

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

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

ESTUDO COMPARATIVO DO PADRÃO DE TRANSMISSÃO DE CARGA E DA
ESTABILIDADE PRIMÁRIA *IN VITRO* ENTRE HASTES DE QUADRIL NÃO
CIMENTADAS DE DIFERENTES GEOMETRIAS

Roberto Marques Strohaecker

Dissertação para obtenção do título de Mestre em Engenharia

Porto Alegre
2008

Roberto Marques Strohaecker
Engenheiro Metalúrgico

ESTUDO COMPARATIVO DO PADRÃO DE TRANSMISSÃO DE CARGA E DA
ESTABILIDADE PRIMÁRIA *IN VITRO* ENTRE HASTES DE QUADRIL NÃO
CIMENTADAS DE DIFERENTES GEOMETRIAS

Trabalho realizado no Departamento de Metalurgia da Escola de Engenharia da UFGRS, dentro do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais – PPGEM, como parte dos requisitos para a obtenção do título de mestre em Engenharia.

Área de Concentração: Ciência e Tecnologia dos Materiais

Orientador: Prof. Dr. Afonso Reguly

Porto Alegre
2008

Dedico este trabalho a todos os pacientes brasileiros que aguardam em fila de espera por uma cirurgia ortopédica.

AGRADECIMENTOS

À minha família e amigos por sempre estarem do meu lado.

Ao professor Afonso Reguly pela orientação e apoio.

Ao professor Luiz Sérgio Marcelino Gomes pelas contribuições e por ter sido o idealizador dessa pesquisa.

Aos colegas André Cervieri e Sandro Griza pelas valorosas contribuições.

Ao projetista Eduardo Klain, pelas informações sobre os desenhos das próteses.

Aos demais envolvidos no trabalho, Genaro Zanon, Dr. Gerson Ávila, MDT Implantes Ortopédicos.

A todos os colegas do Laboratório de Metalurgia Física da UFRGS, pela amizade e companheirismo.

Ao CNPq, pelo suporte financeiro.

RESUMO

O presente trabalho é um estudo comparativo entre três modelos de hastes de quadril não cimentadas, em que foram avaliadas a variação dos padrões de deformações corticais entre um osso intacto e o mesmo osso com uma haste implantada e a estabilidade primária de cada prótese quanto à rotação e migração axial (micromovimentos relativos entre o osso e a haste). Para tal, foram realizados ensaios mecânicos de carregamento estático, com aquisição simultânea de dados obtida por extensômetros de resistência elétrica e sensores de deslocamento. As hastes estudadas foram divididas em três grupos: A, B e C, sendo implantadas três amostras de cada grupo em fêmures compósitos (nove no total). A haste A possui colar e seção transversal circular. A haste B é projetada para fixação distal, tem seção transversal octagonal e conicidade de 1^o. A haste C é mais curta que as demais e é mais larga na sua região proximal, e possui uma curvatura lateral acompanhando a curvatura do fêmur. As hipóteses são que a variação do padrão de deformações corticais influencia no remodelamento ósseo, e que uma inadequada estabilidade primária da haste com relação ao osso dificulta a osseointegração do implante. Estes dois fenômenos estão associados à soltura, maior causa de revisão de próteses de quadril não cimentadas. Durante os ensaios, dois fêmures implantados com hastes do grupo C fraturaram na região proximal, só restando uma amostra deste grupo, o que impossibilitou o grupo C de ser incluído na análise estatística de variância entre os diferentes modelos de hastes. Os modelos A e B apresentaram redução no nível de deformações em todas as regiões analisadas após a implantação das hastes com relação aos fêmures intactos, especialmente na região proximal do fêmur, sendo que em geral a haste B apresentou menor diminuição nas deformações que a haste A. O modelo C sofreu aumento no nível de deformações nas regiões anterior, lateral distal e medial (sensores proximal e distal) e diminuição nas regiões posterior e lateral proximal. Foram encontradas diferenças significativas entre as próteses A e B para migração axial e rotação, para um índice de significância $p=0,05$, sendo que a haste B apresentou maiores deslocamentos que a haste A. Pela análise radiográfica, pôde-se observar que a artroplastia da haste C é bastante invasiva na região proximal do fêmur. Isto pode explicar o surgimento das trincas após as artroplastias na região posterior proximal dos fêmures. A existência dessas trincas combinada ao aumento de carga na região proximal verificado após implantação dessa haste induziu fraturas de dois fêmures no início dos ensaios. Pelos resultados de deformações encontrados para uma única amostra, o projeto C pode ser benéfico por minimizar o efeito de blindagem de tensões. No entanto, o projeto da haste C deve ser revisto e sujeito a mais testes *in vitro*, devido à alta tendência de fratura na região proximal do fêmur e à necessidade de obter resultados confiáveis estatisticamente (o que não foi possível no presente trabalho).

Palavras-chave: Artroplastia de quadril. Blindagem de tensões. Estabilidade primária.

ABSTRACT

The present work is a comparative study between three models of uncemented hip stems, in which the change in the patterns of the cortical strains between an intact bone and the same bone implanted with a stem and the primary stability of each stem relative to rotation and axial migration (micromotion between the bone and the stem) were evaluated. Static loading mechanical tests were performed with simultaneous data acquisition using strain gages and displacement sensors. The stems were divided in three groups: A, B and C, and three samples of each group were implanted in composite femurs (in a total of nine). The stem A has a collar and a circular cross section. The stem B is designed for distal fixation, has a octagonal cross section and 1° taper. The stem C is shorter than the others, is wider proximally and has a lateral curvature following the femur curvature. The hypotheses are that the variation in the pattern of the cortical strains acts on bone remodelling, and that an improper primary stability of the stem relative to the bone difficulties the implant osseointegration. These two phenomena are associated to aseptic loosening, the biggest cause of uncemented hip prostheses revision. During the tests, two femurs implanted with group C stems fractured in the proximal region, so just one sample of this group remained, and group C was not submitted to analysis of variance between the different stem models. The models A and B presented reduction in the level of strains for all analysed regions after stems implantation relative to the intact femurs, especially in the proximal region, and the stem B presented less reduction than the stem A. Significant differences between stems A and B were found for axial migration and rotation, for a significance level of $p=0.05$. The model C presented increase in the level of strains in the anterior, distal lateral and medial (proximal and distal sensors) regions and reduction in the posterior and proximal lateral regions. By the X-rays analysis, it was observed that the stem C arthroplasty is quite invasive in the proximal region of the femur. This can explain the cracks that appeared in the proximal posterior region of the femurs after the arthroplasties. The existence of these cracks combined to the load increase in the proximal region verified after the implantation of this stem induced fractures of two femurs in the beginning of the tests. The cortical strains and axial migration results found for stem C are not statistically trustful, thus more *in vitro* tests must be performed to validate this project. Nevertheless, the fact that two femurs fractured in the start of the tests suggests the need of a careful selection of the bone and the patient to be submitted to an arthroplasty with this stem.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
1.1 OBJETIVO.....	12
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	13
2.1 IMPLANTES ORTOPÉDICOS.....	13
2.2 ARTROPLASTIA TOTAL DO QUADRIL.....	13
2.2.1 Artroplastia total do quadril não cimentada.....	15
2.2.2 Haste femoral com colar.....	16
2.2.3 Haste femoral cônica.....	18
2.2.4 Haste femoral curta.....	18
2.3 O OSSO.....	21
2.3.1 Remodelamento ósseo.....	24
2.3.2 Efeito de blindagem de tensões (ou stress shielding).....	25
2.3.4 Fêmures utilizados para ensaios <i>in vitro</i>.....	27
2.4 PADRÃO DE DEFORMAÇÕES CORTICAIS NO FÊMUR.....	28
2.4.1 Trabalho de Musgrave et al. (1997).....	28
2.4.2 Trabalho de Sumner et al. (1998).....	30
2.4.3 Trabalho de Gillies et al. (2002).....	31
2.4.4 Trabalho de Decking et al. (2006).....	35
2.5 ESTABILIDADE PRIMÁRIA.....	39
2.5.1 Valores críticos de micromovimentos.....	41
2.5.2 Definição de tipos de micromovimentos.....	42
2.5.3 Trabalho de Götze et al. (2002).....	43
2.5.4 Trabalho de Vora et al. (2003).....	47
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
3.1 ENSAIOS NOS FÊMURES COMPÓSITOS.....	49
3.2 MODELOS DE HASTES DE QUADRIL AVALIADAS.....	50

3.3 METODOLOGIA DOS ENSAIOS.....	52
3.4 POSICIONAMENTO DOS SENSORES DE DEFORMAÇÃO NOS FÊMURES.....	53
3.5 ARTROPLASTIAS NOS FÊMURES SINTÉTICOS.....	55
3.6 MONTAGEM DOS SENSORES DE DESLOCAMENTO.....	57
3.6.1 Calibração dos sensores de deslocamento.....	58
3.7 PROTOCOLO DE CARREGAMENTO DOS ENSAIOS.....	59
3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS.....	60
3.9 ACOMPANHAMENTO RADIOGRÁFICO.....	60
4. RESULTADOS.....	61
4.1 ENSAIOS NOS FÊMURES INTACTOS.....	62
4.2 ENSAIOS NOS FÊMURES IMPLANTADOS.....	62
4.2.1 Análise das deformações.....	63
4.2.2 Análise dos deslocamentos.....	69
4.3 ACOMPANHAMENTO RADIOGRÁFICO.....	71
5. DISCUSSÃO.....	73
6. CONCLUSÕES.....	77
7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	78
REFERÊNCIAS.....	79
ANEXO A – Desenhos das hastes.....	94

1 INTRODUÇÃO

No homem, o fêmur e o acetábulo se juntam para formar a articulação do quadril, a maior do corpo. A cabeça do fêmur encaixa no acetábulo, que é uma cavidade arredondada. Entre a cabeça do fêmur e o acetábulo, existe uma cartilagem bastante lisa, que permite o movimento relativo dos dois sem gerar dor, que também serve como amortecedor da junta. Um tecido fino e liso chamado membrana sinovial envolve as superfícies restantes da articulação. Em um quadril sadio, há uma pequena quantidade de líquido sinovial que lubrifica e reduz o atrito na junta.

A articulação de quadril humano trabalha sob altas tensões e é submetida a um uso considerável. Depois de estar sujeita a tensões mecânicas cíclicas por cinquenta anos ou mais, ou devido a uma doença degenerativa ou reumatológica, a junta pode se desgastar, levando a uma considerável perda de mobilidade e, muitas vezes, confinamento em uma cadeira de rodas (RATNER, 1996).

A artroplastia total do quadril busca substituir uma articulação natural do quadril problemática por um sistema artificial que consiste de um componente hemisférico, que representa o acetábulo, e de uma haste fixada por cimento acrílico ou por pressão no canal intramedular do fêmur, em que há ou é afixada uma cabeça que faz o papel da cabeça femoral. A figura 1.1 mostra uma articulação de quadril com desgaste e após uma artroplastia total de quadril. As duas formas de fixação da haste femoral no fêmur geram as duas famílias de artroplastia total de quadril: cimentada ou não cimentada, que são mostradas na figura 1.2.

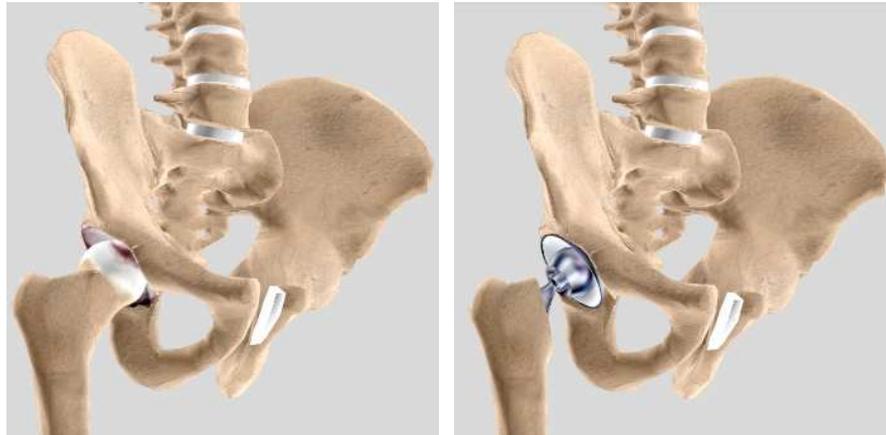


Figura 1.1 - Articulação do quadril com desgaste (esquerda), e após uma artroplastia total de quadril (direita). Imagens adaptadas de: Orthopaedics.com (2007).

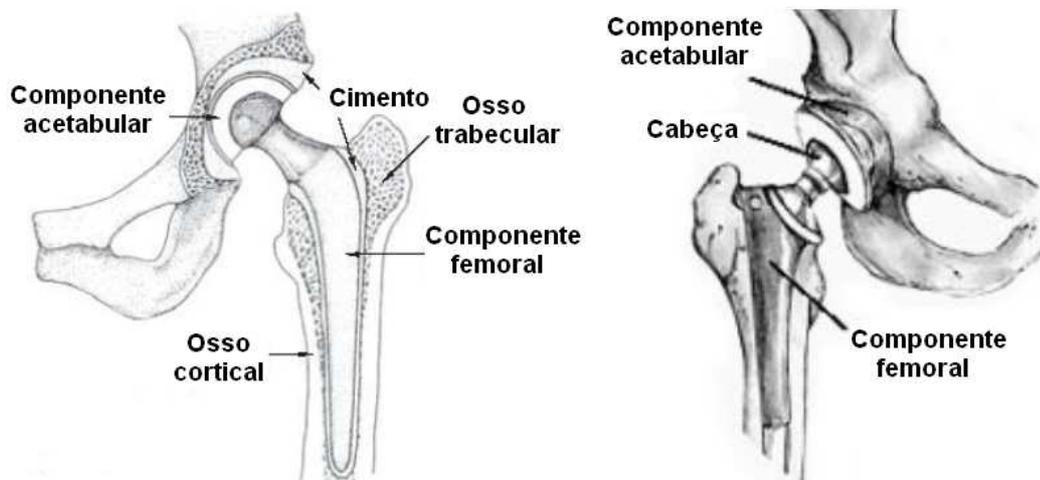


Figura 1.2 - À esquerda, representação de uma artroplastia total de quadril cimentada, adaptada de: Britton (2004). À direita, de uma não cimentada, adaptada de: The University Of Dublin (2007).

A artroplastia total do quadril deve atingir os objetivos de aliviar a dor, proporcionar estabilidade biomecânica e melhorar a qualidade de vida do paciente (VORA, 2003). É estimado que um milhão de cirurgias deste tipo sejam realizadas anualmente no mundo (BRITTON, 2004).

O uso das próteses de quadril teve início no século XIX (ATLAS, 1994) e, desde então, os implantes vêm sendo aprimorados ao longo do tempo. Na década de 60, os estudos de Charnley

com as artroplastias de baixa fricção (CHARNLEY, 1960) e fixação com cimento acrílico deram um grande impulso nesse sentido. Mesmo com esses grandes avanços na fixação dos implantes, os estudos em longo prazo demonstraram que a estabilização não era permanente. O afrouxamento dos implantes associado às lesões osteolíticas em torno destes foi imediatamente correlacionado com o uso do cimento acrílico, criando-se assim o conceito da chamada “doença do cimento” (JONES, 1987). Este problema motivou o surgimento das artroplastias não cimentadas, utilizando-se de modelos que permitiam a integração do tecido ósseo com a superfície porosa do implante, dispensando o uso de cimento acrílico (CHEN, 1983, COOK, 1988, HARRIS, 1983, JUDET, 1978, LORD, 1979, MORSCHER, 1983, PILLIAR, 1975, SPECTOR, 1983).

A continuidade dos estudos das artroplastias não cimentadas mostrou elevada ocorrência de reabsorção óssea na porção proximal do fêmur (ENGH, 1988), sendo este fenômeno denominado “stress shielding”, ou blindagem de tensões. Este fenômeno ocorre pela diminuição da solitação mecânica da região proximal do fêmur, decorrente da fixação distal do componente femoral, o que resulta nesta reabsorção da massa óssea local, de acordo com a lei de Wolff (ATLAS, 1994). Além da perda de massa óssea, são geradas complicações em uma eventual cirurgia de revisão.

Essa reabsorção óssea da região proximal do fêmur já é um fenômeno bastante estudado e está diretamente relacionado com a extensão da camada porosa e com a rigidez dos implantes (ENGH, 1988, ENGH, 1987, VAN RIETBERGEN, 1993, HUISKES, 1993, HUISKES, 1992, KILGUS, 1993, CHARNLEY, 1972, ENGH, 1990, BOBYN, 1992, ENGH, 1989).

Além de infecção, a soltura é a maior preocupação pós-operatória nas artroplastias totais de quadril. As quatro principais causas de soltura são: falha mecânica do implante ou cimento, introdução de partículas de desgaste na região de interface, movimento relativo através da interface e blindagem de tensões no osso. Cada um destes fenômenos pode iniciar uma resposta biológica ao osso levando à sua reabsorção e eventual afrouxamento do implante (JOSHI, 2000). Além disso, já são evidentes as dificuldades que o cirurgião enfrenta quando da necessidade da revisão dos componentes não cimentados, principalmente o femoral, devido à grande perda de estoque ósseo (ARISTIDE, 1999).

Atualmente, a artroplastia total de quadril pode ser considerada como uma técnica cirúrgica confiável, “que proporciona um excelente resultado na grande maioria dos pacientes”

(NIH, 1982). O fato de se ter bons resultados implica em dificuldades para inovações nesta técnica. Quando um tratamento apresenta uma taxa de sucesso bem acima de 85% após dez anos de acompanhamento (MALCHAU, 1993), apenas experimentos clínicos envolvendo um grande número de pacientes e com um longo período de acompanhamento podem comprovar de maneira conclusiva a efetividade de uma inovação de projeto. A necessidade de ensaios de desenvolvimento de novos projetos está associada aos esforços que vêm sendo feitos para aumentar a vida útil das artroplastias totais de quadril para mais de 20 anos.

Nesta perspectiva, uma validação pré-clínica vem se tornando cada vez mais importante. Requerimentos biomecânicos normalmente associados a determinados tipos de falhas podem ser avaliados em ensaios *in vitro*, utilizando testes projetados para uma determinada finalidade tais como: fadiga, fretting ou durabilidade em corrosão dos componentes protéticos, blindagem de tensões e estabilidade inicial (VICECONTI, 2001).

1.1 OBJETIVO

O objetivo do presente trabalho é realizar um estudo comparativo entre três modelos de hastes de quadril não cimentadas, avaliando a variação do padrão de deformações corticais entre um osso intacto e o mesmo com a haste implantada e a estabilidade primária da prótese quanto à rotação e à migração axial (micromovimentos relativos entre o osso e a haste).

As hipóteses são que a variação do padrão de deformações corticais influencia no remodelamento ósseo, e que uma inadequada estabilidade primária da haste com relação ao osso dificulta a osseointegração do implante. Estes dois fenômenos estão associados à soltura do implante, maior causa de revisão de próteses de quadril não cimentadas.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 IMPLANTES ORTOPÉDICOS

Os implantes ortopédicos são únicos no sentido de que estão expostos ao ambiente bioquímico e dinâmico do corpo humano, e seus projetos são ditados pela anatomia e restringidos pelas condições fisiológicas. Implantes ortopédicos são dispositivos artificiais que são montados no sistema esquelético do corpo humano ou de animais com vários objetivos, como: servir de suporte ao osso, substituir ossos ou juntas e re-unir tendões ou ligamentos (POHLER, 1986).

Dentro da família dos implantes ortopédicos, se incluem as próteses ortopédicas, que têm como objetivo substituir ou restituir, parcial ou totalmente, uma articulação; ou substituir segmentos ósseos, como por exemplo, após uma ressecção devido a tumor. A artroplastia total de quadril se enquadra na classe de próteses ortopédicas, já que visa substituir totalmente uma articulação de quadril.

O grande desafio da cirurgia ortopédica é a busca de implantes para fixar fraturas ou substituir partes do esqueleto, feitos de materiais que conciliem bom desempenho mecânico e compatibilidade com o organismo (CHOHFI, 1997).

Dados históricos mundiais revelam que entre 1940 e 1975, aproximadamente cem milhões de implantes metálicos foram colocados em seres humanos, e estima-se que com os avanços tecnológicos e maior longevidade da população mundial esses números sejam proporcionalmente maiores (SMITH e BLACK, 1976).

2.2 ARTROPLASTIA TOTAL DO QUADRIL

A artroplastia total do quadril visa recuperar a função de uma articulação do quadril danificada. As principais causas para a necessidade de uma cirurgia de substituição desta articulação são: a artrose de quadril, que é uma doença degenerativa que destrói a articulação e as

fraturas do colo do fêmur, que ocorrem em pessoas com osteoporose, geralmente idosas, localizando-se abaixo da cabeça femoral.

A artroplastia total de quadril é reconhecida como um método bem sucedido para o alívio de dor e restabelecimento de atividades normais do dia-a-dia de pacientes com incapacidade no quadril. O sucesso em longo prazo desta operação depende de vários fatores, como a técnica cirúrgica empregada, o posicionamento e alinhamento da haste, a estabilidade da fixação intramedular, o peso do paciente e o projeto do implante (CHAO, 2008).

O projeto de prótese femoral para artroplastia total de quadril evoluiu a partir da prótese femoral em forma de haste intramedular introduzida por McBride em 1948 (McBRIDE 1951) e atualizada por Charnley (CHARNLEY 1961).

Durante os últimos 40 anos, a artroplastia total de quadril se tornou um procedimento bem sucedido e amplamente aclamado para tratamento de artrite de quadril a fim de restabelecer a funcionalidade e qualidade de vida (FLÖREN, 2006).

Desde o tratado de Charnley (CHARNLEY 1970), avanços e falhas vêm caracterizando o desenvolvimento de hastes femorais. Apesar de altamente bem sucedidas em pacientes idosos, hastes cimentadas mostraram maiores taxas de falhas em pacientes jovens devido a soltura (HOFMANN, 2000). Múltiplos estudos apresentaram uma elevada taxa de falha em artroplastia total de quadril de 20% ou 30% (AMSTUTZ, 1976, BECKENBAUGH, 1978). Os números eram maiores para pacientes mais jovens (CHANDLER, 1981, DORR, 1983, MONT, 1993). Resultados de hastes cimentadas em um grupo de pacientes com menos de 45 anos mostraram a ocorrência de soltura em estudos radiográficos em 51% dos casos (DORR, 1990). Estes maus resultados de hastes cimentadas para pacientes jovens e ativos encontrados até pouco tempo atualmente são controversos, conforme resultados de Wroblewski et al. (2001).

A fixação cimentada aumenta o grau de dificuldade e a perda de estoque ósseo em uma cirurgia de revisão (HUNGERFORD, 1988). Atualmente, se nota que vários ortopedistas vêm decidindo implantar em pacientes jovens hastes não cimentadas a fim de preservar estoque ósseo para uma futura revisão, em que irá utilizar uma haste cimentada.

Hastes não cimentadas ainda não provaram grande longevidade. Por outro lado, hastes de Charnley da primeira geração apresentam até 25 anos de uso com baixas taxas de revisão, o que aparentemente será seguido pelas Exeter.

2.2.1 Artroplastia total do quadril não cimentada

Problemas com soltura, conhecida também como doença do cimento, assim como as dificuldades de revisão de hastes cimentadas e a significativa perda óssea encontradas em trabalhos prévios forneceram estímulo para o desenvolvimento de hastes femorais não cimentadas (JONES, 1987). Estas hastes também são chamadas de hastes encaixadas por pressão, porque são encaixadas justamente no canal femoral, utilizando-se de contato direto entre o osso e o implante. A qualidade do encaixe inicial é crítica em implantes não cimentados, uma vez que a fixação exige um contato íntimo ao longo de toda a interface (JOSHI, 2000).

Hastes não cimentadas possuem uma camada porosa que permite o crescimento ósseo para a haste, o que é chamado de fixação biológica. Alguns fabricantes aplicam revestimento de um material baseado em fosfato de cálcio chamado hidroxiapatita. A hidroxiapatita é a fase inorgânica do osso, é inerentemente compatível com o corpo, promove crescimento ósseo e melhora a fixação do implante (BRANSON, 2003).

Diversos pesquisadores (CROWNINSHIELD, 1980, EICHER, 1959, McKEE, 1966, MOORE, 1943, THOMPSON, 1966) contribuíram para a introdução de hastes femorais não cimentadas recobertas com camadas porosas no começo da década de 1980 (MUSGRAVE, 1997).

Projetadas pra facilitar a fixação biológica, as hastes não cimentadas podem ser vinculadas com reabsorção óssea devida ao fenômeno da blindagem de tensões, falha de fixação devida a micromovimentos da haste e a dor no quadril devida a má combinação de módulo distal (entre outras explicações) (MUSGRAVE, 1997).

Para hastes não cimentadas, o problema de soltura, uma das principais causas de revisão de substituições total do quadril, está associado principalmente ao fenômeno de remodelamento ósseo, à existência de excessivos micromovimentos relativos entre a haste e o osso, à ocorrência de partículas de desgaste (debris) e a conseqüente formação de uma camada de tecido fibroso, entre outros. No caso de hastes cimentadas, ainda existem fatores como perda da estabilidade da haste devido ao rompimento da interface osso-cimento e fratura do cimento.

Próteses não cimentadas de articulação total com camadas porosas que empregam meios biológicos de fixação por crescimento ósseo para dentro da camada porosa são correntemente

defendidas como as próteses preferidas para pacientes jovens e ativos (CALLAHAN, 1988, ENGH, 1988, GALANTE, 1971, LORD, 1983, ROSENBERG, 1991). O crescimento ósseo para dentro da camada porosa destas próteses é considerado suficiente para uma fixação firme e duradoura (JASTY, 1993).

As hastes não cimentadas costumavam ser indicadas para uso em pacientes ativos e jovens, mas, atualmente, cirurgiões estão usando hastes não cimentadas em pacientes de todas as idades que possuem bom estoque ósseo (RAPP, 2003, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2003). McAuley et al. (1998) mostraram que hastes não cimentadas podem ter desempenho comparável ou melhor que hastes cimentadas de primeira e segunda gerações para pacientes idosos.

Atualmente, tanto a técnica de fixação cimentada quanto a não cimentada são utilizadas, e ainda há muito debate quanto às vantagens e desvantagens de cada uma.

2.2.2 Haste femoral com colar

O uso de um colar medial em hastes de quadril é justificado pelo fato deste diminuir os efeitos adversos da blindagem de tensões, ao incrementar a transferência de carga ao córtex medial (CHENG, 1995). A efetividade do uso de colar a este respeito foi demonstrada para hastes cimentadas com estudos *in vitro* que mediram deformações em fêmures cadavéricos através de extensômetros de resistência elétrica (LEWIS, 1984, OH, 1978). Também foram relatados resultados positivos em estudos similares de hastes não cimentadas (DJERF, 1987, JASTY, 1988).

No entanto, esses estudos *in vitro* refletem somente o padrão inicial de carregamento imediatamente após a implantação. No caso de hastes não cimentadas recobertas por camada porosa projetadas para serem fixadas através de crescimento ósseo para a camada, esses estudos não necessariamente refletem a situação depois que o crescimento ocorre, nem predizem o grau de crescimento ósseo ou remodelamento do osso cortical após a substituição do quadril (CHENG, 1995).

Defensores de hastes recobertas por camadas porosas sem colar sugerem que o contato entre o colar e o córtex pode impedir que a haste assente propriamente na região proximal do fêmur, evitando um ajuste inicial ótimo. Sob um carregamento repetido, um implante sem colar tem potencial para afundar ou assentar levemente. O assentamento de uma prótese cônica na metafise proximal em forma de funil pode ser um atributo positivo, especialmente no período pós-operatório inicial. O assentamento pode promover uma estabilidade máxima ao implante e um contato ótimo contínuo entre o implante e o osso na região recoberta com camada porosa. Um colar pode inibir este potencialmente benéfico assentamento inicial (CHENG, 1995).

