

Revisión Bibliográfica

La prótesis de disco, una alternativa a la fusión intervertebral

The disc prosthesis, an alternative to intervertebral fusion

Juan Carlos Lage Barroso¹, Gretel Mosquera Betancourt², Eddy Ameth García García¹.

1. Hospital General Provincial Camilo Cienfuegos. Sancti Spíritus. Cuba.
2. Hospital Universitario Manuel Ascunce Domenech. Camagüey. Cuba.

RESUMEN

Fundamento: Las patologías degenerativas de la columna vertebral son la primera causa de baja laboral en países industrializados y representan entre el 1-2 % del producto interno bruto en gastos anualmente. Uno de sus tratamientos tradicionales, la artrodesis, elimina el disco intervertebral enfermo y fusiona el interespacio mediante un injerto óseo; sin embargo la artroplastia emerge como tratamiento que conserva la movilidad vertebral con el implante de una prótesis. **Objetivo:** Caracterizar los principales tipos de prótesis de disco intervertebral y evaluar sus aspectos positivos y negativos de acuerdo con sus principios generales de funcionamiento. **Desarrollo:** Las prótesis de disco intervertebral están compuestas básicamente por dos placas, para fijarse a las vértebras adyacentes, con una interfaz articular en su interior. Siguen dos tendencias: simular el comportamiento visco-elástico del disco o simular la movilidad fisiológica del disco sano; estas se dividen en constreñidas y no constreñidas, si restringen o no el movimiento en los ejes de rotación. Se fabrican de materiales metálicos y no metálicos. Se colocan por cirugías a cielo abierto y endoscópicas mediante accesos posterior, posterolateral y anterior. Una vez implantada, la complicación más frecuente es la osificación heterotópica, que disminuye con el uso de esteroides. **Conclusiones:** En la bibliografía consultada se observó que no existe prótesis que reproduzca totalmente las funciones del disco intervertebral sano, a pesar de que la artrodesis continúa como la regla de oro para la cirugía de sustitución del disco intervertebral, la artroplastia emerge como solución más fisiológica por lo que se deben continuar los estudios para la creación del disco intervertebral artificial.

DeCS: TRAUMATISMOS VERTEBRALES; ENFERMEDADES DE LA COLUMNA VERTEBRAL; COLUMNA VERTEBRAL; TRASPLANTE ÓSEO; ARTRODESIS; ARTROPLASTIA DE REEMPLAZO; DESPLAZAMIENTO DEL DISCO INTERVERTEBRAL; DEGENERACIÓN DEL DISCO INTERVERTEBRAL.

Palabras clave: Cirugía espinal; artrodesis; artroplastia; prótesis de disco intervertebral; enfermedad degenerativa de la columna; hernia discal.

ABSTRACT

Background: Degenerative pathologies of the spine are the leading cause of work loss in industrialized countries and represent the 1-2 % of gross domestic product in expenses annually. One of its traditional treatments, the arthrodesis, removes the diseased intervertebral disc and fuses the interspace with a bone graft; however, arthroplasty emerges as a treatment that preserves vertebral mobility with the implant of prosthesis. **Objective:** To characterize the main types of intervertebral disc prostheses and to evaluate their positive and negative aspects according to their general principles of functioning. **Development:** The intervertebral disc prostheses are composed by two plates basically, to be fixed to the adjacent vertebrae, with an articular interface in its interior. Two trends follow: simulating the visco-elastic behavior of the disc or simulating the physiological mobility of the healthy disc; these are divided into constrained and unconstrained, whether or not they restrict movement on the axes of rotation. They are made of metallic and non-metallic materials. They are placed by open and endoscopic surgeries through posterior, posterolateral and anterior accesses. Once implanted, the most frequent complication is heterotopic ossification, which decreases with the use of steroids. **Conclusions:** In the bibliography consulted, it was observed that there is no prosthesis that fully reproduces the functions of the healthy intervertebral disc, although arthrodesis continues as the *gold-standard* for intervertebral disc replacement surgery, arthroplasty emerges as a more physiological solution so the studies for the creation of the artificial intervertebral disc should be continued.

MeSH: SPINAL INJURIES; SPINAL DISEASES; SPINE; BONE TRANSPLANTATION; ARTHRODESIS; ARTHROPLASTY REPLACEMENT; INTERVERTEBRAL DISC DISPLACEMENT; INTERVERTEBRAL DISC DEGENERATION.

Keywords: Spinal surgery; arthrodesis; arthroplasty; intervertebral; disc prosthesis; degenerative disease of the spine; herniated disc.

INTRODUCCIÓN

Las patologías degenerativas referentes a la columna vertebral se consideran la primera causa de baja laboral en los países industrializados ¹ y la segunda en motivo de consulta en la atención primaria, sólo por detrás del resfriado común. Se estima que supone entre el 1-2 % del producto interno bruto de un país anualmente en gastos médicos y sociales; tres veces más que todo el dinero destinado al tratamiento de todas las formas de cáncer ².

Dentro de la patología degenerativa de los discos intervertebrales podemos encontrar dos tipos de degeneraciones que tienen comportamientos biomecánicos diferentes sobre los discos enfermos.

- Disco degenerado hipermóvil ³
- Disco degenerado hipomóvil ³⁻⁵
- Disco degenerado normomóvil ³

Por tanto el tratamiento que debe darse a cada caso tiene que ser diferente.

La primera solución encontrada para esto fue la descrita por Mailey y Badgley en 1930 y modificada luego por Cloward, Smith y Robinson en 1950⁶, ampliamente generalizada, que consistió en la eliminación total del disco dañado³, con la consecuente disminución del diámetro de los agujeros de conjunción, y sobrecarga de las carillas articulares del segmento intervenido⁷ y luego la colocación de injertos óseos con la fusión total de las vértebras adyacentes, con o sin instrumentación con láminas y tornillos⁸⁻¹¹. El injerto óseo autólogo actualmente puede ser sustituido por espaciadores intersomáticos, también llamados *cages*⁴ u otros materiales que facilitan la osteoconducción.

Al eliminar de forma definitiva el disco intervertebral se resuelve de manera inicial el problema, pero se trasladan a los discos adyacentes toda la carga y las fuerzas que anteriormente soportaba el disco extirpado, se desplazan los centros de rotación y se produce un movimiento espinal aberrante. Esto conlleva a la degeneración discal, hasta llegar a la total destrucción de los discos vecinos, que se conoce con el nombre de síndrome del disco adyacente o síndrome del espacio de transición¹²⁻²³, esto puede llevar a una intervención quirúrgica adicional¹², acarreando mayores riesgos que la inicial, con reducidas posibilidades de resolver el cuadro doloroso por el que se reintervino el paciente^{17,23,24}. Por tanto "la fusión espinal genera futuras fusiones espinales"¹.

Para evitar la aparición de esta complicación se comenzó a pensar en el desarrollo de una prótesis que sustituyera la totalidad de las funciones del disco enfermo^{3,6,9,20}. Esta idea es más reciente que la de las articulaciones artificiales para las extremidades, pero en no más de cincuenta años. Es una respuesta a consideraciones biomecánicas, resultados insatisfactorios de cirugías de fusiones vertebrales, alteraciones en los segmentos motores adyacentes a la cirugía^{12,25} y al desarrollo de nuevos materiales²⁵. Los sistemas de articulación usados están apoyados metodológicamente y probados tecnológicamente en la artroplastia total de cadera, rodilla y hombro⁴.

La primera implantación de un disco artificial fue realizada por Fernström en 1964 (*Steel ball bearings*) y consistía en una bola metálica de rodamiento colocada directamente entre dos cuerpos vertebrales, y su uso fue desechado debido a la tendencia a la subsidencia del implante en los cuerpos vertebrales y problemas de hipermovilidad del segmento motor^{3,26}.

