada nos ensaios de flexão

O colo de cada amostra foi submetido a cargas estáticas compressivas entre 30 e 330 N (Figura 3.12), uma adaptação da norma ABNT NBR 14396-1:2013 [95], que prevê carregamentos cíclicos entre 300 N e 3,3 kN, considerando a redução da área da seção transversal do implante empregado, aqui, como modelo em chapa, a aproximadamente 10 % da área da seção transversal original do implante. O Apêndice A traz também uma maior

descrição dos Ensaios de flexão de hastas femorais em polariscópio circular, ao final do texto.

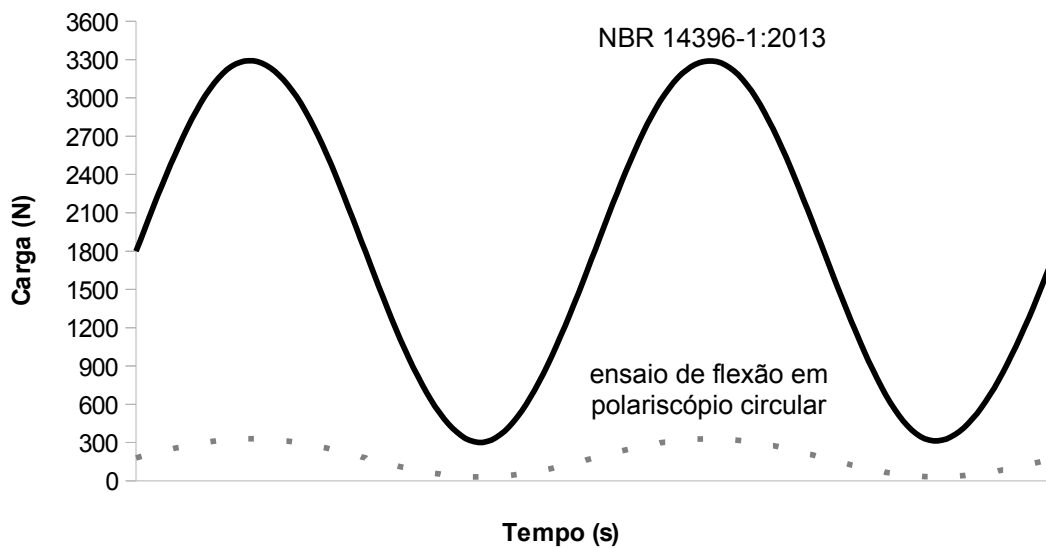


Figura 3.12 Cargas utilizadas nos ensaios de flexão, considerando a norma ABNT NBR 14396-1:2013

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os itens que seguem contém os resultados das simulações numéricas e da análise fotoelástica realizadas nas condições de estudo empregadas neste trabalho, seguindo o método proposto, assim como as discussões pertinentes.

4.1 Simulações numéricas

A Figura 4.1 ilustra a distribuição da tensão de Von Mises (Equação 3.1) na seção transtrocanteriana (veja a Figura 3.1) do fêmur submetido a artroplastia na condição #1 (prótese original com ACD = 135 ° e CH = 170 mm) e solicitado conforme as condições de contorno descritas no item 3.1.3.

Verificam-se tensões, em geral, mais elevadas na seção da prótese do que no fêmur cortical, evidenciando o fenômeno do *stress shielding*, como esperado. Praticamente toda a haste experimenta tensões superiores a 100 MPa (região esverdeada), sendo que, em uma porção anterior, são ultrapassados os 200 MPa (região avermelhada). Por sua vez, as bandas ântero-lateral e pósteromedial do osso cortical estão sujeitas a tensões reduzidas, da ordem de 20 MPa (regiões azuladas), embora a banda ânteromedial esteja exposta a tensões da ordem de 100 MPa (região esverdeada) e, em uma porção ínfima, a quase 200 MPa (região avermelhada).

Note que não foi plotada na Figura 4.1 a tensão equivalente na região correspondente ao fêmur medular. O nível de tensões nesse tecido é baixíssimo em comparação ao nível de tensões verificadas no fêmur cortical, por conta de grande diferença de rigidez, expressa pelo módulo de elasticidade (veja a Tabela 3.1), entre eles. Assim sendo, a pouca contribuição dessa estrutura na transferência de carregamento não justifica a sua representação.

Para a cálculo da distribuição do estímulo ao remodelamento ósseo (ξ) nas cinco condições de estudo deste trabalho, obteve-se a distribuição da tensão de Von Mises na seção transtrocanteriana correspondente a cada uma delas, assim como para um fêmur sadio. Contudo, diferentemente do método apresentado em por Zepon, Antonialli e Bolfarini [67], em que foi tomada a

razão entre as tensões de cada um dos nós da malha na seção (tendo, assim, um domínio discreto), o quociente foi obtido pelo processamento das imagens, plotadas em tons de cinza, utilizando o *software* livre ImageJ 1.47 [99] (portanto, um domínio contínuo).

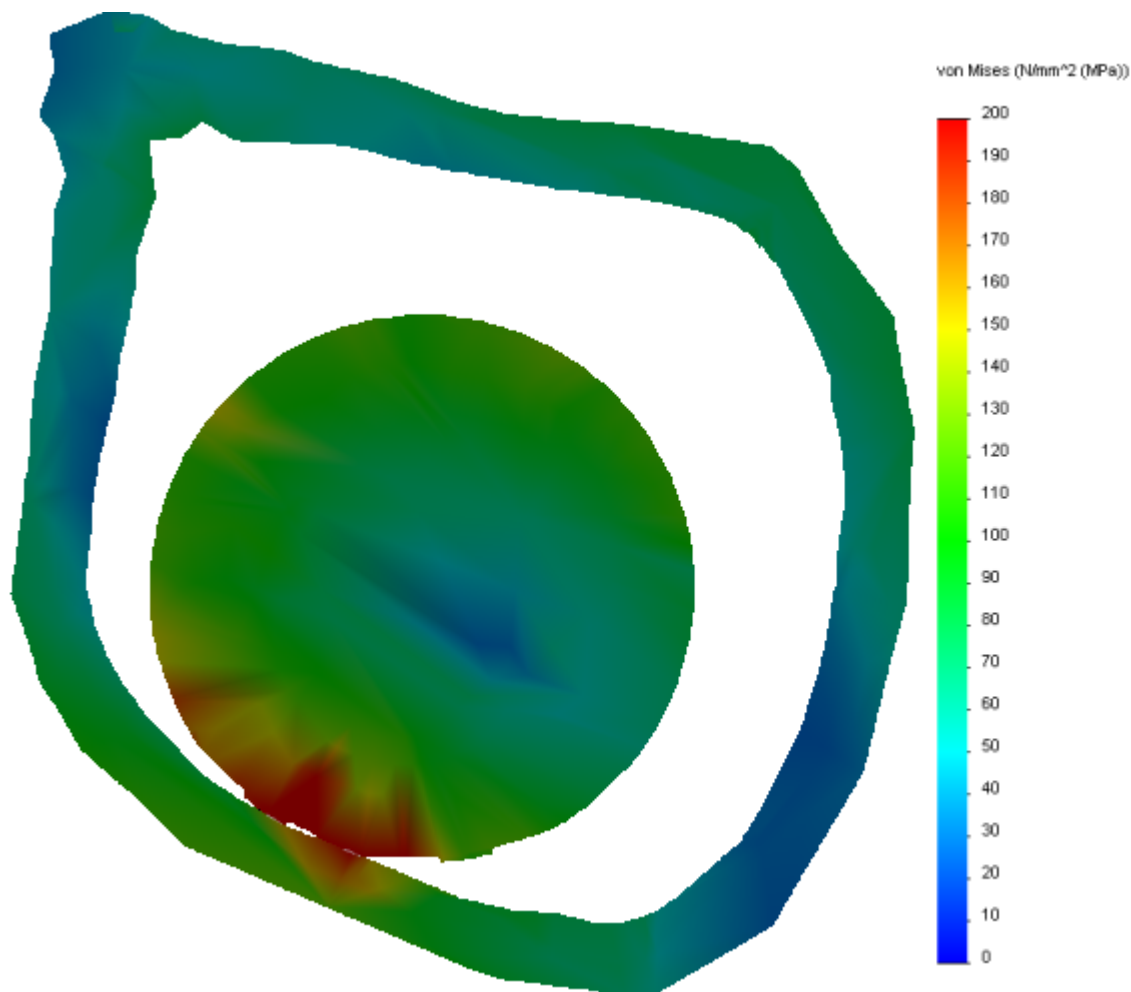


Figura 4.1 Distribuição da tensão de Von Mises na seção transtrocanteriana, condição #1 (haste original)

A Figura 4.2 ilustra o cálculo de “ ξ ” para a condição #1, evidenciando o quociente mencionado acima, e a Figura 4.3, os resultados obtidos para essa mesma condição, após calibração utilizando a mesma escala, contendo tanto a distribuição (Figura 4.3 (a)) como o histograma obtidos (Figura 4.3 (b)). Na sequência, as Figuras 4.4, 4.5, 4.6 e 4.7 exibem os resultados correspondentes às condições #2, #3, #4 e #5 respectivamente. Destacam-se, em cada um dos histogramas, os valores da média (*mean*, em inglês), correspondente à escala de valores entre os tons de cinza, e da moda (*mode*, em inglês), valor do tom

de cinza que detém o maior número de observações na distribuição, os quais serão discutidos adiante.

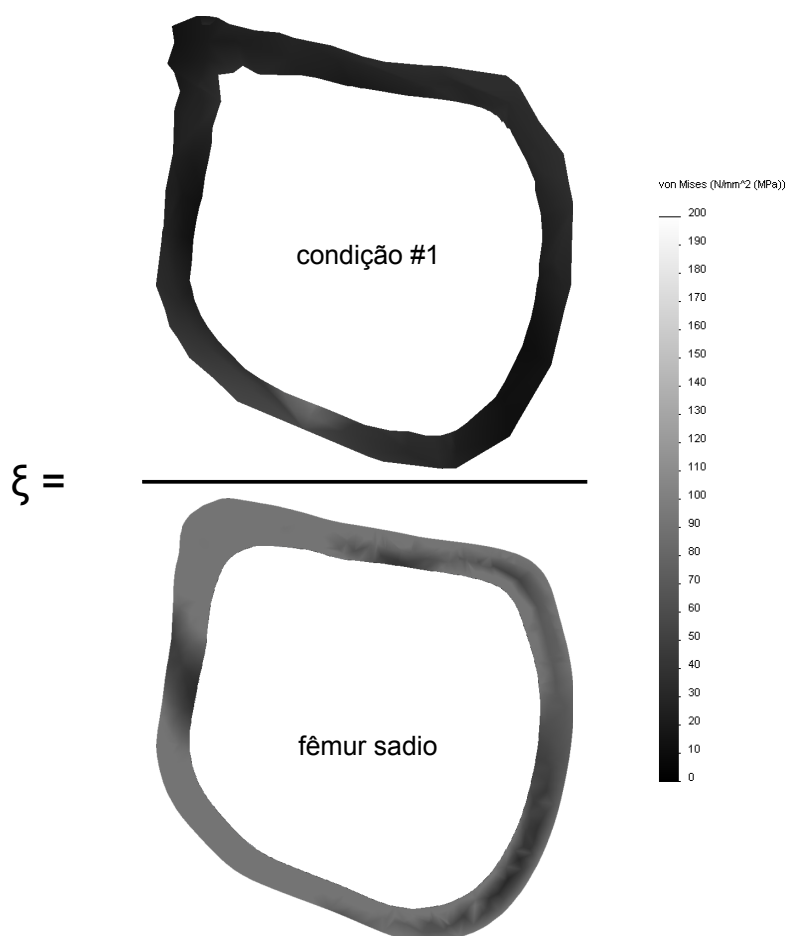


Figura 4.2 Cálculo do estímulo ao remodelamento ósseo para a condição #1 (haste original)

Como pode ser visto na Figura 4.3, o estímulo ao remodelamento ósseo médio atinge 0,327, valor próximo àquele obtido por em [67], embora o cálculo tenha sido realizado de maneira distinta, como já citado. O valor da moda, por sua vez, fica em 0,293.

