



ENSAIO MECÂNICO DE FADIGA EM PRÓTESE DE QUADRIL: ANÁLISE COMPARATIVA DA DEFORMAÇÃO¹

Hugo Keide²

Paulo Perdigão³

Ieda Maria Caminha⁴

Juliana Soares de Souza⁵

Rodrigo Mendonça⁶

Walter Ferreira Filho⁶

Resumo

O presente trabalho consiste por meio de ensaio mecânico de fadiga com torção em próteses de quadril referente à norma NBR ISO 7206, em analisar a deformação ocorrida nos corpos de prova de liga de aço inoxidável (Cr-Ni-Mo) de dois fabricantes nacionais distintos. Os equipamentos utilizados para aplicação desses ensaios foram duas máquinas universais de ensaio mecânico: INSTRON 8872 e INSTRON ElectroPuls E3000; e dispositivos adequados ao ensaio. Na sua caracterização utilizaram-se parâmetros de referências normativas (NBR ISO 7206: parte 4 e 8): carga máxima aplicada de 2300N, carga mínima aplicada 300N, total de ciclos: 5×10^6 e frequência de 10 Hz. Com base no ensaio com as características acima, foi criado um gráfico posição do pistão (mm) X número total de ciclos com a deformação inicial e mais de 50 pontos, esses retirados da média de cada 100000 ciclos realizados, e assim estudou-se a deformação das próteses de quadril por meio comparativo, que serão apresentados no trabalho.

Palavras-chave: Fadiga; Deformação; Prótese.

TESTING MECHANICAL FATIGUE IN HIP PROSTHESIS: COMPARATIVE ANALYSIS OF DEFORMATION

Abstract

The present work is through mechanical fatigue test with torsion in hip prosthesis on the standard NBR ISO 7206, to analyze the deformation occurred in the specimens of stainless steel (Cr-Ni-Mo) two distinct national manufacturers. Equipment used for application of these tests was two universal machines for mechanical tests: INSTRON 8872 and INSTRON ElectroPuls E3000; and devices appropriate for testing. In its characterization parameters were used for normative references (NBR ISO 7206: parts 4 e 8): load maximum applied 2300N, load minimum applied 300N, total cycles: 5×10^6 e frequency 10 Hz. Based on the test with the above features, created a chart position of the piston (mm) X total number of cycles with initial deflection and more than 50 points, those taken from the average of every 100,000 cycles performed, and so we studied the deformation of the hip prosthesis by comparing, will be presented in the work.

Key words: Fatigue; Deformation; Prosthesis.

¹ Contribuição técnica ao 65º Congresso Anual da ABM, 26 a 30 de julho de 2010, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

² Aluno de Graduação de Engenharia Mecânica – INT

³ Graduado em Engenharia Metalúrgica – INT

⁴ Dr^a. do curso de Engenharia Metalúrgica – INT

⁵ Aluno de Graduação de Engenharia Elétrica – INT

⁶ Aluno de Graduação de Engenharia Mecânica – INT



⁷ *Graduado em Engenharia Mecânica - INT*

1 INTRODUÇÃO

Um 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 adequada compatibilidade com o organismo.

Hoje em dia, para a maior parte dos implantes, os materiais utilizados têm-se mostrado adequados, desempenhando eficientemente seu papel. Entretanto, diferentes são as condições dos implantes utilizados na fixação de fraturas, considerados como implantes estáticos, diferentes daqueles destinados a substituir uma articulação. Enquanto nos primeiros se espera resistência mecânica suficiente para que possa substituir temporariamente o papel desempenhado pelo osso em determinado segmento do aparelho locomotor, com uma composição que não provoque qualquer reação no organismo, no segundo caso, a substituição de uma articulação coloca um desafio adicional: que e suportar contínuos movimentos e a transmissão de cargas.⁽¹⁾

Chapchal e Müller⁽²⁾ afirmavam que, para que uma artroplastia tivesse sucesso, seria necessário que as cargas pudessem ser transferidas de um material para o outro, que as próteses ficassem firmemente aderidas ao osso e que não houvesse significativo desgaste dos materiais. Essas condições somente poderiam ser obtidas com o emprego de metais mais resistentes.