BUTLER et al. (1988) demonstraram *in vitro* que este assentamento inicial sob carregamento levou a uma diminuição no movimento relativo entre uma haste anatômica sem colar com recobrimento poroso e o osso.

CHENG et al. (1995) realizaram um estudo *in vivo* em cães para comparar os resultados do uso de uma haste femoral com recobrimento poroso e colar com os resultados de uma haste femoral com recobrimento poroso sem colar em artroplastia total de quadril não cimentada. O estudo se focou na comparação do padrão de deformações proximal, do crescimento ósseo para a haste e da porosidade cortical entre os dois tipos de próteses. Os resultados encontrados mostraram que, doze semanas após a implantação, os componentes sem colar apresentaram significativamente maior crescimento ósseo na região proximal e significativamente menor porosidade cortical. Não foram encontradas diferenças significativas nos padrões de deformações entre os implantes com colar e sem colar. Os autores concluíram que o maior crescimento ósseo e a menor porosidade cortical encontrada para as próteses sem colar podem ser relacionados à habilidade destes implantes de assentar sob carregamento fisiológico repetido durante o período pós-operatório inicial. Dessa maneira, a prótese pode manter um encaixe mais favorável e, portanto, pode exibir em longo prazo menor movimento relativo em relação ao canal femoral. A quantidade dessa migração distal aparenta ser pequena e não deve alterar de maneira mensurável a posição do componente femoral.

2.2.3 Haste femoral cônica

Segundo Böhm e Bischel (2004), as principais razões para o uso de hastes cônicas em fixação não cimentada são: As peças cônicas são conhecidas por garantir a transmissão de forças extremamente altas e alta estabilidade axial. O canal cônico pode ser preparado com alta exatidão de maneira simples com fresas cônicas. Há uma alta área de contato entre um eixo femoral fresado de maneira cônica e a haste cônica. Conseqüentemente, há uma alta pressão entre a prótese e o canal do osso ao longo de toda área de contato.

Por questões geométricas, uma haste cônica transmite a carga da prótese na área de contato do fêmur proximal. Devido ao maior diâmetro, a área por unidade de comprimento que suporta a carga da região de contato proximal do fêmur é maior do que a da região de contato distal. Portanto, uma haste cônica facilita uma máxima fixação proximal e mais distal quanto necessária.

2.2.4 Haste femoral curta

A fim de obter melhores resultados de artroplastia total de quadril em pacientes jovens, inovações nos projetos das hastes vêm sendo aplicadas. Um exemplo é o uso de hastes de quadril mais curtas que as tradicionais, também chamadas de “conservativas”.

Hastes de quadril não cimentadas curtas foram desenvolvidas para reduzir o risco de blindagem de tensões e para preservar suprimento ósseo (WESTPHAL, 2006). O uso de uma haste curta pode preservar osso proximal, de maneira que haja maior disponibilidade de estoque ósseo para uma cirurgia de revisão (MORREY, 2000). Uma haste mais curta poderia reduzir potencialmente o grau de blindagem de tensões na região proximal (THOMAS, 2004).

Morrey et al. (2000) realizaram um estudo de acompanhamento clínico, entre 1985 e 1993, de 146 pacientes (162 quadris) que utilizaram haste não cimentada conservativa. O implante é do tipo dupla cunha, confeccionado em liga de titânio e é mostrado na figura 2.1A. A técnica operatória consiste em uma abordagem anterolateral com ressecção do pescoço do fêmur

e preservação do aspecto lateral, sem envolver o grande trocânter. O raspador femoral é inicialmente inserido em varus (figura 2.1B) e é impactado até que não seja mais possível avançar. Outros estudos investigaram a rigidez mecânica desta fixação quanto ao torque e ao deslocamento. Quando comparados com implantes de revisão não cimentados usados habitualmente, não foi observada diferença estatística em deslocamento. Morrey et al. realizaram análise de sobrevivência Kaplan-Meier quanto à incidência de revisão devida a afrouxamento mecânico ou osteólise. A sobrevivência sem soltura tanto para 5 quanto para 10 anos encontrada foi de 98,2%. A sobrevivência sem osteólise foi de 99% para 5 anos e 91% para 10 anos. As análises radiológicas mostraram que 88% das hastes não apresentaram migração distal mensurável, 5% tiveram abaixamento menor que 2mm e 7% maior que 2mm. Os autores concluíram que o uso deste implante femoral conservativo não protege contra a geração de partículas de desgaste (debris), mas a estabilidade mecânica confiável torna esse projeto de implante atrativo particularmente para pacientes jovens. Afirmam ainda que enquanto a geração de partículas de desgaste continua sendo um problema não resolvido, o projeto do implante estudado torna possível a preservação de osso na cirurgia primária, e revisões subsequentes podem ser realizadas com implantes primários de desenhos convencionais.

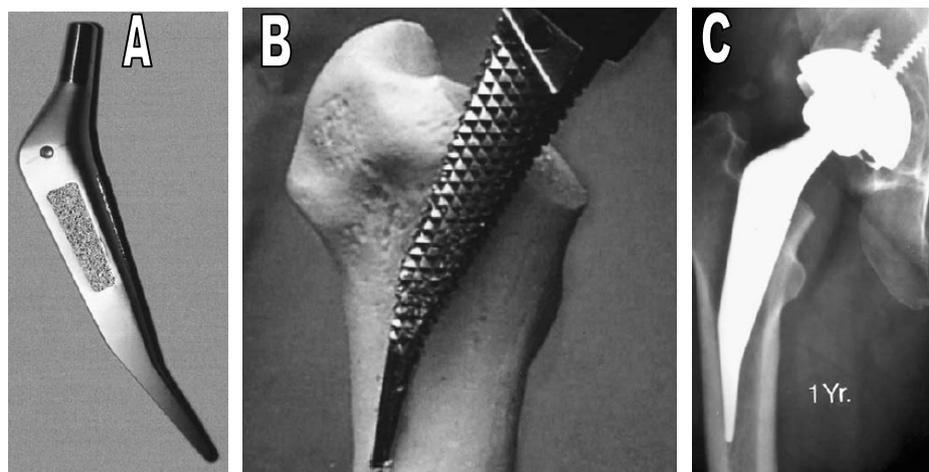


Figura 2.1 - A) Implante conservativo do tipo dupla cunha estudado por Morrey et al. B) Posicionamento do raspador no osso proximal. C) Radiografia mostrando posicionamento do implante no fêmur um ano após implantação. Imagens adaptadas de Morrey (2000).

Westphal et al. (2006) realizaram um estudo comparativo *in vitro* entre uma haste de quadril curta (PROXIMA™) e duas hastes tradicionais clinicamente bem sucedidas (SUMMIT™ e IPS™). Os modelos das hastes estudados são mostrados na figura 2.2. A haste curta foi projetada para um encaixe anatômico justo no córtex proximal, com o objetivo de maximizar a estabilidade primária, particularmente em torção. É proposto também que a haste mais curta leva a um carregamento mais fisiológico do fêmur, portanto limitando a potencial reabsorção óssea devida à blindagem de tensões. Nos ensaios, os autores avaliaram os padrões de movimentos cíclicos e migração dos implantes. A prótese curta apresentou menor movimentação cíclica que as outras e apresentou uma tendência a migrar mais que as outras inicialmente, particularmente em varus, mas que se estabilizou após aproximadamente 4000 ciclos de carregamento.

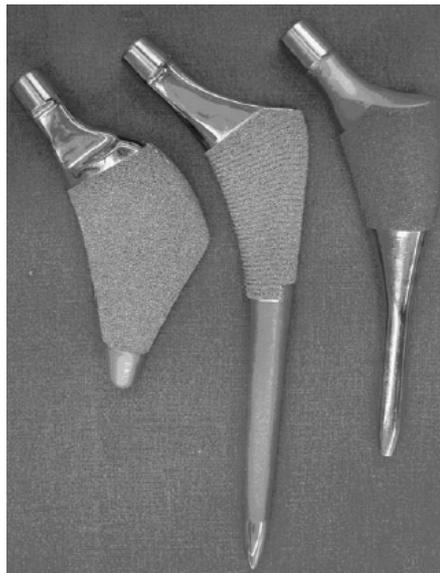


Figura 2.2 – Implantes avaliados, da esquerda para a direita: PROXIMA™, SUMMIT™, IPS™. (WESTPHAL, 2006).

Chae et al. (2006) estudaram a estabilidade primária e o efeito de blindagem de tensões para uma haste curta e uma haste convencional, através do método de elementos finitos. Foram simuladas as condições de apoio em uma perna e de subir escadas. A haste curta apresentou

menor efeito de blindagem de tensões no osso proximal, enquanto ambas as hastes atenderam ao requerimento de estabilidade inicial para garantir crescimento ósseo.

2.3 O OSSO

Existem mais de 200 ossos no corpo humano, com uma ampla variedade de formas e tamanhos. O osso tem diversas funções no corpo, tais como: suporte, locomoção, proteção dos órgãos, armazenamentos químicos, alimentação e transmissão sonora (ouvido médio).

O suporte do corpo é garantido pelos sistemas de ossos e músculos, que são presos aos ossos através de tendões e ligamentos.

As juntas ósseas ou articulações permitem a movimentação relativa de um osso com respeito a outro, garantindo a locomoção.

Alguns ossos têm a função de proteção de órgãos vitais. O crânio protege o cérebro e órgãos sensoriais. A caixa torácica protege o coração e os pulmões, além disso, as costelas e músculos do peito permitem a inalação e expiração. A coluna vertebral aloja e protege a medula. Os ossos protegem também células especializadas como as células da medula óssea que estão localizadas no centro da maioria dos ossos longos.

Os ossos armazenam elementos como cálcio, fosfato, liberando-os quando necessário, a fim de manter as concentrações ideais destes íons nos fluidos do corpo.

A composição química de um osso compacto é dada na Tabela 2.1, onde pode-se notar a grande quantidade de cálcio no osso. O osso é composto por uma fração orgânica, que representa aproximadamente 40% do peso do osso e 60% de seu volume, e por uma fração mineral, chamada também de inorgânica, que conta por aproximadamente 60% do peso do osso e 40% do seu volume. Esta fração mineral é composta basicamente de um fosfato de cálcio chamado de hidroxiapatita.

TABELA 2.1 – Composição do Osso Compacto¹

Elemento	Osso Compacto, Fêmur (%)
H	3,4
C	15,5
N	4,0
O	44,0
Mg	0,2
P	10,2
S	0,3
Ca	22,2
Restante	0,2

¹Adaptada de Woodard (1962).

Os ossos são compostos de dois tipos de tecido: o presente na superfície, que é duro, denso e resistente, chamado osso cortical ou compacto; e outro mais mole, poroso e menos resistente, chamado osso trabecular ou esponjoso. Logo, o osso pode ser considerado um material compósito, que alia a resistência do osso cortical à flexibilidade do osso esponjoso.

A figura 2.3 mostra uma seção longitudinal de um fêmur onde se pode distinguir o osso cortical do osso trabecular. Pelo fato de possuir canais vasculares estreitos, o osso cortical é macroscopicamente sólido. Nota-se também que a camada de osso compacto fica maior conforme vai se afastando da extremidade do fêmur. Isto se dá porque os maiores esforços no fêmur são os de flexão, tendendo a dobrá-lo no meio. Por esta razão, esse osso é mais reforçado nesta região.

A figura 2.4 mostra as regiões mais importantes do fêmur para o presente trabalho.

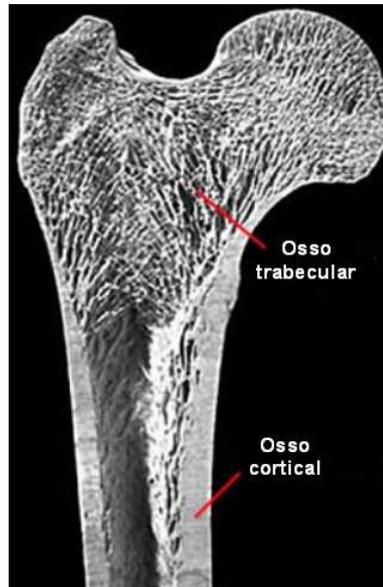


Figura 2.3 – Seção longitudinal de um fêmur mostrando os ossos cortical e trabecular. Imagem adaptada de International Osteoporosis Foundation (2007a).

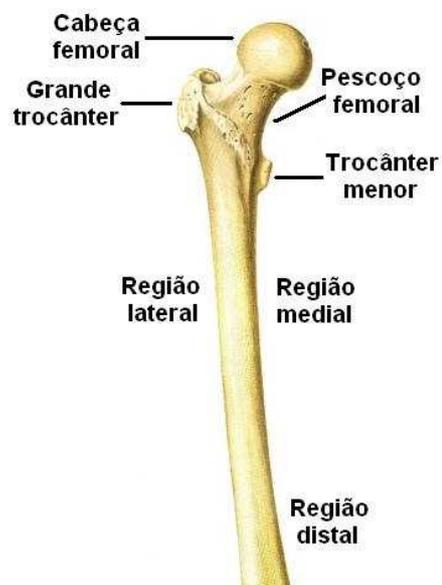


Figura 2.4 – Representação de um fêmur direito mostrando as regiões mais importantes do osso para este estudo. Imagem adaptada de: Tripod (2007).

2.3.1 Remodelamento ósseo

O osso é um tecido vivo e está em constante reconstrução. Este processo se chama remodelamento ósseo.

O remodelamento ósseo é um processo fisiológico que permite a manutenção da resistência óssea através da sua “auto-modelagem”, de acordo com as solicitações mecânicas a que o osso é submetido. O remodelamento é um processo contínuo, que possibilita a substituição de um osso envelhecido e danificado por um tecido novo (BORBA, 2003).

O remodelamento ocorre simultaneamente em vários locais do esqueleto e é caracterizado por uma fase inicial de reabsorção óssea, realizada pelos osteoclastos, seguida de formação de osso novo pelos osteoblastos, adicionando osso novo ou removendo osso redundante de acordo com as exigências das cargas (MANOLAGAS, 1995).

O remodelamento ósseo é um processo lento. A cada dia os osteoclastos reabsorvem ossos com aproximadamente 0,5 g de cálcio, sendo que o total no corpo é de 1000 g de cálcio. Enquanto a pessoa é jovem, a atividade dos osteoblastos é maior que a dos osteoclastos. Contudo, ao se aproximar dos 40 anos, a atividade dos osteoclastos passa a ser maior, o que leva a uma diminuição gradual na massa óssea. Essa diminuição é mais pronunciada em mulheres, e resulta em ossos fracos em mulheres idosas. Essa condição, em que a densidade e qualidade do osso diminuem, é chamada de osteoporose (literalmente, ossos porosos). Esse efeito aumenta o risco de fraturas, especialmente do quadril, do punho e da coluna. A figura 2.5 compara um osso normal e um osso com osteoporose.

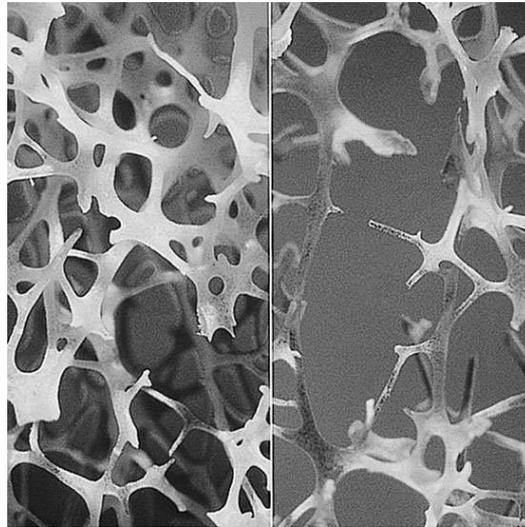


Figura 2.5 – Imagens mostrando: Osso normal, à esquerda. Osso com osteoporose, à direita. (INTERNATIONAL OSTEOPOROSIS FOUNDATION, 2007b).

2.3.2 Efeito de blindagem de tensões (ou stress shielding)

A distribuição de tensões natural no fêmur é significativamente alterada após uma artroplastia total de quadril. Quando um implante é introduzido, irá absorver parte da carga, causando uma redução de tensões em algumas regiões do osso remanescente. Essa alteração no padrão de carga do osso depende da forma do implante e do seu módulo de elasticidade. Este fenômeno é conhecido como blindagem de tensões. Em resposta ao meio mecânico modificado, o osso blindado vai se remodelar de acordo com a lei de Wolff, resultando em perda de massa óssea através do processo biológico chamado reabsorção. A reabsorção pode causar ou contribuir para o afrouxamento da prótese. Este problema é particularmente comum entre pacientes jovens. (JOSHI, 2000).

A redução de tensões e deformações na região proximal do fêmur após uma substituição total de quadril é considerada como uma razão para a perda de massa óssea nesta região, o que pode levar a redução do suporte ao implante, migração distal progressiva do implante e fratura do osso periprotético (JACOBS, 1993, NISHII, 1997). Esta redução de tensões é considerada como uma causa significativa de perda de osso periprotético após a substituição de quadril (SUMNER,

1998). A perda de massa óssea é uma fonte de preocupação devido à maior chance de uma falha posterior da reconstrução e à dificuldade criada ao cirurgião caso seja necessária uma cirurgia de revisão (HERBERTS, 1995).

A figura 2.6 mostra uma representação esquemática da transferência de carga na região proximal do fêmur antes e após uma artroplastia de quadril. No estado natural, a tensão é distribuída através de toda a seção transversal do fêmur. Flexão e compressão axial são os principais modos de carregamento. O estado de tensões após a cirurgia é significativamente diferente principalmente devido à maneira em que a carga é transferida para o fêmur. Neste caso, a carga é parcialmente transferida por cisalhamento através das interfaces osso/cimento/prótese (HUISKES, 1990, HUISKES, 1992), isto para próteses cimentadas. Para próteses não cimentadas, a interface a ser considerada é osso/prótese. Esta alteração da transferência de carga leva a tensões maiores na interface e descarregamento do osso. As tensões de cisalhamento na interface são então aumentadas devido à razão de rigidez entre a prótese e o osso, tipicamente na ordem de 10:1 ou maior (JOSHI, 2000).

Além disso, os deslocamentos em flexão no osso que cerca a haste são reduzidos devido à relativamente alta rigidez da prótese. Esta flexão reduzida descarrega as fibras externas do fêmur levando a um estado de blindagem de tensões. A mudança na distribuição de carga aumenta as tensões em algumas regiões e reduz em outras. Áreas que sofrem aumento de carregamento podem experimentar um aumento de massa óssea, enquanto as áreas que têm sua carga reduzida podem experimentar uma diminuição (JOSHI, 2000).

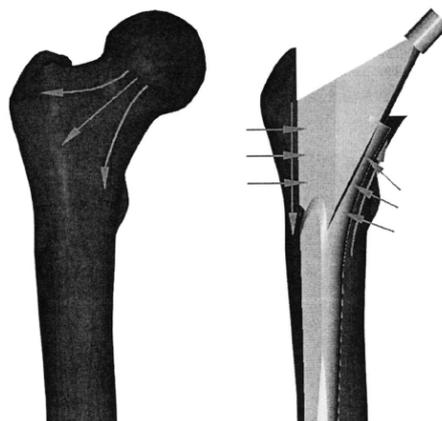


Figura 2.6 - Transferência de carga antes e após uma artroplastia total de quadril (JOSHI 2000).

Mesmo que não esteja claro que a reabsorção de osso proximal esteja diretamente ligada à durabilidade dos implantes, uma perda excessiva de osso ao redor de uma prótese primária pode reduzir a longevidade de uma prótese de revisão por comprometer o estoque ósseo disponível na cirurgia de revisão. Portanto, a conservação do suprimento ósseo é vitalmente importante, especialmente em pacientes jovens, em que as chances de revisões durante sua vida são grandes (DECKING, 2006).

Particularmente em substituição total de quadril não cimentada, que é muitas vezes realizada em pacientes jovens, a geometria da haste é considerada de vital importância na transferência de carga para o fêmur, e, conseqüentemente, no remodelamento do osso (AAMODT, 2001, HUA e WALKER, 1995).

Estudos em cães, medições de densidade óssea mineral periprotética e observações clínicas (ANG, 1997, BOBYN, 1992, ENGH, 1995, ENGH 1992a) indicaram que a implantação de diferentes tipos de hastes femorais levou a reações específicas de acordo com geometria, acabamento superficial e rigidez do implante utilizado.

2.3.4 Fêmures utilizados para ensaios *in vitro*

Os ensaios realizados para simular o uso *in vitro* de próteses de quadril podem utilizar fêmures cadavéricos ou compósitos. Os fêmures cadavéricos apresentam propriedades mais similares às da situação real. No entanto, fêmures de diferentes pessoas apresentam grande variação, já que a sua densidade e geometria dependem de fatores como idade, atividade física e genética. A utilização de fêmures compósitos reduz a variação entre amostras característica dos fêmures cadavéricos, além de não exigirem cuidados especiais de armazenamento. Além disso, os fêmures compósitos estão disponíveis comercialmente e são de fácil manipulação. Tanto nos fêmures compósitos quanto nos cadavéricos, não é possível avaliar a interação biológica entre o osso e a prótese.

Cristofolini et al. (2003) afirmam que escolheram utilizar fêmures compósitos para seus ensaios, porque estes reduzem as origens de variabilidade, exceto aquelas associadas ao comportamento da haste e ao procedimento de implantação (CRISTOFOLINI, 1996), mantendo as mesmas propriedades de rigidez do osso humano (CRISTOFOLINI, 1997, TONI, 1998).

Estudos mostraram que a estabilidade rotacional das próteses e a sensibilidade às características de projeto são da mesma ordem de grandeza para os fêmures sintéticos e humanos (CRISTOFOLINI, 1997, CRISTOFOLINI, 1996, HARMAN, 1995).

2.4 PADRÃO DE DEFORMAÇÕES CORTICAIS NO FÊMUR

A inserção de uma haste femoral muda a distribuições de tensões no fêmur, gerando a conseqüente blindagem de tensões. O efeito da variação na distribuição de deformações corticais no fêmur devido à introdução de uma haste de quadril é objeto de diversos estudos realizados *in vitro*.

Segundo Waide et al. (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.

Para Joshi et al. (2000), uma solução aparente ao problema da blindagem de tensões seria uma prótese que carregasse a extremidade proximal do fêmur de uma maneira similar ao estado natural.

Dados biomecânicos, considerando a transferência de carga, ainda não existem para diversos modelos de próteses. Especialmente, concepções da nova geração devem ser comparadas biomecanicamente com hastes “convencionais”, para se avaliar de maneira mais realista a sua eficácia na distribuição de deformações fisiológicas (DECKING, 2006). A seguir, são apresentados trabalhos importantes encontrados na literatura referentes a este assunto.

2.4.1 Trabalho de Musgrave et al. (1997)

Em seu trabalho intitulado “Effects of Coronally Slotted Femoral Prostheses on Cortical Bone Strain”, Musgrave et al. (1997) estudaram o efeito da utilização de rasgos coronais na porção distal de hastes não cimentadas, a fim de verificar o efeito destes na deformação cortical.

A hipótese estudada foi a de que o rasgo coronal diminui a rigidez distal da haste, particularmente no plano sagital, permitindo que a haste dobre com a curva anterior do fêmur, diminuindo assim o efeito de blindagem de tensões inicial na região proximal medial. Para testar esta hipótese, os autores realizaram carregamentos do tipo apoio em uma perna em fêmures cadavéricos. Foram comparados os padrões de deformações corticais produzidas pela inserção de uma haste contendo rasgos distais coronais de um quarto e metade do comprimento (figura 2.7) com os padrões produzidos pela inserção de uma haste sólida.

O método fotoelástico foi escolhido como técnica de medição pela capacidade de fornecer uma representação completa do campo de deformações. Entretanto, os autores reconhecem que este método não é tão exato como extensometria de resistência elétrica para a medição de valores de deformações absolutas.

Os resultados mostraram que para as três próteses implantadas houve considerável redução das deformações na região proximal medial quando comparadas com os fêmures intactos. No entanto, as hastes com rasgos de metade do comprimento apresentaram menor redução nas deformações nesta região do que as outras duas hastes. As hastes contendo rasgos não aumentaram a transferência de carga axial para a região proximal medial do fêmur, mas resultaram em maiores deformações na região proximal medial e menores deformações nas regiões anterior e posterior, quando comparadas com a haste sólida.

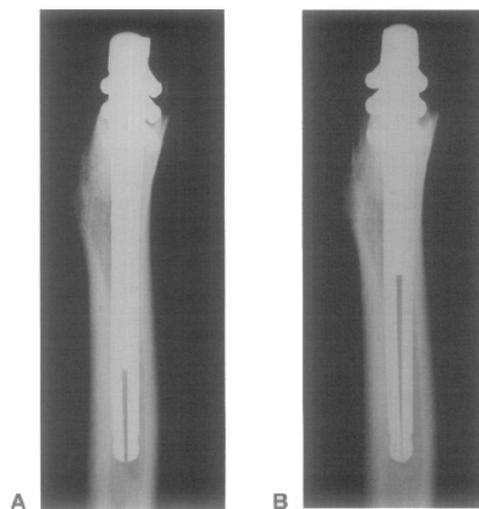


Figura 2.7 - Radiografias médio-laterais das próteses implantadas: (A) haste com rasgo de um quarto do comprimento e (B) haste com rasgo de metade (MUSGRAVE, 1997).

2.4.2 Trabalho de Sumner et al. (1998)

Em seu trabalho intitulado “Functional Adaptation and Ingrowth of Bone Vary as a Function of Hip Implant Stifness”, Sumner et al. estudaram o efeito blindagem de tensões em hastes de fêmur não cimentadas implantadas em cães, comparando uma haste de alta rigidez, confeccionada a partir de uma liga de titânio Ti6Al4V com uma haste de baixa rigidez, constituída de um núcleo de fibra de carbono unidirecional envolto por poliariletercetona. A geometria dos implantes e a localização da camada porosa de titânio puro eram idênticas.

Para comparar a rigidez axial e de flexão das hastes entre si e ao osso canino, os autores usaram a teoria de viga composta detalhada em outro estudo (IGLORIA, 1994). Axialmente, as hastes de alta rigidez foram aproximadamente duas vezes mais rígidas que as de baixa rigidez, e em flexão, de três a seis vezes mais rígidas. Cada grupo incluiu nove cães machos adultos que receberam artroplastias unilaterais por um período de seis meses.

A haste de alta rigidez produziu um efeito blindagem de tensões de aproximadamente 26% e a de baixa rigidez aproximadamente 7,5%. Os animais que receberam as hastes de baixa rigidez tenderam a perder menos osso cortical proximal do que os animais que receberam as hastes de alta rigidez ($4\% \pm 9\%$ de perda contra $11\% \pm 14\%$), mas a diferença não foi estatisticamente significativa ($p = 0,251$). No entanto, os padrões de crescimento ósseo de mudança na densidade óssea adjacente ao implante foram fundamentalmente diferentes em função da rigidez da haste ($p = 0,01$).

O mais importante é que, enquanto o grupo de alta rigidez apresentou valores máximos destas variáveis na extremidade distal da haste, o grupo de baixa rigidez os apresentou na região proximal. Estes diferentes padrões de adaptação funcional são coerentes com a idéia de que a haste de menor rigidez aumenta a transferência de carga proximal.

2.4.3 Trabalho de Gillies et al. (2002)

Em seu trabalho intitulado “The Influence of Design Parameters on Cortical Strain Distribution of a Cementless Titanium Femoral Stem”, Gillies et al. investigaram, para uma prótese de titânio não cimentada projetada para encaixe e preenchimento proximal, como cinco parâmetros diferentes de projeto influenciaram nas deformações do osso cortical. As deformações foram medidas com e sem simulação da força do músculo adutor, usando seis fêmures cadavéricos humanos.

Para medida das deformações, foram utilizados dezoito extensômetros de resistência elétrica do tipo roseta, posicionados em quatro níveis dos planos anterior, posterior, medial e lateral, com dois extensômetros de resistência elétrica extras posicionados distalmente a 10mm da ponta do implante nos córtices medial e lateral (figura 2.8).

