

**Fecha:** 16 de febrero de 2008

**Fuente:** Revista El Hospital

## **Ortopedia**

### **Tratamiento de la enfermedad degenerativa discal lumbar con prótesis de disco 40% de las personas entre 25 y 75 años sufre de dolor lumbar con periodicidad.**

Luis M. Rosales O., MD, Víctor Miramontes M., MD, Armando Alpizar Aguirre, MD, Alejandro A. Reyes-Sánchez, MD, Diciembre 2007

La principal de las prótesis del núcleo pulposo es la enfermedad discal degenerativa temprana y dolorosa del disco intervertebral lumbar, que produce incapacidad importante, con al menos seis meses de tratamiento previo conservador.

La enfermedad discal degenerativa (EDD) se define como los síntomas y signos derivados de los cambios morfológicos, bioquímicos y mecánicos que ocurren en el disco intervertebral (DI), debido al proceso natural del envejecimiento, en asociación con factores genéticos y ambientales, o secundarios a lesiones previas de la columna vertebral [1, 2, 3]. Se puede producir como consecuencia de infecciones previas y/o procedimientos invasivos del DI o en las estructuras vecinas al mismo; exposición constante de la columna a grandes cargas cíclicas o vibratorias, y posturas inadecuadas por periodos de tiempo prolongados [8, 9, 10].

La degeneración ocurre gradualmente a través del tiempo, el DI se deshidrata y sufre cambios bioquímicos internos [4, 5, 6], que la mayoría de las veces pasan inadvertidos. En algunos casos, la alteración de la biomecánica, la inestabilidad y la lesión de las estructuras nerviosas producen dolor lumbar y síntomas compresivos de las raíces nerviosas o de la médula espinal [7].

## **Historia de las prótesis discales**

La artroplastia del núcleo intervertebral ha progresado en los últimos 40 años y se han desarrollado modelos protésicos hidráulicos, elásticos, compuestos, mecánicos y por inyección de sustancias [3-6, 11, 12-18].

Inicialmente el reto fue minimizar la estructura multicompleta del implante y acercarlo más a la función del DI. El conocimiento de la biomecánica discal y de la cascada de eventos degenerativos llevó a intentar la reproducción de las propiedades mecánicas bifásicas y viscoelásticas del núcleo pulposo (NP) con hidrogeles sintéticos e hidrofílicos [1].

Charles D. Ray (1991) diseñó la prótesis de núcleo (PDN) con materiales que absorben agua, con el fin de recuperar la altura del DI y mejorar la amortiguación [6], y en el 2003 se habían colocado más de 423 de estos implantes en un solo segmento L [5, 6, 8, 12, 17, 20].

El desafío actual es determinar su posición ideal, el manejo de las migraciones fuera del DI y la movilidad del implante dentro del mismo, definir el abordaje quirúrgico idóneo e investigar materiales protésicos más prácticos [9, 21].

## **Embriología, anatomía e histología del disco**

La anatomía de la columna se basa en el concepto de unidad funcional espinal (UFE), es decir, el segmento más pequeño con las características biomecánicas de la columna global. Está compuesto por dos vértebras adyacentes, el DI y los ligamentos espinales (interapofisiarios (LIA), longitudinal anterior y posterior, amarillo, interespinoso (LIE) y supraespinoso (LSE)). La subunidad más pequeña es un segmento móvil que incluye dos articulaciones interapofisiarias y el DI, los cuales soportan la carga compresiva a cada nivel [10].

En el recién nacido, el DI recibe vasos que penetran el anillo fibroso y las PT cartilaginosas para irrigar el NP central. Con el tiempo hay involución vascular, y en el adulto solo es irrigado el AFE [3]. Al final de la primera década de vida, la porción circunferencial cartilaginosa de la PT se osifica para formar el anillo óseo apofisiario, con las fibras del AFE incorporadas en su estructura.

Hay terminaciones nerviosas en la UFE –ligamentos, articulaciones interapofisiarias y AFE del disco– [1]. Las primeras ramas dorsales de las raíces dorsales se dirigen a las facetas articulares posteriores, y el nervio sinuvertebral inerva el periostio de las vértebras, el anillo fibroso en su porción más externa y las estructuras contenidas en el canal raquídeo. La rama comunicante gris anterior comunica los ganglios del sistema nervioso autónomo con la raíz ventral e inerva el segmento espinal [10]. El nervio sinuvertebral asciende o desciende uno o dos niveles, por lo que la localización del segmento doloroso muchas veces es imprecisa [3].