Actualmente se encuentran registrados más de 127 tipos de prótesis de disco diferentes, de las cuales casi el 98 % no han sido utilizadas; de las usadas, muchas han fracasado, por errores de diseño, fallos en su estabilidad, o por estar realizadas en materiales inadecuados^{3,23}. No obstante ya existen en el mercado algunas que han sido empleadas en amplias series de pacientes y que desde hace más de 17 años vienen aplicándose con total aceptación por parte de los organismos internacionales para el control de implantes y prótesis en el cuerpo humano.

Si bien es verdad que los últimos diseños han mejorado de forma general en su morfología y calidad de materiales, todavía adolecen de importantes defectos que justifican la necesidad de hacerlas más parecidas a lo que la función y anatomía real del disco intervertebral humano exige²⁷⁻³⁰.

Mediante el uso de prótesis es posible evitar la cirugía de fusión intervertebral; mantener, restaurar o mejorar la movilidad dentro del espacio intervertebral y la alineación fisiológica del raquis. El uso de una prótesis articulada resulta una opción racional, conveniente³¹⁻³⁴, eficiente y segura³⁵.

Por otra parte se plantea que aún las usadas corrientemente, no cubren totalmente la función del segmento motor intervenido, al no simular los rangos naturales de movimiento y solo algunas prótesis incluyen mecanismos para absorción de choques²⁵.

En algunos casos se ha observado que con el decursar del tiempo comienzan a aparecer signos de fatiga en el dispositivo y fallos en la adherencia ósea³⁶, con degeneración de las facetas articulares, resultado de la hipermovilidad de la prótesis, causando dolor.

Los medios de fijación de las prótesis con los platillos vertebrales varían en dependencia del fabricante: dientes metálicos, quillas o crestas, superficies externas convexas que pueden ser porosas, de metales osteoconductores, incluso tornillos^{1,25}.

Se han fabricado de materiales metálicos^{7,25} como: acero inoxidable, titanio, tántalo, cromo-cobalto-molibdeno^{1,29} y no metálicos como: resinas de polietileno^{1,25}, poliuretano³⁷, cerámicas, entre otros, simples o mezclados entre sí^{7,25,29}. Incluso de materiales con memoria de forma u otro material deformable¹.

Las técnicas de cirugía a cielo abierto y endoscópicas son frecuentemente usadas para acceder al espacio intervertebral afectado. Los accesos posterior, posterolateral y anterior permiten la colocación del instrumental para facilitar la exposición del disco enfermo.¹²

DESARROLLO

Se realizó una búsqueda en idioma inglés y español en las bases de datos de patentes: Cuba, Espacenet, Latipat y España con las palabras claves: prothesis/prótesis; disc/disco; intervertebral; cervical, en combinación con la clasificación internacional de patentes: A61F2/44, referente a prótesis espinales. Se recuperaron un total de 108 patentes de las cuales 44 fueron relevantes, de estas se citan 25.

Se realizó una búsqueda en las base de datos de Elsevier con iguales palabras claves donde se priorizaron artículos de los últimos 3 años, se recuperaron un total de 52 de los cuales se citan 28.

Una prótesis de disco intervertebral está compuesta básicamente por una placa superior y otra inferior, o similar, para fijarse a los platillos vertebrales, que definen en su interior una interfaz articular, manteniendo el espacio fisiológico y restaurando lo más cerca posible a la normalidad los rangos de movimiento del disco²⁹.

Todos los diseños siguen dos tendencias principales:

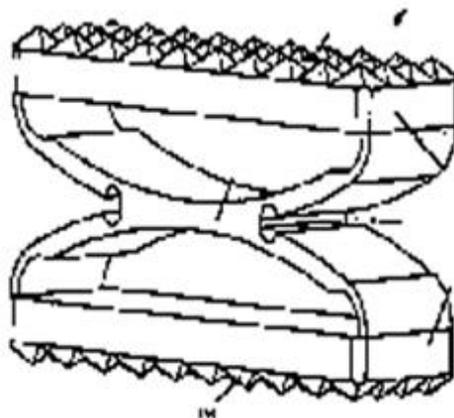
- Simular el comportamiento elástico o visco-elástico del disco (elastómero)^{3,5,14,26}.
- Simular las características de movilidad fisiológicas del disco sano (mecánico)^{3,5,25,26}.

1. Prótesis que intentan reproducir las características elásticas o visco elásticas del disco.

Estas se caracterizan por conectar ambos cuerpos vertebrales a través de elementos mecánicos con unas propiedades elásticas adecuadas, de modo que la rigidez que confieren al conjunto de distintos ejes de movimiento sea similar a la correspondiente a un disco intervertebral sano. En algunos casos estos diseños añaden elementos con propiedades visco-elásticas con el objeto de simular también las propiedades visco-elásticas del disco³.

1.1 Un ejemplo de este grupo es la prótesis diseñada por Samy Abdou (Figura 1) compuesta por dos superficies de contacto con los platillos vertebrales, con formaciones piramidales en su superficie para fijarse al hueso, a base de titanio, tántalo y cromocobalto poroso y un componente compresible entre estos, a manera de resorte, elástico y con memoria de forma, como polímeros plásticos. Lo suficientemente estrecho para ser introducido en los espacios intervertebrales lumbares por vía posterior y lo suficientemente largo para cubrir el espacio intervertebral anteroposteriormente. Deben colocarse al menos dos¹⁰.

Fig. 1: Devises and methods for inter-vertebral orthopedic device placement. United States. Patente n.º US 2014/0067070 A1.



1.2 Por su parte la prótesis diseñada por Vincent Bryan (Figura 2) propone una prótesis con forma de vaina de cacahuete, compuesta por dos mitades, cada una está separada de la otra por dos cuerpos con forma de disco lo suficientemente fuertes para soportar las cargas y movimientos del segmento motor en el que se colocan; compuestos por un material compresible como hidrogel o similar. Configurada de manera que permite su implantación a través de espacios reducidos, inclusive de forma endoscópica¹².

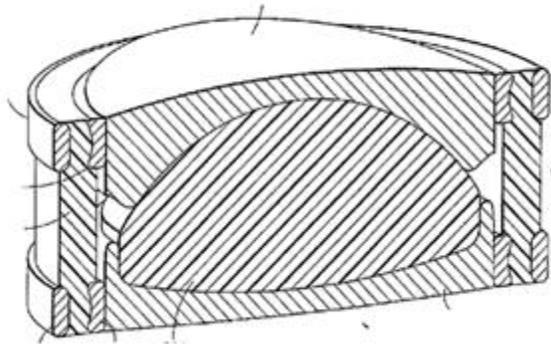
Fig. 2: Penaut spectacle multi discoid thoraco-lumbar disc prosthesis. United States. Patente n.º US 6 749 635 B1.



Estas dos prótesis iniciales, pueden ser usadas en cualquier segmento de la columna, presentan un tamaño ideal para ser colocadas por vía posterior en la región lumbar, lo que evita manipular estructuras vitales por vía anterior, inclusive por vía endoscópica. Sin embargo, resulta difícil su implantación en el lugar exacto para su correcto funcionamiento, con la colocación anormal del eje de movimiento del segmento motor, afectando la dinámica normal de la columna, incluso pueden extruirse y comportarse como factores compresivos.

1.3 Otra propuesta es la diseñada por Alan Lombardo, Mark Semler y colaboradores (Figura 3), que propone un módulo compuesto por dos platillos metálicos, los cuales presentan en su interior una superficie cóncava lo que les permite acoplar con un núcleo central biconvexo a base de un material compresible como elastómero. Los platillos y el núcleo se encuentran unidos mediante una funda que se integra al platillo superior e inferior mediante sendos pares de anillos metálicos. Los medios de fijación a los platillos vertebrales son básicamente dientes con distribución variable en la superficie externa de los platillos metálicos³⁸.

Fig. 3: Artificial intervertebral disc. United States. Patente n.º US 8 388 685 B2.

