

Resistência à fadiga de implantes de coluna lombar

Irineu Vitor Leite, Neoortho, e-mail: ileite@neoortho.com.br

Geninho Thomé, Neodent Implantes Osteointegráveis Ltda, e-mail: asantos@neodent.com.br

Cleudmar Amaral de Araújo, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, e-mail: cleudmar@mecanica.ufu.br

Introdução

Os parafusos pediculares surgiram da necessidade de utilização de dispositivos para correção de patologias ortopédicas e traumáticas da coluna vertebral. Tais sistemas são considerados seguros e eficazes no tratamento de doenças da coluna. A coluna vertebral é constituída de 33 vértebras que se classificam em 5 grupos. De cima para baixo tem-se 7 vértebras que se localizam na região do pescoço e se chamam cervicais, 12 estão na região do tórax e se chamam torácica ou dorsais, 5 estão na região do abdômen e se chamam lombares, 5 formam o sacro e as 4 últimas na extremidade inferior são pouco desenvolvidas e constituem o cóccix. O primeiro uso do procedimento de fixação interna com parafuso pedicular foi na França e na Suíça nos anos 70 e relatado como caso de sucesso clínico nos anos 80 por Dick, W. Foi creditado a Boucher o primeiro uso de parafuso pedicular nos Estados Unidos, seu relatório sugere inovações no parafuso facetado mais longo e que fosse introduzido cruzando o pedículo obliquamente. Atualmente, os sistemas de fixação da coluna vertebral utilizam parafusos com sentido de fixação mono ou multiaxial, que são introduzidos pelo pedículo no corpo vertebral sendo unidos e fixados por hastes no sentido longitudinal da coluna que podem receber fixações de outras hastes no sentido transversal para aumentar a estabilidade.

Este sistema deve suportar forças musculares, o peso e a carga que a coluna vertebral é submetida resistindo a compressão e a fadiga. Segundo Panjabi et al., existem três tipos de estudos biomecânicos da coluna vertebral, o teste de força, de fadiga e de estabilidade.

Testes de fadiga em sistemas de implantes de coluna são definidos pela norma ASTM F1717-04 que indica que a falha do sistema de implante está relacionada com uma deformação permanente resultante de fratura ou

deformação plástica ou desaperto dos parafusos de fixação. Os conjuntos de implantes para a coluna são projetados para fornecer alguma estabilidade para a espinha enquanto ocorre a regeneração dos ligamentos da articulação. Os testes podem ser utilizados para avaliar diferentes projetos de sistemas de implantes através de uma caracterização estática e dinâmica. O teste consiste em aplicar ciclicamente um percentual da carga máxima de compressão da força suportada pelo sistema até que ocorra a falha estrutural.

O objetivo deste trabalho é avaliar a resistência à fadiga de um sistema de implante da coluna lombar.

Procedimento Experimental

Os implantes da coluna testados utilizam barras longitudinais NEOORTHO 734119 (6 x 100mm) de titânio fixadas através de parafuso pedicular monoaxial 739124 (6,5 x 45 mm), parafuso "set screw" e barra transversal ajustável NEOORTHO 940193. Este sistema é indicado para correções da coluna lombar, tendo como características de fixação o posicionamento das barras transversais próximas aos parafusos pediculares e o travamento dos parafusos com torque padrão de 12 Nm. Os testes destes elementos são realizados utilizando blocos de polietileno UHMWPE, figuras 1 e 2.

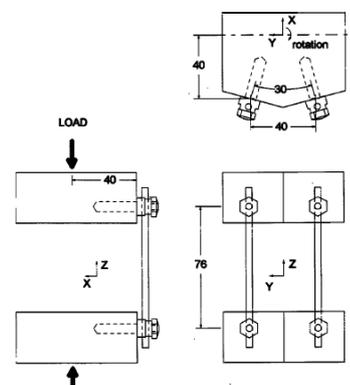


Figura 1 - Implantes de coluna e direção do carregamento. (Fonte: Norma ASTM F1717-04.)