### **Biomecánica y fisiología del disco**

El diseño preciso de los segmentos espinales da estabilidad, movilidad y transmisión de la carga. El DI es la estructura primaria de soporte de carga y estabilización de la UFE [6]. Las fibras del anillo fibroso engloban al NP, que se somete a los cambios de presión por las fuerzas de carga. En la columna lumbar (CL) el NP se sitúa a nivel posterocentral en el DI. El NP es de naturaleza hidrofílica, y bajo cargas tensiles transmite estas fuerzas al anillo fibroso. Las facetas articulares brindan soporte secundario de la carga y estabilización lateral en la UFE; a la extensión, son sometidas a fuerzas compresivas que se reducen a la flexión, transmiten esfuerzos de tensión a los LIA, LSE e LIE, y fuerzas compresivas al DI [8]. En condiciones normales, el DI transmite el 80% de la carga y las facetas posteriores el 20% restante.

El centro de rotación en flexión-extensión en la CL se localiza en el tercio posterior del DI, a diferencia de la cervical, donde es un punto posterior al centro de la PT inferior de la vértebra superior de la UFE. Cada UFE lumbar se mueve en flexión-extensión entre 9 y 14 grados [9]. El DI amortigua y permite la flexibilidad. Además, las propiedades viscoelásticas del AFI y el NP permiten al DI absorber las fuerzas compresivas y mantener la altura [10]. En el DI las fuerzas cíclicas compresivas son una a 2,5 veces las del peso corporal durante la marcha normal [5].

Dependiendo de la carga, el colágeno y los proteoglicanos del NP ligan moléculas de agua. Ante cargas altas el agua se desplaza hacia las PT adyacentes, y al retirarse la carga el líquido fluye hacia el centro del NP. Este mecanismo de bomba es fundamental para nutrir el DI y para el metabolismo en el NP. El NP tiene mayor grosor (contiene más agua) en la mañana, después del descanso en cama. Además, el NP se deshidrata, pierde su consistencia mucosa y disminuye su altura con la edad [1].

Los nutrientes y los productos catabólicos son transportados por difusión desde el NP hasta el anillo periférico externo, y de allí a la vasculatura vertebral y la circulación general. Receptores colinérgicos muscarínicos regulan el intercambio vascular entre el NP y los vasos [10]. Debido a la limitada vascularidad periférica, el NP y las capas más profundas del DI son anaeróbicos, por ello su metabolismo depende del coeficiente de difusión osmótica y el mecanismo de bomba [1].

## **Enfermedad discal degenerativa lumbar**

### *Epidemiología*

El dolor lumbar secundario a cambios degenerativos vertebrales es una causa frecuente de consulta médica y de grandes pérdidas económicas por ausencia laboral, hospitalización e incapacidad. El 40% de las personas entre 25 y 75 años sufren este dolor con periodicidad, y al menos el 80% lo presentan una vez en la vida [4]. En general se inicia a los 35 años, y del total de pacientes con lumbago, el 35% desarrollan síntomas relacionados con ciática [5].

La EDD es más frecuente en hombres que en mujeres. Hay una escasa correlación entre sus hallazgos típicos con imágenes y los síntomas y signos. En pacientes asintomáticos se puede encontrar abultamiento de un solo segmento espinal (52%), protrusión (27%) y extrusión del DI (1%) [6] con resonancia magnética (RM).

### *Patogénesis y evolución natural*

Se ha propuesto que factores celulares, moleculares, genéticos y ambientales aumentan el riesgo de desarrollar EDD [3]. Entre ellos, el trabajo físico pesado, posturas inadecuadas por periodos prolongados, posturas estáticas incómodas en el trabajo o someter la columna a fuerzas vibratorias [3].

La lesión discal es una de las principales causas de dolor discógeno. El dolor se produce al interactuar los nociceptores para la calcitonina relacionados con la sustancia P y los receptores para glutamato, localizados en las terminaciones nerviosas periféricas y los ganglios de la raíz dorsal, con los metabolitos del NP [1, 10]. Ante el aumento de la lesión degenerativa hay dolor en las facetas articulares artrósicas, los cuerpos vertebrales, los ligamentos espinales y la musculatura paraespinal [10].

El dolor neurógeno se produce por el efecto mecánico directo de la presión del material discal sobre las estructuras nerviosas [11].