A Figura 4.4, correspondente à condição #2, apresenta o efeito da redução do comprimento da haste (CH) de 170 mm para 85 mm sobre o estímulo ao remodelamento ósseo. O “ ξ ” médio atinge 0,352, e a moda “ ξ ”, 0,371.

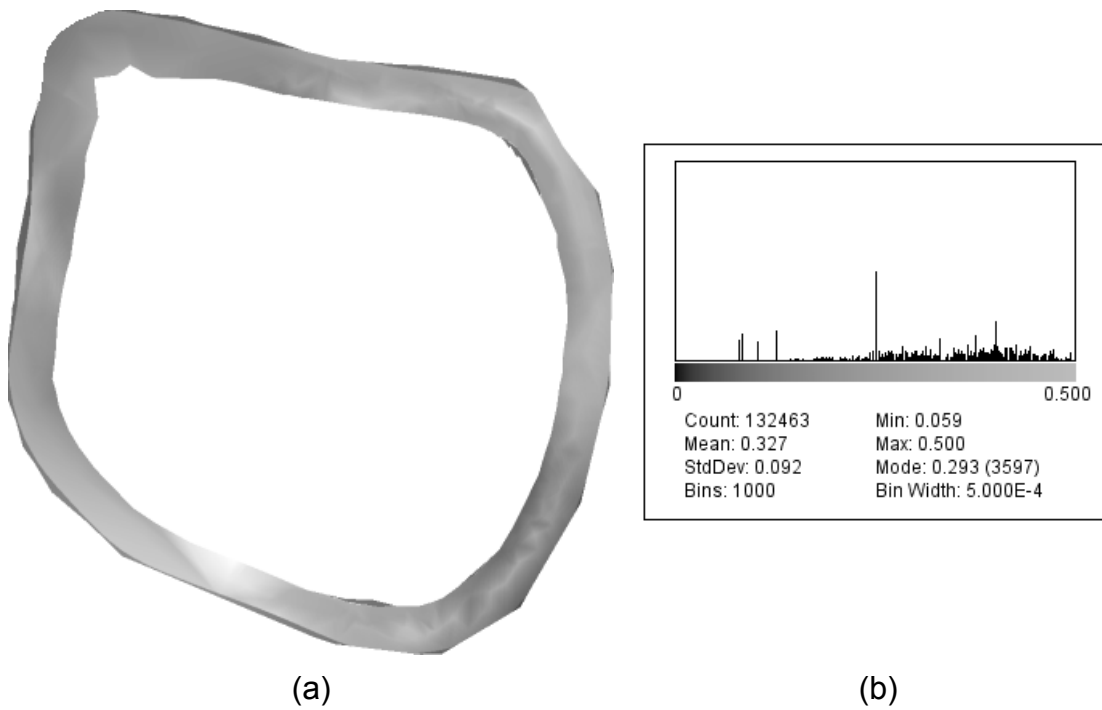


Figura 4.3 Estímulo ao remodelamento ósseo calculado para a condição #1 (haste original): (a) distribuição e (b) histograma

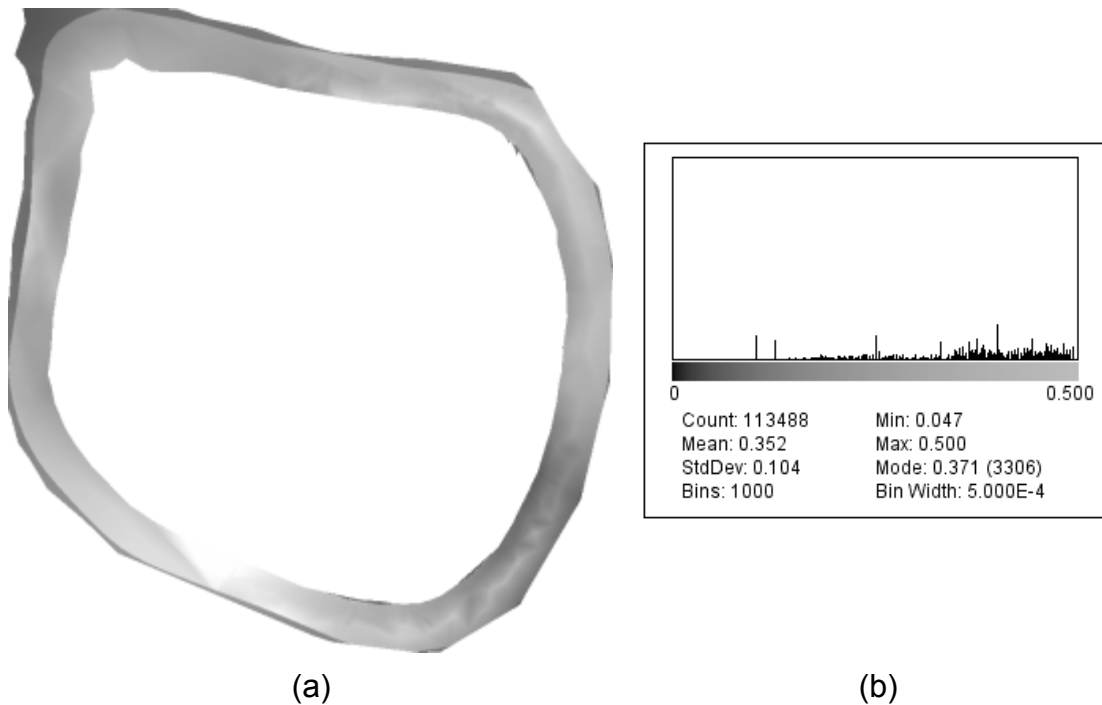


Figura 4.4 Estímulo ao remodelamento ósseo calculado para a condição #2 (haste curta): (a) distribuição e (b) histograma

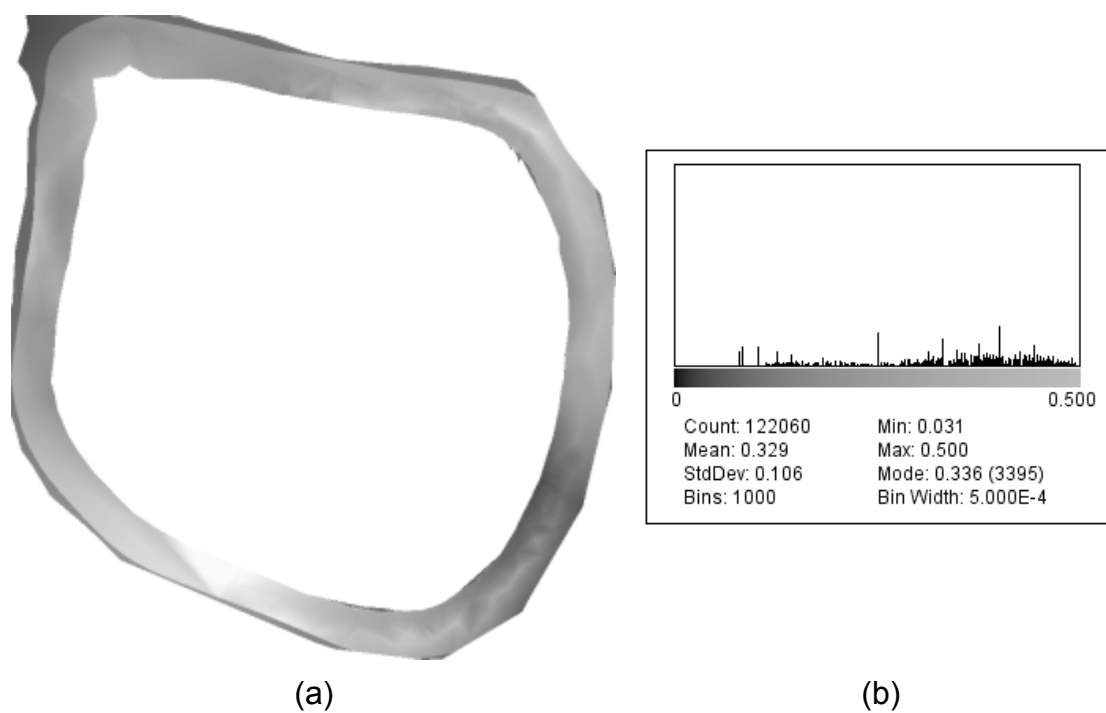


Figura 4.5 Estímulo ao remodelamento ósseo calculado para a condição #3 (haste fechada): (a) distribuição e (b) histograma

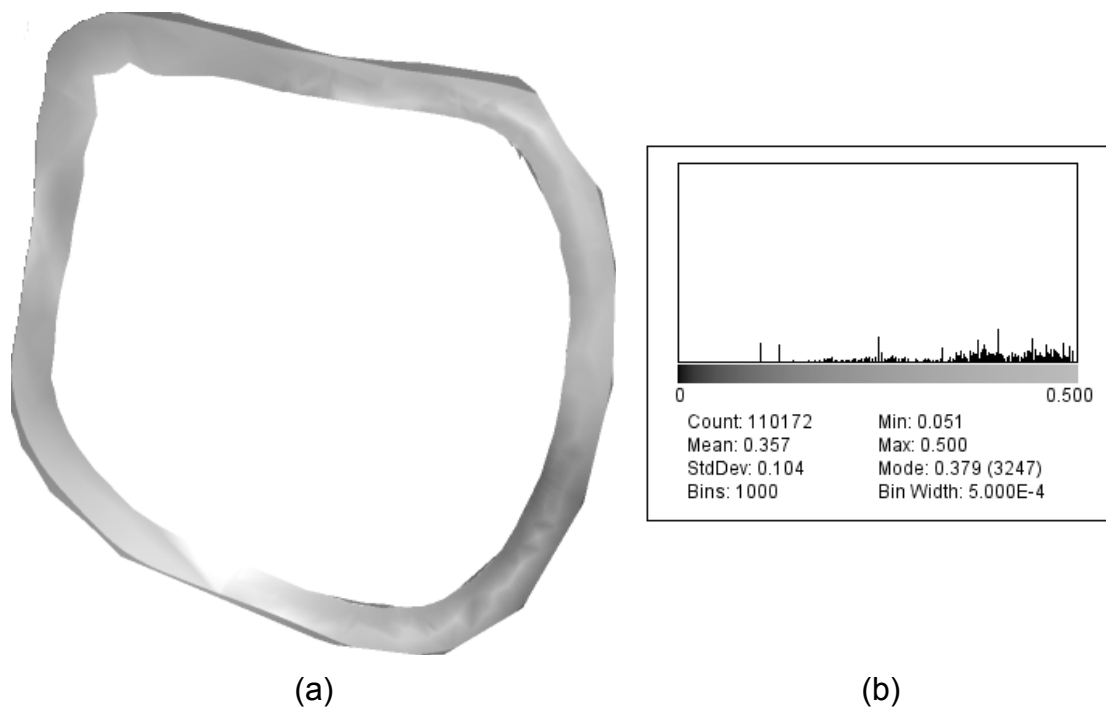


Figura 4.6 Estímulo ao remodelamento ósseo calculado para a condição #4 (haste curta e fechada): (a) distribuição e (b) histograma

