

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais

PPGEM

ESTUDO COMPARATIVO DA INFLUÊNCIA DA FORMA DE HASTES FEMORAIS
CIMENTADAS AFILADAS E POLIDAS NOS PADRÕES DE TRANSMISSÃO DE
CARGA E ESTABILIDADE IN VITRO

Sandro Griza

Tese para obtenção do Título de Doutor
em Engenharia

Porto Alegre
2006

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais

PPGEM

ESTUDO COMPARATIVO DA INFLUÊNCIA DA FORMA DE HASTES FEMORAIS
CIMENTADAS AFILADAS E POLIDAS NOS PADRÕES DE TRANSMISSÃO DE
CARGA E ESTABILIDADE IN VITRO

SANDRO GRIZA
Engenheiro Mecânico

Pesquisa realizada no Departamento de Metalurgia da Escola de Engenharia da UFRGS, dentro do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais – PPGEM, como parte dos requisitos para obtenção do título de doutor em Engenharia.

Área de Concentração: Ciência e Tecnologia dos Materiais

Porto Alegre

2006

Esta tese foi julgada adequada para obtenção do título de doutor em Engenharia, área de concentração em Ciência e Tecnologia dos Materiais, e aprovada em sua forma final, pelo orientador e pela Banca Examinadora do Programa de Pós-Graduação.

Orientador: Prof. Dr. Telmo Roberto Strohaecker - PPGEM / UFRGS

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Afonso Reguly, PPGEM / UFRGS

Prof. Dr. Carlos Roberto Galia, Hospital de Clínicas de Porto Alegre;

Prof. Dr. Carlos Fortis Kwietniewski, Universidade de Caxias do Sul.

Prof. Dr. Luis Sérgio Marcelino Gomes, Centro de Estudos do Serviço de Cirurgia e Reabilitação Ortopédico Traumatológica de Batatais, São Paulo e presidente da SOCIEDADE BRASILEIRA DO QUADRIL.

Prof. Dr. Antônio Vilela

Coordenador do PPGEM

A Ana Ângela Farias Gomes e a todos lá em casa:

Dna. Ana, Ainda, Samuel, Anne e Aline.

AGRADECIMENTOS

A professor Telmo Roberto Strohaecker por todo o apoio e paciência.

Ao professor Luiz Sérgio Marcelino Gomes um agradecimento especial por ter sido ele o idealizador e co-orientador dessa pesquisa.

Aos envolvidos diretamente no desenvolvimento do estudo, André Cervieri, Ralf Wellis Souza, Genaro Zanon, João Hoelz, Gabriel Tarnowski, Tiago Kaspari, Mariana Reis, Elisa de Moraes Vieira Guimaraens, Ricardo Callegari Jacques, Walter Andrey Fontana, Eduardo Alves Costa, Dr. Gerson Ávila, MDT Implantes Ortopédicos.

Aos demais integrantes do Laboratório de Metalurgia Física da UFRGS.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	VIII
LISTA DE TABELAS.....	XIV
RESUMO.....	XV
ABSTRACT.....	XVII
1 Introdução.....	1
2 Revisão bibliográfica.....	4
2.1 Aspectos mecânicos das substituições totais de quadril cimentadas.....	4
2.2 Otimização de forma das hastes	12
2.3 Teorias do duplo e triplo afilamento	15
2.4 Testes <i>in vitro</i>	17
3 Objetivos.....	28
4 Materiais e métodos.....	29
4.1 Modelos físicos.....	30
4.2 Modelos numéricos	34
4.3 Modelos anatômicos.....	40
4.4 Acompanhamento radiográfico	50
4.5 Análise Estatística	51
5 Resultados.....	52
5.1 Acompanhamento da polimerização	52
5.2 Ensaio mecânicos dos modelos físicos	59
5.3 Ensaio mecânicos dos modelos anatômicos.....	64
5.4 Acompanhamento radiográfico	77
6 Discussão.....	82
6.1 Acompanhamento da polimerização	82
6.2 Ensaio mecânicos dos modelos físicos	89

6.3	Ensaio mecânico dos modelos anatômicos.....	94
6.4	Acompanhamentos radiográficos	101
7	Conclusões.....	103
8	Sugestões de estudos complementares	105
9	Referências bibliográficas	106
10	Anexo I – Desenhos das hastes	113

LISTA DE FIGURAS

- Figura 2.1 – Componentes de uma reconstrução total de quadril. Ilustração adaptada de Britton et al. (2004).5
- Figura 2.2 – Zonas de Gruen definidas nos planos frontal e lateral. A zona de Gruen 7 abrange a região do calcar. A reconstrução é dividida em três níveis. O superior ou proximal, o intermediário ou medial, e o inferior ou distal. 7
- Figura 2.3 – Deslocamentos possíveis de ocorrer em uma haste segundo um sistema cartesiano..... 11
- Figura 4.1 – Três diferentes modelos de simulação para avaliação do comportamento mecânico de hastes femorais cimentadas: a) modelo físico; b) modelo numérico e c) modelo anatômico. 30
- Figura 4.2 – Modelos simulados de hastes femorais cimentadas: a) ângulo de conicidade de $1^{\circ}15'$ e b) de 4° de conicidade. 31
- Figura 4.3 – Disposição dos sensores nas três direções ortogonais de medição: (A) axial, (C) circunferencial e (R) radial. 32
- Figura 4.4 – Etapas da fabricação dos dispositivos de medição de deformações: a) sensores uniaxiais aderidos em planos ortogonais à barra com aresta de 3,5mm; b) dispositivo pronto para a aplicação, após a segunda etapa de polimerização. 32
- Figura 4.5 – Protótipo de conicidade $1^{\circ}15'$ em fase de cimentação. A haste é posicionada e depois o cimento é vazado. As legendas indicam os sensores axiais (A), circunferenciais (C) e radiais (R) no nível superior (S), intermediário (M) e inferior (D) e diametralmente opostos, ou seja, na esquerda (E) e direita(D). 33
- Figura 4.6 – Amostra com haste de conicidade de 4 graus durante o ensaio. A fotografia mostra os dois conjuntos de três dispositivos de medição das deformações diametralmente opostos nos três níveis. 34
- Figura 4.7 – Fotografia obtida em microscópio estereoscópico de uma seção transversal do manto mostrando um sensor radial levemente inclinado em relação ao eixo radial. A medição foi feita pela determinação da distância do centro da grade até a interface com a haste (parte inferior da imagem). O comprimento do sensor é de 3,3mm. 35
- Figura 4.8 – Dimensões de referência do centro das grades de medição até as arestas das barras. Os sensores axiais ficam a 1mm da base, os circunferenciais a 1,4mm da face e os radiais a 1mm da face. 36

Figura 4.9 – Convergência atingida com a malha refinada apenas no cimento, se comparada a uma malha com todas as partes refinadas. Análise de um sensor representativo da amostra 2 (posição ADD).....	38
Figura 4.10 – Perfis axi-simétricos das amostras. As partições no cimento, utilizadas para comparação de deformações, são observadas no detalhe do nível inferior. A extremidade é livre com uma pequena massa de cimento restringindo o chanfro da ponta da haste, de acordo com os protótipos reais. Os orifícios no molde de alumínio foram desconsiderados.....	38
Figura 4.11 – Cilindro submetido a pressões externa e interna.....	39
Figura 4.12 – Perfil axi-simétrico para a simulação da retração através da pressão externa uniformemente distribuída.....	40
Figura 4.13 – Seis fêmures sintéticos intactos.....	41
Figura 4.14 – Três próteses no plano frontal. Da esquerda para a direita, modelo A com haste cônica, modelo B com dupla cunha e modelo C com tripla cunha. A prótese B tem menor raio na região de transição. Ampliação: 0,3X.	42
Figura 4.15 – De baixo para cima, modelos A, B e C. O modelo A tem haste cônica. Os modelos B e C apresentam afilamento no plano lateral. Ampliação: 0,5X.....	42
Figura 4.16 – Radiografias da parte proximal de um fêmur íntegro nos planos a) frontal e b) sagital.....	43
Figura 4.17 –Dois sensores aplicados na superfície medial e um sensor aplicado na superfície frontal de um fêmur intacto.	43
Figura 4.18 – Quatro locais de medição em uma prótese C. (1) calcar; (2 e 4) ponta inferior; (3) aspecto lateral superior.	44
Figura 4.19 – Técnica de aplicação dos sensores a cintas de cimento previamente polimerizado a 20 e 110mm da ponta. Ampliações: 0,4X e 2,4X, respectivamente.....	44
Figura 4.20 – Raspadores da prótese B.	45
Figura 4.21 – A seqüência de eventos de preparação do canal: a) osteotomia; b) furação do canal; c) raspagem e d) aplicação do restritor.	46
Figura 4.22 – Procedimento de cimentação: a) o cimento é inserido de forma retrógrada por seringa; b) pressurização do cimento com carga de 1300N; c) um modelo concluído após a inserção da haste.	46
Figura 4.23 – Dispositivo de fixação da base dos fêmures.	47
Figura 4.24 – Extensômetros para medir movimentos relativos da haste e do cimento em relação ao osso.....	48
Figura 4.25 – Transdutores lineares utilizados para medir a rotação da haste.	48
Figura 4.26 – Modelo anatômico em fase de teste. a) aparato montado na máquina, b) detalhe da posição de aplicação da carga na cabeça da prótese e dos sensores de medição, c) detalhe do indentador cujas esferas mantêm contato com o plano superior da máquina.	49

Figura 4.27 – Conjunto de 10 modelos anatômicos ensaiados.....	50
Figura 5.1 – Superfície livre côncava do manto devido a retração da polimerização.....	54
Figura 5.2 - Deformações de alguns sensores nos primeiros instantes de acompanhamento da polimerização da amostra 2 a temperatura controlada de 25 ⁰ C. (APD) axial superior direito; (CMD) circunferencial intermediário direito; (AME) axial intermediário esquerdo.....	54
Figura 5.3 - Sensores representativos do intervalo de deformações residuais após estabilização a cerca de três horas para a amostra 4. Mudanças bruscas de deformação são associadas a estalos emanados do sistema sugerindo a formação de trincas. (RPD) radial proximal direito; (AMD) axial medial direito; (ADD) axial distal direito.	55
Figura 5.4 – Sensores representativos do intervalo de deformações residuais da amostra 3. Ocorreu estabilização a cerca de três horas depois do vazamento. (CDD) circunferencial distal direito; (CPD) circunferencial proximal direito.....	55
Figura 5.5 – Deformações residuais após a estabilização na polimerização comparadas com as simulações sob as condições de adesão na interface e em deslizamento sem fricção.....	55
Figura 5.6 – Acompanhamento por cerca de 90 horas da amostra 2 com temperatura controlada de 25 ⁰ C. O sensor CMD representa o limite superior e o sensor AME representa o limite inferior de deformações residuais. A variação de deformação a cerca de 20 horas foi devida a uma variação momentânea da temperatura.	56
Figura 5.7 – Acompanhamento ao ambiente da cura da amostra 1 ao longo de um mês. Neste caso o sensor AME representa o limite superior e o RPE o inferior de deformações residuais. As variações são devidas à variação da temperatura ambiente.	56
Figura 5.8 – Resultados do perfil axi-simétrico simulando a retração: a) pressão externa de 7MPa e sem fricção, b) pressão externa de 6MPa e com adesão. Nesse caso, a tensão equivalente aumenta na mudança de seção entre a haste e o cimento, como visto na extremidade superior esquerda da imagem.	56
Figura 5.9 – Acompanhamento da variação de deformação residual do modelo anatômico C1. O sensor 2 apresentou pico por expansão exotérmica e subsequente retração estabilizando em um valor positivo de cerca de 1000µm/m. Todos os demais apresentam expansão, estabilizando acima do pico exotérmico. A legenda indica as posições dos sensores: (1) medial a 110mm da ponta da haste; (2) medial a 20mm da ponta da haste; (3) lateal a 110mm da ponta da haste; (4) lateral a 20mm da ponta da haste.....	57
Figura 5.10 – Deformações residuais de alguns sensores dos modelos anatômicos. A redução brusca entre 1,5 e 2 dias deve-se a variações na temperatura ambiente. Os dois primeiros códigos da legenda se referem à amostra e o último à posição do sensor.....	58
Figura 5.11 – Deformações residuais médias por posição de sensor dos modelos anatômicos após um dia de acompanhamento.....	58
Figura 5.12 – Análise de linearidade entre a carga externa e a deformação resultante em um sensor representativo (RPE) da amostra 2.....	59

- Figura 5.13 – Deformação do sensor ADE da amostra 3 sob carga externa de 2300N. Observa-se uma brusca descontinuidade. Situações como esta foram descartadas da análise..... 59
- Figura 5.14 - Carregamento medido pelo sensor APD da amostra 2. Três primeiros picos com carga de 572N, seguidos de dois com 1000N e dois com 2300N. Observamos uma deformação permanente a cada pico de carga e a formação de descontinuidades em particular na carga de 2300N..... 61
- Figura 5.15 – Comparação entre as deformações dos testes e simulações no nível distal (D). Sensores axiais (A), circunferenciais (C), radiais (R). As deformações medidas no ensaio são comparáveis às deformações simuladas na condição de adesão. Nas direções radial e circunferencial as deformações medidas também são comparáveis à condição de elevado atrito ($\mu=0,9$). 61
- Figura 5.16 - Comparação entre as deformações dos testes e simulações no nível medial (M). Sensores axiais (A), circunferenciais (C), radiais (R). As deformações medidas no ensaio são comparáveis às deformações simuladas na condição de adesão, com exceção do sensor radial, que é melhor representado sob elevado coeficiente de atrito..... 62
- Figura 5.17 - Comparação entre as deformações dos testes e simulações no nível proximal (P). Sensores axiais (A), circunferenciais (C), radiais (R). As deformações medidas no ensaio são comparáveis às deformações simuladas na condição de adesão, com exceção do sensor radial, que é melhor representado sob elevado coeficiente de atrito..... 62
- Figura 5.18 – Comparação entre a migração de duas amostras com diferentes conicidades. O cone 4 graus apresentou menor migração. Foi observada a tendência de estabilização da taxa à cerca de 200 mil ciclos..... 63
- Figura 5.19 – Sensor radial inferior (RDD) da amostra 2. Observamos estabilização a cerca de 200 mil ciclos. A abrupta deformação permanente a cerca de 600 mil ciclos deve ser por trincamento ou por relaxação viscoelástica em alguma eventual parada da máquina..... 64
- Figura 5.20 – Sensor axial inferior (ADE) da amostra 2. Tendência a estabilização em deformação média positiva após cerca de 600 mil ciclos..... 64
- Figura 5.21 – Carregamento estático do sensor 2 da amostra A4. Observamos a amplitude de cerca de $600\mu\text{m/m}$ negativos com uma pequena deformação remanescente após cada carga. 65
- Figura 5.22 – Migração de cerca de 0,2mm no carregamento estático da amostra B3. O deslocamento da haste para o interior do manto é tomado como valor negativo..... 66
- Figura 5.23 – Rotação em torno do eixo principal sofrida pela amostra C4 nos carregamentos estáticos iniciais. Valores negativos indicam anteversão, ou seja, a cabeça da prótese se deslocou para frente..... 66
- Figura 5.24 – Ciclo de carga do sensor 3 da amostra B2 que apresentou comportamento descontínuo, sendo então desconsiderado. 66
- Figura 5.25 – Deformações estáticas iniciais dos sensores nas posições 1 e 2. Não há diferença significativa entre as médias dos três modelos anatômicos..... 67

Figura 5.26 - Deformações estáticas iniciais dos sensores nas posições 3 e 4. Devido ao número reduzido de amostras, esses resultados indicam apenas a tendência das deformações.....	67
Figura 5.27 – Migração axial das hastes e dos mantos devido ao carregamento estático inicial. Valores positivos indicam deslocamento distal.....	67
Figura 5.28 – Rotação das hastes em torno de seu eixo principal devido ao carregamento estático inicial. Valor negativo indica giro em anteversão, ou seja, a cabeça da prótese movimentando-se para frente.	68
Figura 5.29 – Redução percentual das deformações com as hastes implantada em relação ao fêmur intacto na região do calcar e na lateral. Estão indicadas as distâncias dos sensores até a base dos côndilos.	69
Figura 5.30 - Redução percentual das deformações com as hastes implantada em relação ao fêmur intacto na região posterior e na anterior. As marcas indicam a posição dos sensores até a base, a 400 e 430mm para o aspecto anterior e posterior, respectivamente.....	69
Figura 5.31 – Amostra B1 (a) que rompeu nos testes cíclicos devido ao momento fletor imposto pelo pino de sustentação indicado pela seta. Amostra C1 (b) após a segunda ruptura na altura da base de PMMA.....	70
Figura 5.32 – Deformação cíclica do sensor 3 da amostra B2.	72
Figura 5.33 - Deformação cíclica do sensor 2 da amostra C3.....	72
Figura 5.34 – Deformações permanentes de todos os sensores. As barras indicam a amplitude cíclica.....	72
Figura 5.35 - Deslocamentos permanentes das hastes e dos mantos. Valores positivos indicam movimento para o interior da cavidade. As barras indicam a amplitude cíclica. Os deslocamentos do manto das amostras B1 e C1 não foram medidas.	73
Figura 5.36 – Rotação permanente das hastes. As barras indicam a amplitude cíclica.....	73
Figura 5.37 – Deformações permanentes nos sensores 1 e 2 após o teste em fadiga.....	73
Figura 5.38 - Deformações permanentes nos sensores 3 e 4 após o teste em fadiga.	74
Figura 5.39 – Migração permanente das hastes e mantos após os testes cíclicos. Valores positivos indicam o deslocamento distal, enquanto que os valores negativos indicam o deslocamento proximal.....	74
Figura 5.40 – Rotação permanente das hastes em relação ao eixo de simetria após os testes cíclicos.....	74
Figura 5.41 – Deslocamentos permanentes dos testes com freqüência de 1 a 7 Hz e dos testes com freqüência de 7 Hz. Há diferença significativa para um nível de confiança $p=0,05$	75
Figura 5.42 – Comparação entre as deformações estáticas antes e depois do carregamento em fadiga. Observamos um coeficiente de correlação $R^2=0,97$	75

Figura 5.43 – Comparação entre as deformações estáticas depois do carregamento em fadiga e as deformações estáticas depois da reimplantação. Observamos um coeficiente de correlação $R^2=0,95$	76
Figura 5.44 - Deformações estáticas antes do carregamento em fadiga e deformações estáticas depois da reimplantação da haste. Observamos linearidade $R^2=0,91$ e inclinação 1,02..	76
Figura 5.45 – Regressão linear das deformações da superfície dos fêmures comparando a condição sob cargas estáticas iniciais e após a reimplantação da haste.	76
Figura 5.46 – Espessuras (mm) do manto acrílico nas zonas de Gruen em projeção frontal dos três modelos anatômicos.....	77
Figura 5.47 - Espessuras (mm) do manto acrílico nas zonas de Gruen em projeção lateral dos três modelos anatômicos.....	78
Figura 5.48 – Radiografias no plano frontal. As amostras do grupo A apresentaram melhor centralização. Todas as demais foram implantadas em <i>varus</i> . (a) A2, (b) B1, (c) C2.	79
Figura 5.49 – Radiografias no plano lateral. A amostra B1 (a) foi implantada em antecurvato. As amostras B2 (b), C2 (c), A1 (d) foram implantadas em recurvato.....	79
Figura 5.50 – Ampliação das radiografias em projeção frontal da amostra B1 antes e após os testes, respectivamente. Aumento: 3,8x.	80
Figura 5.51 - Ampliação das radiografias em projeção frontal da amostra B2 antes e após os testes, respectivamente. Aumento: 2x.	80
Figura 5.52 – Preenchimento percentual de haste em relação à cavidade intramedular para os três grupos protéticos.....	81
Figura 6.1 – Esquema representando a superfície côncava da extremidade superior do manto de cimento originada devido a retração na polimerização.	86
Figura 10.1 – Desenho esquemático com as cotas pertinentes da haste A.....	113
Figura 10.2 - Desenho esquemático com as cotas pertinentes da haste B.....	113
Figura 10.3 - Desenho esquemático com as cotas pertinentes da haste C.....	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Modificações do modelo da haste femoral de Charnley (1998):.....	6
Tabela 2.2 - Modificações do modelo da haste femoral Exeter (1998):.....	6
Tabela 3.1 – Características gerais das amostras dos modelos físicos:.....	34
Tabela 3.2 – Distâncias em milímetros do centro da grade de medição dos sensores axiais até a base do cimento:	36
Tabela 3.3 – Distância em milímetros do centro da grade de medição dos sensores circunferenciais e radiais até a interface:.....	36
Tabela 3.4 – Material, módulo de elasticidade em GigaPascal (GPa) e coeficiente de Poisson dos três componentes do modelo:.....	37
Tabela 3.5 – Dimensões em milímetros dos elementos das malhas testadas:	38
Tabela 3.6 – Frequências dos testes cíclicos aplicadas nos modelos protéticos:	49
Tabela 4.1 – Valores médios de deformação residual ($\mu\text{m}/\text{m}$) dos sensores de cada amostra:	57
Tabela 4.2 – Valores de deformação residual ($\mu\text{m}/\text{m}$) dos sensores operantes após um dia de acompanhamento:	58
Tabela 4.3 – Deformações ($\mu\text{m}/\text{m}$) sob carga de 1000N nas amostras com 4° de conicidade:	60
Tabela 4.4 - Deformações ($\mu\text{m}/\text{m}$) sob carga de 1000N nas amostras com $1^{\circ}15'$ de conicidade:	60
Tabela 4.5 – Deslocamentos permanentes e cíclicos das quatro amostras testadas:	63
Tabela 4.6 – Deformações permanentes e cíclicas dos sensores da amostra 2 ($\mu\text{m}/\text{m}$):	63

RESUMO

A necessidade de uma maior longevidade da artroplastia total do quadril em pessoas mais jovens e ativas tem impulsionado a evolução do projeto de hastes cimentadas polidas e sem colar, através de alterações da forma desde a original de Charnley, passando pela dupla cunha e mais recentemente, a tripla cunha. Essa pesquisa foi direcionada à análise comparativa da estabilidade de hastes cujos ângulos de cunha foram a variável de projeto. Modelos físicos simplificados de diferentes conicidades foram elaborados e submetidos a testes e simulações numéricas para verificar, respectivamente, a migração distal e o ambiente mecânico da interface entre a haste e o cimento. Em modelos anatômicos constituídos das formas de hastes comerciais, implantadas em fêmures compósitos, foram acompanhadas as movimentações axial e rotacional e foi determinado o padrão de transmissão de carga através do nível de deformações no interior do manto de cimento e na superfície do osso. A hipótese é que uma prótese que apresente maiores deslocamentos e maiores níveis de deformações impostas ao manto de cimento em testes estáticos e cíclicos devem ser as de maior probabilidade de revisão precoce. Por outro lado, a relação entre o nível de deformação da superfície cortical antes e depois da implantação das hastes indica o potencial para o remodelamento ósseo. As hastes foram extraídas e reimplantadas nos modelos anatômicos após os testes de fadiga para verificar alterações nos padrões de deformação. Também foi avaliada a contribuição da polimerização do cimento na estabilidade através do acompanhamento das deformações e de simulações numéricas. O processo de polimerização do cimento contribui para o acoplamento, pois promove um grande nível de deformações residuais devido à retração. Por outro lado pode provocar trincas iniciais e espaços na interface entre o cimento e o osso, além de facilitar a propagação de trincas por fadiga. Nas simulações numéricas dos modelos físicos observamos que a condição inicial de adesão na interface é representativa entre a haste e o manto. Os modelos físicos indicaram maior

migração com menor conicidade. Para os modelos anatômicos houve diferença significativa apenas quanto à rotação permanente entre os grupos, estando isto associado à rigidez proximal e ao raio de transição do calcar. As hastes tripla cunha conferem uma menor redução do nível de carregamento no grande trocânter, o que pode prevenir a reabsorção óssea adaptativa. As hastes dupla cunha provocam menor redução do nível de carregamento na região do calcar. Entretanto, outros fatores devem ser considerados, tais como o raio de transição do calcar e a rigidez proximal das hastes. Nos modelos anatômicos, mesmo após a extração e reimplantação das hastes, manteve-se o padrão de deformações tanto no manto quanto na superfície dos fêmures compósitos.

ABSTRACT

The need for improving total hip arthroplasty longevity in younger and more active people has encouraged design evolution of the polished, collarless, cemented hip stems, through shape changes from original Charnley stem, up to double taper and, more recently, triple taper. These research was directed to comparative analysis of stems stability whose tapers was the design parameter. Simple physical models of distinct conical shapes were created, tested and simulated to verify, respectively, distal migration and the mechanical environment in the cement/stem interface. Anatomic models based in commercial shapes were implanted in composite femurs and tested regarding axial and rotational displacements and transmission load pattern through strain level inside the cement mantle and on the femur. The hypothesis is that shapes that present both relatively high displacements of the stem and strains levels applied to the cement mantle during static and dynamic loads, will most probably require early revision. On the other hand, the relationship between cortical strain level before and after stem implantation indicates the potential remodeling. After cyclic loads, stems were extracted, reinserted and subjected to a last static load test to verify strain pattern modifications. The cement polymerization contribution for stability was assessed too, through strain history updating and numerical simulations. The process of cement polymerization contributes to the coupling because it promotes a high residual strain level due to shrinkage. On the other hand, it can create initial cracks, fatigue crack propagation and cement/bone interfacial gaps. Numerical simulations of physical models indicate that the initial condition of adhesion in the interface is representative between stem/cement. Physical models indicated higher migration with lower conical shape. In anatomic models there were significant differences only in permanent rotation and it is due to proximal rigidity and calcar radius. Triple taper stems promote less load level reduction in the proximal lateral aspect of the femur, which prevent remodeling. Double taper stems promote less load level reduction in the

calcar. However, other factors should be considered, such as calcar transition radius and stem stiffness. In the anatomical models, even after stem extraction and reinsertion, the strain pattern was kept unchanged in both cement mantle and composite femur.

1 Introdução

Os implantes de substituição articular são dispositivos constituídos por biomateriais e destinados à compensação funcional mecânica de uma articulação danificada por processos degenerativos, inflamatórios, infecciosos, isquêmicos, metabólicos ou traumáticos. Eles objetivam restaurar, total ou parcialmente, a amplitude de movimentação articular e promover a transmissão de carga para as estruturas osteoligamentares adjacentes (Gomes 2004). Nessas operações, a articulação pode ser totalmente substituída na busca pelo alívio do sofrimento e restauração da qualidade de vida dos pacientes.

A técnica de artroplastia total do quadril, maior articulação do corpo humano, consiste basicamente na substituição da cartilagem do acetábulo e da cabeça do fêmur respectivamente, por um componente hemisférico que cumpre a função do acetábulo e uma haste, introduzida na cavidade intramedular sob pressão ou fixada através de cimento acrílico. O método atual de artroplastia do quadril foi desenvolvido pelo ortopedista e pesquisador inglês John Charnley na década de 1950, inicialmente através do uso de um manto acrílico e uma haste polida com porção inferior cilíndrica. Posteriormente, diversas alterações foram criadas dentre as quais destacam-se as hastes não cimentadas, as parcialmente cimentadas e sucessivas modificações de forma e textura superficial da geometria pioneira. O projeto de próteses do quadril tem evoluído através do estudo de novos conceitos, materiais, geometrias e técnicas cirúrgicas devido à crescente demanda e busca por uma maior longevidade das reconstruções, no sentido de evitar as revisões e reduzir o sofrimento dos pacientes.

Alguns fatores mecânicos e biológicos associados à alteração do panorama original tais como a corrosão, os excessivos esforços e movimentos relativos entre os constituintes do sistema, a possibilidade de reabsorção óssea adaptativa devido às alterações do perfil de

carregamento no fêmur e a formação de tecidos interfaciais podem contribuir para a perda da estabilidade da haste, provocando sintoma de dor e a necessidade de revisão.

As hastes polidas e sem colar como a pioneira de Charnley, consideradas as mais promissoras entre o grupo das cimentadas, têm como princípio o acoplamento mecânico no manto de cimento, de forma a transferir o carregamento imposto sobre a haste através do manto e distribuí-lo à parede cortical, tentando, por um lado, evitar níveis de tensões que superem o limite de fadiga do cimento, o elo mais fraco do composto, e por outro manter um nível de tensões no fêmur o mais próximo possível da situação original. Alterações geométricas foram aplicadas para aumentar a vida útil em pessoas mais jovens e ativas, pois nessa população têm sido observados problemas de perda da estabilidade devido à reabsorção óssea da região proximal do fêmur. A concepção da dupla cunha, na década de 1970, objetivou aumentar o afilamento na direção distal através de ângulos nos planos frontal e lateral, para amplificar a capacidade de acoplamento sob pressão no manto e manter a estabilidade mesmo com a fluência do cimento. Esses estudos resultaram na haste Exeter, que manteve, entretanto, resultados similares aos já obtidos pela haste de primeira geração de Charnley. A tripla cunha foi concebida na década de 1990 para suprir as limitações das antecessoras, aumentando o nível de carregamento na região proximal do fêmur através da aplicação de mais um ângulo de cunha na direção látero-medial.

Essa pesquisa foi direcionada à análise comparativa da estabilidade das hastes femorais polidas e sem colar que seguem o conceito do acoplamento mecânico por cunha, cujos princípios mecânicos serão revisados no próximo capítulo. As hastes, fabricadas em aço inoxidável, apresentavam diferentes geometrias como variável de projeto, em especial os ângulos de cunha. Como preparação para o desenvolvimento da parte experimental também foram revistos os protocolos de testes mecânicos propostos pela literatura. Simulações numéricas e ensaios biomecânicos são métodos alternativos para avaliar o desempenho dos projetos antes que sejam aplicados testes em animais e, finalmente, que seja permitido o uso humano. Modelos simplificados com diferentes conicidades foram elaborados inicialmente nos quais mediram-se o deslocamento axial cíclico e permanente das hastes e as deformações radiais, axiais e circunferenciais do cimento. Os resultados das deformações estáticas foram utilizados em simulações numéricas para verificar o ambiente mecânico da interface entre a haste e o cimento. Em modelos anatômicos foi determinado o padrão de transmissão de carga através do nível de deformações em posições discretas no interior do manto de cimento e na superfície do osso, além das movimentações axial e rotacional de hastes femorais cimentadas

de diferentes ângulos de afilamento e geometrias da seção transversal, que foram implantadas experimentalmente em modelos femorais compósitos. Foi elaborado um protocolo de testes estáticos e cíclicos que teve como premissa a obtenção das informações necessárias para a análise comparativa através da menor intromissão possível no sistema. Para tanto foram selecionadas apenas as direções de medição consideradas mais importantes para os deslocamentos da haste e deformações do manto. A hipótese é que uma prótese que apresente menores deslocamentos cíclicos e permanentes, além de menores níveis de deformações impostas ao manto de cimento devem ser as de menor probabilidade de revisão. Por outro lado, a relação entre o nível de deformação da superfície cortical antes e depois da implantação das hastes indica o potencial para o remodelamento ósseo, de forma que as hastes que apresentam menor mudança no padrão de deformações do fêmur devem ser as de menor probabilidade de revisão. Foram realizadas radiografias nos fêmures compósitos intactos, após as reconstruções e após os testes em fadiga. As avaliações radiográficas incluíram a centralização das hastes em relação ao canal central dos compósitos, as características do manto de cimento e o percentual de preenchimento protético nas diferentes zonas de Gruen do plano frontal.

Também avaliamos a contribuição das deformações residuais, oriundas da polimerização do cimento, na mecânica tanto dos modelos físicos quanto dos anatômicos, buscando determinar os seus efeitos benéficos e prejudiciais, ou seja, a interferência que aumenta a estabilidade e deformações residuais positivas que aumentam o risco da formação de trincas. Simulações numéricas foram também desenvolvidas para modelar a retração do cimento na polimerização dos modelos físicos.

2 Revisão bibliográfica

2.1 Aspectos mecânicos das substituições totais de quadril cimentadas

Apesar do crédito pela realização da primeira substituição articular protética (artroplastia do quadril) ser atribuído a Philip W. Wiles, um cirurgião do Middlesex Hospital de Londres em 1938, a era moderna das artroplastias iniciou na década de 1950, quando John Charnley propôs o conceito de artroplastia de baixo atrito, utilizando dois componentes que apresentavam um coeficiente de fricção próximo ao da cartilagem articular. Em 1956 Charnley aplicou o politetrafluoretileno ou fluon, equivocadamente chamado na literatura de Teflon®, que na época era utilizado em engenharia aeroespacial devido ao seu baixo coeficiente de atrito. Seus efeitos no ser humano, contudo, ainda não eram conhecidos. A partir de 1958 passou a utilizar o cimento acrílico, um polímero do ester de ácido metacrílico (PMMA) como um elemento de sustentação dos componentes, introduzido entre o implante e o osso adjacente (Figura 2.1), embora o crédito à primeira artroplastia cimentada seja atribuído a Kiaer e Jansen, de Copenhague, que interpuseram a resina acrílica entre a cabeça femoral e taças plásticas em 1951 e a Haboush (Haboush 1953), que em 1953 pela primeira vez utilizou a resina como sustentação para a haste femoral. Mais de 300 artroplastias foram feitas com esses materiais até que foram observados resultados inadequados devido à baixa resistência ao desgaste do fluon e pela reação orgânica a seus debris. Essas partículas formavam grandes granulomas periprotéticos com grande destruição óssea e afrouxamento do implante. A experiência de diminuir o diâmetro da cabeça protética de 28mm para 22,25mm aumentando a espessura do fluon foi feita, assim como o processo de reforçar o polímero preenchendo-o com fibra de vidro que, entretanto, não produziu resultados positivos, uma vez que o desgaste em curto tempo foi observado pelo fato da fibra apresentar uma forte ação

abrasiva. Por esse motivo, Charnley passou a utilizar o polietileno de ultra-alto peso molecular (HMWPE), mais resistente ao desgaste, fato este já demonstrado em testes laboratoriais efetuados na época.

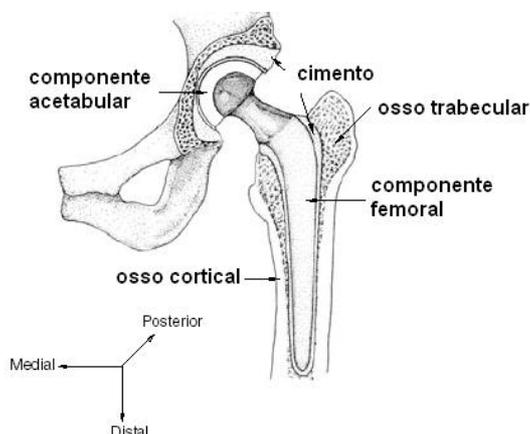


Figura 2.1 – Componentes de uma reconstrução total de quadril. Ilustração adaptada de Britton et al. (Britton 2004).

Em princípio, a utilização do cimento acrílico foi questionada por Charnley, uma vez que a observação radiográfica de linhas de demarcação, ou linhas radioluscentes, na interface entre o cimento e o osso, mais frequentemente observadas no componente acetabular, poderia indicar ou resultar em afrouxamento do implante. Procurando abolir a utilização do cimento ósseo, em 1960 Charnley idealizou um componente acetabular baseado no conceito de acoplamento mecânico por pressão, no qual um inserto de polietileno envolvido por uma casca metálica era implantado na cavidade acetabular. Mais de 300 componentes acetabulares com essa concepção foram implantados entre 1962 e 1965. No entanto, uma vez que as linhas de demarcação ao redor do componente de polietileno cimentado não se alteravam com o tempo, Charnley optou por abandonar os implantes sem cimento e aperfeiçoar o modelo do implante acetabular de polietileno, assim como sua técnica de implantação com a utilização de cimento ósseo. Esse procedimento permaneceu como o padrão utilizado por Charnley nos 15 anos subseqüentes.

As hastes metálicas, introduzidas na cavidade medular do fêmur também sofreram modificações substanciais ao longo do tempo (Tabela 2.1). Em 1960, Charnley (Charnley 1961) introduziu o modelo “*flat back*”, polido e afilado no plano frontal. Essa descrição diz respeito ao componente femoral metálico fixado ao osso adjacente por cimento acrílico, assim

como aos aperfeiçoamentos do autor, e se refere ainda a diferentes modelos introduzidos por diferentes autores tendo como base, contudo, a concepção original.

Os modelos de hastes femorais introduzidos por Charnley foram posteriormente modificados pelo autor (Charnley 1972, Charnley 1979) e chamados respectivamente de segunda e terceira gerações. Posteriormente, outras alterações foram realizadas até a quinta geração. Apesar das diferentes gerações de modelo protético terem resistido à prova do tempo e se tornado o padrão internacional para análise comparativa com quaisquer inovações em substituições articulares do quadril (Older 1986), e assim ampliado suas indicações para pacientes mais jovens (Wroblewski 2002), as próteses polidas e cônicas e não dotadas de flange da primeira geração apresentam resultados ainda superiores em termos de longevidade da reconstrução protética (Wroblewski 2002, Older 2002). Paralelamente outros modelos diferentes foram introduzidos na prática clínica por diferentes autores como, por exemplo, a artroplastia total tipo Exeter em 1970 (Fowler 1988), a artroplastia total tipo Müller (Muller 1970) e subseqüentes modificações. O modelo tipo Exeter modificado pelos autores em 1976, 1986 e 1988, culminou com o desenvolvimento de hastes afiladas, polidas e sem colar (Tabela 2.2).

Tabela 2.1 - Modificações do modelo da haste femoral de Charnley (Shen 1998):

Ano	Geração	Superfície	Designação	Características
1962	primeira	polida	Flat back	Cantos vivos
1976	segunda	rugosa	Round back	Cantos arredondados
1979	terceira	rugosa	Cobra	Flange dorsal
1984	quarta	rugosa	Flange dorsal	Colo reduzido
1989	quinta	rugosa	Elite	modular

Tabela 2.2 - Modificações do modelo da haste femoral Exeter (Shen 1998):

Ano	Geração	Superfície	Designação	Características
1970	primeira	polida	Original	Dupla cunha
1976	segunda	rugosa	Matt	Leve aumento AP
1986	terceira	polida	Monobloco	Centralizador externo
1988	quarta	polida	Universal	Modular/afilamento completo

Estudos posteriores demonstraram que o modelo protético tipo Exeter, assim como o modelo de Charnley de primeira geração, apresentam um comportamento mecânico semelhante aos sistemas de acoplamento cônicos tipo Morse (Shen 1999), em que a migração

distal do componente gera forças de compressão radiais, que estabilizam o implante diminuindo os esforços transferidos para a interface entre o cimento e o osso. Essa concepção foi denominada de “*force-closed*” por Huiskes et al. (Huiskes 1998). A estabilidade com respeito ao osso esponjoso, por sua vez, é garantida devido à penetração do cimento nos espaços vazios entre as trabéculas onde polimeriza formando uma zona de interdigitação trabecular.

A migração distal foi, inicialmente, considerada como o prelúdio do afrouxamento e por isso foram propostas alterações de projeto na tentativa de evitá-la. As mais marcantes modificações foram a introdução de colares no colo, flanges dorsais e a textura superficial. Além de reduzir a migração, os colares também apresentariam o efeito benéfico de comprimir o calcar (Figura 2.2). Essas hastes dificultam a migração e assim produzem um ambiente mecânico semelhante ao de uma viga composta, na qual as irregularidades superficiais da haste permitem a aderência ao manto de cimento. Nessa concepção, denominada de “*shape-closed*” por Huiskes et al. (Huiskes 1998), a viga composta é sujeita a esforços transmitidos desde a haste até a interface entre o cimento e o osso.

