

Análise de Esforços em Implantes Pediculares

I ENEBI: 1º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica

Wilson Klen de Azevedo, Departamento de Engenharia Mecânica – UFRGS,
e-mail: wilson.azevedo@ufrgs.br

Introdução

Este trabalho visa avaliar o comportamento estrutural de um parafuso pedicular quando inserido em uma vértebra humana, e estimar as tensões máximas originadas neste elemento durante a realização de uma atividade severa. Para a análise, foi desconsiderada a consolidação do enxerto ósseo aplicado durante o procedimento cirúrgico, pois este pode levar alguns meses pós-operatórios (Serdeira, 1998).

Considerando que o principal ponto de falha destes implantes está entre os filetes da rosca do parafuso, os demais elementos foram suprimidos da análise.

Basicamente o mecanismo é composto de barras cilíndricas, elementos de união e parafusos pediculares, conforme exemplo de montagem nas Figuras 1 e 2.

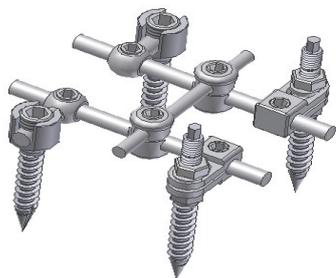


Figura 1: Implante para a Coluna

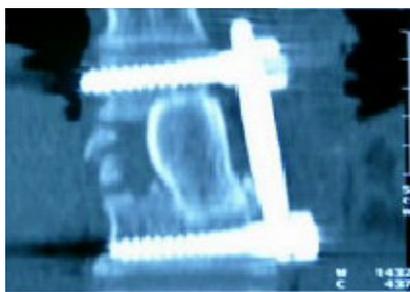


Figura 2: Imagem Radiográfica da Fixação do Parafuso Pedicular

É possível assumir, que os únicos movimentos entre as vértebras são de rotação em todas as direções (Kapandji, 1987) e os pequenos movimentos de translação entre as vértebras foram desconsiderados da análise.

Avaliando uma situação de carregamento severo, como o levantamento de uma massa de 20kg, com a coluna curvada e os joelhos estendidos, conforme Figura 3, a força total sobre o disco L3 pode ser estimada utilizando dados antropométricos, considerando a coluna como um corpo rígido e desconsiderando o compartilhamento da sustentação das cargas com o músculo abdominal:

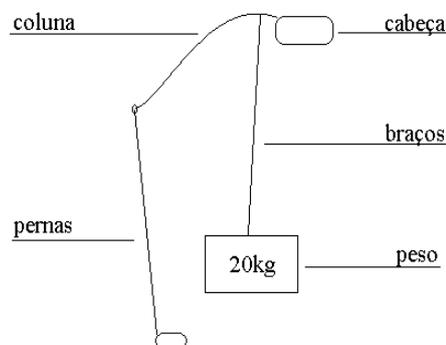


Figura 3: Desenho esquemático de um indivíduo levantando massa de 20kg.

O ponto de rotação da coluna fica na articulação entre a quinta vértebra lombar e o sacro (Santa Maria, 2001). Aplicando os dados antropométricos de um indivíduo caucasiano com massa 70kg (Okuno, 2003):
Peso do tronco (F_1) = 300N.

Peso dos membros (F_2) (cabeça, braços, antebraços e mãos) = 150N.

Peso da massa levantada (P) = 200N.

Comprimento da coluna = 0,70m.

Portanto, uma estimativa de carga compressiva aplicada sobre disco intervertebral na região lombar tem um valor aproximado de 3380N. Considerando esta carga distribuída ao longo do parafuso e estimando uma carga de flexão nos filetes da rosca, o momento fletor máximo, localizado próximo à cabeça do parafuso, tem um valor de 29N.m.