A primeira prótese ensaiada foi a de projeto geométrico base (haste projetada para encaixe proximal e fixação distal) e os implantes subsequentes apresentavam estrias distais, ranhura coronal distal, degraus proximais e camada porosa proximal. Estes cinco parâmetros de design diferentes foram implantados no mesmo fêmur cadavérico e a distribuição de deformações foi então medida.

Os testes foram realizados com a orientação dos fêmures segundo a norma ISO 7206-4. O sistema de simulação do músculo adutor aplicou uma carga a um ângulo de 15 graus vertical ao plano sagital (figura 2.9). Cada fêmur foi carregado com uma pré-carga de -20 N, seguida de uma carga axial de teste de -820 N. A carga foi incrementada a 200 N por segundo, foi mantida por 10 segundos e retornada ao valor da pré-carga utilizando a mesma taxa. Este regime de carregamento foi repetido três vezes para cada condição de carga. A força produzida pelo mecanismo do músculo adutor foi medida utilizando uma célula de carga calibrada e permaneceu constante em 1089 N a 15 graus do eixo femoral.

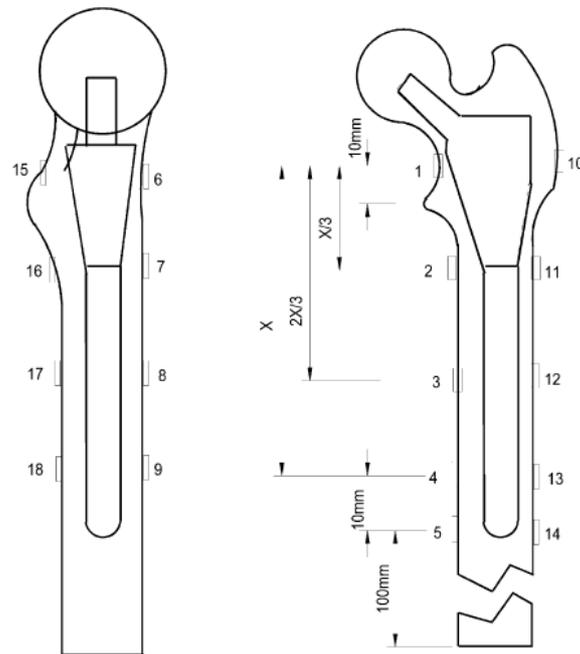


Figura 2.8 - Distribuição dos extensômetros de resistência elétrica utilizada (GILLIES, 2002).

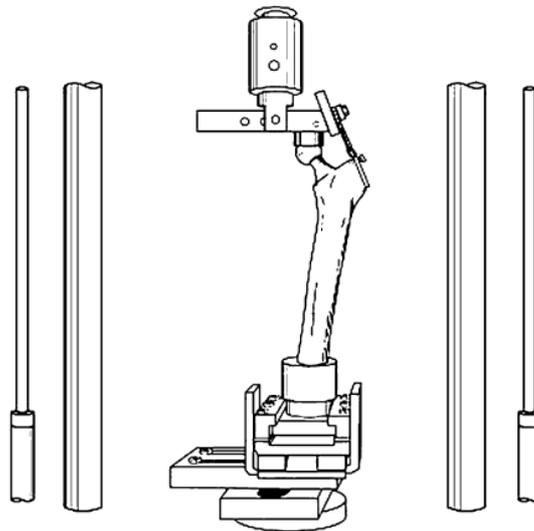


Figura 2.9 - Sistema de ensaio utilizado para a simulação do músculo adutor (GILLIES, 2002).

O projeto não cimentado utilizado demonstrou carregamento significativo no calcar proximal e uma distribuição de deformações similares ao fêmur na região distal.

As figuras 2.10 e 2.11 mostram os resultados encontrados para ensaios realizados sem simulação do músculo adutor e com a simulação, respectivamente. Para o carregamento sem simulação do músculo adutor, foi encontrada na região lateral alguma blindagem de deformações no nível do grande trocânter. Não foram registradas grandes diferenças entre os diferentes parâmetros de desenho utilizados. Também foi encontrada blindagem de deformações no córtex proximal posterior. A distribuição de deformações principais nas regiões medial e lateral foi similar à do fêmur intacto, sem apresentar diferenças na distribuição devido à adição dos parâmetros de desenho. O carregamento com simulação do músculo adutor apresentou resultados semelhantes.

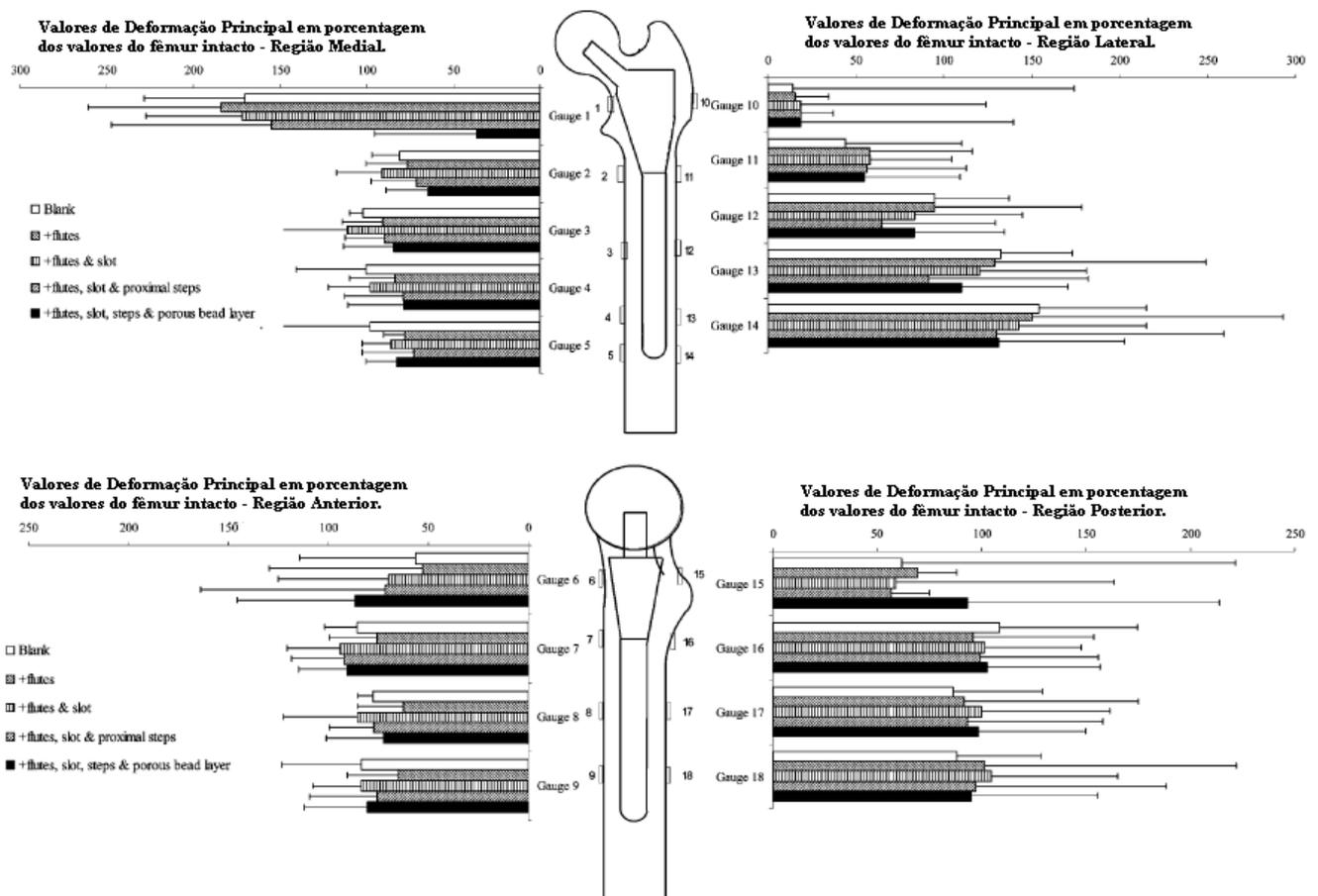


Figura 2.10 - Resultados encontrados por Gillies et al. para carregamento de 820 N sem simulação do músculo adutor. Nos planos anterior e posterior há uma boa aproximação do fêmur intacto. Figura adaptada de Gillies et al. (2002).

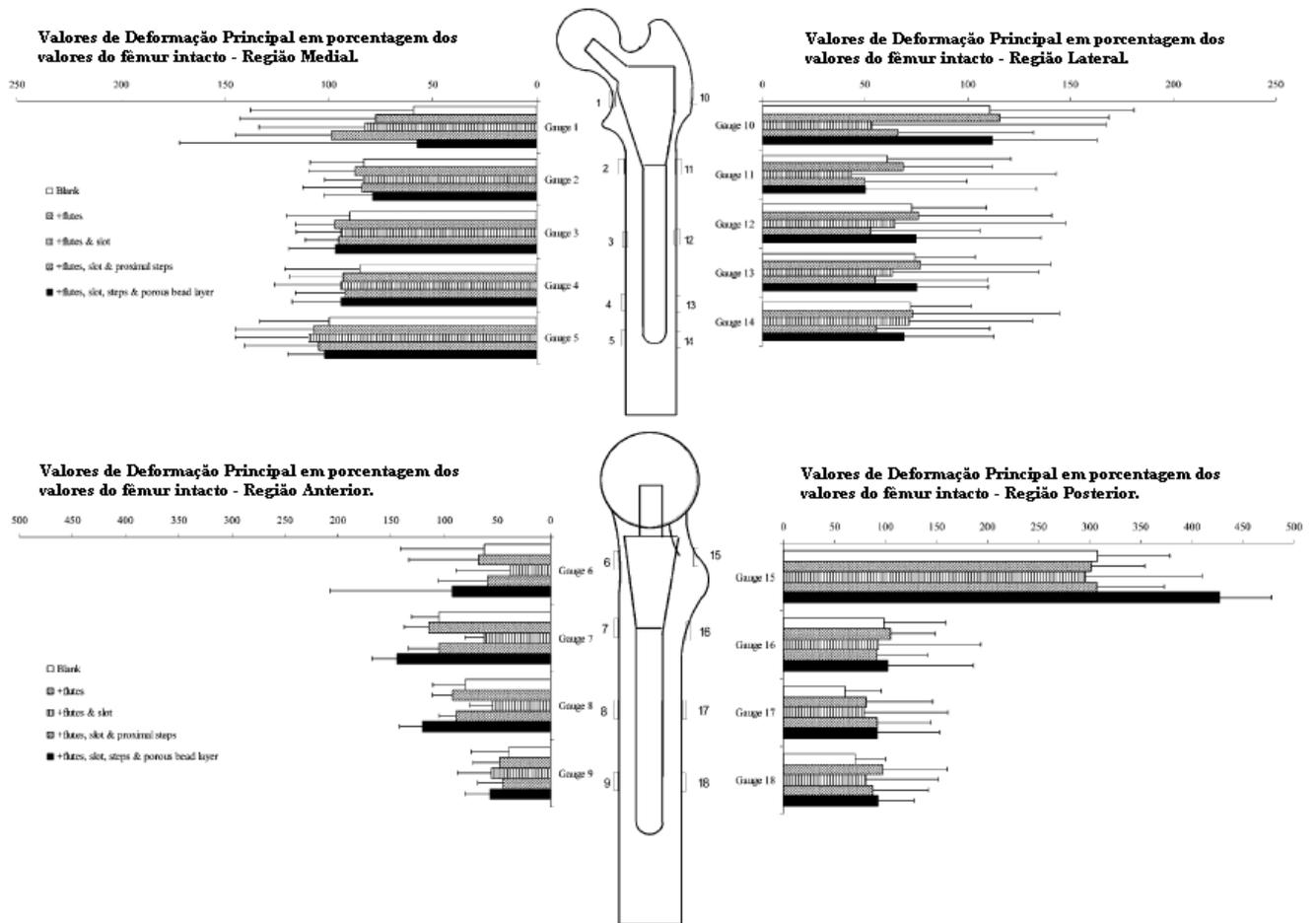


Figura 2.11 - Resultados encontrados por Gillies et al. para carregamento de 820 N com simulação do músculo adutor. Esta situação reflete mais precisamente a posição original do fêmur *in vivo*. Os planos medial e lateral apresentam uma satisfatória similaridade ao fêmur intacto. Figura adaptada de Gillies et al. (2002).

A geometria da haste foi o fator mais importante que influenciou a distribuição de deformações. A adição de estrias distais, ranhura coronal distal, degraus proximais e camada porosa proximal não alteraram significativamente o padrão de deformações para o design testado. As condições de carregamento (orientação e simulação de músculo adutor) apresentaram efeitos significantes na distribuição de deformação.

2.4.4 Trabalho de Decking et al. (2006)

Em seu trabalho intitulado “Changes in Strain Distribution of Loaded Proximal Femora Caused by Different Types of Cementless Femoral Stems”, Decking et al. compararam três modelos de hastes de quadril não cimentadas de desenhos fundamentalmente diferentes, bem sucedidas clinicamente, quanto à distribuição de deformações corticais antes e após a implantação em fêmures cadavéricos.

A haste Alloclassic Zweymüller SL (Centerpulse AG, Winterthur, Switzerland) é uma haste reta em forma de cunha com uma seção transversal retangular no plano sagital. A prótese é baseada em um conceito de ancoragem distal. A ampla faixa de tamanhos de haste deve proporcionar uma adaptação ótima às condições anatômicas.

A haste OPTAN (Centerpulse AG, Winterthur, Switzerland) é um implante chamado “anatomicamente adaptado” que teoricamente corresponde à antetorsão e à anteversão do fêmur proximal e portanto está disponível para implantação nas versões direita e esquerda. A haste é estreitada distalmente para reduzida transferência de carga. A prótese é projetada para transmissão de força proximal. Ambas hastes são confeccionadas com uma liga Ti-6Al-7Nb e possuem uma conicidade padrão 12/14.

A prótese femoral de pescoço ESKA Cut 2000 (ESKA Implants GmbH & Co, Luebeck, Germany) é um implante de pescoço femoral de conservação de dimensões pequenas. Em contraste aos dois implantes “convencionais”, apenas a cabeça femoral sofre ressecção, enquanto todo o pescoço femoral é preservado para sustentar o implante. A sua porção distal é destinada a se firmar no osso cortical lateral logo abaixo do grande trocânter. A prótese tem uma estrutura macroscópica tridimensional reticulada na superfície e é confeccionada com uma liga de CoCrMo. Um adaptador de cones variável com ângulos e comprimentos adaptáveis possui uma conicidade de 12/14.

Os três diferentes implantes foram usados com cabeças de CoCr de 28mm de diâmetro em 4 comprimentos de pescoço diferentes (-4mm a +8mm) para recolocar o centro da cabeça femoral o mais próximo possível após a implantação. Os três implantes são mostrados na figura 2.12.



Figura 2.12 – Modelos de próteses utilizados nos testes: Alloclassic (esquerda), Optan (meio) e a Cut (direita): perfis sagitais na esquerda e anteroposteriores na direita (DECKING, 2006).

Para os ensaios, foram utilizados três pares de fêmures adultos. A idade e sexo dos três doadores foram 59 anos/masculino, 65 anos/feminino e 67 anos/masculino. Os fêmures foram selecionados com base na proximidade a um tamanho médio e a falta de deformidades, fraturas ou lesões malignas, o que foi controlado por radiografias em dois planos.

Os fêmures foram embutidos em um copo metálico utilizando metacrilato de metila e inclinados lateralmente a 8° no plano frontal e a 6° dorsalmente no plano sagital. Extensômetros de resistência elétrica do tipo roseta triaxiais foram colados ao fêmur proximal em três níveis. Para as hastes Alloclassic e OPTAN (figura 2.13, esquerda), um extensômetro proximal foi aplicado na região medial no nível do trocânter menor (posição a2, figura 2.13, esquerda), com um sensor correspondente na região lateral logo abaixo do grande trocânter (posição a1, figura 2.13, esquerda). Outras duas rosetas foram aplicadas a 40mm proximalmente da ponta da prótese (medial e lateral; posições b2 e b1, figura 2.13, esquerda), enquanto duas rosetas distais foram fixadas ao osso medialmente e lateralmente 20mm distalmente da ponta do implante (posições c2 e c1, figura 2.13, esquerda). Para a prótese “sem haste” (figura 2.13, direita), uma roseta proximal foi colada medialmente ao pescoço femoral (posição a2, figura 2.13, direita) e outra ao trocânter menor (posição b2, figura 2.13, direita). Lateralmente, duas rosetas proximais foram colocadas abaixo do grande trocânter e exatamente no nível da ponta do implante (posições a1 e b1, figura 2.13, direita). Para comparar as deformações nas diáfises dos ossos, outras duas rosetas foram

coladas medialmente e lateralmente (posições c2 e c1, figura 2.13, direita), correspondendo aos sensores do meio nos fêmures correspondentes dos outros implantes.

Foram registradas as deformações principais. Após a primeira bateria de medições com os fêmures intactos, as hastes foram implantadas como planejado por um cirurgião experiente familiarizado com os implantes, e as medições foram repetidas com as próteses. Para carregamento dos fêmures intactos e implantados, os corpos-de-prova foram inicialmente carregados com 200 N e a carga foi aumentada em incrementos de 200 N até um total de 2000 N.

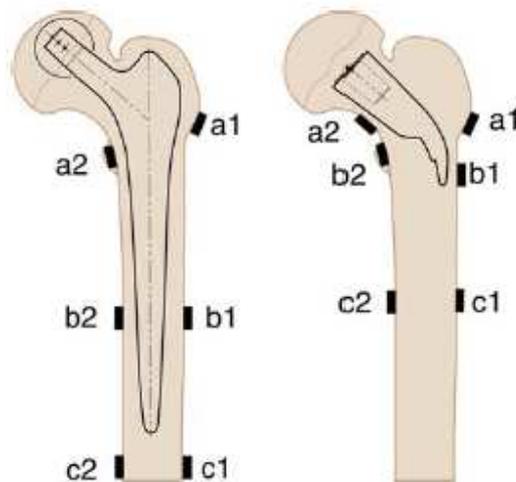


Figura 2.13 – Localização dos extensômetros de resistência elétrica. A imagem à esquerda mostra o arranjo para as próteses Alloclassic e Optan e a imagem à direita para a prótese Cut. Nota-se que o posicionamento dos extensômetros de resistência elétrica foi escolhido em diferentes locais para as próteses convencionais (Alloclassic e Optan) e sem haste (Cut) (DECKING, 2006).

Os resultados encontrados para os fêmures intactos mostraram que as deformações principais foram registradas quase que na direção longitudinal, com deformações negativas no lado medial e deformações positivas no lado lateral, como já era esperado. A orientação das deformações principais não mostrou diferenças notáveis, variando de 2° a 19° de desvio do eixo longitudinal do fêmur no lado medial e de $0-25^{\circ}$ de desvio no lado lateral. Para todas as seis posições dos extensômetros de resistência elétrica, as diferenças entre as maiores deformações

principais nos fêmures esquerdos e direitos foram, na média, 18% para o par 1, 11,5% para o par 2 e 15 % para o par 3, indicando diferenças anatômicas entre os pares de ossos.

A implantação das duas hastes retangulares “Alloclassic” levaram a uma redução das deformações proximalmente (figura 2.14). Abaixo do calcar (posição a2, figura 2.14), as deformações principais máximas negativas foram reduzidas em 73% e abaixo do grande trocânter (posição a1, figura 2.14) em 61%. A haste “Optan” levou a uma redução das deformações principais máximas de 43% abaixo do calcar e de 69% abaixo do grande trocânter. As deformações após a inserção do modelo “Cut” apresentaram um incremento de 15% abaixo do trocânter menor (posição b2, figura 2.14, correspondendo à posição a2 para os outros dois implantes). As deformações abaixo do grande trocânter aumentaram 59%. Logo abaixo da ponta da prótese “Cut” no lado lateral, foi encontrada uma leve diminuição de 24% nas deformações. Os extensômetros de resistência elétrica na região medial do pescoço femoral, que foram aplicados apenas para este tipo de implante, registraram uma mudança mínima nas deformações principais máximas (+2%). Após a implantação de todas as próteses, a direção das deformações principais máximas mudou para uma média de 8° (variação de $0-31^{\circ}$) comparada às direções principais dos ossos intactos, com mudanças mais notáveis na região proximal das hastes Alloclassic e Cut.

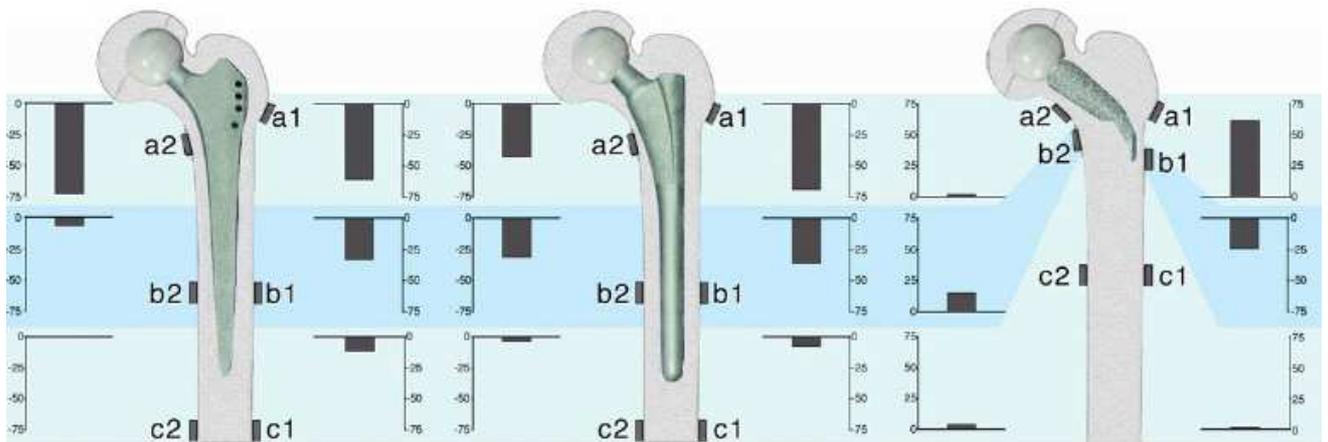


Figura 2.14 – Mudanças nos valores absolutos das deformações principais máximas (em % do fêmur intacto, valor médio de dois ossos diferentes) após a implantação das próteses Alloclassic (esquerda), Optan (meio) e Cut (direita) (DECKING, 2006).

Analisando os resultados, os autores relataram que as duas hastes “convencionais” levaram a uma redução nas deformações principais máximas na porção proximal da prótese. Particularmente, os sensores abaixo do calcar (posição a2, figura 2.13, esquerda) registraram uma enorme diminuição nas deformações. Esses dados são comparáveis a outros estudos (AAMODT, 2001, KIM, 2001), que relataram deformações reduzidas para diferentes hastes anatômicas em fêmures cadavéricos, cujos valores assemelharam-se com os encontrados no estudo de Decking et al. (2006) para as hastes “convencionais”. Já o implante de pescoço “sem haste” levou a um incremento das deformações na região lateral do grande trocânter e deformações mediais mais próximas dos valores fisiológicos do que para as próteses “convencionais”.

Os autores concluíram que não houve diferenças significativas na distribuição de deformações entre as duas hastes “convencionais”. A diminuição das deformações como observada nos implantes convencionais corresponde à reabsorção óssea na região proximal do fêmur encontrada em estudos de acompanhamento clínico de longo prazo. Os dados apresentados para a prótese “sem haste” mostram que a redução nas tensões pode ser evitada *in vitro* com este projeto. No entanto, para provar que o padrão de deformações totalmente diferente causado por esta prótese leva a uma adaptação favorável no osso e melhores resultados clínicos, devem ser realizados estudos de acompanhamento clínico de longo prazo, inclusive para estimar o risco de fratura do osso devido às maiores deformações encontradas.

2.5 ESTABILIDADE PRIMÁRIA

O termo estabilidade primária habitualmente indica a quantidade de micromovimentos relativos entre o osso e o implante produzidos pelo carregamento fisiológico da junta logo após a cirurgia, antes que qualquer processo biológico ocorra. Por isso, é diferente da estabilidade secundária, ou estabilidade em longo prazo, que é o micromovimento sob carga observado uma vez que o processo de adaptação biológica é completado (VICECONTI, 2006).

A estabilidade primária foi estabelecida como determinante no sucesso clínico em longo prazo de próteses totais de quadril (MJOBORG, 1991, KIM, 1993, FREEMAN, 1994, KOBAYASHI, 1997). Em hastes não cimentadas, a estabilidade primária é considerada pré-

requisito para a qualidade do crescimento ósseo para a haste femoral (BÜHLER, 1997). Ao permitir a osseointegração, cria estabilidade secundária (SPIERS, 2000). Estabilidade mecânica inicial na interface osso-implante, para um carregamento de peso parcial nos períodos pós-operatório e de reabilitação, é um pré-requisito para uma extensiva integração biológica da haste e para a sua performance em longo prazo (CAMERON, 1973, DUCHEYNE, 1977, HADDAD, 1987, MORSCHER, 1987, SØBALLE, 1992).

A estabilidade primária depende principalmente de uma correta preparação do osso e da geometria da prótese, enquanto o acabamento superficial do implante e a qualidade do contato entre o osso e o implante determinam a estabilidade secundária (ENGH, 1992b, PILLIAR, 1986). Outros fatores que afetam a estabilidade primária são a qualidade mecânica do osso hospedeiro, a presença de lacunas ao redor da interface osso-implante, o peso do paciente e o tamanho do implante (VICECONTI, 2006).

Em hastes femorais não cimentadas, micromovimentos excessivos na interface osso-implante podem promover a formação de tecido fibroso, e podem levar a soltura e falha do implante (PILLIAR, 1986, NISTOR, 1991, ENGH, 1992b). No entanto, alguma quantidade de migração distal da haste com relação ao osso é esperada, já que ocorre clinicamente e não leva ao afrouxamento desta (BLAHA, 1991, MJÖBERG, 1985), sendo inclusive até desejada (CHENG, 1995). Estudos que utilizaram análise por radioestereofotometria de raios X mostraram que é necessária migração distal da haste maior que 4mm para complicações clínicas nos pacientes (KÄRRHOLM, 1984, LINDER, 1994, RYD, 1990, RYD, 1992).

Hastes femorais não cimentadas foram comparadas com hastes cimentadas em diversos estudos (GÖTZE, 2002). Estes demonstraram que migração distal e rotação dos implantes não cimentados eram significativamente maiores do que nos implantes cimentados (SCHNEIDER, 1989, McKELLOP, 1991, BURKE, 1991, CHARNLEY, 1965, VANDERBY, 1992). A grande maioria das falhas de hastes não cimentadas se deve a soltura (MALCHAU, 2000). Muitos dos implantes revisados devido à soltura não apresentam nenhum sinal de desgaste, abrasão, corrosão ou falha por fadiga (BOBYN, 1993, TONI, 1995, WROBLEWSKI, 1993). Portanto, enquanto todos esses processos de dano podem ser co-causas, o afrouxamento em implantes não cimentados deve ser gerado por outras causas. A maior parte dos autores concorda que a principal causa de soltura é a falta de estabilidade primária (PANCANTI, 2003, PILLIAR, 1986).

Em uma substituição total de quadril, é esperada uma boa osseointegração do implante com relação ao osso. Materiais bioativos como a hidroxiapatita estimulam uma ligação físico-química entre o osso e o implante, pela similar composição química do biomaterial com o osso. Já os implantes de titânio, caso das próteses tratadas no presente estudo, por serem confeccionados com um material bioinerte, dependem de ancoragem mecânica para garantir uma adequada osseointegração. Nesses casos, recursos como orifícios, ranhuras e camadas porosas são utilizados para auxiliar na osseointegração, já que a ancoragem é facilitada com o aumento da área de contato.

É bem estabelecido que estabilidade primária e pouca movimentação entre o osso e o implante são alguns dos pré-requisitos mais importantes para o sucesso em longo prazo das próteses. Portanto, um dos primeiros passos nos testes pré-clínicos de novas próteses de quadril deve ser a medição dos movimentos na interface sob condições de carregamento adequadas (CLAES, 2000).