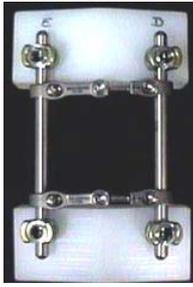


Figura 2 – Implante de coluna analisado.

Foram avaliados 03 corpos de prova. Inicialmente foi feito um ensaio de compressão, visando avaliar os limites de resistência conforme descritos pela norma ASTM F1717-04. A seguir, o sistema de implante da coluna é fixado em uma máquina universal de ensaios MTS 810. Para a obtenção dos sinais de deslocamento, força e número de ciclos é utilizado o software MPT (Multi Purpose Testware) da MTS. O controle de carga é feito em termos de deslocamentos fixos ajustando previamente as faixas para valores pré-determinados de carga cíclica. São armazenados em arquivos de dados no tempo de força, deslocamento e carga cíclica.

Resultados

A figura 3 mostra a curva força versus deslocamento (Valores em módulo) obtida do ensaio de compressão.

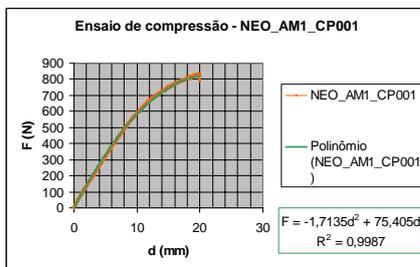


Figura 3 – Curva F x d do ensaio de compressão.

Analisando os dados medidos obteve-se:

$$F_y = -612,8 \text{ N (Carga de escoamento)}$$

$$F_{ut} = -829,6 \text{ N (Carga máxima)}$$

No ensaio de fadiga foram aplicadas nos corpos de prova cargas máximas de -469,7 N, -456,2 N e -402,4 N. Estas cargas representam cerca de, 75 % e 65% da carga de escoamento. A figura 4 mostra um corpo de prova fixado na MTS pronto para ser ensaiado. A figura 4 mostra o sinal de força medido durante o ensaio.

Utilizando os dados medidos foi estimada a equação preditiva para o limite de resistência a fadiga do sistema,

$$S_n = 947,33 N^{-0,0598} \quad (1)$$



Figura 4: Sistema de implante fixado na MTS.

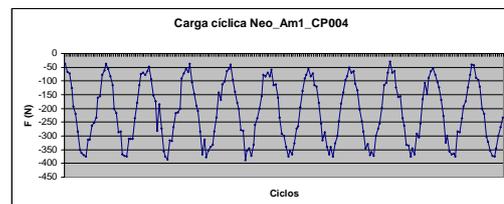


Figura 5: Sinal de força aplicada a um corpo de prova.

Conclusões

Os blocos com os sistemas de implantes ensaiados foram fornecidos pela Empresa Neodent Industrial SA. Foram observadas fraturas nas barras longitudinais para cargas cíclicas da ordem de 75% de F_y e apenas desapertos nas fixações para cargas cíclicas da ordem de 65% de F_y . As falhas tinham um aspecto típico de fratura por fadiga. Através da curva S_xN determinou-se uma carga de 377 N (61% de F_y) para uma vida estimada de 5000000 de ciclos. Os valores acima indicam apenas referências para o projeto. O comportamento real, em ser humano, não pode ser analisado pelos testes realizados devido a outras configurações de ambiente e de carregamento.

Referências bibliográficas

- “Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model”. ASTM F1717-04 International, 2006.
- Boucher, H. H., **A method of spinal fusion**. *J. Bone and Joint Surg.*, vol. 41-B(2), p. 248-259, 1959.
- Dick, W., **The “fixateur interne” as a versatile implant for spine surgery**. *Spine*, vol. 12, p. 882-900, 1987.
- Panjabi, M. M.; O’Holleran, J. D.; Cristo, J. J., III; and Kothe, R., **Complexity of the thoracic spine pedicle anatomy**. *European Spine J.*, vol. 6, p. 19-24, 1997.