

ANÁLISE NÃO LINEAR DE PROTESES BIPOLARES MODULARES REVESTIDAS COM POLIETILENO DE ALTA DENSIDADE

Ferreira, C. C. *; Barros, M.H.M. **; Mendes, F.M.F. ***

* Professor Auxiliar, DEC-FCTUC, Coimbra - Portugal.

** Professor Associado com Agregação. DEC-FCTUC, Coimbra - Portugal.

*** Assistente Hospitalar Graduado de Ortopedia. HUC, Coimbra - Portugal

RESUMO

A ocorrência de luxações das próteses bipolares tem conduzido à tentativa de redução incruenta, na maioria dos casos sem anestesia, tal como tem sido hábito nas próteses de Moore e próteses totais. A dissociação entre os componentes cefálicos, em vez da sua separação da haste, como seria lógico, tem ocorrido aparentemente com frequência exagerada nos Hospitais da Universidade de Coimbra (HUC): 16.66% de dissociações em próteses não modulares e 45,45% em próteses modulares. Esta dissociação impossibilita definitivamente a redução da prótese, obrigando a nova intervenção cirúrgica. Tendo o serviço de ortopedia dos HUC vasta experiência em próteses totais da anca e surgindo uma elevada percentagem de dissociações das próteses modulares, impõe-se um estudo sobre o comportamento mecânico destas próteses. O objectivo deste trabalho é a análise do processo de montagem no comportamento do componente de polietileno de alta densidade, através de um modelo discreto de análise elasto-plástica.

1. INTRODUÇÃO

A primeira aplicação clínica de uma prótese bipolar, foi relatada por *Bateman 1974*, como alternativa às próteses unipolares utilizadas até então nas fracturas intracapsulares deslocadas do colo do fémur. Este tipo de fracturas ocorrem em mais 125000 pessoas por ano nos Estados Unidos (*Pouparyski, 2001*) e provavelmente uma em cada três pessoas com mais de 80 anos sofre uma fractura do colo do fémur. As vantagens teóricas da prótese bipolar seriam o aumento da mobilidade, a maior estabilidade, e a diminuição do desgaste acetabular. A aplicação de próteses bipolares para tratamento das fracturas do colo do fémur tem sido efectuada nos Hospitais da Universidade de Coimbra (HUC) desde há vários anos, com frequência crescente. A partir de Outubro

de 2001, iniciou-se a aplicação de próteses bipolares de novo tipo, modular, com problemas de dissociação dos componentes, quando ocorre luxação da prótese e se tenta a sua redução incruenta. A descrição e a caracterização estatística dos insucessos obtidos com esta nova prótese descrevem-se no ponto 2.

No ponto 3 deste trabalho efectua-se a análise mecânica da prótese bipolar modular, identificando as possíveis causas da dissociação modular quando o tratamento incruento é aplicado a próteses luxadas.

2. CARACTERIZAÇÃO DA DISSOCIAÇÃO MODULAR

A Figura 1a) mostra uma fractura intracapsular deslocada do colo do fémur e

a Figura 1b) a colocação de uma prótese bipolar após cirurgia. A Figura 1c) representa a prótese luxada e a Figura 1d) a dissociação dos componentes da prótese após tentativa de redução incruenta da luxação.

2.1. Relevância do problema nos HUC

Entre o início de 2000 e Novembro de 2003 foram operados 370 doentes com este tipo de fractura, nos HUC, dos quais em 294 casos foi aplicada uma prótese bipolar. É considerada indicação para tratamento com este tipo de próteses a existência de potencial de marcha autónoma anterior à fractura e não existência de artrose da anca. Até Setembro de 2001 foram aplicadas 86 próteses bipolares não modulares, nas quais ocorreram 6 luxações (Figura 1c) (6,97%). Nas tentativas de redução incruenta das luxações surgiu uma dissociação dos componentes cefálicos (Figura 1d). A partir de Outubro de 2001 foram aplicadas 163 próteses bipolares de tipo modular, das quais luxaram 22 (13,49%). Nas tentativas de redução incruenta dessas luxações, os componentes cefálicos da prótese dissociaram-se em 10 casos (45,45%).



Fig 1a) Fractura deslocada do colo do fêmur.