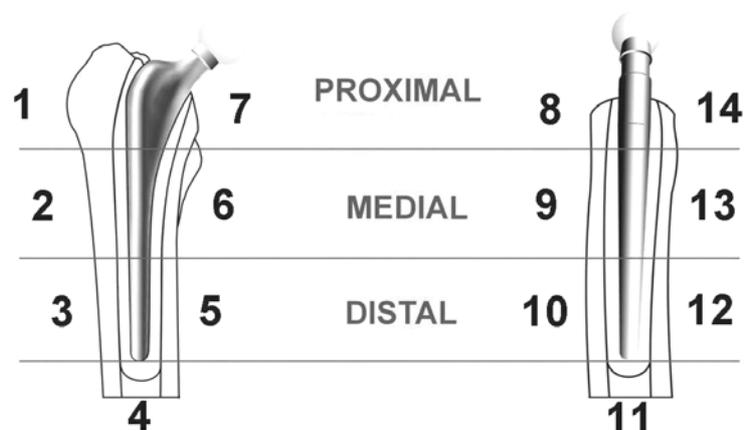


Figura 2.2 – Zonas de Gruen definidas nos planos frontal e lateral. A zona de Gruen 7 abrange a região do calcar. A reconstrução é dividida em três níveis. O superior ou proximal, o intermediário ou medial, e o inferior ou distal.

A nova tendência de aumentar a rugosidade superficial das hastes cimentadas atingiu inclusive as hastes de Charnley. O efeito dessa alteração é ainda hoje discutido. De fato, estudos indicam que a degradação da interface é maior para as rugosas, de forma que um mesmo montante de migração é indício de maior dano que em uma haste polida. Collis e

Mohler (Collis 2002) publicaram o resultado do acompanhamento de artroplastias de hastes similares à original de Charnley. Aquelas com superfície polida apresentaram menor taxa de revisão que as rugosas. A sustentação da haste pode acelerar a deterioração da interface com o cimento, enquanto variações de forma da haste têm sido evidenciadas como regiões críticas para a formação de trincas no cimento.

Estudos sobre os modelos polidos, afilados ou cônicos e sem colar mostram um comportamento mecânico favorável. Neumann et al. (Neumann 1994) obtiveram uma sobrevivência de cerca de 90% em até 20 anos de acompanhamento pós-operatório. Berry et al. (Berry 2002) acompanharam 2000 casos por 25 anos que apresentam 87% de sobrevivência do componente femoral. Collis e Mohler (Collis 2002) citaram 95% de taxa de sobrevivência em próteses de Charnley após 20 anos. Older (Older 2002) publicou uma taxa de sobrevivência de artroplastia primária de hastes Charnley de baixa fricção de 92% em 20 anos para pacientes com idade entre 70 e 80 anos e de 83% para uma população de pacientes em um intervalo de idade mais amplo. Halley e Glassman (Halley 2003) publicaram uma taxa de sobrevivência de 82% em até 25 anos das hastes Charnley em pacientes com no máximo 50 anos. A taxa de revisão, segundo várias pesquisas, também é maior em pacientes masculinos.

Hoje em dia, com o aperfeiçoamento no projeto das hastes, materiais e técnicas cirúrgicas, as substituições totais de quadril são uma das mais seguras e bem sucedidas operações em ortopedia, mostrando excelentes resultados na restauração da função do quadril e satisfação do paciente (Ek 2005). Apesar disso, a sobrevivência média das reconstruções em geral é de 92% por cerca de 12 anos, que é inferior à sobrevivência da concepção original. As constantes alterações parecem ter efeito adverso e, além do mais, são incapazes de superar o maior desafio atual em artroplastia do quadril que é aumentar a taxa de sobrevivência em pessoas mais jovens e ativas.

A fratura da haste que, no princípio, foi um grande desafio para a longevidade do implante, foi reduzida com a implementação das normas de teste à fadiga. No entanto, a maior expectativa de sobrevivência aflorou o cenário de falha subsequente através da soltura asséptica.

Existem alguns fatores mecânicos e biológicos que podem determinar a necessidade de explantação e correção prematura de uma prótese ortopédica. A revisão pode ser necessária quando ocorre dor devido aos movimentos relativos entre os constituintes do sistema, por

soltura asséptica, fratura do fêmur, do cimento ou da própria haste. Mais especificamente essas complicações podem ser resultado da perda de estabilidade nas interfaces ou micromovimentações por fratura ou fluência do cimento. Cirurgias de revisão causam sofrimento ao paciente e diminuem paulatinamente a qualidade da reconstrução, visto que o osso é quase sempre reajustado para a nova prótese, com proporção cada vez menor de osso esponjoso para ancorar o cimento. Segundo Böhm e Bischel (Böhm 2004), a precária resistência da interface entre o osso cortical e o cimento pode ser uma das razões para os resultados frustrantes após a revisão de hastes cimentadas.

O desempenho mecânico do cimento, em especial sob fluência e fadiga, passou a ser relevante devido a revisões causadas por defeitos do manto e incentivou a evolução de sua qualidade e da técnica de cimentação, inicialmente feita através da simples introdução manual na cavidade intramedular preparada. No início dos anos de 1980 foi desenvolvida a chamada técnica de cimentação de segunda geração, cujas características foram a introdução de um restritor do canal distal para evitar que o cimento fluísse demasiadamente através da cavidade intramedular, limpeza com solução salina pressurizada após a preparação do canal e pressurização do cimento. Posteriormente foi desenvolvida a chamada terceira geração da técnica de cimentação que incluiu a redução de porosidades através da centrifugação ou mistura a vácuo do cimento.

A resina acrílica de PMMA é um material viscoelástico essencialmente frágil, incapaz de suportar grandes deformações plásticas, sobretudo com valores positivos. Deformações na ordem de $1000\mu\text{m/m}$ são aceitas como limite de fadiga do cimento (Estok 2000, Waide 2003). Além disso, tais materiais têm como característica uma alta sensibilidade a variações de forma. Segundo Demian e McDermott (Demian 1998), o projeto da prótese pode influenciar o desempenho do cimento. Segundo Stolk et al. (Stolk 2003), carregamentos repetitivos das reconstruções produzem fluência e acúmulo de dano tanto na massa acrílica quanto nas interfaces, reduzindo a capacidade de transmissão de carga e causando migração e micromovimentos do implante. Dessa forma, partículas abrasivas podem ser formadas favorecendo a osteólise. Esta seqüência de eventos leva a falha grosseira da reconstrução femoral.

Mann et al. (Mann 2004) propuseram um cenário de falha que inicia com microtrincas de curto comprimento provenientes do período da polimerização do cimento. Carregamentos em fadiga causam o crescimento dessas trincas tanto em comprimento como em número. A taxa de crescimento não é diferente quanto à espessura do manto, mas as

trincas tornam-se passantes inicialmente em regiões finas, onde podem propagar e tornar-se verdadeiras macrotrincas que se estendem por uma grande porção do comprimento da haste.

O processo de trincas passantes pode ser prejudicial tanto na perspectiva mecânica como biológica. Mecanicamente, trincas que se estendem da haste até o osso podem contribuir para a perda da estabilidade do componente porque o manto não suportará mais as tensões circunferenciais. Isto não seria um problema sério nas regiões em que o cimento se estende até a parede cortical, mas pode ser muito mais preocupante nas regiões em que é mantido o osso trabecular, de menor rigidez, entre o cimento e a casca cortical. De fato, estudos clínicos mostram alta incidência de afrouxamento nessas situações. Numa perspectiva biológica, trincas passantes podem ser mais deletérias porque as partículas de debris podem ser transportadas desde a interface com a haste até o osso, resultando em osteólise (Hertzler 2002). Vários estudos têm indicado a osteólise do osso na vizinhança de regiões de finos mantos e a associam às partículas de PMMA. Segundo Demian e Mc Dermott (Demian 1998), partículas menores que $5\mu\text{m}$ junto ao osso ativam processos inflamatórios e são fagocitadas por macrófagos causando o remodelamento e a osteólise, levando a perda óssea ou a formação de tecidos fibrosos com conseqüente afrouxamento do manto.

A introdução de uma haste no canal do fêmur altera o padrão de transmissão de carga em relação à parede cortical. Uma explicação para o desempenho inferior da artroplastia total do quadril em pacientes novos e ativos é a possibilidade da perda do suporte ósseo superior devido ao remodelamento provocado pela blindagem de deformação em longo prazo (Wroblewski 2001). Diversos estudos com sensores de deformação colados ao fêmur bem como por simulações numéricas (McNamara 1997, Kleemann 2003, Lengsfeld 2005) mostraram que o nível de deformação na parte superior do osso é reduzido e concentra-se na região coincidente com a ponta da haste.

A reabsorção óssea adaptativa é um processo de perda de rigidez que aumenta a elasticidade do fêmur e conseqüentemente a amplitude de deflexão do conjunto haste/cimento facilitando, portanto, a formação de brechas interfaciais e permitindo que líquidos corpóreos sob pressão nesses espaços provoquem processos de cavitação no osso, culminando na soltura asséptica.

A rigidez da haste, determinada pela geometria da sua seção transversal e seu módulo de elasticidade, é um fator importante para a distribuição de tensões no sistema. Gross e Abel (Gross 2001) afirmaram que quanto mais rígida a haste, menos carga é transferida à parte

proximal, aumentando a blindagem. Por outro lado, uma haste de material menos rígido como o titânio transferirá mais da carga ao fêmur proximal, sob pena de aumentar a transferência de carga nas interfaces do cimento com o osso e o implante aumentando o risco de falhas no cimento. A partir de acompanhamentos radiográficos, Wan et al. (Wan 1999) concluíram que uma menor razão entre a rigidez da haste e do osso é relacionada à menor blindagem de tensões. Maloney et al. (Maloney 1996), apesar de considerarem este quesito obviamente importante, em seus estudos a rigidez não foi uma variável tão determinante na extensão de remodelamento ósseo quando comparada com a densidade do osso em que o componente foi implantado. Huiskes e Boeklagen (Huiskes 1989) mostraram que para obter máxima redução de tensões, a haste não deve ser extremamente longa nem curta e preferivelmente feita de uma liga de maior módulo de elasticidade tal como Cr-Co no lugar de titânio.

Segundo Glyn-Jones et al (Glyn-Jones 2005), a geometria proximal da haste influencia a estabilidade rotacional de próteses cimentadas polidas e afiladas, pois interfere na rotação posterior, ou em retroversão, deslocamento que ocorre devido à combinação de esforços de torção e compressão, em especial nas atividades mais agressivas de sentar-se e subir escada. Também pode ocorrer uma força de reação dirigida lateralmente conforme a haste se movimenta contra a região do calcar. A compressão no cimento força o dorso a se deslocar lateralmente e girar em valgus (Figura 2.3). Uma grande rotação posterior da cabeça pode ser prejudicial em longo prazo por causa da formação de brechas interfaciais. Esta é uma provável causa das falhas observadas em hastes de Charnley rugosas cilíndricas, podendo ser prejudicial também para as polidas.

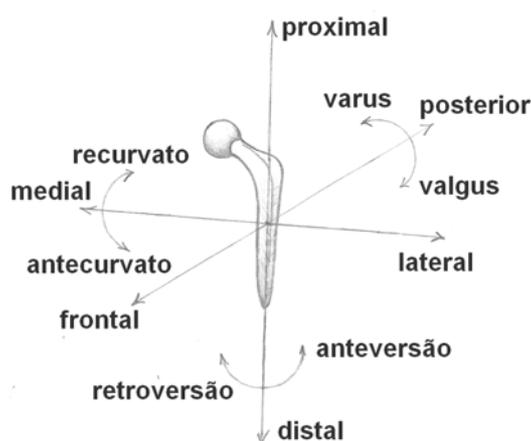


Figura 2.3 – Deslocamentos possíveis de ocorrer em uma haste segundo um sistema cartesiano.

Independentemente do conceito aplicado na otimização do projeto há a necessidade de um nível elevado de carregamento transferido à parte superior do fêmur para reduzir a reabsorção óssea e o cuidado para evitar excessos no manto de cimento, de forma a manter a estabilidade, em especial na interface com o osso. A forma da prótese divide a responsabilidade com outros fatores tais como a técnica cirúrgica, o tipo e a qualidade dos metais e do cimento, a técnica de cimentação, a espessura do manto de cimento e sua interação com o osso esponjoso.

2.2 Otimização de forma das hastes

Em 1970, Sir John Charnley avaliou o efeito da geometria da haste na estabilidade postulando que a forma afilada é muito conveniente para a transmissão de peso, pois propicia engate sob carga devido às tensões radiais quando sob carregamento, o que é, teoricamente, uma característica adequada tanto para a transmissão de carga ao cimento e à parede cortical quanto para a estabilidade. O mecanismo de auto-engate cria uma considerável resistência a algum momento de força que tenda a torcer ou separar axialmente o conjunto.

A concepção de cone para transmissão de torque tem origem na mecânica clássica tratando de componentes tais como embreagens e pares conjugados por interferência. O Cone Morse é descrito pelo ângulo que a geratriz inclinada faz com respeito ao eixo axial (Pennock 2002). No caso de uma embreagem, por exemplo, é respeitada uma correlação entre a força axial de engate e o torque transmitido. É recomendado um ângulo entre 10° e 15° para evitar elevado esforço de desengate e a manutenção do efeito de cunha (Shigley 2001). A abordagem mais adequada ao caso de artroplastias cimentadas é a do cone auto-travante, o qual é definido como aquele em que uma força de engate inicial é suficiente para a transmissão de torque posterior, após a retirada da força axial. Tem-se, desta forma, uma montagem por interferência caracterizada por um ajuste entre o diâmetro da haste maior do que o diâmetro interno do cimento, o que determina a estabilidade do conjunto e evita movimentos relativos. Existe um ângulo crítico, dependente do coeficiente de atrito, abaixo do qual é garantido o engate. O coeficiente de atrito deve ser maior ou igual a tangente do ângulo crítico.

Para ângulos menores que o crítico a capacidade de transmissão do momento de torção é a maior possível. Por exemplo, para um coeficiente de atrito 0,25 habitualmente considerado

entre o cimento e uma superfície metálica polida, um ângulo de até 14° suportaria a transmissão de carga sem desengate. Considerando o coeficiente de atrito 0,1 suposto pela hipótese de fluidos interfaciais lubrificantes, o ângulo crítico seria $5,7^{\circ}$.

O torque é reduzido por forças de desengate e por ângulos elevados. Segundo Pennock et al. (Pennock 2002), a força de montagem, que determina a interferência, é o fator predominante na resistência do acoplamento de hastes modulares. A força de desengate é função linear da força de montagem.

Recentemente, Bozkaya e Müftü (Bozkaya 2003) expandiram a análise para interferência cônica definindo sete parâmetros independentes que afetam a força de desengate que são: o módulo de elasticidade, o comprimento de engate, o diâmetro da peça externa, o diâmetro da ponta do cone, a interferência, o ângulo e o coeficiente de atrito. A força de desengate aumenta linearmente com a interferência e com o módulo de elasticidade e aumenta com o comprimento cônico na terceira potência. O aumento do diâmetro da peça externa e a redução do ângulo causam aumento da força de desengate. A dependência do torque de desengate em relação ao diâmetro da peça externa, ao comprimento de engate e ao ângulo é similar à da força. O torque, no entanto, aumenta com o comprimento de engate na quarta potência. Essas abordagens desconsideram acoplamentos de diferentes módulos de elasticidade tais como cimento acrílico e haste metálica.

Segundo Chu et al. (Chu 2000), ajustes cônicos de próteses de quadril são submetidos a altas tensões imprevistas devido ao grande momento fletor aplicado. Essas altas tensões podem produzir brechas e desgastes por micro-movimentos. A magnitude dos picos de tensão e a magnitude das brechas dependem da combinação de materiais envolvidos e do ângulo de cone. Em uma artroplastia total de quadril poderíamos supor então que uma haste cilíndrica seria a melhor alternativa, supondo a produção de tensões residuais compressivas responsáveis pela condição inicial de interferência. A fluência devido à flexão poderia promover brechas em especial na região do calcar e na parte proximal superior. Esses espaços seriam eliminados pela migração da haste, a qual também é governada pela fluência.

Através de análises por elementos finitos, Gross e Abel (Gross 2001) encontraram uma forma otimizada baseada em uma haste com forma externa cilíndrica e com um orifício dotado de uma protuberância interna. A vantagem estaria no maior controle de rigidez mantendo um aceitável posicionamento anatômico. Os bons resultados obtidos por tal

geometria apresentam, entretanto, o inconveniente da dificuldade de fabricar uma prótese com protuberâncias internas.

Alguns melhoramentos introduzidos nos instrumentos para a implantação de um modelo cônico e polido tornaram os resultados mais reprodutíveis (DeLee 1976), o que pode ser notado em um estudo no qual foram levantados os resultados desse implante, realizado em diferentes partes do mundo por diferentes cirurgiões. Com base em simulações teóricas e ensaios mecânicos, a MDT (Rio Claro, SP, BR) desenvolveu em 1997 a haste femoral tipo Spoac, modelo cônico, com área de seção transversa circular nos seus $\frac{3}{4}$ distais e implantada com uma técnica específica que permite a compactação óssea femoral autógena e a autocentralização, que objetiva uma camada de cimento regular e homogênea ao redor do implante. Estok et al. (Estok 1997) simularam montagens por elementos finitos, além de um modelo experimental com sensores de deformação e obtiveram até 70% de decréscimo no pico de tensão axial positiva junto à ponta da prótese afilada em 1^{043} comparada à forma cilíndrica.

Muitos estudos foram realizados a partir da década de 1970 utilizando simulações numéricas a fim de desenvolver uma forma ótima de haste sob esforços combinados de compressão e flexão. O objetivo foi reduzir as tensões no manto, em especial no nível da ponta da haste e manter altas tensões transferidas ao osso proximal. A forma adequada foi baseada na melhor distribuição de tensões ao longo do comprimento de encaixe e não nos conceitos de acoplamento cônico. Huiskes e Boeklagen (Huiskes 1989) desenvolveram uma otimização matemática por modelos uni e bidimensionais com o objetivo de reduzir tensões na interface entre o cimento e o osso e na própria massa acrílica, caracterizando conicidades dirigidas para as extremidades da ponta e do colo da prótese a partir de uma forma abalroada na região médio-superior da haste. Yoon et al. (Yoon 1989) compararam resultados de modelos bi e tridimensionais de otimização de projeto da forma da haste com o objetivo de minimizar a concentração de tensões ou novamente minimizar o máximo valor de tensão na camada de cimento. A forma ótima do perfil da haste foi similar a anterior, sendo estreita nos extremos inferior e superior até, respectivamente, o limite pré-estabelecido de 2mm e a permissível tensão na haste. Hedia et al. (Hedia 1996) desenvolveram um modelo bi-dimensional com os mesmos parâmetros para otimização de forma de Yoon et al. (Yoon 1989). O objetivo foi minimizar o fator de entalhe em fadiga no cimento adjacente a interface entre o cimento e a haste enquanto mantiveram o fator ao longo da interface entre o cimento e o osso no nível inicial ou abaixo deste e o fator no osso superior sendo maior que o valor

inicial para prevenir possíveis reduções de tensão no osso. A forma foi dependente do tipo de carga externa aplicada, ou seja, compressão axial ou flexão. No primeiro caso a haste foi afilada na direção da extremidade inferior. No segundo caso a forma foi similar às duas anteriores. Katoozian e Davy (Katoozian 2000) aplicaram otimização numérica usando um modelo tridimensional e funções objetivas baseadas em critérios de tensão equivalente. Combinaram a análise de tensões com critérios de falha para desenvolver uma função objetiva em termos de tensões locais críticas na interface do sistema femoral e então parâmetros que definiram a superfície do implante como a variável de projeto. Diferente da forma com afilamento na direção da região da extremidade superior, eles encontraram um projeto ótimo com forma de cunha superior e afilamento em direção a extremidade inferior. Essa geometria é similar à consagrada Exeter duplamente afilada.

Apesar das divergências quanto à forma do corpo superior das hastes, todos esses estudos definiram um ângulo de afilamento ótimo em torno de 4° desde o corpo até a extremidade inferior. Estok e Harris (Estok 2000) sugeriram que é desnecessário o afilamento de toda a haste para reduzir picos de deformação axial na ponta. O pico não varia com o comprimento cônico acima de 25mm, garantindo, nessas condições, deformações abaixo do limite de fadiga do cimento.

Essas simulações numéricas consideraram o cimento como um material linear-elástico, contínuo e isotrópico. Também acoplaram os constituintes com superfícies aderidas. Para Mc Cormack e Prendergast (Mc Cormack 1999), eventos de dano no manto são fenômenos locais governados por poros e a geometria do ambiente em sua volta. Previsões quantitativas de taxa de acúmulo de dano baseadas na distribuição de tensão global, assumindo o cimento livre de poros e sem pré-trincas são inaccuradas. De qualquer forma, resultados adequados para os propósitos de distribuição de tensões no cimento e no osso foram obtidos a partir de uma haste cilíndrica até uma com cerca de 4° de conicidade.

2.3 Teorias do duplo e triplo afilamento

Segundo Huiskes e Boeklagen (Huiskes 1989), a haste deve ser projetada para tomar vantagens das propriedades de fluência do cimento. Hastes polidas com um duplo afilamento podem migrar para compensar a deformação gradual do manto. Além disso, o afilamento

provoca uma ponta mais fina, o que determina um menor nível de deformações na extremidade inferior da haste embora prejudique a reprodutibilidade do posicionamento.

A Exeter, duplamente afilada, foi criada para tomar proveito da fluência, pois permite a migração distal da haste no cimento sem que ocorram perturbações na interface com o osso. Segundo Ek e Choong (Ek 2005), a carga axial é convertida em forças radiais compressivas nas interfaces tornando-as mais resistentes ao cisalhamento imposto por cargas dirigidas posteriormente, ou em retroversão. Essa condição determina um carregamento favorável no osso através do manto reduzindo a blindagem e, teoricamente, mantendo a qualidade óssea por um longo período.

Durante os acompanhamentos radiográficos de Chiu et al. (Chiu 2005), nenhuma Exeter com espessura do manto suficiente apresentou necessidade de revisão. Entretanto, as Charnley Elite, embora tendo sofrido menor movimentação distal, esta movimentação ocorreu tanto na interface entre a haste e o cimento quanto na interface entre o cimento e o osso, sendo este último fator um importante indicativo da necessidade de revisão.

Segundo Glyn-Jones et al (Glyn-Jones 2005) hastes polidas e afiladas são hoje amplamente usadas para fixações cimentadas principalmente por causa dos bons resultados em longo prazo da Exeter, nas quais tem sido observado menor movimentação distal prematura possivelmente devido ao reforço da interface entre o osso e o cimento. Mas essas hastes com duplo afilamento ainda falham, particularmente em pacientes jovens. O sucesso do projeto de duplo afilamento depende da migração para uma posição estável. Apesar de ser concebida para migrar, uma excessiva deformação que supere o limite de fluência exercerá forças cisalhantes e, portanto, tensões positivas na parte superior do cimento que são associadas a defeitos do manto tais como fraturas e formação de debris.

Uma nova haste polida sem colar foi introduzida em novembro de 1993, na tentativa de atingir maior estabilidade e otimizar a fixação. O projeto contou com um terceiro afilamento partindo da lateral em direção medial. Segundo Wroblewski et al. (Wroblewski 2001), a tripla cunha foi projetada para aumentar a carga no colo femoral, aplicando maior compressão no calcar, o que teoricamente manteria a qualidade óssea. Outra suposição é que a terceira cunha proveria uma fixação mais rígida e minimizaria a movimentação ao limite de fluência. Para que dê resultados, mantendo a qualidade do osso e na interface entre osso e cimento, é postulado que o implante deve ser carregado a um certo nível seguro tal como em pessoas mais novas e ativas. Nessa linha de pensamento, os períodos de repouso são

importantes para relaxar as tensões do manto e, a partir daí, seguir a migração sem danificar de forma exagerada o cimento.

Os aperfeiçoamentos teoricamente previstos com essas modificações de forma da haste, em especial a tripla cunha, podem ser confirmados através de testes experimentais.

2.4 Testes *in vitro*

O sucesso de um projeto tem sido estabelecido a partir da estabilidade confirmada por informações radiográficas e autópsias analisadas em longo prazo (Maloney 1996, Maloney 2002, Hirakawa 2004). Segundo Breusch et al. (Breusch 2001), a evolução radiográfica é a técnica básica para o acesso ao manto de cimento, à qualidade da técnica de cimentação e para o diagnóstico de soldura asséptica. Entretanto, testes em modelos protéticos devem ser aplicados de forma complementar, pois somente estes têm sensibilidade o suficiente para avaliar certos aspectos mecânicos das reconstruções.

Vários critérios e classificações para a soldura asséptica têm sido propostos incluindo as linhas radioluscentes, a migração e defeitos no manto. Além do problema de reprodutibilidade e resolução, muitos estudos radiográficos têm sido baseados na evolução de radiografias padrão no plano frontal, usando as zonas de Gruen como referência topográfica para comparação. Contudo, radiografias por projeção lateral são essenciais para detectar espessuras de manto inadequadas e o alinhamento da haste. A anatomia superior arqueada do fêmur é o fator que mais afeta o alinhamento da haste no plano lateral. A osteólise localizada ou as falhas podem ocorrer como resultado do contato direto da haste no osso ou por finas camadas do manto ao redor da ponta. Segundo Sangiorgio et al. (Sangiorgio 2004), estudos de acompanhamentos clínicos podem ser usados para medir os efeitos de variáveis geométricas na movimentação em longo prazo e a perda asséptica de implantes. Por outro lado, apenas modelos *in vitro* laboratoriais permitem verificar pequenos montantes de movimentação cíclica em cada interface ou quantificar a blindagem de tensões. A medição *in vitro* de micro-movimentos e transmissão de carga ao fêmur e da migração *in vivo* durante um longo tempo pode promover um melhor entendimento dos mecanismos pelos quais a haste será submetida, podendo-se prever o potencial tanto para a falha, quanto para a gradual estabilização, atingindo uma fixação rígida.

Diferentes métodos de ensaios têm sido empregados com diversas posturas e cargas aplicadas, solicitações estáticas ou cíclicas, número de ciclos em fadiga e frequência de solicitações. Os parâmetros de controle, em geral, são as deformações no osso cortical e no manto ou os deslocamentos relativos entre a haste, o cimento e o osso. Há, todavia, apenas um protocolo proposto (Cristofolini 2003) de testes *in vitro* com base na medição de micro-movimentos, avaliação de dano por fadiga no cimento através de líquidos penetrantes aplicados em seções transversais e longitudinais das amostras testadas e avaliação da fretagem por variação de rugosidade da haste. O problema é que o protocolo toma duas próteses completamente distintas como limite superior e inferior que são, respectivamente, a do tipo Lubinus e a do tipo Müeller, ambas dotadas de colar e apresentando acabamento superficial rugoso. Alguns autores acreditam que a haste de Charnley deveria ser utilizada como o limite superior pela sua elevada taxa de sobrevivência. Além disso, o protocolo pode ser pouco efetivo para a comparação com hastes que sigam o conceito do acoplamento por cunha.

Posicionamento do fêmur e amplitude de carga

As forças de reação de contato na cabeça da prótese sob diferentes atividades de vida diária, incluindo marcha, toque de calcanhar, apoio monopodal e subir escada são a base para determinar picos de carga impostas ao sistema em função do peso corporal. As diversas posturas são relacionadas com a inclinação do eixo do fêmur no momento de máxima carga.

Bergmann et al. (Bergmann 1995a, Bergmann 1995b) desenvolveram estudos por telemetria em próteses instrumentadas com sensores de deformação enquanto Stansfield et al. (Stansfield 2003) desenvolveram modelos matemáticos e experimentos em plataformas de força para verificar os níveis e a variação da força aplicada na prótese sob as diferentes posturas. A atividade mais frequente é a marcha enquanto subir escada impõe as maiores cargas de torção. Para o caso do quadril é consenso um modelo de pico duplo da variação de carga ao longo de um ciclo de caminhada no qual a força máxima aplicada na cabeça do implante fica na faixa de três a quatro vezes o peso corporal.

Em geral, a postura simples, também chamada monopodal, é composta por ângulos de inclinação de 9° posterior e 10° lateral do fêmur em relação ao eixo vertical. Essa postura foi adotada pela norma de teste de fadiga das hastes (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS 2004) sendo muito aplicada nos ensaios de modelos protéticos

(Maher 2002, Stolk 2003). Götze et al. (Götze 2002), no entanto, descreveram a postura monopodal com 8° de inclinação lateral e 6° de inclinação posterior do fêmur. Fisher et al. (Fischer 1997) aplicaram carregamentos de até 2275N, que representa 3,3 vezes o peso de uma pessoa de 70kgf, em postura de marcha, com inclinação de 26° na direção posterior e 14° na direção lateral, e em postura bipodal com inclinação 16° posterior e 11° lateral. Também aplicaram carregamento sobre o componente cefálico de até 1400N paralelo ao eixo do fêmur o qual foi considerado similar à condição de bater calcanhar.

Muitos estudos foram baseados na aplicação de carga apenas sob flexão (Bachus 1999, Mc Cormack 1999, Peters 2001, Chareancholvanich 2002) com carregamentos estáticos simulando a postura simples e subindo escada com inclinação variando entre 20° e 30° . Segundo Stolk et al. (Stolk 2001), a inclinação lateral varia apenas de 12° a 16° entre as posturas. No entanto, o momento de torção, obtido pela inclinação posterior, é importante para refletir as reais condições *in vivo* sob as atividades mais agressivas. Alguns autores (Hertzler 2002, Janssen 2005) simularam seus modelos sob torção, pois a consideraram dominante em termos de pico de tensão no cimento e do montante de dano *in vivo*. Segundo Mc Cormack e Prendergast (Mc Cormack 1999), claramente o mecanismo de acúmulo de dano é dependente do modo de carregamento. Certamente o dano será maior se combinações de carregamentos axial, de torção e flexão forem aplicadas simultaneamente com altas magnitudes de tensões.

Cristofolini et al. (Cristofolini 2003) confrontaram modelos protéticos sob postura de subir escada em uma máquina biaxial. Se fosse feito o ensaio em máquina uniaxial, supondo uma distância entre o centro da cabeça e o eixo principal da haste de 40mm, a inclinação dos fêmures deveria ser de aproximadamente 3° na direção lateral e 23° na direção posterior.

Alguns autores (Race 2003, Mann 2004) testaram reconstruções com hastes Charnley flangeadas aplicando blocos de solicitações com um máximo de 300 mil ciclos, sob a inclinação agressiva de subir escada de cerca de 25° tanto em flexão como na direção posterior. O carregamento empregado na cabeça foi de 3,7 vezes o peso corporal de uma pessoa de 75kgf, ou seja, 2775N.

Em um estudo recente, Kassi et al. (Kassi 2005) desenvolveram um aparato para aplicar cargas em uma servo-hidráulica simulando a postura de caminhada e de subir escada em uma prótese não-cimentada. Baseados no estudo de Bergmann et al. (Bergmann 2001),

utilizaram uma inclinação de 10^0 posterior e 6^0 lateral para simular a postura de subir escada. A carga máxima aplicada na cabeça foi de 1761N.

Além das forças de reação na cabeça, as cargas aplicadas pelos músculos no fêmur são consideradas, em especial o músculo adutor. Mc Cormack e Prendergast (Mc Cormack 1999) encontraram tensões em uma simulação por elementos finitos um pouco menores do que com modelos fisiológicos mais representativos e atribuíram o decréscimo à ausência da força aplicada pelo músculo adutor. Stolk et al. (Stolk 2001) sugeriram que para as investigações através de testes pré-clínicos de falhas mecânicas em reconstruções de quadril seria suficiente uma configuração de carregamento incluindo a força de contato da junta somada à força de adução. Porém, a exclusão do músculo adutor aumenta em 11% o pico de tensões no cimento tornando o teste mais conservador.

Número de ciclos de atividades por ano

Para o estudo do desempenho em fadiga de hastes protéticas é necessário fazer uma correlação entre o número de ciclos a que a haste será submetida nos testes e ao longo das atividades diárias dos pacientes. Seedhom et al. (Seedhom 1973) utilizaram podômetros para quantificar a atividade de marcha de nove idosos sadios que estavam em férias. A atividade média desses indivíduos, segundo Clark (Clarck 1981), foi a base para se utilizar em laboratório a premissa de que um milhão de ciclos correspondem ao número de ciclos em marcha ou caminhada por ano. Wallbridge e Dowson (Wallbridge 1982) utilizaram podômetros para estudar a atividade de marcha de 11 pacientes submetidos a artroplastia do quadril selecionados aleatoriamente. O número médio de ciclos por dia foi de 3975, que corresponde a 1,45 milhões de ciclos por ano. Eles sugeriram que o número médio tem valor limitado e que a informação mais importante deve ser obtida dos pacientes mais ativos. Com efeito, a paciente mais ativa nesse estudo tinha 44 anos e apresentou cerca de 2,1 milhões de ciclos por ano.

Schmalzried et al. (Schmalzried 1998) avaliou 111 voluntários não randomizados e obteve uma atividade média de 0,9 milhões de ciclos por ano. A limitação do estudo foi que eles não conseguiram registrar a atividade ao longo de 24 horas por dia e, portanto, alguns ciclos de marcha foram perdidos. A grande importância deste estudo foi detectar a considerável variação da atividade de marcha entre pacientes. O paciente mais ativo nesse

grupo apresentou 3,2 milhões de ciclos por ano, valor 3,5 vezes maior que a média e 45 vezes maior que o paciente com menor número de ciclos. Nesse estudo, a idade foi associada ao número de ciclos, porém, também com um alto desvio padrão de 3040 passos por dia. Em média, os pacientes masculinos abaixo de 60 anos foram 40% mais ativos que os demais pacientes do estudo sendo que o mais ativo, surpreendentemente, era um senhor de 70 anos de idade.

Silva et al. (Silva 2004) utilizaram um monitor de marcha, baseado em um microprocessador preso ao tornozelo, e mediram a atividade em tempo real. Neste estudo, a magnitude e os padrões das atividades, além dos parâmetros de velocidade, foram analisados em 31 pacientes com 37 artroplastias totais do quadril primárias. A duração média das atividades de marcha foi de 5,6 horas por dia (1,9 – 9,8), com 5266 ciclos por dia (1,737 – 11,805) o que corresponde a 1,9 (0,6 - 4,3) milhões de ciclos por ano. A velocidade média foi de 20 ciclos por minuto (12.7 - 32.8) e a velocidade máxima foi de 63 ciclos por minuto (45 - 88). Marchas rápidas (30 - 49) e aceleradas (mais que 50 ciclos por minuto) foram responsáveis respectivamente, por 9,4% e 4,4% dos ciclos diários. Os pacientes iniciaram e interromperam a marcha cerca de 66 vezes por dia (34 - 113) com cerca de 81 ciclos entre interrupções (28,1 - 200,1) e em média intervalos ativos de 5,3 minutos (3,3 – 10,3). Não houve variação significativa no número médio de ciclos entre sexos. Os autores concluem que marchas rápidas ou aceleradas com maior frequência de início e interrupções são mais severas para a longevidade do implante.

Em um acompanhamento de 31 pacientes ao longo do período mais produtivo do dia Morlock et al. (Morlock 2001) identificaram que cerca de 71% do tempo foi gasto pelos pacientes em posições estáticas. Conseqüentemente, a iniciação de movimentos a partir do repouso pode ser importante para condições realísticas de teste. A atividade mais freqüente foi a postura sentada (44,3%), seguida por manter-se em pé (24,5%), caminhada (10,2%), a postura deitada (5,8%) e subir escada (0,4%). Baseado nos resultados desse estudo o número de ciclos de testes representando a postura de caminhada por ano para pacientes ativos deveria ser estipulado em 1,1 milhões de ciclos. Dados mais recentes indicam, no entanto, que 2,5 milhões de ciclos correspondem a um ano de caminhada normal (Stolk 2004). Para Bergmann et al. (Bergmann 2001), o caminho mais realístico para testar implantes de quadril com respeito à estabilidade da sua fixação seria aplicar grandes números de ciclos de carregamento como durante caminhada, um menor número de ciclos como durante subir escadas e, ocasionalmente, forças como durante tropeços.

Relação entre o número de ciclos e o tipo de suporte ósseo

A investigação dos parâmetros de testes dos modelos protéticos seria mais adequadamente realizada com a aplicação de um elevado nível de carregamento ao longo de um grande número de ciclos em fadiga. A utilização de fêmures cadavéricos foi, a princípio, uma barreira para a escolha de condições severas devido a problemas de degradação e conseqüentes fraturas. Após a introdução das réplicas de ossos compósitos, testes com grande número de ciclos passaram a ser amplamente realizados. Muitos pesquisadores, no entanto, questionam a utilização dessas réplicas (Dujardin 1996, Speirs 2000, Stolk 2003).

Fêmures sintéticos, nas gerações mais atuais, são constituídos de um núcleo de espuma de poliuretano envolta por uma camada de epóxi reforçada por fibra de vidro representando o osso trabecular e o cortical, respectivamente. Apresentam, ainda, uma camada externa sem fibra.

Segundo Race et al. (Race 2003), desafortunadamente é muito difícil realizar testes longos de fadiga usando tecido humano por causa de falhas por fadiga do osso e degradação do tecido. Mann et al. (Mann 2004) observaram que a falha por fadiga no osso cortical de fêmures cadavéricos pode ocorrer antes de 1 milhão de ciclos, o que limita os testes a cargas estáticas ou com um reduzido número de ciclos (Claes 2000, Speirs 2000, Chareancholvanich 2002, Götze 2002) ou mesmo com pequena severidade das cargas extenas (Bachus 1999).

Alguns autores (Bachus 1999, Claes 2000) testaram a estabilidade de hastes parcialmente cimentadas comparando com cimentadas através de testes com baixo número de ciclos. Bachus et al. (Bachus 1999), depois dos testes estáticos, aplicaram 1 milhão de ciclos com carga máxima de 950N vertical ao eixo do fêmur, através de um sistema mecânico e câmara adequada ao fluxo de solução salina. A parcialmente cimentada mostrou estabilidade inicial comparável ou mesmo melhor que a totalmente cimentada. A alta estabilidade inicial mostrada por pequena movimentação cíclica das interfaces justificou a aplicação clínica, segundo os autores. Tempo depois, Vora et al. (Vora 2003) publicaram uma taxa de revisão de 23% em 46,2 meses por instabilidade mecânica atribuída, principalmente, à limitação na técnica cirúrgica da cimentação parcial, o que inclui a remoção excessiva do osso trabecular superior causando uma interface de baixa resistência entre o cimento e o osso. Jones et al. (Jones 2005), por sua vez, apontaram para a perda de interface nas extremidades, com a

formação de trincas na parte posterior do manto e abrasão do titânio como incentivadores da falha. Ambos alertaram, enfim, para o perigo de considerar o emprego de ensaios de baixo número de ciclos para validar projetos. Uma nova prótese deve ser implantada com critério e apenas após significativa evolução e validação. No ensaio de Bachus et al. (Bachus 1999), 1 milhão de ciclos com postura axial e carga máxima limitada a 950N representaria menos que um ano de utilização do implante. Segundo Waide et al. (Waide 2003), estudos com poucas repetições de carregamento apenas representam a haste implantada na condição imediata pós-operatória que, embora altere o perfil de deformação comparado a um fêmur intacto, não representa a situação após um longo período, quando o remodelamento do fêmur pode tornar-se expressivo.