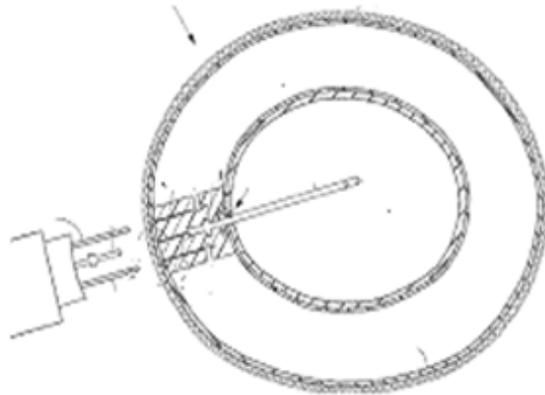


En este caso, se intenta reproducir la capacidad compresiva del disco, en un módulo único, agrupando la función discal en una sola unidad, acercándose más a lo fisiológico, dotando al disco de una capacidad de deformación y recuperación intrínseca, lo que le permite cooperar en la realización del movimiento. Sin embargo no queda claro hasta qué punto la fuerza realizada por la prótesis en la deformación y recuperación de su forma, llega a ser totalmente fisiológica y no lleva a la sobrecarga de las demás estructuras incluidas en la articulación.

Finalmente en este grupo presentamos tres propuestas para sustituir el núcleo pulposo, con conservación del anillo fibroso.

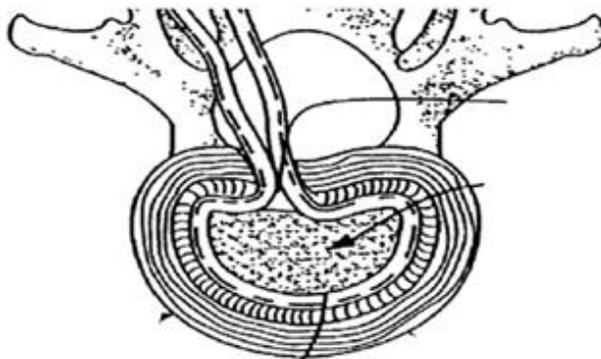
1.4 Inicialmente tenemos la de Nadi Salah Hibri y James Douglas Lutz (Figura 4) la cual propone una prótesis de núcleo para colocar de forma percutánea, a manera de módulo compresible compuesto por dos cámaras independientes una externa de forma anular que se rellena luego de colocada con un caucho autocurable, y una nuclear en el centro que se rellena con gas¹⁴.

Fig. 4: Percutaneous implantable nuclear prosthesis. United States. Patente n.º US 2014/0094914 A1.



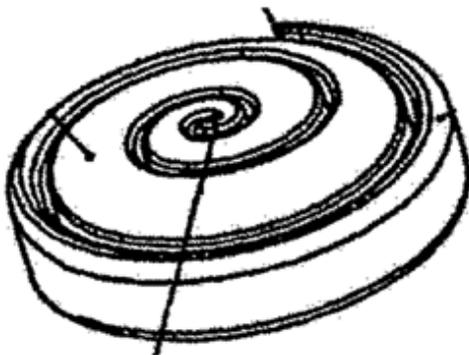
1.5 Por otro lado tenemos la prótesis diseñada por Lionel C. Sevrain (Figura 5) que cuenta con dos componentes uno externo alargado y flexible y un núcleo interno expansible. El primero se introduce en el interespacio a manera de asa a través de una tenotomía siguiendo la cara interna del anillo fibroso para formar un lazo con una cámara en su interior. El núcleo interno se introduce deshidratado en dicha cámara y luego se hidrata para que se expanda. Ambos componentes son hidrogeles⁴⁰.

Fig. 5: Inter-Vertebral disc prosthesis for lumbar rachis through posterior surgery thereof. United States. Patente n.º US 2003/0220695 A1.



1.6 Otra es la diseñada por Armin Studer (Figura 6), la cual propone una prótesis consistente en un cuerpo longitudinal elástico enrollado en espiral, con un eje central longitudinal. Sus extremos superior e inferior son superficies espirales curvadas de forma convexa para acoplar con los platillos vertebrales. En estado de enrollado presenta un espaciado entre sus espirales que permite su compresión. Puede estar compuesta parcial o totalmente por un hidrogel⁴¹.

Fig. 6: Prótesis del disco intervertebral o prótesis de reemplazo del núcleo. España. Patente n.º ES 2 287 251 T3.



Si bien estas soluciones resultan mínimamente invasivas, por la conservación de estructuras discales. La fijación de este tipo de dispositivo se basa en la conservación del anillo fibroso, lo que no siempre es posible. Sin embargo al ser de un material compresible se generan micromovimientos durante la articulación, lo que desplaza el dispositivo de su lugar y pudiese inclusive generar una presión adicional sobre el anillo fibroso y llegar a dañarlo, con el consecuente fallo en el sistema o la extrusión a través del agujero de colocación.

2. Prótesis diseñadas con el criterio de simular las características de movilidad del disco intervertebral.

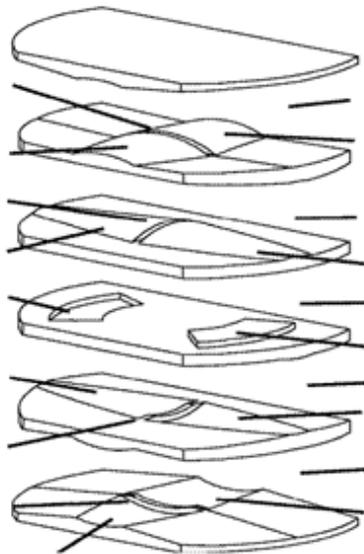
Estas son las más utilizadas actualmente en el tratamiento quirúrgico de las patologías discales, debido a su mejor comportamiento clínico. Las prótesis emulan los conceptos utilizados satisfactoriamente en el diseño de prótesis de otras articulaciones como rodilla y la cadera. Su funcionamiento básico consiste en permitir el movimiento relativo entre los cuerpos vertebrales que conectan a través del deslizamiento entre las superficies de distintos componentes. Dentro de este tipo de prótesis se pueden distinguir dos tendencias en su diseño, por un lado están las denominadas constreñidas y por otro las no constreñidas.

2.1 Prótesis constreñidas.

Permiten la rotación relativa entre las vértebras, pero lo hacen de modo que el eje respecto al que se realiza la rotación está fijado por el diseño mecánico de la prótesis. En estos tipos de prótesis las superficies deslizantes son casquetes esféricos, por lo que el eje respecto al que se realizan las rotaciones en cada plano anatómico es un eje fijo que pasa por el centro geométrico de las esferas. La localización de este eje está determinada por la posición de las superficies esféricas dentro del espacio intervertebral así como por su radio, de modo que cuanto mayor sea este radio, más se aleja el eje de rotación del espacio intervertebral. A su vez, la posición del eje de rotación afecta a la magnitud del desplazamiento transversal asociado a la rotación, de modo que en general, cuanto más baja sea su posición mayor será la magnitud del mismo.

2.1.1 En este grupo tenemos la prótesis creada por Eiko Buettner y Karin Buettner-Janz (Figura 7), formada por un módulo superior y otro inferior y cuatro módulos intermedios, que articulan entre sí mediante sus superficies en contacto, de manera tal que dos módulos adyacentes pueden rotar solamente alrededor del eje sagital, axial o frontal, con límites preestablecidos. Los medios de fijación de los módulos superior e inferior a los platillos vertebrales están dados por crestas en combinación opcional con dientes de anclaje²⁵.

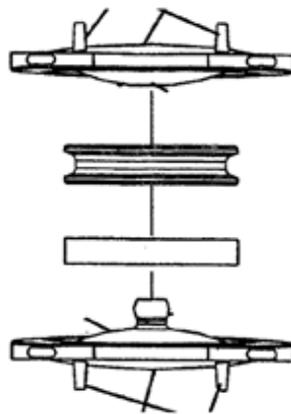
Fig. 7: Modular prosthesis for cervical and lumbar spine. United Kingdom. Patente n.º GB 2471133 A.