Método Analítico

Uma estimativa aproximada da tensão gerada no fundo do filete pode ser obtida com a equação para concentração de tensão

em eixos com rebaixos submetidos à flexão (Young, 2002), onde os dados podem ser determinados por semelhança entre as geometrias do eixo com rasgo e do perfil da rosca, conforme Figura 4:

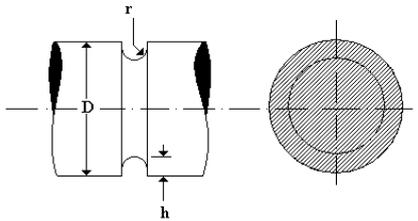


Figura 4: Eixo com Rasgo

M (momento fletor máximo) = 29N.m

h (altura do filete) = 1,2mm

r (raio de fundo da rosca) = 0,4mm

D (diâmetro externo) = 6,5mm

Para $h/r = 1,2 / 0,4 = 3$

$$\sigma_{\text{Max}} = K_t \frac{32M}{\pi(D - 2h)^3}$$

$$K_t = C_1 + C_2(2h/D) + C_3(2h/D)^2 + C_4(2h/D)^3$$

C_1	$0.935 + 1.922(h/r)^{1/2} + 0.004h/r$
C_2	$-0.552 - 5.532(h/r)^{1/2} + 0.086h/r$
C_3	$0.754 + 6.281(h/r)^{1/2} - 0.121h/r$
C_4	$-0.138 - 2.876(h/r)^{1/2} + 0.031h/r$

Substituindo os dados, obtém-se um valor de tensão máxima de 830Mpa.

Método computacional

Utilizando análise computacional, foi encontrado um valor máximo no fundo do ultimo filete da rosca (Figura 5) com valor 814Mpa, que é um valor próximo ao encontrado pelo método analítico.

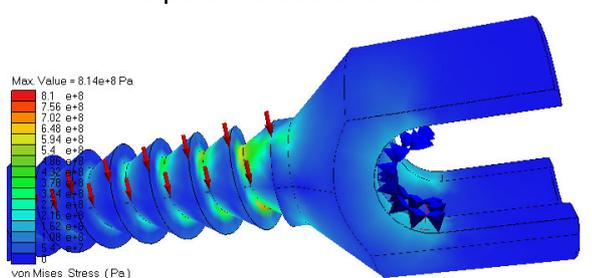


Figura 5: Resultado da Análise Estrutural (Software Visual Nastran)

Utilizando estes valores e comparando com os dados obtidos com as propriedades do titânio ASTM F136, cujo limite de

escoamento de 912Mpa e de ruptura é de 970Mpa, esta não seria uma aplicação confiável, pois as tensões originadas no parafuso são muito próximas da tensão de escoamento.

Conclusões

Em projetos de implantes há mais preocupação com a biocompatibilidade do que os requisitos de resistência mecânica. Uma resistência estrutural inadequada deve ser evitada, pois, tensões demasiadas ou a ausência de tensões na interface osso-implante são fatores indesejados para a consolidação do implante. Portanto, a combinação dos dados obtidos com o exame de tomografia computadorizada e o método dos elementos finitos na análise e avaliação como um procedimento pré-operatório seria uma linha de pesquisa mais interessante. Outro exemplo seria promover o desenvolvimento de implantes semi-rígidos que permitam micro movimentos, pois são importantes estimuladores da reposição óssea, corrigindo a instabilidade da coluna, preservando a mobilidade intervertebral e a restauração do tecido ósseo.

Referências bibliográficas

- Doblaré, M.; et al. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. Engineering Fracture Mechanics, 2004.
- Kapandji, I. A., Fisiologia Articular: tronco e coluna vertebral. v.3. São Paulo: Manole, 1987.
- Okuno, Emico; Fratin, Luciano. Desvendando a física do corpo humano: biomecânica. Barueri, SP: Manole, 2003.
- Piotrowski, G. Clinical biomedics. In: Symposium on Retrieval and Analysis of Orthopedic Implants: Proceedings. Maryland: National Bureau Standards, 1976. p.41-49.
- Santa Maria, Adriana S. Lopes. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas na coluna vertebral. São Carlos, USP, 2001. (Mestrado em Bioengenharia).
- Serdeira, Afrane. Artrose da coluna lombossacra com fixação metálica e enxerto ósseo: estudo baseado em 40 casos utilizando o implante A-Systems. São Paulo, Unifesp, 1998. (Doutorado em Medicina).
- Young, Warren C.; et al. 7.ed. Roark's formulas for stress and strain. New York: McGraw-Hill, 2002.
- Wolf-Heidegger, G. Atlas de anatomia humana. 4.ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1981.