El DI puede presentar extensiones simétricas no localizadas en un punto específico, que sobrepasan los márgenes de la PT vertebral, sin evidencia de compresión ni salida del NP fuera del espacio intervertebral real [8]. En la hernia discal el material intranuclear es expelido a través de un defecto anular. En la protrusión discal el fragmento se hernia más allá del margen posterior de la PT vertebral y los síntomas dependen de esta localización. En la hernia extruida el fragmento herniado ocupa gran parte del canal raquídeo o radicular, o el foramen. Cuando una hernia migra y pierde el contacto directo con el DI se considera secuestrada [10]. Puede haber hernias del DI posteriores, anteriores, laterales, superiores o inferiores, sin síntomas compresivos y con dolor tipo discógeno [8].

## Tratamiento

La EDD lumbar (EDDL) se trata con reposo en cama, antiinflamatorios no esteroideos, relajantes musculares, complejos multivitamínicos del grupo B, neuroreguladores de la transmisión del dolor y esteroides. La terapia fisiátrica comprende manipulación, tracción, estimulación eléctrica superficial, compresas calientes, hidroterapia, masoterapia, ejercicios y control postural [6].

Los métodos invasivos incluyen terapia intradiscal con electroterapia, infiltraciones epidurales, facetarias y de las raíces nerviosas, además de cirugía vertebral [21]. Es frecuente el uso de discografía provocativa de dolor para determinar los niveles afectados, e iniciar el tratamiento en el DI que causa los síntomas [10].

El tratamiento quirúrgico para la EDDL incluye la extirpación del DI (discectomía simple), a través de hemilaminectomías parciales convencionales, así como por técnicas mínimamente invasivas, realizadas por endoscopia, microscopia o por cánulas dilatadoras percutáneas [22-28].

Con frecuencia se realiza fusión espinal, con el objetivo de estabilizar la columna, aunque se ha demostrado que mientras más rígido es el dispositivo de fusión, más rápido es el desarrollo de EDD alrededor del mismo [4, 17]. La fusión lleva a dolor en el sitio de la toma del injerto, transmisión de enfermedades a largo plazo, pseudoartrosis, fatiga y ruptura de materiales [17]. Además, aumenta la presión intradiscal y la carga en las PT y el anillo fibroso en el segmento adyacente, e impide la capacidad adaptativa de la columna para el cambio en el alineamiento regional ante la posición sedente, supina, prona y erecta [5].

Cuando se toma el injerto de la cresta iliaca se puede producir dolor local agudo o crónico, sangrado, hematomas y lesión de la arteria glútea superior, que suelen conducir a fractura pélvica e infección del lecho [3]. Se han reportado 20% de complicaciones, una tasa de revisión quirúrgica del área del 3% y dolor crónico en el sitio de la toma del injerto en el 55% de los casos [7].

Tanto la discectomía simple como la fusión producen alivio del dolor y de los síntomas a corto plazo, además de disminución del rango de movilidad del segmento e inestabilidad en la vértebra, lo cual inicia una cascada de cambios degenerativos y artrósicos en otras áreas de las vértebras y EDDL [2].

La colocación de implantes de no fusión, que no retienen el movimiento segmentario cinco grados o más, no son efectivos para disminuir la enfermedad del segmento adyacente [7]. Su uso se justifica para reducir, no evitar, la aparición. Se requieren estudios comparativos para evaluar si la preservación del movimiento reduce su aparición a largo plazo.

Se utilizan técnicas de mínima invasión a través de heridas pequeñas, para preservar la anatomía del segmento espinal, reducir el sangrado transoperatorio, la morbilidad quirúrgica, la estancia hospitalaria y el tiempo de recuperación [28].

Los implantes de no fusión reducen la posibilidad de pseudoartrosis [29, 30], que se presenta con la artrodesis posterolateral (14%) y circunferencial (10%) de CL, y que varía del 3 al 87% en la artrodesis anterior lumbar aislada.

En los paciente sintomáticos con EDDL, los implantes conservan, en lo posible, la mayoría de las funciones del DI [31, 32]. Buscan reestablecer la altura simétrica del DI y sus características de amortiguación; la movilidad normal y natural del espacio discal, y eliminar y prevenir el desarrollo de inestabilidad vertical, angular y de traslación [13].

### *Prótesis de núcleo pulposo*

Reproducen las características de turgencia y tensión del DI normal y ayudan a recuperar en el espacio implantado la capacidad de redistribuir uniformemente la carga. La mayoría son polímeros viscoelásticos, que se implantan o inyectan en el espacio discal, invaden tan solo una parte del DI y preservan el anillo fibroso y las PT [11]. Debido a que su funcionamiento se basa en la recuperación de la tensión del anillo fibroso, se requiere que este sea competente, sin grandes defectos o colapso vertical.