Apesar das limitações do uso de tecido humano, alguns autores criticam a utilização de fêmures sintéticos. Segundo Dujardin et al. (Dujardin 1996), a prática de testar uma haste em fêmures cadavéricos humanos para compará-la com outra extensivamente estudada e estabelecida fornece a melhor solução. Segundo Speirs et al. (Speirs 2000), características de adesão entre o cimento e o osso serão diferentes para modelos de ossos sintéticos e ossos cadavéricos. A porosidade e as características de superfície do osso trabecular e da esponja usada nos compósitos são muito diferentes. Além disso, o ambiente em um osso humano fresco é bem diferente do osso sintético. Existe um montante significativo de sangue e a medula é bem gordurosa, escorregadia, o que afeta a adesão. Também Stolk et al. (Stolk 2003) afirmaram que o acúmulo de dano pode ser acelerado por descolamento entre o osso cortical e o trabecular, além de ser possível a fluência dos constituintes dos fêmures sintéticos.

Uma vantagem do uso de ossos sintéticos é a possibilidade de testes longos. Cristofolini et al. (Cristofolini 2003) afirmaram que ambas propriedades geométricas - comprimento, diâmetro cortical externo e interno - e propriedades mecânicas - rigidez a flexão e a torção - de fêmures sintéticos caem na faixa daqueles de ossos humanos. Estudos prévios verificaram que a distribuição de deformação nas réplicas foi similar àquela medida em fêmures cadavéricos na região superior do fêmur (Fisher 1997).

Outra razão para o uso de compósitos é reduzir a variação entre amostras. Gillies et al. (Gillies 2002) analisando deformações no osso cortical com implantes não cimentados obtiveram um grande desvio padrão atribuído à diferença entre os fêmures cadavéricos utilizados.

O tipo de suporte ósseo utilizado nos ensaios de modelos protéticos dependeria, portanto, das informações desejadas. É necessário, por exemplo, um elevado número de ciclos no caso do estudo do comportamento de hastes polidas cimentadas sujeitas à fluência. Segundo os resultados de Maher e Prendergast (Maher 2002), a taxa de movimentação permanente do cimento atinge um nível estável em 1 milhão de ciclos, o que somente pode ser obtido através da utilização dos fêmures sintéticos.

Frequência de solicitação

Na prática, as próteses são submetidas a carregamentos mecânicos com frequências *in vivo* muito baixas sob as mais variadas posturas. A frequência de solicitações em testes de modelos protéticos deve ser alta o suficiente a ponto de tornar viáveis os testes, mas adequada ao desempenho do cimento para simular a condição real.

Vamos supor que uma pessoa em marcha rápida de caminhada desenvolva uma frequência de um passo por segundo, correspondente a 1Hz, em um regime suportado durante duas horas. Nessa situação é esperado que após tal exercício venha um grande período em repouso. O polímero metacrilato de metila (PMMA) tem como característica uma baixa condutividade térmica e, por ser viscoelástico, apresenta um comportamento mecânico sensível à frequência. Na condição proposta, a baixa frequência provocaria maiores amplitudes de solicitação no cimento. Por outro lado, o repouso permitiria o resfriamento e o relaxamento das tensões. Solicitações na ordem de 0,75Hz (Cristofolini 2003) e 2Hz (Mann 2004) já foram utilizadas em detrimento a um grande tempo despendido nos testes. Outros pesquisadores (Maher 2002, Lennon 2003, Stolk 2003) testaram a 5Hz por 2 milhões de ciclos acreditando evitar o aquecimento do cimento. Segundo Demian e McDermott (Demian 1998), apesar da resistência à fadiga aumentar com a frequência, possivelmente por mudanças nas propriedades elásticas do cimento, testes podem ser realizados a 6Hz sem afetar significativamente as propriedades mecânicas por aquecimento. Nas investigações de Mc Cormack e Prendergast (Mc Cormack 1999) a solicitação foi a 7Hz até 5 milhões de ciclos. Segundo eles o amolecimento por efeito térmico não tem sido observado nessa condição.

Procedimentos para medição de deformações

Segundo Waide et al. (Waide 2003), um importante passo no processo de avaliação biomecânica de próteses de quadril é determinar as características de transferência de carga dos diferentes projetos de hastes, obtendo um perfil das deformações no osso e também no manto de cimento.

Os perfis de deformação da superfície cortical são facilmente obtidos através de procedimentos tradicionais de medição por sensores elétricos de deformação (Gillies 2002, Stolk 2002, Waide 2003) e por fotoelasticidade (Cristofolini 2003). Entretanto, a avaliação direta do dano no cimento é dificultada devido ao confinamento na cavidade intramedular. Apenas espécimes bidimensionais (Lennon 2003) sem tensão circunferencial e utilizando cimento translúcido permitem a visualização do crescimento das trincas, embora métodos mais complexos como por emissão acústica possam ser utilizados, em combinação com a medição de deformação interna. As medições de deformações do manto acrílico envolvem técnicas atípicas de colagem dos sensores encrustados no cimento tendo-se que conviver com o inconveniente de possíveis aquecimentos pontuais, a pressão normal à grade e a própria intrusão do sensor que pode ser visto como um defeito prévio.

O aquecimento pode ser reduzido através da aplicação de baixas correntes aos sensores. As medições de deformação dos sensores encravados no manto corrigidas pela pressão normal a grade já foram estudadas anteriormente e apresentam um erro menor que 1% (Stolk 2002).

A técnica de adesão dos sensores geralmente consiste em aplicar finas camadas do cimento na haste seguindo-se, após a polimerização, o lixamento para obter a espessura desejada e a colagem que pode ser através do próprio componente líquido do polímero (Fisher 1997, Peters 2001, Stolk 2002). Uma vez colados os sensores sobre as camadas, a haste está pronta para a implantação.

A introdução de uma haste na parte superior da cavidade intramedular do fêmur modifica o espectro de carregamento do osso e permite processos de remodelamento ao longo dos ciclos. A alteração biomecânica sofrida pelo sistema femoral produz alterações nos níveis de deformação desde a haste até a parede cortical. Podemos, então, considerar o caso como um evento de perda progressiva de acoplamento que produz aumento das deformações do manto.

Sob os esforços combinados habituais de compressão, flexão e torção a que é submetida uma reconstrução total do quadril, as deformações axiais no manto acrílico são em geral consideravelmente maiores que as radiais e circunferenciais, segundo alguns autores. Nos experimentos de Peters et al. (Peters 2001), o perfil de deformação axial no manto foi negativo no aspecto medial e positivo no lateral. O perfil está associado, dentre outros fatores, à espessura do manto. Estok et al. (Estok 1997) encontraram as maiores deformações no cimento concentradas na altura da ponta da haste e orientadas axialmente. A simulação na condição de adesão interfacial indica deformações axiais negativas na parte medial do manto e positivas na parte lateral. Segundo Colombi (Colombi 2002), sob a condição de adesão entre a haste e o cimento, a tensão positiva de flexão na parte lateral do manto é a responsável pelo dano enquanto que sob a condição de deslizamento entre a haste e o cimento, as tensões circunferenciais produzem o dano no cimento. Também a direção das trincas é diferente. Hastes aderidas produzem trincas no manto dirigidas radialmente enquanto o deslizamento gera trincas orientadas longitudinalmente. Segundo Stolk et al. (Stolk 2002), sob a postura de flexão a deformação principal máxima no lado lateral é dirigida axialmente, enquanto deformações principais mínimas são na direção circunferencial. O oposto ocorre no lado medial tanto na superfície do osso quanto no cimento. A simulação sob o ambiente mecânico de adesão nas interfaces indica deformações axiais negativas na parte medial do manto. Sob carregamento de torção as máximas e mínimas deformações principais são direcionadas a, aproximadamente, 45° em relação ao eixo do fêmur.

Procedimentos para medição de deslocamentos

Devido à combinação dos esforços aplicados o deslocamento de uma haste implantada pode ocorrer nos seis graus de liberdade que são a translação e a rotação em relação aos três eixos cartesianos (Figura 2.3) apesar de que reconhecidamente os movimentos axiais e a rotação em torno do eixo principal da haste são os de maior incidência. Movimentações excessivas são consideradas indícios de perda da estabilidade. Existem alguns métodos propostos na literatura para medições, cujos objetivos são avaliar movimentações permanentes e cíclicas da haste em relação ao osso baseando os resultados nas observações clínicas.

Segundo Lennon et al. (Lennon 2003), o movimento cíclico pode ser uma medida da extensão de acúmulo de dano em uma reconstrução cimentada e poderia ser usada em testes

pré-clínicos. Segundo Dujardin et al. (Dujardin 1996), a medição direta de micromovimentos na interface entre o implante e o osso é essencial durante o desenvolvimento experimental de uma haste femoral porque esse parâmetro condiciona o crescimento ósseo em próteses não cimentadas e conseqüentemente resultados clínicos de ausência de dor. No entanto, os valores ótimos de micro-movimento são desconhecidos. Valores obtidos de testes em hastes cimentadas são a única referência e sua estabilidade inicial parece ser apenas um dos fatores de sucesso clínico. Com a medição simples de micromovimento vertical não é possível diferenciar próteses, mesmo se elas têm um comportamento diferente.

Uma maneira interessante de avaliar o desempenho de hastes *in vitro* é pela aplicação de transdutores de deslocamento lineares distribuídos em vários níveis e posicionados por furos prévios no osso (Bachus 1999, Claes 2000, Ebramzadeh 2004). Speirs et al. (Speirs 2000) utilizaram três diodos emissores de luz coletando deslocamento permanente e cíclico. Mediram o movimento relativo entre a haste e o osso, consistindo na soma da movimentação nas interfaces e deformações do sistema. O inconveniente dessa técnica é a invasão no conjunto, o que pode alterar a distribuição de tensões e danificar as interfaces.

Alguns autores (Chareancholvanich 2002, Maher 2002) testaram modelos através de um dispositivo em que seis transdutores de deslocamento linear, dispostos sobre três esferas aderidas a um sustentador cruciforme, permitem a medição relativa entre a haste e o osso por um único furo no fêmur. Embora a migração permanente seja um bom indicador de falha para hastes projetadas para ficarem coladas com o cimento, os pesquisadores acreditam que a mudança no deslocamento cíclico pode ser mais aplicada para avaliar o potencial tanto de projetos que objetivam manter a adesão entre o cimento e a prótese quanto dos que facilitam o deslizamento da haste em relação ao cimento.

Cristofolini et al. (Cristofolini 2003) mediram movimento cíclico e permanente na interface entre o cimento e a haste. Desenvolveram medidores com transdutores de deslocamento linear que foram fixados diretamente no cimento. Esse método permite maior precisão na medição do movimento relativo entre a haste e o osso em comparação aos anteriores que avaliam a movimentação global entre a haste e o osso.

3 Objetivos

O objetivo dessa pesquisa é comparar o desempenho de hastes femorais cimentadas polidas e sem colar, de diferentes ângulos de cunha. As hipóteses são que maiores deslocamentos da haste e maior nível de deformações impostas ao manto indicam maior probabilidade de revisão prematura. Além disso, a relação entre o nível de deformação do fêmur antes e depois da implantação das hastes indica o potencial para o remodelamento. Essa pesquisa também busca avaliar a contribuição das deformações residuais de polimerização na mecânica da reconstrução.

4 Materiais e métodos

O estudo do comportamento mecânico de hastes femorais protéticas cimentadas foi realizado utilizando-se três diferentes modelos de simulações:

- a) O modelo físico, no qual as simplificações experimentais consistiram na substituição do fêmur proximal por um molde cilíndrico de alumínio em que foram cimentados modelos simulados de haste femoral cônica e polida com dois diferentes ângulos de conicidade (Figura 4.1a);
- b) O modelo numérico, no qual foi criada uma malha quadrática híbrida de elementos finitos para representar os perfis axi-simétricos do modelo físico e assim avaliar os mecanismos básicos de transferência de tensões e isolar o efeito da conicidade, bem como avaliar a retração devido à polimerização do cimento (Figura 4.1b);
- c) O modelo anatômico, no qual foram utilizados análogos sintéticos do fêmur (fêmures compósitos) e, após a introdução do cimento ósseo, foram implantados três diferentes modelos de hastes femorais afiladas e polidas, comercialmente disponíveis para utilização médica (Figura 4.1c). Os detalhes referentes ao tipo e dimensões de cada uma das três hastes serão descritos posteriormente.

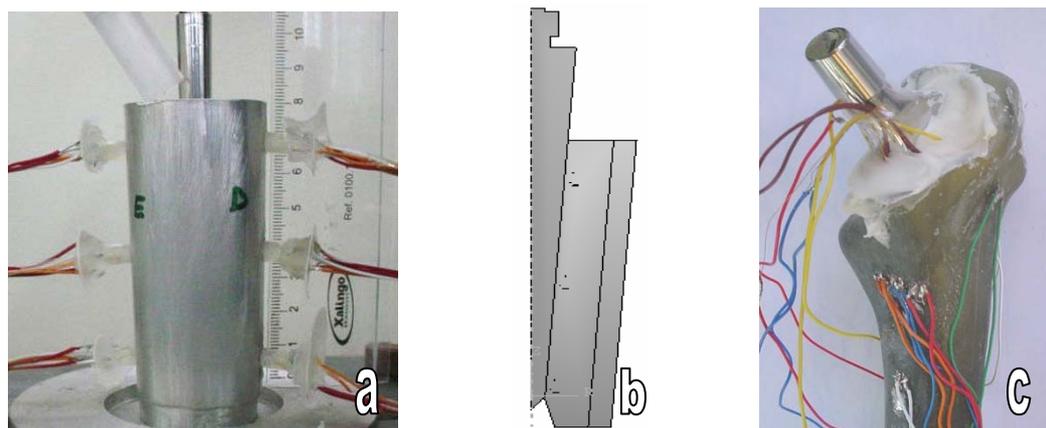


Figura 4.1 – Três diferentes modelos de simulação para avaliação do comportamento mecânico de hastes femorais cimentadas: a) modelo físico; b) modelo numérico e c) modelo anatômico.

4.1 Modelos físicos

Construção dos modelos físicos

Os modelos físicos foram confeccionados a partir de hastes metálicas de duas diferentes conicidades envolvidas por um manto de cimento acrílico e estes, por sua vez, envolvidos por um molde externo de alumínio. A espessura do manto de cimento foi de 10mm, a altura foi de 80mm e a extremidade inferior da haste foi mantida livre. A espessura do manto foi escolhida para possibilitar a aplicação de sensores de deformação radiais. A única variável analisada foi a conicidade. O método de construção dos protótipos permitiu a leitura de deformações em 18 posições do manto, sob carregamento axial da haste, conforme descreveremos a seguir.

Foram obtidas por usinagem duas hastes a partir de um tarugo de aço inoxidável (ASTM F138), ambas com 100mm de comprimento e 6mm de diâmetro da extremidade distal, uma delas com conicidade de $1^{\circ}15'$ graus (Figura 4.2a) e a outra com conicidade de 4 graus (Figura 4.2b). Ambas foram polidas com pasta de diamante de $4\mu\text{m}$.

Foram usinados, a partir de um tarugo de liga de alumínio comercialmente puro, moldes de alumínio em forma de troncos de cone com 80mm de altura e 5 mm de espessura de parede. O diâmetro superior e inferior bem como a conicidade foram selecionados a fim de

garantir a uniformidade da espessura do manto. No molde de alumínio foram feitos 6 furos de 6,1mm de diâmetro, sendo 3 de um lado (denominado lado E) e 3 em situação diametralmente oposta (denominado lado D), a distâncias de 10, 40 e 70 mm da base do molde, denominados, respectivamente, orifício distal (D), médio (M) e proximal (P). Tais orifícios permitiram a inserção de dispositivos de captação das deformações junto à haste simulada.



Figura 4.2 – Modelos simulados de hastes femorais cimentadas: a) ângulo de conicidade de $1^{\circ}15'$ e b) de 4° de conicidade.

Para a construção dos dispositivos de captação das deformações foram utilizadas 24 barras de PMMA (6 para cada amostra), com seção quadrada de 3,5mm e 20mm de comprimento, obtidas por moldagem em silicone e vazadas com resina de cura a frio do polimetacrilato de metila (PMMA) preparada através da mistura do pó (resina acrílica Ortocril) e do líquido (Monômero: Clássico, Tipo Jet, autopolimerização), por cerca de 2 minutos e então aplicada, ainda líquida, à temperatura ambiente. A proporção utilizada foi de 1g de pó para 1ml de monômero. Sensores elétricos de deformação uniaxiais com grade de 0,2mm (Kyowa KFG02120C111) foram colados sobre os planos em uma das extremidades das barras nas três direções ortogonais. Tais sensores foram dispostos de modo a captar deformações nas direções axiais, radiais e circunferenciais dos mantos acrílicos (Figura 4.3), e então colados interpondo-se gotas de cimento em fase líquida sobre a barra (Figura 4.4a). Aos terminais dos sensores foram soldados fios com diâmetro de 1mm e comprimento em torno de 500mm o que possibilitou a ligação em placas de aquisição de dados. Após a extensão dos terminais, os dispositivos foram inseridos em outro molde de silicone para receber uma nova camada de cimento tornando-os cilíndricos de 6mm de diâmetro. Depois da polimerização a

face dos dispositivos a contactar com as hastes foi lixada na tentativa de se obter a distância de 1mm entre a face do sensor axial e a haste (Figura 4.4b).

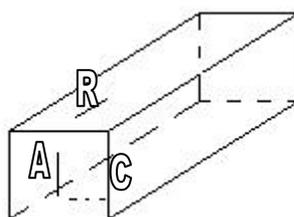


Figura 4.3 – Disposição dos sensores nas três direções ortogonais de medição: (A) axial, (C) circunferencial e (R) radial.

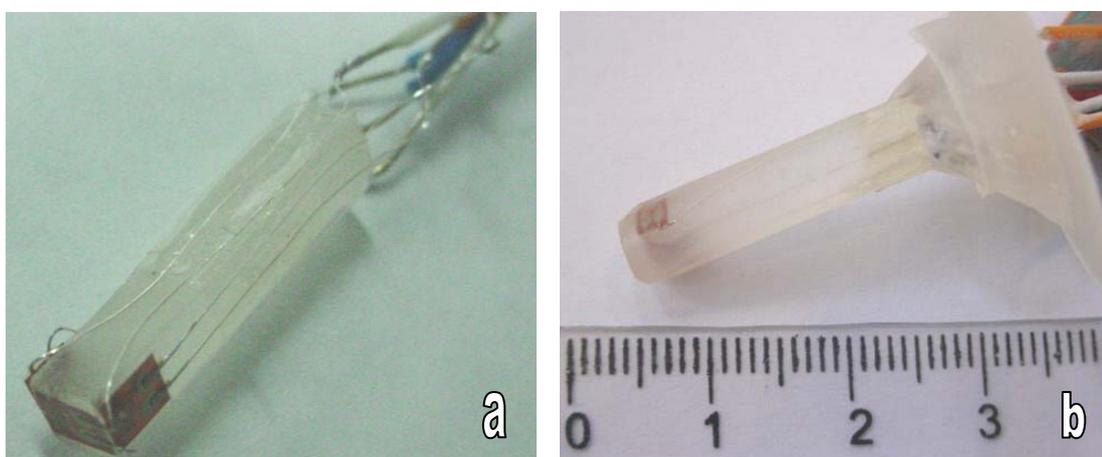


Figura 4.4 – Etapas da fabricação dos dispositivos de medição de deformações: a) sensores uniaxiais aderidos em planos ortogonais à barra com aresta de 3,5mm; b) dispositivo pronto para a aplicação, após a segunda etapa de polimerização.

Os dispositivos foram posicionados através dos orifícios no molde de alumínio e encostados à haste. Os sensores axiais foram dispostos na posição vertical com auxílio de um esquadro e a haste foi mantida fixa em posição vertical por um mandril. Só então os dispositivos foram colados ao molde de alumínio com cola a base de cianoacilato (Loctite 496). Para cada amostra utilizaram-se seis dispositivos e, portanto, 18 sensores foram aplicados. A Figura 4.5 apresenta uma amostra do modelo físico com os dispositivos posicionados e prontos para cimentação.

A cimentação foi feita pelo preenchimento do molde de alumínio com a mesma resina de cura a frio do polimetacrilato de metila (PMMA) já descrita, porém, na proporção de 2g de pó para 1ml de monômero resultando, assim, em um manto de 10 mm de espessura e 80 mm de altura.

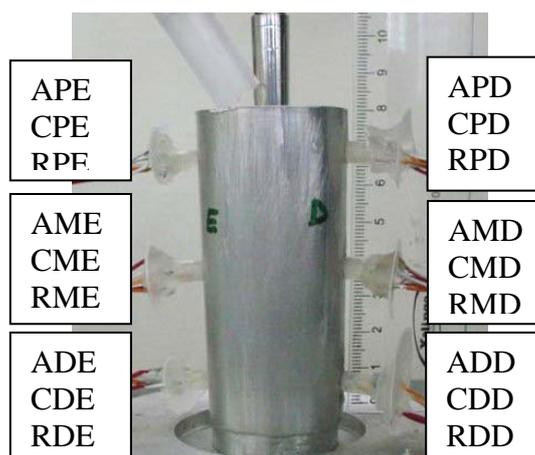


Figura 4.5 – Protótipo de conicidade 1°15' em fase de cimentação. A haste é posicionada e depois o cimento é vazado. As legendas indicam os sensores axiais (A), circunferenciais (C) e radiais (R) no nível superior (S), intermediário (M) e inferior (D) e diametralmente opostos, ou seja, na esquerda (E) e direita(D).

Acompanhamento das deformações residuais

As deformações residuais foram acompanhadas mediante a ligação dos sensores a sistemas de aquisição de dados (HBM MGC Plus, HBM Spider8) e gerenciadas através do programa HBM Catman 4.0. Estabeleceram-se duas etapas de aquisição: a primeira, com frequência mínima de 1Hz com o objetivo de observar as variações de deformação durante os momentos iniciais da polimerização, e a segunda, com taxa de aquisição em intervalos não padronizados de modo a verificar a possível estabilização dos valores de deformações.

A Tabela 4.1 apresenta algumas características das amostras dos modelos físicos. O acompanhamento da polimerização foi de 30 dias e 90 horas, respectivamente, para as amostras 1 e 2, enquanto que as amostras 3 e 4 foram acompanhadas por 15 horas e testadas após três dias. Para a amostra 2 as medições foram feitas em temperatura controlada de 25⁰C.

Ensaio mecânicos

Após a polimerização, as amostras foram submetidas ao carregamento em máquina de teste servo-hidráulica MTS 810 (MTS Corporation, Eden Prairie, MN).

Foram aplicados blocos de cargas estáticas do tipo rampa de 572N, 1000N, 2300N, 3000N e 5000N com, no máximo, três repetições para cada nível de carga. As taxas de carregamento foram determinadas de acordo com a carga máxima (valor máximo/minuto),

que foi mantida durante um minuto e seguida por alívio durante o mesmo período. As deformações foram adquiridas a uma frequência de 1Hz.

O carregamento cíclico em onda senoidal de 700 a 7000N foi aplicado a uma frequência de 1Hz até 300 mil ciclos e 7Hz até cerca de 1 milhão de ciclos para as amostras 1, 2 e 3. A amostra 4 foi submetida a 7Hz ao longo de todo o teste (Tabela 4.1). Os deslocamentos permanentes e cíclicos foram acompanhados em pelo menos uma amostra de cada conicidade. A Figura 4.6 apresenta uma amostra durante o ensaio. Os deslocamentos da haste em relação à base do sistema foram medidos em milímetros diretamente pelo sensor da máquina de teste. As deformações foram medidas em $\mu\text{m}/\text{m}$ e em frequências suficientes para a detecção dos limites mínimo e máximo das curvas.

Tabela 4.1 – Características gerais das amostras dos modelos físicos:

amostra	Conicidade ($^{\circ}$)	Tempo de polimerização	Frequências em fadiga (Hz)
1	1 ^o 15'	30 dias	1 e 7
2	1 ^o 15'	90 horas	1 e 7
3	4	15 horas	1 e 7
4	4	15 horas	7



Figura 4.6 – Amostra com haste de conicidade de 4 graus durante o ensaio. A fotografia mostra os dois conjuntos de três dispositivos de medição das deformações diametralmente opostos nos três níveis.

4.2 Modelos numéricos

Após o término dos ensaios mecânicos, as amostras foram desmontadas, removendo-se as hastes, as extremidades externas dos dispositivos de medição e os moldes de alumínio. O

manto de cimento foi então submetido a cortes e polimento de seções transversais com o objetivo de localizar o posicionamento dos sensores, o que foi conseguido pela medida da distância até a interface com a haste e até a base do manto. A localização dos sensores foi reproduzida nas simulações numéricas.

As posições dos sensores foram determinadas com auxílio de fotografias obtidas em lupa e impressas com ampliações de 20x e medidas com paquímetro de resolução 0,1mm. A amostra 4 não foi submetida à mensuração, uma vez que as medidas obtidas nas três outras amostras foram suficientes para caracterizar um baixo desvio padrão.

A distância do centro dos sensores axiais até a base do manto foi adotada como referência para estimar a posição vertical dos demais sensores. A distância do centro do sensor circunferencial até a interface entre o manto de cimento e a haste foi adotada como referência para estimar a posição dos sensores axiais.

A Figura 4.7 mostra a microfotografia de um sensor radial utilizado para obter a distância até a interface com a haste. A Figura 4.8 mostra as cotas de referência dos sensores com base na seção quadrada das barras originais. A Tabela 4.2 mostra as medidas das distâncias para os sensores axiais. A Tabela 4.3 mostra as medidas das distâncias para os sensores circunferenciais e radiais.

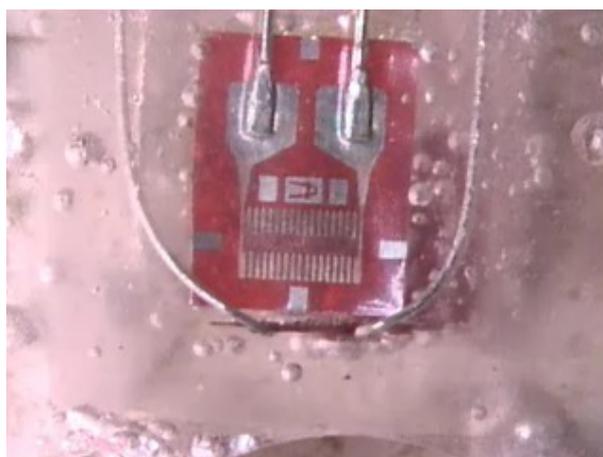


Figura 4.7 – Fotografia obtida em microscópio estereoscópico de uma seção transversal do manto mostrando um sensor radial levemente inclinado em relação ao eixo radial. A medição foi feita pela determinação da distância do centro da grade até a interface com a haste (parte inferior da imagem). O comprimento do sensor é de 3,3mm.

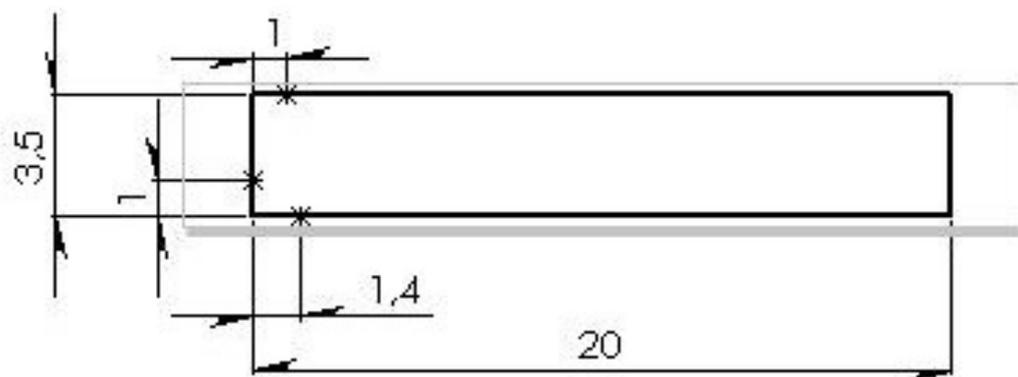


Figura 4.8 – Dimensões de referência do centro das grades de medição até as arestas das barras. Os sensores axiais ficam a 1mm da base, os circunferenciais a 1,4mm da face e os radiais a 1mm da face.

Tabela 4.2 – Distâncias em milímetros do centro da grade de medição dos sensores axiais até a base do cimento:

Piloto	ADD	ADE	AMD	AME	APD	APE
1	10,2	8,9	38,8	38,4	69,4	66,4
2	10,5	9,2	39,1	37,9	68,2	68,2
3	10	11,2	39,5	39,6	68,2	69,6
Média	10,2	9,8	39,1	38,6	68,6	68,1
DP	0,3	1,3	0,4	0,9	0,7	1,6

Tabela 4.3 – Distância em milímetros do centro da grade de medição dos sensores circunferenciais e radiais até a interface:

Piloto	CDD	CDE	CMD	CME	CPD	CPE	RDD	RDE	RMD	RME	RPD	RPE
1	2,4	2,8	3,0	1,9	2,2	2,3	2,5	2,2	2,0	1,5	1,7	1,6
2	2,6	2,4	2,3	2,6	2,3	2,3	2,4	2,4	2,2	1,9	1,8	2,1
3	2,3	2,9	2,4	2,4	2,6	2,2	1,6	2,5	2,1	2,1	1,8	1,8
Média	2,4	2,7	2,6	2,3	2,4	2,3	2,2	2,4	2,1	1,8	1,8	1,8
DP	0,2	0,3	0,4	0,4	0,2	0,1	0,5	0,2	0,1	0,3	0,1	0,3

A simulação por elementos finitos foi feita no programa ABAQUS (Abaqus 6.5, Hibbit, Karlsson e Sorensen, Inc., Pawtucket, RI) mediante o desenho do perfil axi-simétrico dos dois cones ($1^{\circ}15'$ e 4°). Tais modelos são comumente usados (Estok 2000, Mandell 2004) e particularmente úteis para estudar os mecanismos básicos de transferência de tensão comuns a vários projetos e para isolar o efeito de variações em um projeto de única variável – em nosso caso, a conicidade.

Foram analisadas, para cada modelo, diferentes condições de ambiente mecânico na interface entre a haste e o cimento: condição de aderência superficial, condição de

deslizamento sem fricção e condições de atrito coulombiano de diferentes magnitudes (0,25 até 0,9). A interface entre o alumínio e o cimento foi considerada em condição de aderência para todas as amostras simuladas.

As propriedades dos três componentes que constituem o modelo (haste, manto e molde de alumínio) estão descritas na Tabela 4.4. Utilizou-se, para estas, valores descritos na literatura (Estok 2000, Hedia 1996, Huiskes 1989, Mandell 2004, Norman 2001, Shigley 1996, Stolk 2001, Yoon 1989). Somente o módulo de elasticidade do cimento foi obtido através de ensaios prévios de flexão realizados em nosso laboratório.

Tabela 4.4 – Material, módulo de elasticidade em GigaPascal (GPa) e coeficiente de Poisson dos três componentes do modelo:

Componente	Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Haste	Aço inoxidável	200	0,33
Cimento	PMMA	2,8	0,33
Molde	Alumínio	70	0,33

A carga simulada foi definida segundo a força utilizada no ensaio mecânico em direção axial e uniformemente distribuída na face superior da haste. A restrição foi de um grau de liberdade na mesma direção da carga e distribuída uniformemente na face inferior do manto de cimento assim como na face inferior do molde de alumínio.

Utilizou-se uma malha quadrática híbrida com elementos do tipo CAX8H, de dimensão de 2mm para as partes metálicas e 0,2mm para o cimento. Sendo assim, o molde de alumínio foi modelado com 120 elementos para ambos os cones; a haste com 139 elementos no modelo de conicidade de $1^{\circ}15'$ e 202 elementos no modelo de conicidade de 4° . O cimento foi modelado com 24.337 e 24.568 elementos respectivamente, para as geometrias com conicidade de $1^{\circ}15'$ e 4° . No total, foram aplicados 74.974 e 75.856 nós, respectivamente para os modelos com conicidade de $1^{\circ}15'$ e 4° . A malha do cimento foi automaticamente ajustada nas regiões correspondentes aos sensores. Dessa forma, atingimos a convergência comparada com uma malha de 0,2mm para todos elementos. A Tabela 4.5 apresenta as dimensões das malhas testadas. A Figura 4.9 apresenta uma análise de convergência para as diversas malhas obtida das deformações registradas por um sensor representativo (posição ADD da amostra 2).

A Figura 4.10 mostra os perfis simulados para ambos os cones. Foram desenhadas partições no cimento baseadas nas posições medidas (Tabela 4.2 e Tabela 4.3) e nas dimensões da grade de medição dos sensores. A comparação entre as deformações dos ensaios mecânicos e as simuladas foi realizada com base nas deformações dessas partições.

Tabela 4.5 – Dimensões em milímetros dos elementos das malhas testadas:

	Cimento (mm)	Haste (mm)	Alumínio (mm)
Malha1	1	1	1
Malha2	2	2	2
Malha 0,2	0,2	0,2	0,2
Malha2-0,2	0,2	2	2

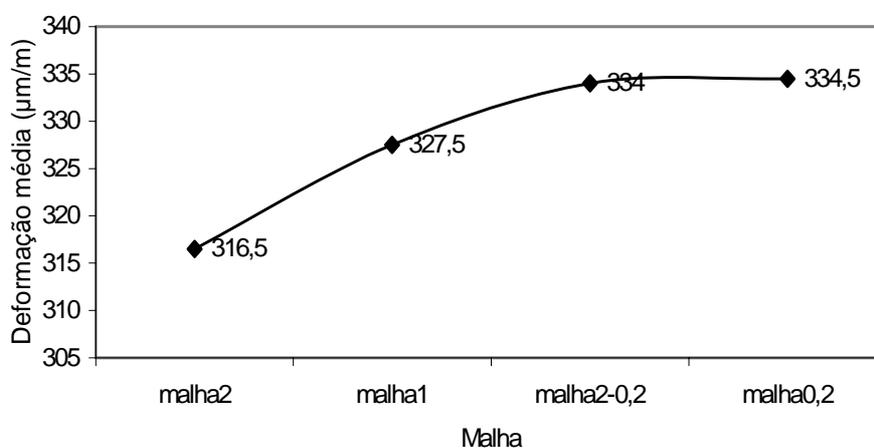


Figura 4.9 – Convergência atingida com a malha refinada apenas no cimento, se comparada a uma malha com todas as partes refinadas. Análise de um sensor representativo da amostra 2 (posição ADD).

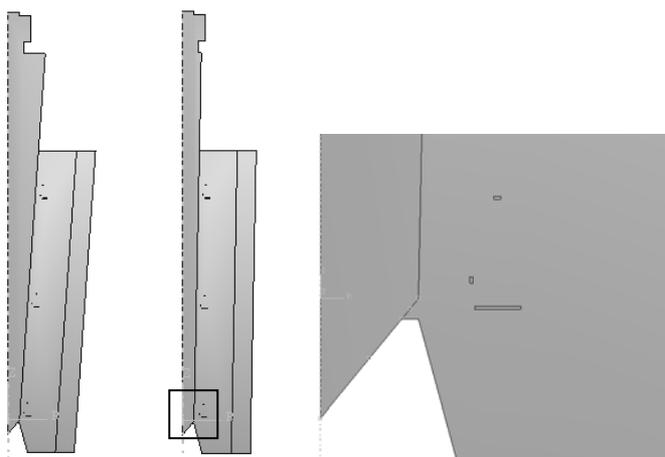


Figura 4.10 – Perfis axi-simétricos das amostras. As partições no cimento, utilizadas para comparação de deformações, são observadas no detalhe do nível inferior. A extremidade é livre com uma pequena massa de cimento restringindo o chanfro da ponta da haste, de acordo com os protótipos reais. Os orifícios no molde de alumínio foram desconsiderados.

A simulação da retração foi realizada após simplificações no desenho do perfil axi-simétrico original. Foi extraído o molde de alumínio e o sistema foi cortado na altura do chanfro da base resultando em 133 elementos e 518 nós para a haste e 21.887 elementos e 66.476 nós para o manto. Foi aplicada uma pressão uniformemente distribuída na face superior e lateral do cimento. A restrição foi de um grau de liberdade na mesma direção da carga, distribuída uniformemente na face inferior da camada de cimento e da haste (Figura 4.12). A interface foi modelada em duas condições de ambiente mecânico: adesão e sem fricção.

Considerando as direções selecionadas como principais, a partir das leis constitutivas no regime linear elástico (equação 1), podemos obter tensões equivalentes por von Mises (equação 2) em cada um dos três níveis do manto acrílico.

$$\varepsilon_i = \frac{1}{E} [\sigma_i - \nu(\sigma_j + \sigma_k)] \quad \text{Equação 1}$$

$$\sigma_{eq} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_i - \sigma_j)^2 + (\sigma_i - \sigma_k)^2 + (\sigma_j - \sigma_k)^2} \quad \text{Equação 2}$$

Para obter o valor da pressão externa a ser aplicada, o modelo foi tratado de forma similar a um cilindro de parede espessa sob pressão externa e interna (Figura 4.11).

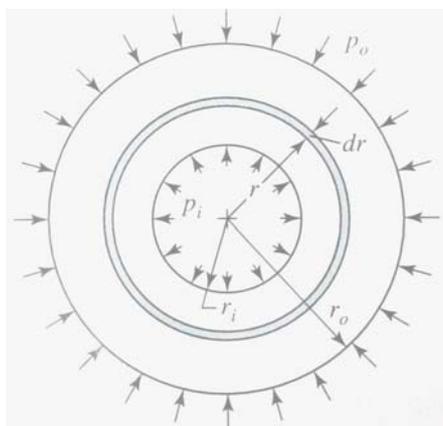


Figura 4.11 – Cilindro submetido a pressões externa e interna.

A tensão radial σ_r é inversamente proporcional ao quadrado do raio conforme a equação 3 (Shigley 2001) e considerando o equilíbrio das forças radiais atuando no cilindro sob pressão externa p_0 e pressão interna p_i devido à reação da haste, a relação entre ambas será dada pela equação 4.

$$\sigma_r = \frac{p_i r_i^2 - p_0 r_0^2 + r_i^2 r_0^2 (p_0 - p_i) / r^2}{r_0^2 - r_i^2} \quad (3)$$

$$p_i = p_0 \frac{r_0}{r_i} \quad (4)$$

Substituindo a relação (4) em (3) as tensões tornam-se dependentes da pressão externa p_0 , da geometria e da variação radial. Segundo as relações constitutivas no regime linear elástico, a tensão radial está relacionada com as deformações nas direções principais ε_i , com o módulo de elasticidade E e com o coeficiente de Poisson ν segundo a equação (5):

$$\sigma_r = \frac{E\varepsilon_r(1-\nu) + \nu E(\varepsilon_c + \varepsilon_a)}{1-\nu-2\nu^2} \quad (5)$$

Então, para obter a pressão externa p_0 é necessário conhecer o estado de deformações em um ponto qualquer da parede.