São encontrados na literatura diversos trabalhos realizados *in vitro* para medir o movimento relativo entre a haste femoral e o osso, com os mais diferentes protocolos. Dentre as variáveis dos ensaios, podem ser citadas: tipo de aplicação e quantidade de carga, tipo de osso utilizado (sintético ou compósito), utilização ou não de simulação de músculo adutor, tipos de próteses, número de ciclos aplicados, técnicas de medição e posicionamento dos sensores, entre outros. No capítulo 2.5.3 é apresentado um trabalho que mediu *in vitro* os micromovimentos entre a haste e o osso.

2.5.1 Valores críticos de micromovimentos

A presença de micromovimentos na interface osso-implante determina a resposta biológica do osso hospedeiro à prótese. O impacto dos micromovimentos no processo de osseointegração foi analisado em estudos experimentais (PILLIAR, 1986, SUGIYAMA, 1989, JASTY, 1993, SØBALLE, 1993, JASTY, 1997, McKELLOP 1991).

Pilliar et al. (1986) concluíram em seu estudo em animais que uma movimentação de 150 μm ou mais resultou em crescimento de tecido fibroso, enquanto movimentos de até 28 μm não

interferiram no crescimento ósseo de implantes confeccionados em liga de Cr-Co-Mo recobertos com camada porosa. Jasty et al. (1993) relataram um valor similar compatível com crescimento ósseo (34 μm). McKellop et al. (1991) descreveram movimentos de até 100 μm como toleráveis dependendo do tamanho dos poros em implantes recobertos com camada porosa. Em geral, se concluiu nestes estudos que foi observada osseointegração com a presença de micromovimentos de até aproximadamente 30 μm , enquanto micromovimentos maiores que aproximadamente 150 μm foram associados ao comprometimento ou inibição da integração biológica da prótese (fixação por tecido fibroso).

Em estudos *Postmortem* de hastes femorais bem sucedidas clinicamente (WILKE, 1995, MALONEY, 1989), foram encontrados micromovimentos de 40 a 70 μm , o que vai ao encontro com os resultados dos estudos experimentais antes citados.

2.5.2 Definição de tipos de micromovimentos

De acordo com Bühler et al. (1997), a estabilidade primária de uma prótese pode ser definida como o movimento tridimensional na interface entre pares de pontos consistindo da camada de células formadoras de osso mais próxima do implante e seu ponto correspondente na superfície da prótese. E dois tipos de movimentos podem ser caracterizados:

(a) Movimento Dinâmico ou Cíclico (DM) – o movimento cíclico reversível da haste em resposta a um ciclo de carregamento da prótese. É a diferença entre os valores máximo e mínimo da posição da haste para um ciclo de carregamento.

(b) Movimento Total (TM) – o deslocamento irreversível da haste dentro do canal femoral ao longo do tempo. É a posição média da haste baseada no tempo durante um ciclo de carregamento.

Na literatura, não está claro se o movimento total ou o movimento dinâmico é o mais importante para a osseointegração da prótese. A figura 2.15 mostra um padrão típico de movimento de uma haste de quadril durante um ensaio de micromovimentos, onde estão caracterizados o movimento dinâmico e o movimento total.

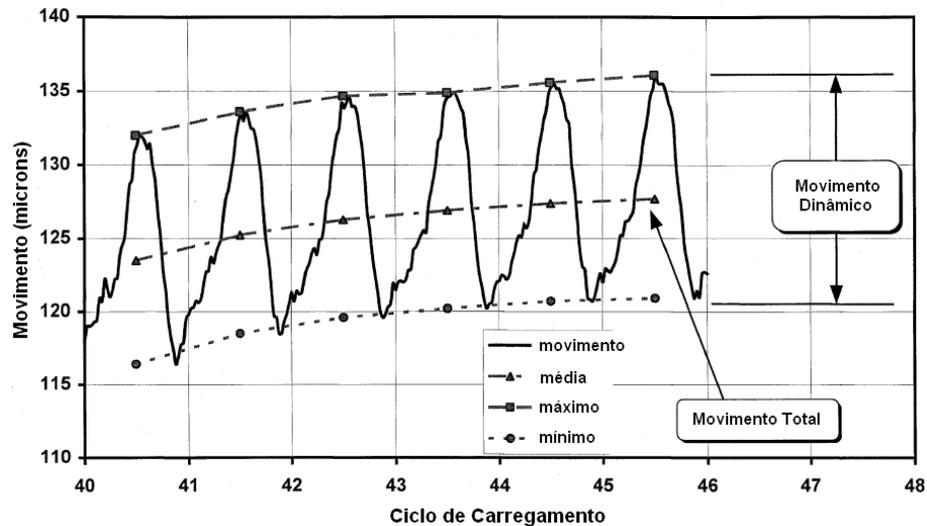


Figura 2.15 - Definição de movimento dinâmico (cíclico) e movimento total. Movimento dinâmico é a diferença entre os valores máximo e mínimo da posição da haste para um ciclo de carregamento, e representa o movimento cíclico reversível da haste. Movimento total é a posição média da haste baseada no tempo durante um ciclo de carregamento, e mede o deslocamento irreversível da haste. Figura adaptada de Speirs et al. (2000).

2.5.3 Trabalho de Götze et al. (2002)

Em seu trabalho intitulado “Primary Stability in Cementless Femoral Stems - Custom Made Versus Conventional Femoral Prosthesis”, Götze et al. compararam dois modelos de diferentes hastes femorais não cimentadas quanto à estabilidade inicial. O objetivo do estudo era analisar a estabilidade inicial de uma haste femoral feita sob medida (Adaptiva, EndoPro medical GmbH, Gelsenkirchen-Buer, Germany). A fim de se obter uma idéia mais exata da movimentação da interface, esta haste foi comparada com uma haste convencional não cimentada bem sucedida clinicamente (Alloclassic-SL Zweymüller, Fa. Sulzer Orthopedics GmbH, Freiburg, Germany). Os autores afirmam que o uso clínico de uma prótese feita sob medida só é justificável se os dados biomecânicos são pelo menos comparáveis ou superiores aos de uma prótese convencional com bons resultados clínicos em longo prazo.

Para os testes biomecânicos, sete pares de fêmures de cadáveres humanos congelados foram usados. Antes dos testes, ambos os fêmures foram submetidos a tomografia computadorizada (CT). A partir desses dados, implantes foram fabricados sob medida para o fêmur direito. As imagens da tomografia permitiram cálculos precisos da geometria do osso hospedeiro. Os implantes foram então construídos utilizando técnicas de projeto assistido por computador (CAD) e fabricação assistida por computador (CAM). A prótese feita sob medida é uma haste femoral reta sem colar.

A haste convencional implantada no fêmur esquerdo é uma haste reta sem colar baseada em um conceito de ancoragem distal (ZWEYMULLER, 1986). Para proporcionar um ajuste exato no fêmur, esta haste é fornecida em 12 tamanhos. Ambas as hastes foram confeccionadas em uma liga de Titânio Ti6Al4V, com um cone 12/14 e são mostradas na figura 2.16 (radiografias).

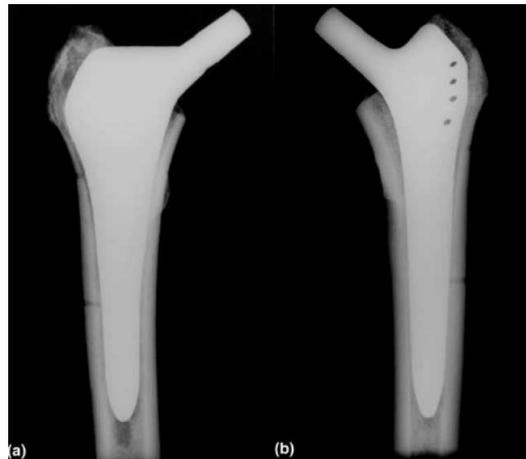


Figura 2.16 – Radiografias antero-posteriores da haste sob medida (Adaptiva) (a) e da haste convencional Alloclassic SL (Zweymüller) (b) (GÖTZE, 2002).

A técnica de Claes et al. (2000) foi utilizada para preparação dos corpos-de-prova e carregamento. Os fêmures foram embutidos em um copo com metilmetacrilato, inclinados 8° lateralmente no plano frontal e 6° posteriormente no plano sagital. Nesta posição, a carga vertical

na cabeça femoral introduziu no fêmur forças fisiológicas axial e torsional combinadas, semelhantes às aquelas geradas durante caminhada com apoio em uma perna (RYDELL, 1966).

Antes dos ensaios, transdutores de deslocamento foram anexados aos corpos-de-prova para registrar os movimentos relativos entre o osso e a haste. A movimentação global do implante foi avaliada baseada em migração distal do implante, rotação do implante com relação ao osso e deslocamento em várias direções. Furos de 2,8mm de diâmetro foram feitos para posicionar dois transdutores ortogonais no nível do trocânter menor. O movimento relativo no plano antero-posterior foi medido pelo transdutor S5 e no plano médio-lateral pelo S3 (figura 2.17). As molas colocadas no transdutor contataram a superfície do implante para medir os micromovimentos entre o implante e o osso. Cinquenta milímetros abaixo dos transdutores S5 e S3 foram montados dois transdutores, S4 e S6, um orientado em ângulo de 90° em relação ao outro. Os micromovimentos na interface foram medidos nos pontos S3, S4, S5 e S6 por LVDTs (HBM W1, Hottinger, Darmstadt, Germany).

Para determinar a migração axial, um transdutor foi preso ao grande trocânter com um parafuso Schanz de 4,5mm (S1 na figura 2.17). A rotação relativa do eixo longitudinal foi registrada com um transdutor preso ao trocânter maior anteriormente (S2 na figura 2.17). Os transdutores utilizados nos pontos S1 e S2 são da seguinte especificação: Typ GTL 222, TESA, Brown and Sharp, Renens, Switzerland. As inclinações da haste nas direções frontal e lateral foram calculadas por análises trigonométricas usando as distâncias geométricas entre os sensores e seus deslocamentos. A rotação foi calculada utilizando a distância entre o eixo longitudinal da haste e o ponto de contato anterior/medial do sensor S2.

As cargas foram aplicadas às cabeças femorais através de um componente acetabular de polietileno. Entre o componente acetabular e a célula de carga da máquina de testes um sistema de rolamento de esferas foi montado para evitar a ocorrência de forças não definidas perpendiculares ao eixo de carregamento. Os corpos-de-prova foram inicialmente carregados com 200 N. As forças foram aplicadas a uma frequência de 0,5 Hz por três vezes. Micromovimentos na interface osso-implante foram medidos no fim do terceiro ciclo de carregamento. Cargas incrementais de 200 N até um total de 2000 N foram aplicadas. Os dados do último ciclo de carregamento de 2000 N foram definidos como máximo micro-movimento dinâmico. Os micromovimentos dinâmicos medidos durante o último ciclo de 2000 N foram computados para comparações estatísticas.

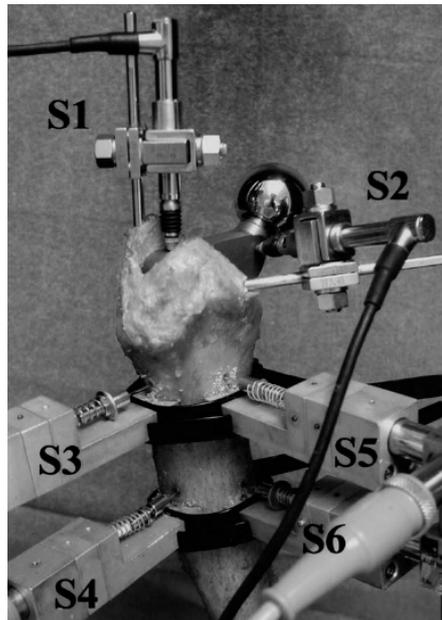


Figura 2.17 – Detalhes da configuração do teste mostrando os transdutores anexados ao corpo-de-prova (GÖTZE, 2002).

Os resultados dos micromovimentos entre o osso e os implantes durante o terceiro ciclo de carregamento a uma carga máxima de 2000 N são apresentados na figura 2.18. São apresentadas diferenças em migração distal da haste (S1) e resposta rotacional (S2), assim como movimentação na interface na região proximal (S3 e S5) e distal (S4 e S6).

Ambos implantes apresentaram uma movimentação de interface abaixo do valor crítico de 150 μm . Os micromovimentos dinâmicos da haste Adaptiva foram menores do que os da haste Alloclassic, exceto para a movimentação distal lateral (S4). A prótese feita sob medida, mais larga na região da metáfise, apresentou menores valores de micromovimentos dinâmicos e de rotação na região proximal quando comparada com a prótese Alloclassic. Com estes resultados, os autores concluíram que a estabilidade inicial da haste feita sob medida é comparável à da haste convencional.

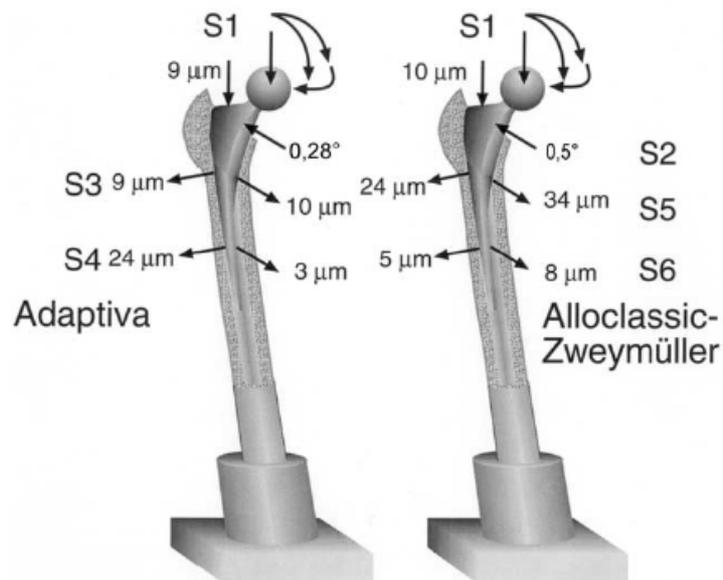


Figura 2.18 – Micromovimentos (μm) na interface osso-implante a uma carga máxima de 2000 N (GÖTZE, 2002).

2.5.4 Trabalho de Vora et al. (2003)

Em seu trabalho intitulado “Early Failure of a Proximally Cemented, Distally Uncemented Total Hip Arthroplasty”, Vora et al. avaliaram clinicamente uma haste de quadril projetada para combinar as vantagens das artroplastias cimentada e não cimentada em pacientes jovens, ao permitir a retenção de estoque ósseo para futuras cirurgias de revisão, chamada comercialmente de “Bridge”. A prótese é confeccionada em titânio, cimentada proximalmente e não cimentada na região distal, com estrias nesta região. A técnica consiste em inserir a haste e depois o cimento, através de passagens que permitem o preenchimento do cimento na região proximal. A figura 2.19 mostra a haste estudada.



Figura 2.19 – Uma haste femoral Bridge revisada que teve a camada de cimento proximal removida. As setas indicam os locais de entrada e saída do cimento. As vedações de polietileno primária e secundária, localizadas no terço proximal da prótese, evitam a extrusão de cimento distal (VORA 2003).

Foi relatada uma taxa de 23% de soltura mecânica para uma média de 46,2 meses após a cirurgia que exigiram revisão. Esta alta taxa de falha precoce foi atribuída principalmente às limitações na técnica cirúrgica, incluindo a excessiva remoção de osso esponjoso proximal e ao novo sistema de entrega de cimento que causou uma pobre interface osso-cimento. Os autores concluíram que as altas taxas de falha precoce da haste estudada são inaceitáveis, e até que seja eficazmente estabelecido, este projeto de prótese não deve ser utilizado. Esse artigo serve como alerta para as conclusões extraídas apenas de ensaios mecânicos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 ENSAIOS NOS FÊMURES COMPÓSITOS

Para o estudo comparativo do comportamento mecânico entre as três hastes de quadril, foram realizados ensaios mecânicos de carregamento estático em fêmures compósitos, em que foram avaliadas a variação dos padrões de deformações corticais entre um osso intacto e o mesmo com uma haste implantada e a estabilidade primária da haste quanto à rotação sobre o eixo principal e migração axial.

Foram utilizados nove fêmures compósitos esquerdos SAWBONES 3306 tamanho grande, em que foram implantados os três modelos de haste, constituindo três grupos experimentais com três amostras cada. Este modelo de fêmur sintético é composto por um núcleo de espuma de poliuretano, que representa o osso trabecular, que é envolto por uma camada externa de epóxi reforçada por fibra de vidro, que representa o osso cortical (figura 3.1). Os tamanhos das hastes implantadas foram selecionados pelo cirurgião que realizou as artroplastias utilizando superposição de transparências radiográficas (*templates*).

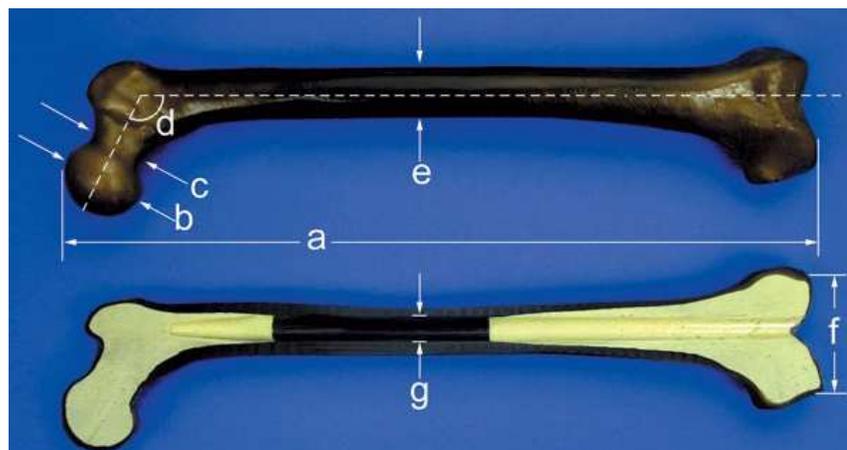


Figura 3.1 – Fêmur compósito utilizado nos ensaios mecânicos deste trabalho apresentando suas camadas externa e interna. (SAWBONES).

Para a avaliação da variação dos padrões de deformações corticais, utilizaram-se extensômetros de resistência elétrica para medida das deformações. Para os ensaios de estabilidade primária da haste, utilizaram-se sensores de deslocamento para a medição dos micromovimentos relativos entre o osso e a haste.

3.2 MODELOS DE HASTES DE QUADRIL AVALIADAS

Todas as hastes estudadas foram confeccionadas em liga de titânio segundo a norma ASTM F136. Os três grupos de hastes foram identificados como “A”, “B” e “C”, e são mostrados na figura 3.2 no plano frontal. A figura 3.3 mostra os três modelos de hastes no plano medial. Os desenhos detalhados das hastes são apresentados no Anexo A.

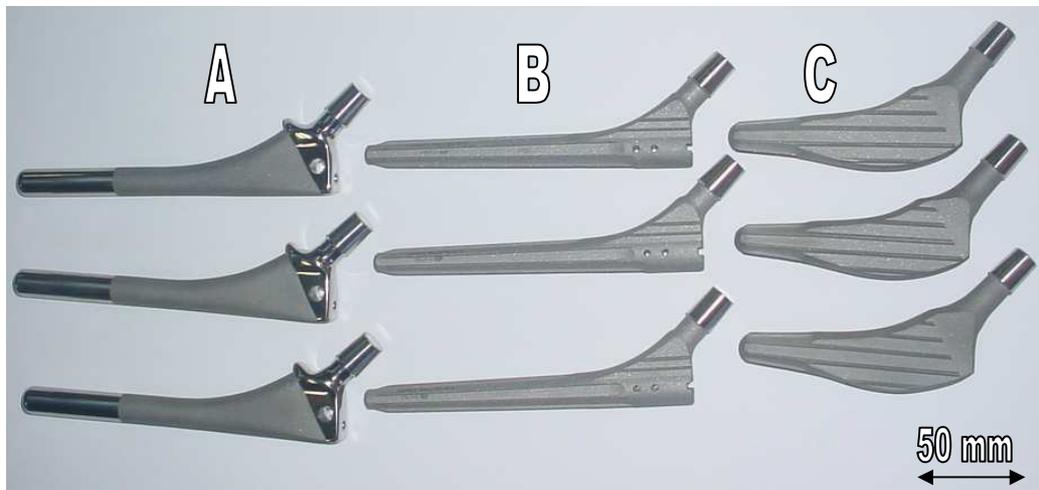


Figura 3.2 – Identificação dos três grupos de hastes no plano frontal.



Figura 3.3 – Três modelos de hastes no plano medial.

A haste A possui colar e acabamento rugoso abaixo do colar. Possui um furo próximo ao dorso de 7mm de diâmetro. A haste tem seção transversal circular. A sua região proximal tem formato achatado, garantindo uma boa área de contato visando uma adequada estabilidade rotacional. A distância entre o centro da cabeça e o eixo principal é de 36,14mm e o ângulo entre eixos é de 45° . Medialmente, a transição entre o corpo e a haste se dá por um raio de 111mm. Possui comprimento de 161,80mm da ponta da haste à extremidade do dorso.

A haste B é projetada para fixação distal, e possui acabamento rugoso em toda a sua superfície, exceto no cone Morse de encaixe do componente cefálico. Possui dois furos de 3mm de diâmetro na região proximal. A haste tem seção transversal octagonal e conicidade de 1° . Apresenta aletas longitudinais que visam aumentar a estabilidade rotacional. A distância entre o centro da cabeça e o eixo principal é de 40mm e o ângulo entre eixos é de 45° . Medialmente, a transição entre o corpo e a haste se dá por um raio de 60mm. Possui comprimento de 150mm da ponta da haste à extremidade do dorso.

A haste C é muito mais curta que as demais (tem comprimento de 102mm da ponta da haste à extremidade do dorso), porém é mais larga na sua região proximal, visando ancoramento nesta região. Ao contrário das outras hastes, que são retas lateralmente, possui uma curvatura lateral de raio de 56mm visando um ajuste anatômico acompanhando a curvatura do fêmur. Possui acabamento rugoso em toda a sua superfície, exceto pelo cone. Tem um corpo de seção retangular e uma pequena haste de seção octagonal com conicidade de 10° . Apresenta aletas longitudinais que visam aumentar a estabilidade rotacional. A distância entre o centro da cabeça e

o eixo principal é de 47mm e o ângulo entre eixos é de 50° . Medialmente, a transição entre o corpo e a haste se dá por um raio de 55mm.

3.3 METODOLOGIA DOS ENSAIOS

Para os ensaios, foi realizado um carregamento estático compressivo simulando a carga sobre a cabeça femoral correspondente a 3,25 vezes o peso de uma pessoa de 708N com postura de apoio em uma perna. Os fêmures foram fixados na sua porção distal através de resina polimetacrilato de metila em um dispositivo construído para fornecer inclinação de 9° posterior e 10° lateral (figura 3.4). Os ângulos são garantidos por um pino existente no dispositivo que encaixa no furo central do fêmur sintético. A utilização destes ângulos nos ensaios de compressão resulta em esforços de compressão axial, flexão e torção da haste combinados.



Figura 3.4 – Dispositivo utilizado para fixação dos fêmures.

Para a transferência da carga da máquina aos corpos-de-prova, foram utilizados dois identadores: um para atuar sobre a cabeça do fêmur intacto e outro para atuar sobre o componente cefálico da prótese, ambos côncavos no local de encaixe, de acordo com a dimensão de cada

cabeça. Entre esses indentadores e o suporte plano da máquina, foram utilizados rolamentos axiais de encosto, para permitir a translação do indentador sobre o plano. A figura 3.5 mostra a configuração de testes para o fêmur intacto e para o fêmur implantado, onde se nota que o indentador utilizado para o fêmur implantado é mais longo, para permitir a montagem do transdutor que mediu o deslocamento axial da haste (detalhe do mesmo na figura 3.12).

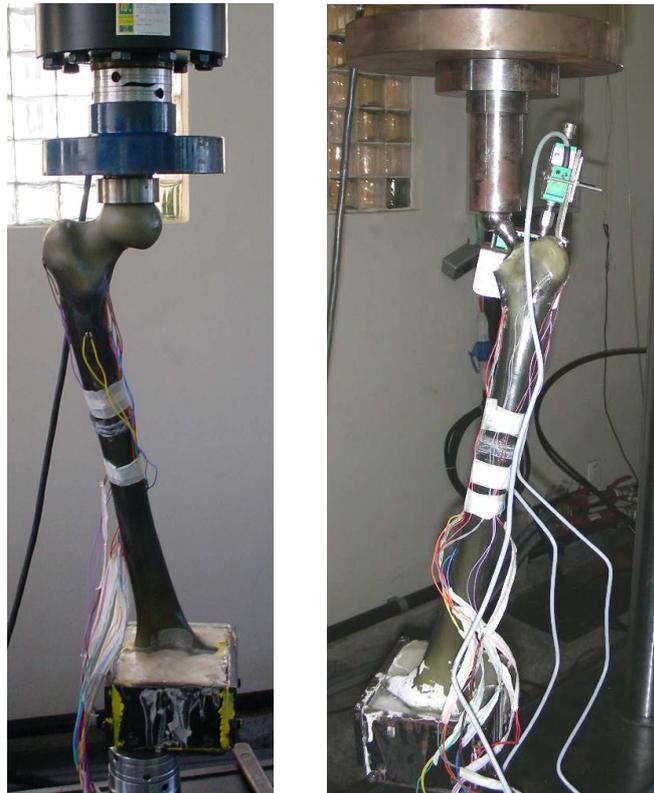


Figura 3.5 - Configuração dos testes: À esquerda, para o fêmur intacto. À direita, para o fêmur implantado.

3.4 POSICIONAMENTO DOS SENSORES DE DEFORMAÇÃO NOS FÊMURES

Antes dos ensaios, os fêmures intactos foram instrumentados com seis extensômetros de resistência elétrica, sendo uma roseta triaxial e cinco sensores uniaxiais, aplicados da seguinte

maneira: lixamento da superfície do osso até a granulação 400, desengraxe com álcool e colagem dos extensômetros de resistência elétrica.

O posicionamento dos sensores foi escolhido de acordo com Cervieri (2006), que ensaiou de maneira semelhante o mesmo modelo de fêmur sintético instrumentado com 18 rosetas triaxiais, e encontrou uma configuração considerada mínima para comparação de três diferentes modelos de hastes. A diferença é que no presente trabalho foram utilizados 2 extensômetros de resistência elétrica na região lateral, enquanto Cervieri utilizou 3 nesta região. A roseta triaxial foi posicionada na região medial proximal, a 402mm da base dos côndilos, para medir as direções e deformações principais nesta região. Foi escolhido usar um sensor triaxial somente nesta região, pois para Cervieri (2006) e Waide (2003), a região de máxima variação da deformação principal ao longo do fêmur devido à inserção da prótese foi na região medial proximal. Os extensômetros de resistência elétrica uniaxiais foram distribuídos da seguinte maneira: um na região medial a 367mm da base dos côndilos, outro na região posterior a 352mm da base, outro na região anterior a 427mm e dois na região lateral, a 425 e 393mm da base dos côndilos. O extensômetro posicionado na região anterior foi orientado a 45 graus do eixo do fêmur. Os demais sensores de deformação uniaxiais e uma das direções da roseta foram orientados longitudinalmente ao eixo do fêmur.

Os extensômetros de resistência elétrica foram identificados da seguinte maneira: A primeira letra identifica a região em que está posicionado (anterior - A, posterior - P, medial - M ou lateral - L), e a segunda letra, se é o mais proximal (P) ou mais distal (D) da mesma região (esta denominação só foi necessária para as regiões lateral e medial). Por exemplo, o sensor posicionado na região lateral mais proximalmente, foi identificado como LP, já o único sensor localizado na região na região posterior foi simplesmente identificado como P. A figura 3.6 mostra a identificação das direções dos extensômetros da roseta, sendo que a direção 2 foi alinhada longitudinalmente ao eixo do fêmur, e este foi chamado de MP2. Dessa maneira, os sensores foram identificados como: MP1, MP2, MP3, MD, LP, LD, A, P, de acordo com a figura 3.7.