Fig 1b) Colocação da prótese bipolar.

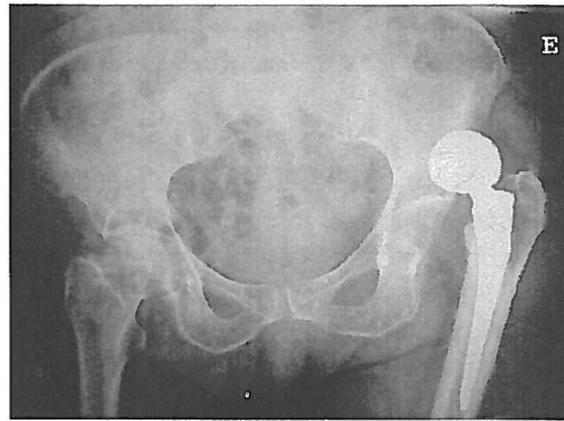


Fig 1c) Luxação da prótese bipolar.

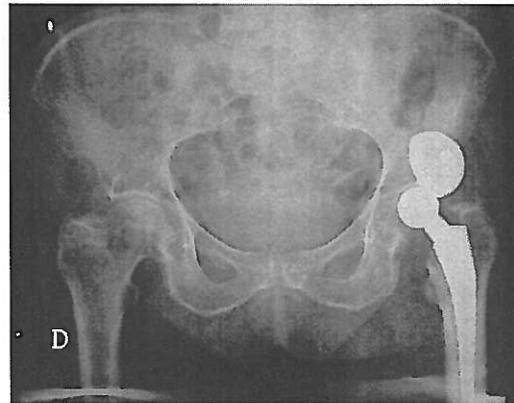


Fig 1d) Dissociação dos componentes.

Esta dissociação impossibilita de forma definitiva a redução da prótese, obrigando a nova intervenção cirúrgica e a encarar outro tipo de tratamento.

2.2. Análise comparativa do problema

Esta complicação é descrita em casos isolados, nas referências *Tanaka et al. 2002*, *Corteel e Putz 1996*, *Holmes e Whalen 1992*, *Star et al 1992*, *Loubignac e Boissier 1997*, *Bassi e Selhi 2000*. Os casos relatados ocorrem mais tardiamente do que os verificados nos HUC. As próteses utilizadas nos casos referidos na literatura têm o mesmo tipo de funcionamento mas são de fabricantes diferentes das empregues actualmente nos HUC e que são objecto desta análise. A aparente frequência exagerada da dissociação dos componentes cefálicos da prótese levou-nos a questionar as suas características mecânicas pelos seguintes motivos:

- 1- as percentagens de insucesso em outro tipo de próteses não diverge

significativamente de outros serviços de referência, o que à partida exclui deficiências de execução;

- 2- na prótese bipolar do modelo anteriormente utilizado nos HUC, só se verificou uma dissociação dos componentes cefálicos em 86 próteses aplicadas.

A diferença aparente desta nova prótese usada nos HUC consiste no facto de ser modular e a montagem dos dois componentes cefálicos (cúpula exterior metálica revestida internamente por polietileno de alta densidade e cabeça interior metálica) ser feita no bloco operatório, durante o acto cirúrgico, através de um torno de compressão axial fornecido pelo fabricante (Centerpulse), ao contrário das anteriores (JRI) que já vinham montadas de fábrica.

2.3. Vantagens da prótese modular

A opção por este modelo é baseada na grande vantagem da modularidade:

- permite adaptar o comprimento do colo da prótese de modo a obter uma tensão muscular apropriada a cada doente;
- diminuir a quantidade de material de aplicação necessário em cada intervenção cirúrgica.

Além das vantagens da modularidade acresce-se a possibilidade de ser facilmente conversível numa prótese total da anca, o que pode ser necessário no caso da prótese bipolar se tornar dolorosa.

3 - ANÁLISE MECÂNICA DA PRÓTESE

3.1. Identificação do problema

Admitindo que os materiais utilizados são idênticos nas próteses bipolares montadas pelo fabricante e nas fornecidas em módulos, o problema poderia estar na alteração do comportamento mecânico dos materiais quando a montagem é efectuada no bloco operatório. A Figura 2a) esquematiza a geometria das peças e a Figura 2b) a introdução do componente

cefálico na cúpula metálica revestida a polietileno de alta densidade (PEAD).