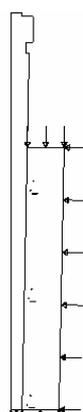


Figura 4.12 – Perfil axi-simétrico para a simulação da retração através da pressão externa uniformemente distribuída.

4.3 Modelos anatômicos

Foram utilizados 12 fêmures sintéticos esquerdos (Figura 4.13) de tamanho grande 3306 (Pacific Research Labs., Vashon Island, WA, USA). Neles, foram implantados três diferentes modelos de hastes femorais cimentadas polidas, afilada e sem colar, constituindo-se assim três grupos experimentais de quatro amostras por grupo, os quais foram identificados como A, B e C e cujos respectivos desenhos com as cotas pertinentes à pesquisa encontram-se no anexo I. A Figura 4.14 mostra a forma das próteses no plano frontal. A Figura 4.15 mostra

as formas em perspectiva. Foram utilizados os tamanhos protéticos compatíveis com o osso, mediante a prévia superposição de transparências radiográficas (*templates*).



Figura 4.13 – Seis fêmures sintéticos intactos.

No grupo A foram utilizados implantes femorais com corpo de seção transversal trapezoidal, constituindo-se um leve encunhamento de $0^{\circ}18'$ das faces anterior e posterior e afilado no plano frontal, seguindo para uma haste com seção transversal circular e conicidade de $1^{\circ}15'$. Medialmente a transição entre o corpo e a haste se faz com um raio de 120mm. Os implantes A têm distância entre o centro da cabeça e o eixo principal de 40mm e ângulo entre eixos de 45 graus. O comprimento é de 140,4mm desde a extremidade do dorso até a ponta da haste.

No grupo B foram utilizados implantes femorais com corpo de seção transversal retangular, afilamentos de $4^{\circ}30'$ e 1° respectivamente, nos aspectos medial e lateral vistos no plano frontal e $3^{\circ}12'$ de inclinação entre a face anterior e posterior, observado no plano lateral. Os implantes têm distância entre o centro da cabeça e o eixo principal de 37,5mm e ângulo de 50 graus entre eixos. Medialmente a transição entre o corpo e a haste se dá por um raio de 40mm. O comprimento é de 149mm desde a extremidade do dorso até a ponta da haste.

No grupo C foram utilizados implantes femorais com afilamento de 3° nos aspectos medial e lateral, vistos no plano frontal e $3^{\circ}30'$ de afilamento nos aspectos anterior e posterior, vistos no plano lateral. Os implantes têm ainda seção transversal trapezoidal do corpo, o que constitui um terceiro afilamento de $3^{\circ}53'$ partindo da lateral em direção a parte medial. Os implantes C têm distância entre o centro da cabeça e o eixo principal de 40mm e ângulo entre eixos de 45 graus. Medialmente a transição entre o corpo e a haste se dá por um

raio de 60mm. O comprimento é de 140mm desde a extremidade do dorso até a ponta da haste.

Os implantes do grupo B não apresentam afilamento no plano transversal e por isso são chamados genericamente de “dupla cunha”. Os implantes do grupo A e C, por sua vez, são genericamente chamados de “tripla cunha” devido ao terceiro afilamento, apesar do grupo A ser principalmente caracterizado pela forma cônica da haste que auxilia na autocentragem.



Figura 4.14 – Três próteses no plano frontal. Da esquerda para a direita, modelo A com haste cônica, modelo B com dupla cunha e modelo C com tripla cunha. A prótese B tem menor raio na região de transição. Ampliação: 0,3X.



Figura 4.15 – De baixo para cima, modelos A, B e C. O modelo A tem haste cônica. Os modelos B e C apresentam afilamento no plano lateral. Ampliação: 0,5X.

Aplicação dos sensores de deformação à superfície dos fêmures

Previamente à implantação protética, os fêmures compósitos foram submetidos a radiografias nos planos frontal e sagital (Figura 4.16). A superfície dos fêmures intactos foi então preparada através de lixamento até granulação 400, desengraxe com álcool e colagem

de sensores de resistência elétrica uniaxiais (KYOWA KFG –2-120-C1-11) e triaxiais (KFG – 2-120-D16-11) cujo protocolo completo foi descrito por Cervieri (Cervieri 2006). Os sensores uniaxiais e uma das direções do sensor triaxial foram posicionados segundo o eixo do fêmur. O sensor triaxial foi posicionado a uma distância de 402mm da base dos côndilos na região do calcar para a medição em três direções distintas permitindo a determinação das deformações principais. A distribuição dos sensores uniaxiais foi a seguinte: um na região anterior a 430mm da base dos côndilos, outro na região posterior a 400mm da base, outro na região medial a 367mm da base e 2 mais na região lateral a 425 e 363mm da base dos côndilos. A Figura 4.17 mostra a região medial de um fêmur íntegro com dois sensores colados na sua superfície.

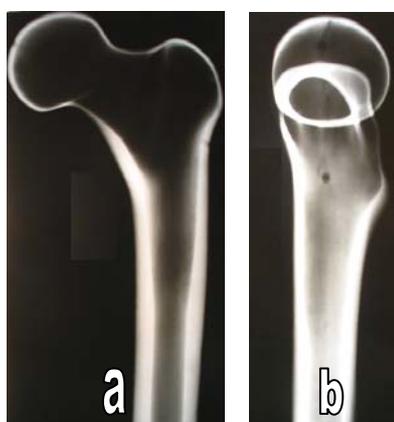


Figura 4.16 – Radiografias da parte proximal de um fêmur íntegro nos planos a) frontal e b) sagital.

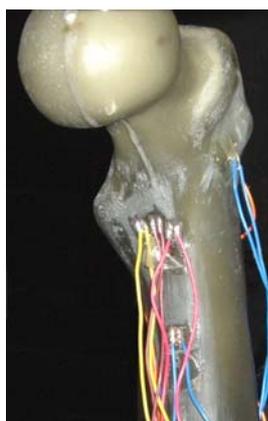


Figura 4.17 –Dois sensores aplicados na superfície medial e um sensor aplicado na superfície frontal de um fêmur íntegro.

Aplicação dos sensores de deformação às hastes

Antes da implantação, em cada haste foi aplicada uma camada de cimento ósseo (Simplex P, Stryker-Howmedica-Osteonics, Rutherford, NJ, USA) na região superior e

inferior respectivamente a 110 e 20mm da ponta do implante. A distância de 20mm foi definida para medir deformações próximas da ponta e permitir a aplicação do centralizador. A distância de 110mm foi definida para medir deformações no nível do calcar femoral. Essas camadas foram trabalhadas manualmente com lixa de granulação 400 de modo a apresentar 1mm de espessura e cerca de 10mm de comprimento. A espessura foi medida com paquímetro de resolução 0,1mm. Sobre as camadas de cimento foram aplicados sensores elétricos de deformação uniaxiais (Kyowa KFG02120C111-N15-C02) com grade de 0,2mm e terminais compridos, no aspecto lateral e no medial, totalizando quatro sensores para cada implante. A Figura 4.18 mostra a identificação utilizada para os quatro sensores. A Figura 4.19 mostra os sensores nas posições selecionadas, aderidos a uma cinta de cimento previamente polimerizado sobre a haste.

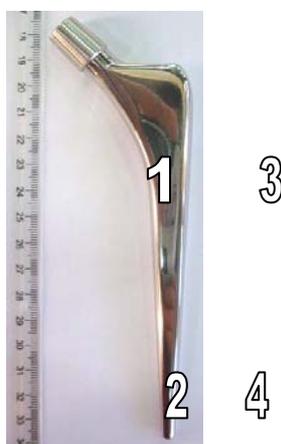


Figura 4.18 – Quatro locais de medição em uma prótese C. (1) calcar; (2 e 4) ponta inferior; (3) aspecto lateral superior.

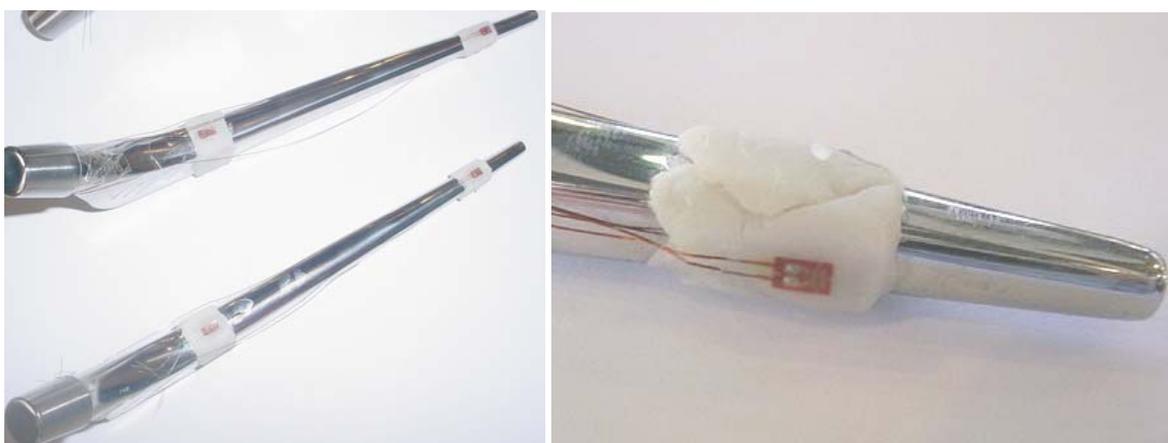


Figura 4.19 – Técnica de aplicação dos sensores a cintas de cimento previamente polimerizado a 20 e 110mm da ponta. Ampliações: 0,4X e 2,4X, respectivamente.

Substituição femoral protética

Após o carregamento estático os fêmures compósitos foram submetidos ao implante dos componentes femorais, sempre efetuados pelo mesmo cirurgião e de acordo com a técnica e instrumentos recomendados pelo fabricante (Figura 4.20) em um ambiente a 25⁰C de temperatura.

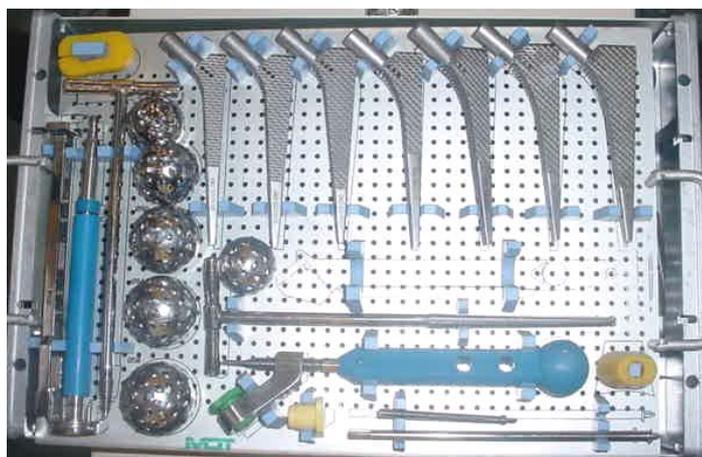


Figura 4.20 – Raspadores da prótese B.

O local da osteotomia foi no colo femoral por exclusão da cabeça e efetuado através de um guia de corte desenvolvido para este fim (Figura 4.21a). A preparação da cavidade medular obedeceu às mesmas técnicas especificadas para cada implante (Figura 4.21b e c). Essa cavidade foi então ocluída por um restritor de polietileno em sua porção distal a uma distância fixa de 20mm da respectiva extremidade da haste (Figura 4.21d). No processo de cimentação utilizaram-se dois pacotes de 40g de cimento ósseo (Simplex P, Styker-Howmedica-Osteonics, Rutherford, NJ, USA) na proporção indicada de 2g de pó para 1ml de componente líquido para cada implante. As porções do cimento foram misturadas manualmente por 2 minutos e então a mistura foi introduzida retrogradamente por uma seringa desenvolvida para este fim (Figura 4.22a). Após o preenchimento da cavidade, a massa de cimento foi pressurizada por um dispositivo de manivela preso a um insertor calibrado de modo a aplicar uma força constante de 1300N (Figura 4.22b).

Os implantes foram cuidadosamente introduzidos no interior das respectivas cavidades femorais sempre que uma amostra de cimento não mais aderisse às luvas do cirurgião (Figura 4.22c). Após a cura completa do cimento, foram introduzidos os componentes cefálicos modulares nos cones da extremidade superior de cada haste, acoplados através de duas a três batidas de martelo sobre um insertor específico.

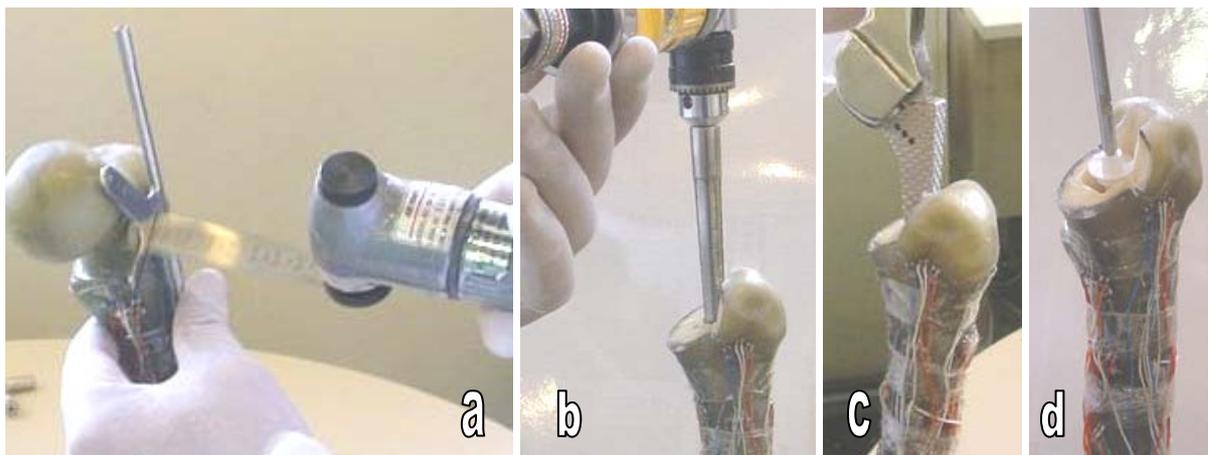


Figura 4.21 – A seqüência de eventos de preparação do canal: a) osteotomia; b) furação do canal; c) raspagem e d) aplicação do restritor.

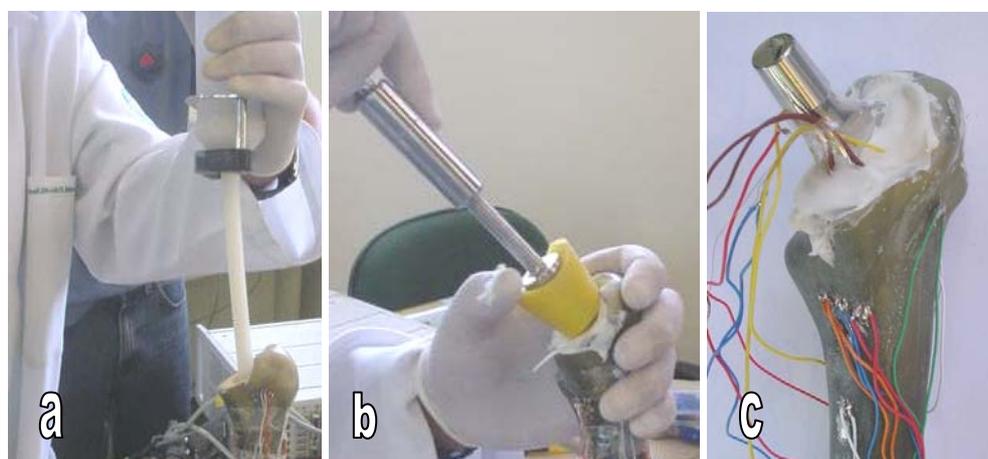


Figura 4.22 – Procedimento de cimentação: a) o cimento é inserido de forma retrógrada por seringa; b) pressurização do cimento com carga de 1300N; c) um modelo concluído após a inserção da haste.

Acompanhamento da polimerização

O acompanhamento das deformações residuais iniciou imediatamente após cada implante e seguiu ao longo de dez dias em duas etapas de aquisição. A primeira, com frequência mínima de 1Hz durante as primeiras horas da polimerização. A segunda, em intervalos para verificar a estabilização das deformações residuais.

Dispositivo de fixação para ensaios mecânicos

Os fêmures foram fixados em sua porção distal em um suporte elaborado para determinar uma postura de 9° de inclinação posterior e 10° de inclinação lateral. A Figura 4.23 mostra o dispositivo de sustentação dos fêmures. Visto que os fêmures têm um furo central, um pino de sustentação foi montado à base do dispositivo. Resina PMMA foi vazada até a imersão dos côndilos a uma altura de cerca de 50mm da base.



Figura 4.23 – Dispositivo de fixação da base dos fêmures.

Sensores de deslocamento

A montagem do aparato para medição dos movimentos de rotação e migração axial foi realizada através de placas de alumínio que foram aderidas à superfície dos trocânteres por parafusos e resina acrílica PMMA. Dessa forma, os movimentos medidos foram relativos à parte superior dos ossos. Dois extensômetros com resolução de 0,01mm foram utilizados para avaliar o deslocamento relativo do manto de cimento e da haste em função do osso. A Figura 4.24 mostra os extensômetros montados em uma amostra. Foram utilizados dois transdutores lineares de deslocamento com resolução de 0,02mm para medir a rotação das hastes em relação ao eixo principal. A Figura 4.25 mostra os transdutores montados à face frontal de uma haste. A rotação angular foi calculada através da relação trigonométrica entre os movimentos medidos e a distância de 14mm entre centros dos medidores. A resolução da medida angular foi, portanto, de 0,16 graus.

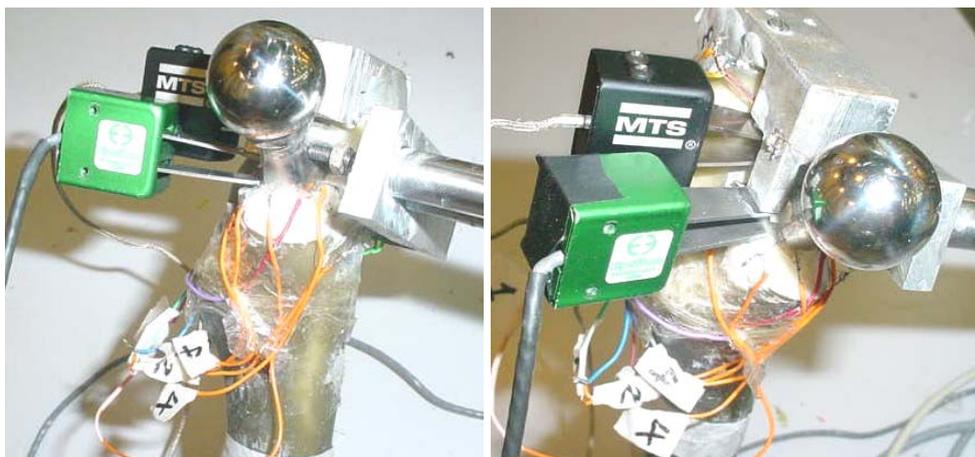


Figura 4.24 – Extensômetros para medir movimentos relativos da haste e do cimento em relação ao osso.



Figura 4.25 – Transdutores lineares utilizados para medir a rotação da haste.

Ensaio mecânicos

A Figura 4.26 mostra um modelo montado na máquina de teste. Os ensaios simularam a carga de 3,25 vezes o peso corporal sobre a cabeça da prótese que uma pessoa de 708 N executa em postura de apoio em uma perna. O procedimento foi baseado em normas (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS 2004) e exerce um esforço combinado de compressão axial, flexão e torção da haste. Foi fabricado um indentador para a aplicação da carga no componente cefálico, cuja curvatura foi reproduzida na posição de encaixe e o contato com o suporte plano da máquina foi feito através de três esferas a fim de permitir a translação do indentador sobre o plano.

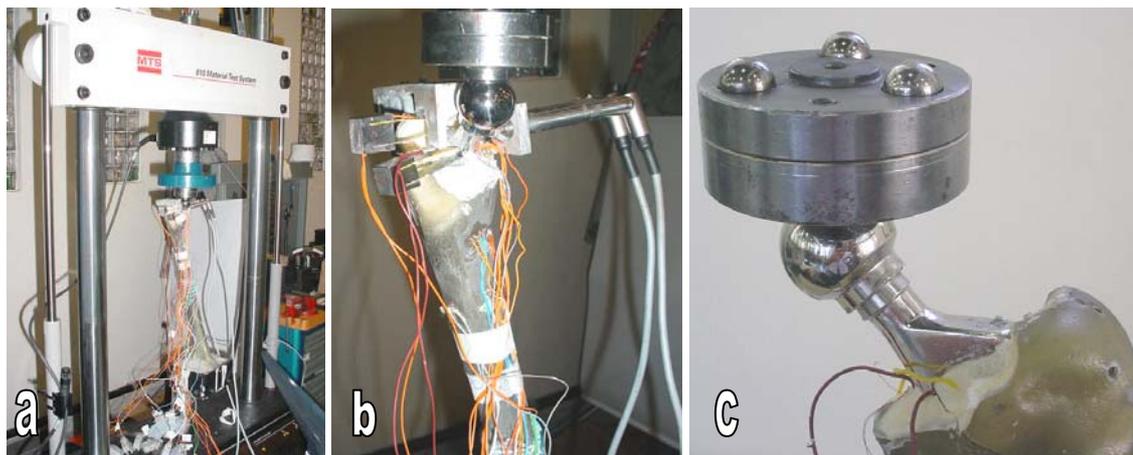


Figura 4.26 – Modelo anatômico em fase de teste. a) aparato montado na máquina, b) detalhe da posição de aplicação da carga na cabeça da prótese e dos sensores de medição, c) detalhe do indentador cujas esferas mantêm contato com o plano superior da máquina.

O carregamento estático foi realizado em quatro momentos diferentes ao longo dos ensaios: nos fêmures íntegros, após a implantação das hastes, após o carregamento cíclico e depois da reimplantação das hastes, como descreveremos a seguir. Foram realizadas 10 repetições de carga estática com taxa de aplicação de 2300N por minuto, manutenção do carregamento por 1 minuto e alívio em mais 1 minuto. As deformações e deslocamentos foram adquiridos a frequência de 1Hz.

O carregamento cíclico foi entre 230 e 2300N. Em quatro amostras foram aplicadas frequências de 1Hz até 300mil ciclos e 7Hz até um milhão de ciclos. As demais foram submetidas à frequência de 7Hz ao longo de todo o ensaio cíclico (Tabela 4.6). As medidas de deformações e deslocamentos foram adquiridas em intervalos e frequências de aquisição dependentes da frequência de ensaio, adequados para definir os valores máximos e mínimos das curvas.

Tabela 4.6 – Frequências dos testes cíclicos aplicadas nos modelos protéticos:

Amostra	A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4	C1	C2	C3	C4
Freq.(Hz)	1-7	7	7	7	1-7	1-7	7	7	-	1-7	7	7

Após a aplicação da carga cíclica, o procedimento de cargas estáticas foi novamente realizado para verificar alterações no comportamento das deformações.

Finalmente as hastes foram extraídas das cavidades através de puncionamento na base do pescoço e reimplantadas para a realização de uma última etapa de testes estáticos com

aquisição das deformações dos sensores que permaneceram operando. A Figura 4.27 mostra os modelos que foram testados com exceção de dois que romperam ao longo dos testes cíclicos.



Figura 4.27 – Conjunto de 10 modelos anatômicos ensaiados.

4.4 Acompanhamento radiográfico

As radiografias foram realizadas em três momentos: com o fêmur compósito íntegro, após o acompanhamento da polimerização do cimento e depois dos testes cíclicos. Foram realizadas radiografias em projeção frontal e lateral em todas situações.

Foram utilizados dois equipamentos diferentes (Polimix B e Polymat B, Siemens). A distância focal variou entre 1 e 1,2 m. A tensão variou entre 44 e 64 kV e a corrente variou entre 5 e 8 mAs. A resolução da técnica de radiografia é da ordem de 0,5mm.

As radiografias foram digitalizadas e as imagens serviram para medir a espessura média do manto acrílico nas zonas de Gruen, para avaliar o alinhamento das hastes, observar possíveis falhas na cimentação e para verificar o percentual de espaço preenchido pelas hastes nas cavidades intramedulares.

Para medir a espessura média do manto, as radiografias foram divididas nos três níveis – distal, medial e proximal – em ambas as projeções, tomando como base o comprimento da haste contido na cavidade intramedular. Cada nível foi definido por um terço desse comprimento. Em cada zona foram tomadas três medidas da espessura do manto.

Utilizou-se o mesmo procedimento de divisão dos níveis para medir o percentual de espaço da cavidade intramedular preenchido pelas hastes. Uma radiografia de cada grupo foi submetida a um tratamento de imagem no qual retirou-se a área equivalente ao fêmur cortical e mediu-se a relação entre a área equivalente à haste e ao restante da reconstrução, ou seja, o osso trabecular somado ao cimento e à zona interdigitada.

4.5 Análise Estatística

Foi aplicada análise de variância (ANOVA) entre as médias das medições dos grupos de amostras em todos os testes. Diferenças significativas foram consideradas com índice de significância $p=0,05$. Um número mínimo de três medições foi considerado suficiente. A comparação entre as deformações do manto de cimento bem como entre as deformações da superfície externa dos fêmures sintéticos sob cargas estáticas iniciais, após o carregamento cíclico e após a reimplantação das hastes foram realizadas através do confronto em regressão linear.

5 Resultados

5.1 Acompanhamento da polimerização

Modelos físicos

Durante a polimerização do cimento nos modelos físicos observou-se uma redução de volume identificada pela formação de uma concavidade na superfície livre do manto (Figura 5.1). Foram detectadas deformações máximas positivas, de até $4000\mu\text{m/m}$ ($11,2\text{MPa}$), entre 10 e 20 minutos após o preenchimento do molde de alumínio. O valor de tensão entre parênteses foi calculado a partir do módulo de elasticidade de 2800MPa , obtido em ensaios sob flexão. Os picos de deformação foram associados ao aumento da temperatura da massa de cimento devido à reação exotérmica do processo de polimerização, que pôde ser observado pelo tato em amostras de cimento manipuladas ao longo do processo já no estado sólido. Seguiu-se a este período uma queda progressiva na intensidade das deformações (Figura 5.2), com nítida tendência a estabilização dos valores a cerca de três horas após o início do processo de cimentação (Figura 5.3 e Figura 5.4). Essas deformações residuais apresentaram, para todas as curvas, valores entre $3751\mu\text{m/m}$ ($10,5\text{MPa}$) negativos e $2909\mu\text{m/m}$ ($8,1\text{MPa}$) positivos, com média de $560\mu\text{m/m}$ negativos e $1147\mu\text{m/m}$ de desvio padrão ($1,57\pm 3,21\text{MPa}$), conforme a Figura 5.5, que também permite a comparação do acompanhamento com as simulações da retração.

Os valores de deformação residual para cada sensor são apresentados na Tabela 5.1. Não há diferença significativa ($p=0,05$) entre as posições dos sensores nas amostras.

Os valores limite das deformações residuais não foram associados a alguma posição em especial. O sensor axial e radial nos níveis inferior e superior (ADD e RPD) foram representativos do intervalo de deformações residuais após a estabilização a cerca de três horas para a amostra 4 (Figura 5.3). Os sensores circunferenciais nos níveis superior e inferior (CDD e CPD) representaram o intervalo de deformações residuais após a estabilização a cerca de três horas para a amostra 3 (Figura 5.4). O acompanhamento por cerca de 90 horas da polimerização da amostra 2 está apresentado na Figura 5.6. O sensor circunferencial direito (CMD) representou o limite superior e o sensor axial esquerdo (AME) o limite inferior de deformações residuais, ambos no nível intermediário. O acompanhamento da cura a temperatura ambiente ao longo de um mês para a amostra 1 está apresentado na Figura 5.7. Neste caso o sensor AME representou o limite superior e o RPE o inferior de deformações residuais.

Observou-se em alguns sensores mudanças bruscas de deformação frequentemente associadas a estalos facilmente audíveis, que podem corresponder a trincas no interior da massa de cimento acrílico (Figura 5.3 e Figura 5.4). Observaram-se, também, variações nos valores e tempo de deformação máxima bem como no tempo de estabilização.

Utilizando os valores de deformação medidos e as equações (1) e (2), o valor de tensão equivalente foi de 3MPa, 1,8MPa e 0,2MPa, respectivamente, na parte superior, intermediária e inferior.

Simulação numérica da polimerização dos modelos físicos

Os valores de deformação residual medidos foram semelhantes aos simulados nas duas situações diferentes de ambiente mecânico na interface: sem fricção e adesão, embora haja uma certa diferença nas posições inferiores por causa da diferença da geometria simulada. Utilizando os valores de deformações ortogonais medidos no nível proximal obtivemos 6MPa de pressão externa.

A Figura 5.8a apresenta o resultado de tensões ao longo da espessura do manto na simulação numérica com pressão externa de 7 MPa e sem fricção. Essa pressão externa foi

diferente da calculada pois a equação (4) é apenas uma aproximação. Os valores do gradiente de tensão equivalente obtido por simulação foram compatíveis com os calculados através da equação 2, com cerca de 2,8 MPa na interface. A Figura 5.8b apresenta o resultado de tensões ao longo da espessura do manto na simulação com pressão de 6 MPa e superfícies aderidas. Nesse caso, houve uma elevação do nível de tensões no canto superior entre a haste e o cimento. Ambas condições resultaram em uma retração da ordem de 0,01mm e 0,06mm na direção radial e axial, respectivamente.



Figura 5.1 – Superfície livre côncava do manto devido a retração da polimerização.

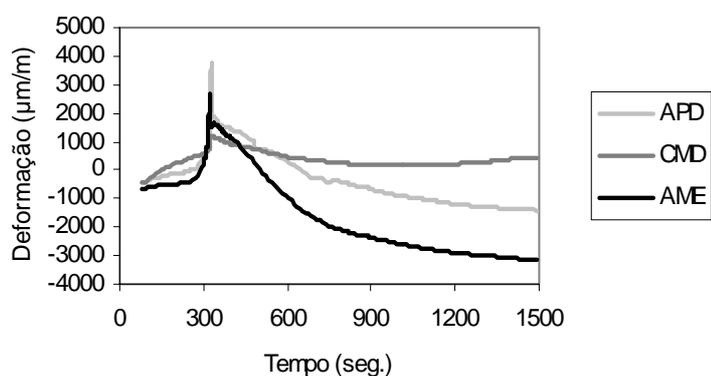


Figura 5.2 - Deformações de alguns sensores nos primeiros instantes de acompanhamento da polimerização da amostra 2 a temperatura controlada de 25^oC. (APD) axial superior direito; (CMD) circunferencial intermediário direito; (AME) axial intermediário esquerdo.

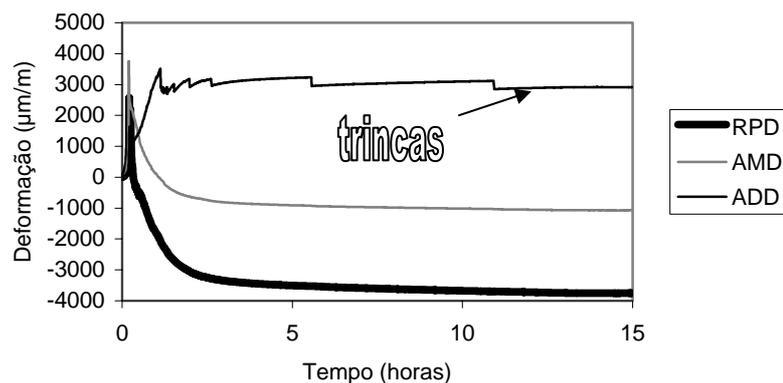


Figura 5.3 - Sensores representativos do intervalo de deformações residuais após estabilização a cerca de três horas para a amostra 4. Mudanças bruscas de deformação são associadas a estalos emanados do sistema sugerindo a formação de trincas. (RPD) radial proximal direito; (AMD) axial medial direito; (ADD) axial distal direito.

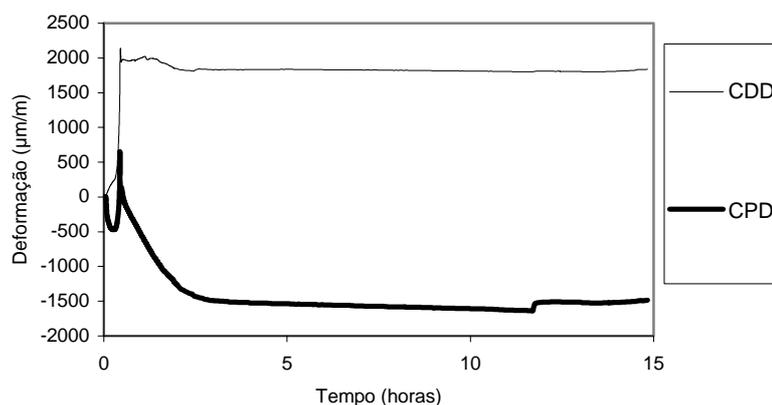


Figura 5.4 – Sensores representativos do intervalo de deformações residuais da amostra 3. Ocorreu estabilização a cerca de três horas depois do vazamento. (CDD) circunferencial distal direito; (CPD) circunferencial proximal direito.

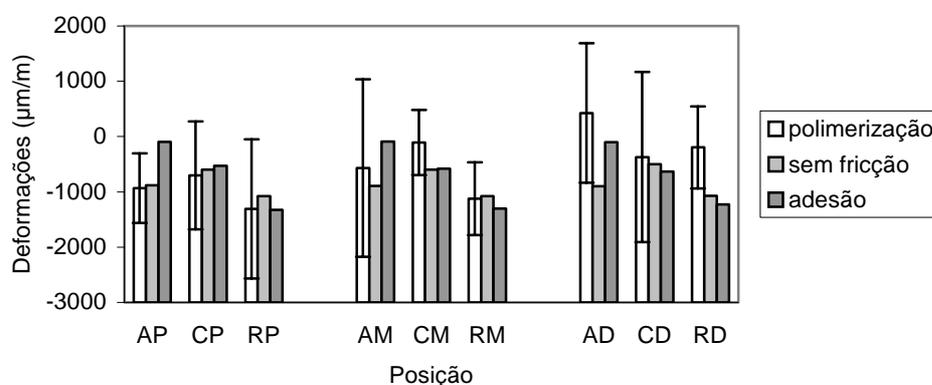


Figura 5.5 – Deformações residuais após a estabilização na polimerização comparadas com as simulações sob as condições de adesão na interface e em deslizamento sem fricção.

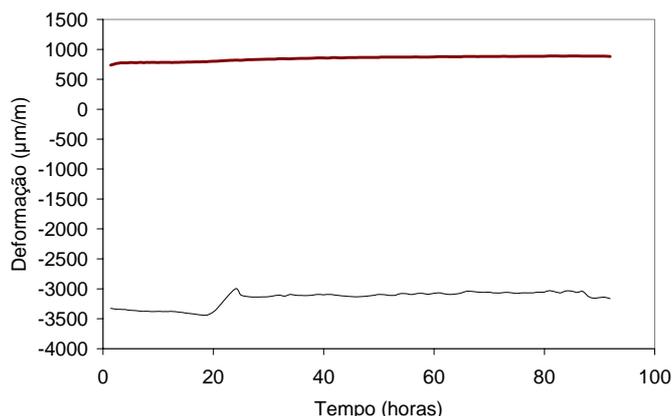


Figura 5.6 – Acompanhamento por cerca de 90 horas da amostra 2 com temperatura controlada de 25°C. O sensor CMD representa o limite superior e o sensor AME representa o limite inferior de deformações residuais. A variação de deformação a cerca de 20 horas foi devida a uma variação momentânea da temperatura.

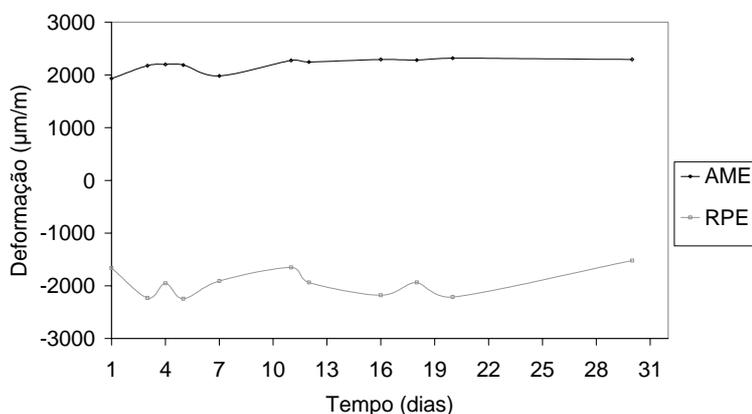


Figura 5.7 – Acompanhamento ao ambiente da cura da amostra 1 ao longo de um mês. Neste caso o sensor AME representa o limite superior e o RPE o inferior de deformações residuais. As variações são devidas à variação da temperatura ambiente.

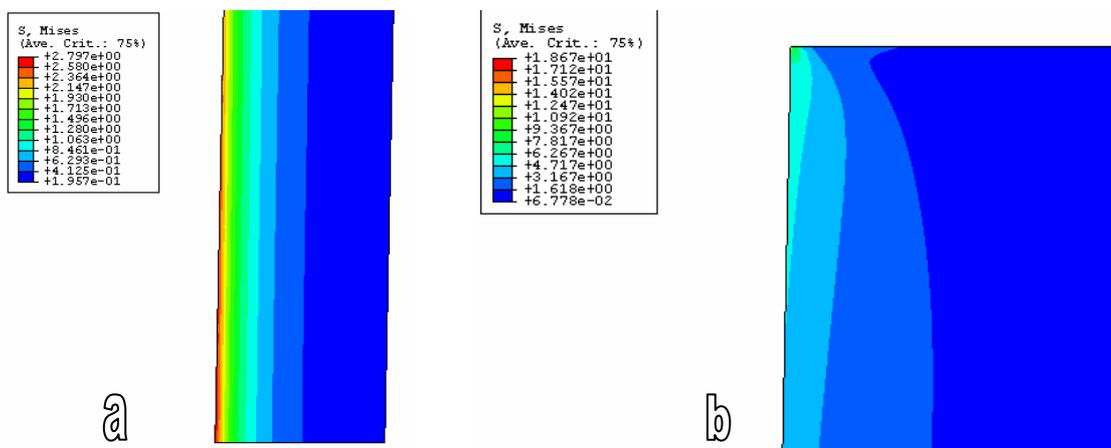


Figura 5.8 – Resultados do perfil axi-simétrico simulando a retração: a) pressão externa de 7MPa e sem fricção, b) pressão externa de 6MPa e com adesão. Nesse caso, a tensão equivalente aumenta na mudança de seção entre a haste e o cimento, como visto na extremidade superior esquerda da imagem.