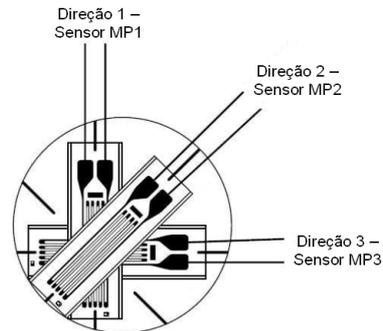


Figura 3.6 – Identificação dos extensômetros de resistência elétrica da roseta triaxial posicionada na região medial proximal do fêmur. O sensor MP2 foi alinhado longitudinalmente ao eixo do osso. Figura adaptada de Kyowa (2007).

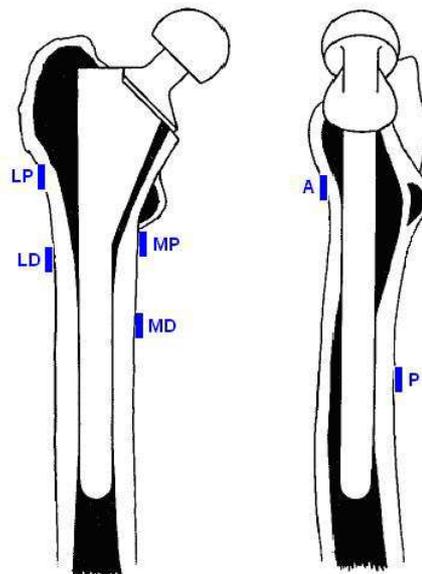


Figura 3.7 – Posicionamento e identificação dos extensômetros de resistência elétrica. Figura adaptada de Engh (1988).

3.5 ARTROPLASTIAS NOS FÊMURES SINTÉTICOS

Após as medições iniciais das deformações nos fêmures intactos, estes foram submetidos a uma substituição protética. Todas as artroplastias foram realizadas pelo mesmo cirurgião, em

uma temperatura ambiente de 25⁰ C, utilizando técnica e instrumentação recomendados pelo fabricante. A figura 3.8 mostra o instrumental utilizado para artroplastia da haste B e a figura 3.9 mostras as etapas da artroplastia. Nas figuras 3.10 e 3.11, pode-se ver o aspecto dos fêmures depois de implantados com os três diferentes modelos de hastes, vistos nos seus aspectos anterior e medial, respectivamente.

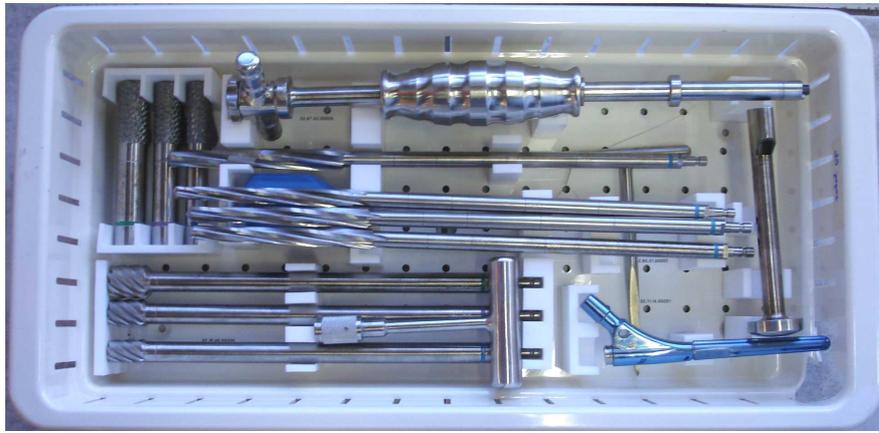


Figura 3.8 – Caixa com instrumental utilizado para inserção da prótese B.

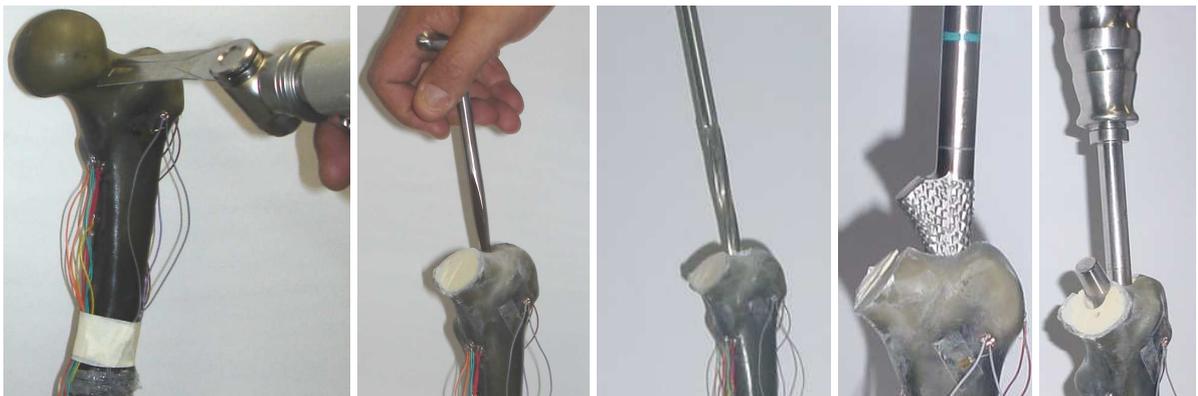


Figura 3.9 - Etapas da artroplastia, da esquerda para a direita: osteotomia, abertura do canal, fresamento do canal, raspagem, impactação da haste.

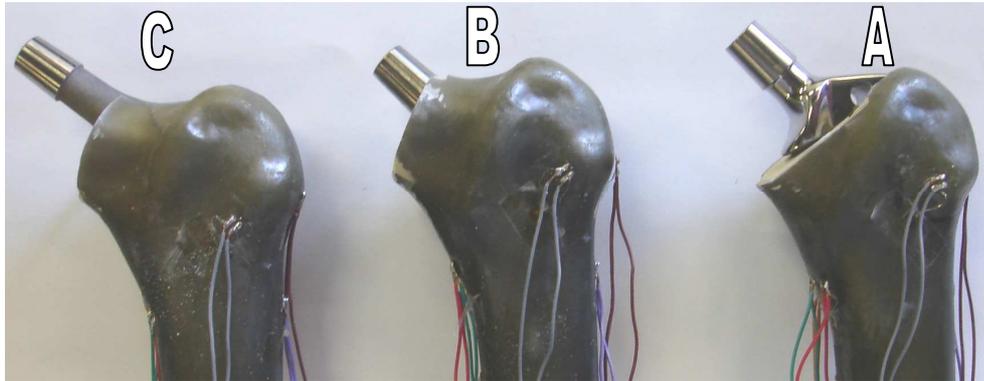


Figura 3.10 – Hastes depois de implantadas no fêmur compósito – face anterior do fêmur.

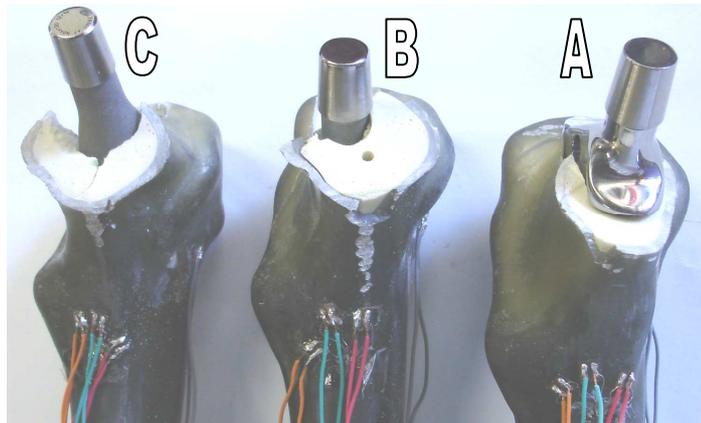


Figura 3.11 – Hastes depois de implantadas no fêmur compósito – face medial do fêmur.

3.6 MONTAGEM DOS SENSORES DE DESLOCAMENTO

Os sensores de deslocamento utilizados são transdutores lineares potenciométricos, marca Gefran, modelo PY2-F-10-S01M e curso de 10mm. Os sensores foram fixados rigidamente à região proximal do osso através de placas de aço aparafusadas ao osso. As extremidades de medição dos sensores foram colocadas em contato com as hastes femorais, permitindo a avaliação dos micromovimentos relativos entre a haste e o osso (figura 3.12).

Um sensor de deslocamento mediu a migração axial da haste (posição A na figura 3.12) e os outros dois mediram a rotação da haste em relação ao eixo principal, posicionados no lado

posterior do fêmur (Posições B e C na figura 3.12). A rotação foi calculada através da relação trigonométrica entre os deslocamentos lineares dos sensores e a distância de 18mm entre centros destes.

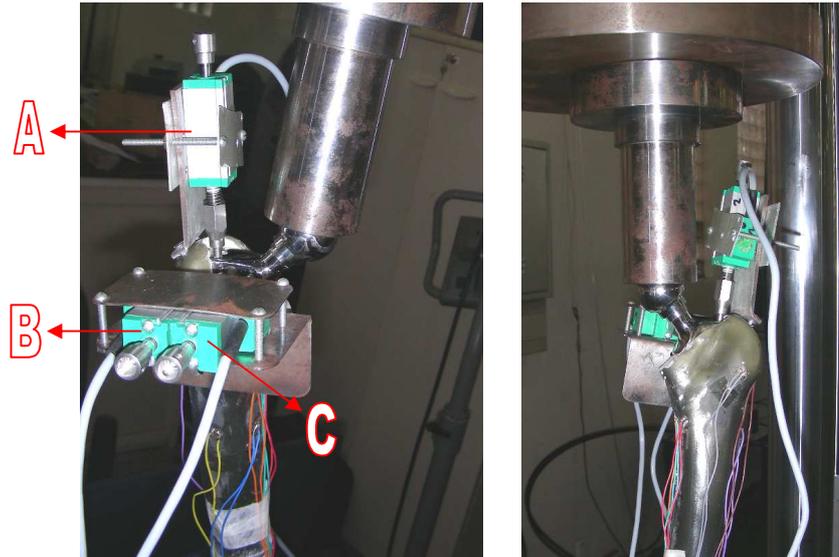


Figura 3.12 – Imagens mostrando a montagem e identificação dos transdutores lineares potenciométricos para medir os deslocamentos da haste em relação ao fêmur: A, utilizado para medir a migração axial da haste; B e C, utilizados para medir a rotação da haste.

3.6.1 Calibração dos sensores de deslocamento

Para a calibração dos sensores de deslocamento, utilizou-se um cabeçote micrométrico (marca Mitutoyo, modelo 150-190), com exatidão de 0,002mm. O cabeçote micrométrico e o sensor a ser calibrado foram colocados em contato através de um dispositivo construído para a calibração, que consiste em duas morsas fixadas a uma base metálica, onde o transdutor de deslocamento foi preso a uma das morsas e o cabeçote micrométrico a outra (figura 3.13). O dispositivo foi construído de maneira a garantir o alinhamento do micrômetro com relação ao sensor de deslocamento. Para a calibração, a ponteira de medição do cabeçote micrométrico foi

colocada em contato com a extremidade de medição do transdutor. O cabeçote micrométrico foi utilizado para movimentar o sensor a deslocamentos conhecidos.

A calibração foi realizada com um sistema de aquisição e processamento de dados utilizando um condicionador de sinais Spider 8, marca HBM e o software Catman 4.0, onde foi obtida uma curva tensão elétrica versus deslocamento para cada transdutor de deslocamento. Com os dados da curva, o software transformava os valores de tensão elétrica em valores de deslocamento. Essa metodologia foi utilizada para a aquisição dos dados dos sensores de deslocamento durante o ensaio dos fêmures implantados, já que o software usado foi o mesmo.

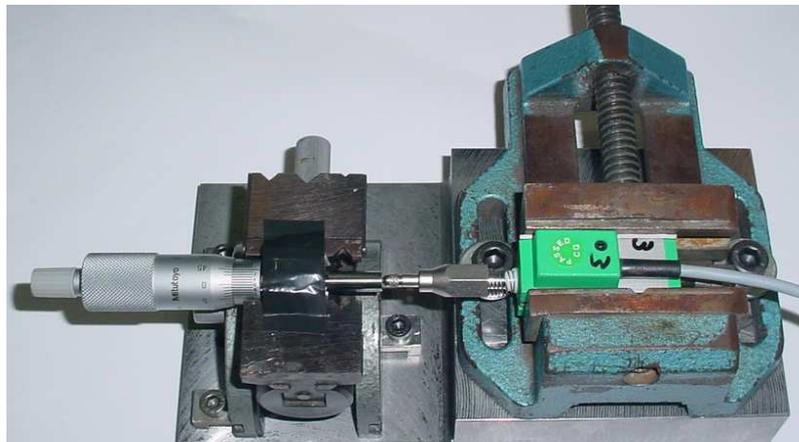


Figura 3.13 – Dispositivo utilizado para a calibração dos sensores de deslocamento.

3.7 PROTOCOLO DE CARREGAMENTO DOS ENSAIOS

O protocolo de carregamento utilizado nos ensaios foi o seguinte: um fêmur intacto, já instrumentado com os extensômetros de resistência elétrica, foi submetido a uma carga compressiva que em um minuto atingia 2300N, sendo esta carga mantida por um minuto, após descarregado por mais um minuto, repetindo-se este procedimento cinco vezes seguidas. O sistema de aquisição de dados era iniciado e zerado 30 segundos antes do início de cada ensaio, e a taxa de aquisição utilizada foi de 1Hz. Os extensômetros de resistência elétrica foram ligados a

um condicionador de sinais Spider 8, marca HBM, e o software utilizado para aquisição e processamento de dados foi o Catman 4.0.

Uma vez realizado o ensaio no fêmur intacto, este era submetido a uma artroplastia. Os transdutores de deslocamento eram então fixados ao fêmur para este ser novamente ensaiado, utilizando o protocolo descrito anteriormente. A aquisição de dados foi a mesma realizada para o ensaio no fêmur intacto, com a diferença que foram utilizados dois condicionadores de sinais, para haver canais suficientes para registro das deformações e micromovimentos simultaneamente.

3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

Para a análise estatística, utilizou-se a análise de variância (ANOVA) para as médias de cada resultado entre os diferentes grupos de hastes. O índice de significância para determinação das diferenças significativas utilizado foi de $p=0,05$.

3.9 ACOMPANHAMENTO RADIOGRÁFICO

Foram realizadas radiografias frontais e laterais nos fêmures intactos, para que o cirurgião que realizou as artroplastias selecionasse o tamanho de cada modelo de haste mais adequado para o tamanho do fêmur sintético utilizado. Também foram radiografados os fêmures depois de implantados, a fim de comparar a acomodação de cada modelo de haste no fêmur.

O equipamento utilizado foi Multix, marca Siemens. A distância focal utilizada foi de 1,1m. A tensão foi de 40,5kV e a corrente foi 5,6mAs. A resolução desta técnica é da ordem de 0,5mm.

4 RESULTADOS

4.1 ENSAIOS NOS FÊMURES INTACTOS

A figura 4.1 mostra um gráfico típico de deformações registradas pelos extensômetros de resistência elétrica em um ensaio no fêmur intacto. Os valores de deformações foram expressos em $\mu\text{m}/\text{m}$. No gráfico, pode-se observar que as deformações são positivas na região lateral do fêmur e negativas nas demais regiões. A deformação de maior magnitude encontrada foi para o sensor MP2 (sensor medial mais proximal, orientado longitudinalmente ao eixo do osso). Nota-se que existem deformações remanescentes após cada ciclo.

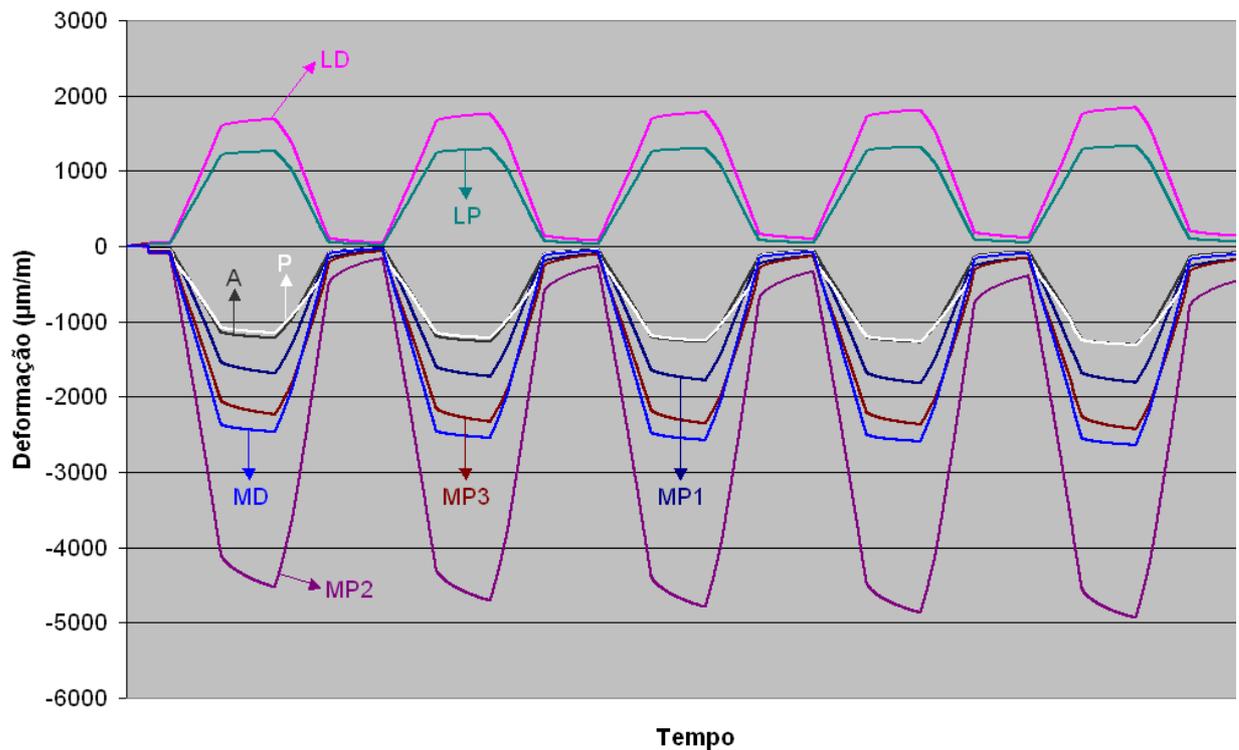


Figura 4.1 – Gráfico típico de deformações corticais medidas durante um ensaio de compressão estático em um fêmur composto intacto.

4.2 ENSAIOS NOS FÊMURES IMPLANTADOS

As variações de deformações corticais entre o fêmur intacto e implantado e os deslocamentos dos fêmures implantados (migração axial e rotação) foram calculados a partir da média de cinco ciclos de carregamento. Cada ciclo foi representado como a diferença entre o valor máximo e mínimo medido, tanto para deformação quanto para deslocamento.

O primeiro fêmur implantado com uma haste do grupo C fraturou no início do teste em sua região proximal, medialmente e posteriormente (figura 4.2A). Foi resolvido então realizar o ensaio nos corpos-de-prova restantes, sem os sensores de deslocamento para medição de rotação, visto que os parafusos usados para fixação dos sensores poderiam estar contribuindo para a ruptura do fêmur. Apesar desta modificação, o segundo fêmur deste grupo também não resistiu, fraturando no início do ensaio na mesma região (figura 4.2B). O terceiro fêmur do grupo C resistiu até o final do ensaio, mesmo que apresentasse uma trinca decorrente da implantação da prótese na sua região posterior proximal antes da realização do teste (figura 4.3). Os fêmures que fraturaram também apresentavam trincas nesta região antes da realização dos ensaios.

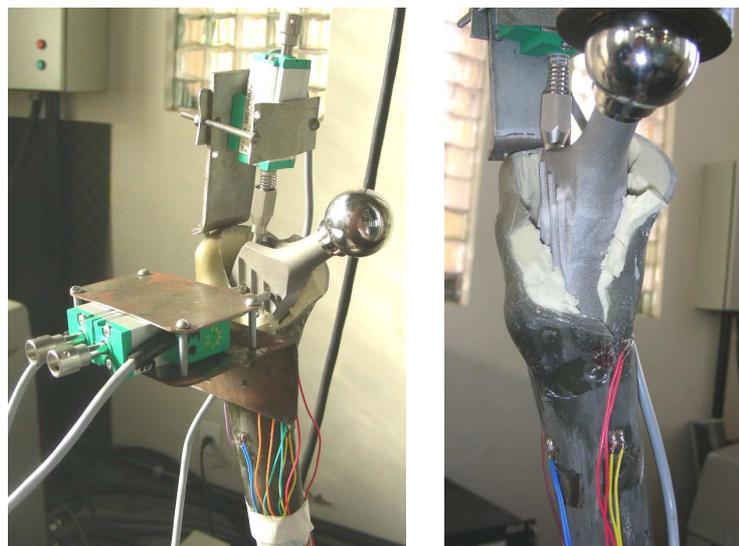


Figura 4.2 – Diferentes fêmures sintéticos implantados com hastes do grupo C que fraturaram durante ensaio em sua região posterior proximal. A) Fêmur com sensores de deslocamento para medir rotação. B) Fêmur sem sensores de deslocamento para medir rotação.

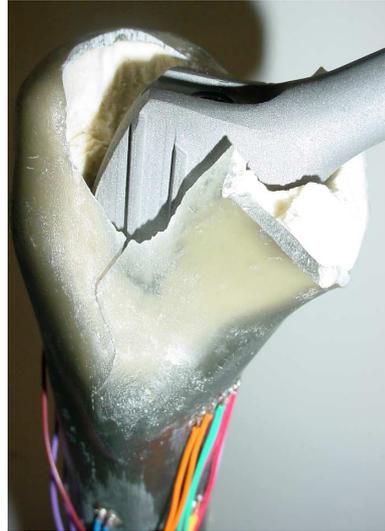


Figura 4.3 – Fêmur sintético implantado com haste do grupo C apresentando trinca na região posterior proximal decorrente da implantação da prótese antes de ser ensaiado. Este fêmur resistiu até o final do ensaio.

Devido às fraturas dos dois primeiros fêmures ensaiados, somente foi possível obter os resultados de um corpo-de-prova do grupo C. Por esta razão, este grupo não foi incluído na análise estatística de variância entre os diferentes modelos de hastes. Logo, os resultados apresentados para a haste C devem ser considerados apenas como qualitativos.

Os resultados utilizados para comparação entre os três modelos de hastes de quadril (grupos A, B e C) são a média encontrada entre as três hastes de cada modelo (exceto grupo C, que teve apenas um corpo-de-prova válido). Nos subcapítulos a seguir são apresentados estes resultados.

4.2.1 Análise das deformações

As figuras 4.4 a 4.10 e a figura 4.12 mostram os resultados encontrados para cada sensor de deformação em separado. A figura 4.11 mostra os resultados encontrados para a direção principal da roseta. Os dados de deformações corticais dos fêmures implantados foram expressos

como porcentagem das deformações medidas nos fêmures quando intactos, sendo que quanto menor este valor, maior a condição de blindagem de tensões encontrada.

A análise dos resultados indica uma redução do nível de deformações corticais em todas as regiões analisadas após a implantação dos modelos A e B com relação aos fêmures intactos. Já para o modelo C, houve um aumento de deformações após a implantação da haste nas regiões anterior, lateral distal e medial (proximal e distal).

Na região anterior (figura 4.4), a haste C apresentou um grande aumento nas deformações (225,1% do valor do fêmur intacto), enquanto os modelos A e B apresentaram valores de 74,6% e 97,0%, respectivamente.

Na região posterior (figura 4.5), as hastes apresentaram diminuições nas deformações, sendo que os valores percentuais médios do fêmur implantado com relação ao mesmo intacto foram de 72,6% para o grupo A, 95,8% para o B e 48,1% para a haste C.

O sensor lateral proximal (figura 4.6) indicou grande diminuição nos valores de deformação cortical nesta região, sendo que os valores encontrados foram 22,4% do valor do fêmur intacto para a haste A, 19,6% para a haste B e 33,8% para a haste C. Esses resultados representam tendência de reabsorção óssea lateral proximal para todos os modelos. Já na região lateral mais distal (figura 4.7), os modelos A e B apresentaram menores diminuições das deformações, nos valores de 40,1% e 55,6%, respectivamente, enquanto que para o modelo C a deformação aumentou para 112,4% do valor do fêmur intacto.

Os resultados dos três sensores da roseta posicionada na região medial proximal são mostrados nas figuras 4.8 a 4.10. Com os dados fornecidos pelos três sensores, foram calculadas as direções principais, que variaram em média 4,14 graus com relação à direção axial ao fêmur (sensor MP2), com valor máximo de 8,50 graus e desvio padrão de 2,16. Os valores de variação de deformação encontrados para a direção principal (figura 4.11) indicaram decréscimo das deformações para as hastes A e B a 55,4% e 60,9% da deformação do fêmur intacto, respectivamente. Já para a haste C, a deformação média nesta região subiu para 125,1% do valor do fêmur intacto. O sensor medial distal (figura 4.12) revelou diminuição a um valor de 63,3% da deformação do fêmur intacto para o grupo A e a 77,4% para o grupo B. O modelo C teve seu valor de deformação aumentado a 120,8% do valor do fêmur intacto.

Para todas as regiões estudadas, a análise da variância das deformações corticais não indicou diferença significativa entre os grupos A e B para um índice de significância $p=0,05$.

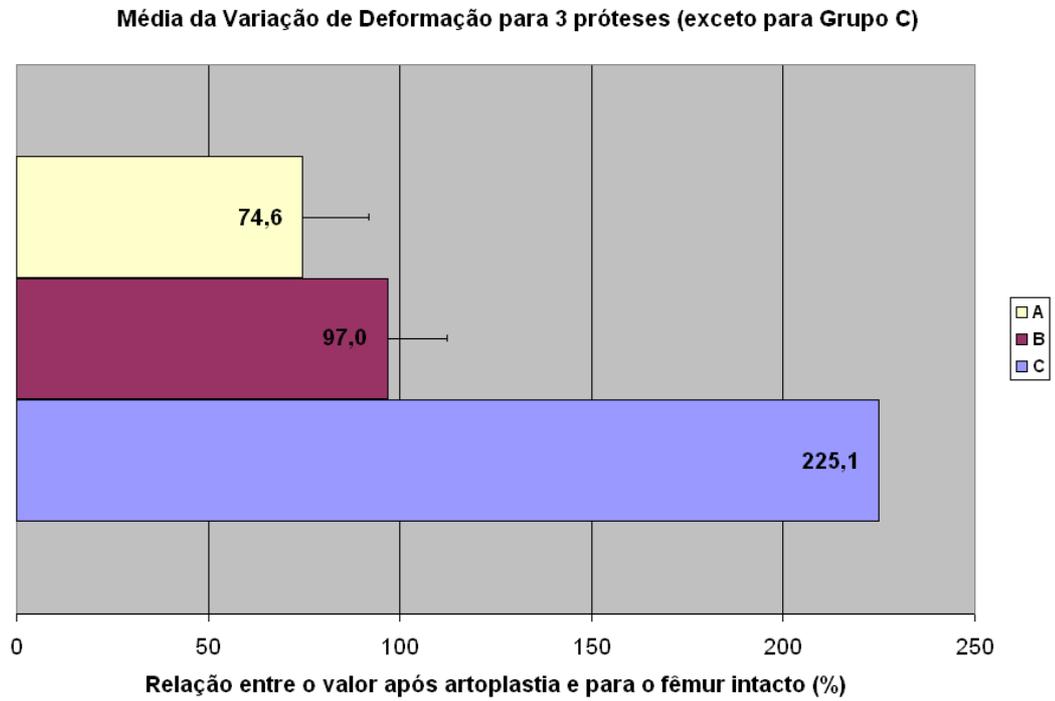


Figura 4.4 - Resultados de deformações do extensômetro A (região anterior).