Para su implantación se requieren procedimientos menos invasivos con diversos abordajes, a diferencia de las prótesis totales, donde solo es posible el abordaje anterior [1, 21-28].

Se ha encontrado con frecuencia esclerosis y remodelación ósea en las PT, como respuesta a la concentración de la carga en los puntos donde se colocó la prótesis, la cual muchas veces no cubre la totalidad de la PT y, por ende, no redistribuye uniformemente la carga en toda su superficie. Si continúa este proceso se puede producir hundimiento de la prótesis dentro del cuerpo vertebral, con pérdida del espacio discal [5].

Las prótesis de NP pueden ser contenidas o con geometría predefinida; no contenidas, o materiales inyectables.

En fase experimental se encuentran implantes de metal con resorte, con polímero de fibra de carbono y cubiertos con otras fibras de carbono [6, 8, 11, 13, 18, 19, 20, 33].

### **Indicaciones**

La principal indicación de las prótesis de NP es la EDD temprana y dolorosa del DI lumbar, que produce incapacidad importante, con al menos seis meses de tratamiento previo conservador [6]. Los mejores resultados se logran en pacientes entre 30 a 50 años de edad [6], aunque se ha propuesto ampliar los rangos de 18 a 65 años [24].

Está contraindicado su uso en espondilolistesis y patologías del istmo, fracturas lumbares antiguas, osteoartrosis facetaria, anillo fibroso incompetente, osteoporosis, lesión de la PT, estenosis del canal lumbar, infecciones y tumores [18], altura del DI < 5 mm [1, 6], y obesidad con índice de masa corporal (IMC) > 30, que sometería el implante a grandes cargas, con el consiguiente riesgo de fallo [21].

### **Complicaciones y eventos adversos**

Se ha reportado:

- Aumento postoperatorio del dolor lumbar por la ingurgitación del implante al llenarse de agua y la expansión del espacio discal. Desaparece con analgésicos.
- Cambios en la PT por redistribución de la carga (65%). Es asintomática y se manifiesta como esclerosis en las radiografías simples [15].
- Cambios tipo Modic (82%), sin síntomas en la mayoría de los pacientes [34].
- Movimiento de la prótesis dentro del espacio nuclear. Principalmente hay rotación sobre su eje o desplazamiento dentro del DI (55%). El tamaño insuficiente del dispositivo hace que se sometan áreas de la PT a sobrecarga, con cambios anatomopatológicos y riesgo de hundimiento, pérdida de las características de estabilidad del implante, así como el correcto restablecimiento de la altura del espacio [18].
- Extrusión y migración. La migración se puede producir cuando no se extrae todo el material discal, por el mecanismo de fijación de la prótesis, por la colocación de dos dispositivos aun cuando el diámetro AP sea  $< 37$  mm, medido en cortes sagitales de RM, o porque el implante seleccionado es muy pequeño [11]. Otros factores que intervienen son un IMC  $\geq 29$ , o una altura del espacio discal  $< 5$  mm. Con la experiencia adquirida en la colocación de este tipo de implantes se ha disminuido considerablemente la tasa de migración global, del 12% al 8,5% [8]. La distancia anteroposterior (AP) del cuerpo vertebral, medida en proyecciones sagitales de RM, debe ser  $\geq 37$  mm para que no exista riesgo de migración de la prótesis. El abordaje lateral a través del psoas disminuye la posibilidad de extrusión con respecto al abordaje posterior. Las medidas postoperatorias de uso de corsé, reposo y reducción en el levantamiento de objetos evitan el desplazamiento del implante [4].
- Desplazamiento o ruptura del implante por las cargas que soporta la CL durante las actividades normales [4].
- Hundimiento o penetración del implante en el hueso esponjoso del cuerpo vertebral adyacente a través de la PT, hasta en 19,5% de los casos, y la mayoría de las veces es  $< 3$  mm y asintomático [11]. Consiste en una falla mecánica de la PT, relacionada con la distribución de la carga del implante a través de la PT misma, con osteoporosis [4].
- Cambios degenerativos sintomáticos en los segmentos fusionados. Se pueden deber a la movilidad y mala distribución de la carga, en la que las carillas articulares posteriores se someten a cargas anormales, que conducen a cambios artrósicos [4].

La efectividad en la prevención de la enfermedad en el segmento adyacente es controvertida [4].