Esta prótesis si bien individualiza cada rango de movimientos en su diseño, presenta varios componentes con superficies entre sí con escasos medios de anclaje predisponiéndola fuertemente a la luxación incluso a la fractura de alguna placa por lo delgadas que pueden llegar a ser en su estructura. Un aspecto novedoso, es que los módulos intermedios pueden intercambiarse, individualizando la prótesis a las necesidades del paciente.

2.1.2 Otra es la creada por Francisco Manuel Ezquerro Juanco y colaboradores (Figura 8), compuesta por tres piezas. Las piezas superior e inferior, fabricadas con una aleación de cromo-cobalto-molibdeno y recubiertas en su superficie externa de un plasma de tantalio, con una superficie esférica en su interior, que terminan en rebordes que topan el rango de desplazamiento de la pieza intermedia, esta de forma toroidal bicóncava de polietileno, que articula con las otras piezas. La tercera pieza está rodeada de un anillo de titanio. La pieza inferior presenta un pivote de cabeza esférica que atraviesa la intermedia, a través de su orificio central, y se aloja en un agujero en el centro de la pieza superior. La fijación de la prótesis se realiza mediante dos crestas paralelas entre sí³.

Fig. 8: Prótesis de disco intervertebral de aplicación universal. España. Patente n.º ES 2 331 007.

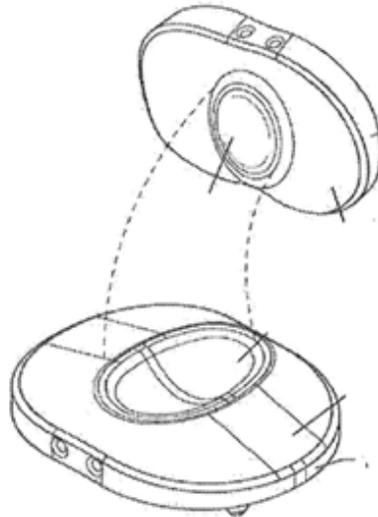


Esta propuesta a pesar de predefinir los rangos de movimiento, no individualiza la flexión sagital de la coronal, rangos que difieren fisiológicamente, por lo que no llega a copiar totalmente la función del disco. Por otro lado describe el movimiento anteroposterior de los ejes de rotación en el espacio interdiscal un aspecto fisiológico.

Una característica de las prótesis compuesta por más dos elementos articulares, como las anteriores, es que se torna difícil su colocación con todos sus componentes alineados en una posición de reposo.

2.1.3 Por otra parte la prótesis creada por John P. Bernero (Figura 9), propone dos piezas una superior y otra inferior las cuales se unen a los platillos vertebrales por unos dientes colocados en sus superficies externas. La pieza superior presenta en su cara interna parte de una esfera integrada en su estructura, que articula en una concavidad elíptica, que presenta la pieza inferior, con su mayor eje orientado sagitalmente. Ambas caras internas hacen contacto al articular en sus extremos limitando el rango de movimiento²⁹.

Fig. 9: Spinal Implant With Elliptical Articulatory Interface. United States. Patente n.º US 2013/0073043 A1.

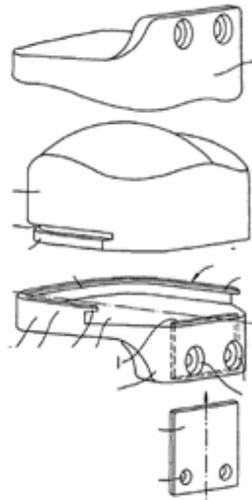


Con sencillez estructural esta propuesta incluye igualmente el desplazamiento anteroposterior con una solución simple, una concavidad elíptica, la que permite igual el retorno a una posición de reposo en el movimiento anteroposterior, que sin embargo predispone a la luxación del sistema.

Ambas propuestas no restringen la rotación axial sobrecargando las carillas articulares durante este tipo de movimiento, llevándolas a degenerar.

2.1.4 Otro dispositivo es el creado por Arnold Keller y Paul C. McAfee (Figura 10) que propone una lámina superior, una inferior y un núcleo que articula con la superior y se fija a la segunda mediante una muesca en su porción inferior en la que se introduce una pestaña de la segunda lámina, permitiendo su inserción anteroposterior. Ambas láminas presentan un ala en el borde ventral que permite la fijación al cuerpo vertebral con tornillos, en la inferior se introduce un tope para aprisionar al núcleo. El núcleo en su cara superior presenta una superficie convexa delimitada por crestas que se dirigen hacia arriba para limitar la articulación de la lámina superior, que presenta en su superficie interna una oquedad cóncava⁴².

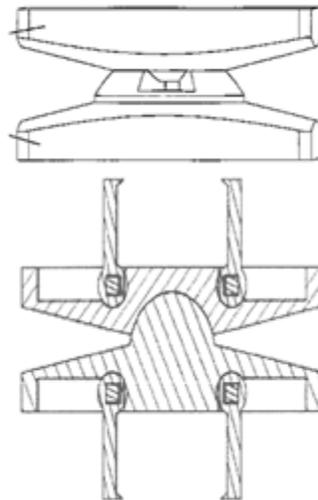
Fig. 10: Intervertebral Prosthesis With a Limit Stop Plate. United States. Patente n.º US 8 062 370 B2.



En este caso se presenta una solución novedosa para las variaciones anatómicas de la columna, un núcleo articular intercambiable. Esto permite variar la altura de todo el sistema y adaptarse de esta manera a las variaciones de los interespacios. Sin embargo al estar compuesto el núcleo de polietileno o similar, las pestañas que limitan el desplazamiento de la lámina superior, que es metálica, están expuestas a un estrés considerable, con la posibilidad de fracturarse o luxarse.

2.1.5 Otra es la propuesta de Samy Abdou (Figura 11) compuesta por dos piezas, la superior presenta una oquedad esférica en la que se acopla parte de una esfera de iguales dimensiones que se encuentra en la pieza inferior, la primera presenta una cresta en su interior que se asemeja en tamaño a un surco en la esfera de la pieza inferior, ambas orientadas en un plano sagital. Los medios de fijación consisten en sendas pestañas móviles. Puede ser fabricada a base de acero inoxidable, titanio, o cromo-cobalto-molibdeno¹.

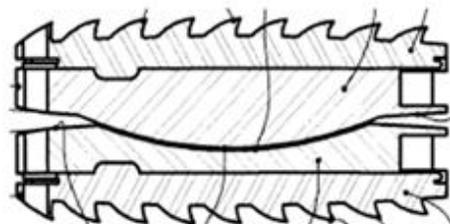
Fig. 11: Inter-vertebral disc prothesis. United States. Patente n.º US 8 303 660 B1.



La anterior es una solución sencilla, que si bien regula la rotación axial, impide la flexión lateral, privando al segmento motor de un movimiento fisiológico. Sin embargo lo pequeño del radio de las superficies de rotación coopera para lograr un acople seguro en el sistema.

2.1.6 Otra prótesis de este tipo es la diseñada por Patrice Moreau y Francis Jacquot (Figura 12), formada por dos piezas, la superior presenta un fragmento de esfera que articula en una cavidad cóncava de la pieza inferior, ambas presentan un reborde inclinado en su perímetro lo que define los ángulos de flexión del dispositivo. El segmento articular está fabricado a base de polietileno y las caras de contacto con los platillos vertebrales, metálicas, con pestañas en su superficie⁴³.