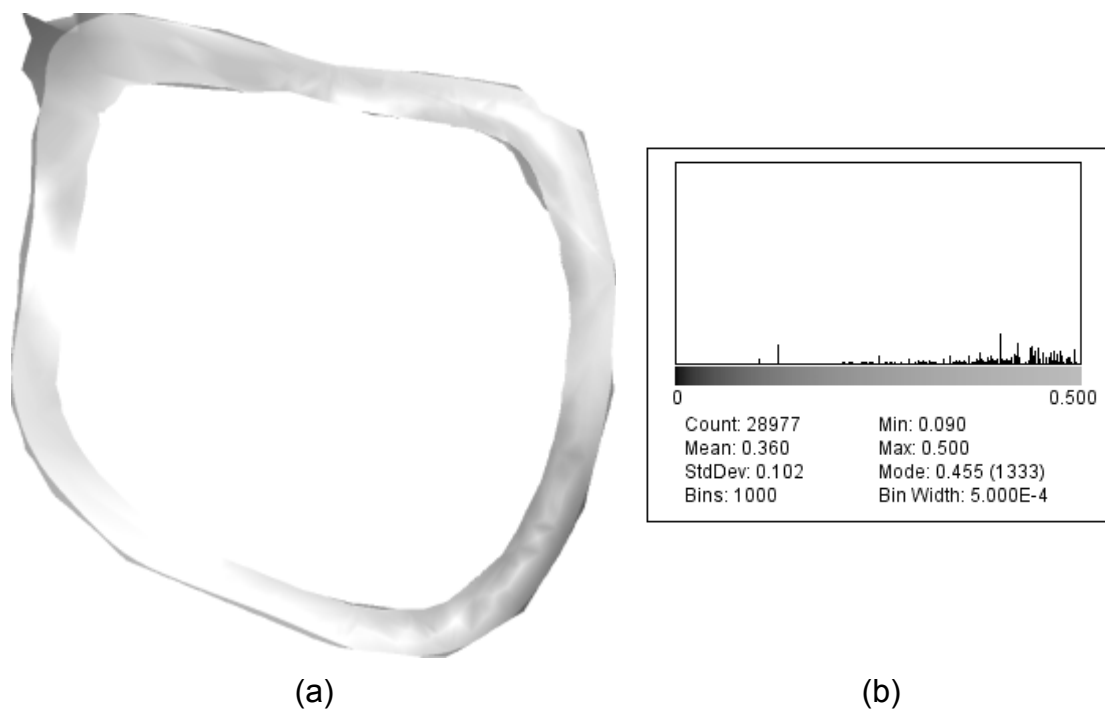


Figura 4.7 Estímulo ao remodelamento ósseo calculado para a condição #5 (haste de baixo módulo): (a) distribuição e (b) histograma

Na Figura 4.5 (condição #3), fica clara quão sutil é a influência da redução do ângulo colodifisário (ACD) de 135° para 125° . Nota-se que a média do estímulo ao remodelamento ósseo atinge 0,329, e a moda, 0,336.

O efeito combinado da redução de CH e ACD está presente na Figura 4.6, referente à condição #4, em que o “ ξ ” médio alcança 0,357, e a moda “ ξ ”, 0,379.

Como esperado, o emprego de um material de menor módulo de elasticidade, na condição #5, ilustrada na Figura 4.7, proporcionou grande elevação do estímulo médio (a 0,360) e da moda (a 0,455), comportamento condizente ao que foi destacado por Lim, Jeong e Ha [100].

Os resultados ligeiramente melhores em termos do estímulo ao remodelamento ósseo (ξ) na condição #3 em comparação à condição #1, e da condição #4 em comparação à condição #2, seguem Latham e Goswami [52], que destacaram o aumento da capacidade de transferência de carregamento no caso da redução do ângulo colodifisário (ACD) da haste femoral.

A obtenção de maiores níveis de “ ξ ” nas condições #2 e #4 em relação às condições #1 e #3 está de acordo com Chae, Lee e Choi [65] e

Crowninshield *et al.* [66], que já haviam verificado a minimização do *stress shielding* quando da utilização de implantes com haste de comprimento (CH) reduzido, o que é bastante óbvio, considerando que, ao suprimir parte do carregamento na região distal, a porção transtrocanteriana será beneficiada.

A Figura 4.8, a seguir, destaca os valores da média e da moda contidos no histograma de cada uma das condições. Segundo Spiegel, Schiller e Srinivasan [101], a moda é especialmente útil quando os valores ou observações não são numéricos, uma vez que a média pode não ser bem definida. Em se tratando de valores provenientes de processamento de imagens, entende-se que a moda realmente possa exprimir mais adequadamente a distribuição do estímulo ao remodelamento ósseo em cada condição estudada. Analisando globalmente as condições expostas, a diferença entre os valores da moda “ ξ ” entre elas mostra-se mais marcante do que a diferença entre seus valores médios “ ξ ”.

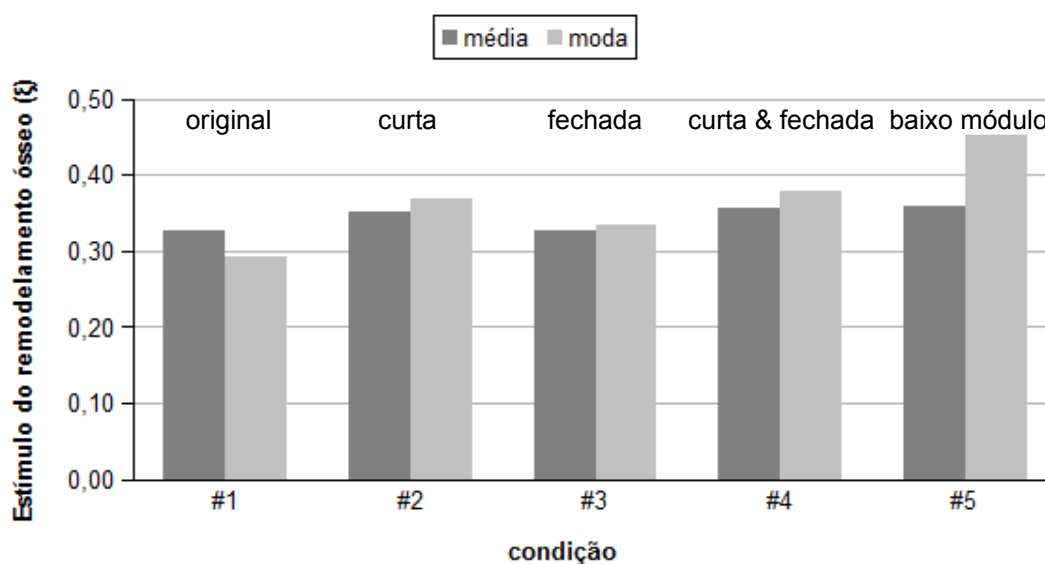


Figura 4.8 Estímulo ao remodelamento ósseo: média e moda para as condições #1, #2, #3, #4 e #5

Considerando o incremento “ $\Delta\xi$ ” no estímulo ao remodelamento em relação à condição original (condição #1) proporcionado pelas variáveis abordadas, pode-se dizer que a diminuição do comprimento da haste (de

170 mm para 85 mm) resultou em “ ξ ” 8 % maior na média e 27 % maior na moda (condição #2), ao passo que a redução do ângulo colodiafisário (de 135 ° para 125 °) promoveu menos de 1 % de aumento do estímulo médio, mas quase 15 % na moda (condição #3). Por fim, a redução simultânea das variáveis CH e ACD (condição #4) elevou “ ξ ” médio em 9 %, valor praticamente igual àquele proporcionado pela utilização de uma prótese com material de baixo módulo de elasticidade (condição #5): 10 %. Com relação à moda, a condição #4 proporcionou 29 % de elevação no estímulo, enquanto a condição #5, 55 %. Veja a Figura 4.9.

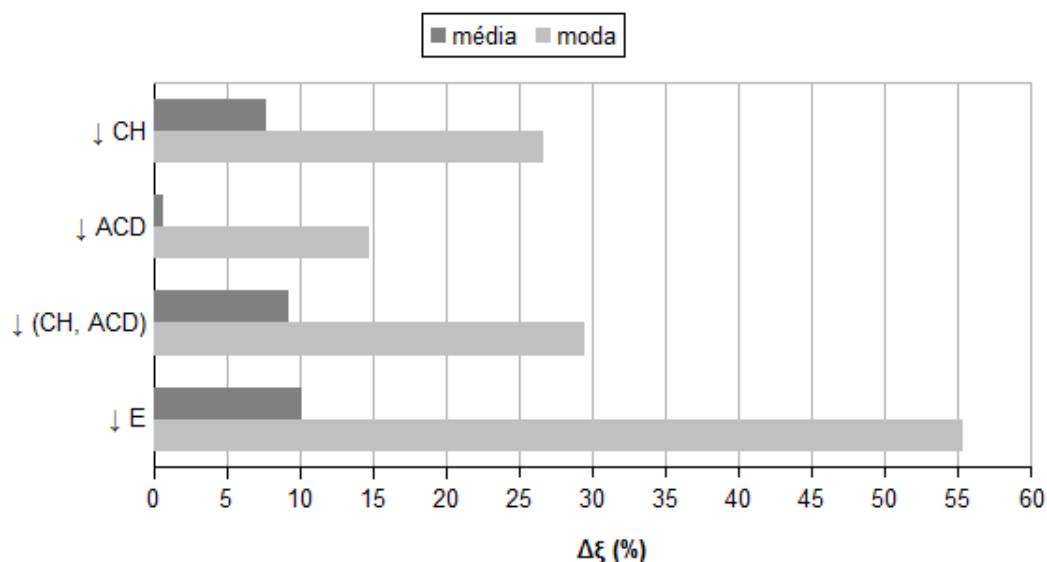


Figura 4.9 Incremento do estímulo ao remodelamento ósseo considerando as variáveis de estudo: média e moda

Com base nesses resultados, pode-se dizer que a condição ideal para uma prótese de quadril, em termos do estímulo mecânico ao remodelamento ósseo, envolveria uma combinação entre comprimento da haste e ângulo colodiafisário reduzidos, além de um material com baixo módulo de elasticidade.

Atualmente, estão disponíveis no mercado diversos modelos de próteses metafisárias, ou seja, com comprimento de haste reduzido, as quais exibem notória capacidade de transferência proximal de carregamento ao fêmur. No

entanto, muitos trabalhos destacam a ocorrência de fraturas periprotéticas em razão do comprimento insuficiente para sua adequada ancoragem mecânica [102,103].

A redução do ângulo colodifisário da prótese, por sua vez, requer também a diminuição do comprimento do colo de forma a manter o *offset* femoral (distância entre o centro da cabeça e a diáfise femoral) inalterado, requisito para evitar a excessiva discrepância dos membros inferiores (DMI) [104]. Essa variável não pode, portanto, ser alterada indiscriminadamente. A maioria dos modelos comerciais apresenta ACDs entre 125 ° e 145 ° [105].

Com relação a ligas de baixo módulo de elasticidade, são encontradas comercialmente apenas hastes de TMZF (liga titânio-molibdênio-zircônio-ferro) [106]. Outras composições ainda estão restritas a estudos acadêmicos.

Vale destacar que as simulações numéricas geraram, em média, para cada condição, malhas com 830.000 nós, 545.000 elementos e 2.500.000 graus de liberdade, proporcionando um tempo de solução total de cerca de 36 h, sendo, aproximadamente, 1 h 30 na última iteração.

4.2 Análise fotoelástica

Anteriormente aos ensaios de flexão, foram caracterizados os materiais empregados nos modelos. Chapas das ligas Ti-6Al-4V ELI e AZ31 foram submetidas a ensaios de tração conforme a norma ASTM E8 [107], utilizando extensômetro mecânico, e os resultados podem ser vistos na Figura 4.10 e na Tabela 4.1, em que “LE” é o limite de escoamento, “LRT” o limite de resistência à tração e “Al” o alongamento percentual.

Três corpos de prova (-1-, -2- e -3-) da resina também foram submetidos a ensaios de tração, todavia segundo a norma ASTM D-638 [76], na velocidade de 5 mm/min, os quais produziram os resultados que seguem na Figura 4.11 e na Tabela 4.2. Em razão da sua fragilidade, não foi possível determinar o limite de escoamento. A dispersão de propriedades é comum para as resinas e, portanto, já era esperada.