A geometria dos módulos foi fornecida pelo fabricante, bem como a indicação da força necessária à dissociação dos elementos, de 360 N, obtida em estudo experimental, como se esquematiza na Figura 3. Nenhum outro dado específico foi fornecido pelo fabricante.

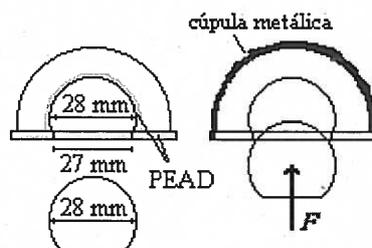


Fig 2. Geometria e montagem dos componentes.

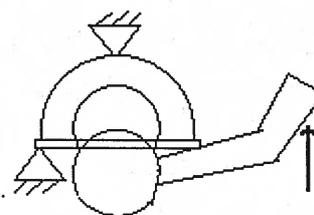


Fig 3. Esquema do ensaio e força de desmontagem

3.2 - Caracterização dos materiais

A cúpula e o componente cefálico metálicos são constituídos pelas ligas de aço polido biocompatível, vulgarmente utilizadas (aço inox, CoCr, Ti) em próteses humanas (Devane e Horne 1999). As tensões limites proporcionais de elasticidade a 0.2% destas ligas são superiores a 430 MPa e as tensões de rotura ultrapassam os 740 MPa com extensões de 30%. A comparação destes valores com as características do PEAD levou-nos a considerar neste estudo a parte metálica da prótese infinitamente rígida e servindo de apoio ao revestimento interior de PEAD.

A tensão máxima do PEAD vem referida na literatura com valores que oscilam entre os 18 MPa e os 30 MPa (Costa et al. 2002), (Muller et al. 2003). A ductilidade do PEAD varia de 12 a 700%. A Figura 4 representa curvas de tensão-deformação de duas

amostras de PEAD que se admite corresponderem a valores extremos das características deste material, representados pelos materiais A e B.

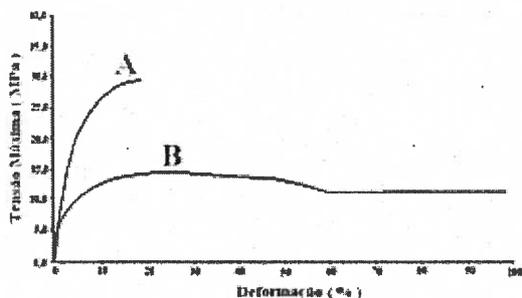


Fig 4. Relação σ - ϵ Muller et al. 2003.

3.3 – Modelos de análise

A análise mecânica do comportamento da prótese é feita pelo método dos elementos finitos considerando o anel de PEAD em estado de tensão axissimétrico, com a malha e carregamento indicado na Figura 5. Foram efectuadas duas análises, uma admitindo o PEAD apoiado na cúpula metálica rígida (Figura 5a) e outra, representada na Figura 5b), pretende simular o encaixe prévio do componente cefálico no PEAD e colocação posterior do conjunto na cúpula metálica.

A análise foi efectuada com o método dos elementos finitos usando o modelo elasto-plástico no comportamento não linear do material e elementos isoparamétricos de 8 nós, axisimétricos formando um anel. A malha é composta por apenas 4 elementos e 23 nós. Considera-se o critério de cedência

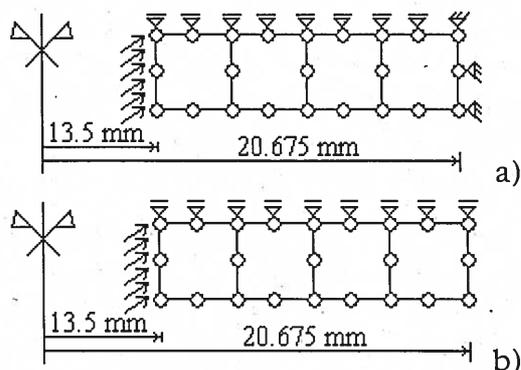


Fig 5. Malhas e condições de apoio.

de Von Mises e plasticidade associada. O módulo de elasticidade é de 500 MPa e coeficiente de Poisson 0.3. O material A tem tensão de cedência de 15MPa e endurecimento de 111MPa. O material B tem tensão de cedência de 6MPa e endurecimento de 83MPa.