Tabela 5.1 – Valores médios de deformação residual ($\mu\text{m}/\text{m}$) dos sensores de cada amostra:

Amostra	APD	RPD	CPD	AMD	RMD	CMD	ADD	RDD	CDD	APE	RPE	CPE	AME	RME	CME	ADE	RDE	CDE
1	-456	-1995	561	795	-1097	-505	18	-492	-72	-1069	-1659	-543	1931	-2060	125	1265	-1087	-1502
2	-1622	-1055	-2540	-1426	-985	782	-578	-756	-2856	-1913	-778	-104	-3374	-603	-217	-112	-467	268
3	-658	-413	-1592	-729	-373	-499	95	314	1819	-332	-1334	-33	-1043	-761	737	-621	-6	-946
4	-484	-3751	-886	-1069	-1976	-653	2909	1125	692	-1214	532	-484	356	-	-610	-	-	-

Modelos anatômicos

Os valores obtidos para as deformações dos modelos anatômicos, semelhante aos protótipos, mostraram um considerável aumento nos primeiros minutos, com picos positivos. Por outro lado, houve tendência à estabilização em valores positivos após cerca de três horas. A Figura 5.9 apresenta picos oriundos da polimerização e a estabilização posterior. Valores positivos de deformação residual foram devidos à expansão do cimento na direção axial.

A Figura 5.10 apresenta o acompanhamento das deformações residuais ao longo de dez dias. A Figura 5.11 apresenta as médias por posição dos sensores. Não houve diferença significativa entre sensores ($p=0,05$). A média de deformação residual foi $1100\mu\text{m}/\text{m}$ com $1004\mu\text{m}/\text{m}$ de desvio padrão. Há diferença significativa ($p=0,05$) entre as médias de deformação dos sensores axiais dos modelos anatômicos e dos modelos físicos que apresentaram $406\mu\text{m}/\text{m}$ negativos e $1307\mu\text{m}/\text{m}$ de desvio padrão. A falta de maior proteção dos terminais dos sensores fez com que alguns deles fossem perdidos durante a implantação, em especial nas posições 3 e 4. A Tabela 5.2 apresenta os valores de deformação residuais dos sensores que permaneceram operando.

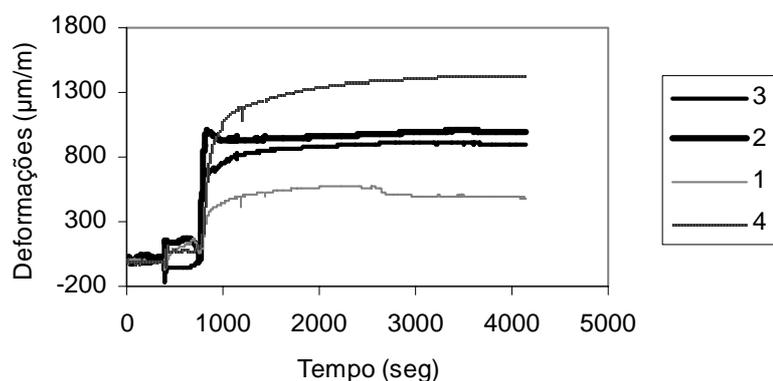


Figura 5.9 – Acompanhamento da variação de deformação residual do modelo anatômico C1. O sensor 2 apresentou pico por expansão exotérmica e subsequente retração estabilizando em um valor positivo de cerca de $1000\mu\text{m}/\text{m}$. Todos os demais apresentam expansão, estabilizando acima do pico exotérmico. A legenda indica as posições dos sensores: (1) medial a 110mm da ponta da haste; (2) medial a 20mm da ponta da haste; (3) lateal a 110mm da ponta da haste; (4) lateral a 20mm da ponta da haste.

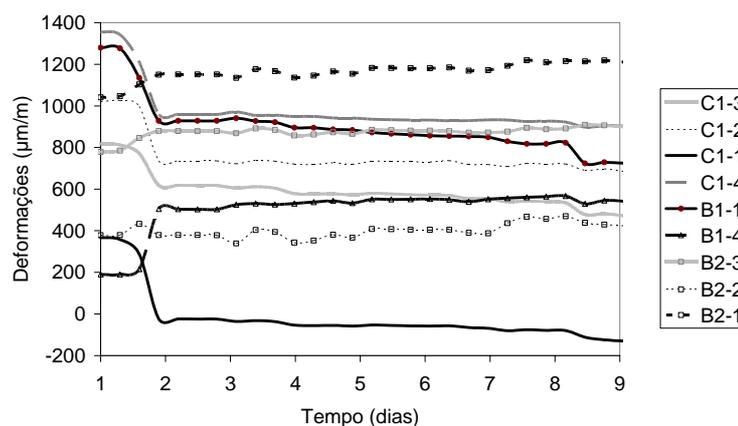


Figura 5.10 – Deformações residuais de alguns sensores dos modelos anatômicos. A redução brusca entre 1,5 e 2 dias deve-se a variações na temperatura ambiente. Os dois primeiros códigos da legenda se referem à amostra e o último à posição do sensor.

Tabela 5.2 – Valores de deformação residual ($\mu\text{m/m}$) dos sensores operantes após um dia de acompanhamento:

Posição	B1	B2	B3	B4	A1	A2	A3	A4	C1	C2	C3	C4	Média	DP
1	1280	1041	3225	1833	3066	-	-	722	367	-	1565	-	1246	1539
2	-	378	649	1119	482	-975	-	2815	1021	1020	527	1008	804	933
3	-	778	455	-	1108	1755	2317	1234	817	1850	865	2360	1263	848
4	190	921	-	-	-	1652	-	1049	1356	1948	756	-	1124	587

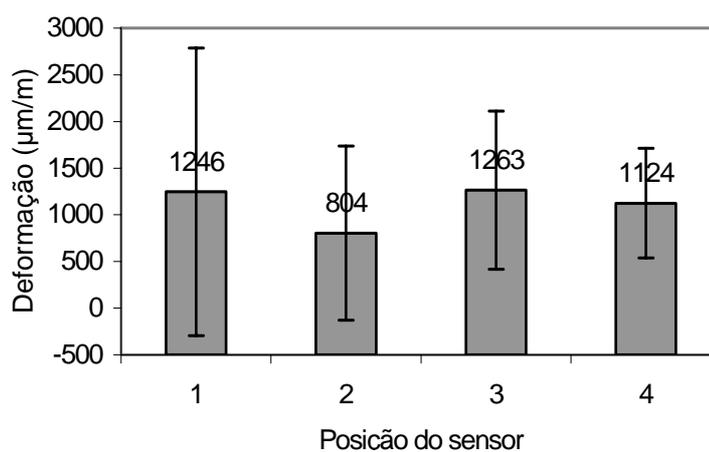


Figura 5.11 – Deformações residuais médias por posição de sensor dos modelos anatômicos após um dia de acompanhamento.

5.2 Ensaio mecânicos dos modelos físicos

Testes estáticos

As curvas de carregamento estático apresentaram linearidade até a carga de 2300N para todos os sensores (Figura 5.12) a partir da qual muitas discontinuidades foram verificadas além da amplificação do comportamento visco-elástico do cimento.

A Figura 5.13 mostra uma descontinuidade abrupta em um sensor sob carga de 2300N. Essa modificação abrupta pode estar associada à formação de trincas na interface ou nas vizinhanças do sensor e, por isso, estes foram desconsiderados na análise. A Figura 5.14 indica a deformação permanente após cada carga. Os valores de carga estática foram tomados como a média da diferença entre os valores máximos e mínimos das curvas livres de descontinuidades e de comportamento visco-elástico excessivo.

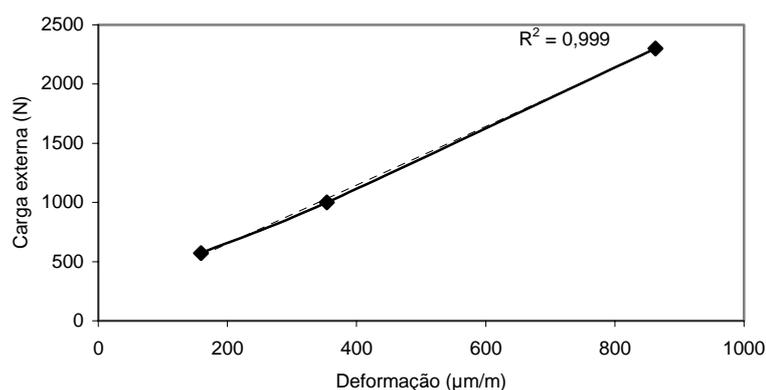


Figura 5.12 – Análise de linearidade entre a carga externa e a deformação resultante em um sensor representativo (RPE) da amostra 2.

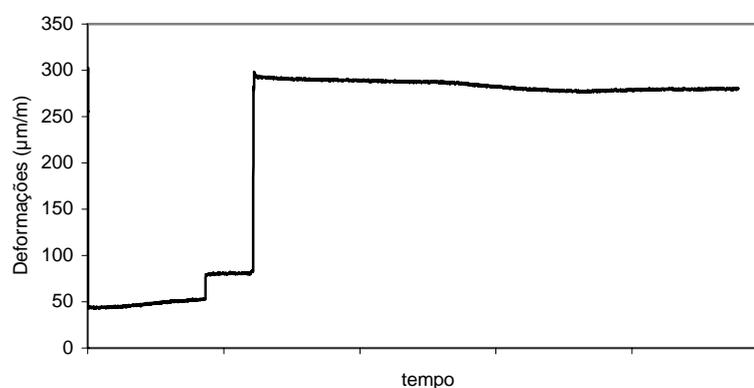


Figura 5.13 – Deformação do sensor ADE da amostra 3 sob carga externa de 2300N. Observa-se uma brusca descontinuidade. Situações como esta foram descartadas da análise.

As Tabela 5.3 e Tabela 5.4 apresentam os resultados das deformações sob carga estática de 1000N de todos os sensores operantes. Como os modelos são simétricos são apresentados os resultados médios dos dois lados: esquerdo e direito. Observamos elevado desvio padrão nos testes. Não houve diferença significativa ($p=0,05$) entre as deformações dos dois modelos de conicidade. Sendo assim, estes foram tomados como um grupo com população $n=8$ para comparar com as simulações.

Tabela 5.3 – Deformações ($\mu\text{m/m}$) sob carga de 1000N nas amostras com 4^0 de conicidade:

Sensor	AD	CD	RD	AM	CM	RM	AP	CP	RP
Deformações ($\mu\text{m/m}$)	35	20	-172	-65	29	-234	-	-82	-
	-10		-	-30	-	-209	-170	35	-92
	-176	72	17	-177	-10	80	-84	-24	-
	9	29	-13	-11	9	-50	10	28	-37
média	-36	41	-56	-71	9	-103	-81	-11	-64
DP	95	28	102	74	20	147	90	54	39

Tabela 5.4 - Deformações ($\mu\text{m/m}$) sob carga de 1000N nas amostras com $1^0 15'$ de conicidade:

Sensor	AD	CD	RD	AM	CM	RM	AP	CP	RP
Deformações ($\mu\text{m/m}$)	-93	18	139	24	20	-19	-97	-	-85
	-108	10	108	35	21	-52	18	-89	103
	23	43	-	-32	10	-9	70	33	-19
	-120	-	-	-45	-24	-65	120	-38	-341
media	-75	24	124	-4	7	-36	28	-31	-85
DP	66	17	22	40	21	26	93	61	187

Simulação numérica dos modelos físicos

Depois do corte e polimento das seções transversais para medir as posições dos sensores em relação à haste e à base do cimento verificou-se que houve uma inclinação na direção radial e circunferencial máxima de 12^0 de alguns sensores, o que foi desconsiderado para a comparação com a simulação numérica.

Apesar da baixa ordem de grandeza das deformações, os carregamentos de 1000N foram utilizados para comparação com os dados das simulações, pois nesse nível mais sensores mantiveram-se íntegros.

As deformações obtidas pela simulação numérica são compatíveis com as deformações verificadas nos modelos físicos em situação de carregamento estático e condição de aderência na interface entre a haste e o cimento. A Figura 5.15 apresenta a comparação das deformações no nível inferior. Os valores medidos são significativamente compatíveis com a simulação na condição de adesão entre as interfaces com índice de significância $p=0,05$. Observam-se deformações axiais negativas e as demais positivas.

A Figura 5.16 mostra a tendência para o nível medial, com deformação axial e radial negativas. Para o nível superior a Figura 5.17 indica que as deformações axiais e circunferenciais foram positivas enquanto as radiais foram negativas. Entretanto os valores foram significativamente distintos da condição de atrito na interface.

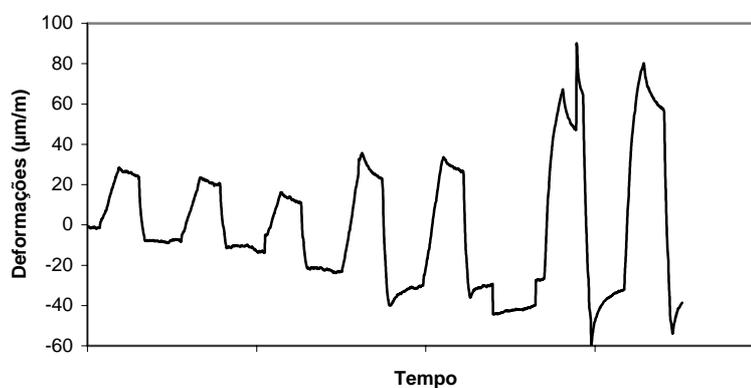


Figura 5.14 - Carregamento medido pelo sensor APD da amostra 2. Três primeiros picos com carga de 572N, seguidos de dois com 1000N e dois com 2300N. Observamos uma deformação permanente a cada pico de carga e a formação de descontinuidades em particular na carga de 2300N.

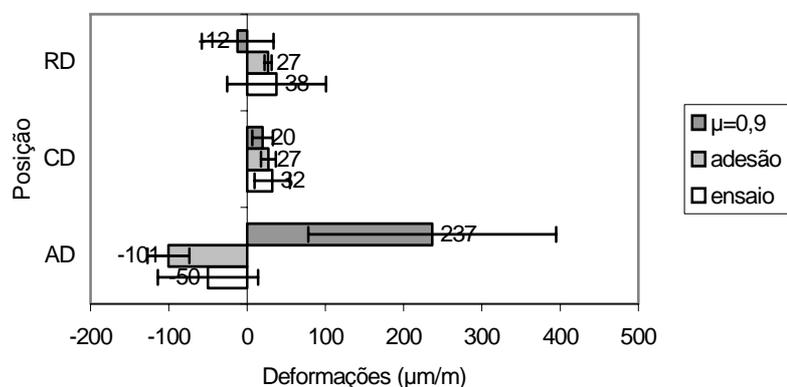


Figura 5.15 – Comparação entre as deformações dos testes e simulações no nível distal (D). Sensores axiais (A), circunferenciais (C), radiais (R). As deformações medidas no ensaio são comparáveis às deformações simuladas na condição de adesão. Nas direções radial e circunferencial as deformações medidas também são comparáveis à condição de elevado atrito ($\mu=0,9$).

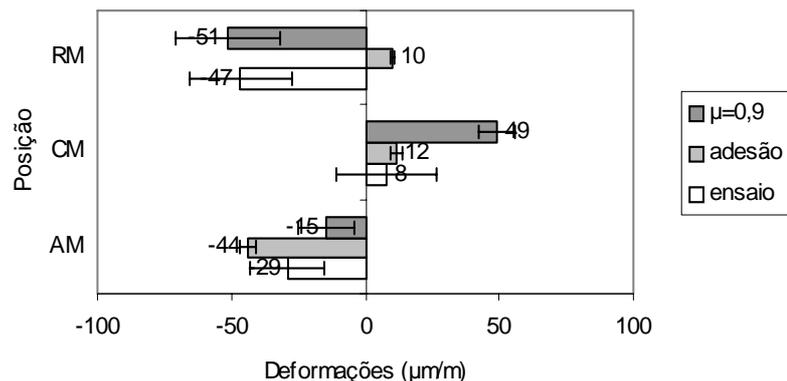


Figura 5.16 - Comparação entre as deformações dos testes e simulações no nível medial (M). Sensores axiais (A), circunferenciais (C), radiais (R). As deformações medidas no ensaio são comparáveis às deformações simuladas na condição de adesão, com exceção do sensor radial, que é melhor representado sob elevado coeficiente de atrito.

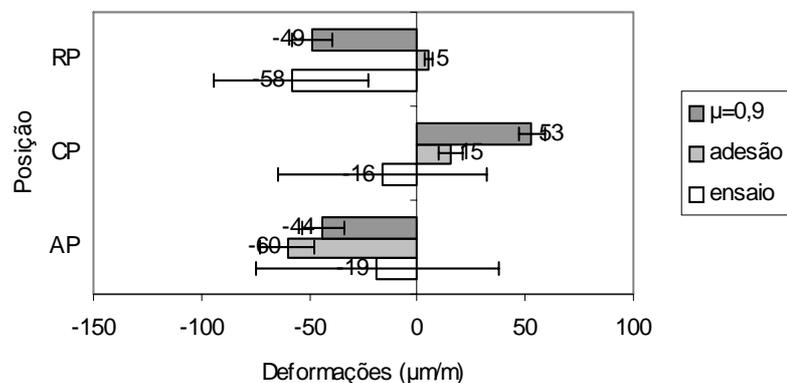


Figura 5.17 - Comparação entre as deformações dos testes e simulações no nível proximal (P). Sensores axiais (A), circunferenciais (C), radiais (R). As deformações medidas no ensaio são comparáveis às deformações simuladas na condição de adesão, com exceção do sensor radial, que é melhor representado sob elevado coeficiente de atrito.

Testes cíclicos dos modelos físicos

A movimentação axial permanente foi significativamente diferente entre os dois cones. A Tabela 5.5 apresenta valores de deslocamento médio e das amplitudes cíclicas das quatro amostras, considerando os valores obtidos dos 100 últimos ciclos. A Figura 5.18 apresenta as curvas representativas de migração de duas amostras representativas das duas conicidades. Enquanto o cone de $1^{\circ}15'$ graus apresentou cerca de 1,2mm de movimentação com 1,1 milhões de ciclos, o de 4 graus apresentou cerca de 0,45mm.

Tabela 5.5 – Deslocamentos permanentes e cíclicos das quatro amostras testadas:

Amostra	Conicidade (°)	Frequência (Hz)	Deslocamento cíclico (mm)	Deslocamento permanente (mm)
1	1,15	1-7	0,3	1,1
2	1,15	1-7	0,15	1,34
3	4	1-7	-	0,45
4	4	7	0,14	0,55

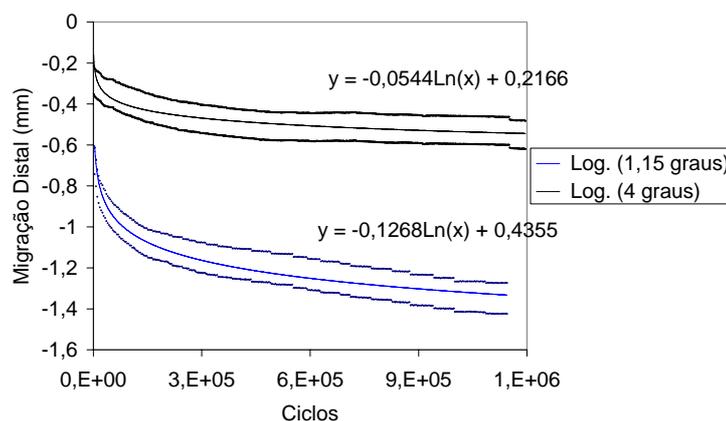


Figura 5.18 – Comparação entre a migração de duas amostras com diferentes conicidades. O cone 4 graus apresentou menor migração. Foi observada a tendência de estabilização da taxa à cerca de 200 mil ciclos.

As deformações dos sensores foram acompanhadas ao longo dos ciclos para a amostra 2. As Figura 5.19 e Figura 5.20 apresentam os resultados para dois sensores representativos. A análise das deformações obtidas pelos sensores, bem como a migração, indicam a tendência de estabilização entre 200 e 600 mil ciclos.

A Tabela 5.6 apresenta a deformação média e a cíclica de cada sensor que permaneceu operando ao longo do teste. Foram observadas deformações médias negativas para os sensores radiais e positivas para os axiais e circunferenciais. Esse comportamento indica que o cone comprime a massa de cimento na direção radial. As deformações cíclicas foram significativamente maiores no nível inferior.

Tabela 5.6 – Deformações permanentes (P) e cíclicas (C) dos sensores da amostra 2 ($\mu\text{m}/\text{m}$):

	ADD	ADE	AMD	AME	APD	CDD	CMD	CME	CPD	RDD	RME	RPD	RPE
P	-1484	225	706	2838	209	2385	15	155	308	-3318	-3800	-324	-1651
C	1535	1840	171	340	45	1053	110	90	73	324	200	109	673

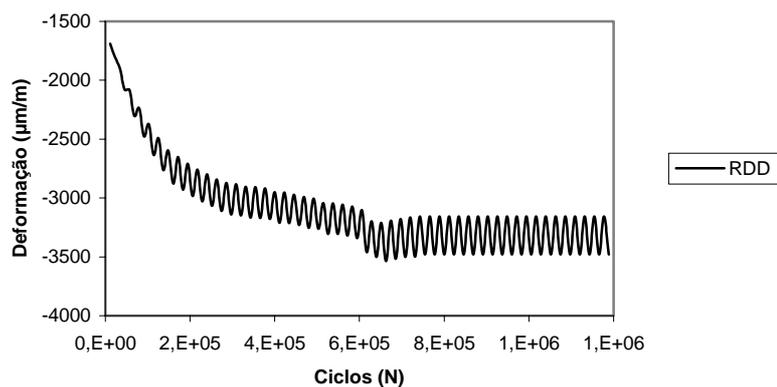


Figura 5.19 – Sensor radial inferior (RDD) da amostra 2. Observamos estabilização a cerca de 200 mil ciclos. A abrupta deformação permanente a cerca de 600 mil ciclos deve ser por trincamento ou por relaxação viscoelástica em alguma eventual parada da máquina.

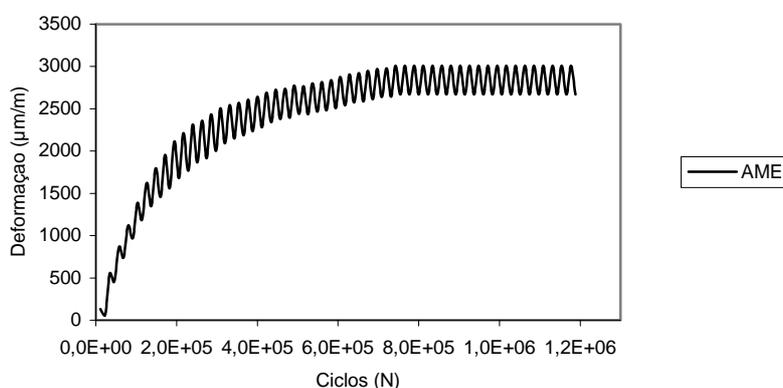


Figura 5.20 – Sensor axial inferior (ADE) da amostra 2. Tendência a estabilização em deformação média positiva após cerca de 600 mil ciclos.

5.3 Ensaio mecânicos dos modelos anatômicos

Testes estáticos

As variações de deformação e deslocamento devidas às cargas estáticas foram analisadas a partir da média de dez ciclos de carregamentos. Cada ciclo foi representado pela diferença entre os valores máximo e mínimo. A Figura 5.21 apresenta os carregamentos estáticos iniciais do sensor 2 da amostra do modelo anatômico A4. Verificamos nesse sensor os picos máximos em cerca de 600µm/m e deformações remanescentes discretas após cada ciclo de carregamento. Os deslocamentos também apresentaram valores remanescentes a cada ciclo. A Figura 5.22 mostra os valores do deslocamento axial da amostra B3 e a Figura 5.23 mostra os valores da rotação da amostra C4 ao longo dos 10 ciclos.

Muitos sensores apresentaram curvas com descontinuidades ao longo dos carregamentos (Figura 5.24), sendo então desconsiderados. Devido à perda de sensores de deformação durante a implantação, em especial nas posições 3 e 4, a análise estatística foi aplicada apenas para os sensores 1 e 2, com um número mínimo de 3 amostras. Não houve diferença significativa entre os três modelos para um índice de significância $p=0,05$.

A Figura 5.25 apresenta um padrão de deformações axiais negativas, observado sobretudo nos sensores 1 e 2. A Figura 5.26 mostra que na posição 3 o modelo A também apresentou deformações negativas e o modelo B positivas enquanto que na posição 4 o modelo A apresentou valor médio negativo das deformações e o modelo C positiva.

A análise de variância dos deslocamentos estáticos iniciais não indicou diferença significativa entre amostras, tanto para migração axial quanto para rotação. A Figura 5.27 mostra que o maior valor de migração distal média foi de 0,11mm para as amostras do grupo B. O maior valor de deslocamento médio distal do cimento foi de 0,03mm para as amostras do grupo C sendo que alguns mantos tenderam a deslocar para fora da cavidade intramedular. A Figura 5.28 mostra que a rotação sob carregamento estático das hastes foi em anteversão, sendo que as amostras do grupo C apresentaram 0,51 graus, o maior valor de rotação média entre os grupos.

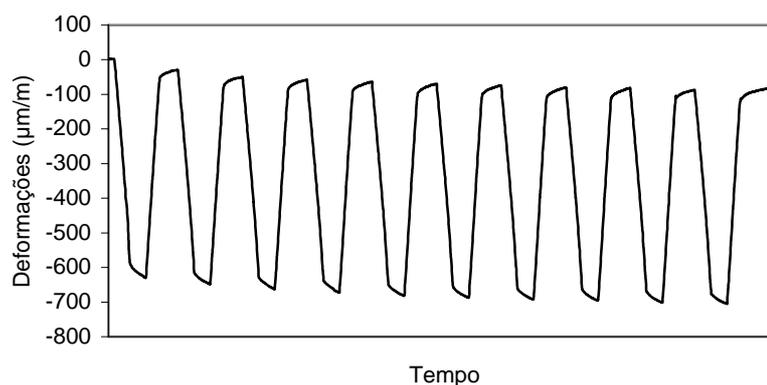


Figura 5.21 – Carregamento estático do sensor 2 da amostra A4. Observamos a amplitude de cerca de $600\mu\text{m}/\text{m}$ negativos com uma pequena deformação remanescente após cada carga.

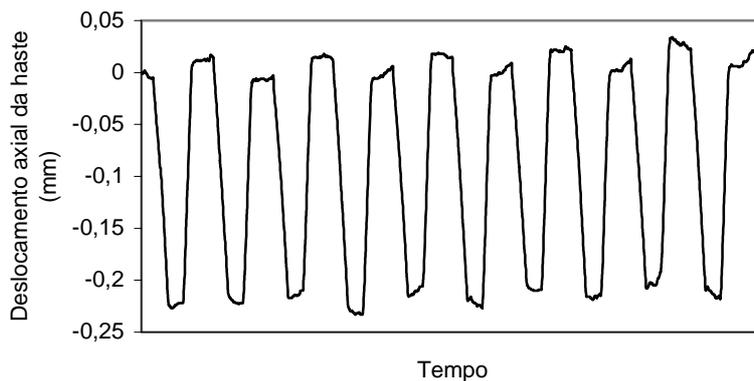


Figura 5.22 – Migração de cerca de 0,2mm no carregamento estático da amostra B3. O deslocamento da haste para o interior do manto é tomado como valor negativo.

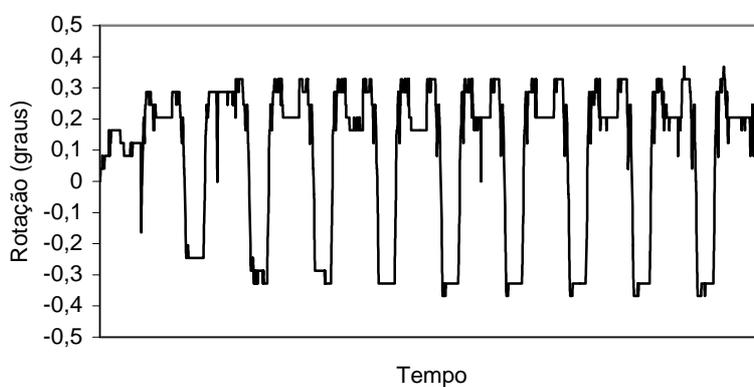


Figura 5.23 – Rotação em torno do eixo principal sofrida pela amostra C4 nos carregamentos estáticos iniciais. Valores negativos indicam anteversão, ou seja, a cabeça da prótese se deslocou para frente.

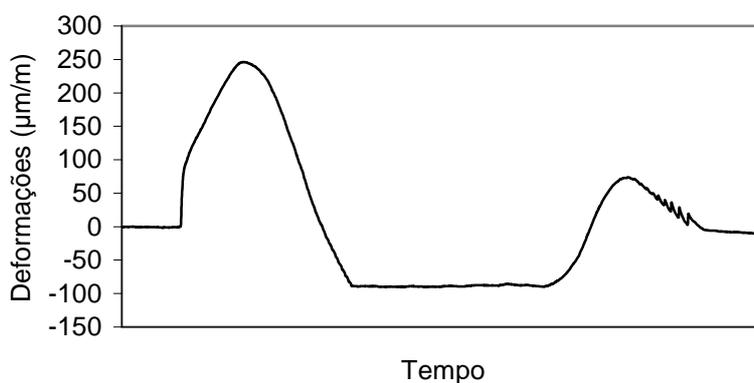


Figura 5.24 – Ciclo de carga do sensor 3 da amostra B2 que apresentou comportamento descontínuo, sendo então desconsiderado.

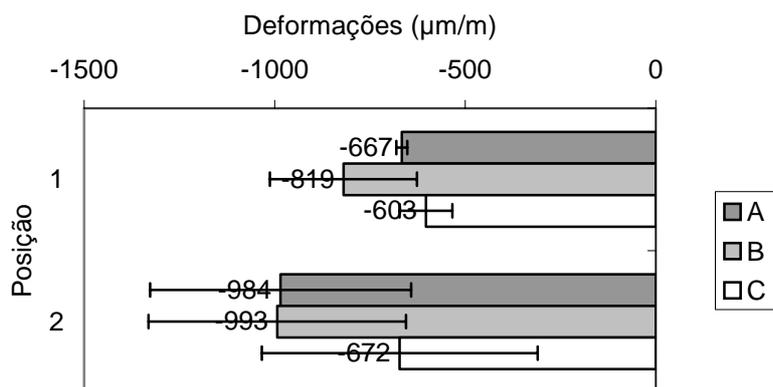


Figura 5.25 – Deformações estáticas iniciais dos sensores nas posições 1 e 2. Não há diferença significativa entre as médias dos três modelos anatômicos.

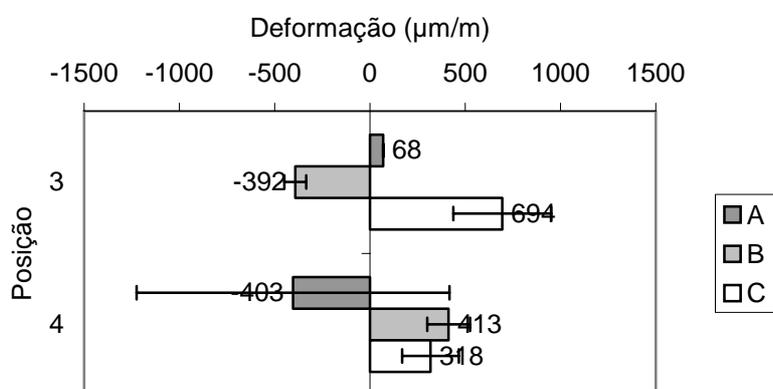


Figura 5.26 - Deformações estáticas iniciais dos sensores nas posições 3 e 4. Devido ao número reduzido de amostras, esses resultados indicam apenas a tendência das deformações.

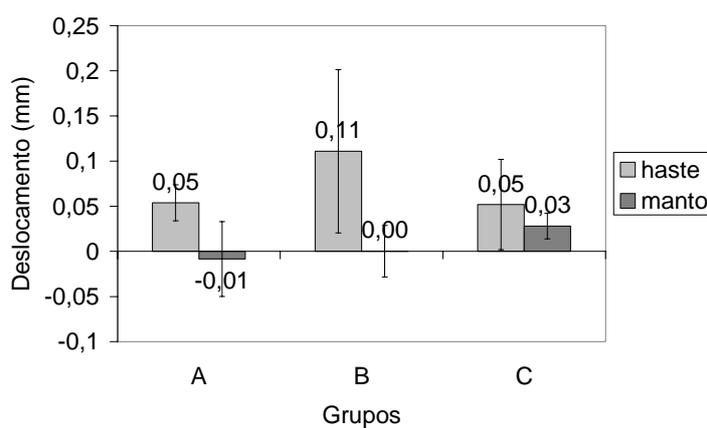


Figura 5.27 – Migração axial das hastes e dos mantos devido ao carregamento estático inicial. Valores positivos indicam deslocamento distal.

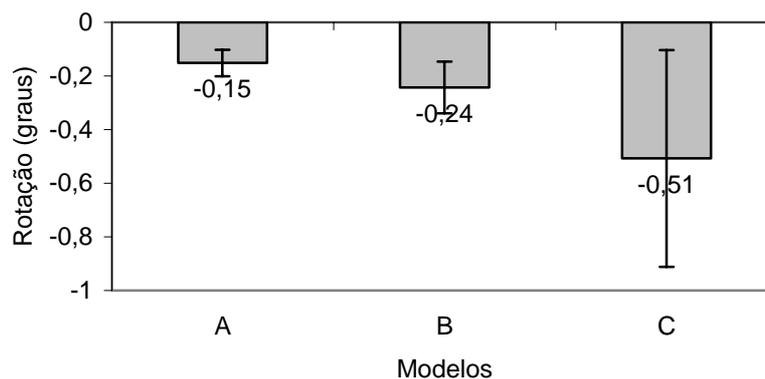


Figura 5.28 – Rotação das hastes em torno de seu eixo principal devido ao carregamento estático inicial. Valor negativo indica giro em anteversão, ou seja, a cabeça da prótese movimentando-se para frente.

Análise das deformações dos fêmures compósitos

As deformações medidas pelos sensores posicionados nos fêmures compósitos apresentaram redução percentual sob cargas estáticas comparando a condição do fêmur intacto com a implantação dos três modelos (Figura 5.29). Observamos uma redução para 33% da deformação inicial na região do calcar para o modelo C, com diferença significativa em relação aos modelos A e B que apresentaram, respectivamente, 43 e 49% da deformação inicial. Na região lateral observamos uma drástica redução a um valor de 18% da deformação inicial para o modelo B, com diferença significativa em relação aos modelos A e C que apresentaram, respectivamente, 27 e 36% da deformação inicial. A Figura 5.30 apresenta o valor de redução percentual de deformações sob cargas estáticas nos aspectos anterior e posterior comparando a condição do fêmur intacto com a implantação dos três modelos. Observamos menor redução e menor diferença entre os modelos. A região anterior apresentou cerca de 42% do valor inicial para os três modelos. Na região posterior a redução das deformações foi a menor dentre todas as outras posições. Apesar de haver diferenças significativas entre o grupo B e os demais, os valores médios do percentual remanescente da deformação inicial foram 71, 98 e 80%, respectivamente, para os grupos A, B e C.

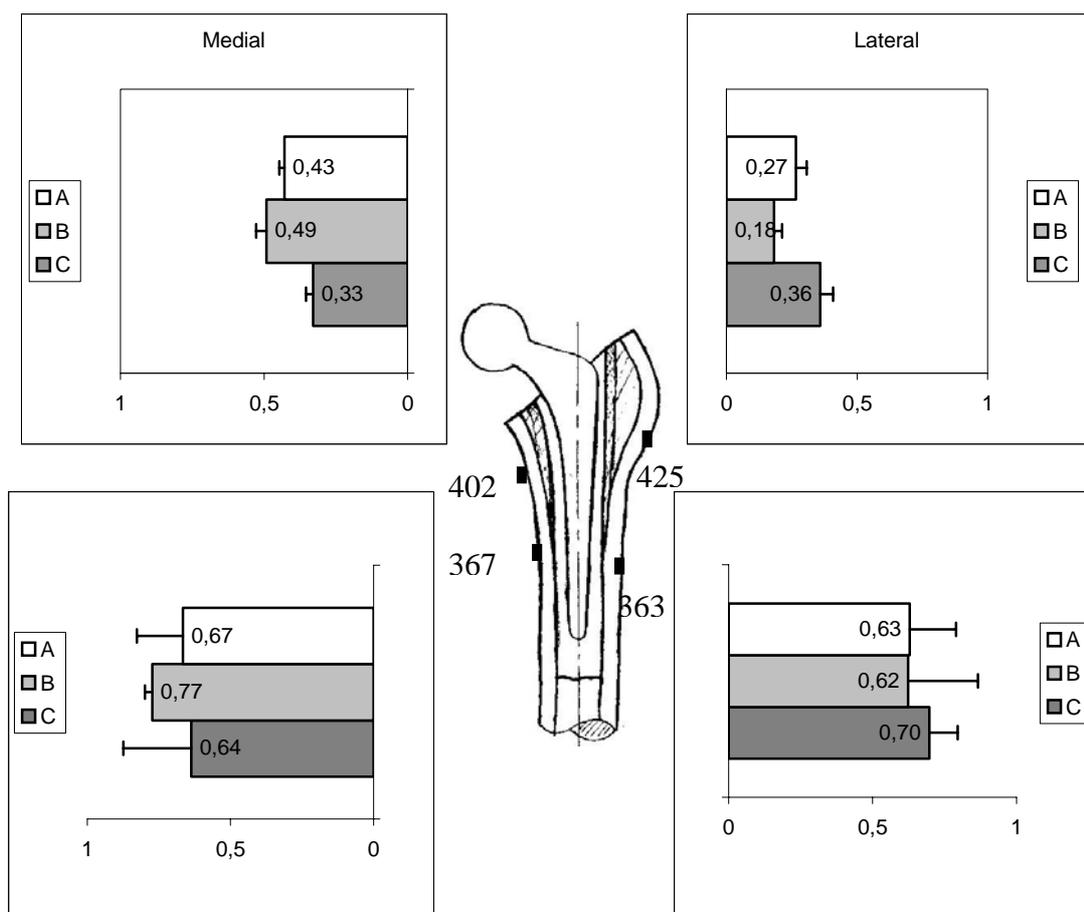


Figura 5.29 – Redução percentual das deformações com as hastes implantada em relação ao fêmur intacto na região do calcar e na lateral. Estão indicadas as distâncias dos sensores até a base dos côndilos.

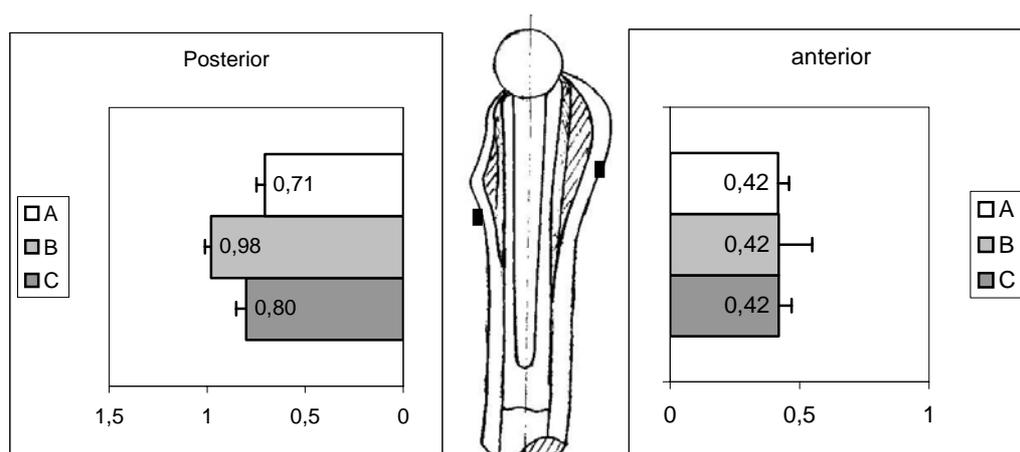


Figura 5.30 - Redução percentual das deformações com as hastes implantada em relação ao fêmur intacto na região posterior e na anterior. As marcas indicam a posição dos sensores até a base, a 400 e 430mm para o aspecto anterior e posterior, respectivamente.