Artroplastia ou Prótese Total de Quadril se caracteriza pela substituição ou troca da articulação do quadril. Esta cirurgia foi idealizada por ortopedistas para restabelecer a função da articulação coxo-femoral e é, sem dúvida, um dos avanços mais extraordinários da ortopedia, pois restabelece a função da articulação destruída e tornou-se hoje em dia um procedimento corriqueiro da cirurgia ortopédica.

As primeiras próteses idealizadas foram confeccionadas com materiais que tinham pouca bio-compatibilidade. Entre eles podemos citar o ouro, acrílico, vidro, baquelite etc. As próteses atuais são feitas de materiais totalmente bio-compatíveis, sendo os mais empregados: polietileno de alta densidade, ligas de cobalto, ligas de cromo-titânio e polimetilmetacrilato.⁽³⁾

Entre 1940 e 1975, aproximadamente 100 milhões de implantes metálicos foram colocados em seres humanos no mundo devido o crescimento da longevidade população mundial. Estas próteses, antes da comercialização, são submetidas a trabalho em um meio salino agressivo, que exige do material ótima resistência à corrosão, e a complexos carregamentos mecânicos estáticos e dinâmicos.

Mesmo com o rígido controle dos materiais empregados na fabricação das próteses, verificou-se a necessidade da realização de ensaios mecânicos de fadiga com torção a fim de se garantir as qualidades das próteses utilizadas no mercado nacional.⁽⁴⁾

Devido há esses relatos, o Instituto Nacional de Tecnologia instalou em suas dependências um laboratório voltado para ensaios mecânicos em produtos ortopédicos, com a finalidade de averiguar os padrões exigidos pelas normas vigentes. Para atender esta demanda o sistema conta com quatro máquinas de ensaios dinâmicos, uma de ensaio estático, duas de ensaio de torção, uma de fretting placa-parafuso e diversos dispositivos.

Este trabalho teve como objetivo verificar o comportamento da deformação de próteses de quadril ao longo do tempo, submetidas a ensaios mecânicos de fadiga com torção segundo a norma ABNT NBR ISO 7206, visando analisar a performance destes produtos e garantir sua qualidade em serviço.

2 MATERIAL E MÉTODOS

Na realização deste trabalho, foram utilizados 4 próteses de quadril de aço inoxidável (Cr, Ni, Mo) descrito na norma ASTM F138, de dois fabricantes distintos (A e B), sendo 2 próteses de A e 2 de B.

Os procedimentos utilizados nos ensaios mecânicos de fadiga estão de acordo com a norma ABNT NBR ISO 7206: partes 4 e 8.

Para analisar a deformação à fadiga foram utilizadas duas máquinas universais de ensaios mecânicos, uma INSTRON 8872 com célula de carga de 25 kN (Figura 1) e uma INSTRON EletroPuls E3000 com célula de carga de 5 kN (Figura 2), com as seguintes características:

- aplicação de carga máxima de 3kN;
- operação com frequência de 10 Hz;
- finalização do ensaio após 5 milhões de ciclos;
- erro da carga aplicada inferior a 1% da carga máxima;
- controle função de carga cíclica (senoidal);
- monitoramento do deslocamento vertical da cabeça da prótese, assim como registro do número de ciclos;
- operação computadorizada.

Cada prótese foi preparada conforme procedimento abaixo:

- colocada em um dispositivo que permite alinhar os seus ângulos de referencia normativo, relativamente à direção da carga (Figura 3);
- colocada no copo metálico do dispositivo, para embutimento com o cimento requerido e especificado na norma;
- secagem do embutimento;
- fixação do conjunto completo na máquina de ensaios (Figura 4).

