

Análise crítica da biomecânica das próteses de disco lombar

Marcelo Simoni Simões, Serviço de Neurocirurgia Prof. Mário Coutinho, Porto Alegre-RS,
e-mail: mss66@terra.com.br, home-page: www.cirurgiadacoluna.com.br

Introdução

Por muito tempo, o padrão-ouro para tratamento da discopatia dolorosa lombar tem sido a artrodese intersomática da coluna. O objetivo deste procedimento é simples: eliminar a estrutura dolorosa. A consequência óbvia é a perda de movimento do segmento, que, em tese, traria limitação funcional e sobrecarga mecânica dos segmentos adjacentes.

O tratamento com técnicas de ‘não fusão’ é uma idéia que cresceu nos últimos anos, tornando-se uma tendência atual muito forte.

Diversos modelos de próteses de disco foram lançados no mercado, todos prometendo a resolução da discopatia dolorosa com a manutenção ou restauração da biomecânica normal do segmento. Um exame um pouco mais aprofundado desses implantes mostra que, não só o funcionamento biomecânico difere muito entre eles, como que todos estão muito distantes da biomecânica ‘normal’ do disco.

Biomecânica do disco lombar

O disco é um coxim viscoelástico formado por uma camada externa de fibras trançadas que aderem firmemente aos platôs das vértebras e aos ligamentos longitudinais da coluna, o anel fibroso, e por um núcleo, que consiste em um gel formado por macromoléculas hidrófilas e um grande volume de água.

A função primordial do disco é absorver as cargas axiais e dispersá-las em vetores menores, distribuídos igualmente em uma superfície maior, formada pelas placas terminais das vértebras e pelo anel fibroso. Devido à configuração trançada das fibras do anel, o disco também funciona como um limitador da rotação.

Em termos de cinemática, o disco não influencia na direção do movimento entre as vértebras, permitindo um deslocamento livre dos eixos de movimento, que acaba sendo orientado pelas articulações facetárias e estruturas musculares, com o disco agindo apenas como um limitador viscoelástico. Na flexo-extensão, o centro de movimento entre os corpos vertebrais se desloca constantemente conforme a posição relativa das vértebras se modifica, formando, na verdade, um centróide, localizado aproximadamente na metade posterior do disco (figura 1).

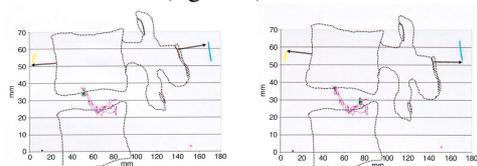


Figura 1: Deslocamento do centro de rotação na flexo-extensão.

Sendo uma estrutura viscoelástica, o disco tem uma rigidez que varia proporcionalmente à carga aplicada e também em função da velocidade de sua aplicação (figura 2).

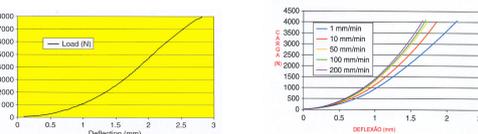


Figura 2: Comportamento viscoelástico do disco lombar

Devido, principalmente, à orientação oblíqua das fibras do anel, outra característica do disco é uma grande anisotropia, com resistência maior às cargas oblíquas e rotacionais (figura 3).

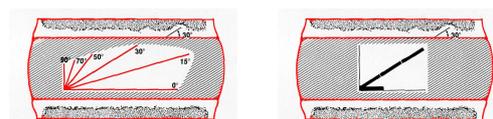


Figura 3: Anisotropia do disco lombar

Biomecânica das próteses discais

Todas as próteses discais atuais são configuradas, basicamente, como 2 placas metálicas articuladas, em contato com os platôs vertebrais. A articulação entre as placas pode ser direta, metal-metal, ou dar-se através de um centro de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE), nas próteses metal-polietileno-metal.

Essa configuração permite movimento, mas, exceto pela pequena elasticidade do centro de polietileno, não tem nenhuma capacidade de funcionar como uma estrutura de amortecimento e dispersão de cargas. De fato, os discos artificiais atuais são próteses de suporte de carga, que transmitem integralmente as forças axiais para os platôs vertebrais. Assim, as próteses discais não reproduzem a função principal do disco, de amortecimento.

Como as placas articuladas são produzidas em ligas de Cr-Co, existe uma grande diferença de rigidez entre as superfícies do implante e dos platôs vertebrais. No sentido de evitar a penetração do implante nos corpos vertebrais, as placas metálicas devem ser utilizadas nas maiores dimensões possíveis, cobrindo a maior parte de superfície do platô vertebral, o que nem sempre é possível, devido à dificuldades na técnica cirúrgica.

Do ponto de vista cinemático, as próteses tem sido classificadas como semi-constritas ou não-constritas. As semi-constritas tem a amplitude de movimento limitada em uma ou mais das possíveis direções (flexo-

extensão, inclinação lateral e rotação axial), as não constrictas tem amplitude de movimento livre em todas as direções.

Tanto as amplitudes do movimento, quanto a posição do centro de rotação relativo entre as placas metálicas da prótese, são dados pela configuração das superfícies de articulação.