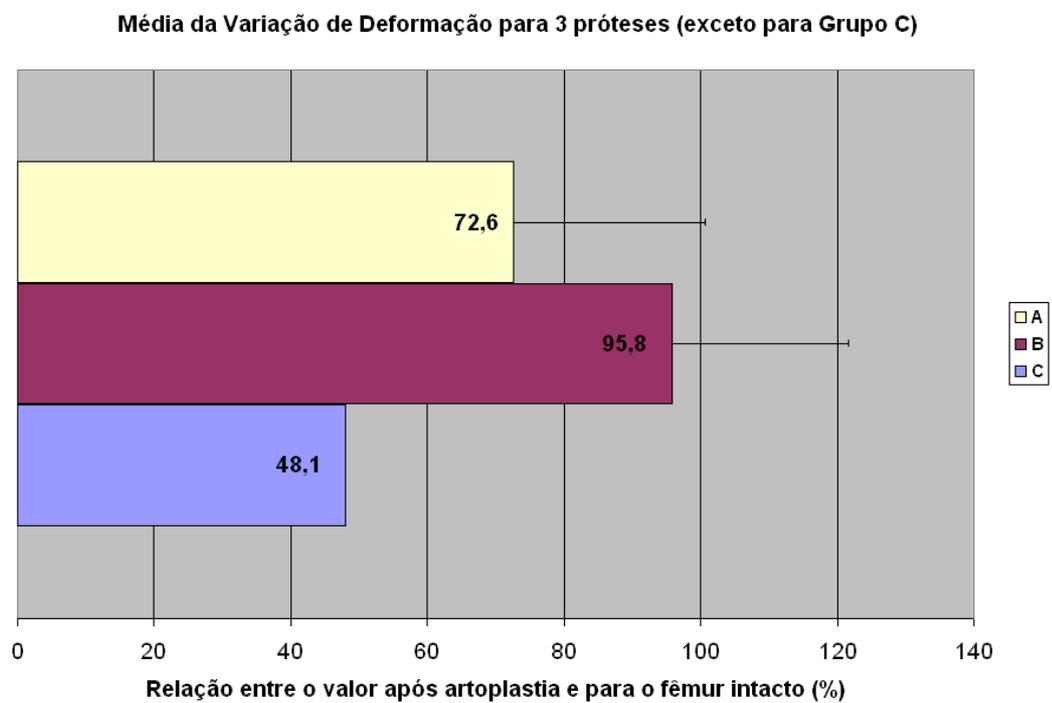


Figura 4.5 - Resultados de deformações do extensômetro P (região posterior).

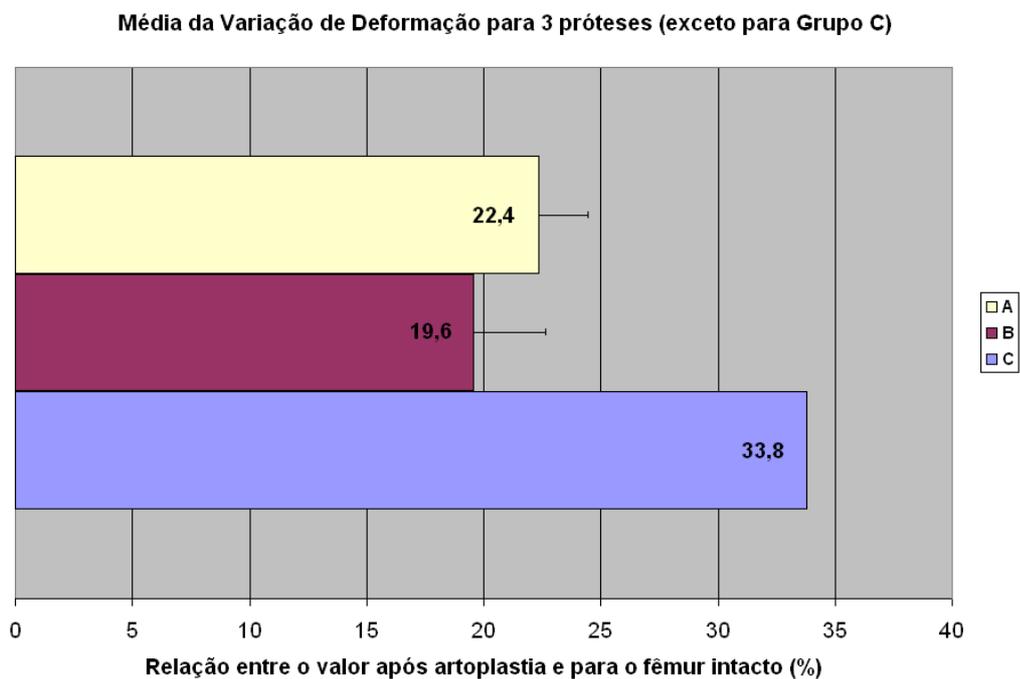


Figura 4.6 - Resultados de deformações para o extensômetro LP (sensor mais proximal da região lateral), onde pode-se observar tendência de reabsorção óssea lateral proximal.

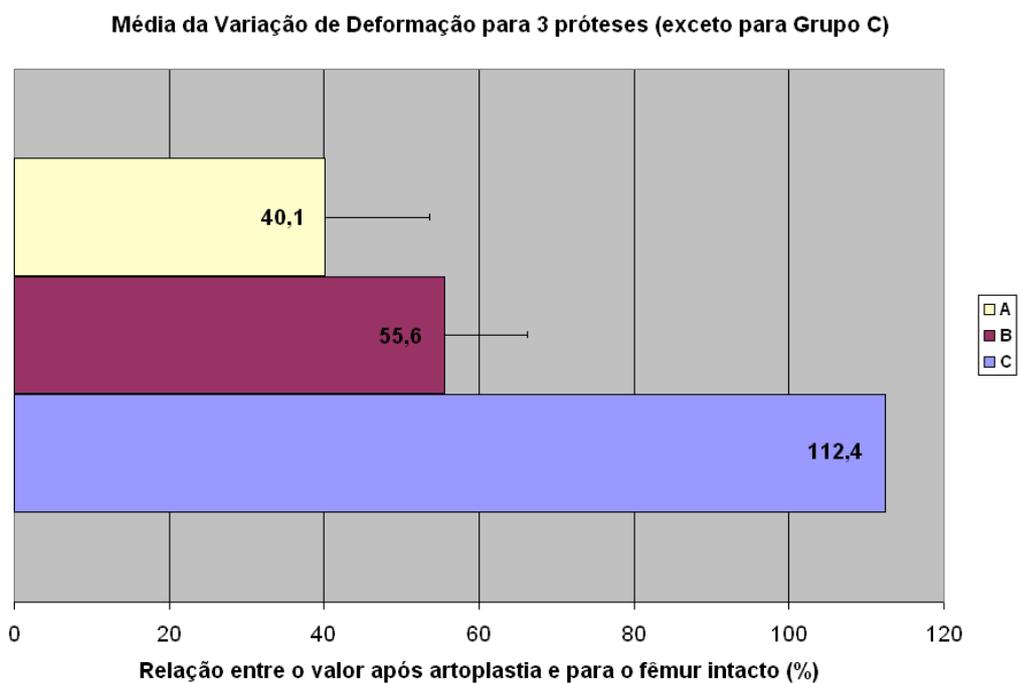


Figura 4.7 - Resultados de deformações para o extensômetro LD (sensor mais distal da região lateral).

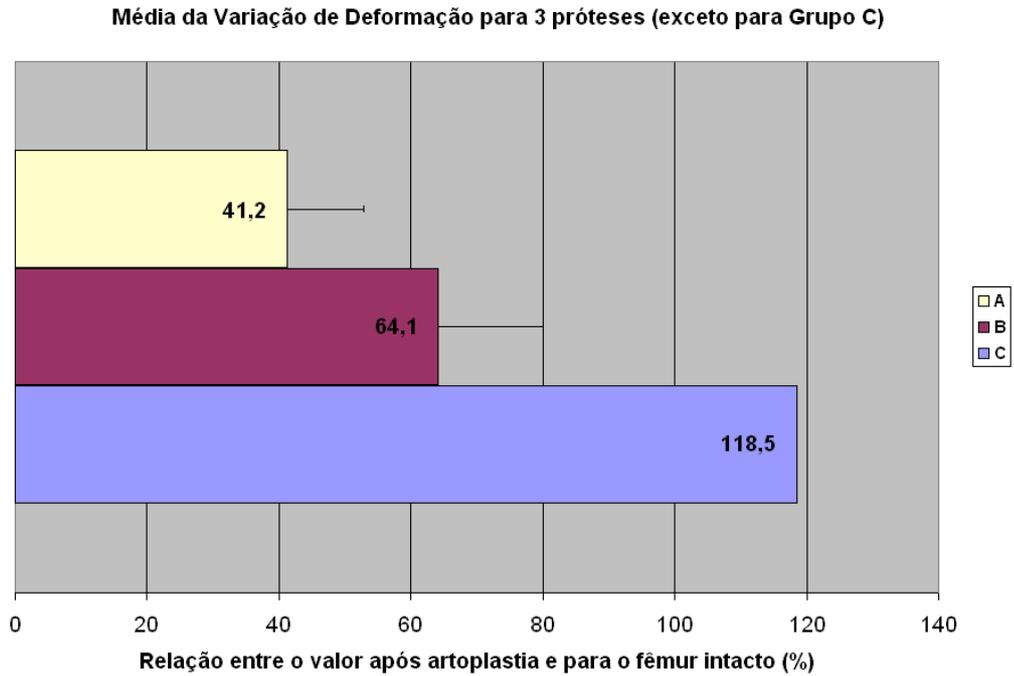


Figura 4.8 - Resultados de deformações para o extensômetro MP1 (sensor 1 da roseta localizada na região medial proximal).

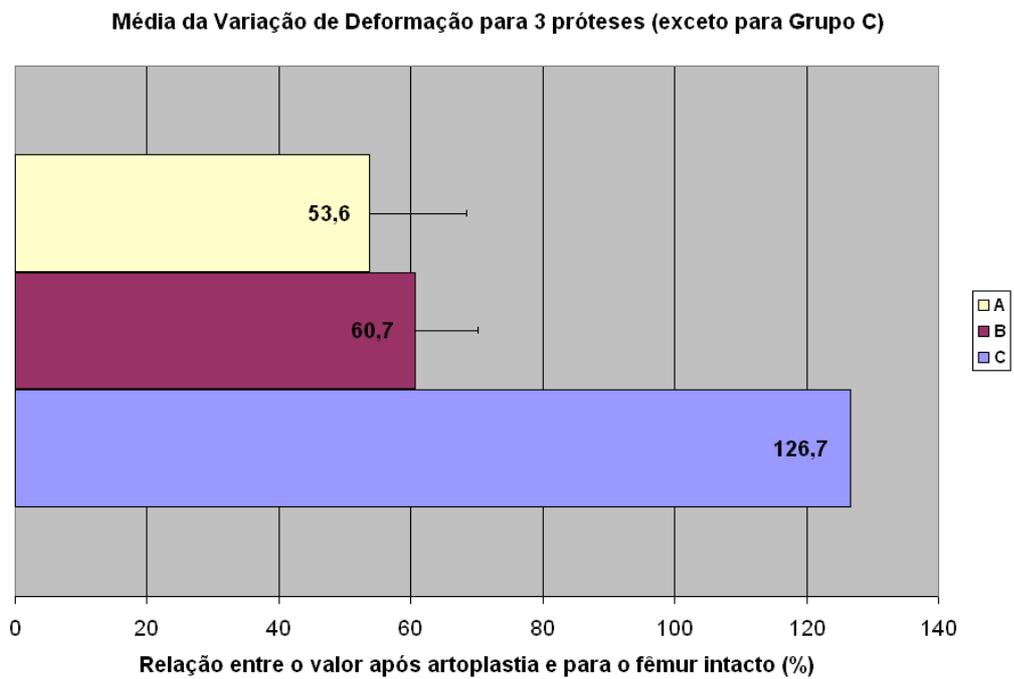


Figura 4.9 - Resultados de deformações para o extensômetro MP2 (sensor 2 da roseta localizada na região medial proximal, orientado longitudinalmente ao eixo do fêmur).

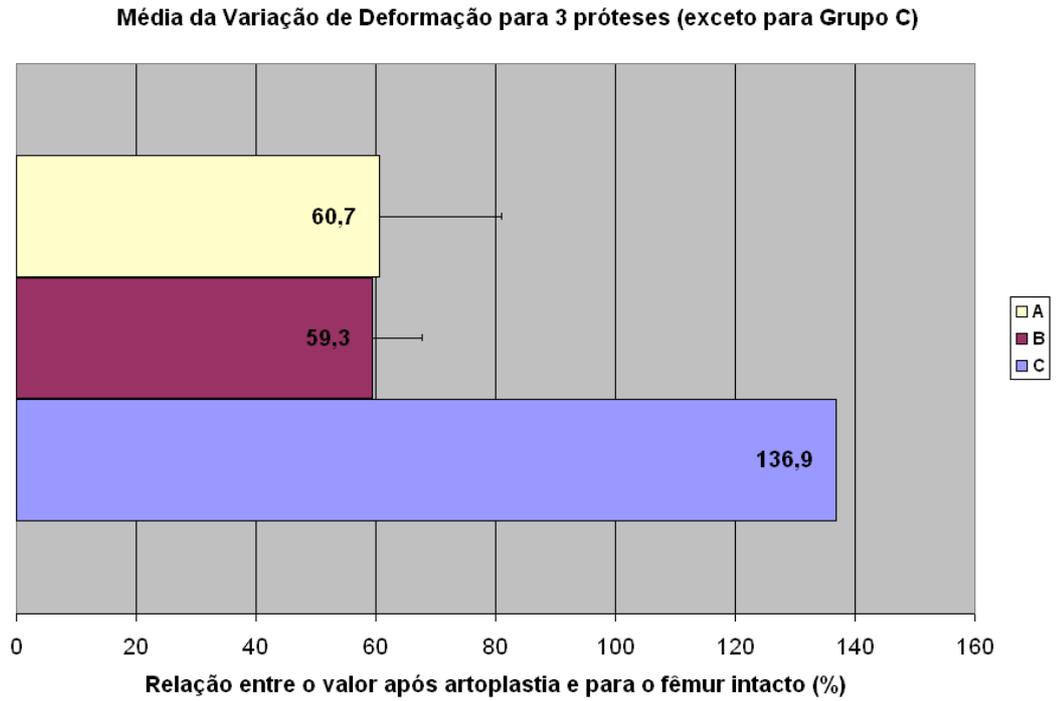


Figura 4.10 - Resultados de deformações para o extensômetro MP3 (sensor 3 da roseta localizada na região medial proximal).

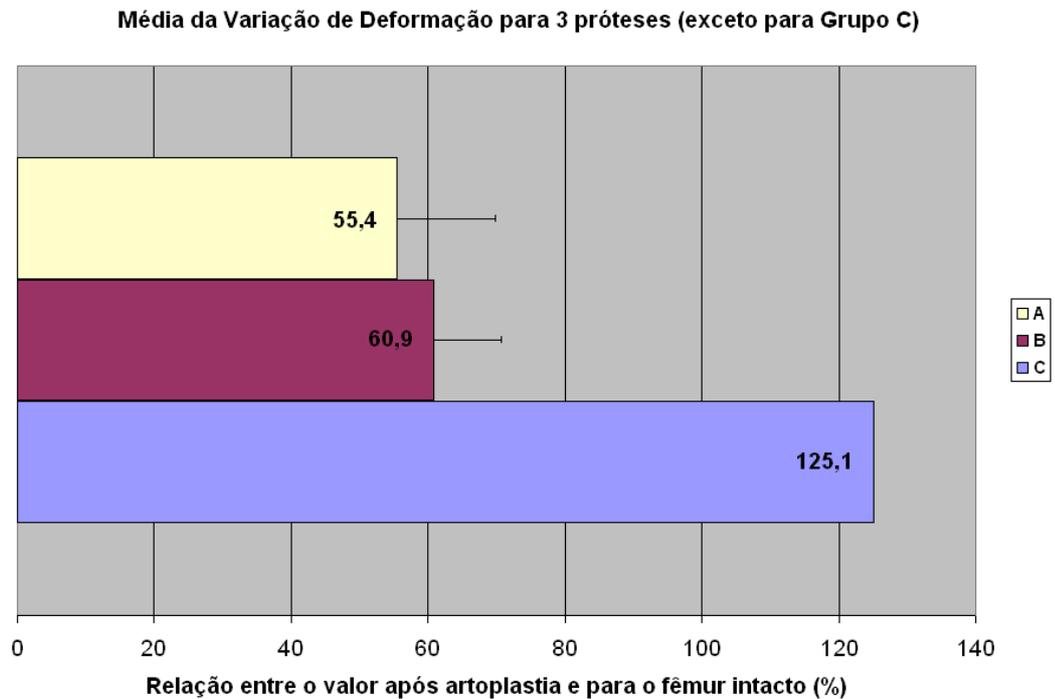


Figura 4.11 - Resultados de deformações para o sensor MP (direção principal).

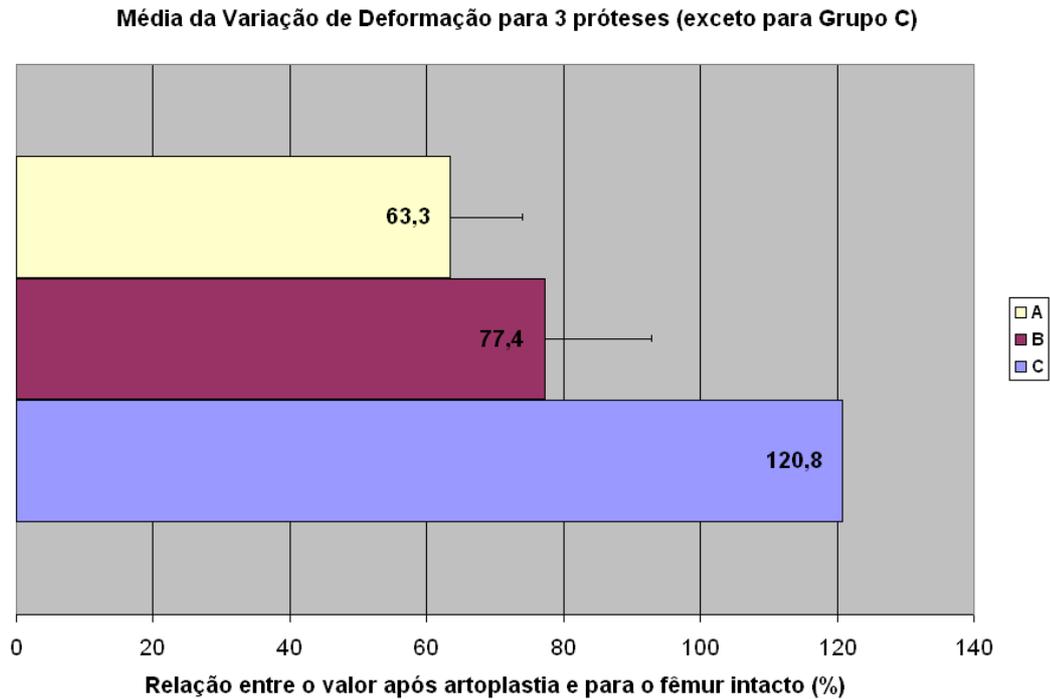


Figura 4.12 - Resultados de deformações para o extensômetro MD (sensor mais distal da região medial).

4.2.2 Análise dos deslocamentos

A figura 4.13 mostra os valores de migração axial das hastes com relação aos fêmures, em que todos modelos apresentaram deslocamento distal. O grupo B apresentou maior valor de migração axial (89 μm), com diferença significativa em relação ao grupo A, que teve migração axial média de 32 μm . A haste C migrou 24 μm .

Os valores de rotação da haste com relação ao osso dos grupos A e B são apresentadas na figura 4.14, onde se nota que ambos os grupos se deslocaram em anteversão (a cabeça da prótese se deslocou para frente). O modelo B apresentou rotação de 0,06 graus, contra rotação de 0,01 graus do modelo A. A análise de variância indicou diferença significativa entre ambos.

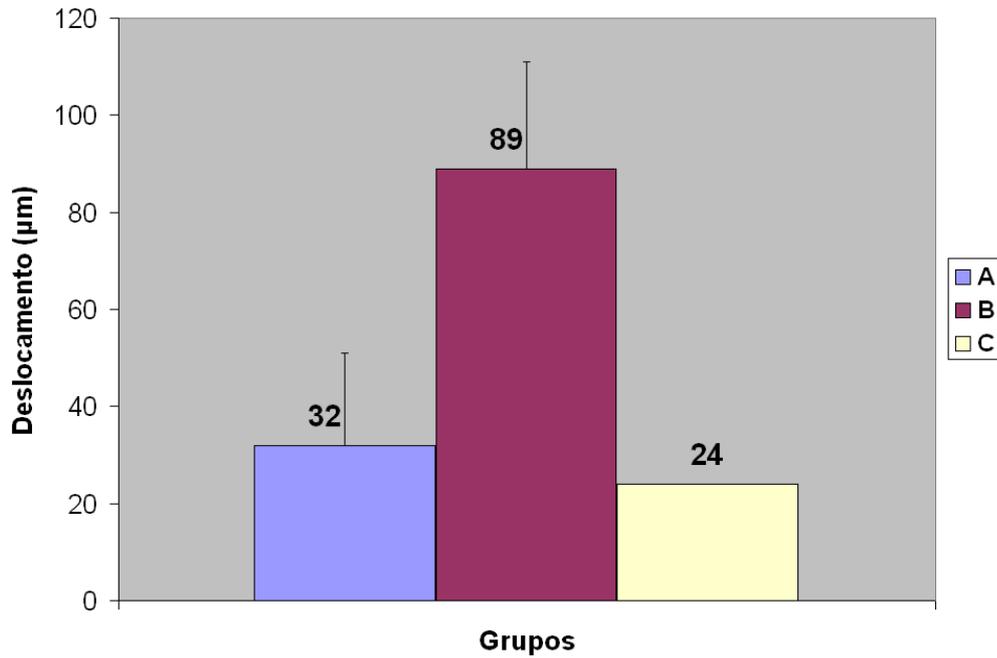


Figura 4.13 - Resultados de migração axial média. Valores positivos indicam deslocamento distal.

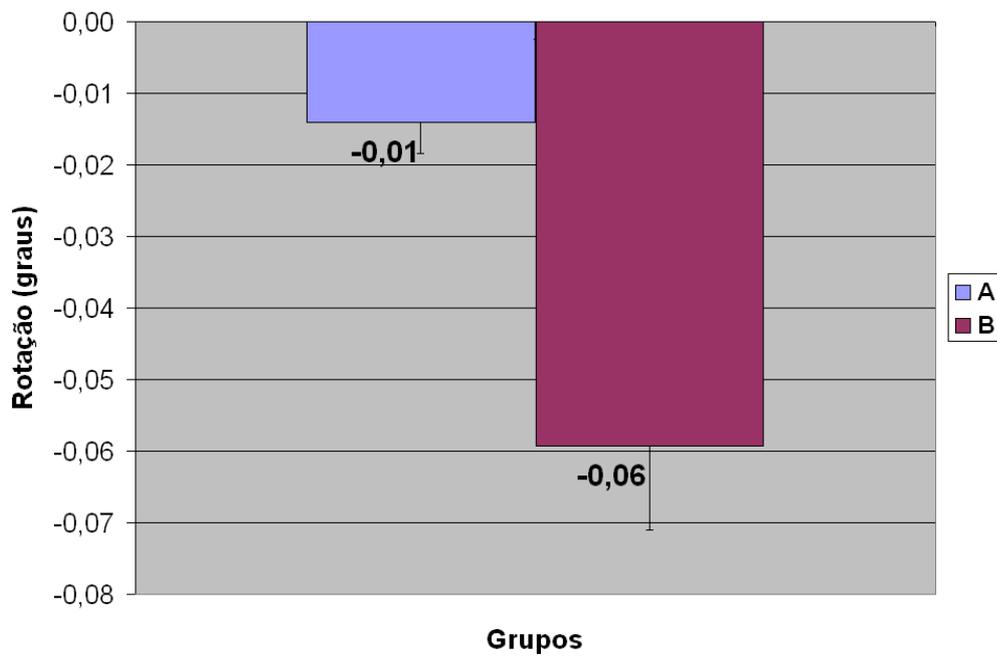


Figura 4.14 - Resultados de rotação (valores negativos indicam anteversão).

4.3 ACOMPANHAMENTO RADIOGRÁFICO

As figuras 4.15 e 4.16 são radiografias com uma amostra de cada modelo de haste implantada, nos planos frontal e lateral, respectivamente. Analisando ambas figuras, nota-se que a artroplastia da haste C é bastante invasiva na região proximal, devido às larguras da prótese nos planos frontal e lateral, restando pouco osso esponjoso. Pela figura 4.15, nota-se que a haste C chega a se apoiar no osso cortical na região do calcão. A radiografia lateral (figura 4.16) mostra a haste C também encostada no osso cortical, na face anterior do fêmur.

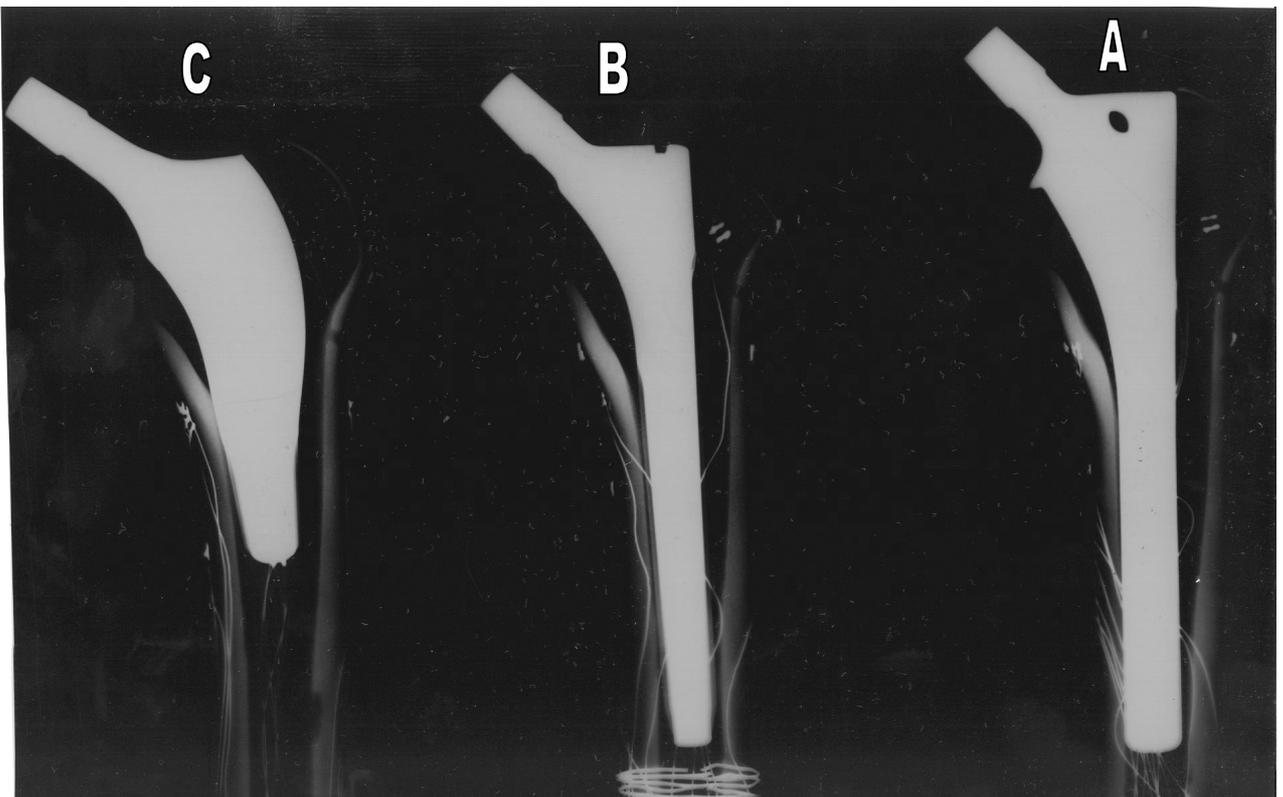


Figura 4.15 – Radiografia dos fêmures implantados no plano frontal.