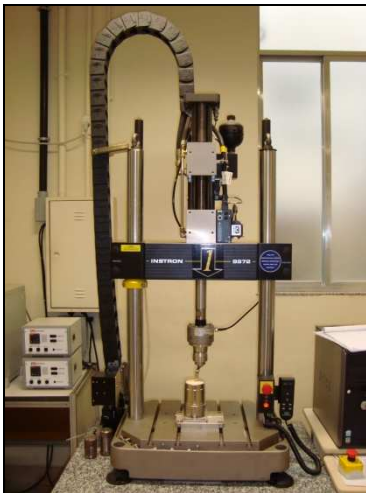


Figura 1 - INSTRON 8872



Figura 2 - INSTRON EletroPuls E3000



Figura 3 - dispositivo de angulação



Figura 4 - conjunto completo

A máquina de ensaio permitia a aplicação no centro da cabeça da prótese de uma forma variável entre os 0,3kN e 2,3kN com função senoidal de frequência 10Hz, de acordo com as condições específicas na norma.

Uma condição limite que permitia parar a máquina automaticamente foi estabelecida para um deslocamento vertical de 5 mm. Não se verificando esta condição de paragem, o ensaio termina após completar 5×10^6 ciclos de carga e descarga.

3 RESULTADOS

Com base nos resultados dos ensaios mecânicos de fadiga com torção para as duas diferentes marcas de próteses de quadril estudadas (Figura 5), cujos parâmetros de ensaios estão apresentados na metodologia (item 2), foram criados gráficos (posição do pistão (mm) X número total de ciclos). Contendo a deformação inicial e mais 50 pontos retirados da média de cada 100.000 ciclos realizados, para que fosse possível analisar a deformação total de cada amostra estudada.



Figura 5 – Próteses ensaiadas

3.1 Amostra A

A primeira amostra do fabricante A, nomeada A(1), obteve:

- deformação inicial = 0,13 mm; E
- média = - 37,97 mm.

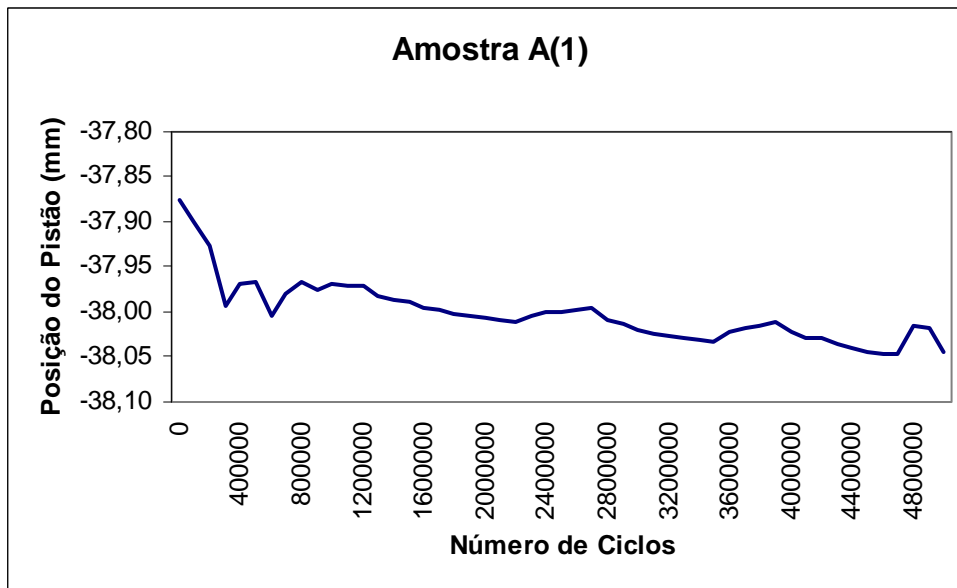


Figura 6 - Gráfico da amostra A(1), posição do Pistão por Número de Ciclos.

A segunda amostra do fabricante A, denominada A(2), obteve:

- deformação inicial = 0,18 mm; E
- média = - 23,20 mm.