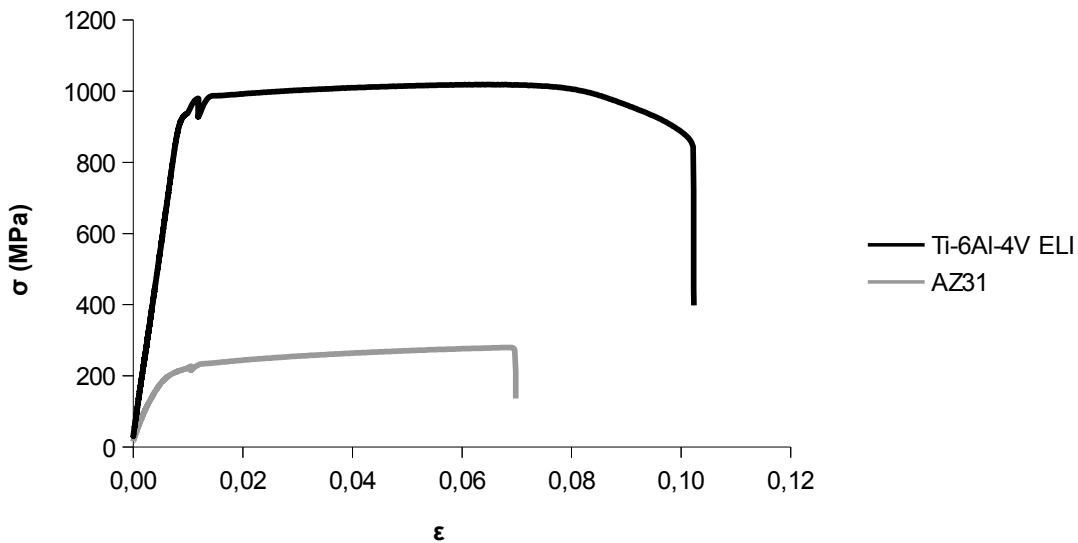


Figura 4.10 Curvas tensão-deformação obtidas em ensaios de tração nas ligas Ti-6Al-4V ELI e AZ31

Tabela 4.1 Propriedades mecânicas obtidas em ensaios de tração nas ligas Ti-6Al-4V ELI e AZ31

liga	E (GPa)	LE (MPa)	LRT (MPa)	Al (%)
Ti-6Al-4V ELI	109	961	1019	12
AZ31	44	195	279	7

A configuração de polariscópio circular ainda foi empregada em um ensaio de tração, também seguindo a norma ASTM D-638 [76], visando determinar o valor de franja “ f_λ ” da resina. Nesse caso, a velocidade do teste foi de 0,2 mm/min, de forma a propiciar uma melhor visualização das franjas.

Pela regressão linear dos pontos experimentais de carga trativa “ F_1 ” ($f(x)$) pela ordem de franja “ N ” (x) (Figura 4.12), obtém-se o coeficiente angular (F/N) de valor 600 N. Conforme a Equação 2.14, o valor de franja é o quociente entre esse coeficiente e a largura do corpo de prova de tração (h_2), medida 20 mm e, portanto, $f_\lambda = 30$ N/mm para a resina empregada, considerando a luz verde, $\lambda \approx 510$ nm, que chega ao microscópio. O coeficiente linear que pode ser visto na Figura 4.12 é decorrente da imprecisão inerente à determinação, por inspeção visual, da carga em que surgem as franjas.

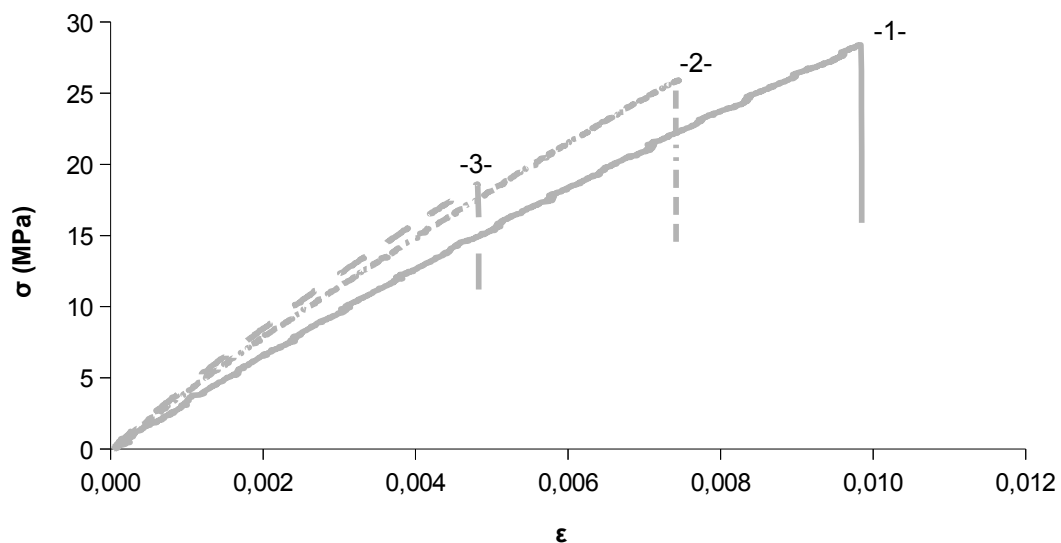


Figura 4.11 Curvas tensão-deformação obtidas em ensaios de tração na resina poliéster

Tabela 4.2 Propriedades mecânicas obtidas em ensaios de tração na resina poliéster

AZ 1.0#08	E (GPa)	LRT (MPa)	AI (%)
-1-	3,3	28	0,98
-2-	4,0	26	0,74
-3-	4,5	18	0,48
média	3,9	24	0,74
desvio padrão	0,6	5	0,25

Dessa forma, retomando a Equação 2.12, e considerando a espessura das amostras $h_3 = 10$ mm e o valor de franja $f_\lambda = 30$ N/mm, tem-se que as franjas de ordem $N = 1, 2, 3, 4, \dots$ estão associadas a tensões de cisalhamento máxima de aproximadamente $\tau_{12} = 1,5; 3,0; 4,5; 6,0; \dots$ MPa.

Embora esses valores aparentem ser demasiadamente reduzidos para os experimentos em questão, eles são perfeitamente condizentes com o que foi verificado por Iliescu *et al.* [80], e também por Huiskes [108], em sua investigação sobre os estados de tensão decorrentes de artroplastias com próteses de quadril cimentadas e não-cimentadas, utilizando o método dos elementos finitos.

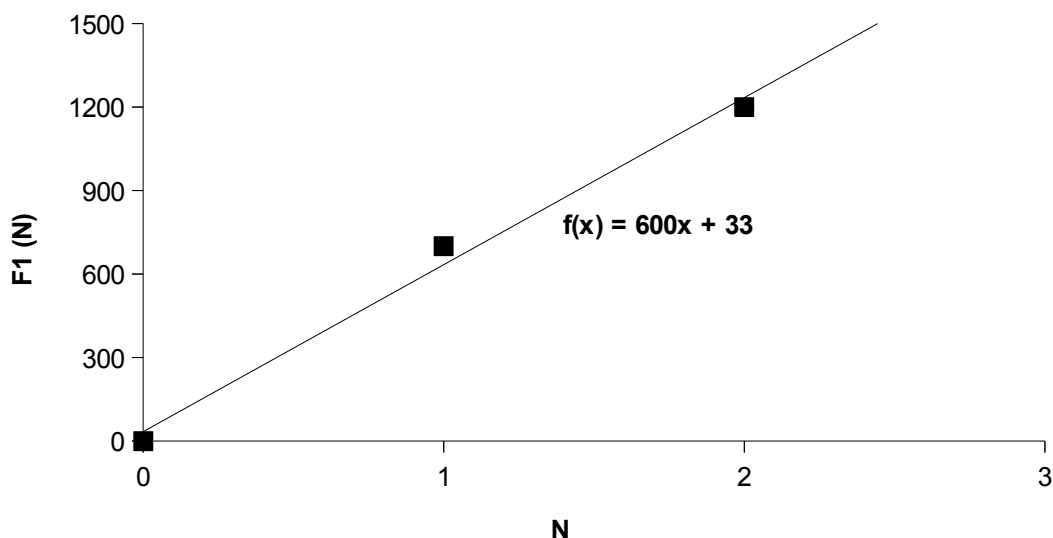


Figura 4.12 Regressão linear para obtenção do valor de franja da resina

A Figura 4.13, extraída de Huiskes [108], apresenta um diagrama que contém as tensões normais e de cisalhamento calculadas na interface osso-implante. Nota-se que, na extremidade proximal, seja na porção medial ou na lateral, a tensão de cisalhamento na interface atinge no máximo 6 MPa (o dobro da escala) para um carregamento de 3000 N. Assim sendo, a resina empregada no ensaio, com o valor de franja $f_{\lambda} = 30$ N/mm obtido, deve reproduzir satisfatoriamente a situação real de uma haste metálica implantada no fêmur. Senão vejamos.

Na Figura 4.14, apresenta-se o resultado do ensaio de flexão em polariscópio circular da condição #1, isto é, da haste femoral simplificada fabricada na liga Ti-6Al-4V ELI exibindo os mesmos ângulo colodifisário de 135° e comprimento de 170 mm da prótese original. O desenvolvimento das franjas durante o carregamento desde 30 N (Figura 4.14 (a)), 105 N (Figura 4.14 (b)), 180 N (Figura 4.14 (c)), até 255 N (Figura 4.14 (d)) e, finalmente, 330 N (Figura 4.14 (e)), evidenciado no ensaio, é de fundamental importância para a identificação de suas ordens correspondentes, segundo Khan e Wang [71].

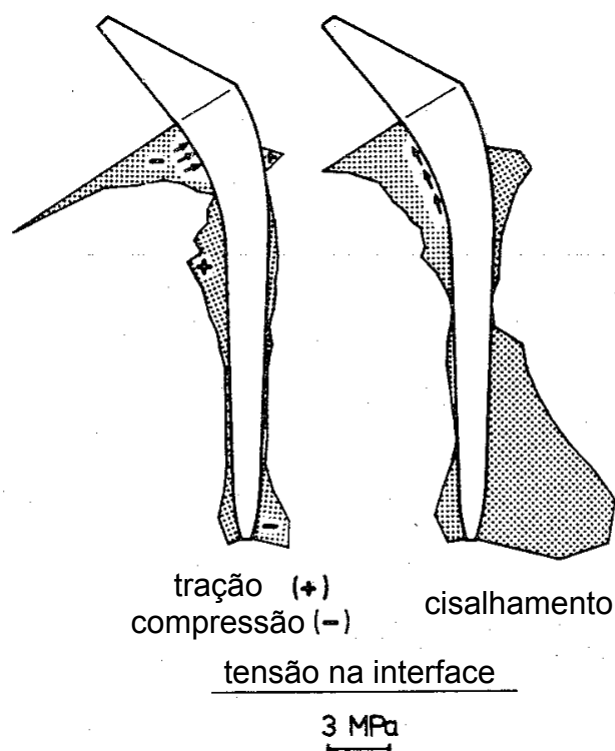


Figura 4.13 Tensões normais e de cisalhamento na interface osso-implante [108]

Apesar de as imagens estarem aparentemente fora de seu foco ideal, o padrão de franjas isocromáticas exposto na Figura 4.14 mostra-se bastante similar ao que foi encontrado na literatura [79,80]. É possível identificar, com o crescimento da carga de flexão aplicada, o desenvolvimento das franjas em direção à haste metálica, dado o aumento da tensão de cisalhamento verificada na resina. Essa variação é muito mais marcante na porção lateral (à direita) do que na porção medial (à esquerda), aparentemente como verificado por Huiskes [108] (Figura 4.13). As tensões trativas, na porção lateral, traduzem-se em franjas de primeira e segunda ordem, para cargas de 30, 105 e 180 N (Figuras 4.14 (a), (b) e (c), respectivamente), e também de terceira ordem (Figuras 4.14 (d) e (e)), para cargas de 255 e 330 N. Nota-se que, na porção medial, a posição da franja compressiva de primeira ordem pouco se altera considerando as Figuras 4.14 (a), (b), (c), (d) e (e).