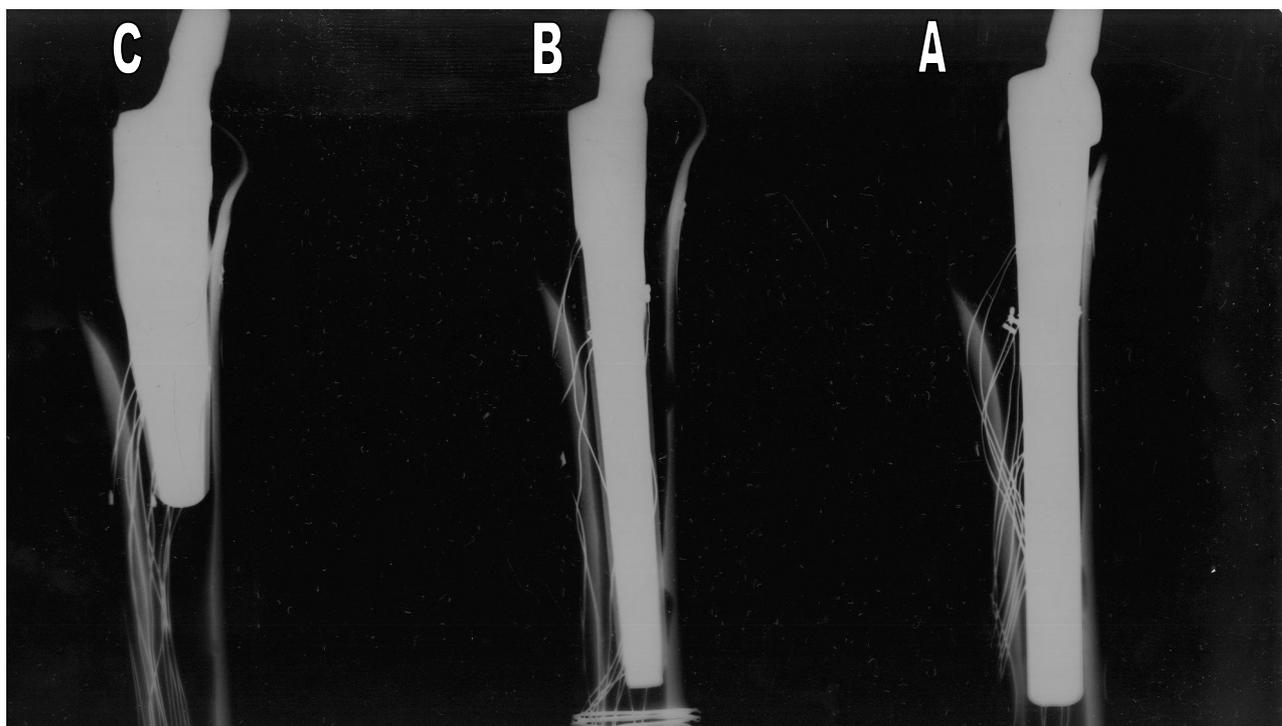


Figura 4.16 – Radiografia dos fêmures implantados no plano lateral.

5 DISCUSSÃO

Como no presente trabalho a proposta era a medição simultânea de deformações corticais e micromovimentos relativos entre a haste e o osso, um método não poderia interferir nos resultados do outro. Para fixação dos sensores de deslocamento ao fêmur sintético, foi necessária a utilização de placas aparafusadas ao osso. Sabe-se que este tipo de intervenção pode afetar a distribuição das deformações corticais. Para interferir o mínimo possível nas deformações corticais, apenas a movimentação axial da haste e a sua rotação sobre o eixo principal foram selecionados para medir-se, e os parafusos foram posicionados em regiões afastadas dos extensômetros de resistência elétrica. A medição de outros modos de deslocamento implicaria na utilização de mais sensores, o que implicaria em um maior número de parafusos fixados ao osso.

Os resultados dos padrões de deformações corticais e dos micromovimentos relativos entre a haste e o osso encontrados neste estudo são válidos apenas para o período imediatamente após a implantação dos modelos de hastes de quadril utilizados. Nesses tipos de ensaios *in vitro*, não são previstos fenômenos biológicos que influenciam a substituição do quadril em longo prazo, tais como remodelamento e crescimento ósseo. No presente trabalho, foram utilizados fêmures compósitos, a fim de facilitar o manuseio e diminuir a variação entre amostras.

Todos os resultados apresentados no presente trabalho são apenas consideráveis para as geometrias de hastes de quadril não cimentadas utilizadas. A comparação entre os resultados de estabilidade primária e distribuição de deformações no osso cortical encontrados no presente trabalho com outros estudos é limitada devido ao grande número de variáveis possíveis neste tipo de ensaio *in vitro*, tais como: tipo de aplicação e quantidade de carga, tipo de osso utilizado (cadavérico ou compósito), utilização ou não de simulação de músculo adutor, tipos de próteses, número de ciclos aplicados, técnicas de medição, posição dos sensores. Porém é possível realizar uma análise qualitativa com os resultados de outros autores.

De acordo com Decking (2006), “O carregamento do quadril depende de vários fatores como as atividades (passo, subir escada, levantar de uma cadeira, etc.) e do peso corporal”. A carga e os ângulos de inclinação dos fêmures utilizados nos ensaios representam a postura monopodal de uma pessoa de 708N. Por não utilizar simulação de forças do músculo adutor, de

tecidos moles e outros músculos da perna, o carregamento utilizado deve ser diferente do encontrado na situação real.

As medições de deformações corticais durante os ensaios realizados nos fêmures intactos indicaram que as deformações foram positivas no aspecto lateral do fêmur e negativas nas demais regiões, o que já era esperado pelo tipo de posicionamento dos ossos adotado (inclinação de 9° posterior e 10° lateral). A deformação de maior magnitude foi registrada para o sensor medial mais proximal orientado longitudinalmente ao eixo do osso. Esses comportamentos se repetiram nos ensaios de todos os fêmures implantados.

Nos ensaios realizados nos fêmures implantados, houve fratura na região proximal (nas faces posterior e medial) de dois fêmures implantados com hastes do grupo C. Por só ter restado uma amostra para ser ensaiada, o grupo C não pôde ser incluído na análise estatística de variância entre os diferentes modelos de hastes. Não foi medida a rotação para esta amostra, a fim de preservar o osso quanto a uma possível fratura induzida pelo uso de parafusos de fixação dos sensores.

Os resultados das deformações corticais nos fêmures implantados foram expressos como porcentagem das deformações medidas nos mesmos fêmures quando intactos, sendo que quanto menor este valor, maior a condição de blindagem de tensões encontrada. Os modelos A e B apresentaram redução no nível de deformações em todas as regiões analisadas após a implantação dos modelos com relação aos fêmures intactos, especialmente na região proximal do fêmur. Já o modelo C sofreu um aumento no nível de deformações nas regiões anterior, lateral distal e medial (sensores proximal e distal). As regiões de maior interesse para avaliação do efeito de blindagem de tensões são a medial proximal e lateral proximal. Os resultados mais expressivos encontrados são o pronunciado aumento nas deformações da haste C na região anterior (225,1% do valor do fêmur intacto – figura 4.4) e a drástica diminuição nos valores de deformação na região lateral proximal para todos os modelos (22,4% do valor do fêmur intacto para a haste A, 19,6% para a haste B e 33,8% para a haste C). A tendência à blindagem lateral de tensões pode ser vista nas figuras 4.6 e 4.7. Na região medial mais proximal, os valores encontrados para a direção principal (figura 4.11) indicaram decréscimo das deformações para 55,4% do valor do fêmur intacto para a haste A, 60,9% para a haste B e aumento para 125,1% do valor do fêmur intacto para a haste C.

Em geral, a haste B apresentou menor diminuição nas deformações que a haste A. Logo, a haste afilada (projeto B) produziu menor perda de carga no osso que a haste com colar (projeto

A). Para todas as regiões estudadas, a análise da variância das deformações corticais não indicou diferença significativa entre os grupos A e B para um índice de significância $p=0,05$.

As diminuições das deformações na região proximal do fêmur para os modelos A e B são comparáveis aos resultados encontrados por Decking (2006), Aamodt (2001) e Kim (2001), que relataram resultados semelhantes para hastes não cimentadas “convencionais”, e também vão ao encontro dos resultados de estudos de acompanhamento clínico de longo prazo, que indicam reabsorção óssea na região proximal do fêmur.

Comparando os resultados de padrão de deformações corticais para a prótese C com os resultados das outras próteses, nota-se alguma concordância com o proposto na literatura, que indica que uma haste de fêmur mais curta pode minimizar o efeito de blindagem de tensões (CHAE, 2006, WESTPHAL, 2006, THOMAS, 2004, MORREY, 2000). No entanto, duas regiões apresentaram diminuições consideráveis nos valores de deformações para este modelo: posterior (48,1% do valor do fêmur intacto) e lateral proximal (33,8% do valor do fêmur intacto). Além disso, o grande aumento das deformações na região anterior (225,1% do valor do fêmur intacto) pode induzir à fratura do fêmur nesta região. Deve-se ressaltar que os resultados apresentados para a haste C são referentes a apenas uma amostra, portanto os resultados encontrados para este modelo de haste não são estatisticamente confiáveis. Decking (2006), que comparou o padrão de deformações de uma prótese “sem haste” com duas hastes convencionais, também encontrou aumento no nível de deformações para a haste inovadora, e afirma que: “Os dados apresentados para a prótese sem haste mostram que a redução nas tensões pode ser evitada *in vitro* com este projeto. No entanto, para provar que o padrão de deformações totalmente diferente causado por esta prótese leva a uma adaptação favorável no osso e melhores resultados clínicos, devem ser realizados estudos de acompanhamento clínico de longo prazo, inclusive para estimar o risco de fratura do osso devido às maiores deformações encontradas”.

Os resultados dos deslocamentos das hastes com relação aos fêmures indicaram migração axial das hastes na direção distal abaixo do valor crítico de 150 μm para todos os modelos (32 μm para o grupo A, 89 μm para o grupo B e 24 μm para a única haste do modelo C) e pequena rotação das hastes em anteversão (0,01 graus do modelo A e 0,06 graus para o modelo B). A análise de variância indicou diferença significativa entre as hastes A e B tanto para migração axial quanto para rotação. Os valores de migração axial das hastes A, B e C são maiores do que os encontrados por Götze (2002), que ensaiou dois modelos de hastes não cimentadas que

apresentaram migrações de 9 e 10 μm . As rotações das hastes foram em anteversão, enquanto Götze relatou rotações em retroversão de valores bastante maiores (0,28 e 0,5 graus). Uma vez que o sucesso de hastes não cimentadas é fortemente dependente de sua estabilidade inicial, em curto prazo, os valores encontrados indicam que a haste B apresenta maior potencial de soltura, apesar dos valores abaixo do crítico.

A menor migração axial da haste A comparada à haste B pode ser explicada pelo fato da haste A possuir colar e pelo projeto da haste B (haste afilada). A conicidade permite maior ajuste sob pressão. No entanto, há autores que afirmam que o uso de uma haste sem colar pode ser benéfico, pois permite um leve assentamento inicial da haste que promove maior estabilidade ao implante (vide subcapítulo 2.2.2). Como no presente estudo foram utilizados apenas cinco ciclos de carregamento, provavelmente a haste B não tenha assentado totalmente, o que pode ter resultado em um valor de migração axial maior que o existente após os primeiros ciclos.

6 CONCLUSÕES

Dois fêmures implantados com hastes do grupo C fraturaram no começo dos ensaios na região proximal, só restando uma amostra deste grupo. Logo, o grupo C não pôde ser incluído na análise estatística de variância entre os diferentes modelos de hastes.

Os modelos A e B apresentaram redução no nível de deformações em todas as regiões analisadas após a implantação das hastes com relação aos fêmures intactos, especialmente na região proximal do fêmur, sendo que em geral a haste B apresentou menor tendência a blindagem de tensões que a haste A. Não foram encontradas diferenças significativas entre as próteses A e B quanto à distribuição das deformações corticais, para um índice de significância $p=0,05$. O modelo C sofreu aumento no nível de deformações nas regiões anterior, lateral distal e medial (sensores proximal e distal) e diminuição nas regiões posterior e lateral proximal.

Quanto aos deslocamentos, a haste B apresentou maiores valores que a haste A tanto em migração axial e rotação. Foi encontrada diferença significativa entre os grupos A e B para migração axial, mas os micromovimentos para todas as hastes estiveram abaixo do valor crítico de 150 μm . Sugere-se ensaios cíclicos para verificar se há tendência de estabilização em curto prazo da haste B. Os valores de rotação encontrados foram baixos e novamente houve diferença significativa entre os grupos A e B. Sugere-se a realização de ensaios cíclicos para verificar se há tendência de estabilização em curto prazo da haste B.

Pela análise radiográfica, pôde-se observar que a artroplastia da haste C é bastante invasiva na região proximal do fêmur. Isto pode explicar o surgimento das trincas na região posterior proximal dos fêmures. A existência dessas trincas combinada ao aumento de carga na região proximal verificado após implantação dessa haste induziu fraturas de dois fêmures no início dos ensaios. Pelos resultados de deformações encontrados para uma única amostra, o projeto C pode ser benéfico por minimizar o efeito de blindagem de tensões. No entanto, o projeto da haste C deve ser revisto e sujeito a mais testes *in vitro*, devido à alta tendência de fratura na região proximal do fêmur e à necessidade de obter resultados confiáveis estatisticamente (o que não foi possível no presente trabalho). Uma alternativa para otimização do projeto é o método de elementos finitos.

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como o protocolo de ensaio do presente trabalho utilizado foi de apenas cinco ciclos de carregamento, não foi possível realizar uma avaliação ideal da migração axial da haste B. Portanto, sugere-se a realização de estudos que avaliem a migração da haste B sob um maior número de ciclos de carregamento, a fim de verificar a possível tendência à diminuição da sua migração axial após os primeiros ciclos.

No presente trabalho, a haste C demonstrou ser bastante invasiva na região proximal do fêmur, o que resultou em fraturas nessa região do osso. Logo, sugere-se uma otimização do projeto da haste C pelo método de elementos finitos. Após realizadas as modificações no projeto, devem ser realizados novos ensaios *in vitro* para sua validação.

REFERÊNCIAS

AAMODT, A. ; LUND-LARSEN, J. ; EINE, J. ; ANDERSEN, E. ; BENUM, P. ; HUSBY, O. S. Changes in proximal femoral strain after insertion of uncemented standard and customised femoral stems. An experimental study in human femora, **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 83, p. 921–929, 2001.

AAOS. **Total hip replacement**. Disponível em:
<http://orthoinfo.aaos.org/booklet/bookview.cfm?Thread_ID=2&topcategory=Hip>. Acesso em: 18 set. 2003.

ANG, K. C. ; DAS DE, S. ; GOH, J. C. ; LOW, S. L. ; BOSE, K. Periprosthetic bone remodelling after cementless total hip replacement. A prospective comparison of two different implant designs, **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 79, p. 675–679, 1997.

ARISTIDE, R. S. A. ; HONDA, E. ; MARONE, M. M. S. ; POLESELLO, G. ; SAITO, R. Y. ; GUIMARÃES, R. P. Avaliação radiográfica e densitométrica das próteses totais não cimentadas do quadril, **Rev Bras Ortop**, vol. 34, n. 8, 1999.

ATLAS, S. ; TURIBIO, F. M. ; TAKATA, E. T. Antologia das artroplastias do quadril, **Folha Médica**, v. 109, p. 69-71, 1994.

AMSTUTZ, H. C. ; MARKOLF, K. L. ; McNEICE, G. M. ; et al. Loosening of total hip components: cause and prevention. In: **The hip**. St. Louis: Mosby, p. 102, 1976.

BECKENBAUGH, R. D. ; ILSTRUP, D. M. Total hip arthroplasty: a review of three hundred and thirty-three cases with long follow-up, **J Bone Joint Surg [Am]**, v. 60-A, p. 306-313, 1978.

BLAHA, J. D. ; SPOTORNO, L. ; ROMAGNOLI, S. CLS pre-fit total hip arthroplasty, **Tech Orthop**, v. 6, p. 80-86, 1991.

BOBYN, J. D. ; MORTIMER, E. S. ; GLASSMANN, A. H. ; ENGH, C. A. ; MILLER, J. E. ; BROOKS, C. E. Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty, **Clin Orthop**, v. 274, p. 79-96, 1992.

BOBYN, J. D. ; DOUJOVNE, A. R. ; KRYGIER, J. J. ; YOUNG, D. L. Surface analysis of the taper junctions of retrieved and *in vitro* tested modular hip prostheses. In: MORREY, B. F. (Ed.),

Biological, Material and Mechanical Consideration of Joint Replacement. New York: Raven, p. 287–301, 1993.

BÖHM, P. ; BISCHEL, O. The use of tapered stems for femoral revision surgery, **Clin Orthop Relat Res**, v. 420, p. 148–159, 2004.

BORBA, V. Z. C. ; KULAK, C. A. M. ; LAZARETTI-CASTRO, M. Neuroendocrine control of bone mass: myth or reality?, **Arq Bras Endocrinol Metabol.**, São Paulo, v. 47, n. 4, 2003.

BRANSON, J. J. ; GOLDSTEIN, W. M. Primary total hip arthroplasty, **AORN Journal**, v. 78, n. 6, p. 946-969, December 2003.

BRITTON, J. R. ; LYONS, C. G. ; PRENDERGAST, P. J. Measurement of the Relative Motion Between an Implant and Bone under Cyclic Loading, **Strain**, v. 40, p. 193-202, 2004.

BÜHLER, D. W. ; BERLEMANN, U. ; LIPPUNER, K. ; JAEGER, P. ; NOLTE, L. P. Three-dimensional primary stability of cementless femoral stems, **Clin Biomech**, v. 12, p. 75-86, 1997.

BURKE, D. W. ; O'CONNOR, D. O. ; ZALENSKI, E. B. Micromotion of cemented and uncemented femoral components, **J Bone Joint Surg**, v. 73-B, p. 33-37, 1991.

BUTLER, C. A. ; JONES, L. C. ; HUNGERFORD, D. S. Initial implant stability of porous coated total hip femoral components: a mechanical study. **Orthop Trans**, v. 12, p. 423, 1988.

CALLAHAN, J. J. ; DYSERT, S. H. ; SAVORY, C. G. The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis: two-year results of a prospective consecutive series, **J Bone Joint Surg**, v. 70-A, p. 337-346, 1988.

CAMERON, H. U. ; PILLIAR, R. M. ; MacNAB, I. The effect of movement on the bonding of porous metal to bone, **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 7, p. 301–311, 1973.

CERVIERI, A. **Desenvolvimento de método para avaliação de deformações associadas a diferentes geometrias e tamanhos de hastes de quadril cimentadas.** 2006. 102 f. Tese (Doutorado em Engenharia) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

CHAE, S. W. ; LEE, J. H. ; CHOI, H. Y. Biomechanical study on distal filling effects in cementless total hip replacement, **JSME International Journal Series A**, v. 49, p. 147-156, 2006.

CHANDLER, H. P.; REINECK, F. T.; WIXSON, R. L.; et al. Total hip replacement in patients younger than thirty years old, **J Bone Joint Surg [Am]**, v. 63, p. 1426-1434, 1981.

CHAO, J. Is 7206 ISO standard enough to prove the endurance of femoral components of hip prostheses?, **Engineering Failure Analysis**, v. 15, p. 83–89, 2008.

CHARNLEY, J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur, **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 42, p. 28-30, 1960.

CHARNLEY, J. Arthroplasty of the hip: a new operation, **Lancet**, May 27 (1961), p. 1129-1132, 1961.

CHARNLEY, J. ; KETTLEWELL, J. The elimination of slip between prosthesis and femur, **J Bone Joint Surg**, v. 47-B, p. 56-60, 1965.

CHARNLEY, J. Total hip replacement by low-friction arthroplasty, **Clin Orthop**, v.72, p. 7-21, 1970.

CHARNLEY, J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention, **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 54, p. 61-76, 1972.

CHEN, P. Q. ; TURNER, T. M. ; RONNINGEN, H. ; GALANTE, J. ; URBAN, R. ; ROSTOKER, W. A canine cementless total hip prosthesis model, **Clin Orthop**, v. 176, p. 24-33, 1983.

CHENG, S. L. ; DAVEY, J. R. ; INMAN, R. D. ; BINNINGTON, A. G. ; SMITH, T. J. The effect of the medial collar in total hip arthroplasty with porous-coated components inserted without cement, **J Bone Joint Surg**, v. 77-A, p. 118-123, 1995.

CHOHFI, M. ; KÖBERLE, G. ; REIS, F. B. Prótese Metal/metal: uma tendência? **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 32, n.10, p. 760-766, Outubro 1997.

CLAES, L. ; FIEDLER, S. ; OHNMACHT, M. ; DUDA, G. N. Initial stability of fully and partially cemented femoral stems, **Clin Biomech**, v. 15, p. 750-755, 2000.

COOK, S. D. ; BARRACK, R. L. ; THOMAS, K. A. ; HADDAD JR., R. J. Quantitative analysis of tissue growth into human porous coated total hip components, **J Arthroplasty**, v. 3, p. 249-262, 1988.

CRISTOFOLINI, L. ; VICECONTI, M. ; CAPPELLO, A. ; TONI, A. Mechanical validation of whole bone composite femur models, **Journal of Biomechanics**, v. 29, p. 525–535, 1996.

CRISTOFOLINI, L. A critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses, **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 25, p. 409–483, 1997.

CRISTOFOLINI, L. ; TEUTONICO, A. S. ; MONTI, L. ; CAPPELLO, A. ; TONI, A. 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**, v. 36, p. 1603–1615, 2003.

CROWNINSHIELD, R. D. ; BRAND, R. A. ; JOHNSTON R. C. An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty, **J Bone Joint Surg**, v. 62A, p. 68-78, 1980.

DECKING, R. ; PUHL, W. ; SIMON, U. ; CLAES, L. Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems, **Clin Biomech**, v. 21, p. 495-501, 2006.

DJERF, K. ; GILLQUIST, J. Calcar unloading after hip replacement. A cadaver study of femoral stem designs, **Acta Orthop. Scandinavica**, v. 58, p. 97-103, 1987.

DORR, L. D. ; TAKEI, G. K. ; CONATY J. P. Total hip arthroplasties in patients less than forty-five years old, **J Bone Joint Surg [Am]**, v. 65, p. 474-479, 1983.

DORR, L. D. ; LUCKETT, M. ; CONATY, J. P. Total hip Arthroplasties in Patients Younger Than 45 years: A Nine- to Ten-Year Follow-Up Study, **Clin Orthop**, v. 260, p. 215-219 , 1990.

DUCHEYNE, P. ; DE MEESTER, P. ; AERNOUDT, E. Influence of a functional dynamic loading on bone ingrowth into surface pores of orthopedic implants, **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 11, p. 811–838, 1977.

DUDA, G. N. ; HELLER, M. ; ALBINGER, J. ; SCHULZ, O. ; SCHNEIDER, E. ; CLAES, L. Influence of muscle forces on femoral strain distribution, **J Biomech**, v. 31, p. 841-846, 1998.

EICHER, P. Use of a prosthesis in the fresh intracapsular fracture of the hip. In: Reynolds, F. C. (ed): **AAOS Instructional Course Lectures**. St. Louis: CV Mosby, v. 16, p. 287, 1959.

ENGH, C. A. ; BOBYN, J. D. ; GLASSMAN, A. H. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results, **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 69, p. 45-55, 1987.

ENGH, C. A. ; BOBYN, J. D. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone reabsorption after primary cementless hip arthroplasty, **Clin Orthop**, v. 231, p. 7-28, 1988.

ENGH, C. A. ; MASIN, P. Cementless total hip arthroplasty using the anatomic medullary locking stem. Results using a survivor ship analysis, **Clin Orthop**, v. 249, p. 141-158, 1989.

ENGH, C. A. ; GLASSMAN, A. H. ; SUTHERS, K. E. The case for porous coated hip implants. The femoral side, **Clin Orthop**, v. 261, p. 63-81, 1990.

ENGH, C. A. ; McGOVERN, T. F. ; BOBYN, J. D. ; HARRIS, W. H. A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty, **J Bone Joint Surg**, v. 74-A, 1009-1020, 1992a.

ENGH, C.A. ; O'CONNOR, D. ; JASTY, M. ; McGOVERN, T. F. ; BOBYN, J. D. ; HARRIS, W. H. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses, **Clin Orthop**, v. 285, p. 13-29, 1992b.

ENGH, C.A. ; HOOTEN Jr., J. P. ; ZETTL-SCHAFFER, K. F. ; GHAFFARPOUR, M. ; McGOVERN, T. F. . BOBYN, J. D. Evaluation of bone ingrowth in proximally and extensively porous-coated anatomic medullary locking prostheses retrieved at autopsy, **J Bone Joint Surg [Am]**, v. 77, 903-910, 1995.

FLÖREN, M. ; LESTER, D. K. Durability of Implant Fixation After Less-Invasive Total Hip Arthroplasty, **The Journal of Arthroplasty**, v. 21, n. 6, p. 783-790, 2006.

FREEMAN, M. A. R. ; PLANTE-BORDENEUVE, P. Early migration and late aseptic failure of proximal femoral prostheses, **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 76-B, p. 432-438, 1994.

GALANTE, J. O. ; ROSTOKER, W. ; LUICK, R. ; RAY, R. D. Sintered fiber composites as a basis for attachment of implants to bone, **J Bone Joint Surg**, v. 53-A, p. 101-114, 1971.

GILLIES, R. M. ; MORBERG, P. H. ; BRUCE, W. J. M. ; TURNBULL, A. ; WALSH, W. R. The influence of design parameters on cortical strain distribution of a cementless titanium femoral stem, **Medical Engineering & Physics**, v. 24, p. 109-114, 2002.

GÖTZE, A. ; STEENS, W. ; VIETH, V. ; POREMBA, C. ; CLAES, L. ; STEINBECK, J. Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis, **Clinical Biomechanics**, v. 17, p. 267-273, 2002.

GRIZA, S. **Estudo comparativo da influência da forma de hastes femorais cimentadas afiladas e polidas nos padrões de transmissão de carga e estabilidade in vitro**. 2006. 114 f. Tese (Doutorado em Engenharia) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

HADDAD JR., R. ; COOK, S.D. ; THOMAS, K. A. Biological fixation of porous-coated implants, **J Bone Joint Surg [Am]**, v. 69, p. 1459–1466, 1987.

HARMAN, M. K. ; TONI, A. ; CRISTOFOLINI, L. ; VICECONTI, M. Initial stability of uncemented hip stems: an in-vitro protocol to measure torsional interface motion, **Medical Engineering and Physics**, v. 17, p. 163–171, 1995.

HARRIS, W. H. ; WHITE JR., R. E. ; McCARTHY, J. C. ; WALKER, P. S. ; WEINBERG, E. H. Bony ingrowth fixation of the acetabular component in canine hip joint arthroplasty, **Clin Orthop**, v. 176, p. 7-11, 1983.

HOFMANN, A. A. ; FEIGN, M. E. ; KLAUSER, W.; VANGORP C. C. ; CAMARGO M. P., Cementless Primary Hip Arthroplasty With a Tapered, Proximally Porous-Coated Titanium Prosthesis, **The Journal of Arthroplasty**, v. 15, n. 7, p. 833-839, 2000.

HERBERTS, P. G. ; STRÖMBERG, C. N. ; MALCHAU, H. Revision hip surgery: the challenge. In: GALANTE, J. O. ; ROSENBERG, A. G. ; CALLAGHAN, J. J. (Eds.), **Total hip revision surgery**. New York: Raven Press, p. 1-19. 1995.