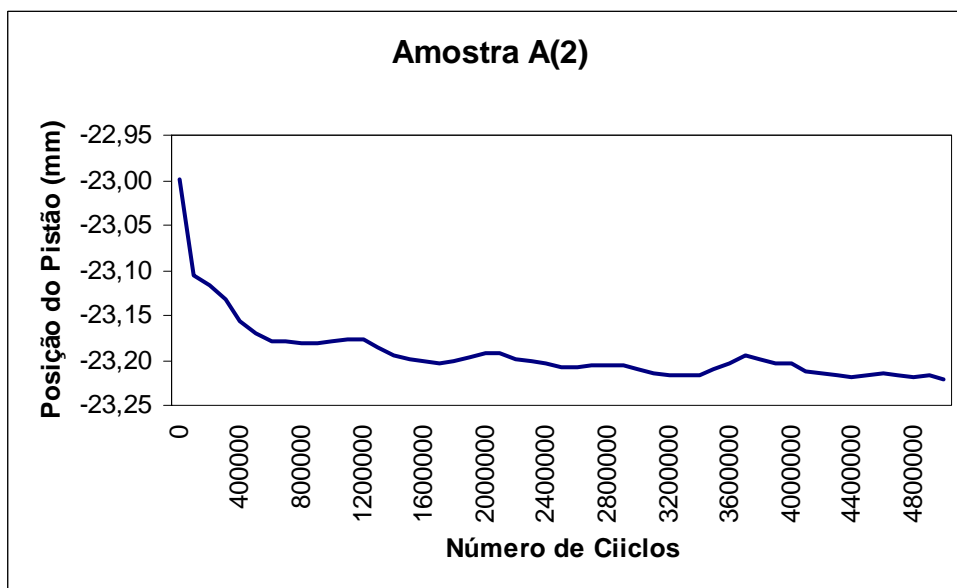


Figura 7 - Gráfico da amostra A(2), posição do Pistão por Número de Ciclos

3.2 Amostra B

A primeira amostra do fabricante B, nomeada B(1), obteve:

- deformação inicial = 0,19 mm;
- média = - 22,74 mm.

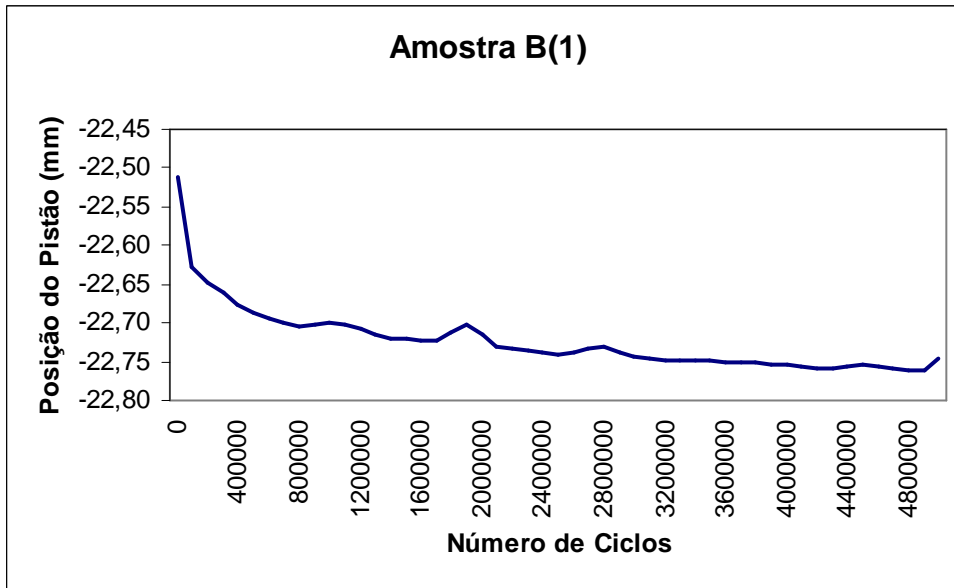


Figura 8 - Gráfico da amostra B(1), posição do Pistão por Número de Ciclos

A segunda amostra do fabricante B, denominada B(2), obteve:

- deformação inicial = 0,17 mm; e
- média = - 40,27 mm.