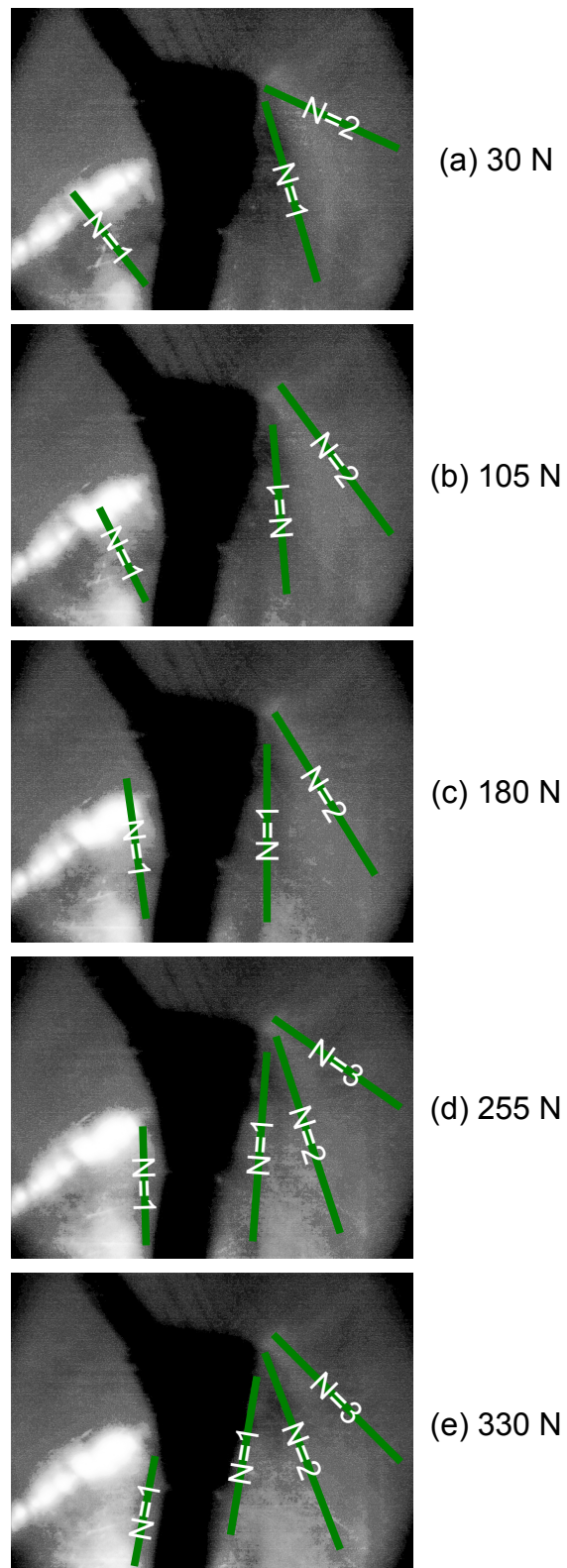


Figura 4.14 Ensaio de flexão em polariscópio circular, condição #1 (haste original) sob carregamento: (a) 30 N, (b) 105 N, (c) 180 N, (d) 255 N e (e) 330 N

A Figura 4.15 contém a resposta fotoelástica das condições #1 (Figura 4.15 (a)), #2 (Figura 4.15 (b)), #3 (Figura 4.15 (c)) e #4 (Figura 4.15 (d)) para o carregamento de 330 N.

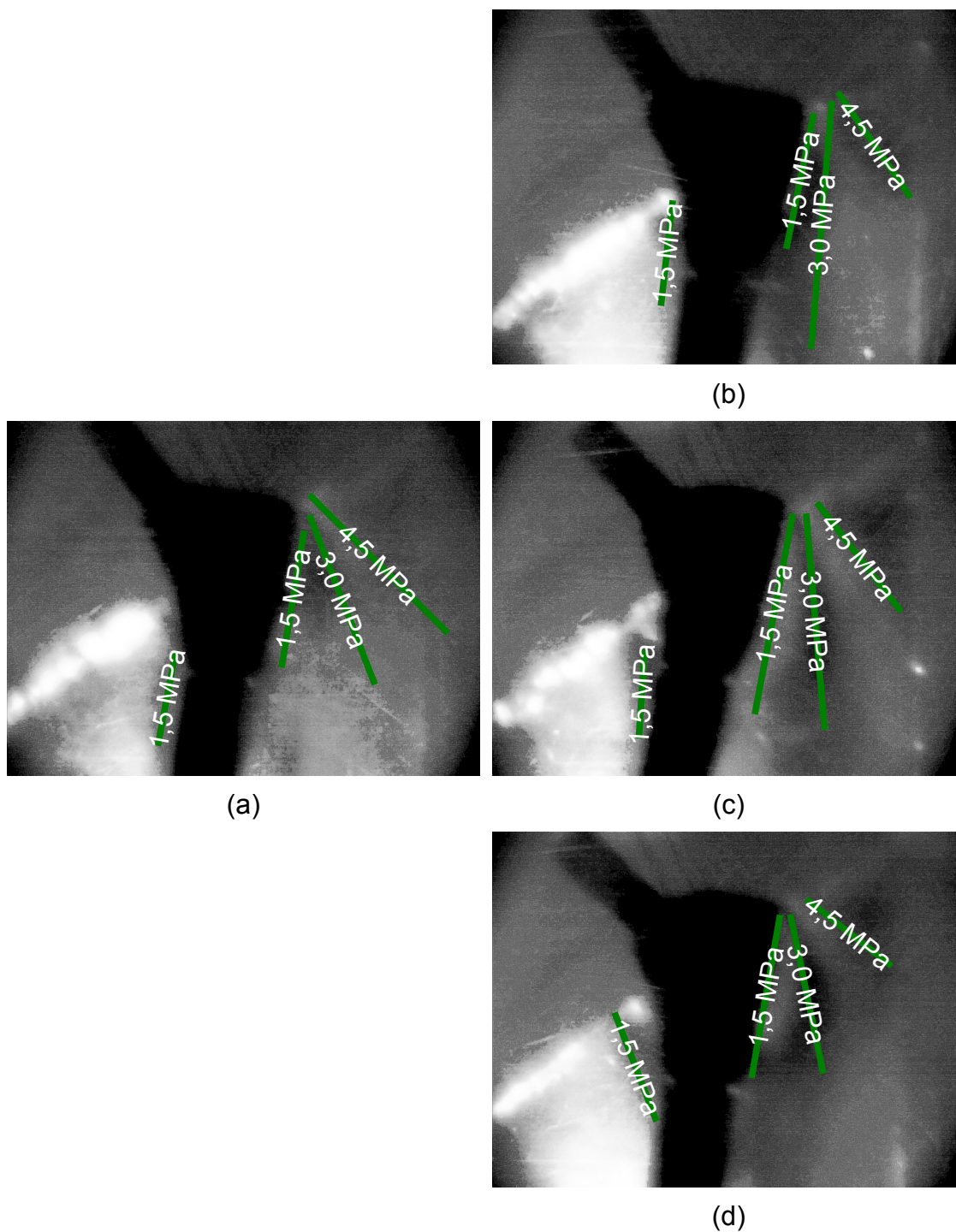


Figura 4.15 Ensaio de flexão em polariscópio circular sob carregamento 330 N: (a) condição #1 (haste original), (b) condição #2 (haste curta), (c) condição #3 (haste fechada) e (d) condição #4 (haste curta e fechada)

Analisando-se a Figura 4.15, fica evidenciado o aprimoramento da transferência de carga da haste metálica para a resina praticado pela redução de ACD e CH, visto que as franjas localizam-se mais próximas à haste nas Figuras 4.15 (b) (haste curta) e 4.15 (c) (haste fechada) em comparação à haste original (Figura 4.15 (a)). Assim como foi verificado nas simulações numéricas, a diminuição do comprimento da haste parece surtir mais efeito sobre a tensão de cisalhamento máxima na resina do que o ângulo colodiafisário, visto que as franjas trativas de primeira e segunda ordem, correspondentes respectivamente a 1,5 e 3,0 MPa, aproximam-se mais do modelo em chapa na Figura 4.15 (b), válida para a combinação ACD = 135 ° e CH = 85 mm, do que na Figura 4.15 (c), correspondente a ACD = 125 ° e CH = 170 mm. Obviamente, para ACD = 125 ° e CH = 85 mm, ou seja, a haste curta e fechada (Figura 4.15 (d)), a distribuição de tensões é ainda ligeiramente mais favorável, o que também está em consonância com a análise por elementos finitos.

O efeito da utilização de uma haste com material de menor módulo de elasticidade pode ser verificado na Figura 4.16. Conforme esperado, a Figura 4.16 (b), referente à condição #5, trata de uma distribuição de tensões de cisalhamento mais elevadas do que aquela verificada na Figura 4.16 (a), para a condição #1, com a prótese original. Verifica-se inclusive o aparecimento de uma franja compressiva de segunda ordem, ou seja, tensão de cisalhamento de 3,0 MPa na porção medial (à esquerda), o que não foi verificado nem na condição #4 (Figura 4.15 (d)), que apresenta a combinação mais interessante do ponto de vista das variáveis geométricas da haste.

Por meio da análise fotoelástica de tensões, é possível verificar que a condição #5, em que se emprega haste de baixo módulo de elasticidade, exhibe desempenho superior às condições #2 (haste curta), #3 (haste fechada) e #4 (haste curta e fechada), como já havia sido verificado nos resultados das simulações numéricas. Esses apontaram para uma pequena vantagem da haste de baixo módulo sobre aquela com ângulo colodiafisário de 125 ° e comprimento de haste 85 mm, considerando o estímulo médio; no entanto, uma diferença bastante pronunciada, em se tratando da moda.

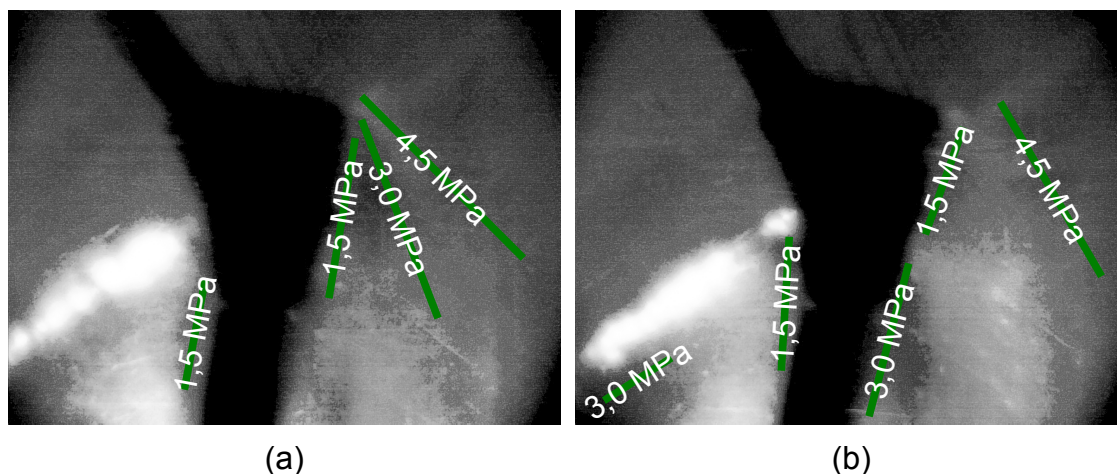


Figura 4.16 Ensaio de flexão em polariscópio circular sob carregamento 330 N: (a) condição #1 (haste original) e (b) condição #5 (haste de baixo módulo)

Os ensaios de flexão em polariscópio circular produziram resultados comparativos que confirmam todas as respostas fornecidas pela análise por elementos finitos, embora se faça uma ressalva com relação ao desempenho mais favorável da condição #5, correspondente à haste de módulo de elasticidade reduzido, sobre a condição #4, em que se empregou haste curta e fechada. Essa situação pode ser contabilizada justamente à simplificação proposta pela utilização da resina, a qual, como outrora destacado, não exhibe módulo de elasticidade exatamente próximo ao do osso cortical. Os valores calculados para a moda do estímulo ao remodelamento ósseo, por outro lado, são endossados pela análise fotoelástica.