### **Experiencias clínicas**

La mayoría de las fallas con este tipo de implante se producen por una mala selección de los pacientes, remoción deficiente del material discal e incorporación rápida del paciente a actividades que someten el implante a grandes cargas.

Al devolver las funciones de amortiguación al DI, las prótesis del NP lumbar reducen las probabilidades de desarrollar enfermedad del segmento adyacente y permiten al paciente realizar actividades normales sin presentar síntomas [34]. Esta prótesis puede colocarse sola o en pares, unidos entre sí por hilos incluidos en el dispositivo, por medio de un inyector que se introduce a través de un campo quirúrgico reducido. Se debe

verificar la colocación del implante con fluoroscopia [35]. Es importante que el espacio discal quede completamente ocupado por el material protésico. Se recomienda que si la dimensión AP del DI medido en RM es  $< 37$  mm, se coloque una sola prótesis, a fin de evitar migración anterior de la misma. Globalmente se ha reportado una tasa de migración de 8,5% a 12%, y de éxito clínico de 88% a 90% [2], el cual a menudo no coincide con el éxito quirúrgico, ya que en pacientes asintomáticos se han observado extrusiones, rotaciones de las prótesis sobre su eje, cambios radiológicos en la PT o del Modic en la RM [35].

## **Bibliografía**

1. Anaya S., Vergara H. Prótesis discal de núcleo por vía anterior, tratamiento opcional en disrupción interna de disco. Reporte de un caso. *Acta Ortopédica Mexicana*, 2005; 19 (6): 273-276.
2. Frelinghuysen P., et al. Lumbar Total Disc Replacement Part I: Rationale Biomechanics and Implant Types. *Orthop Clinics N Am*, 2005; 36 (3): 293-299.
3. Roh J., et al. Degenerative Disorders of the Lumbar and Cervical Spine. *Orthop Clinics N Am*, 2005; 36 (3): 255-262.
4. Errico T. Lumbar Disc Arthroplasty. *Clin Orthop and Related Research*, 2005; 435: 106-117.
5. Sagi C., Bao Q., Yuan H. Nuclear Replacement Strategies. *Orthop Clinics N Am*, 2003; 34 (2):263-267.
6. Studer A. Nucleus prosthesis: a new concept. *Eur Spine J*, 2002; 11 (2S): S154-6.
7. Chedid K., Chedid M. The Tract of History in Treatment of Lumbar Degenerative Disc Disease. *Neurosurg Focus*, 2004; 16 (1).
8. Bertagnoli R., Karg A., Voigt S. Lumbar Partial Disc Replacement. *Orthop Clinics N Am*, 2005; 36 (3): 341-347.
9. Huang R., et al. Biomechanics of Non-fusion Implants. *Orthop Clinics N Am*, 2005; 36 (3): 271-280.
10. Johannessen W., Elliot D. Effects of Degeneration on the Biphasic Material Properties of Human Nucleus Pulposus in Confined Compression. *Spine*, 2005; 30 (24): E724-E729.
11. Di Martino A., et al. Nucleus Pulposus Replacement: Basic Science and Indications for Clinical Use. *Spine*, 2005; 30 (16S): 16S-22S.
12. Jin D., et al. Prosthetic Disc Nucleus (PDN) Replacement for Lumbar Disc Herniation: Preliminary Report with Six Months Follow-up. *J Spinal Disord Tech*, 2003; 16 (4): 331-337.
13. Klara P., Ray C. Artificial Nucleus Replacement: Clinical Experience. *Spine*, 2002; 27 (12): 1374-1377.
14. Anderson P., Rouleau J. Intervertebral Disc Arthroplasty. *Spine*, 2004; 29 (23): 2779-2786.
15. Gruber H., Hanley E. Recent Advances in Disc Biology. *Spine*, 2003; 28 (2): 186-193.
16. Guyer R., Ohnmeiss D. Intervertebral Disc Prosthesis. *Spine*, 2003; 28 (15S): 15S-23S.
17. Huang R., et al. Advantages and Disadvantages of Non-fusion Technology in Spine Surgery. *Orthop Clinics N Am*, 2005; 36 (3): 263-269.
18. Rosales-Olivares, et al. Experiencia con prótesis discal de núcleo en México. Reporte final de 4 años de seguimiento. *Cir Ciruj*, 2007; 75 (1): 31-6.
19. Blumenthal S. L., et al. Artificial Intervertebral Discs and Beyond. A North