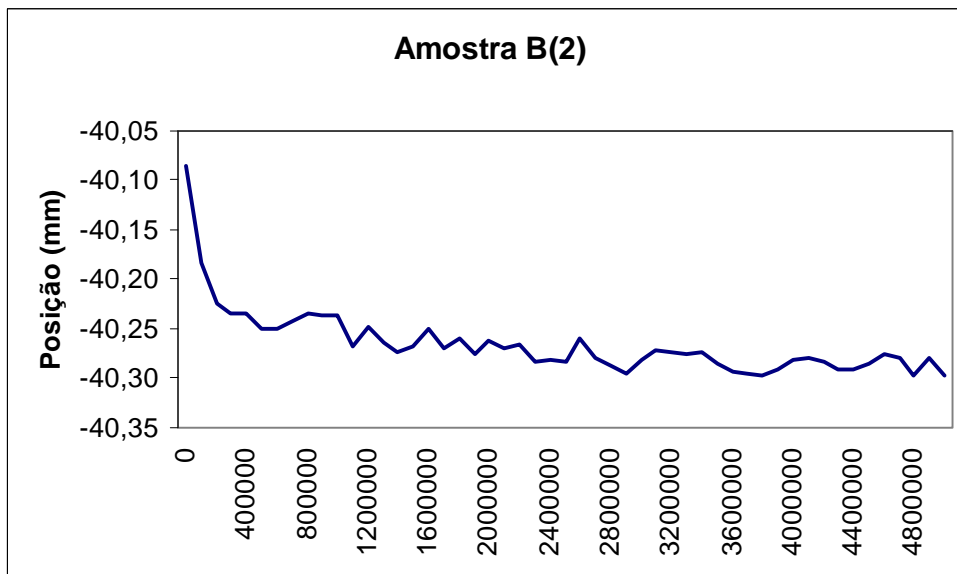


Figura 9 - Gráfico da amostra B(2), posição do Pistão por Número de Ciclos

3.3 Análise Comparativa

Ao colocar os dados obtidos para os fabricantes analisados em um mesmo gráfico, podemos ter uma melhor visualização do comportamento das curvas (figuras) e também, com a ajuda de uma tabela, comparar as suas deformações iniciais e suas médias (Tabela 1)



Tabela 1 – A tabela mostra os dados de todas as amostras após o ensaio

	A(1)	A(2)	B(1)	B(2)
Deformação Inicial (mm)	0,13	0,18	0,19	0,17
Ponto Máximo (mm)	-37,97	-23,18	-22,70	-40,23
Ponto Mínimo (mm)	-38,05	-23,22	-22,76	-40,30
Média (mm)*	-38,01	-23,20	-22,74	-40,27

* Esses dados excluem os pontos da deformação inicial

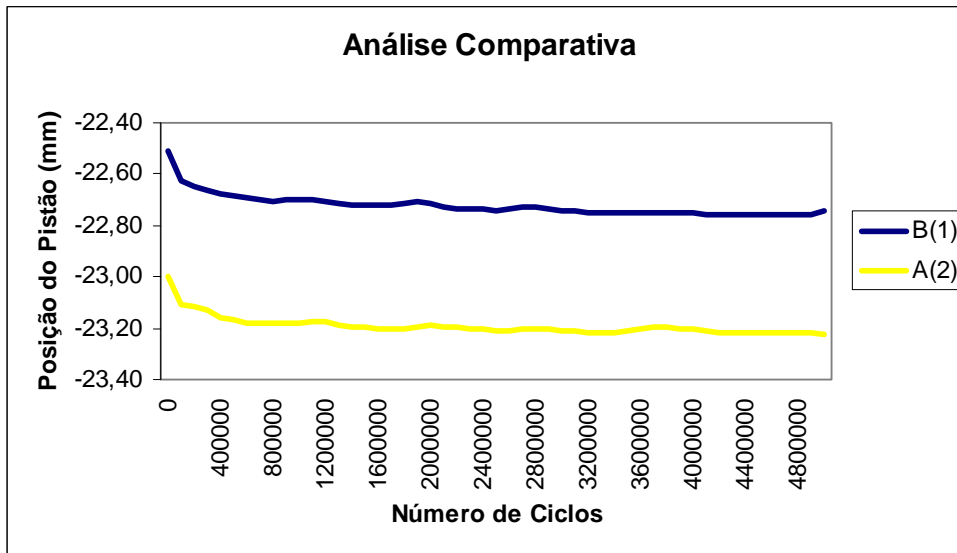


Figura 10 - Gráfico Posição do pistão(mm) por Número de ciclos das amostras A(2) e B(1).