A análise por elementos finitos é reconhecidamente capaz de reproduzir, de forma eficiente, o cenário biomecânico associado à transferência de carregamento entre implante e osso, em se tratando de uma artroplastia [66,109]; no entanto, o seu emprego em estudos envolvendo próteses não-cimentadas, como neste trabalho, é bem menos frequente do que naqueles relacionados às cimentadas [110]. De forma presumidamente original, a simulação numérica foi utilizada aqui como ferramenta para o cálculo do estímulo ao remodelamento ósseo, sendo possível exprimir e quantificar o efeito do *stress shielding* considerando a influência das variáveis de estudo aqui empregadas: ângulo colodifisário e comprimento da haste, além do material da prótese.

Os resultados dessa abordagem mostram que a adoção de uma haste femoral com ângulo colodiasário reduzido pode aprimorar o estímulo ao remodelamento ósseo em 15 %, enquanto a diminuição do comprimento da haste é capaz de contribuir com um aumento de 27 %. A utilização de um modelo de prótese combinando ângulo colodiasário e comprimento de haste reduzidos, propiciou um estímulo 29 % maior do que a condição original, valor interessante, porém bastante inferior aos 55 % oferecidos pela utilização de uma prótese com baixo módulo de elasticidade.

O ensaio de flexão de hastes femorais em polariscópio circular exhibe potencial como instrumento de aferição de projeto e também de certificação de novos produtos, ao passo que a análise fotoelástica de tensões mostrou-se capaz de endossar, qualitativamente, os resultados obtidos nas simulações numéricas, embora se faça uma ressalva com relação à possível fragilidade do modelo fotoelástico quando da utilização de haste com módulo de elasticidade reduzido. A escolha do modelo de estado plano de tensões mostrou-se acertada, posto que os valores de tensão de cisalhamento obtidos neste trabalho estão alinhados com o que foi verificado na literatura [79,80,108].

5 CONCLUSÕES

Com base nos principais resultados obtidos nas simulações numéricas e na análise fotoelástica de tensões, pode-se dizer que:

- a utilização de haste femoral de comprimento reduzido é capaz de aprimorar a transferência de carga para a extremidade proximal do fêmur, o que é bastante vantajoso do ponto de vista do remodelamento ósseo, 27 % mais elevado do que na condição original;
- a redução do ângulo colodiafisário apresenta uma pequena influência sobre a transferência de carga para o fêmur, contribuindo com apenas 15 % de aumento no estímulo ao remodelamento ósseo; e
- a adoção de haste com material de módulo de elasticidade reduzido propicia um aumento na transferência de carga que não pôde ser atingido apenas com o reprojeto do comprimento e do ângulo colodiafisário da haste femoral nos níveis implementados neste trabalho. O estímulo ao remodelamento ósseo calculado é 55 % maior do que na haste original.

Entende-se que o emprego de simulação numérica pelo método dos elementos finitos, objetivando o cálculo da distribuição do estímulo ao remodelamento sobre o osso cortical, combinado com a análise fotoelástica de tensões, para validar o modelo computacional, pode efetivamente contribuir com o aprimoramento do projeto e do processo de registro das próteses de quadril junto à ANVISA.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A acuracidade dos resultados das simulações numéricas poderá ser aprimorada utilizando um algoritmo que realmente o modelo de material do osso cortical, atualizando sua matriz de rigidez de forma iterativa, considerando que o estímulo ao remodelamento influencia a densidade mineral óssea a qual, por sua vez, afeta o módulo de elasticidade [111]. Esse assunto será um dos objetos de pesquisa do autor neste início de carreira docente.

Com relação aos ensaios de flexão de hastes femorais em polariscópio circular, destaca-se a alternativa de substituir o microscópio digital por um painel de células fotoelétricas, dispositivos nos quais a tensão entre os terminais é proporcional à intensidade do feixe de luz que o atinge. Assim sendo, é possível detectar o deslocamento das franjas através de cada uma das amostras e aferir seu estado de tensões em tempo real. Com a colaboração da equipe do NRPP/DEMa, já foi desenvolvida uma rotina na plataforma NI LabVIEW® 8.6 contendo o equacionamento relacionado à análise fotoelástica de tensões e à calibração das células, restando ainda a aquisição dos componentes envolvidos e a construção do painel. A utilização de uma câmera CCD (do inglês *charge-coupled device*) em substituição ao microscópio também está sendo analisada.

O domínio dessa técnica combinada entre simulação por elementos finitos e análise fotoelástica de tensões pode vir a contribuir também no desenvolvimento de hastes com módulo de elasticidade variável, como destacado na literatura [47,112].

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] RATNER, B.D.; HOFFMAN, A.S.; SCHOEN, F.J.; LEMONS, J.E. **Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine**. 2. ed. San Diego: Academic Press, 2004. 851 p.
- [2] WARING, T.L. Arthroplasty. In: CRENSHAW, A.H. **Campbell's Operative Orthopaedics**: volume 2. Memphis: Mosby, 1971. p. 1235-1297.
- [3] RABELLO, B.T.; CABRAL, F.P.; FREITAS, E.; PENEDO, J.; CURY, M.B.; RINALDI, E.R.; PEIXOTO, L. Artroplastia total do quadril não cimentada em pacientes com artrite reumatóide. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 43, n. 8, p. 336-342, 2008.
- [4] IWANA, D.; NISHII, T.; MIKI, H.; SUGANO, N.; SAKAI, T.; OHZONO, K.; YOSHIKAWA, H. Proximal bone remodelling differed between two types of titanium long femoral components after cementless revision arthroplasty. **International Orthopaedics**, v. 32, n. 4, p. 431-436, 2007.
- [5] ROOS, M.V.; ROOS, B.D.; SAMPAIO, C.M.; MARQUES JUNIOR, P.R. Avaliação de método para reconstrução acetabular com uso de enxerto ósseo homólogo e implante cimentado. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 43, n. 9, p. 367-375, 2008.
- [6] DEVITO, F.S.; ARISTIDES, R.S.A.; HONDA, E.K.; CHUEIRE, A.G. O uso de enxerto homólogo na revisão de artroplastias do quadril com cimentação do componente acetabular. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 14, n. 5, p. 280-282, 2006.
- [7] DRUMOND, S.N.; DRUMOND, F.C.F; MARANHÃO, B.K.A.; LA CRUZ, L.C.R. Revisões femorais de artroplastias totais do quadril com afrouxamentos assépticos e fraturas periprotéticas: análise de 49 casos tratados com haste de Wagner. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 42, n. 7, p. 206-216, 2007.
- [8] KATTI, K. S. Biomaterials in total joint replacement. **Colloids and Surfaces B: Biointerfaces**, v. 39, n. 3, p. 133-142, 2004.
- [9] BOSCHIN, L.C.; ALENCAR, P.G.C. Stress shielding: avaliação radiográfica após seguimento a longo prazo. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 42, n. 9, p. 290-296, 2007.

- [10] BEHRENS, B.-A.; NOLTE, I.; WEFSTAEDT, P.; STUKENBORG-COLSMAN, C.; BOUGUECHA, A. Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodelling in the periprosthetic femur: Influence of the boundary conditions. **BioMedical Engineering Online**, v. 8, n.7, p. 1-9, 2009.
- [11] ENGEL, K.; HERPERS, R.; HARTMANN, U. Biomechanical Computer Models. In: KLIKA, V. **Theoretical Biomechanics**. Rijeka: InTech, 2011. p. 93-112.
- [12] PÉREZ-GONZÁLEZ, A.; GONZÁLEZ-LLUCH, C.; SANCHO-BRU, J.L.; RODRÍGUEZ-CERVANTES, P.J.; ISERTE-VILAR, J.L. Biomechanical Models of Endodontic Restorations. In: KLIKA, V. **Theoretical Biomechanics**. Rijeka: InTech, 2011. p. 133-159.
- [13] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO). **ISO 14242-1**: Implants for surgery - Wear of total hip-joint prostheses - Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test. Geneve, 2012. 9 p.
- [14] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **NBR ISO 7206-4**: Implantes para cirurgia - Próteses parcial e total de articulação de quadril - Parte 4: Determinação de propriedades de resistência à fadiga e desempenho de componentes femorais com haste. Rio de Janeiro, 2011. 14 p.
- [15] PAL, B.; GUPTA, S.; NEW, A.M.R. Influence of the change in stem length on the load transfer and bone remodelling for a cemented resurfaced femur. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 15, p. 2908-2914, 2010.
- [16] GRACIA, L.; IBARZ, E.; PUÉRTOLAS, S.;CEGOÑINO, J.; LÓPEZ-PRATS, F.; PANISELLO, J.J.; HERRERA, A. Study of bone remodeling of two models of femoral cementless stems by means of DEXA and finite elements. **BioMedical Engineering OnLine**, v. 9, n. 22, p. 1-13, 2010.
- [17] PATTERSON, E.A. Digital photoelasticity: Principles, practice and potential. **Strain**, v. 38, n. 1, p. 27-39, 2002.
- [18] SHACKELFORD, J.F. **Ciência dos materiais**. 6 ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2008. 576 p.
- [19] BARBUCCI, R. **Integrated Biomaterials Science**. New York: Springer, 2002. 1037 p.

- [20] YAMADA, H.; YOSHIHARA, Y.; HENMI, O.; MORITA, M.; SHIROMOTO, Y.; KAWANO, T.; KANAJI, A.; ANDO, K.; NAKAGAWA, M.; KOSAKI, N.; FUKAYA, E. Cementless total hip replacement: past, present, and future. **Journal of Orthopaedic Science**: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association, v. 14, n. 2, p. 228-241, 2009.
- [21] GUIDA, G.; RONCA, D. Hip Joint Prosthesis. In: BARBUCCI, R. **Integrated Biomaterials Science**. New York: Springer, 2002. p. 491-525.
- [22] ALFARO-ADRIÁN, J.; GILL, H.S.; MURRAY, D.W. Should total hip arthroplasty femoral components be designed to subside?: A radiostereometric analysis study of the Charnley Elite and Exeter stems. **The Journal of Arthroplasty**, v. 16, n. 5, p. 598-606, 2001.
- [23] ALDINGER, P.R.; JUNG, A.W.; BREUSCH, S.J.; EWERBECK, V.; PARSCH, D. Survival of the cementless Spotorno stem in the second decade. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 467, n. 9, p. 2297-2304, 2009.
- [24] ANSETH, S.D.; PULIDO, P.A.; ADELSON, W.S.; PATIL, S.; SANDWELL, J.C.; COLWELL JR, C.W. Fifteen-Year to Twenty-Year Results of Cementless Harris-Galante Porous Femoral and Harris-Galante Porous I and II Acetabular Components. **The Journal of Arthroplasty**, v. 25, n. 5, p. 687-691, 2010.
- [25] CHARNLEY, J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. **The Journal of bone and joint surgery: British volume**, v. 54, n. 1, p. 61-76, 1972.
- [26] MACEDO, C.A.S.; SCHEIDT, R.B.; PALMA, H.M.; ROSITO, R.; WEISSHEIMER JUNIOR, W.; GALIA, C.R. Spotorno® total hip arthroplasty. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 16, n. 4, p. 217-222, 2008.
- [27] MEYER, M. Apoio precoce em prótese total de quadril não cimentada; Early weight bearing with cementless total hip arthroplasty. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 38, n. 4, p. 171-175, 2003.
- [28] SAYYIDMOUSAVI, A.; BOUGHERARA, H. Investigation of stress shielding around the Stryker Omnifit and Exeter periprosthetic hip implants using an irreversible thermodynamic-based model. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 100, n. 5, p. 1416-1424, 2012.
- [29] ROESLER, J.; HARDERS, H.; BAEKER, M. **Mechanical Behaviour of**

Engineering Materials: Metals, Ceramics, Polymers, and Composites. Berlin: Springer, 2007. 534 p.