3.4 – Resultados obtidos

3.4.1 – Montagem actual dos componentes

Os diagramas de tensão radial – deslocamento obtidos na simulação das operações de montagem e desmontagem do elemento cefálico com o PEAD já colado à cúpula metálica (condições da Figura 5a), são os indicados na Figura 6a) para o material A e na Figura 6b) para o material B.

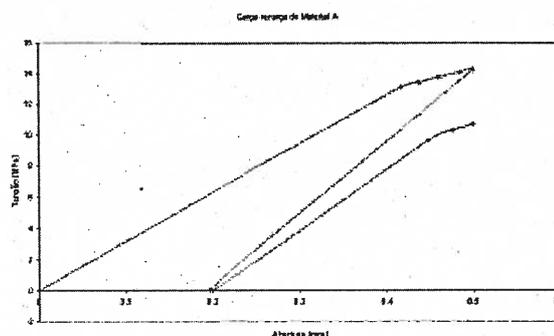


Fig 6a) Montagem e desmontagem dos componentes usando o material A.

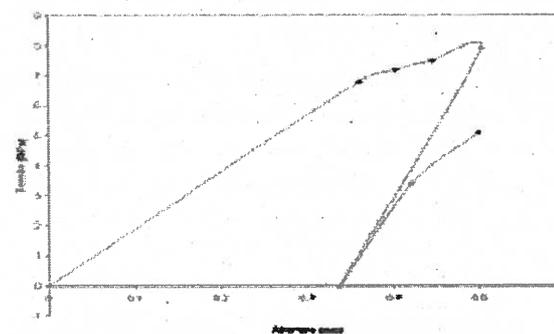


Fig 6b) Montagem e desmontagem dos componentes usando o material B.

As forças F (ver Figura 2) necessárias para efectuar a montagem seguida de desmontagem são, para o material A, 990N e 749N (-24,3%), respectivamente. A deformação residual após montagem, no material A é de 0.4mm. No material B, a força F de montagem é de 549N, a de desmontagem de 356N (-35%) e a

deformação residual após montagem é de 0.68mm. Esta força de desmontagem é muito próxima do valor de 360N obtido em ensaio.

3.4.2 – Proposta de montagem

A simulação foi repetida para os dois materiais considerando que na operação de montagem o encaixe do componente cefálico no PEAD é feito previamente à colocação do conjunto na cúpula metálica (condições da Figura 5b). Para o material A, a força necessária para efectuar a montagem passou a ser de 406N com uma deformação residual de 0.072mm. Considerando as propriedades mecânicas do PEAD são as do material B, a força F obtida para montagem foi de 217N com uma deformação residual de 0.506mm.

Após a colagem do componente cefálico e do PEAD, as forças necessárias para efectuar a desmontagem do componente cefálico do PEAD são para o material A de 886N e para o material B 377N. Nesta segunda hipótese de montagem a diminuição das deformações residuais implica um aumento das forças de desmontagem.

3.5 - Efeito da tentativa de redução incruenta no PEAD

A figura 7 é a imagem de uma cúpula de PEAD cujo bordo interno se apresenta deformado (à direita na Figura 7) em consequência de uma tentativa de redução incruenta que resultou em dissociação dos elementos cefálicos.

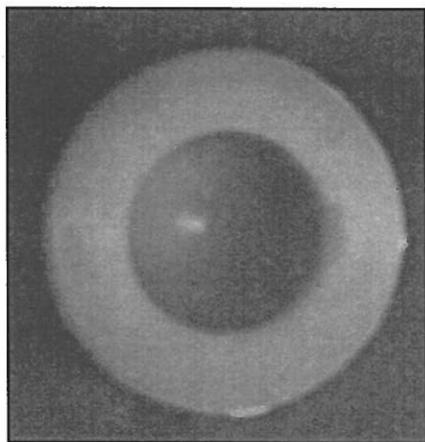


Fig 7. Deformação do bordo do PEAD (às 3h).