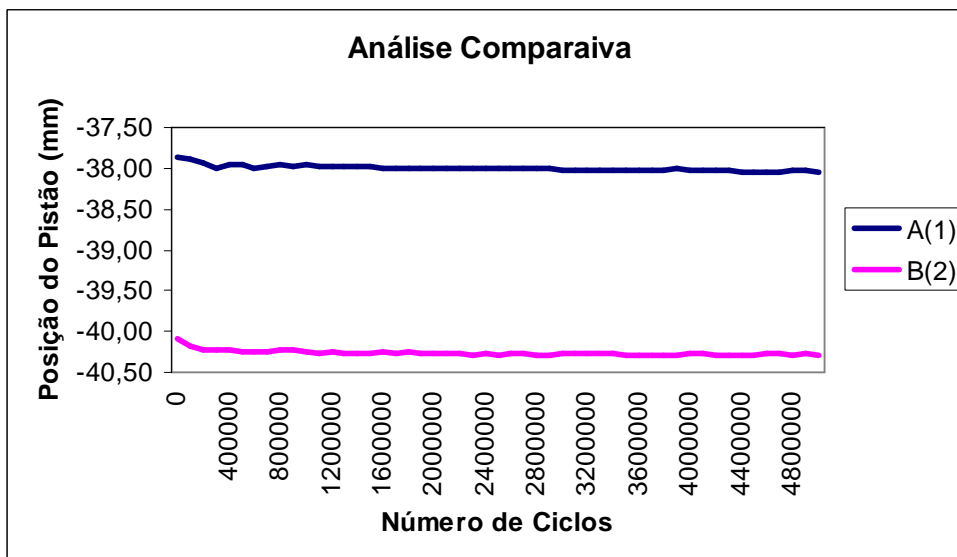


Figura 11 - Gráfico Posição do pistão(mm) por Número de ciclos das amostras A(1) e B(2).

O ensaio mecânico de fadiga em prótese de quadril, conforme a norma ABNT NBR ISO 7206:2004, para uma amostra ser reprovada, necessita atingir uma deformação maior ou igual 5 mm em qualquer momento do ensaio ou apresentar falha estrutural no material.



Após os ensaios realizados, ocorreu a coleta e o tratamento dos dados de forma a se encontrar a deformação inicial e total sofrida pelas próteses. Com os resultados obtidos, foram analisados os parâmetros encontrados, baseado no que a norma estabelece para cada deformação (Figura 12).

Como era previsto os resultados obtidos na etapa inicial são significativamente superiores em relação aos resultados restantes, como demonstrado no gráfico abaixo (Figura 13), onde também se observa que nenhuma das amostras atingiu o limite estabelecido pela Norma (5 mm, representado pelos 100%).

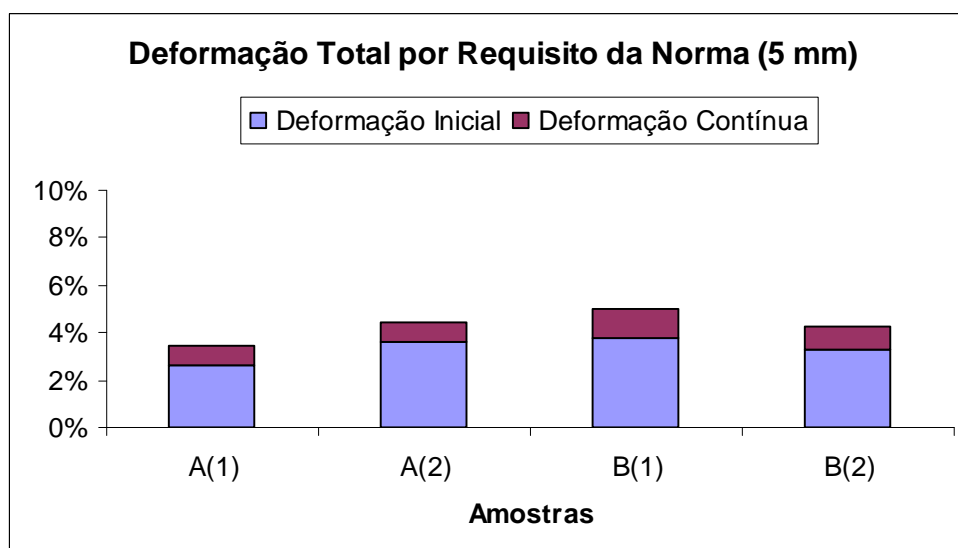


Figura 12 – Deformação total por requisito da norma.