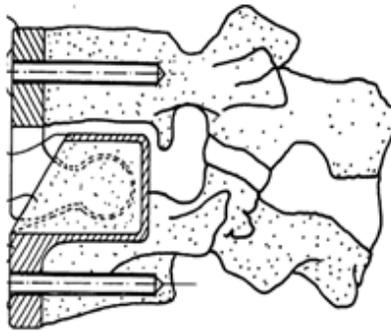
Fig. 12: Prothese de disque pour vertebres cervicales. Republique française. Patente n.º FR 2 951 930 - A1.



En este caso a pesar de ser igualmente sencillo su diseño presenta dos superficies de contacto de gran radio, lo que le permite un contacto más amplio, disminuyendo los daños por fricción, pero aleja considerablemente el centro de rotación del espacio interdiscal y predispone, a la luxación de sus componentes. No incluye, además, restricciones en la rotación axial.

2.1.7 Otra propuesta (Figura 13) presenta una prótesis formada por dos elementos metálicos, el inferior formado por una caja abierta por su cara ventral de la que se extiende una lámina, hacia abajo, de forma perpendicular a su borde inferior, que será su medio de fijación. Dicha caja presenta su interior de forma esférica, de manera tal que acopla una esfera de similares dimensiones que forma parte de la pieza superior, uniéndose a una lámina similar a la de abajo mediante un brazo que describe un giro de noventa grados. Ambas láminas de fijación presentan dos agujeros para fijarse a los cuerpos vertebrales con tornillos¹⁵.

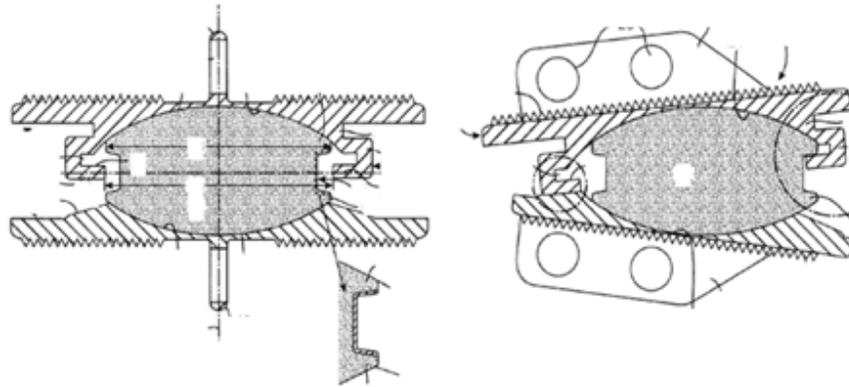
Fig. 13: Prothese de disque intervertebral cervical. République française. Patente n.º FR 2 756 484 A1.



Esta es una propuesta interesante, creada solo para la columna cervical, la cual coloca el eje de rotación en el centro del espacio interdiscal y no en las cercanías de los platillos vertebrales, mediante el uso de una esfera completa, reduciendo la superficie de contacto articular y predisponiendo al desgaste.

2.1.8 Otra propuesta es la creada por Malan de Villiers, David Hovda y James Shapiro (Figura 14), compuesta por un núcleo con dos superficies convexas con un reborde en sus extremos que articula con dos láminas una superior y otra inferior, con las superficies internas cóncavas. Con al menos un elemento compresible a base de un polímero, hidrogel, o sistemas de resortes. La lámina superior presenta un anillo en el borde de su concavidad con un receso interno que arrastra al núcleo sobre la lámina inferior al articular, que funciona además como tope. Los medios de fijación consisten en una cresta con orientación sagital y agujeros en su espesor. La prótesis se sugiere fabricar principalmente metálica ya sea de acero inoxidable, titanio o cromo-cobalto-molibdeno⁹.

Fig. 14: Intervertebral prosthetic disc with shock absorption. United States. Patente n.º US 8 398 712 B2.



Este diseño incluye una característica ausente en todas las anteriores, la compresión en el eje axial, lo que permite amortiguar las cargas en este sentido y distribuir las mejor entre las estructuras adyacentes, un movimiento fisiológico del disco intervertebral. Sin embargo excluye la restricción de la rotación en dicho eje. Lo amplio del radio de las curvaturas del núcleo y la ausencia de toques para este en la pieza inferior predispone por su parte a la luxación.

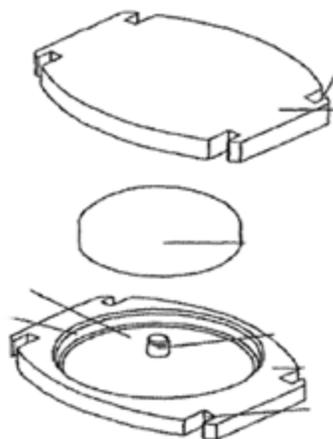
2.2 Prótesis no constreñidas.

Estas permiten desplazamientos y rotaciones independientes en los tres ejes anatómicos. Con este tipo de diseño se consigue que el eje respecto al cual se producen las rotaciones en cada uno de los planos anatómicos no esté fijado por la prótesis en sí, sino que sea la acción conjunta de prótesis, articulaciones posteriores y músculos las que determinen en cada instante la posición de dicho eje.

Este tipo de diseños no constreñidos permite diversas posibilidades de movimiento relativo entre vértebras, lo que aporta la ventaja de permitir un movimiento más fisiológico al segmento vertebral⁹.

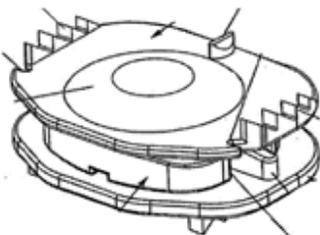
2.2.1 Dentro de este grupo podemos citar la prótesis diseñada por Jacques Beaurain y colaboradores (Figura 15), compuesta por tres piezas, con un tope entre el núcleo y la pieza inferior, que limita su traslación, rotación y elevación, determinado por un pivote, así como por rebordes de la pieza inferior y el núcleo. El núcleo presenta una forma cilíndrica con su base inferior cóncava y la superior convexa las cuales se aplican a las caras internas de las placas superior e inferior que describen formas complementarias. Ambas placas presentan en su cara externa una o más piezas salientes a manera de anclaje y están compuestas de una aleación de acero inoxidable con cobalto-cromo y el núcleo a base de polietileno⁴⁴.

Fig. 15: Prótesis de disco intervertebral. España. Patente n.º ES 2 367 685 T3.



2.2.2 Otra es la diseñada por Ralph Rashbaum y colaboradores (Figura 16), que comprende tres elementos. Una placa superior que en su cara interior presenta una superficie cóncava que articula con un núcleo, este, por su parte, presenta una superficie inferior plana que entra en contacto con la placa inferior y una superficie superior convexa que articula con la placa superior permitiendo movimientos de rotación, inclinación y pivotado. El núcleo presenta en su parte inferior y periférica muescas que permiten su fijación y desplazamiento controlado en la placa inferior a través de pestañas⁴⁵.

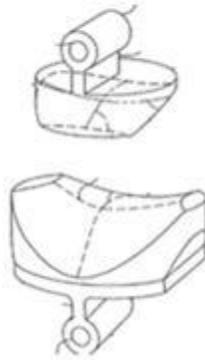
Fig. 16: Prótesis de disco intervertebral. España. Patente n.º ES 2 419 058 T3.



Las dos propuestas anteriores presentan un núcleo de poliuretano móvil que permite el desplazamiento anteroposterior, de manera controlada. Impresiona que la segunda presenta más riesgo de luxación por presentar un radio mayor en las superficies articulares. Un aspecto positivo es la posibilidad de intercambiar el núcleo en dependencia de la altura en el espacio articular.

2.2.3 Otra propuesta es la prótesis diseñada por Nabil L. Muhanna y Lance M. Middleton (Figura 17) que propone dos piezas que articulan cooperando entre sí mediante sendas superficies con forma de silla de montar. La pieza inferior está compuesta por un núcleo que en su cara inferior presenta una oquedad que permite su unión a la parte inferior, de dimensiones diferentes lo que permite un desplazamiento anteroposterior con o sin rotación en el eje axial. Los medios de fijación consisten en crestas verticales que se orientan en el plano sagital con un cuerpo cilíndrico en su extremo⁴.