Testes cíclicos

No carregamento cíclico, o fêmur compósito da amostra B1 rompeu por fadiga na região do limite do pino de sustentação após cerca de 100mil ciclos (Figura 5.31a). Depois de reduzir o comprimento do pino, a parte remanescente com menor comprimento (340mm) foi novamente inserida e ensaiada. O fêmur compósito da amostra C1 rompeu na posição distal, no limite dos cõndilos, com cerca de 20 mil ciclos a 7Hz de frequência. Depois de novamente inserida no dispositivo, com comprimento reduzido, não suportou a carga e novamente rompeu (Figura 5.31b), sendo descartada para a seqüência dos testes.

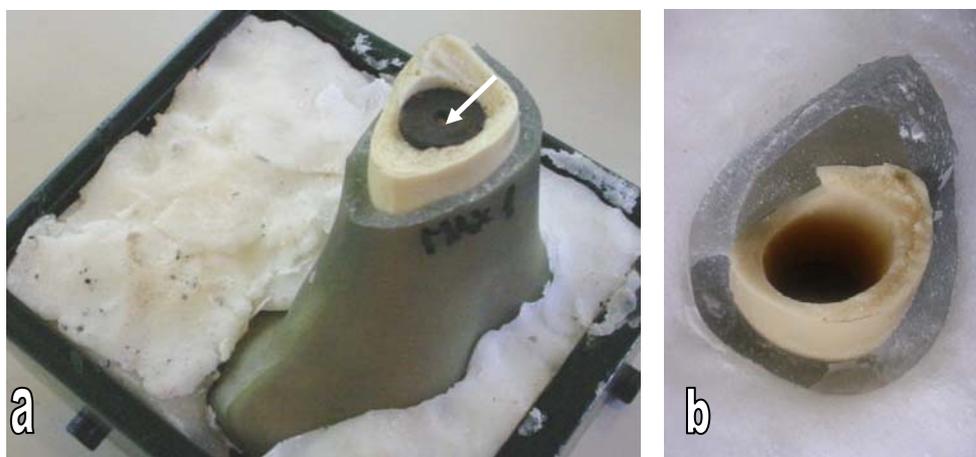


Figura 5.31 – Amostra B1 (a) que rompeu nos testes cíclicos devido ao momento fletor imposto pelo pino de sustentação indicado pela seta. Amostra C1 (b) após a segunda ruptura na altura da base de PMMA.

O critério de definição dos valores de deformações e deslocamentos permanentes foi estabelecido pela diferença entre o valor máximo e mínimo menos a amplitude média dos últimos 100 ciclos. Todos os medidores apresentaram taxa de variação permanente estabilizando entre 200 e 600 mil ciclos. Não houve evidências de alterações nas amplitudes cíclicas. A Figura 5.32 apresenta a curva de deformação durante a solicitação cíclica do sensor 3 da amostra B2. Observamos que ocorreu a estabilização a cerca de 200 mil ciclos. A Figura 5.33 apresenta a curva de deformação do sensor 2 da amostra C3. A cerca de 600 mil ciclos observou-se uma nítida estabilização da taxa de deformação.

O comportamento de todas as curvas está apresentado em gráficos de barras que representam o valor de deformação média permanente, enquanto que as barras de erro representam o valor de amplitude cíclica, como na Figura 5.34 que apresenta a tendência a

valores de deformação permanentes negativas, com exceção de alguns sensores do modelo B. A Figura 5.35 apresenta os valores obtidos das curvas de movimentação das hastes que indicam a tendência de migração distal e dos mantos acrílicos cuja tendência foi de migração proximal, com exceção dos mantos das amostras A1 e C3. As hastes A3, B3, B4 e C4 também migraram para fora da cavidade intramedular sob carregamento cíclico. A Figura 5.36 apresenta as curvas de rotação das hastes que em geral foi em retroversão, ou seja, a cabeça se deslocando na direção posterior. Já as hastes A3, C2 e C3 giraram em anteversão.

Ao longo dos testes cíclicos, novamente alguns sensores de deformação do manto de cimento pararam de funcionar. Portanto, a análise de variância foi aplicada na posição 2 entre os três grupos e na posição 1 entre os grupos A e B. Não houve diferença significativa entre eles. A Figura 5.37 apresenta os valores de deformação dos sensores 1 e 2. A Figura 5.38 apresenta os valores de deformação dos sensores 3 e 4.

Não houve diferença significativa do deslocamento permanente da haste e do manto entre os três grupos. A Figura 5.39 apresenta a comparação da migração permanente das hastes e dos mantos. Foram encontrados valores médios entre 0,06 e 0,12mm de migração das hastes e valores médios de migração dos mantos entre 0,01 e 0,09 negativos indicando que o manto foi expelido da cavidade com o carregamento cíclico.

Observamos uma diferença significativa da rotação permanente entre os grupos B e C (Figura 5.40). O valor médio negativo de 0,22 graus indica a rotação do modelo C em anteversão, ou seja, a cabeça da haste se deslocou para frente durante o carregamento cíclico enquanto que o valor positivo de 1,1 grau indica a rotação média em retroversão do modelo B.

Os valores de deslocamentos medidos foram menores nas amostras cuja frequência de 7Hz foi utilizada em todo o ensaio. Com efeito, a análise dos deslocamentos permanentes das hastes sob testes com diferentes condições de frequência indicou diferença significativa, conforme a Figura 5.41.

A Figura 5.42 apresenta uma análise de regressão linear entre os valores de deformações estáticas medidos pelos sensores encravados nos mantos em dois momentos: antes e após o carregamento cíclico. Desconsiderando os sensores que apresentaram algum distúrbio dos picos, atingimos $R^2=0,97$, com 19 sensores operantes em 10 amostras.

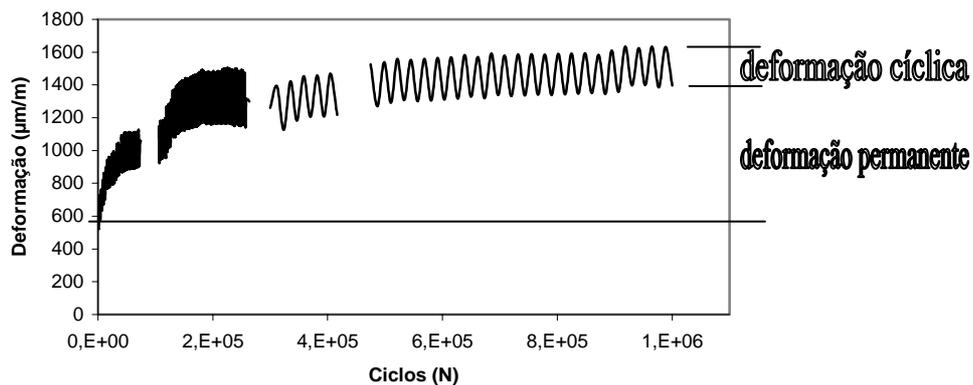


Figura 5.32 – Deformação cíclica do sensor 3 da amostra B2.

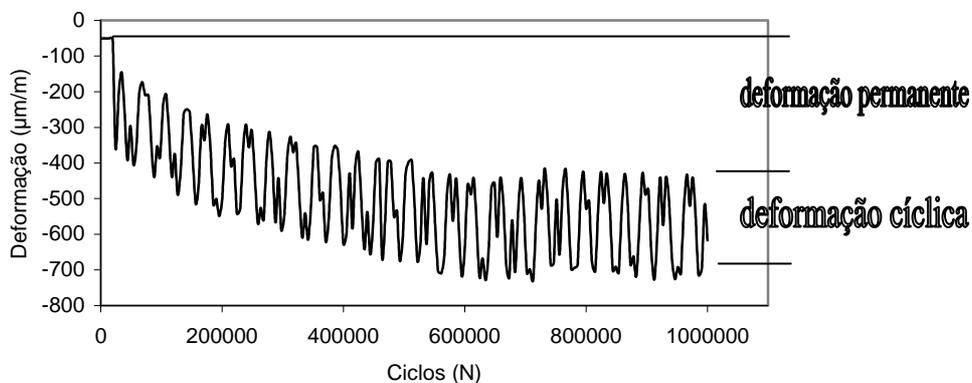


Figura 5.33 - Deformação cíclica do sensor 2 da amostra C3.

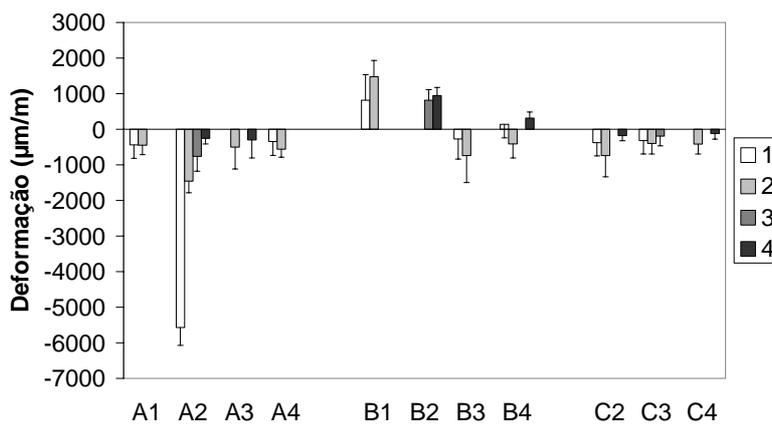


Figura 5.34 – Deformações permanentes de todos os sensores. As barras indicam a amplitude cíclica.

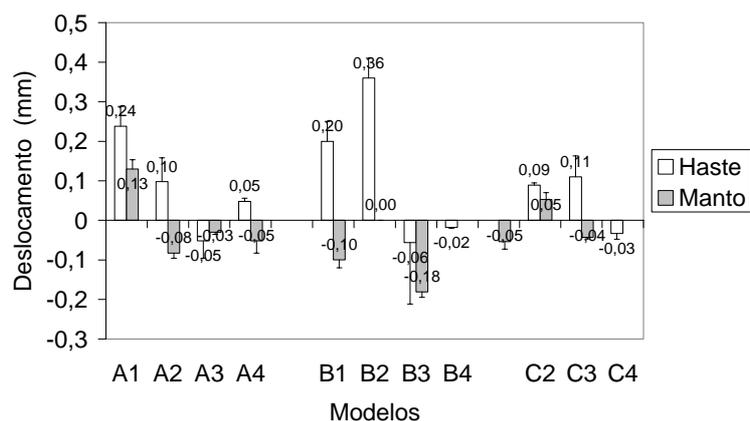


Figura 5.35 - Deslocamentos permanentes das hastes e dos mantos. Valores positivos indicam movimento para o interior da cavidade. As barras indicam a amplitude cíclica. Os deslocamentos do manto das amostras B1 e C1 não foram medidas.

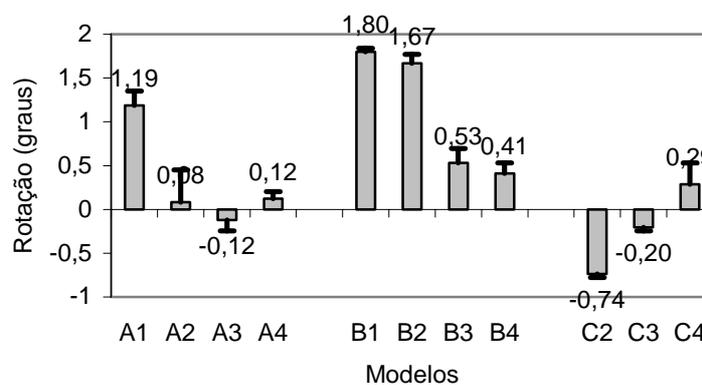


Figura 5.36 – Rotação permanente das hastes. As barras indicam a amplitude cíclica.

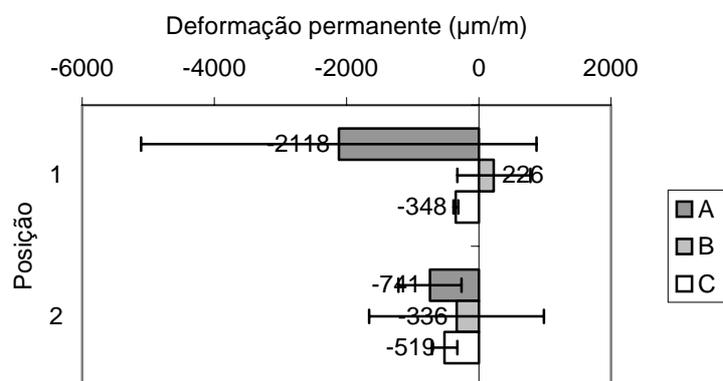


Figura 5.37 – Deformações permanentes nos sensores 1 e 2 após o teste em fadiga.

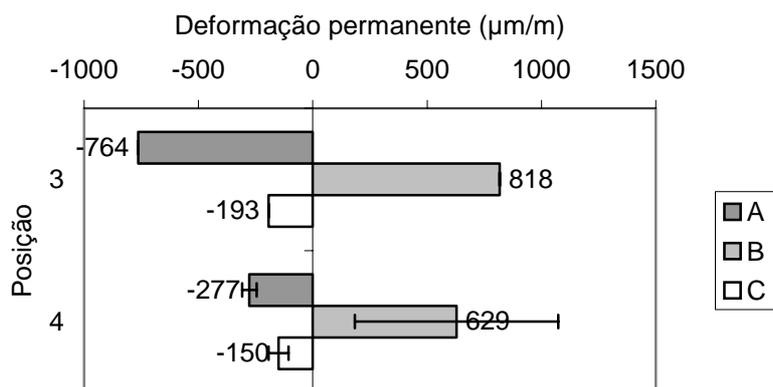


Figura 5.38 - Deformações permanentes nos sensores 3 e 4 após o teste em fadiga.

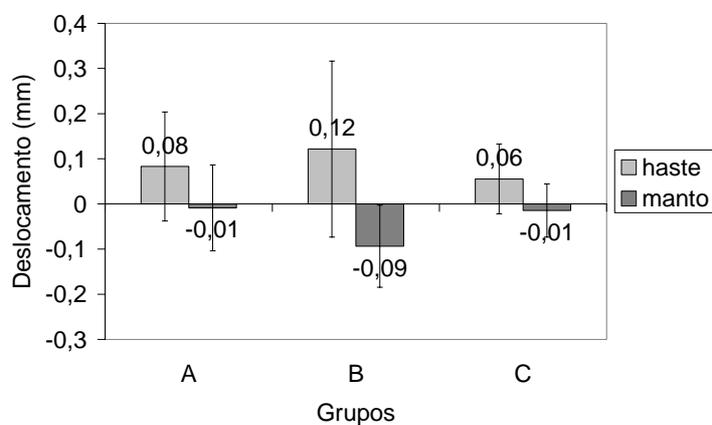


Figura 5.39 – Migração permanente das hastes e mantos após os testes cíclicos. Valores positivos indicam o deslocamento distal, enquanto que os valores negativos indicam o deslocamento proximal.

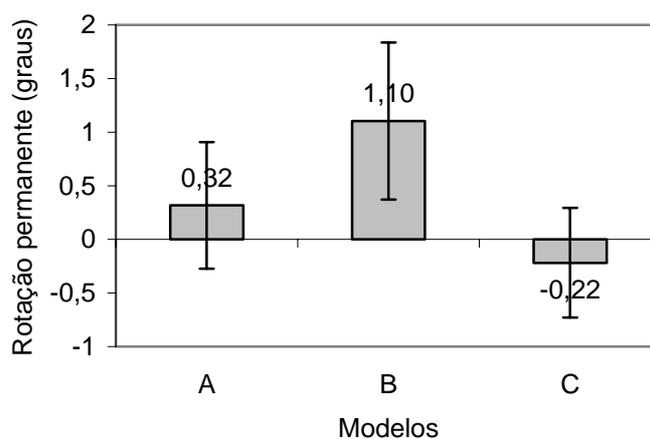


Figura 5.40 – Rotação permanente das hastes em relação ao eixo de simetria após os testes cíclicos.

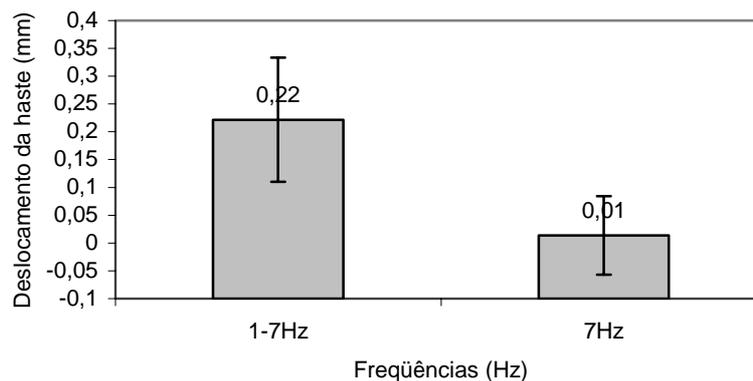


Figura 5.41 – Deslocamentos permanentes dos testes com freqüência de 1 a 7 Hz e dos testes com freqüência de 7 Hz. Há diferença significativa para um nível de confiança $p=0,05$.

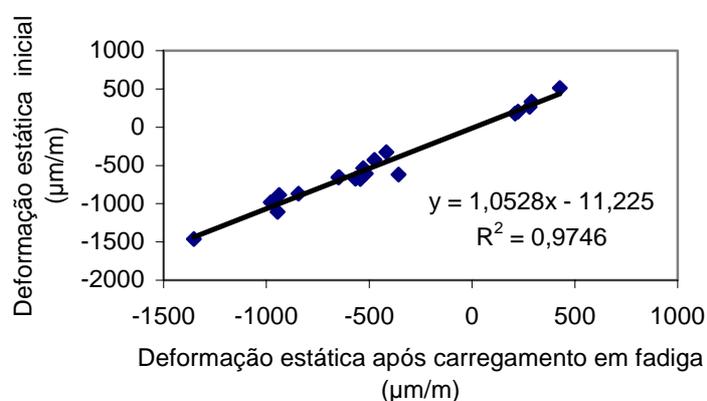


Figura 5.42 – Comparação entre as deformações estáticas antes e depois do carregamento em fadiga. Observamos um coeficiente de correlação $R^2=0,97$.

Reimplantação

Foram realizadas análises de regressão linear dos valores das deformações estáticas medidas pelos sensores encravados nos mantos após a extração e reimplantação das hastes comparando com os valores de deformação estática após o carregamento cíclico (Figura 5.43) e com os valores de deformação estática iniciais (Figura 5.44). Durante o procedimento de extração, alguns sensores de deformação encravados no manto foram destruídos. Desconsiderando estes e os que apresentaram alguma descontinuidade dos picos, 9 sensores foram analisados na primeira situação e 8 na segunda, atingindo-se respectivamente, $R^2=0,95$ e $R^2=0,91$, em 5 amostras testadas (A1, A2, A4, C2, C4). Uma análise de regressão linear das deformações da superfície dos fêmures sob cargas estáticas iniciais e após a reimplantação das hastes para cinco modelos protéticos (A4, B3, B4, C2, C4) indicou excelente linearidade de

0,98 com inclinação 0,96 o que mostra que a transferência de carregamento mantêve-se inalterada (Figura 5.45).

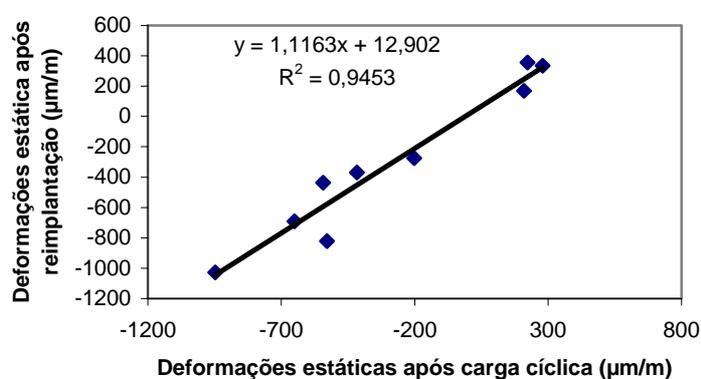


Figura 5.43 – Comparação entre as deformações estáticas depois do carregamento em fadiga e as deformações estáticas depois da reimplantação. Observamos um coeficiente de correlação $R^2=0,95$.

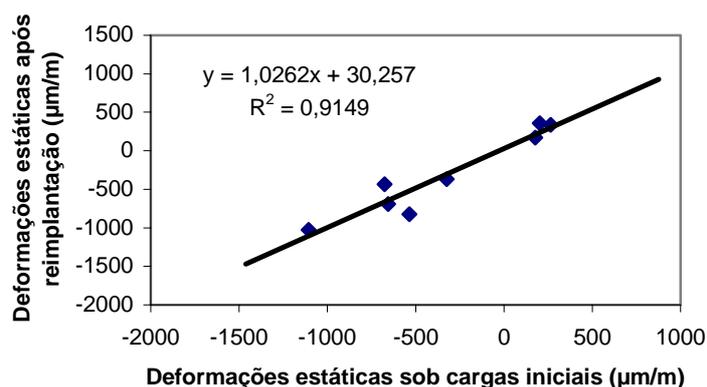


Figura 5.44 - Deformações estáticas antes do carregamento em fadiga e deformações estáticas depois da reimplantação da haste. Observamos linearidade $R^2=0,91$ e inclinação 1,02.

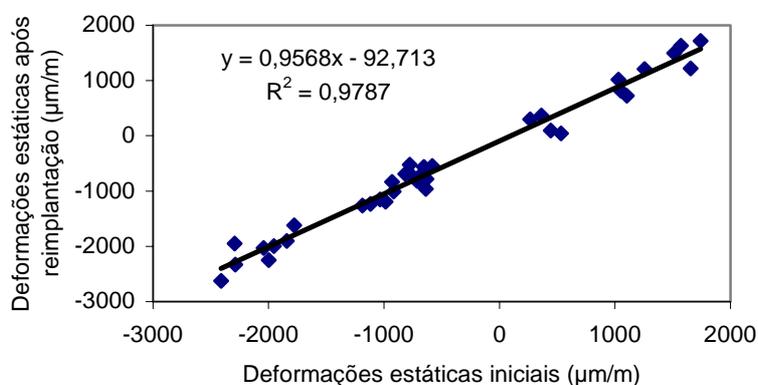


Figura 5.45 – Regressão linear das deformações da superfície dos fêmures comparando a condição sob cargas estáticas iniciais e após a reimplantação da haste.

5.4 Acompanhamento radiográfico

Nas radiografias obtidas após a implantação mediram-se as espessuras médias do manto nas zonas de Gruen, a partir da análise das imagens digitalizadas (Figura 5.46 e Figura 5.47). Nas projeções frontais, as hastes do grupo A apresentaram uma espessura de manto significativamente menor no nível proximal, com média de 0,5mm na zona de Gruen 7 contra 3,1mm e 3,4mm, respectivamente, para o grupo B e C, sendo que na zona de Gruen 1 o grupo A apresentou falta de cimentação enquanto que os grupos B e C apresentaram, respectivamente, 1,9mm e 2,8mm de espessuras. Houve diferença significativa também na zona de Gruen 5 entre o grupo A e B, que apresentaram, respectivamente, 2,7mm e 4,5mm de espessura. Nas projeções laterais houve diferença significativa na zona de Gruen 13 entre os grupos B e C que apresentaram, respectivamente, 1,5mm e 2,5mm de espessura e na zona de Gruen 14 em que o grupo C, com 3,6mm de espessura, diferenciou-se dos grupos A, com 2,4mm e B, com 1,8mm de espessura.

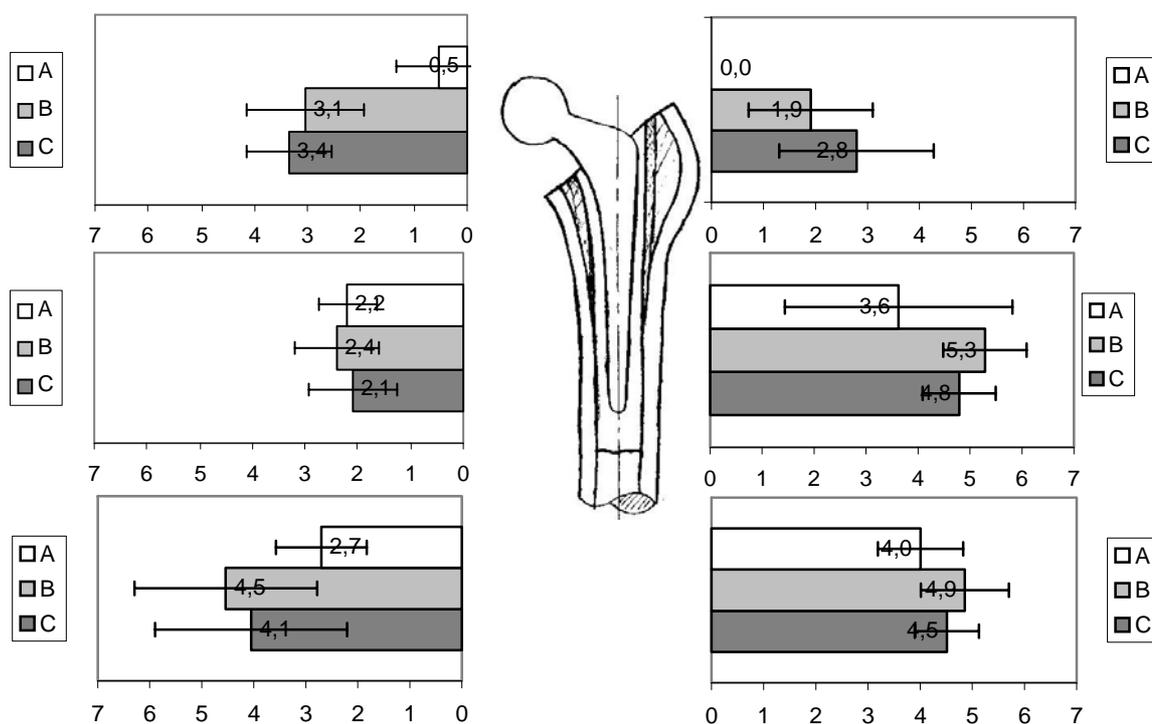


Figura 5.46 – Espessuras (mm) do manto acrílico nas zonas de Gruen em projeção frontal dos três modelos anatômicos.

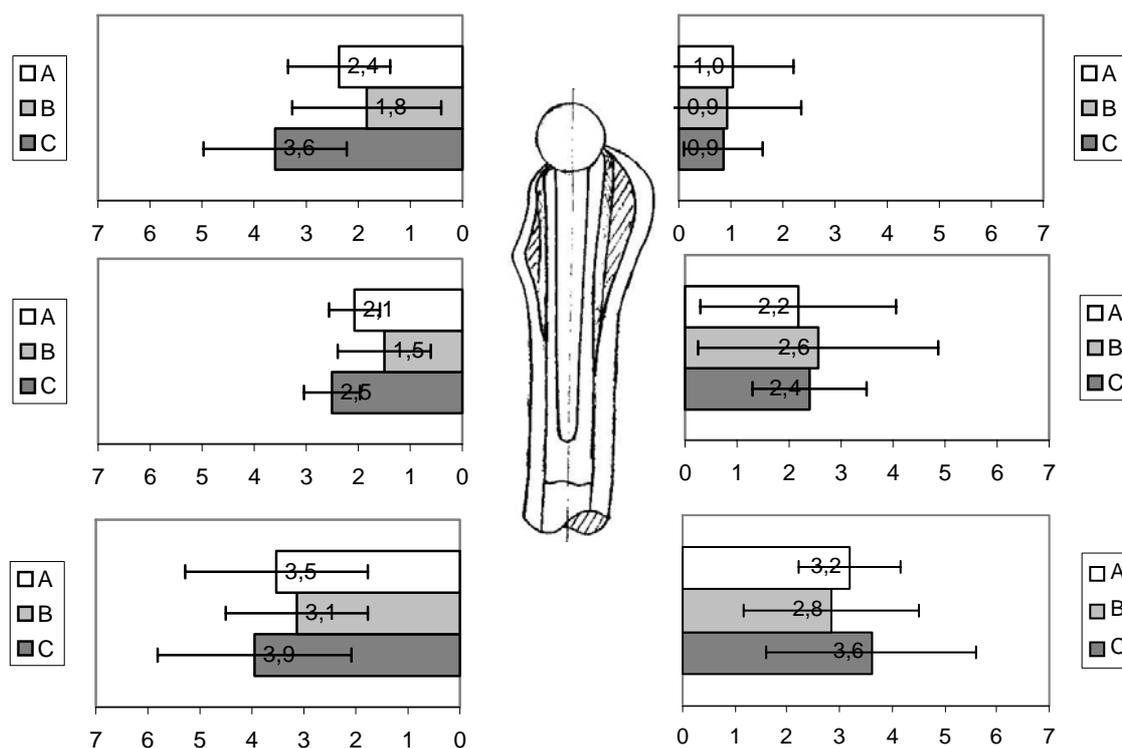


Figura 5.47 - Espessuras (mm) do manto acrílico nas zonas de Gruen em projeção lateral dos três modelos anatômicos.

As amostras do grupo A apresentaram em geral um melhor alinhamento com o fêmur nas projeções frontal e lateral. No plano frontal, todas as demais foram implantadas em varus (Figura 5.48). No plano lateral a amostra A3 foi implantada de forma centralizada, as amostras A1, C2, C3 e C4 foram implantadas em antecurvato enquanto que as demais foram implantadas em recurvato (Figura 5.49).

Foi feita a comparação das radiografias antes e depois dos testes cíclicos através das projeções lateral e frontal. Não foram verificadas alterações no manto acrílico tais como trincas e linhas radioluscentes após 1 milhão de ciclos. As amostras cujas hastes apresentaram os maiores valores de movimentação axial permanente foram analisadas através de ampliações digitais das radiografias. No entanto, a resolução da técnica foi insuficiente para verificar as alterações medidas. A Figura 5.50 mostra ampliações da projeção frontal da amostra B1, cujo deslocamento axial permanente após o teste cíclico foi de 0,2mm. A Figura 5.51 mostra ampliações da projeção frontal da amostra B2, cujo deslocamento axial permanente após o teste cíclico foi de 0,36mm. Nesse caso o uso do centralizador não evitou a excentricidade do posicionamento da haste, resultando em menor espessura na zona de Gruen 3.

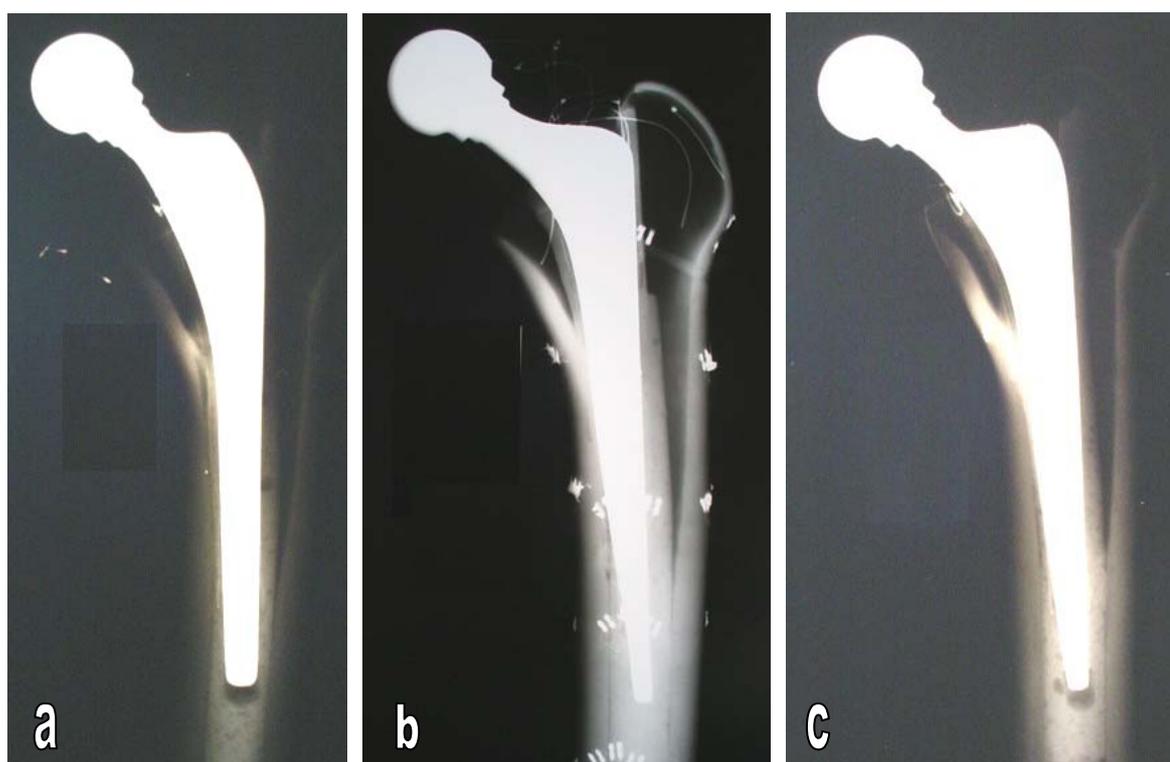


Figura 5.48 – Radiografias no plano frontal. As amostras do grupo A apresentaram melhor centralização. Todas as demais foram implantadas em *varus*. (a) A2, (b) B1, (c) C2.

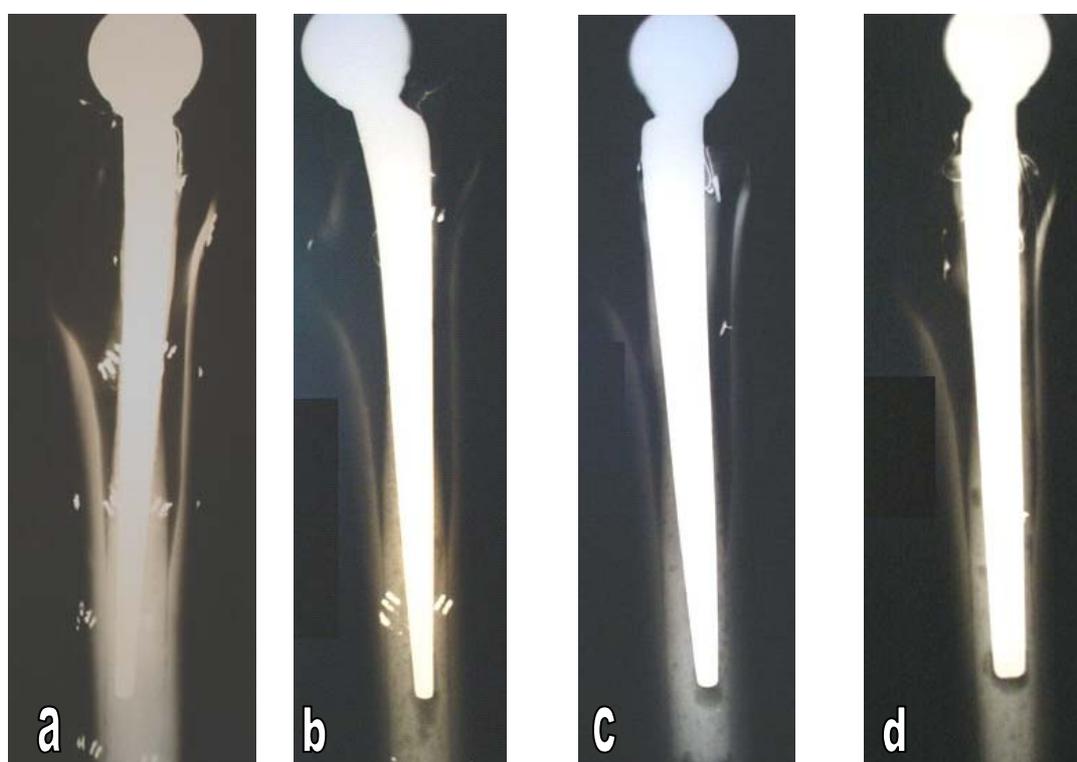


Figura 5.49 – Radiografias no plano lateral. A amostra B1 (a) foi implantada em antecurvato. As amostras B2 (b), C2 (c), A1 (d) foram implantadas em recurvato.

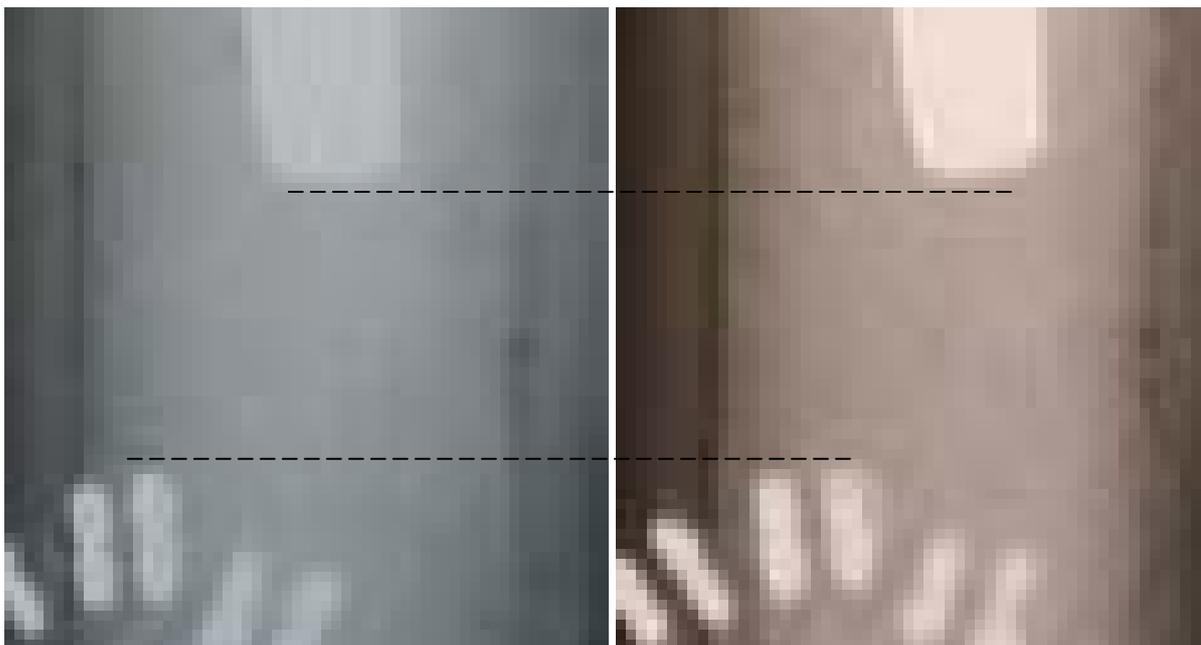


Figura 5.50 – Ampliação das radiografias em projeção frontal da amostra B1 antes e após os testes, respectivamente. Aumento: 3,8x.



Figura 5.51 - Ampliação das radiografias em projeção frontal da amostra B2 antes e após os testes, respectivamente. Aumento: 2x.