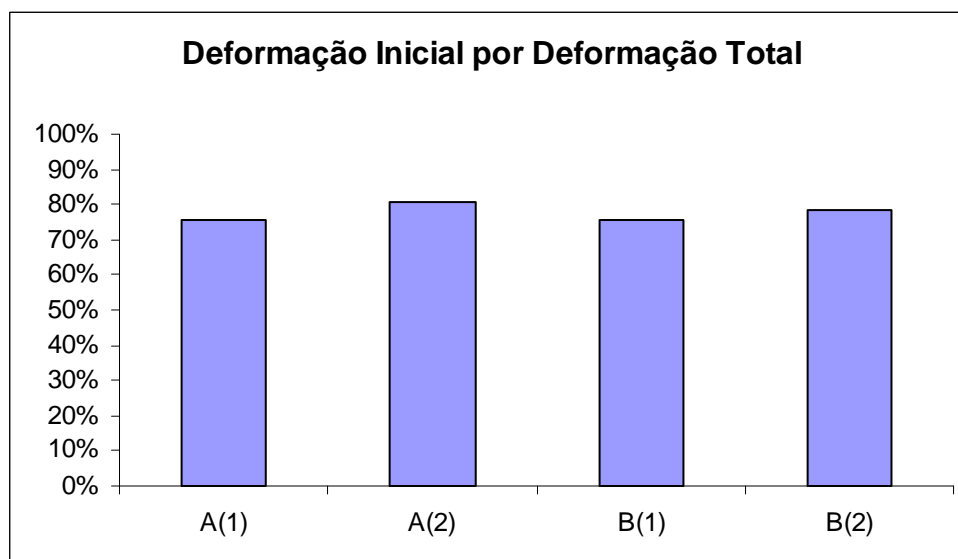


Figura 13 – Deformação inicial por deformação total.

Como visto acima, a carga inicial causa uma deformação que representa aproximadamente 75% da deformação total nas próteses ensaiadas e que em valores médios aproximados temos uma deformação inicial de 0,16 mm, uma deformação residual de 0,06 mm, totalizando uma deformação total de 0,22 mm.

4 DISCUSSÃO

No presente trabalho, foram realizados ensaios mecânicos de fadiga com torção em próteses de quadril de dois fabricantes distintos.

Com os resultados obtidos e seus tratamentos, observou-se que:

- a deformação inicial é a mais importante, pelo fato de ser aproximadamente 75% da deformação total e se dar em uma pequena etapa no começo do processo;
- também observa-se que a deformação total atingiu aproximadamente 5% dos parâmetros admitidos pela norma ABNT NBR ISO 7206:2004, ou seja, de 0,22 mm dos 5 mm permitidos.

5 CONCLUSÃO

Assim, podemos afirmar que a deformação inicial é significativa e não há uma acomodação em relação ao cimento, já que foram feitas inspeções visuais no material ao longo de processo e que, em todas as amostras ensaiadas não ocorreram deformações que ultrapassaram o limite de reprovação estabelecido pela Norma.

REFERÊNCIAS

- 1 Chan, F.W., Bobyn, J.D., Medley, J.B. et al: Engineering issues and wear performance of metal on metal hip implants. Clin Orthop 329S: 96- 107, 1996.
- 2 Chapchal, G. & Müller, W.: Total hip replacement with the McKee pros- thesis. Clin Orthop 72: 115-122, 1970.
- 3 Charnley, J.: The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. J Bone Joint Surg (Br) 54: 61- 76, 1972. Doorn, P.F.,
- 4 Campbell, P.A. & Amstutz, H.C.: Metal versus metal polyethylene wear particles in total hip replacements. Clin Orthop 329S: 206- 216, 1996.