[30] BLACK, J.; HASTINGS, G. **Handbook of Biomaterial Properties**. London: Chapman & Hall, 1998. 629 p.

[31] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). **ASTM F90:** Specification for Wrought Cobalt-20Chromium-15Tungsten-10Nickel Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R30605). West Conshohocken, 2009. 4 p.

[32] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). **ASTM F138:** Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673). West Conshohocken, 2013. 5 p.

[33] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). **ASTM F136:** Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401). West Conshohocken, 2013. 5 p.

[34] TURNER, C.H. On Wolff's law of trabecular architecture. **Journal of Biomechanics**, v. 25, n. 1, p. 1-9, 1992.

[35] AHN, A.C.; GRODZINSKY, A.J. Relevance of collagen piezoelectricity to "Wolff's Law": A critical review. **Medical Engineering & Physics**, v. 31, n. 7, p. 733-741, 2009.

[36] TSUBOTA, K.; SUZUKI, Y.; YAMADA, T.; HOJO, M.; MAKINOUCHI, A.; ADACHI, T. Computer simulation of trabecular remodeling in human proximal femur using large-scale voxel FE models: Approach to understanding Wolff's law. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 8, p. 1088-1094, 2009.

[37] NIINOMI, M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 1, n. 1, p. 30-42, 2008.

[38] AFONSO, C.R.M.; ALEIXO, G.T.; RAMIREZ, A.J.; CARAM, R. Influence of cooling rate on microstructure of Ti-Nb alloy for orthopedic implants. **Materials Science and Engineering C**, v. 27, n. 4, p. 908-913, 2007.

[39] GEETHA, M.; SINGH, A.K.; ASOKAMANI, R.; GOGIA, A.K. Ti based

biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review. **Progress in Materials Science**, v. 54, n. 3, p. 397-425, 2009.

[40] TERLINDE, G.; FISCHER, G. Beta Titanium Alloys. In: LEYENS, C.; PETERS, M. **Titanium and Titanium Alloys**. Weinheim: Wiley-VCH, 2005. p. 37-57.

[41] NARAYAN, R. **Biomedical Materials**. New York: Springer, 2009. 566 p.

[42] HEDIA, H.S.; SHABARA, M.A.N.; EL-MIDANY, T.T.; FOUNDA, N. Improved design of cementless hip stems using two-dimensional functionally graded materials. **Journal of Biomedical Materials Research: Part B: Applied Biomaterials**, v. 79, n. 1, p. 42-49, 2006.

[43] BOUGHERARA, H.; BUREAU, M.N.; YAHIA, L. Bone remodeling in a new biomimetic polymer-composite hip stem. **Journal of Biomedical Materials Research: Part A**, v. 92, n. 1, p. 164-174, 2010.

[44] SRIDHAR, I.; ADIE, P.P.; GHISTA, D.N. Optimal design of customised hip prosthesis using fiber reinforced polymer composites. **Materials & Design**, v. 31, n. 6, p. 2767-2775, 2010.

[45] SRINIVASAN, S.; ANDRADE, J.R.; BIGGERS JR, S.B.; LATOUR JR, R.A. Structural response and relative strength of a laminated composite hip prosthesis: effects of functional activity. **Biomaterials**, v. 21, n. 19, p. 1929-1940, 2000.

[46] OSHKOUR, A.A.; ABU OSMAN, N.A.; YAU, Y.H.; TARLOCHAN, F.; WAN ABAS, W.A.B. Design of new generation femoral prostheses using functionally graded materials: a finite element analysis. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers**, Part H: Journal of engineering in medicine, v. 227, n. 1, p. 3-17, 2013.

[47] SIMÕES, J.A.; MARQUES, A.T. Design of a composite hip femoral prosthesis. **Materials & Design**, v. 26, n. 5, p. 391-401, 2005.

[48] YAN, W.; BERTHE, J.; WEN, C. Numerical investigation of the effect of porous titanium femoral prosthesis on bone remodeling. **Materials & Design**, v. 32, n. 4, p. 1776-1782, 2011.

[49] ANTONIALLI, A.Í.S.; BOLFARINI, C. Numerical evaluation of reduction of stress shielding in laser coated hip prostheses. **Materials Research**, v. 14, n. 3,

p. 331-334, 2011.

[50] SONI, J.F.; SANTILI, C.; LANCELLOTTI, C.L.P.; HECKE, M.B.; ALMEIDA, F.R.; KARAM, L.Z. Comparative analysis in a 2D computer model simulating the use of steel and titanium elastic nails in pediatric femur fracture, using the finite element method. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 43, n. 5, p. 183-192, 2008.

[51] WIDMER, K.-H.; MAJEWSKI, M. The impact of the CCD-angle on range of motion and cup positioning in total hip arthroplasty. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 7, p. 723-728, 2005.

[52] LATHAM, B.; GOSWAMI, T. Effect of geometric parameters in the design of hip implants paper IV. **Materials and Design**, v. 25, n. 8, p. 715-722, 2004.

[53] TÓTH, K.; SOHÁR, G. Short-Stem Hip Arthroplasty. In: KINOV, P. **Arthroplasty** - Update. Rijeka: InTech, 2013. p. 143-157.

[54] MUNTING, E.; VERHELLEN, M. Fixation and effect on bone strain pattern of a stemless hip prosthesis. **Journal of Biomechanics**, v. 28, n. 8, p. 949-961, 1995.

[55] DECKING, R.; ROKAHR, C.; ZURSTEGGE, M.; SIMON, U.; DECKING, J. Maintenance of bone mineral density after implantation of a femoral neck hip prosthesis. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 9, n. 1, p. 1-7, 2008.

[56] FOTTNER, A.; SCHMID, M.; BIRKENMAIER, C.; MAZOOCHIAN, F.; PLITZ, W.; JANSSON, V. Biomechanical evaluation of two types of short-stemmed hip prostheses compared to the trust plate prosthesis by three-dimensional measurement of micromotions. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 5, 2009.

[57] ALVES FILHO, A. **Elementos Finitos: a Base da Tecnologia CAE**. São Paulo: Érica, 2000. 294 p.

[58] BEER, F.P.; JOHNSTON JR., E.R. **Resistência dos materiais**. 3. ed. São Paulo: Pearson, 1996.

[59] KELLER, T.S. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 9, p. 1159-1168, 1994.

[60] KAYABASI, O.; ERZINCANLI, F. Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis. **Advances in Engineering Software**, v. 37, n. 7,

p. 477-483, 2006.

[61] KEAVENY, T.M.; BARTEL, D.L. Load transfer with the Austin Moore cementless hip prosthesis. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 11, n. 2, p. 272-284, 1993.

[62] HELLER, M.O.; BERGMANN, G.; KASSI, J.-P.; CLAES, L.; HAAS, N.P.; DUDA, G.N. Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 5, p. 1155-1163, 2005.

[63] SPEIRS, A.D.; HELLER, M.O.; DUDA, G.N.; TAYLOR, W.R. Physiologically based boundary conditions in finite element modelling. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 10, p. 2318-2323, 2007.

[64] BOUGHERARA, H.; BUREAU, M.; CAMPBELL, M.; VADEAN, A.; YAHIA, L'H. Design of a biomimetic polymer-composite hip prosthesis. **Journal of Biomedical Materials Research: Part A**, v. 82, n. 1, p. 27-40, 2007.

[65] CHAE, S.-W.; LEE, J.-H.; CHOI, H.-Y. Biomechanical study on distal filling effects in cementless total hip replacement. **JSME International Journal, Series A: Solid Mechanics and Material Engineering**, v. 49, n. 1, p. 147-156, 2006.

[66] CROWNINSHIELD, R.D.; BRAND, R.A.; JOHNSTON, R.C.; MILROY, J.C. An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. **The Journal of bone and joint surgery: American volume**, v. 62, n. 1, p. 68-78, 1980.

[67] ZEPON, G.; ANTONIALLI, A.Í.S.; BOLFARINI, C. Estudo de viabilidade da utilização de ligas de titânio de baixo módulo de elasticidade em próteses de quadril. In: CONGRESSO LATINO-AMERICANO DE ORGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS, 7., Natal. **Anais...** São Paulo: Metallum, 2012. p. 1-12.

[68] RAZUMOVSKY, I.A. **Interference-optical Methods of Solid Mechanics**. Berlin: Springer, 2010. 180 p.

[69] NEUMANN, K.E. Die Gesetze der Doppelbrechung des Lichts in comprimierten oder ungleichförmig erwärmten unkrystallinischen Körpern. **Annalen der Physik**, v. 130, n. 12, p. 449-476, 1841.

[70] MAXWELL, J.C. **On the Equilibrium of Elastic Solids**. Edinburgh: Society, 1850. 34 p.

- [71] KHAN, A.S.; WANG, X. **Strain Measurements and Stress Analysis**. Upper Saddle River: Prentice Hall, 2000. 247 p.
- [72] SOARES, K. **Dispositivo óptico para medida em tempo real da birrefringência de polímeros durante a extrusão**. 2010. 133 p. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2010.
- [73] NORTON, R.L. **Machine design: an integrated approach**. 3. ed. Boston: Prentice Hall, 2011. 983 p.
- [74] FERNANDES, C.P.; GLANTZ, P.-O.J.; SVENSSON, S.A.; BERGMARK, A. Reflection photoelasticity: A new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. **Dental Materials**, v. 19, n. 2, p. 106-117, 2003.
- [75] MICHEL LÉVY, A.; LACROIX, A. **Les minéraux des roches**. Paris: Baudry et cie, 1888. 334 p.
- [76] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). **ASTM D638**: Test Method for Tensile Properties of Plastics. West Conshohocken, 2010. 16 p.
- [77] FAKHOURI, S.F.; SIQUEIRA, D.P.P.; ARAÚJO, C.A.; DEFINO, H.L.A.; SHIMANO, A.C. The photoelastic analysis of vertebral fixation system screws. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 17, n. 4, p. 207-210, 2009.
- [78] PEINDL, R.D.; HARROW, M.E.; CONNOR, P.M.; BANKS, D.M.; D'ALESSANDRO, D.F. Photoelastic stress freezing analysis of total shoulder replacement systems. **Experimental Mechanics**, v. 44, n. 3, p. 228-234, 2004.
- [79] MAQUET, P.; ZHANG, L.; DE LAMOTTE, F. Photoelastic simulation of a cementless and of a hydroxyapatite coated total hip prosthesis. **Acta orthopaedica Belgica**, v. 60, n. 2, p. 155p-162, 1994.
- [80] ILIESCU, N.; PASTRAMA, S.D.; GRUIONU, L.GH.; JIGA, G. Biomechanical changes of hip joint following different types of corrective osteotomy - photoelastic studies. **Acta of bioengineering and biomechanics**, v. 10, n. 3, p. 65-71, 2008.
- [81] HASTE não-cimentada com colo intercambiável. Cotia: Incomepe Materiais Cirúrgicos, 2012.