Uma radiografia do plano frontal de cada grupo foi analisada para se obter a relação de área de implante pela área da cavidade intramedular nos níveis distal, medial e proximal. A área da cavidade compreende as áreas referentes à esponja que representa o osso trabecular,

ao cimento e a região de interação entre ambas (Figura 5.52). A amostra do grupo A apresentou maior percentual de preenchimento nos níveis superior (55%) e inferior (46%), enquanto que a amostra do grupo B apresentou menor percentual de preenchimento nos níveis superior (49%) e inferior (29%). No nível intermediário, entretanto, a amostra do grupo B apresentou o maior percentual (47%) e a do grupo C o menor percentual (36%).

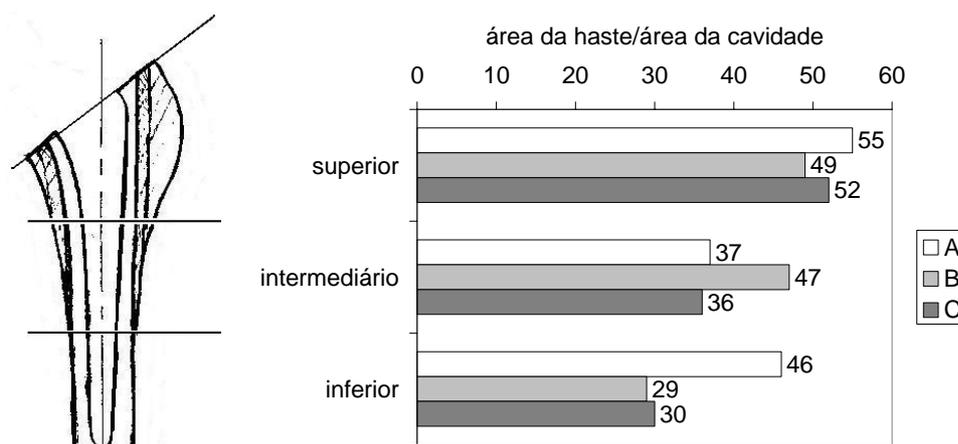


Figura 5.52 – Preenchimento percentual de haste em relação à cavidade intramedular para os três grupos protéticos.

6 Discussão

6.1 Acompanhamento da polimerização

Nessa pesquisa foram medidas as deformações através de sensores elétricos uniaxiais distribuídos em posições discretas do manto não necessariamente nas direções principais, o que nos impede de inferir sobre os valores limites de deformação e sobre o perfil das deformações ao longo da espessura do manto.

O aquecimento dos sensores durante as reações exotérmicas acarreta em um erro de leitura que pode ser corrigido por equações fornecidas pelo fabricante as quais levam em conta a expansão térmica dos sensores e fornecem a deformação aparente em função da temperatura. Considerando picos de $4000\mu\text{m/m}$ a 100°C o erro fica na ordem de $200\mu\text{m/m}$. O aquecimento dos sensores devido à passagem de corrente elétrica também pode alterar as propriedades do cimento adjacente. Na tentativa de reduzir esse efeito, cuidamos para aplicar os menores valores de tensão possíveis.

A tensão normal agindo sobre a grade e a técnica de colagem são fontes de erros inerentes a um sensor encravado. Nesses casos existem dados experimentais (Fisher 1997, Stolk 2002) que indicam um erro menor que 1% em protocolos similares aos utilizados em nosso estudo. A técnica de inserção dos sensores através de camadas previamente polimerizadas pode produzir desvios, pois além da formação de interfaces, as porções já polimerizadas não contribuem para o processo.

Por fim, a ausência de um controle rigoroso dos parâmetros que interferem nas condições de mistura tais como a temperatura, umidade, proporção exata de monômero e

polímero, volume das misturas e tempo para o vazamento pode provocar variações das propriedades do polímero.

Cimentos para artroplastia do quadril são compostos de metacrilato de metila (MMA), (PMMA), ésteres de ácido metacrílico ou copolímeros contendo PMMA e poliestireno. O pó contém, em geral, iniciadores de reação (peróxido benzóico) e partículas rádio-opacas (sulfato de bário ou dióxido de zircônio). O líquido, por sua vez, contém aceleradores de reação e estabilizadores além de outros aditivos. O processo de polimerização ocorre através da mistura a frio com subsequente reação exotérmica.

O aquecimento é, a princípio, um problema sob a perspectiva biológica, pois desenvolve processos de necrose nos tecidos em contato. Segundo Demian e McDermott (Demian 1998) altas temperaturas de polimerização podem ser incentivadas por grande massa de cimento, grande quantidade de monômero e acelerador, iniciadores que formam radicais e iniciam rapidamente o processo. Contudo, sob o ponto de vista mecânico, o processo de aquecimento e o resfriamento subsequente determinam aspectos importantes, dentre os quais as tensões residuais.

O resultado da polimerização implica em um material de ductilidade reduzida, de natureza visco-elástica e anisotrópico, com a formação de micro e macro-poros dispersos além de pré-trincas de retração. Outros fatores podem afetar as propriedades do cimento tais como a iniciação, crescimento e mobilidade das cadeias poliméricas que podem ser lineares ou ramificadas, monômero interagindo com porções de polímero pré-polimerizado e a resistência da interface entre a matriz e os aditivos. Essas características provocam um considerável desvio padrão das propriedades obtidas em testes mecânicos.

Microporos podem ser devido à evaporação do monômero durante e após a reação exotérmica, fluxo e molhamento durante a mistura com a formação de bolhas de ar retido, formação de gás carbônico devido à reação do peróxido benzóico com o acelerador, fluxo turbulento do cimento durante a inserção do implante além da própria técnica de mistura.

Os resultados de testes em amostras padronizadas invariavelmente indicam grande desvio padrão (Yetkinler 1998, Wilkinson 2000). Wilkinson et al. (Wilkinson 2000) testaram cimentos injetados manualmente e cimentos injetados com seringa. Além do elevado desvio padrão, seus resultados também indicaram que o cimento injetado com seringa tem significativamente menos micro e macro poros que o injetado manualmente. Segundo Ries et

al. (Ries in press) existe uma correlação inversa entre tenacidade à fratura e tamanho de poros. Segundo Mc Cormack e Prendergast (Mc Cormack 1999) fatores como tamanho e localização de poros no campo de tensão também devem influenciar o dano. Já foi publicada redução da média da quantidade e tamanho de poros comparando cimento centrifugado e misturado à mão. No entanto, o aumento de densidade de poros e um grande número de pequenos poros poderiam explicar a ausência de acréscimo nas propriedades de fratura e um mínimo desenvolvimento nas propriedades de fadiga dos centrifugados. A mistura a vácuo, por outro lado, diminui o número de poros, pois reduz a quantidade de ar que pode ser retido na massa, o que pode explicar o aumento significativo na vida em fadiga desses comparado ao misturado à mão (Ries in press).

Segundo Janssen et al. (Janssen 2005), o grande desvio padrão dos resultados de ensaios estáticos tem menor efeito *in vivo*. Sob condições homogêneas de tensão como apresentado em amostras de testes, a redução de porosidades tem efeito substancial nas propriedades, enquanto em um campo de tensões com singularidades (cantos vivos), a vida em fadiga é independente do nível de porosidades. Por isso, em projetos de hastes que promovem uma igual distribuição de carga, com mudanças de forma mais suaves, a redução de porosidade no cimento pode ser mais relevante que em projetos que causam alta concentração de tensões no cimento.

Segundo Orr et al. (Orr 2003), em termos de contração volumétrica, os poros podem reduzir tensões. Sendo assim, o cimento misturado a vácuo retrai mais durante a cura que o misturado à mão. Portanto em uma artroplastia, o efeito de retração pode ser mais perigoso com mistura a vácuo. Se isso for verdade, o efeito benéfico de redução de porosidade *in vivo* pode ser anulado pelo aumento das tensões residuais causadas pelo alto nível de retração.

Segundo Janssen et al. (Janssen 2005), essa pode ser outra explicação para o fato do efeito de redução de porosidade na longevidade das reconstruções de quadril ser difícil de ser demonstrado em estudos de acompanhamentos clínicos. Em contraste, a retração não causa altas tensões residuais em amostras de testes experimentais desde que as deformações das amostras não sejam restritas por um implante adjacente. Então, um cancelamento do efeito benéfico de redução de porosidade não ocorre. A discrepância encontrada entre a sobrevivência do cimento em estudos clínicos e experimentais pode ser explicada por diferenças na distribuição de tensões no cimento.

As deformações residuais têm efeito na mecânica da artroplastia, pois sendo elas compressivas, principalmente as radiais e circunferenciais, favorecem a interferência entre a haste e o manto, aumentando a longevidade da reconstrução. Desde que não há ligação química na interface, esta depende da fricção, então as tensões radiais compressivas desenvolvidas devido à cura do cimento têm um papel direto. Segundo Nuño e Amabili (Nuño 2002), o cimento líquido preenche completamente o espaço entre as interfaces com o osso e a haste e serve para distribuir a carga a ser transferida da haste para o osso. Desde que a interface esteja sob compressão, mesmo que não aderida, a carga é transferida, em oposição a uma interface em tração onde uma brecha residual existe e a carga não pode ser transferida. Por outro lado, tensões residuais podem incentivar ou mesmo provocar a formação de trincas, prejudicando o desempenho das reconstruções em longo prazo. Lennon e Prendergast (Lennon 2002) encontraram tensões de 4 a 7 MPa no pico da reação exotérmica que governa a formação de trincas iniciais. Roques et al. (Roques 2004) encontraram picos de tensões residuais positivas devido à retração, variáveis e muito significativas, tão altas quanto 10MPa. Segundo Lennon e Prendergast (Lennon 2002), os valores são inferiores ao limite de ruptura de 25MPa. Portanto, outros fatores tais como poros e concentradores de tensão na região interdigitada entre o osso trabecular e o cimento devem contribuir para o dano. Em nossos experimentos observamos valores de pico exotérmico na ordem de $4000\mu\text{m}/\text{m}$, o que corresponde a 11,2MPa.

As deformações residuais são estabelecidas como o valor remanescente lido no sensor quando da estabilização. Nuño e Avanzolini (Nuño 2002) e Nuño e Amabili (Nuño 2002) definiram, através de simulações numéricas, tensões residuais radiais compressivas entre 2,3 e 3,3MPa em hastes polidas. A magnitude das tensões residuais afetou a distribuição de tensões do cimento na interface. Os valores máximos de tensão no cimento sob cargas funcionais são subestimados quando as análises por elementos finitos não incluem tensões residuais devido à cura. Foram observados em nossos experimentos valores positivos de $3000\mu\text{m}/\text{m}$, que correspondem a 8,4MPa. Considerando que as direções selecionadas para a medição das deformações tenham sido as principais no regime linear elástico, encontramos valores de tensão equivalente na interface da ordem de 3MPa nos modelos físicos e nos modelos numéricos.

Há variação de temperatura de polimerização ao longo da espessura (Sih 1980, Demian 1998, Lennon 2002, Stanczik 2004). Segundo Race et al. (Race 2003), o modelo de microtrincas induzidas na cura é influenciado provavelmente pela distribuição de temperatura

inicial e propriedades térmicas do sistema. Segundo Demian e McDermott (Demian 1998), tensões residuais podem ser resultado de gradientes térmicos devido a variações na taxa de cura que, segundo Stanczik e Rietbergen (Stanczik 2004), são maiores que 20K. Segundo Lennon e Prendergast (Lennon 2002), o gradiente de temperatura provoca maior retração longitudinal no interior da massa acrílica e menor nas interfaces. Evidência disso é a superfície côncava do manto acrílico observado nos modelos físicos como representado na Figura 6.1.

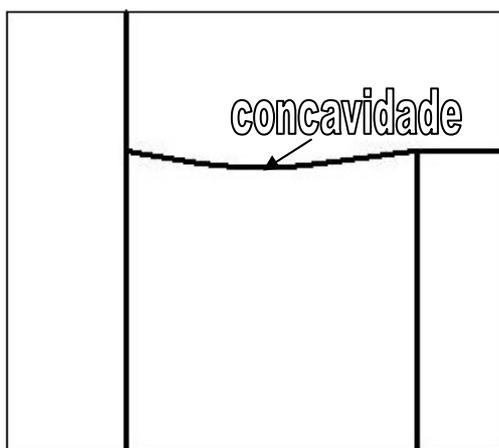


Figura 6.1 – Esquema representando a superfície côncava da extremidade superior do manto de cimento originada devido a retração na polimerização.

A geometria e condições de contorno afetarão a direção da retração. Se um implante é posto no interior de uma massa de cimento, este contrairá em volta do implante e a superfície interna do cimento será radialmente comprimida contra o implante. Na ausência de osso, a superfície externa seria livre de tensões na direção radial. No entanto, se uma casca cortical rígida for aderida ao cimento externo, ela restringiria a retração do cimento para o interior, resultando em tensão radial positiva. Então, em uma artroplastia real a tensão radial no cimento pode variar de compressão no interior a tração no exterior. As constrições geométricas e interfaciais também induziriam tensões circunferenciais positivas conforme o cimento retrai.

A rigidez do invólucro pode então ser uma explicação para o comportamento de diferentes modelos, ou seja, molde de alumínio e esponja menos rígida. A tendência de estabilização das deformações foi compressiva e positiva, respectivamente, nos modelos físicos e nos modelos anatômicos. Esse comportamento pode ser devido aos diferentes tipos de cimento, materiais e geometrias utilizadas, fatores que podem determinar diferentes propriedades de transferência térmica. O método de cimentação dos modelos físicos foi

substancialmente diferente dos modelos anatômicos. De fato, além de ter sido utilizado cimento livre de partículas rádio-opacas e outros aditivos, foi sempre vazado líquido na haste já posicionada, em busca do preenchimento mais eficiente das superfícies.

Nos modelos físicos o cimento ficou confinado no molde de alumínio, livre apenas na parte superior e com uma espessura do manto de 10mm que foi maior que a espessura dos modelos anatômicos. Então podemos considerar que o cimento na região em que as deformações foram medidas estava submetido a um estado de tensões e deformações triaxial. A maior restrição pode ser associada às menores deformações suportadas pelos modelos físicos antes de apresentarem descontinuidades nos testes estáticos. Talvez por esse motivo, os valores de deformação foram substancialmente menores que nos modelos anatômicos sob a mesma magnitude de carregamento externo.

Nuño e Amabilli (Nuño 2002) afirmaram que o cimento expande durante a polimerização, pois observaram redução de diâmetro interno do manto. Porém, em nossos ensaios, as deformações residuais foram geralmente compressivas nos modelos físicos, inclusive as circunferenciais, indicando a retração. Observamos sempre redução visível de volume na polimerização dos modelos físicos. Não foi medida a resistência entre as interfaces, mas o esforço na desmontagem dos modelos nos permite intuir menor resistência na interface do cimento com o molde externo. Orr et al. (Orr 2003) observaram a formação de espaços na interface entre o cimento e o osso em protótipos similares. Estas evidências indicam que de fato ocorre retração de volume, mas não o suficiente para superar a rugosidade do molde externo, mantendo-se desta forma, um certo acoplamento. Então, a simulação numérica da retração foi tratada neste estudo como uma questão de pressão sobre a superfície externa do manto e não como um caso de acoplamento com interferência. Sob esse ponto de vista, obtivemos uma boa concordância entre os valores medidos e simulados de deformações residuais e obtivemos uma redução de 0,01mm na espessura da parede do manto o que corresponde a 0,02mm de redução do diâmetro. A redução de diâmetro do manto devido à retração pode ser responsável por linhas radioluscentes pós-operatórias em regiões da reconstrução onde o cimento estiver em contato direto com a parede cortical e pode ser prejudicial também em regiões de pouca interdigitação com o osso esponjoso, por baixa pressurização.

Segundo Nuño e Amabili (Nuño 2002) a contração térmica do cimento pode gerar maiores tensões residuais axiais do que as encontradas por interferência. No entanto, desde

que o cimento esteja livre para expandir na direção axial, presumivelmente tensões axiais não serão extensas. Nossos modelos anatômicos apresentaram deformações residuais axiais positivas significativas, com média de $1100\mu\text{m}/\text{m}$ e $1004\mu\text{m}/\text{m}$ de desvio padrão. Porém, não analisamos as demais direções. Há a possibilidade de que as deformações axiais foram positivas, pois o manto tem maior liberdade para acomodar-se nessa direção conforme retrai nas direções radial e circunferencial. Considerando finas espessuras de cimento, sob um estado biaxial como em tubos de parede fina, a contração circunferencial provocaria a expansão axial. Deformações residuais positivas dessa ordem associadas às deformações sob cargas funcionais reduzirão a vida do cimento.

A grande variação das deformações residuais, observada tanto nos modelos físicos quanto nos modelos anatômicos indica que os valores são imprevisíveis em uma certa posição. Isso pode estar associado a mecanismos de nucleação da reação de polimerização e pode ter a contribuição de gradientes de temperatura no resfriamento. Uma massa que esteja em expansão térmica na fase inicial de polimerização induzirá deformações residuais compressivas na massa adjacente. A anisotropia pode refletir posteriormente no carregamento externo e na condição de interface, pois tensões heterogêneas podem gerar espaços interfaciais, o que vem a ser mais uma fonte do grande desvio padrão das deformações resultantes dos ensaios.

Alguns estudos anteriores já haviam apontado para a formação de trincas devido à polimerização (Mc Cormack 1999, Orr 2003, Race 2003). Uma vez que as tensões residuais sejam elevadas o suficiente para atingir o limite de ruptura, quando o material atingiu substancialmente suas propriedades sólidas, trincas são produzidas antes mesmo da carga funcional. Em nossos acompanhamentos, variações instantâneas das deformações que coincidiram com estalos nitidamente audíveis, em particular nos modelos físicos, podem ser associadas à formação de microtrincas.

A estabilização das deformações residuais deve ser atingida antes que alguma carga externa seja aplicada, a fim de prevenir possíveis picos excessivos na reconstrução tanto em ensaios como na condição imediata pós-operatória. Roques et al. (Roques 2004) indicaram um tempo de 1,4 hora. Em nossos testes, um período de três horas foi suficiente para atingir a estabilização.

6.2 Ensaio mecânicos dos modelos físicos

Existem alguns problemas na interpretação de resultados obtidos por métodos de elementos finitos aplicados ao caso de reconstruções de quadril. Simulações que não avaliam as variações das características mecânicas do sistema ao longo do tempo podem ser ineficientes, pois ainda está indefinido o quanto dos mecanismos de falha clínica em longo tempo são devidos às características mecânicas de uma configuração idealizada imediatamente pós-operatória. O carregamento externo é complexo nas condições *in vivo*, o comportamento viscoelástico e a anisotropia do cimento devem ser considerados, a própria natureza e complexidade dos modelos por elementos finitos é, enfim, uma limitação. Nas simulações numéricas de Stolk et al. (Stolk 2003), 20 milhões de ciclos produziram dano semelhante ao obtido com 2 milhões nos testes. Essa diferença provavelmente é devida à ausência de poros, pré-trincas e outras irregularidades nos modelos de elementos finitos. Também pode ser devido a defeitos nos ossos sintéticos utilizados.

Sobre modelos axi-simétricos, Gross e Abel (Gross 2001) afirmaram que apesar de não dar uma representação acurada da vida real do sistema, uma geometria simples é muito mais fácil de modelar e rápida de analisar que a geometria complexa de próteses implantadas no fêmur e, portanto, tem sido freqüentemente escolhida e é amplamente aceita como produzindo informações comparativas sobre o efeito de diferentes características de projeto nos níveis de tensão das substituições de juntas de quadril. Para Stolk et al. (Stolk 2003), a maior vantagem da análise por elementos finitos é que protótipos físicos de implantes são dispensados. Testes pré-clínicos podem ser feitos a partir das especificações do projeto inicial e mudanças podem ser analisadas rapidamente. As simulações podem ser uma ferramenta anterior aos testes experimentais.

As propriedades dos constituintes modelados foram escolhidas com base na literatura, com exceção do módulo de elasticidade do cimento. Apesar de Orr et al. (Orr 2003) sugerirem coeficiente de Poisson de 0,455 a maioria dos estudos atribuem um valor em torno de 0,33.

Os modelos físicos foram concebidos para evitar variações senão da forma da haste. Porém, a rigidez é superior para o piloto 4⁰, pois há uma grande seção metálica em proporção à do cimento. Foi utilizado o cimento translúcido para permitir a posterior medição da posição dos sensores, apesar de não ser aplicado clinicamente em artroplastias.

Os modelos físicos foram elaborados sem a pretensão de se tirar conclusões aplicáveis diretamente a uma situação real. A geometria é muito diferente de uma artroplastia total de quadril. Além do molde externo de alumínio, a espessura do cimento de 10mm é um exagero. Porém, foi necessária para comportar os sensores radiais. A ponta das hastes ficou praticamente livre para facilitar o deslizamento sob carga. A técnica aplicada na montagem foi manual, não garantindo precisão de concentricidade e paralelismo entre os constituintes do sistema. Houve considerável diferença na posição dos sensores entre amostras, responsável pelo desvio padrão da simulação numérica. Os sensores apresentaram inclinações em relação à direção radial de até 12° , o que corresponde a um erro de cerca de 2% na comparação.

Os sensores de deformação foram inseridos no interior de um dispositivo com duas etapas prévias de polimerização, o que pode gerar interfaces na subsequente polimerização do manto, além de formação de poros localizados e alteração das propriedades mecânicas. Contudo, corpos de prova com interface foram ensaiados sob flexão estática em nosso laboratório. Embora tenha sido verificada uma diferença na carga e módulo de ruptura, o módulo de flexão não apresentou diferença significativa.

A disposição dos sensores não permite avaliar as direções principais de deformação. Somente a aplicação de sensores triaxiais descreveria o estado de deformações tridimensional. Porém, segundo Nuño e Amabili (Nuño 2002) a análise de componentes radiais, circunferenciais e axiais em vez de alguma tensão equivalente permite ver mudança em cada componente de tensão. Tensões positivas e negativas podem ser facilmente localizadas ao longo de diferentes direções do cimento.

O carregamento axial é apenas uma das componentes *in vivo*. A separação da interface pode ser pronunciada quando com cargas de flexão, principalmente por causa da fluência. Contudo, a proposta dessa pesquisa foi comparar as deformações estáticas iniciais com simulações, o que parece ter sido satisfatório.

Testes estáticos

Os experimentos não apresentaram diferença significativa em relação às simulações sob carregamento estático inicial de 1000N e sob a condição de superfícies aderidas. No entanto, mesmo que as evidências indiquem que há separação na interface ao longo dos

ciclos, não definimos esse mecanismo e o número de ciclos em que poderíamos estabelecer a completa separação.

Existe um debate sobre o efeito da rugosidade superficial das hastes no acoplamento. Há quem defenda que uma haste polida que pode migrar mais apresenta maior deslizamento relativo na interface. Apesar de alguns autores (Chen 2004, Péres 2005) suporem que a adesão geométrica não pode ser simulada exclusivamente por elementos de contato em fricção, as simulações numéricas com atrito Coulombiano, em geral aplicadas, indicam maior nível de tensões no manto considerando coeficientes de atrito se comparado à completa adesão (Mann 1995, Verdonschot 1996a, Verdonschot 1997, Norman 2001, Stolk 2002, Stolk 2003).

Nas simulações é proposto que uma haste polida tenha algum coeficiente de atrito ou mesmo deslizamento puro, sem atrito. Por outro lado, uma haste rugosa poderia ser considerada em simulações como com interfaces aderidas, o que provoca menores níveis de tensão no manto.

Mann et al. (Mann 1995) desenvolveram um modelo por elementos finitos considerando um coeficiente de atrito de 0,3. As máximas tensões principais na porção superior do cimento aumentaram em 95% e foram orientadas circunferencialmente, de forma que poderiam produzir trincas radiais direcionadas longitudinalmente. A falha por fadiga no cimento no terço superior do manto foi considerada uma possibilidade para componentes femorais cimentados com atrito sob severos ciclos de carga.

Norman et al. (Norman 2001) testaram a idéia de uma haste duplamente afilada através de um modelo em elementos finitos com comportamento viscoelástico do cimento e diversas condições de interfaces (completa adesão, atrito 0,22 e sem fricção). A fricção foi encontrada desempenhando o papel majoritário na magnitude e orientação de tensão na interface e na massa acrílica. O aumento da fricção reduz a magnitude de tensão, o escorregamento da haste e o desprendimento por fluência. A migração é função da fricção e da fluência, não sendo um fator determinante da manutenção do engate.

Essas considerações podem incentivar a idéia de que hastes rugosas terão maior taxa de sobrevivência. Causa surpresa, às vezes, a maior vida das polidas. Segundo Lennon et al. (Lennon 2003), a variabilidade na resistência do cimento devido à porosidade e dano por pré-carga da retração mascaram o efeito do aumento de tensão que ocorre com superfície polida.

Porém Verdonshot e Huiskes (Verdonshot 1998) mostraram que uma haste polida pode migrar substancialmente por fluência sem provocar dano na interface enquanto uma haste rugosa pode migrar somente se ocorrer o dano da interface. Uma quantidade de migração axial pós-operatória de uma haste rugosa pode ser mais danosa para a reconstrução que o mesmo montante para uma haste polida. Speirs et al. (Speir 2000) sugerem que uma adesão reforçada entre a haste e o cimento transfere tensões à interface com o osso, levando a falhas prematuras da prótese nessa localização. Crowninshield et al. (Crowninshield 1998), dentre outros autores, mostraram que o esforço para destacar axialmente uma haste metálica do manto acrílico reduz com a rugosidade. Por outro lado, testes de abrasão mostraram que o desgaste aumenta com a rugosidade.

Segundo Collis e Mohler (Collis 2002), em sua descrição inicial do uso de cimento para fixar o componente ao osso, John Charnley postulou que o cimento deveria ser usado como uma massa para transferir carga, não como um agente aderente. A prótese original, com seção retangular, tinha superfície polida. Bons resultados em longo prazo com o uso de uma massa de cimento e prótese de Charnley polida têm sido consistentemente publicados em muitos centros. Os autores observam apenas 3% de prevalência de soltura asséptica do componente femoral requerendo revisão após um acompanhamento mínimo de 20 anos. Por outro lado, observaram 38% de prevalência de perda de adesão da prótese com o cimento. Embora essas hastes tenham ficado às vezes soltas por muitos anos, os pacientes mantiveram excelentes funções clínicas sem dor notável.

Ebramzadeh et al. (Ebramzadeh 2003) por sua vez, mostraram baixo risco de desenvolvimento de linhas radioluscentes na interface entre o cimento e o osso de hastes Charnley flangeadas com superfície rugosa. Existiu apenas uma linha de fratura observada em 47 Charnley tipo Cobra avaliadas após 24 anos de acompanhamento e nenhuma nas Charnley estreitas retas ao longo de todo o acompanhamento.

Segundo Ebramzadeh et al. (Ebramzadeh 2004) nem toda haste femoral cimentada deveria ser altamente polida. No entanto, aquelas projetadas segundo o conceito do acoplamento por cunha apresentam resultados melhores com superfície polida de forma que sistematicamente tem sido observado o retorno a superfícies polidas destas hastes (Berli 2005).

Existem evidências de uma deterioração progressiva observada na interface entre a haste e o cimento através de linhas radioluscentes e testes. Segundo Demian e McDermott

(Demian 1998), a perda de interface entre a haste e o cimento pode ser resultado de fratura do cimento ou falta de adesão devido a matérias estranhas, poros na interface, montante de engate mecânico ou a ausência de ligação química. Estok et al. (Estok 1997) indicaram que o desprendimento inicia especificamente junto às extremidades superior e inferior das próteses. Nos testes de Mc Cormack e Prendergast (Mc Cormack 1999), a perda de adesão interfacial aparentou ter estabilizado com os ciclos, não tendo correlação com o número de trincas no manto após cinco milhões de ciclos.

Verdonschot e Huiskes (Verdonschot 1996b) propuseram um modelo de “emperramento-deslizamento” cíclico. Quando a interface está completamente emperrada, altas tensões no cimento ocorrem na ponta. Então, o material flui inicialmente nessa região levando à redução da tensão normal na interface e na força de fricção. O modo passa a deslizamento nessa região. Esse processo continua até que toda a interface fica em modo de deslizamento, levando a uma migração incremental brusca relativamente ampla e um novo acoplamento.

Segundo Speirs et al. (Speirs 2000), a baixa fricção na interface e o afilamento da haste permitem movimento distal sem danificar o cimento enquanto a haste estabiliza em uma nova posição.

Testes cíclicos

As cargas cíclicas máximas de 7000N são elevadas se comparadas à condição *in vivo*. Verdonschot e Huiskes (Verdonschot 1996) aplicaram tal carregamento para garantir a separação das interfaces. Nós as aplicamos para aumentar a diferença da migração entre os dois tipos de cones.

Os modelos físicos mostraram que a maior conicidade determinou menor migração permanente, pois a componente do cisalhamento na interface sob fluência é menor. No entanto, a maior conicidade não determinou maior nível de deformações radiais devido ao elevado desvio padrão e porque as diferenças significativas talvez fossem obtidas comparando as deformações mais próximas à interface ou com maior diferença de conicidade.

As deformações axiais e radiais cíclicas e permanentes têm sentidos opostos, conforme observamos em uma das amostras. O padrão de deformações ao longo dos ciclos indicou

deformações axiais positivas e radiais negativas, contrariamente ao observado nas cargas estáticas iniciais. A haste vai comprimindo o cimento contra o alumínio ao mesmo tempo em que empurra o cimento para baixo, podendo indicar o deslizamento da haste em relação ao manto. Segundo Fisher et al. (Fisher 1997), deformações axiais são, em geral, consideravelmente maiores que as radiais e circunferenciais. As deformações radiais permanentes observadas na amostra foram significativamente maiores que as axiais, contrariamente a Norman et al. (Norman 2001), que indicaram que a movimentação axial induzida por fluência não resulta no aumento das tensões radiais, parecendo não ser importante para o engate por cunha. Devemos, entretanto, salientar que no caso de uma espessura de manto menor, mais parecida com uma situação real, as deformações radiais seriam inferiores.

As curvas de deslocamento e de deformação apresentaram taxa decrescente, estabilizando entre 200 e 600 mil ciclos, compatíveis com o comportamento à fluência do cimento. Confirmamos que 1 milhão de ciclos é suficiente para atingir-se a estabilização em fluência.

Verdonschot e Huiskes (Verdonschot 1998) afirmaram que o cimento testado após um mês de polimerização inibe o efeito da fluência que ocorre rapidamente logo após a polimerização. Os resultados dos testes indicam que há fluência mesmo após um mês de cura.

6.3 Ensaio mecânicos dos modelos anatômicos

Algumas limitações devem ser ressaltadas quanto aos modelos protéticos e as técnicas utilizadas. Ossos sintéticos foram escolhidos para possibilitar o número de ciclos e os demais parâmetros de teste proposto e para reduzir a variação entre amostras. Mas os materiais e a interação entre eles podem ser diferentes dos ossos humanos.

Outra limitação inerente à condição *in vitro* é a ausência de reações biológicas. A formação de tecidos interfaciais, a perda óssea e a formação de neocórtex envolvendo a massa do cimento (Maloney 1996, Maloney 2002) são exemplos de alterações do sistema difíceis de serem simuladas. Segundo Waide et al. (Waide 2003), o aumento da deformação devido ao remodelamento indica uma possível tendência de falha do manto, em particular na altura da ponta da haste. Segundo Verdonschot e Huiskes (Verdonschot 1997) o efeito da degradação do osso na taxa de dano é elevado, em particular no caso de falta de adesão interfacial.

Limitações de caráter construtivo dos modelos envolvem variações geométricas e de propriedades mecânicas entre amostras, tais como a espessura e continuidade do manto acrílico, variações geométricas da esponja e da casca que representam o osso esponjoso e cortical dos fêmures humanos, variações de posicionamento das hastes, variações na interdigitação entre o cimento e a esponja. Mesmo utilizando um pressurizador calibrado, é difícil garantir que a pressurização teve igual efeito em todo o comprimento do manto entre amostras.

Muitos estudos (Mann 1997, Race 2003, Mann 2004, Kim 2004a, Kim 2004b) alertam que o processo de fratura pode ser por trincas emanadas do osso ou da região interdigitada. Análises desses mecanismos podem ser muito imprecisas quando com a utilização dos fêmures sintéticos.

A força aplicada e a disposição dos fêmures são representativas da postura monopodal, mas podem ser muito diferentes da condição *in vivo*, em particular pela ausência das forças musculares e pela frequência de teste que é muito diferente do real. Existe, ainda, a questão da relaxação viscoelástica do cimento em períodos de repouso. Segundo alguns autores (Shen 1998, Williams 2002), esse é um dos princípios do mecanismo de acoplamento da dupla cunha. As tensões circunferenciais positivas aplicadas ao manto acrílico são aliviadas no repouso, permitindo a migração sem dano.

Segundo Kleemann et al. (Kleemann 2003), mudanças na orientação e projeto do implante são capazes de causar substancial elevação nas tensões do cimento, especialmente nas regiões críticas. Não foram medidas deformações do manto necessariamente nas direções principais, mas apenas a componente axial em algumas posições discretas consideradas importantes, ou seja, o cimento na região do calcar e na altura da ponta da haste, que são as mais propensas a trincas. As tensões radiais podem mesmo ser menores por causa da pequena espessura do manto. No entanto, é possível que as tensões circunferenciais sejam significativas. Buscamos a comparação entre formas com a mínima intromissão no manto, de modo que para tal os sensores uniaxiais de pequenas dimensões foram escolhidos. Diversos sensores foram perdidos no momento da inserção em especial na parte lateral. A técnica de proteção dos fios deveria ter sido otimizada. Apesar disso, foi possível fazer uma análise estatística com pelo menos três amostras. Segundo Cristofolini et al. (Cristofolini 2003), três amostras parecem ser o suficiente para obter 95% de confiança na medição de micro-movimentos. Podemos adotar esse intervalo de confiança considerando que os sensores de

deformação apresentam exatidão similar ou mesmo superior à dos sensores de deslocamento utilizados pelos pesquisadores.

Foram acompanhados apenas os movimentos axiais e de rotação sobre o eixo principal das hastes. Conforme Stolk et al. (Stolk 2003), a rotação sobre o eixo principal é o modo primário de migração. A migração axial por sua vez é a de maior referência em acompanhamentos clínicos e testes, por apresentar valores de maior ordem de grandeza.

Foi medido o movimento global entre a haste e o osso, além de movimento relativo axial entre uma linha de contato do cimento e o osso. Esse procedimento envolve deformações e movimentos relativos ao manto, a esponja e a casca cortical. Cristofolini et al. (Cristofolini 2003) sugerem furações no manto para medir micro-movimentos entre o cimento e a haste com maior acurácia. Orifícios fatalmente mudariam o estado de deformações e poderiam também mudar características iniciais de interface.

A proposta dessa pesquisa foi realizar um estudo com medição simultânea de deformações e movimentos com a menor intervenção possível no sistema para avaliar mudanças de forma de hastes cimentadas polidas sem colar.

Ensaio estático

As deformações estáticas mediais (sensores 1 e 2) foram compressivas e as laterais (sensores 3 e 4) em geral positivas, de acordo com o esperado tanto para o conceito de acoplamento em cunha quanto para o conceito de viga composta. Estok e Harris (Estok 2000) sugerem que o afilamento da haste femoral leva à redução na máxima deformação do cimento. Não verificamos variação das deformações próximas à ponta da haste com as diferentes geometrias o que mostra que os testes podem apresentar diferenças em relação às simulações numéricas principalmente devido à possibilidade de maiores variações geométricas entre as amostras testadas.

As hastes migraram distalmente e o manto em certos casos migrou proximalmente. As hastes em cunha comprimem a parede do manto tendendo a expeli-lo para cima.

A rotação estática das hastes foi em anteversão. Se a haste estiver centrada e inclinada em 10 graus em relação aos planos frontal e lateral, assim como foi feito nos ensaios, então é necessário que a haste tenha sido implantada em um ângulo maior que 45 graus em anteversão

para seguir girando em anteversão nos ensaios. Esse ângulo reduziria um pouco se a haste estivesse em antecurvato. Então deve haver outro mecanismo incentivador do giro em anteversão. Se o atrito na parte superior do dispositivo for elevado a ponto de não permitir o movimento posterior da cabeça, então teremos um ambiente para a anteversão. O atrito entre as esferas e o dispositivo deve ter sido o fator preponderante para o giro em anteversão dos nossos ensaios.

Deformações superficiais dos fêmures compósitos

As deformações superficiais dos fêmures compósitos foram medidas na direção de seu eixo através de sensores uniaxiais. A diferença de inclinação com respeito às direções principais determinou um erro da ordem de 3% (Cervieri 2006). Na parte lateral e anterior os valores de deformação máximos medidos foram positivos enquanto que na parte medial e posterior os valores máximos foram negativos. Na parte anterior e posterior dos fêmures foram medidas as deformações em apenas uma posição. Os resultados apresentados foram o percentual da deformação mantida após a implantação com relação às deformações medidas nos fêmures íntegros. Na parte anterior, mantiveram-se 42% das deformações após a implantação das hastes, enquanto que na parte posterior foram mantidas entre 71 e 98% das deformações medidas nos fêmures íntegros. Na parte lateral e medial foram medidas as deformações em dois pontos, respectivamente nos níveis proximal e distal com relação à haste. Na porção proximal a dupla cunha apresentou o menor percentual de deformação lateral (18%) e o maior medial (49%), enquanto que nos fêmures implantados com a tripla cunha ocorreu o inverso, ou seja, a tripla cunha apresentou o menor percentual medial (33%) e maior lateral (36%), confirmando a hipótese de que a terceira cunha provoca uma menor redução do nível de carregamento no grande trocânter. A força de reação da compressão contra o calcar promove um giro em valgus e aumenta o carregamento no grande trocânter. Na porção distal não verificamos diferenças significativas entre as deformações superficiais dos fêmures dos três grupos de hastes, mantendo-se entre 62 e 77% das deformações dos fêmures íntegros.

Analisando os desenhos das hastes dos três grupos percebem-se outras importantes diferenças geométricas além dos ângulos de afilamento, que são o raio do calcar, a seção transversal proximal e o ângulo entre os eixos. A dupla cunha do grupo B tem um menor raio do calcar, menor seção transversal proximal e maior ângulo entre eixos que as demais, o que

determina uma maior proporção da haste propriamente dita em relação ao corpo proximal e uma menor rigidez no terço superior. Essas características geométricas supostamente permitiram uma maior flexão da haste aumentando o percentual de carregamento contra o calcar. A tripla cunha do grupo C que apresenta uma maior rigidez do terço proximal, por sua vez, mostrou o maior percentual de deformação no grande trocânter.

Ensaio cíclicos

No carregamento cíclico, o fêmur compósito da amostra B1 rompeu por fadiga na região do limite do pino de sustentação após cerca de 100mil ciclos. O fêmur compósito da amostra C1 rompeu na posição distal, no limite dos cêndilos, com cerca de 20 mil ciclos a 7Hz de frequência. Depois de novamente inserida no dispositivo, com comprimento reduzido, não suportou a carga e novamente rompeu, sendo descartada para a seqüência dos testes. O motivo da menor resistência pode ter sido a maior profundidade de cimentação devido ao deslocamento do restritor, determinando uma região menos flexível e sobrecarregando a porção distal do fêmur.