A deformação é resultante da pressão do colo da haste da prótese sobre o bordo do PEAD que funciona como ponto de apoio, no momento em que se aplica a força à distância, na tentativa de redução, enquanto a cúpula é mantida fixa pela pressão dos músculos sobre o osso ilíaco.

4 - CONCLUSÕES

- 1- A técnica de redução incruenta das luxações cria condições propícias à dissociação dos componentes, nomeadamente porque a fixação dos elementos cefálicos provocadas pelos músculos e osso ilíaco, pode ser contrariada por forças muito menores aplicadas à distância do comprimento do fémur.
- 2- As características mecânicas do PEAD da prótese parecem aproximar-se do material tipo B, que tem maior deformação à rotura mas valores baixos da tensão limite de elasticidade e de rotura, o que justifica elevadas deformações plásticas e consequente menor capacidade de retenção do componente cefálico.
- 3- A pré-montagem do componente cefálico dentro do PEAD, antes da aplicação da cúpula metálica externa, é vantajosa em qualquer dos tipos de material, com relevo para o material A.
- 4- A introdução da cabeça metálica após junção da cúpula metálica externa e do seu revestimento em PEAD, provoca maiores deformações plásticas, não reversíveis por efeito viscoso, em ambos os materiais pelo menos no período de tempo que tem decorrido entre a aplicação das próteses e a sua luxação.

REFERÊNCIAS

- Bateman J.E. (1974); *Single Assembly Total Hip Prothesis*. Preliminary Report., Orthop Digest, Vol 2, pp 15-22.
- Pouparyski, M.A. (2001); *Choosing the Best Surgical Treatment of Hip Fractures*. Health

- and Age, Novartis Foundation For Gerontology, July.
- Tanaka, K.; Nakayama, Y.; Murashige, R.; Ito, H.; Yoshihara K.; Obama K.; Nakase T.(2002); *A Dislocation of the Inner Head in Bipolar Prothesis with a Self-centering System- A Case Report*. Journal Nippon Medical School, 69 (2), pp 192-195.
- Cortel J.; Putz P.(1996); *Dislocation-dissociation of a Bipolar Hip Prothesis*. Act Orthop Belg, 62 (3), pp 173-176, Septembre.
- Holmes, J.C.; Whalen, N.J.(1992); *Disassembly of the Osteonics Bipolar Ring when Used with a Howmedica Femoral Head. A report of four cases*. Journal of Arthroplasty, 7, pp 201-203, Jun.
- Star, M.J.; Colwell C.W. Jr; Donaldson, W.F.3d (1992); *Dissociation of Modular Hip Arthroplasty Components after Dislocation. A Report of Three Cases at Different Dissociation Levels*. Clinical Orthopaedics and Related Research, pp 111-115, May.
- Loubignac, F.; Boissier, F.(1997); *Cup Dissociation After Reduction of a Dislocated Hip Hemiarthroplasty*. Revue Chirurgie Orthop. Reparatrice de L'Appar. Mot., 84 (5), pp 469-472.
- Bassi, J.L.; Selhi, H.S.(2000); *A Modified Technique for Closed Reduction of Modular Hip Prothesis Dislocation : Bassi's Method*. Arthroplasty Arthroscopic Surgery, 11 (2), pp 193-194.
- Devane P.A.; Horne J.G. (1999); *"Current Status of the Bearing Surface Debate: Assessment of Polyethylene Wear in Total Hip Replacement"*. Clinic Orthopaedics and related research, 369, pp.59-72.
- Costa C.A.; Ferreira M.; Leal V.S.; Soares M.C.; Ajdelsztajn L.(2002); *"Efeito da radiação Gama sobre a Resistência Mecânica de Polietileno de Alta Densidade"*. Revista Matéria, Vol 6, Nº2., ISSN 1517-7076.
- Muller M.S.; Almeida P.I.; Strapasson R.; Amico S.C.; Sydenstricker T.H.D. (2003); *"Propriedades Mecânicas das misturas de Polipropileno/Polietileno e Polipropileno/Polipropileno reciclado"*. II Cong. Brasileiro de Eng. Fabricação, COBEF, Minas Gerais