- [82] OHSUMI, T.K. **Efficient methods for solving biomechanical equations**. 2003. 131 p. Thesis (Doctorate in Computer Science) – School of Science, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, 2003.
- [83] BATHE, K.-J. **Finite element procedures**. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1996. 1037 p.
- [84] REDDING ENGINEERING LLC. **Large Human Femur**. Disponível em: <<http://www.3dcontentcentral.com>>. Acesso em: jan. 2010.
- [85] MASSIN, P.; GEAIS, L.; ASTOIN, E.; SIMONDI, M.; LAVASTE, F. The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems: a frontal plane radiographic study of the proximal femur. **The Journal of Arthroplasty**, v. 15, n. 1, p. 93-101, 2000.
- [86] KUHN, J.L.; GOLDSTEIN, S.A.; FELDKAMP, L.A.; GOULET, R.W.; JESION, G. Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 8, n. 6, p. 833-842, 1990.
- [87] REILLY, D.T.; BURSTEIN, A.H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. **Journal of Biomechanics**, v. 8, n. 6, p. 393-405, 1975.
- [88] LINDE, F.; HVID, I.; PONGSOIPETCH, B. Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression. **Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 7, n. 3, p. 432-439, 1989.
- [89] KEAVENY, T.M. Cancellous bone. In: BLACK, J.; HASTINGS, G. **Handbook of Biomaterial Properties**. London: Chapman & Hall, 1998. p. 15-23.
- [90] ASHMAN, R.B.; COWIN, S.C.; VAN BUSKIRK, W.C.; RICE, J.C. A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. **Journal of biomechanics**, v. 17, n. 5, p. 349-361, 1984.
- [91] CURREY, J. Cortical bone. In: BLACK, J.; HASTINGS, G. **Handbook of Biomaterial Properties**. London: Chapman & Hall, 1998. p. 3-14.
- [92] DEPUY. **AML® Total Hip System Surgical Technique**. Disponível em: <<http://www.depuy.com>>. Acesso em: jan. 2010.
- [93] KURODA, D.; NIINOMI, M.; MORINAGA, M.; KATO, Y.; YASHIRO, T.

Design and mechanical properties of new type titanium alloys for implant materials. **Materials Science and Engineering A**, v. 243, n. 1-2, p. 244-249, 1998.

[94] LAMPMAN, S. Wrought Titanium and Titanium Alloys. **ASM Handbook**: volume 2. Materials Park: ASM International, 1990. p. 592-633.

[95] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **NBR 14396-1**: Implantes para cirurgia - Próteses parcial e total de articulação de quadril - Parte 1: Determinação das propriedades de fadiga e desempenho de hastas femorais sem aplicação de torção. Rio de Janeiro, 2013. 18 p.

[96] ANTONIALLI, A.Í.S.; BOLFARINI, C. Aferição de um projeto de prótese de quadril por meio da análise fotoelástica de tensões. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, 20., 2012, Joinville. **Anais...** São Paulo: Metallum, 2012. p. 5973-5980.

[97] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). **ASTM B90**: Specification for Magnesium-Alloy Sheet and Plate. West Conshohocken, 2013. 8 p.

[98] ARA ASHLAND. **Arazyn 1.0**. Disponível em: <<http://www.araquimica.com.br>>. Acesso em: jan. 2013.

[99]. IMAGE Processing and Analysis in Java (ImageJ). Version 1.47. Bethesda: National Institutes of Health, 2012.

[100] LIM, J.W.; JEONG J.Y.; HA, S.K. Design of Composite Hip Prostheses Considering the Long-Term Behavior of the Femur. **JSME International Journal**: Series C: Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing, v. 46, n. 3, p. 991-999, 2003.


[101] SPIEGEL, M.R.; SCHILLER, J.J.; SRINIVASAN, R.A. **Probabilidade e Estatística**. 3. ed. São Paulo: Bookman, 2013. 440 p.

[102] LEARMONTH, I.D. (ii) Conservative hip implants. **Current Orthopaedics**, v. 19, n. 4, p. 255-262, 2005.

[103] CRISTOFOLINI, L.; Juszczuk, M.; Taddei, F.; Field, R.E.; Rushton, N.; Viceconti, M. Assessment of femoral neck fracture risk for a novel proximal epiphyseal hip prosthesis. **Clinical Biomechanics**, v. 26, n. 6, p. 585-591, 2011.

- [104] DEVITO, F.S.; CHUEIRE, A.G.; BONVICINE, C. Eficácia do uso do templating na artroplastia total do quadril. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 48, n. 2, p. 178-185, 2013.
- [105] ZIMMER. **CLS® Spotorno® Hip Stem**. Disponível em: <<http://www.zimmer.com/>>. Acesso em: jan. 2013.
- [106] STRYKER. **Press-Fit Stems** - Accolade TMZF. Disponível em: <<http://www.stryker.com>>. Acesso em: jan. 2013.
- [107] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). **E8/E8M**: Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials. West Conshohocken, 2013. 28 p.
- [108] HUISKES, R. The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 261, p. 27-38, 1990.
- [109] HUISKES, R. Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. **Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum**, v. 185, p. 1–208, 1980.
- [110] HUISKES, R.; WEINANS, H.; DALSTRA, M. Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty. **Orthopedics**, v. 12, n. 9, p. 1255-1267, 1989.
- [111] CARTER, D.R.; HAYES, W.C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. **The Journal of bone and joint surgery: American volume**, v. 59, n. 7, p. 954-962, 1977.
- [112] SIMÕES, J.A.; MARQUES, A.T.; JERONIMIDIS, G. Design of a controlled-stiffness composite proximal femoral prosthesis. **Composites Science and Technology**, v. 60, n. 4, p. 559-567, 2000.

APÊNDICE A

 CCDM DEMa/UFSCar	Instrução de Trabalho IMP-XXX	Página: 1 de 1
		Revisão: 000
Ensaio de flexão de hastes femorais em polariscópio circular		

Sumário

1. Objetivo
2. Documentos de referência
3. Terminologia e siglas utilizadas
4. Material necessário
5. Descrição
6. Resultados esperados
7. Anexos

1. Objetivo

Realizar ensaio de flexão do modelo simplificado de uma haste femoral em polariscópio circular.

2. Documentos de referência

- NBR 14396-1: Implantes para cirurgia - Próteses parcial e total de articulação de quadril - Parte 1: Determinação das propriedades de fadiga e desempenho de hastes femorais sem aplicação de torção.
- IT IMP-395: Instrução básica de operações do equipamento EMIC DL10.000 para realização de ensaios estáticos.

3. Terminologia e siglas utilizadas

Implantes para cirurgia: prótese parcial e total de articulação de quadril.

4. Material necessário

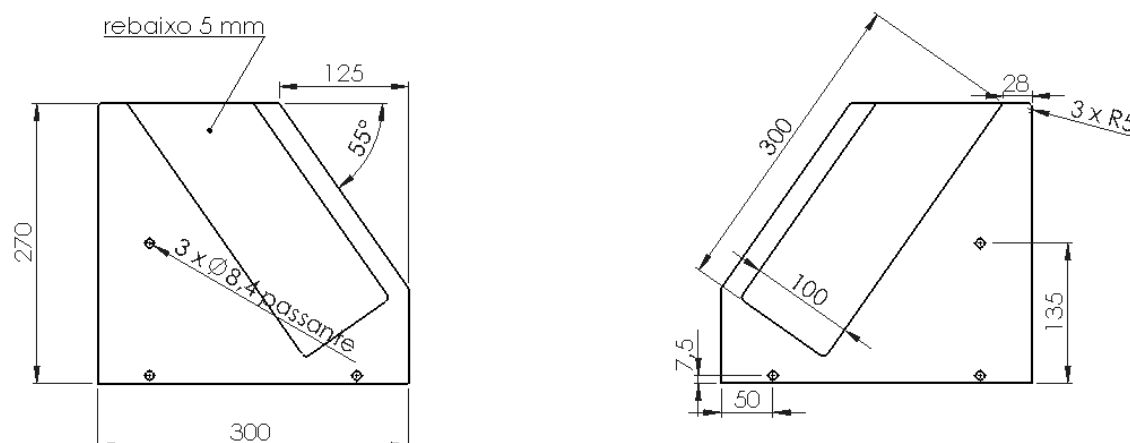
Material	Quant.	Especificações técnicas
Máquina de universal de ensaios	01	EMIC DL10000
Célula de carga	01	100 kgf
Dispositivo de flexão	01	---
Dipositivo compressão	01	---
Dispositivo para posicionamento e fixação da prótese	01	---
Molde bipartido para embutimento	01	---

Estufa	01	---
Resina poliéster	01	Arazyn® 1.0#08
Catalisador	01	Butanox
Escala	01	300 mm
Paquímetro	01	150 mm
Filme laminado polarizador	02	Edmund Optics NT45-667
Placa retardadora de quarto de onda	02	Edmund Optics NT27-344
Bocal e lâmpada incandescente		40 W
Microscópio digital	01	1,3 megapixels

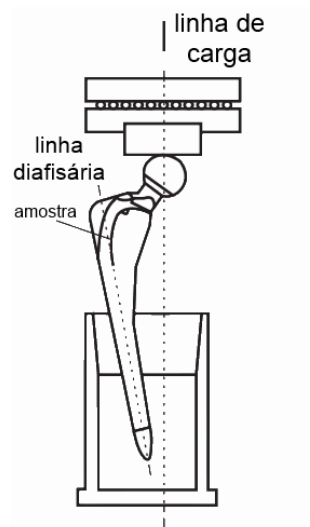
5. Descrição

Preparação da amostra

- Marcar a linha diafisária passando pelo centro da haste da amostra.
- Besuntar a cavidade do molde bipartido com vaselina e montá-la utilizando parafusos e porcas.



- Utilizando o dispositivo de posicionamento e fixação da prótese, rotacionar o eixo KL 45 ° em relação à vertical.
- Posicionar a prótese na cavidade do molde bipartido. Veja a figura.



- Misturar a resina com o catalisador na proporção 600 ml / 20 gotas, procurando suprimir as bolhas.
- Despejar a mistura na cavidade e deixar curar, à temperatura ambiente, por 24 h.
- Destruir o dispositivo de posicionamento e fixação da prótese e levar a amostra à estufa, deixando curar por mais 24 h a 50 °C.
- Desmontar o molde bipartido e retirar a amostra.

Ensaio de flexão

- Fixar o dispositivo de flexão na base da máquina universal de ensaios, e o corpo de prova ao dispositivo. Fixar o dispositivo de compressão à travessa móvel.
- Montar as placas retardadoras no pórtico da máquina de ensaio, inclinadas 45 ° em relação à vertical, à frente e atrás do corpo de prova. Montar os filmes polarizadores por fora das placas retardadoras, sendo o primeiro a 0 ° e o segundo a 90 ° em relação à vertical.
- Posicionar o bocal com a lâmpada incandescente atrás da máquina de ensaio, e o microscópio à frente, a uma distância adequada para o enquadramento da amostra e correto ajuste do foco.
- Carregar a rotina “Fotoelasticidade”. A travessa móvel descenderá em direção à base da máquina com velocidade de 0,2 mm/min. A amostra poderá ser carregada com uma carga de 30 a 330 N. Capture imagens correspondentes à carga escolhida.
- Finalizado o ensaio, descarregar completamente a amostra.
- As franjas de primeira ordem correspondem à tensão de cisalhamento de 1,5 MPa, as de segunda ordem a 3,0 MPa, as de terceira ordem a 4,5 MPa e assim por diante.

6. Resultados esperados

Visualização das franjas fotoelásticas e correlação com a tensão de cisalhamento máxima correspondente.

7. Anexos

A – Histórico do alterações

ANEXO A**HISTÓRICO DE ALTERAÇÕES**

REVISÃO	DATA	DESCRIÇÃO	RESPONSÁVEL
001	---/---/----	-----	IMP