HUA, J. ; WALKER, P. S. Closeness of fit of uncemented stems improves the strain distribution in the femur, **J. Orthop. Res.**, v. 13, p. 339–346, 1995.

HUISKES, R. The various stress patterns of a press-fit, ingrown and cemented femoral stems, **Clin Orthop**, v. 267, p. 27-38, 1990.

HUISKES, R. ; WEINANS, H. ; VAN-RIETBERGEN, B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials, **Clin Orthop**, v. 274, p. 124-134, 1992.

HUISKES, R. Stress shielding and bone resorption in THA: clinical versus computer-simulations studies, **Acta Orthop Belg**, v. 59, p. 118-129, 1993.

HUNGERFORD, D. S. ; JONES, L. C. The rationale of cementless revision of cemented arthroplasty failures, **Clin Orthop**, v. 235, p. 12-24, 1988.

IGLORIA, R. V. ; SUMNER, D. R. ; TURNER, T. M. ; BERZINS, A. ; NATARAJAN, R. N. ; GALANTE, J. O. Composite beam analysis of the mechanical effect on bone remodeling in canine THA. In: **Advances in Bioengineering**, BED-Vol. 28, p. 447-448, 1994.

INTERNATIONAL OSTEOPOROSIS FOUNDATION. **Facts about bones**. Disponível em: <<http://www.iofbonehealth.org/patients-public/about-osteoporosis/facts-about-bones.html>>. Acesso em 13 nov. 2007a.

INTERNATIONAL OSTEOPOROSIS FOUNDATION. **What is osteoporosis?** Disponível em: <<http://www.iofbonehealth.org/patients-public/about-osteoporosis/what-is-osteoporosis.html>>. Acesso em: 13 nov. 2007b.

JACOBS, J. J. ; SUMNER, D. R. ; GALANTE, J. O. Mechanisms of bone loss associated with total hip replacement, **Orthop. Clin. North Am.**, v. 24, p. 583-590, 1993.

JASTY, M. ; HENSHAW, R. M. ; O'CONNOR, D. O. ; HARRIGAN, T. P. ; HARRIS, W. H. Strain alterations in the proximal femur with an uncemented femoral prosthesis emphasizing the effect of component fit. An experimental in vitro strain study, **Trans Orthop Res Soc**, v. 13, p. 335, 1988.

JASTY, M. ; KRUSHELL, R. ; ZALENSKI, E. ; O'CONNOR, D. ; SEDLACEK, R. ; HARRIS, W. The Contribution of the Nonporous Distal Stem to the Stability of Proximally Porous-Coated Canine Femoral Components, **The Journal of Arthroplasty**, v. 8, p. 33-41, 1993.

JASTY, M. ; BRAGDON, C. ; BURKE, D. ; O'CONNOR, D. ; LOWENSTEIN, J. ; HARRIS, W. H. In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions, **J Bone Joint Surg [Am]**, v. 79, p. 707-714, 1997.

JONES, L. C. ; HUNGERFORD, D. S. Cement disease, **Clin Orthop**, v. 225, p. 192-206, 1987.

JUDET, R. ; SIGUIER, M. ; BRUMPT, B. ; JUDET, J. A non cemented total hip prosthesis, **Clin Orthop**, v. 137, p. 76-84, 1978.

JOSHI, M G. ; ADVANI, S. G. ; MILLER, F. ; SANTARE, M. H. Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding, **J Biomech**, v. 33, p. 1655-1662, 2000.

KÄRRHOLM, J. ; FRECH, W. ; NILSSON, K. G. ; SNORRASON, F. Increased metal release from cemented femoral components made of titanium alloy. 19 hip prostheses followed with radiostereometry (RSA), **Acta Orthop Scand**, v. 65, p. 599-604, 1984.

KILGUS, D. J. ; SHIMAOKA, E. E. ; TIPTON, J. S. ; EBERLE, R. W. Dual-energy X-ray absorptiometry measurement bone mineral density around porous coated cementless femoral implants. Methods and preliminary results, **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 75, p. 279-387, 1993.

KIM, Y. H. ; KIM, V. E. Early migration of uncemented uncemented porous coated anatomic femoral component related to aseptic loosening, **Clinical Orthopaedics**, v. 295, p. 146-155, 1993.

KIM, Y. H. ; KIM, J. S. ; CHO, S. H. Strain distribution in the proximal human femur. An in vitro comparison in the intact femur and after insertion of reference and experimental femoral stems, **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 83, p. 295-301, 2001.

KOBAYASHI, A. ; DONNELLY, W. J. ; SCOTT, G. ; FREEMAN, M. A. Early radiological observations may predict the long-term survival of femoral hip prostheses, **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 79, p. 583-589, 1997.

KUIPER, J. H. ; HUISKES, R. Mathematical optimization of elastic properties: application to cementless hip stem design, **J Biomech Eng**, v. 119, p. 166-74, 1997.

KYOWA. **Selecting a Strain Gage**. Disponível em:

<<http://www.kyowa-ei.co.jp/english/products/gages/pdf/select.pdf>>. Acesso em: 30 nov. 2007.

LEWIS, J. L. ; ASKEW, M. J. ; WIXSON, R. L. ; KRAMER, G. M. ; TARR, R. R. The influence of prosthetic stem stiffness and of a calcar collar on stresses in the proximal end of the femur with a cemented femoral component, **J Bone Joint Surg**, v. 66-A, p. 280-286, 1984.

LINDER, L. Implant stability, histology, RSA and wear: more critical questions are needed: a view point, **Acta Orthop Scand**, v. 65, p. 654-658, 1994.

LORD, G. A. ; HARDY, J. R. ; KUMMER, F. J. Uncemented total hip replacement; experimental study and review of 300 madreporique arthroplasties, **Clin Orthop**, v. 14, p. 2-16, 1979.

LORD, G. A. ; BANCEL, P. The madraporic cementless total hip arthroplasty: new experimental data and a sevenyear clinical follow-up study, **Clin Orthop**, v. 176, p. 67-76, 1983.

MALCHAU, M. A. ; HERBERTS, P. ; AHNFELT, L. Prognosis of total hip replacement in Sweden Follow-up of 92,675 operations performed 1978-1990, **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 64, p. 497-506, 1993.

MALCHAU, H. ; HERBERTS, P. ; SÖDERMAN, P. ; ODÉN, A. Prognosis of total hip replacement. Update and validation of results from the Swedish National Hip Arthroplasty Register 1979-1998, Scientific Exhibition presented at the **67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, Orlando, FL, USA, 2000.

MALONEY, W. J. ; JASTY, M. ; BURKE, D. W. ; O'CONNOR, D. O. ; ZALENSKI, E. B. ; BRAGDON, C. ; HARRIS, W. H. Biomechanical and histological investigation of cemented total hip arthroplasties. A study of autopsy-retrivied femurs after in vivo cycling, **Clinical Orthopaedics**, v. 249, 129-140, 1989.

MANOLAGAS, S. C. ; JILKA R. L. Mechanisms of Diseases: Bone Marrow, Cytokines, and Bone Remodeling - Emerging Insights into the Pathophysiology of Osteoporosis, **N Engl J Med**, v. 332, p.305-311, 1995.

McAULEY, J. P. ; MOORE, K. D. ; CULPEPPER, W. J., II ; ENGH, C. A. Total hip arthroplasty with porous-coated prostheses fixed without cement in patients who are sixty-five years of age or older, **J Bone Joint Surg [Am]**, v. 80, p. 1648-1655, 1998.

McBRIDE, E. D. A metallic femoral head prosthesis for the hip joint, **J Int Coll Surg**, v. 15, p. 498, 1951.

McKEE, G. K. ; WATSON-FARRAR, J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis, **J Bone Joint Surg**, v. 48B, p. 245, 1966.

McKELLOP, H. ; EBRAMZADEH, E. ; NIEDERER, P. G. ; SARMIENTO, A. Comparison of the stability of press-fit hip prosthesis femoral stems using a synthetic model femur, **J Orthop Res**, v. 9, p. 297-305, 1991.

MJÖBERG, B. ; BRISMAR, J. ; HANSSON, L. I. ; et al. Definition of endoprosthetic loosening – Comparison of arthrography, scintigraphy, and roentgen stereo photogrammetry in prosthetic hips, **Acta Orthop Scand**, v. 56, p. 469-473, 1985.

MJÖBERG, B. Fixation and loosening of hip prostheses. A review (see comments), **Acta Orthopaedics Scandinavica**, v. 62, p. 500-508, 1991.

MOORE, A. T. ; BOHLMAN, H. R. Metal hip joint: a case report, **J Bone Joint Surg**, v. 25, p. 688, 1943.

MONT, M. A. ; MAAR, D. C. ; KRACKOW, K. A. ; et al. Total hip replacement without cement for non-inflammatory osteoarthritis in patients who are less than forty-five years old, **J Bone Joint Surg [Am]**, v. 75, p. 740-751, 1993.

MORREY, B. F. ; ADAMS, R. A. ; KESSLER, M. A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study, **J Bone Joint Surg [Br]**, v. 82-B, p. 952-958, 2000.

MORSCHER, E. W. ; DICK, W. Cementless fixation of “isoelastic” hip endoprosthesis manufactured from plastic materials, **Clin Orthop**, v. 176, p. 77-87, 1983.

MORSCHER, E. Experiences, requirements and development of cement-free hip endoprotheses, **Orthopade**, v. 16, p. 185–196, 1987.

MUSGRAVE, D. S. ; GLISSON, R. R. ; GRAHAM, R. D. ; GUILAK, F. ; VAIL, T. P., Effects of Coronally Slotted Femoral Prostheses on Cortical Bone Strain, **The Journal of Arthroplasty**, v. 12, n. 6, p. 657-669, 1997.

NIH. Total Hip Joint Replacement, **NIH Consens Statement**, v. 4, p. 1-11, 1982.

NISHII, T. ; SUGANO, N. ; MASUHARA, K. ; SHIBUYA, T. ; OCHI, T. ; TAMURA, S. Longitudinal evaluation of time related bone remodeling after cementless total hip arthroplasty, **Clin Orthop**, v. 339, p. 121–131. 1997.

NISTOR, L. ; BLAHA, J. D. ; KJELLSTROM, U. ; SELVIK, G. In vivo measurements of relative motion between an uncemented femoral total hip component and the femur by roentgen stereophotogrammetric analysis, **Clin Orthop**, v. 269, p. 220-227; 1991.

OH, I. ; HARRIS, W. H. Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components, **J Bone Joint Surg**, 60-A, p. 75-85, 1978.

ORTHOPAEDICS.COM. **Total hip replacement.** Disponível em: <http://hipsknees.info/flash1/HTML/demo.html>. Acesso em: 05 nov. 2007.

PANCANTI, A. ; BERNAKIEWICZ, M. ; VICECONTI, M. The primary stability of a cementless stem varies between subjects as much as between activities, **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 777-785, 2003.

PILLIAR, R. M. ; LEE, J. M. ; MANIATOPOULOS, C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants, **Clin Orthop**, v. 208, p. 108-13, 1986.

PILLIAR, R. M. ; CAMERON, H. U. ; MacNAB, I. Porous surface layered prosthetic devices, **Biomed Eng**, v. 10, p. 126-131, 1975.

POHLER, O. E. M. Failures of Metallic Orthopaedic Implants. In: **Metals Handbook, v. 11 (Failure analysis and prevention)**, 9th ed., Metals Park: ASM International, p. 670-694, 1986.

RAPP, S. Debate underscores pros, cons of using cementless stems in elderly, **Orthopedics Today** **23**, (March 2003), 14, 2003.

RATNER, B. D. Biomaterials Science: An Interdisciplinary Endeavor. In: RATNER, B. D. ; et al. (Ed.), **Biomaterials science: an introduction to materials in medicine**. San Diego: Academic Press, p. 2, 1996.

ROSENBERG, A. ; GALANTE, J. Cementless total hip replacement. In: STEINBERG, M. E. (ed): **The hip and its disorders**. Philadelphia: WB Saunders, p. 971, 1991.

RUBASH, H. E. ; SINHA, R. K. ; SHANBHAG, A. S. ; KIM, S. Y. Pathogenesis of bone loss after total hip arthroplasty. **Orthopaedic Clinics of North America**, v. 29, n. 2, p. 173-186, 1998.

RYD, L. ; LINDSTRAND, A. ; STENSTRÖM, A. ; SELVIK, G. Porous coated anatomic tricompartamental tibial components. The relationship between prosthetic position and micromotion, **Clin Orthop**, v. 251, p. 189-197, 1990.

RYD, L. Roentgen stereophotogrammetric analysis of prosthetic fixation in the hip and knee joint, **Clin Orthop**, v. 276, p. 56-65, 1992.

RYDELL, N. W. Forces acting on the femoral head-prosthesis. A study on strain gauge supplied prosthesis in living persons, **Acta Orthop Scand**, v. 37 (Suppl 88), p. 1-132, 1966.

SAWBONES. Disponível em: <http://www.sawbones.com/products/image_big.aspx?1937>. Acesso em: 16 out. 2007.

SCHNEIDER, E. ; KINAST, C. ; EULENBERGER, J. ; WYDER, D. ; ESKILSSON, G. ; PERREN, S. M. A comparative study of the initial stability of cementless hip prosthesis, **Clin Orthop**, v. 248, p. 200-209, 1989.

SMITH, G. K. ; BLACK, J. Models for systemic effects of metallic implants. In: **Symposium on Retrieval and Analysis of Orthopedic Implants, Proceedings, NBS Special Publication 472**, Gaithersburg: National Bureau Standards, p. 23-30, 1976.

SØBALLE, K. ; HANSEN, E. S. ; B-RASMUSSEN, H. ; JORGENSEN, P. H. ; BUNGER, C. Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatite-coated implants during stable and unstable mechanical conditions, **Journal of Orthopaedics Research**, v. 10, p. 285-299, 1992.

SØBALLE, K. Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation. Mechanical and histological studies in dogs, **Acta Orthopaedics Scandinavian (Suppl)**, v. 255, p. 1-58, 1993.

SPECTOR, M. ; DAVIS, R. J. ; LUNCEFORD, E. M. ; HARMON, S. L. Porous polysulfone coatings for fixation of femoral stems by bony ingrowth, **Clin Orthop**, v. 176, p. 34-41, 1983.

SPEIRS, A. D. ; SLOMCZYKOWSKI, M. A. ; ORR, T. E. ; SIEBENROCK, K. ; NOLTE, L. -P. Three-dimensional measurement of cemented femoral stem stability: an in vitro cadaver study, **Clinical Biomechanics**, v. 15, p. 248-255, 2000.

SUGIYAMA, H. ; WHITESIDE, L. A. ; KAISER, A. D. Examination of rotational fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. A mechanical study of micromovement and acoustic emission, **Clin Orthop Relat Res.**, v. 249, p. 122-128, 1989.

SUMNER, D. R. ; TURNER, T. M. ; IGLORIA, R. ; URBAN, R. M. ; GALANTE, J. O. Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness, **Journal of Biomechanics**, v. 31, p. 909-917, 1998.

THE UNIVERSITY OF DUBLIN. **Total Hip Arthroplasty**. Disponível em: <http://www.tcd.ie/bioengineering/our_strengths.php>. Acesso em: 31 jan. 2007.

THOMAS, W. ; LUCENTE, L. ; MANTEGNA, N. ; GRUNDEI, H. ESKA (CUT) endoprosthesis, **Orthopäde**, v. 33, p. 1243-1248, 2004.

THOMPSON, F. R. An essay on the development of arthroplasty of the hip, **Clin Orthop**, v. 44, p. 73-82, 1966.

TONI, A. ; TERZI, S. ; SUDANESE, A. ; TABARRONI, M. ; ZAPPOLI, F. A. ; STEA, S. ; GIUNTI, A. The use of ceramic in prosthetic hip surgery. The state of the art. **Chirurgia Degli Organi Di Movimento**, v. 80, p. 125-137, 1995.

TONI, A. ; VICECONTI, M. ; CRISTOFOLINI, L. ; BALEANI, M. ; ACQUISTI, G. ; SCHREINER, R. Torsional stability of total hip arthroplasty: in-vitro and FEM analysis with new trends for the future. In: MIDDLETON, J. ; JONES, M. L. ; PANDE, G. N. (Eds.), **Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering - 2**. Amsterdam: GORDON AND BREACH SCIENCE, 1998. p. 77-86.

TRIPOD. **Esquema del femur**. Disponível em: <http://www.anatomia.tripod.com/femur_esquema.htm>. Acesso em: 7 nov. 2007.

VANDERBY, R. ; MANLEY, P. A. ; KOHLES, S. S. ; McBEATH, A. A. Fixation stability of femoral components in a canine hip replacement model, **J Orthop Res**, v. 10, p. 300-309, 1992.

VAN RIETBERGEN, B. ; HUISKES, R. ; WEINANS, H. ; SUMMER, D. R. ; TURNER, T. M. ; GALANTE, J. O. ESB Research Award, 1992, The mechanism of bone remodeling and resorption around press-fitted THA stems, **J Biomech**, v. 26, p. 369-382, 1993.

VICECONTI, M. ; CRISTOFOLINI, L. ; BALEANI, M. ; TONI, A. Pre-clinical validation of a new partially cemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods, **J Biomech**, v. 34, p. 723-731, 2001.

VICECONTI, M. ; BRUSI, G. ; PANCANTI, A. ; CRISTOFOLINI, L. Primary stability of an anatomical cementless hip stem: A statistical analysis, **J Biomech**, v. 39, p. 1169-1179, 2006.

VORA, A.; KUDRNA, J. C. ; HARDER, V. S. ; MAZAHERY, B. Early failure of a Proximally Cemented, Distally Uncemented Total Hip Arthroplasty, **The Journal of Arthroplasty**, v. 18, p. 889-896, 2003.

WAIDE, V. ; CRISTOFOLINI, L. ; STOLK, J. ; VERDONSCHOT, N. ; TONI, A. Experimental investigation of bone remodelling using composite femurs, **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 523-536, 2003.

WESTPHAL, F. M. ; BISHOP, N. ; HONL, M. ; HILLE, E. ; PÜSCHEL, K. ; MORLOCK, M. M. Migration and cyclic motion of a new short-stemmed hip prosthesis – a biomechanical in vitro study, **Clinical Biomechanics**, v. 21, p. 834-840, 2006.

WILKE, H. -J. ; SEITZ, R. S. ; BOMBELLI, M. ; CLAES, L. ; DÜRSELEN, L. Biomechanical and histomorphological investigations on a isoelastic prosthesis after eight months implantation, **J Mater Sci Mat Med**, v. 5, p. 384-386, 1995.

WOODARD, H. Q. The Elementary Composition of Human Cortical Bone, **Health Physics**, v. 8, p. 516, 1962.

WROBLEWSKI, B. ; SINEY, P. Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Long-term results. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 292, p. 191–201, 1993.

WROBLEWSKI, B. ; SINEY, P. ; FLEMING, P. 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, p. 37-41, 2001.

ZWEYMULLER, K. A cementless titanium hip endoprosthesis system based on press-fit fixation: basic research and clinical results, **Instr Course Lect**, v. 35, p. 203-225, 1986.

ANEXO A – DESENHOS DAS HASTES

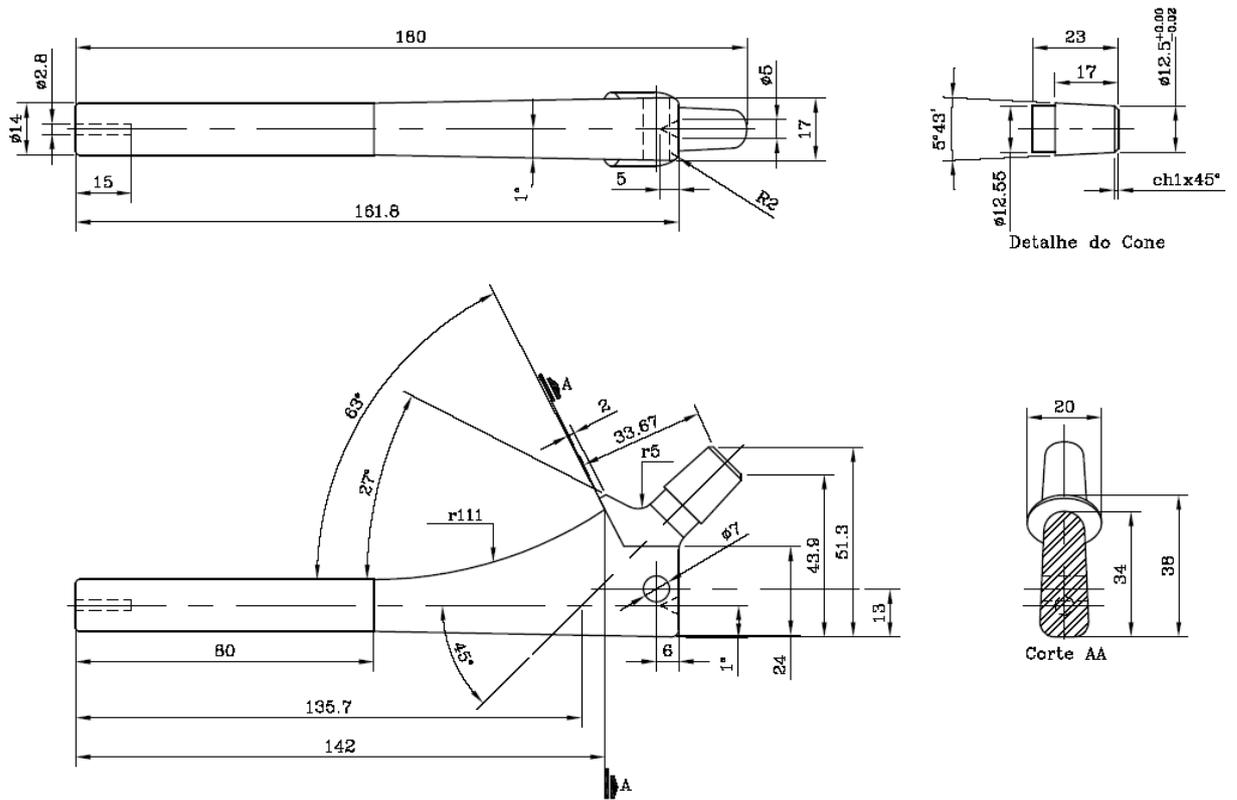


Figura 1 – Desenho detalhado da haste A.

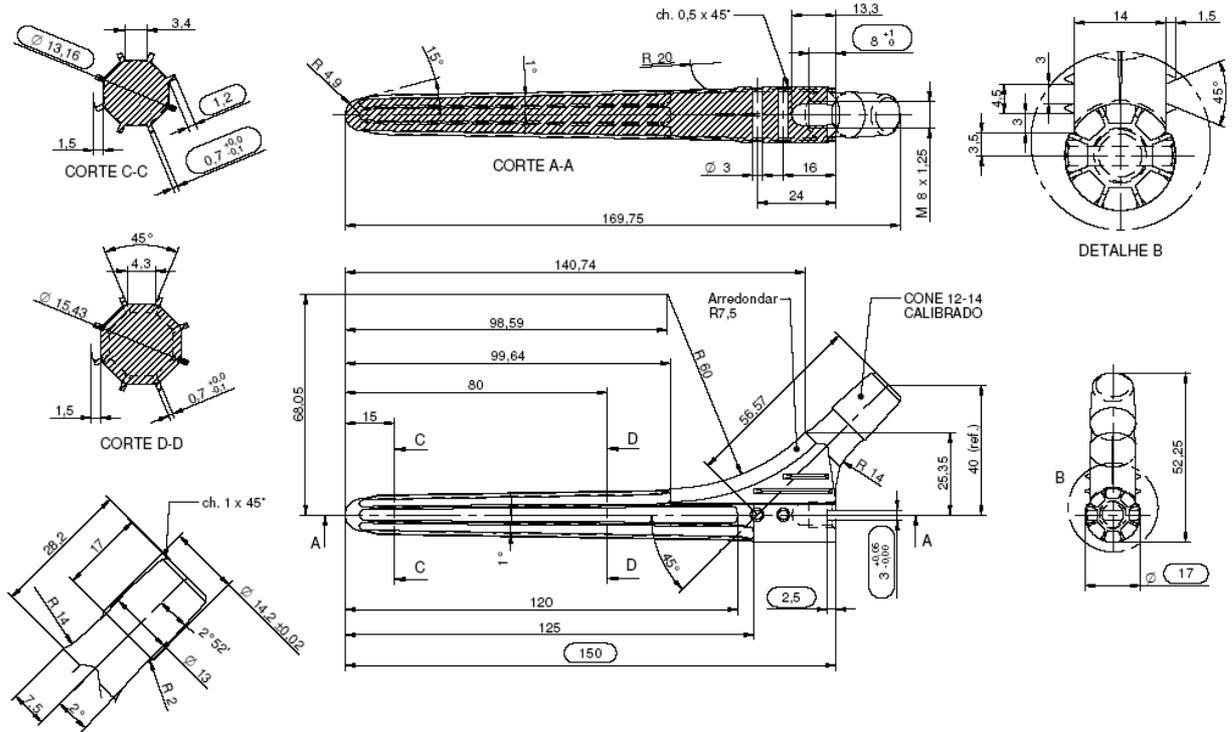


Figura 2 – Desenho detalhado da haste B.

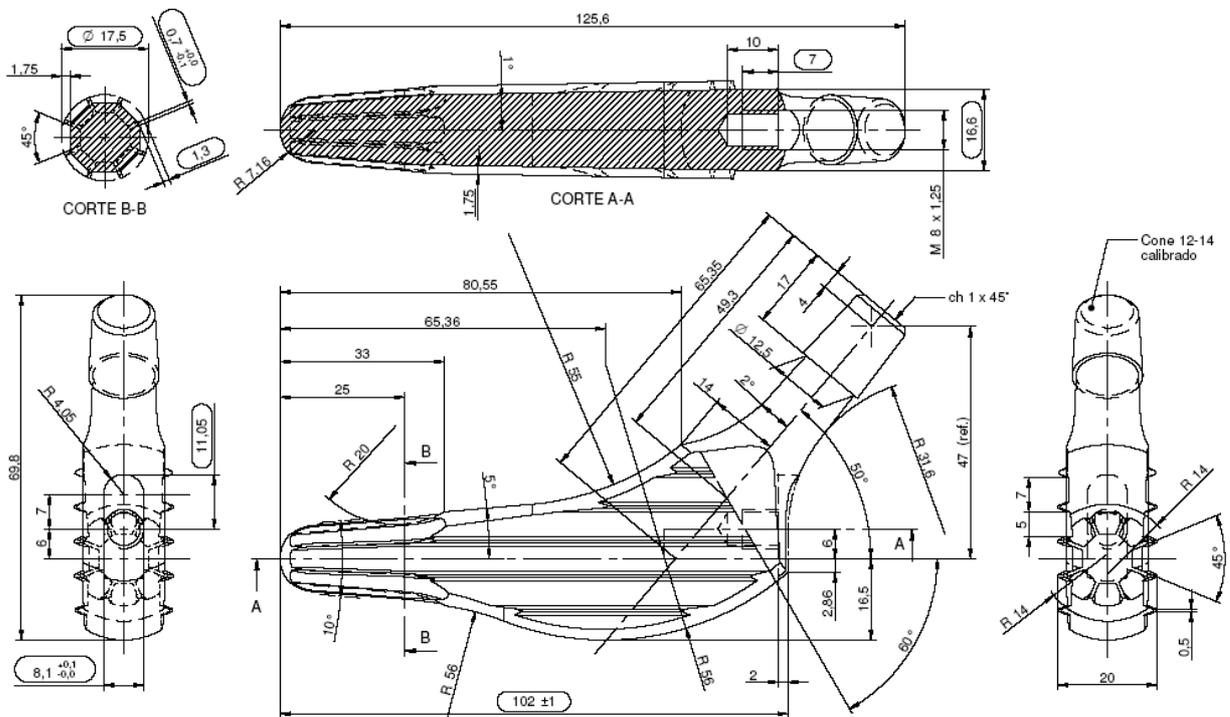


Figura 3 – Desenho detalhado da haste C.