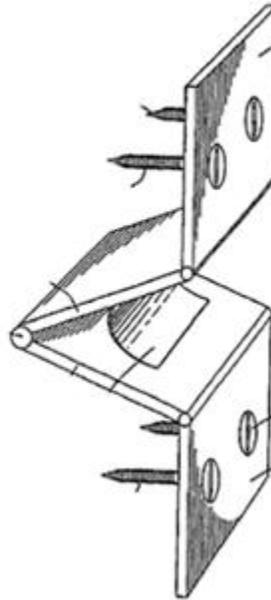
Fig. 17: Artificial intervertebral disc. United States. Patente n.º US 8 066 773 B2.



Resulta una propuesta novedosa en su diseño en la bibliografía consultada, pero una de sus variantes restringe la rotación axial, que en caso de forzarse abriría el interespacio con la posible lesión de los ligamentos adyacentes. Incluye al igual que las dos propuestas anteriores la posibilidad de desplazarse de manera controlada en el eje sagital.

2.2.4 Otra es la diseñada por Lionel C. Sevrain (Figura 18), la cual describe cuatro placas articuladas entre sí a manera de bisagras, la de los extremos se fijan a las vértebras por medio de tornillos. Las intermedias articulan a manera de una V que se introduce en el espacio intervertebral, con la abertura hacia adelante, que se mantiene abierta en una posición de reposo, articulando a manera de pivote mediante un resorte tipo hoja arqueada que se coloca en el interior del vértice de las láminas, permitiendo el movimiento entre las vértebras superior e inferior ¹³.

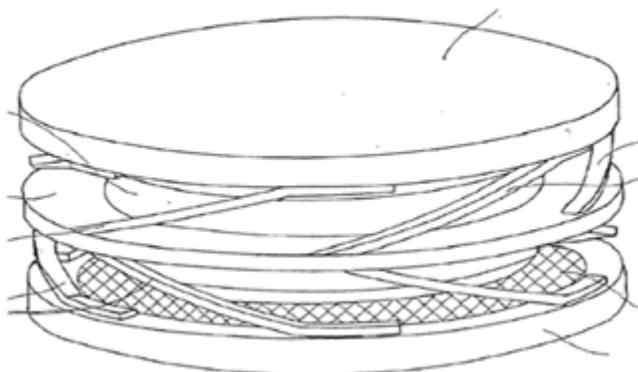
Fig. 18: Inter-vertebral disc prosthesis for rachis through anterior surgery thereof. United States. Patente n.º US 7 008 427.



Esta propuesta resalta por su simplicidad, lográndola a base de sacrificar casi todos los rangos de movimiento del disco, conservando solo la flexión sagital y la compresión axial. Otro aspecto negativo es que se fija solo por la cara anterior de los cuerpos vertebrales, concentrando la fuerza durante el movimiento en las placas y tornillos anteriores los cuales pudieran fracturarse y/o provocar la extrusión del dispositivo por el estrés mantenido.

2.2.5 También está la prótesis diseñada por Guido Fehling y Gerald Fehling (Figura 19), comprende dos platillos con las caras externas convexas y las internas planas. Entre los cuales se encuentra un núcleo plástico biconvexo con un anillo su alrededor, al cual se fijan, por ambas caras, estructuras a manera de resortes que van a unirse a las caras internas de los platillos superior e inferior, hechos de un metal que a temperatura corporal presenta propiedades elásticas y de memoria de forma³⁹.

Fig. 19: Vertebral disc prosthesis. United States. Patente n.º US 2008/0077246 A1.



Tanto esta como la prótesis anterior, incluyen en su estructura un elemento con memoria de forma, que las tiende a mantener en un estado de reposo y ejercen fuerza contra los movimientos de la prótesis lo que sobrecarga a los músculos y ligamentos implicados, incluso tiende a dañar la interfaz prótesis-hueso, con tendencia al fallo de la osteosíntesis, más marcado en la segunda propuesta.

En las prótesis que intentan reproducir las características elásticas o visco elásticas del disco la subsidencia en los platillos vertebrales, migración y extrusión de los elementos de las prótesis de núcleo fuera del espacio intervertebral hacia el canal medular y/o los recesos laterales resulta, en general, una complicación frecuente, convirtiéndose el fragmento migrado en un factor compresivo sobre las estructuras neurales que obliga a una reintervención quirúrgica para extraerlo^{44,46,47}.

Al estar compuestas por un material compresible, permite la compresión en el eje axial, acercando el movimiento a lo fisiológico, pero limita su vida útil por la pérdida progresiva de la memoria de forma o su capacidad compresiva. Este cambio en sus propiedades físicas las llevan a un desempeño diferente al deseado inicialmente.

A pesar de imitar al disco, no son capaces de reproducir correctamente los rangos de movimientos fisiológicos, convirtiendo la articulación a hipermóvil, lo que lleva por tanto al desenvolvimiento inadecuado del segmento motor⁸.

En un segmento vertebral sano, el movimiento relativo entre las vértebras está determinado por la interacción entre el disco intervertebral, las articulaciones interapofisiarias y los ligamentos. Permitir la acción de cada una de estas estructuras determina la localización del eje de rotación de este movimiento, lo que no ocurre generalmente en las prótesis constreñidas^{3,7,45,46,48}.

Estas habitualmente comprenden unas placas terminales paralelas que no se corresponden con las placas terminales naturales, las cuales tienen vértebras adyacentes no paralelas, lo que puede producir problemas de carga y deformación de la columna del paciente^{5,49}.

Otra solución empleada en los diseños constreñidos es utilizar superficies deslizantes de menor tamaño, con lo que se consigue acercar el eje de rotación al espacio intervertebral a base de tener que utilizar un material más resistente en la fabricación de las superficies deslizantes por el aumento del rozamiento^{3,44}. Al aumentar las superficies de contacto abriendo el radio de las esferas articulares se mejora el problema del daño por rozamiento pero se aleja el centro de rotación del espacio intervertebral, lo cual no es fisiológico^{44,47}. Otros fallos en las prótesis mecánicas es la fractura del dispositivo, la subsidencia, la luxación⁴⁹⁻⁵².

La multiplicidad de movimientos posibles en las prótesis no constreñidas puede constituir un inconveniente, la existencia de movimientos de traslación excesivos que obliguen a la transmisión de importantes fuerzas cortantes entre vértebras, las cuales al no poder ser absorbidas por la prótesis deberán ser transmitidas a través de las articulaciones posteriores, pueden llevar a la neoartrosis e inclusive a su extrusión^{7,8,47,53}, fenómeno también posible en la prótesis constreñida^{46,50}.

Gran número de prótesis necesitan para su colocación la sección del ligamento longitudinal anterior y el fresado de parte de los cuerpos vertebrales lo que lleva a la desestabilización de una columna ya desestabilizada⁷.

Incluso muchas no incluyen mecanismos para la absorción de choques, aspecto fisiológico del disco intervertebral sano^{8,25}.

La complicación más frecuente en la artroplastia es la osificación heterotópica con la consecuente inmovilización de la articulación a largo plazo, lo que se tiende a disminuir con el uso de esteroides postquirúrgico⁵⁰⁻⁵².

Este tipo de problemas hacen que no esté clara la decisión para elegir entre prótesis constreñidas y no constreñidas, por lo que ambos tipos de prótesis coexisten actualmente en el mercado dejando al cirujano la decisión final sobre qué tipo de diseño utilizar.

Hasta el momento no se ha diseñado una prótesis capaz de reproducir la totalidad de los rangos de movimientos del disco intervertebral sano^{25,46,54}, sin embargo cada día se acercan más al disco sano resultando una opción más llamativa que la artrodesis.