- American Spine Society Annual Meeting Symposium. *The Spine Journal*, 2002; 2 (6): 460-463 S.
20. Korge A., et al. A Spiral Implants Nucleus Prosthesis in the Lumbar Spine. *Eu Spine J*, 2002; 11 (2): S149-S153.
  21. Shim S. C., et al. Partial Disc Replacement with PDN Prosthetic Disc Nucleus Device: Early Clinical Result. *J Spinal Disord Tech*, 2003; 16 (4): 324-330.
  22. Bertagnoli R., Vazquez R. J. The Antero-lateral Transpsoatic Approach (ALPA): A New Technique for Implanting Prosthetic Disc-nucleus Devices. *J Spinal Disord Tech*, 2003; 16 (4): 398-404.
  23. Medical Advisory Secretariat Ontario. Artificial Discs: Application to Cervical and Lumbar Spinal Surgery for Degenerative Disc Disease. Health Tecnological Literatura Review, 2004.
  24. Bertagnoli R., Schonmayr R. Surgical and Clinical Results with the PDN Prosthetic Disc Nucleus Device. *Eur Spine J*, 2002; 11 (2S): S143-S148.
  25. Pimenta L. H., et al. Abordaje endoscópico retroperitoneal transpsoas de la columna lumbar. *Acta Ortopédica Mexicana*, 2004; 18 (3): 91-95.
  26. Pimenta L., Filipe F., Schaffa T. The Transiliac Endoscopic Approach for Implantation of Prosthetic Disc-nucleus Devices. Presented at the 10th International Conference on Lumbar Fusion and Stabilization, Cancun, Mexico, December 2001.
  27. Bertagnoli R., Sachs B., Ray C. Modified Surgical Technique for Implantation of Prosthetic Disc Nucleus Devices. Presented at the International Meeting of Advanced Spine Techniques, Paradise Island, Bahamas, 2001.
  28. Muhlbyer M., et al. Minimally invasive retroperitoneal approach for lumbar corpectomy and reconstruction. *Neurosurg Focus*, 1999; 7 (6): e4.
  29. Reyna J. Advances in artificial disc technology. 17th Annual Meeting of the North American Spine Society; October 28-November 2, 2002; Montreal, Quebec.
  30. Bain A., et al. A comparison of the pre- and post-fatigue viscoelastic properties of a prosthetic disc nucleus and the human vertebral disc. Presentado en la 13ª Reunión Anual de la Sociedad Internacional de Terapia Intradiscal (I.I.T.S.) St. Williamsburg, VA, EE. UU. 8-10 Jun 2000.
  31. Bain A. C., et al. A Biomechanical Evaluation of a Prosthetic Disc Nucleus Device, NASS, New Orleans, LA, 2000.
  32. Kavanagh S., et al. Biomechanical Evaluation of a Fatigued Prosthetic Disc Nucleus. Presentado en: 3ª Reunión anual de Eurospine, Gothemburg, Suecia. 2001 Sep 4-8.
  33. Kavanagh S., et al. Magnetic Resonance Imaging Evaluation of the in Vivo Hydration of Prosthetic Disc Nucleus Device. Presentado en la 16ª Reunión Anual de Sociedad Internacional de Terapia Intradiscal ( I.I.T.S.), Chicago, IL, EE. UU. 2003 Abr 2-6.
  34. Norton B., Conway R., Bain A. Use of a constraining jacket to enhance the mechanical behavior of a hydrogel-based prosthetic disc nucleus device. Presentado en 16ª Reunión Anual de la Sociedad Internacional de Terapia intradiscal (I.I.T.S.), Chicago, IL, EE. UU. 2003 Abr 2-6.
  35. Myers M., Weinandt B. Understanding end Plate Changes Associated with Disc Surgery. *The Spine Journal*, 2002; 2 (5): 112-113.
  36. Noailly J., Lacroix D., Planell J. Finite Element Study of a Novel Intervertebral Disc Substitute. *Spine*, 2005; 30 (20): 2257-2264.

## **Autores**

**Luis M. Rosales O., MD,**

Jefe del Servicio de Cirugía de Columna Vertebral.

**Víctor Miramontes M., MD,**

Médico adscrito al Servicio de Cirugía de Columna Vertebral, Centro Nacional de Rehabilitación/Ortopedia, Ciudad de México, México.

**Armando Alpizar Aguirre, MD,**

Médico adscrito al Servicio de Cirugía de Columna Vertebral, Centro Nacional de Rehabilitación/Ortopedia, Ciudad de México, México.

**Alejandro A. Reyes-Sánchez, MD,**

Jefe de División Cirugía Especial.