É interessante notar que nenhuma prótese apresenta constrição de movimento ativa dentro dos limites de amplitude dados como normais para um segmento.

Como os ligamentos longitudinais anterior e posterior são ressecados durante a implantação, a limitação do movimento passa a ser função única das articulações facetárias e ligamentos posteriores, sobrecarregando estas estruturas.

Existem 3 modelos de próteses usadas de modo mais disseminado no Brasil e no mundo: Charité (J&J), Prodisc (Synthes) e Maverick (Medtronic).

A Charité consiste de duas placas com superfícies articuláveis côncavas de raio amplo, com um centro de polietileno circular biconvexo e dotado de flanges que limitam o movimento das placas a um máximo de 12° em flexo-extensão ou inclinação lateral. Por ser dotada de duas superfícies articuladas côncavo-convexas, o centro de rotação da Charité é, na verdade, a combinação dos centros de rotação das duas superfícies. Essa configuração permite que o centro de movimento se desloque no sentido ântero-posterior do plano durante o movimento, e que exista uma translação verdadeira das placas, aproximando-se mais do conceito de centróide apresentado pelo disco normal. Entretanto, a localização do centróide varia conforme a posição em que a prótese foi colocada, podendo escapar da zona fisiológica de movimento.

O Prodisc é uma prótese metal-polietileno-metal com uma superfície articulada côncavo-convexa de raio amplo, semi-constrita. Esse tipo articulação implica em um centro de rotação fixo, equivalente ao raio da superfície convexa de polietileno. Devido à amplitude desse raio, acaba existindo translação da vértebra superior sobre a inferior durante o movimento. O centro de movimento encontra-se inferior e distante do espaço discal, local bastante diferente do centróide fisiológico.

O Maverick é uma prótese metal-metal articulada pelo princípio de *ball and socket*, ou seja, superfície única côncavo-convexa de raio pequeno, com centro de rotação fixo e projetado próximo ao centro da junta, sem movimento de translação. Como a articulação é colocada na metade posterior das placas, o centro de rotação se localiza na parte posterior do espaço discal, mas o movimento conseguido, de inclinação sobre a coluna média, sem translação ou deslocamento do centro de rotação, é muito diferente do fisiológico.

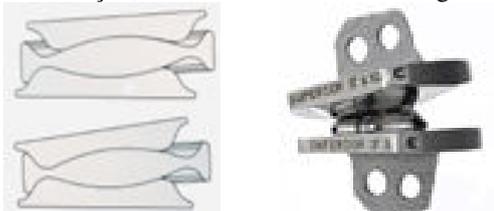


Figura 3: Esquema da articulação dupla da Charité e imagem da Maverick, tipo *ball and socket*.

Nenhum desses modelos de prótese apresenta limitação da rotação axial, assim, esta função importante do disco também não é reproduzida, sendo transmitida integralmente para as articulações facetárias.

É notável que, sendo o disco intervertebral um coxim viscoelástico, o centro de rotação axial fisiológico é dado pela inclinação das facetas articulares. Nas próteses, o centro de rotação axial corresponde ao centro de suas superfícies articulares, levando a alteração do *coupling* e sobrecarga das articulações facetárias.

Também deve ser notado que nenhuma prótese apresenta, por si, viscoelasticidade, de forma que seu comportamento mecânico é linear, não proporcional à grandeza ou à velocidade de aplicação das cargas.

A soma dessas características acaba por provocar sobrecarga mecânica e degeneração das facetas articulares, que acabam, em muitos casos, desenvolvendo artrose precoce.

Comentários finais

As próteses discais atuais tem projetos biomecânicos que mimetizam o funcionamento das diartroses com ou sem menisco, muito diferentes do disco intervertebral, tanto em formato quanto em função. Estes dispositivos não são baseados na anatomia discal, mas sim derivados diretos das tecnologias de artroplastia aplicadas em joelho e quadril.

De fato, os modelos de próteses discais com um centro elastomérico sólido se comportam de modo muito semelhante ao fisiológico, mas essas próteses foram abandonadas por falhar nas interfaces metal-polímero.

Assim, a indústria desenvolveu as próteses articuladas por não dispor de tecnologia adequada à produção das próteses poliméricas, mais fisiológicas.

Referências bibliográficas

1. Nonfusion Techniques for the Spine. Maxwell JH, Griffith SL. Quality Medical Publishing, St. Louis, Missouri, 2006
2. Clinical Biomechanics of the Spine. White AA, Panjabi MM. Lippincot Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, 1990
3. Spinal Arthroplasty: A New Era in Spine Care. Guyer RD, Ziegler JE. Quality Medical Publishing, St. Louis, Missouri, 2005
4. Goel VK et al. Effects of Charité´ Artificial Disc on the Implanted and Adjacent Spinal Segments Mechanics Using a Hybrid Testing Protocol. SPINE 30(24):2755-2764, 2005
5. Cunningham BW et al. Biomechanical Evaluation of Total Disc Replacement Arthroplasty: An *In Vitro* Human Cadaveric Model. SPINE 28(20S):110-117, 2003
6. Rousseau MA et al. Disc arthroplasty design influences intervertebral kinematics and facet forces. The Spine Journal (6):258-266, 2006