CONCLUSIONES

A pesar de que la artrodesis es la regla de oro en la discectomía cervical la artroplastia emerge como opción más fisiológica para el tratamiento de las enfermedades degenerativas del raquis.

Aún deben realizarse estudios prospectivos de larga duración para demostrar cuál prótesis de las disponibles resulta más eficiente entre ellas e incluso sobre las alternativas terapéuticas tradicionales.

La bibliografía consultada no arrojó prótesis alguna que reproduzca en su totalidad las funciones del disco intervertebral sano, por lo que se debe continuar trabajando en la creación del sustituto discal artificial.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abdou S, inventor; Inter-vertebral disc prosthesis with variable rotational stop and methods of use. United States patent US 8303660 B1. 2012 Nov 6.
2. Delgado-López PD, Rodríguez-Salazar A, Castilla-Díez JM, Martín-Velasco V, Fernández Arconada O. Papel de la cirugía en la enfermedad degenerativa espinal. Análisis de revisiones sistemáticas sobre tratamientos quirúrgicos y conservadores desde el punto de vista de la medicina basada en la evidencia. Neurocirugía [Internet]. 2005 Abr [citado 16 Mar 2016];16(2):142-157. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/pdf/neuro/v16n2/revision1.pdf>
3. Sebastian Bueno C, Abad Rico I, García Vaca FM, Ezquerro Juanco F, Simón Mata A, inventores; Prótesis de disco intervertebral de aplicación universal. España patente ES 2004/ ES 2 331 007. 8 Sep 2004.[citado 20 Mar 2016]. Disponible en: <https://patents.google.com/patent/WO2006042870A1>
4. Muhanna Nabil L, Middleton Lance M. Inventors; F3 Thecnologies, LLC, assignee. Artificial intervertebral disc. United States patent US 8066773 B2. 2011 Nov 29. [cited 2016 Mar 20]. Available from: <https://patents.google.com/patent/US8066773B2/en>
5. Lozier A, inventor; Zimmer Technology, Inc., assignee. Disco intervertebral artificial. España patente ES 2250840 T3. 2004 May 26.
6. Smith Jeremy S, Hegemon Melvin D, Todd JA. The Argument for Anterior Cervical Discectomy and Fusion Over Total Disk Replacement. Semin Spine Surg [Internet]. 2012 Mar [cited 2016 Mar 16]; 24(1):2-7. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1040738311000852#!>
7. Tresserras Ribo P, inventor; VORTEK GESTORA DE PATRIMONIOS, S.R.L., assignee. Prótesis de disco intervertebral. España patente ES 2237323 A1. 16 Jul 2005. [citado 20 Mar 2016]. Disponible en: http://www.espatentes.com/pdf/2237323_a1.pdf
8. Gordon JD, Song JK, inventors; Vanderbilt University, assignee. Intervertebral disc replacement prosthesis. United States patent US7331994 B2. 2008 Feb 19. [cited 2016 Mar 20]. Available from: <https://patents.google.com/patent/US7331994>
9. Villiers M, Hovda D, Shapiro J, inventors; Spinal Motion, Inc., assignee. Intervertebral prosthetic disc with shock absorption. United States patent US 8 398 712 B2. 2013 Mar 19.
10. Abdou S, inventor. Devises And Methods for Inter-Vertebral Orthopedic Device Placement. United States patent US 20150245923 A1. 2015 Sep 3. [cited 2016 Mar 20]. Available from: <http://www.freepatentsonline.com/20150245923.pdf>
11. Pagedas AC, inventor; Ancel Surgical R&D Inc., assignee. Flexible endoscopic grasping and cutting device and positioning tool assembly. United States patent US 20020103498 A1. 2002 Aug 1. [cited 2016 Mar 16]. Available from: <https://patents.google.com/patent/US20020103498A1/en>
12. Nandyala SV, Marquez Lara A, Fineberg SJ, Singh, K. Comparison of revision surgeries for one-to two-level cervical TDR and ACDF from 202 to 2011. Spine J [Internet]. 2014 Dec [cited 2016 Mar 22];14(12):2841-6. Available from: [https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1529-9430\(14\)00345-3](https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1529-9430(14)00345-3)
13. Bryan V, inventor; SDGI Holdings, Inc., assignee. Penaut spectacle multi discoid thoraco-lumbar disc prosthesis. United States patent US 6749635 B1. 2004 Jun 15. [cited 2017 Mar 16]. Available from: <https://patents.google.com/patent/US6749635B1/en>
14. Sevrain LC, inventor; Orthoplex, LLC assignee. Inter-vertebral disc prosthesis for rachis through anterior surgery thereof. United States patent US 7008427 B2. 2006 Mar 7. [cited 2016 Mar 20]; Available from: <https://patents.google.com/patent/US7008427>
15. Hibri NS, Lutz JD, inventors; Spinal Stabilization Technologies, assignee. Percutaneous implantable nuclear Prosthesis. United States patent US 8636803 B2. 2014 Jan 28. [cited 2016 Mar 20]. Available from: <http://www.freepatentsonline.com/8636803.pdf>
16. Anon, inventeur. Prothese de disque intervertebral cervical. République Française Brevet FR 2 756 484 A1. 1996 Déc 2.

17. Darden BV. ProDisc-C Cervical Disk Arthroplasty. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2012 Mar [cited 2016 Jan 10];24(1):8-13. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1040738311000864?via%3Dihub>
18. Yin S, Yu X, Zhou S, Yin Z, Qiu Y. Is cervical disc arthroplasty superior to fusion for treatment of symptomatic cervical disc disease? A meta-analysis. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2013 Jun [cited 2016 Jan 16];471(6):1904-19. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3706664/>
19. Hou Y, Liu Y, Yuan W, Wang X, Chen H, Yang L, et al. Cervical kinematics and radiological changes after Discover artificial disc replacement versus fusion. *Spine J* [Internet]. 2014 Jun [cited 2016 Jan 12];14(6):867-77. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(13\)01267-9/pdf](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(13)01267-9/pdf)
20. Lee JH, Kim JS, Lee SH, Chung ER, Shim CS. Comparison of cervical kinematics between patients with cervical artificial disc replacement and anterior cervical discectomy and fusion for cervical disc herniation. *Spine J* [Internet]. 2014 Jul [cited 2016 Jan 12];14(7):1199-20. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(13\)01457-5/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(13)01457-5/fulltext)
21. Myer J, Beutler W, McConnell JR, Lindley JG. The Incidence of Symptomatic Adjacent Segment Disease Requiring Treatment: Cervical Arthroplasty versus ACDF. *Spine J* [Internet]. 2014 [cited 2016 Jan 12];14(11):160S. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)01255-8/pdf](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)01255-8/pdf)
22. Lord EL, Cohen JR, Wang JC. Lumbar Artificial Disc Replacement in the Medicare Population 2005-2011: Trends and Costs. *Spine J* [Internet]. 2014 [cited 2016 Jan 12];14(11):134S. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)01195-4/pdf](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)01195-4/pdf)
23. Esmende SM, Daniels AH, Paller DJ, Korupolu S, Palumbo MA, Crisco JJ. Cervical total disc replacement exhibits similar stiffness to intact cervical functional spinal units tested on a dynamic pendulum testing system. *Spine J* [Internet]. 2015 [cited 2016 Jan 12];15(1):162-7. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)01310-2/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)01310-2/fulltext)
24. Skeppholm M, Lindgren L, Henriques T, Vavruch L, Löfgren H, Olerud C. The Discover artificial disc replacement versus fusion in cervical radiculopathy-a randomized controlled outcome trial with 2-year follow-up. *Spine J* [Internet]. 2015 [cited 2016 Jan 12];15(6):1284-94. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(15\)00205-3/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(15)00205-3/fulltext)
25. Alvin MD, Abbott EE, Lubelski D, Kuhns B, Nowacki AS, Steinmetz MP, et al. Cervical arthroplasty: a critical review of the literature. *Spine J*. 2014 Sep [cited 2016 Jan 12];14(9):2231-45. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)00355-6/pdf](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)00355-6/pdf)
26. Buettner E, Buettner K, inventors. Modular prosthesis for cervical and lumbar spine. United Kingdom patent GB 2471133 A. 2010 Nov 22.
27. Pimienta L, March L, Coutinho, E, Olivera L. Lessons Learned After 9 Years´ Clinical Experience with Different Nucleus Replacement Devices. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2012 [cited 2016 Jan 12];24(1):43-7. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1040738311000931>
28. Turner I, Choi D. Nuclec disc arthroplasty for cervical radiculomyelopathy improves quality of life: a three year follow-up. *Spine J* [Internet]. 2015 [cited 2016 Jan 12];15(3):50S-85S. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)01888-9/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)01888-9/fulltext)
29. Wu JC, Meyer SA, Gandhoke G, Mummaneni PV. PRESTIGE Cervical Arthroplasty: Past, Present, and Future. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2012 [cited 2016 Jan 12];24(1):14-9. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1040738311000876>
30. Bernero JP, inventor; Amedica Corporation, assignee. Spinal Implant With Elliptical Articulatory Interface. United States patent US 2013/0073043 A1. 2013 Mar 21.
31. Rabin D, Bertagnoli R, Wharton N, Pickett GE, Duggal N. Sagittal balance influences range of motion: an in vivo study with the ProDisc-C. *Spine J* [Internet]. 2009 [cited 2016 Jan