As deformações axiais permanentes do manto de cimento tenderam a valores negativos nas quatro posições dos sensores.

Nos testes cíclicos as hastes A3, B3, B4 e C4 migraram proximalmente. Esse comportamento já foi verificado anteriormente tanto em acompanhamentos clínicos como nos testes de Sangiorgio et al. (Sangiorgio 2004) estudando os deslocamentos de hastes com flange dorsal. Uma possível explicação para o fato, segundo os pesquisadores, é que a retração do manto durante a polimerização aplica tensões residuais circunferenciais compressivas que persistem após a implantação. Durante as cargas cíclicas, cargas torcionais desprendem a interface entre a haste e o cimento e, durante as fases de descarregamento, essas tensões circunferenciais empurram a haste afilada para fora do manto.

A rotação cíclica das hastes A3, C2 e C3 foi em anteversão. Esse comportamento já foi discutido anteriormente para o caso das cargas estáticas iniciais. A diferença é que um menor número de hastes mantiveram a rotação em anteversão durante as cargas cíclicas. Uma hipótese é que sob carregamento cíclico a fricção do indentador superior contra o suporte da máquina é mais facilmente suplantada, favorecendo a rotação em retroversão. Houve diferença significativa na rotação cíclica entre os grupos B e C, com médias de 1,1 graus em

retroversão e 0,22 graus em anteversão, respectivamente. Segundo as hipóteses iniciais, as hastes dupla cunha apresentaram a menor estabilidade rotacional e portanto, maior potencial para revisão prematura.

Nos estudos experimentais e simulações em longo prazo de Stolk et al. (Stolk 2004) a deformação por fluência foi definida como a deformação axial total menos a deformação elástica observada durante o primeiro ciclo de carregamento. Adotamos como critério subtrair as deformações dos últimos 100 ciclos.

As solicitações impostas ao manto provocam a interação de mecanismos de fluência e fadiga, ambas seguindo o comportamento típico de três estágios. A fluência reduz o nível de tensões no manto (Verdonschot 1997, Norman 2001, Stolk 2004) o que pode, a princípio, reduzir o efeito de fadiga. O pico de tensão positiva no manto de cimento, que pode ser visto como a força motriz por trás do processo de acúmulo de dano, pode relaxar sob fluência e assim reduzir a taxa de acúmulo de dano.

Segundo Verdonschot e Huiskes (Verdonschot 1996a), a taxa de fluência decresce com o tempo, indicando que embora continue por um longo período pode vir a ser insignificante em longo prazo.

Em próteses cimentadas, é perigosa a análise de resultados de ensaios obtidos com pequeno número de ciclos. Os movimentos e deformações dos ensaios apresentaram taxa decrescente como no caso dos modelos físicos, estabilizando entre 200 e 600 mil ciclos. Segundo os acompanhamentos por estereofotogrametria Roentgen de Nelissen et al. (Nelissen 2005), a estabilização da taxa de migração em próteses de dupla cunha ocorre em seis meses *in vivo*. O acompanhamento radiográfico não detectou trincas e linhas radioluscentes. Os ensaios cíclicos realizados neste estudo foram insuficientes para determinar um considerável acúmulo de dano no cimento.

A migração de uma haste *in vivo* pode atingir valores bem superiores aos obtidos em testes de modelos antes que seja necessária a revisão. Em especial para hastes polidas sem colar, valores da ordem de milímetros já foram publicados (Yates 2002, Nelissen 2005). Para Verdonschot e Huiskes (Verdonschot 1997), a falha do cimento por si não pode ser responsável pela migração publicada na literatura. Mas a migração vem a ser um indicador do progresso da falha, considerando a formação de camadas de tecidos finos ou a osteólise no osso envolvendo o manto. Segundo Kim et al. (Kim 2004a), a taxa de movimentação axial para um

bom e um mau implante seria de 0,09 a 0,98mm/ano, respectivamente. Especificamente para hastes polidas e sem colar, o limite inferior pode ser de 1,2mm/ano (Yates 2002). Nossos resultados médios são comparáveis ao limite inferior. Obtivemos valores médios de migração entre 0,06 e 0,12mm com máximo de 0,32mm em uma haste. Esses valores são comparáveis à migração verificada em outros experimentos publicados tanto de hastes polidas (Sangiorgio 2004, Glyn-Jones 2005) como para os piores casos de hastes rugosas (Maher 2002, Cristofolini 2003, Stolk 2003).

Finalmente, os ensaios realizados com frequências maiores determinaram menor migração distal das hastes. Maiores frequências determinam menores amplitudes viscoelásticas desfavorecendo os deslocamentos e deformações. Embora não ocorram problemas de aquecimento e amolecimento cíclico, maiores frequências são prejudiciais em testes comparativos, pois reduzem a amplitude dos valores medidos, o que requer instrumentos de maior resolução.

Reimplantação

A cimentação femoral dentro do manto de cimento remanescente foi uma proposta feita inicialmente por Greenwald et al. (Greenwald 1978), cujo objetivo foi evitar a remoção do cimento durante a revisão por ser uma técnica trabalhosa e difícil, associada a complicações como o aumento do tempo cirúrgico, aumento do sangramento, fraturas ou perfurações ósseas. Dessa forma, o cimento é mantido e uma nova camada é adicionada sobre a camada antiga antes da reimplantação de uma nova haste. Os pesquisadores encontraram uma redução de 37% da resistência ao cisalhamento da interface entre as camadas de cimento na presença de sangue durante a introdução do cimento fresco. Segundo Stone et al. (Stone 1989), a medula gordurosa é um contaminante muito mais deletério que o sangue para a resistência da nova camada de cimento, pois reduz mais a resistência mecânica.

Nos casos de revisão do acetábulo a extração da haste e posterior reimplantação após o procedimento, sendo possível, aumentaria o espaço de exposição do acetábulo, reduzindo o tempo de operação sem riscos de perturbações na estabilidade da haste. Nabors et al. (Nabors 1996) fizeram um acompanhamento clínico ao longo de 67 semanas em 42 casos de cirurgias de revisão do acetábulo nas quais as hastes foram extraídas e reimplantadas, além de medições da estabilidade rotacional de amostras construídas com fêmures cadavéricos. Não

encontraram sinais de perda de estabilidade do componente femoral por causa do procedimento de reimplantação. As indicações para a técnica são revisões assépticas nas quais o manto de cimento e o osso adjacente foram preservados e que apresentam espessura adequada em toda sua extensão, sem sinais de trincas e distúrbios da interface entre o cimento e o osso. Hastes polidas e afiladas apresentam maior potencial, devido à fácil remoção sem danos importantes às interfaces ou ao manto de cimento. Esse procedimento deve ser evitado em casos de hastes não adequadamente centradas ou na presença de deficiência no manto de cimento e pode ser aplicado em hastes que sejam afiladas e polidas.

Em uma haste polida, segundo Péres et al (Péres 2005), a suposição de considerá-la como completamente descolada com fricção poderia ser uma boa abordagem, porque a deterioração da interface neste caso é muito rápida, de forma que o descolamento completo ocorre com um milhão de ciclos e não há uma adesão relevante entre a haste e o cimento. A análise de regressão linear indicou que não houve variação da condição inicial após um milhão de ciclos. Obtivemos uma excelente linearidade das deformações medidas nas cargas estáticas antes e depois das cíclicas. Mesmo após a extração das hastes e reimplantação, manteve-se o padrão de deformações. Apesar de terem sido perdidos muitos sensores no procedimento de extração das hastes, de forma que apenas nove operaram em cinco modelos testados, novamente obtivemos excelente linearidade entre as cargas estáticas após o ensaio em fadiga e as cargas após a reimplantação. Se supusermos que as deformações no manto sejam alteradas com a mudança da mecânica de interface e que nas cargas estáticas iniciais a condição é de interfaces aderidas, essa condição foi mantida mesmo extraído e reimplantando a haste. Há indícios de acoplamento mecânico. Então, uma haste polida pode ser simulada com condições de adesão, ao menos em curto prazo.

6.4 Acompanhamentos radiográficos

As reconstruções do grupo A apresentaram menor espessura de manto no plano frontal, inclusive com deficiência de cimentação na parte superior e diferenças significativas nas zonas de Gruen 1, 5 e 7 em relação aos outros dois grupos. Nas projeções laterais houve diferença significativa na zona de Gruen 13 entre os grupos B e C e na zona de Gruen 14 em que o grupo C diferenciou-se dos grupos A e B. As amostras do grupo A apresentaram em geral um melhor alinhamento com respeito ao eixo do fêmur. No plano frontal, todas as demais foram implantadas em varus e no plano lateral, a amostra A3 foi implantada de forma

centralizada, as amostras A1, C2, C3 e C4 foram implantadas em antecurvato enquanto que as demais foram implantadas em recurvato. Então, há diferenças importantes entre os grupos em termos da espessura de manto e de posicionamento, o que implica em outras variáveis geométricas além das inicialmente selecionadas.

O preenchimento percentual de haste em função da cavidade intramedular, analisado através da relação de áreas no plano frontal foi realizado para comparar a rigidez das hastes dos três grupos. Observamos maiores valores no nível intermediário para a amostra do grupo B (47%), no nível inferior para a amostra do grupo A (46%) e pequena diferença entre os grupos no nível superior (55% para a amostra A, 49% para a amostra B e 52% para a amostra C). Estes resultados estão de acordo com as variações de seção das hastes as quais determinam diferenças de rigidez e devem, portanto, serem vistos como uma nova variável.

7 Conclusões

O processo de polimerização do cimento tem como característica a promoção de um grande nível de tensões residuais que pode provocar trincas iniciais na presença de fatores de concentração de tensões tais como poros. As deformações residuais, contudo, apresentam grande variação em uma mesma posição entre amostras e dependem da geometria.

A retração de polimerização tratada como um caso de pressão externa promoveu deformações comparáveis às obtidas no ensaio. A retração pode ser prejudicial nas reconstruções do quadril em regiões onde não há interdigitação do cimento com o osso esponjoso, mas é adequada ao acoplamento inicial, pois as tensões residuais compressivas provocam interferência.

As deformações residuais positivas podem ser vistas como críticas em termos de formação e propagação de trincas por fadiga.

A estabilização das deformações residuais ocorre em torno de três horas a partir do início da mistura do cimento e são mantidas por longos períodos se as reconstruções estiverem em repouso.

Nas simulações numéricas baseadas nas medições de deformação do manto sob carregamentos axiais estáticos dos modelos físicos observamos que a interface aderida é representativa das condições iniciais de carregamento. Porém há migração sob fluência com possibilidade de cisalhamento interfacial sob um severo carregamento.

Os modelos físicos indicaram maior taxa de migração com menor conicidade, o que não foi verificado nos modelos anatômicos para os quais outros fatores geométricos devem ser avaliados como importantes para a movimentação da haste.

Para os três grupos de hastes dos modelos anatômicos houve diferenças significativas apenas na rotação permanente e a tendência a uma maior migração distal foi maior para a dupla cunha. As hastes do tipo tripla cunha conferem uma menor redução do nível de carregamento no grande trocânter. Contudo, há mais variáveis no sistema que apenas o afilamento das hastes. O raio do calcar e a rigidez proximal são diferentes entre os grupos. Houve diferença de posicionamento das hastes com respeito ao eixo do fêmur além de diferenças na espessura dos mantos de cimento. Então, desconsiderando as variáveis e segundo as hipóteses iniciais, as hastes do tipo tripla cunha são as mais favoráveis em termos de estabilidade rotacional e reabsorção óssea adaptativa.

A reimplantação da mesma haste femoral no manto de cimento remanescente não altera significativamente, em condições experimentais, a estabilidade do implante e o ambiente mecânico, mesmo após um carregamento em fadiga de um milhão de ciclos.

8 Sugestões de estudos complementares

Nessa pesquisa, as deformações permanentes foram acompanhadas apenas em um dos modelos físicos de menor conicidade. Há, portanto, a possibilidade de análise de mais amostras para verificar se há diferença significativa nas deformações permanentes com diferentes cones.

A partir das medições de deformação do manto dos modelos anatômicos é possível realizar uma simulação numérica tri-dimensional em elementos finitos para aplicar a mesma técnica comparativa realizada com os modelos físicos nessa pesquisa, a fim de verificar aspectos tais como a condição de interface entre a haste e o cimento.

Nessa pesquisa os grupos protéticos possuíam outras diferenças além da quantidade de faces em cunha e ângulos de afilamento. Sugerimos estudos específicos nos quais os grupos apresentem menores diferenças geométricas.

O número de ciclos utilizado nesse estudo foi insuficiente para provocar danos consideráveis no manto. Talvez testes mais severos permitam a comparação adequada do dano em regiões como o calcar e o nível da extremidade inferior das hastes. Após a aplicação de mais ciclos, pode ser realizada uma análise visual e por microscopia eletrônica de varredura em seções transversais das reconstruções verificando a incidência e morfologia das trincas. Uma abordagem analítica do dano também pode ser viabilizada com os testes mais severos.

9 Referências bibliográficas

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, ABNT NBR ISO 7206-04, (2004), **Implantes para cirurgia – Próteses parcial e total de articulação de quadril. Parte 4: Determinação das propriedades de resistência à fadiga dos componentes de hastes femorais.**

Bachus K.N., Bloebaum R.D., Jones R.E., (1999), **Comparative micromotion of fully and proximally cemented femoral stems**, Clinical Orthopaedics and Related Research, 366, pp.248-257.

Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G.N., (2001), **Hip contact forces and gait patterns from routine activities**, Journal of Biomechanics, 34, pp. 859-871.

Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A., (1995a), **Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants?**, Journal of Biomechanics, v.28, n^o5, pp.535-553.

Bergmann G., Kniggenndorf H., Graichen F., Rohlmann A., (1995b), **Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint**, Journal of Biomechanics, v.28, n^o7, pp.817-827.

Berli B.J., Schäfer D., Morscher E.W., (2005), **Ten-year survival of the MS-30 matt-surfaced cemented stem**, Journal of Bone and Joint Surgery, v.87-B, n^o7, pp.928-933.

Berry D.J., Harmsen W.S., Cabanela M.E., Morrey B.F., (2002), **Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components.** Journal of Bone and Joint Surgery Am. Feb;84-A(2):171-7.

Böhm P., Bischel O., (2004), **The use of tapered stems for femoral revision surgery**, Clinical Orthopaedics and Related Research, v.1(420), pp.148-159.

Bozkaya D., Müftü S., (2003), **Mechanics of the tapered interference fit in dental implants**, Journal of Biomechanics, 36, pp.1649-1658.

Breusch S.J., Lukoschek M., Kreutzer J., Brocai D., Gruen, T.A., (2001), **Dependency of cement mantle thickness on femoral stem design and centralizer**, The Journal of Arthroplasty, v.16, n^o5, pp.648-657.

Britton J.R., Lyons C.G., Prendergast P.J., (2004), **Measurement of the Relative Motion Between an Implant and Bone under Cyclic Loading**, Strain 40, 193–202.

Cervieri André, (2006), **Desenvolvimento de método para avaliação de deformações associadas a diferentes geometrias e tamanhos de hastes de quadril cimentadas**, Tese, PPGEM:UFRGS.

Chareancholvanich K., Bourgeault C.A., Schmidt A.H., Gustilo R.B., Lew W.D., (2002), **In vitro stability of cemented and cementless femoral stem with compaction**, Clinical Orthopaedics and Related Research, 394, pp.290-302.

- Charnley J., (1961), **Arthroplasty of the Hip, a new operation.** Lancet 1:1129.
- Charnley J., (1979), **Low Friction Arthroplasty of the Hip, Theory and Practice.** Heidelberg, Springer.
- Charnley J., (1972), **The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip, performed as a primary intervention.** Journal of Bone and Joint Surgery. 54-B:61.
- Chen J., Browne M., Taylor M., Gregson P.J., (2004), **Application of an interface failure model to predict fatigue crack growth in na implanted metallic femoral stem,** Computer Methods and Programs in Biomedicine, 73, pp.249-256.
- Chiu K.H., Shen W.Y., Cheung K.W., Tsui H.F., (2005), **Primary Exeter total hip arthroplasty in patients with small femurs, a minimal of 10 years follow-up,** The Journal of Arthroplasty, v.20, n⁰³, pp. 275-281.
- Chu Y., Elias J.J., Duda G.N., Frassica F.J., Chao E.Y.S., (2000), **Stress and micromotion in the taper lock joint of a modular segmental bone replacement prosthesis,** Journal of Biomechanics, 33, pp.1175-1179.
- Claes L., Fiedler S., Ohnmacht M., Duda, G.N., (2000), **Initial stability of fully and partialy cemented femoral stem,** Clinical Biomechanics, 15, pp.750-755.
- Clarck, (1981), **Wear of artificial joint materials. I. Friction and wear studies: vality of wear-screening protocols.** Eng.Med.;10:115-122.
- Collis D.K., Mohler, C.G., (2002), **Comparison of clinical outcomes in total hip arthroplasty using rough and polished cemented stems with essentially the same geometry,** The Journal of Bone and Joint Surgery, 4, v.84-a, pp.586-592.
- Colombi P., (2002), **Fatigue analysis of cemented hip prosthesis: damage accumulation scenario and sensitivity analysis,** International Journal of Fatigue, n⁰²⁴, pp. 739-746.
- Cristofolini L., Metti C., Viceconti M., (2003), **Strain patterns induced by press-fitting and by an external load in hip arthroplasty: a photoelastic coating study on bone models,** Journal of Strain Analysis, v.38, n⁰⁴, pp. 289-301.
- Cristofolini L., Teutonico A.S., Monti L., Cappello A., Toni A., (2003), **Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of a protocol to discriminate between “good” and “bad” designs,** Journal of Biomechanics, 36, pp.1603-1615.
- Crowninshield R.D., Jennings J.D., Laurent M.L., Maloney W.J., (1998), **Cemented femoral component surface finish mechanics,** Clinical Orthopaedics and Related Research, v.355, pp. 90-102.
- DeLee J.G., Charnley J., (1976), **Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement.** Clin Orthop (121):20-32.
- Demian H.W., McDermott K., (1998), **Regulatory perspective on characterization and testing of orthopedic bone cements,** Biomaterials 19, pp.1607-1618.
- Dujardin F.H., Mollard R., Toupin J.M., Coblenz A. Thomine J.M., (1996), **Micromotion, fit, and fil of custom made femoral stems designed with an automated process,** Clinical Orthopaedics and Related Research, v1(325), pp.276-289.
- Ebramzadeh E., Normand P.L., Sangiorgio S.N., Llinás A., Gruen T.A., McKellop H.A., Sarmiento A., (2003), **Long-term radiographic changes in cemented total hip arthroplasty with six designs of femoral components,** Biomaterials, 24, pp.3351-3363.
- Ebramzadeh E., Sangiorgio S.N., Longjohn D.B., Buhari C., Dorr L.D., (2004), **Initial stability of cemented femoral stems as a function of surface finish, collar, and stem size,** The Journal of Bone and Joint Surgery, v.86-A, n⁰¹, pp.106-115.
- Ek E.T., Choong F.M., (2005), **Comparison between triple-tapered and double-tapered cemented femoral stems in total hip arthroplasty – a prospective study comparing the C-stem versus the Exeter Universal early results after 5 years of clinical experience,** The Journal of Arthroplasty, v.20, n^{0 1}, pp.94-100.

- Estok D.M., Harris W.H., (2000), **A stem design change to reduce peak cement strains at the tip of cemented total hip arthroplasty**, Journal of Arthroplasty, 15, n^o 5, pp.584-589.
- Estok D.M., Orr T.E., Harris W.H., (1997), **Factors affecting cement strains near the tip of a cemented femoral component**, The Journal of Arthroplasty, v.12, n^o1, pp. 40-48.
- Fischer D.A., Tsang A.C., Paydar N., Milionis S., Turner C.H., (1997), **Cement-mantle thickness affects cement strains in total hip replacements**, Journal of Biomechanics, v.30, n^{os}11/12, pp.1173-1177.
- Fowler J.L., Gie G.A., Lee A.J.C, Ling M.A., (1988), **Experience with the Exeter Total Hip Replacement since 1970**. Orthop Clin North Am Jul; 19(3):477-89.
- Gillies R.M., Morberg P.H., Bruce W.J.M., Turnbull A., Walsh W.R., (2002), **The influence of design parameters on cortical strain distribution of a cementless titanium femoral stem**, Medical Engineering & Physics 24, pp.109-114.
- Glyn-Jones S., Gill H.S., Beard D.J., McLardy-Smith P., Murray D.W., (2005), **Influence of stem geometry on the stability of polished tapered cemented femoral stems**, The Journal of Bone and Joint Surgery, v.87-b, n^o7, pp.921-927.
- Gomes, L.S.M., (2004), **Proposta de Sistemática para o Registro de Implantes Osteoarticulares**. Parecer em resposta à solicitação de auxílio técnico feito pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária –ANVISA-Tecnovigilância.
- Götze C., Steens W., Vieth V., Poremba C., Claes L., Steinbeck J., (2002), **Primary Stability in Cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis**, Clinical Biomechanics, 17 pp.267-273.
- Greenwald A.S., Narten N.C., Wilde A.H., (1978), **Points in the technique of recementing in the revision of an implant arthroplasty**. Journal of Bone and Joint Surgery; 60-B:107-10.
- Gross S., Abel E.W., (2001), **A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the fêmur**, Journal of Biomechanics, 34, pp.995-1003.
- Haboush E.J., (1953), **A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic and other considerations**. Bull. Hosp. Dis. Orthop. Inst 14:242.
- Halley D.K., Glassman A.H., (2003), **Twenty – to twenty – six- year radiographic review in patients 50 years of age or younger with cemented Charnley low-friction arthroplasty**, The Journal of Arthroplasty, v.18, n^o7, suppl.1, pp. 79-85.
- Hedia H.S., Barton D.C., Fisher J., Elmidany T.T., (1996), **A method for shape optimization of a hip prosthesis to maximize the fatigue life of the cement**, Med. Eng. & Physics, v.18, pp.647-654.
- Hertzler J., Miller M.A., Mann K.A., (2002), **Fatigue crack growth rate does not depend on mantle thickness: an idealized cemented stem construct under torsional loading**, Journal of Orthopaedic Research, 20, pp.676-682.
- Hirakawa K., Jacobs J.J., Urban R., Saito T., (2004), **Mechanisms of Failure of Total Hip Replacements: Lessons Learned From Retrieval Studies**, Clinical Orthopaedics and Related Research, v.420, pp.10-17.
- Huiskes R., Boeklagen R., (1989), **Mathematical shape optimization of hip prosthesis design**, Journal of Biomechanics, v.22, n^o 8/9, pp.793-804.
- Huiskes R., Verdonschot N., Nivbrant B., (1998), **Migration, stem shape, and surface finish in cemented total hip arthroplasty**, Clinical Orthopaedics and Related Research, 355, pp.103-115.
- Janssen D., Stolk J., Verdonschot N., (2005), **Why would cement porosity reduction be clinically irrelevant while experimental data show the contrary**, Journal of Orthopaedic Research, in press.
- Jones R.E., Willie B.M., Hayes H., Bloebaum R.D., (2005), **Analysis of 16 retrieved proximally cemented femoral stems**, The Journal of Arthroplasty, v.20, n^o1, pp. 84-93.

Kassi J-P., Heller M.O., Stoeckle U., Perka C., Duda G.N., (2005), **Stair climbing is more critical than walking in pre-clinical assessment of primary stability in cementless THA in vitro**, Journal of Biomechanics, in press.

Katoozian H., Davy D.T., (2000), **Effects of loading conditions and objective function on three-dimensional shape optimization of femoral components of hip endoprostheses**, Medical Engineering & Physics, 22, pp.243-251.

Kim D., Miller M.A., Mann K.A., (2004a), **A fatigue damage model for the cement-bone interface**, Journal of Biomechanics, 37, pp.1505-1512.

Kim D., Miller M.A., Mann K.A., (2004b), **Creep dominates tensile fatigue damage of the cement-bone interface**, Journal of Orthopaedic Research, 22, pp.633-640.

Kleemann R.U., Heller M.O., Stoeckle U., Taylor W.R., Duda G.N., (2003), **THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses**, Journal of Orthopaedic Research, v.21, pp.767-774.

Lengsfeld M., Burchard R., Günther D., Pressel T., Schmitt J., Leppeck R., Griss P., (2005), **Femoral strain changes after total hip arthroplasty – patient-specific finite element analyses 12 years after operation**, Medical Engineering & Physics, v.27, pp.649-654.

Lennon A.B., McCormack B.A., O, Prendergast P.J., (2003), **The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femoral prostheses**, Medical Engineering & Physics, 25, pp.833-841.

Lennon A.B., Prendergast P.J., (2002), **Residual stress due to curing can initiate damage in porous bone cement: experimental and theoretical evidence**, Journal of Biomechanics, v.35, pp. 311-321.

Maher S.A., Prendergast P.J., (2002), **Discriminating the loosening behavior of cemented hip prostheses using measurements of migration and inducible displacement**, Journal of Biomechanics, 35, pp.257-265.

Maloney W.J., Schmalzried T., Harris W.H., (2002), **Analysis of long-term cemented total hip arthroplasty retrievals**, Clinical Orthopaedics and Related Research, n^o405, pp. 70-78.

Maloney W.J., Sychterz C., Bragdon C., McGovern T., Jasty M., Engh C.A., Harris W.H., (1996), **The Otto Aufranc Award: Skeletal Response to well fixed femoral components inserted with and without cement**, Clinical Orthopaedics and Related Research, v.1(333), pp.15-26.

Mandell J.A., Carter D.R., Goodman S.B., Schurman D.J., Beaupré G.S., (2004), **A conical-collared intramedullary stem can improve stress transfer and limit micromotion**, Clinical Biomechanics, 19, pp.695-703.

Mann K.A., Ayers D.C., Werner F.W., Nicoletta R.J., Fortino M.D., (1997), **Tensile strength of the cement-bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement**, Journal of Biomechanics, v.30, n^o4, pp.339-346.

Mann K.A., Bartel D.L., Wright T.M., Burstein A.H., (1995), **Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: a more realistic model**, Journal of Biomechanics, v.28, n^o9, pp.1067-1078.

Mann K.A., Gupta S., Race A., Miller M.A., Cleary R.J., Ayers D.C., (2004), **Cement Microcracks in thin-mantle regions after in vitro fatigue loading**, The Journal of Arthroplasty, v.19, n^o5, pp.605-612.

McCormack B.A.O., Prendergast P.J., (1999), **Microdamage accumulation in the cement layer of hip replacements under flexural loading**, Journal of Biomechanics, 32, pp.467-475.

McNamara B.P., Cristofolini L., Toni A., Taylor D., (1997), **Relationship between bone-prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction**, Journal of Biomechanics, v.30, n^o6, pp.621-630.

Morlock M., Schneider E., Bluhm A., Vollmer M., Bergmann G., Müller V., Honl M., (2001), **Duration and frequency of every day activities in total hip patients**, Journal of Biomechanics, 34, pp.873-881.

- Nabors E.D., Liebelt R., Mattingly D.A., Bierbaum B.E., (1996), **Removal and reinsertion of cemented femoral components during acetabular revision**. The Journal of Arthroplasty; v.11(2), pp.146-52.
- Nelissen R.G.H.H., Garling E.H., Valstar E.R., (2005), **Influence of Cement Viscosity and Cement Mantle Thickness on Migration of the Exeter Total Hip Prosthesis**, The Journal of Arthroplasty, v.20, n⁰4.
- Neumann L., Freund K.G., Sorenson K.H., (1994), **Long-term results of Charnley total hip replacement: review of 92 patients at 15 to 20 years**. Journal of Bone and Joint Surgery(Br); 76-B:245-51.
- Norman T.L., Thyagarajan G., Saligrama V.C., (2001), **Stem surface roughness alters creep induced subsidence and “taper-lock” in a cemented femoral hip prosthesis**, Journal of Biomechanics, 34, pp.1325-1333.
- Nuño N., Avanzolini G., (2002a), **Residual stresses at the stem-cement interface of an idealized cemented hip stem**, Journal of Biomechanics, 35, pp. 849-852.
- Nuño N., Amabili M., (2002b), **Modeling debonded stem-cement interface for hip implants: effect of residual stresses**, Clinical Biomechanics, 17, pp.41-48.
- Older J., **Charnley low-friction arthroplasty – a worldwide retrospective review at 15 to 20 years**, (2002), The Journal of Arthroplasty, v.17, n.6, pp.675-680.
- Older J., (1986), **Low-friction arthroplasty of the hip. A 10-12-year follow-up study**. Clinical Orthopaedics, 211:36.
- Orr J.F., Dunne N.J., Quinn J.C., (2003), **Shrinkage stresses in bone cement**, Biomaterials, 24, pp.2933-2940.
- Pennock A.T., Schmidt A.H., Bourgeault C.A., (2002), **Morse – type tapers. Factors that may influence taper strength during total hip arthroplasty**, The Journal of Arthroplasty, v.17, n⁰6, pp.773-778.
- Péres M.A., García J.M., Doblaré M., (2005), **Analysis of the debonding of the stem cement interface in intramedullary fixation using a non-linear fracture mechanics approach**, Engineering Fracture Mechanics, 72, pp.1125-1147.
- Peters C.L., Bachus K.N., Craig M.A., Higginbotham T.O., (2001), **The effect of femoral prosthesis design on cement strain in cemented total hip arthroplasty**, The Journal of Arthroplasty, v.16, n⁰2, pp.216-224.
- Race A., Miller M.A., Ayers D.C., Mann K.A., (2003), **Early cement damage around a femoral stem is concentrated at the cement/bone interface**, Journal of Biomechanics, 36, pp.489-496.
- Ries M.D., Young E., Al-Marashi L., Goldstein P., Hetherington A., Petrie T., Pruitt L., (2006), **In vivo behavior of acrylic bone cement in total hip arthroplasty**, Biomaterials, in press.
- Roques A., Browne M., Taylor A., New A., Baker D., (2004), **Quantitative measurement of the stresses induced during polymerisation of bone cement**, Biomaterials, 25, pp.4415-4424.
- Sangiorgio S.N., Ebramzadeh E., Longjohn D.B., Dorr L., (2004), **Effects of dorsal flanges on fixation of a cemented total hip replacement femoral stem**, The Journal of Bone and Joint Surgery, v.86a, n⁰4, pp.813-820.
- Schmalzried T.P., Szuszczewicz E.S., Northfield M.R., Akizuki K.H., Frankel R.E., Belcher G., Amstutz H.C., (1998), **Quantitative Assessment of Walking Activity after Total Hip or Knee Replacement**. J. Bone Joint Surg.;80-A:54-59.
- Seedhom B.B., Dowson D., Wright V., (1973), **Wear of solid phase formed HDPE in relation to the life of artificial hips and knees**. Wear.1973; 24:35-51.
- Shen G., (1999), **Femoral stem fixation. an engineering interpretation of the long-term outcome of Charnley and Exeter stems**. Journal of Bone and Joint Surgery Br Mar; 81(2):372.
- Shen, G., (1998), **Femoral stem fixation: an engineering interpretation of the long-term outcome of Charnley and Exeter stems**, The Journal of Bone and Joint Surgery, v.80-B, n⁰5, pp. 754-756.
- Shigley J.E., Mischke C.R., (2001), **Mechanical Engineering Design**, 6^a ed., McGraw-Hill, NY.

- Sih G.C., Connelly G.M., Berman A.T., (1980), **The effect of thickness and pressure on curing of PMMA bone cement for the total hip joint replacement**, *Journal of Biomechanics*, v.13, pp. 347-352.
- Silva M., Jackson W.O., Shepherd E.F., dela Rosa M., Schmalzried T.P., (2004), **The effect of activity patterns and intensity on polyethylene wear**. *Journal of Bone and Joint Surgery*; 86-B: supplIV 404-5.
- Speirs A.D., Slomczykowski M.A., Orr T.E., Siebenrock K., Nolte L.P., (2000), **Three-dimensional measurement of cemented femoral stem stability: an in vitro cadaver study**, *Clinical Biomechanics*, 15, pp. 248-255.
- Stanczyk M., van Rietbergen B., (2004), **Thermal analysis of bone cement polymerization at the cement-bone interface**, *Journal of Biomechanics*, 37, pp.1803-1810.
- Stansfield B.W., Nicol A.C., Paul J.P., Kelly I.G., Graichen F., Bergmann G., (2003), **Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb**, *Journal of Biomechanics*, 36, pp.929-936.
- Stolk J., Maher S.A., Verdonschot N., Prendergast P.J., Huiskes R., (2003), **Can finite element models detect clinically inferior cemented hip implants?**, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n^o409, pp.138-150.
- Stolk J., Verdonschot N., Cristofolini L., Toni A., Huiskes R., (2002), **Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests**, *Journal of Biomechanics*, 35, pp.499-510.
- Stolk J., Verdonschot N., Huiskes R., (2001), **Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction**, *Journal of Biomechanics*, 34, pp.917-926.
- Stolk J., Verdonschot N., Murphy B.P., Prendergast P.J., Huiskes R., (2004), **Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement**, *Engineering Fracture Mechanics*, v.71, pp.513-528.
- Stone M.H., Wilkinson R., Stother I.G., (1989), **Some factors affecting the strength of the cement-metal interface**. *Journal of Bone and Joint Surgery (B)*;71-B:217-21.
- Verdonschot N., Huiskes R., (1996a), **Mechanical effects of stem cement interface Characteristics in total hip replacement**, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v.1, 329, pp.326-336.
- Verdonschot N., Huiskes R., (1996b), **Subsidence of THA stems due to acrylic cement creep is extremely sensitive to interface friction**, *Journal of Biomechanics*, v.29, n^o12, pp.1569-1575.
- Verdonschot N., Huiskes R., (1998), **Surface roughness of debonded straight-tapered stem in cemented THA reduces subsidence but not cement damage**, *Biomaterials*, 19, pp.1773-1779.
- Verdonschot N., Huiskes R., (1997), **The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of cement**, *Journal of Biomechanics*, v.30, n^o8, pp.795-802.
- Vora A., Kudrna J.C., Harder V.S., Mazahery B., (2003), **Early failure of a proximally cemented, distally uncemented total hip arthroplasty**, *The Journal of Arthroplasty*, v.18, n^o7, pp.889-896.
- Waide V., Cristofolini L., Stolk J., Verdonschot N., Toni A., (2003), **Experimental investigation of bone remodelling using composite femurs**, *Clinical Biomechanics*, 18, pp.523-536.
- Wallbridge N.C., Dowson D., (1982), **The walking activity of patients with artificial hip joints**. *Eng.Med.*;11:95-96.
- Wan Z., Dorr L.D., Woodsome T., Ranawat A., Song M., (1999), **Effect of stem stiffness and bone stiffness on bone remodeling in cemented total hip replacement**, *The journal of Arthroplasty*, v.14, n^o2, pp.149-158.
- Wilkinson J.M., Eveleigh R., Hamer A.J., Milne, A., Miles, A., W., Stockley, I., (2000), **Effect of mixing technique on the properties of acrylic bone cement – a comparison of syringe and bowl mixing systems**, *The Journal of Arthroplasty*, v.15, n^o5, pp.663-667.

Williams H.D.W., Browne G., Gie G.A., Ling R.S.M., Timperley A.J., Wendover N.A., (2002), **The Exeter universal cemented femoral component at 8 to 12 years: a study of the first 325 hips**, The Journal of Bone and Joint Surgery, v.84-B, n^o3, pp.324-334.

Wroblewski B.M., Siney P.D., Fleming P.A., (2002), **Charnley low-frictional torque arthroplasty in patients under the age of 51 years. Follow-up to 33 years**. Journal of Bone and Joint Surgery Br. May;84(4):540-3.

Wroblewski B.M., Siney P.D., Fleming P.A., (2001), **Triple taper polished cemented stem in total hip arthroplasty – rationale for the design, surgical technique, and 7 years of clinical experience**, The Journal of Arthroplasty, v.16, n^o8, pp.37-41.

Yates P., Gobel D., Bannister G., (2002), **Collarless Polished Tapered Stem, Clinical and Radiological Follow-up Over 5 Years**, The Journal of Arthroplasty, v.17, n^o2, pp.189-195.

Yetkinler D.N., Litsky A.S., **Viscoelastic behaviour of acrylic bone cement**, (1998), Biomaterials, 19, pp.1551-1559.

Yoon S.Y., Jang G.H., Kim Y.Y., (1989), **Shape optimal design of the stem of a cemented hip prosthesis to minimize stress concentration in the cement layer**, Journal of Biomechanics, v.22, n^o 11/12, pp.1279-1284.

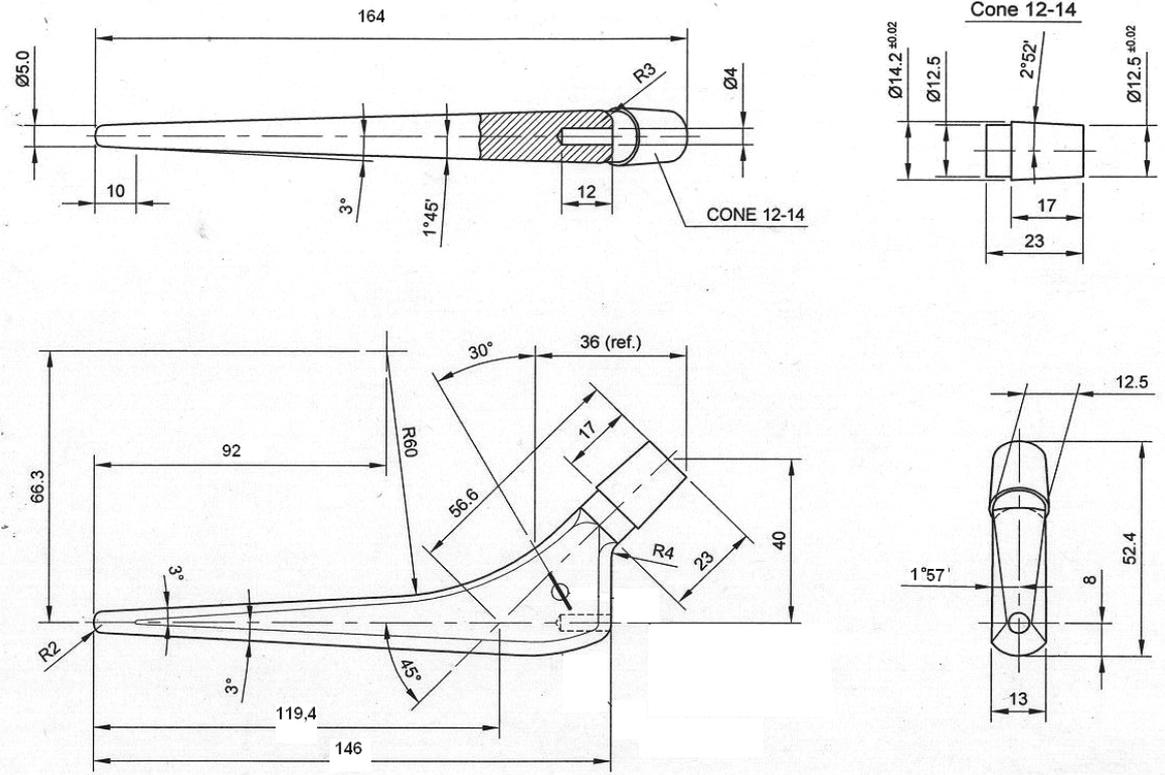


Figura 10.3 - Desenho esquemático com as cotas pertinentes da haste C.