- 12];9(2):128-33. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(08\)00051-X/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(08)00051-X/fulltext)
32. Bae HW, Simela AT, Kanim L. What Specific Questions are Responsible in Driving NDI Superiority of Two-Level Anterior Disc Replacement over Two-Level Fusion: Post Hoc Item Analysis of Self-Reported Outcomes of Two-Level Cervical Disc Arthroplasty (CDA, Mobi-C) versus Two-Level ACDF T. *Spine J* [Internet]. 2014 [cited 2016 Jan 12];14(11):142S. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)01213-3/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)01213-3/fulltext)
 33. Bae HW, Davis RJ, Hisey MS, Kim KD, Nunley PD, Jackson RJ. Cervical Total Disc Replacement and Anterior Cervical Discectomy and Fusion: A Comparison of One- and Two-Level Treatment. *Spine J* [Internet]. 2014 [cited 2016 Jan 12];14(11):41S. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)00977-2/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)00977-2/fulltext)
 34. Hisey MS, Davis RJ, Nunley PD, Kim KD, Bae HW, Jackson RJ. One-Level Treatment with Total Disc Replacement and ACDF: Five-Year Results from a Prospective Randomized Clinical Trial. *Spine J* [Internet]. 2014 [cited 2016 Jan 12];14(11):25S. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)00936-X/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)00936-X/fulltext)
 35. Davis RJ, Bae HW, Hisey MS, Kim KD, Nunley PD, Jackson RJ. Two-Level Treatment with Total Disc Replacement versus ACDF: Results from a Prospective Randomized Clinical Trial with Five Years Follow-Up. *Spine J* [Internet]. 2014 [cited 2017 Feb 24];14(11):24S. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)00934-6/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)00934-6/fulltext)
 36. Noriega D, Ardura F, Baud J, Ekkerlein H, Foulongne E, Francaviglia N, et al. A prospective multicentric observational study on the use of intravertebral implants for traumatic vertebral compression fracture treatment - 12 months follow up. *Spine J* [Internet]. 2015 [cited 2017 Feb 24];15(3 Suppl 3):S70. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)01948-2/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)01948-2/fulltext)
 37. de Villiers M, Hahnle U, inventors; SpinalMotion, ing., assignee. Intervertebral. Prosthetic Disc. United States patent US 2013/0013069 A1. 2013 Jan 10.
 38. John KR. The use of polyurethane materials in the surgery of the spine: a review. *Spine J* [Internet]. 2014 [cited 2017 Feb 24];14(12):3038-47. Available from: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(14\)00844-4/fulltext](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(14)00844-4/fulltext)
 39. Lombardo A, Semler M, Ferraro JF, Karwoski T, Swanick TM, Sunter BC. Inventors; Blackstone Medical Inc., assignee. Artificial Intervertebral Disc. United States patent US 8 388 685 B2. 2013 Mar 5.
 40. Fehling G, Fehling G, inventors; FEHLING, assignee. Vertebral Disc Prosthesis. United States patent US 2008/0077246 A1. 2008 Mar 27.
 41. Sevrain LC, inventor. Inter-Vertebral Disc Prosthesis for lumbar Rachis Through Posterior Surgery Thereof. United States patent US 2003/0220695 A1. 2003 Nov 27.
 42. Studer A, inventor; Synthes GmbH, assignee. Prótesis del disco intervertebral o prótesis de reemplazo del núcleo. España patente ES 2 287 251 T3. 2004 Dic 29.
 43. Keller A, McAfee PC, inventors; Cervitech, assignee. Intervertebral Prosthesis With a Limit Stop Plate. United States patent US 8 062 370 B2. 2011 Nov 22.
 44. Patrice M, Francis J, inventeurs; Neuro Frances Implant, assignee. Prothese De Disque Pour Vertebres Cervicales. Republique Française Brevet FR 2 951 930 - A1. 2011 May 6.
 45. Beaurain J, Delecrin J, Onimus M, Chataignie H, Allain J, Steip JP, inventores; LDR MEDICAL, assignee. Prótesis de disco intervertebral. España patente ES 2 367 685 T3. 2011 Nov 7.
 46. Rashbaum R, Kim KD, Bae H, Steib JP, inventores; LDR MEDICAL, assignee. Prótesis de disco intervertebral. España patente ES 2 419 058 T3. 2013 Ago 19.
 47. Kibuule LK, Fischgrund JS. Complications of Cervical Disc Arthroplasty. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2009 [cited 2017 Feb 24];21(3):185-93. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1040738309000471>
 48. Pimenta L, Marchi L, Coutinho E, Oliveira L. Lessons Learned After 9 Years' Clinical Experience with 3 Different Nucleus Replacement Devices. *Semin Spine Surg* [Internet].

- 2012 [cited 2017 Feb 24];24(1):43-7. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1040738311000931>
49. Baumgartner D, Wymann M, Gago Ho M, Burri A, inventors; Synthes GmbH, assignee. Implante intervertebral. Spanish patent ES 2 297 133 T3. 2008 May 1.
 50. McAfee PC, Salari B, Saiedy S. Reoperations and Complications of Failed Lumbar Total Disk Replacement. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2012 [cited 2017 Feb 24];24(1):37-42. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S104073831100092X>
 51. van Loon J, Goffin J. Unanticipated Outcomes After Cervical Disk Arthroplasty. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2012 [cited 2017 Feb 24];24(1):20-4. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S104073831100089X>
 52. Tannous O, Koh EY. Cervical disc arthroplasty: Equivalent alternative to anterior cervical discectomy and fusion but unknown superiority. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2013 [cited 2017 Maz 22];25(3):200-4. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1040738313000324>
 53. Neuman BJ. Cervical disc arthroplasty: A selective alternative to fusion. *Semin Spine Surg* [Internet]. 2014 [cited 2017 Maz 22];26(3):160-6. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1040738314000458>
 54. Beaurain J, Fuentes JM, Vital JM, Dufour T, Huppert J, inventors; LDR MEDICAL, assignee. Prótesis de disco intervertebral. España patente ES 2 445 876 T3. 2014 Mar 5.
 55. Lage Barroso JC, inventor; Oficina Cubana de Propiedad Industrial, assignee. Servicio de Búsqueda Temática: Diseño de Prótesis de Disco Intervertebral Cervical. Cuba patente CU 34. 30 Abr 2014.

Recibido: 2016-08-04

Aprobado: 2017-08-02