

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 605 411**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/30** (2006.01)

**A61F 2/44** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.02.2008 PCT/US2008/053515**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.08.2008 WO08098228**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.02.2008 E 08729471 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.08.2016 EP 2114313**

54 Título: **Articulación de columna vertebral de múltiples lóbulos**

30 Prioridad:

**09.02.2007 US 889217 P**  
**27.04.2007 US 914469 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**14.03.2017**

73 Titular/es:

**DIMICRON, INC. (100.0%)**  
**1186 South 1680 West**  
**Orem, UT 84058, US**

72 Inventor/es:

**NGUYEN, BAO-KHANG, NGOC y**  
**HARDING, DAVID, P.**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

ES 2 605 411 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

**DESCRIPCIÓN**

Articulación de columna vertebral de múltiples lóbulos

## 5 1. Campo de la invención

La presente invención se refiere a articulaciones artificiales y, en particular, a un disco intervertebral artificial para la sustitución de discos vertebrales dañados. La presente invención se refiere a un disco intervertebral artificial mejorado para la sustitución total de disco y para la sustitución nuclear.

## 10 2. Estado de la técnica

15 Las articulaciones artificiales se están volviendo cada vez más comunes para el tratamiento médico de articulaciones óseas degeneradas. Las articulaciones pueden dañarse debido a accidentes, enfermedades, envejecimiento, etc., y son a menudo reemplazadas cuando el dolor es suficiente, o cuando el movimiento natural de la articulación está suficientemente deteriorado. Las articulaciones artificiales sustituyen comúnmente el tejido entre huesos adyacentes y, a menudo, pueden sustituir los extremos de los dos huesos adyacentes que forman la articulación.

20 Al reemplazar una articulación, generalmente hay varios resultados deseables que se han de obtener. Estos resultados incluyen: estabilidad, capacidad de carga, conservación de movimiento natural, alivio del dolor y reducción de las tasas de fracaso y reducción de fallos catastróficos. Debido a la complejidad de la columna vertebral humana, la estabilidad ha sido un parámetro muy difícil de abordar. A menudo, esta inestabilidad se manifiesta como un desgaste adicional y un fallo prematuro de la articulación artificial o estructuras de soporte fisiológicas, degeneración del segmento/articulación adyacente, y exacerbado del dolor y discapacidad del paciente.

25 Un número de discos artificiales que están actualmente disponibles tienden a carecer de la estabilidad de la columna vertebral natural. Muchos dispositivos de reemplazo total de disco (TDR) son del diseño de "bola en copa" o "bola en canal". Uno de los problemas de estos diseños particulares es que el TDR requiere que los tejidos y las estructuras circundantes (ligamentos y articulaciones) proporcionen soporte y estabilidad. Debido a la geometría física de estos diseños, cuanto más se mueva la columna vertebral desde la posición "neutra", más tendencia tiene la articulación artificial de continuar moviéndose en esa dirección, aplicando así una tensión no natural en los tejidos y las estructuras circundantes y requiriendo mayores fuerzas para devolver la articulación a la "posición neutra". Con el tiempo, las cargas constantemente aplicadas y aumentada requeridas para operar la articulación artificial pueden conducir a daños en los músculos, los tejidos conectados y las estructuras adyacentes de la columna vertebral, lo que agrava el dolor y obstaculiza el movimiento adecuado de la columna vertebral. También se ha descubierto que, debido a la inestabilidad del disco reemplazado, la columna vertebral puede desarrollar escoliosis, o curvatura, lo que tiende a conducir a un deterioro adicional de los tejidos asociados a la columna vertebral, tal como el fallo de las articulaciones adyacentes.

40 Los documentos US 2003/199981 A1, US 2006/020342 A1 y US 6, 039, 763 A divulgan diversos reemplazos de disco artificiales.

45 La posición neutra para una articulación es la posición de descanso normal para la articulación, y es típicamente en el medio del rango de movimiento para la articulación de la columna vertebral. Para una columna vertebral típica, dos cuerpos vertebrales adyacentes tienen unas placas finales que son aproximadamente paralelas en la posición neutra.

50 Otro parámetro que también debe controlarse es la capacidad para imitar el movimiento cinemático natural de la columna vertebral. Muchas articulaciones en el cuerpo humano pueden aproximarse adecuadamente mediante articulaciones simples, tales como una bisagra o una rótula. Debido a la compleja construcción de la articulación de la columna vertebral, no puede aproximarse mediante articulaciones simples. Muchos discos artificiales anteriores permiten que las vértebras se muevan en movimientos pivotantes que tienen movimientos simétricos. Las diferencias de movimiento entre una articulación natural y una articulación artificial pueden causar efectos no deseados en el músculo y el tejido circundante. Esto puede causar la degeneración y la incapacidad para mover y controlar adecuadamente la articulación artificial, acentuando la inestabilidad de la articulación artificial, y puede acelerar otros problemas en las articulaciones.

60 Existe la necesidad de una articulación artificial que sea más energéticamente estable con la tendencia inherente de devolver la articulación a una "posición neutra" para reducir la tensión y la fatiga en los tejidos y las estructuras circundantes. Además, existe la necesidad adicional de que la articulación artificial coincida con mayor precisión con el movimiento cinemático natural de la columna vertebral para reducir la tensión y la fatiga de nuevo en los tejidos y las estructuras circundantes. Estos son solo dos parámetros importantes para el diseño de un reemplazo de disco vertebral exitoso.

65

### Sumario de la invención

El objetivo de la presente invención es proporcionar un disco artificial mejorado. Un objetivo de la invención es crear un disco artificial que se aproxime más al movimiento de la columna vertebral natural. Para coincidir estrechamente con el movimiento natural de la columna vertebral, un método sería usar superficies articulares no congruentes que permitan un movimiento asimétrico y/o acoplado. Este disco artificial promoverá el éxito a largo plazo de la articulación reemplazada, ya que mantiene movimientos más naturales de los músculos y de los tejidos que rodean la articulación. Mediante una correspondencia más cercana al movimiento natural, el disco artificial ayuda a prevenir la degeneración de los tejidos circundantes y el segmento adyacente, así como a fomentar una mejor movilidad de los pacientes de la articulación.

Un objetivo adicional de la presente invención es proporcionar un disco artificial que sea más energéticamente estable. Cuando se desplaza desde una posición neutra, las fuerzas de compresión aplicadas de forma natural a la columna vertebral, tal como la gravedad y la tensión en los tejidos circundantes, empujan la articulación artificial de nuevo a la posición neutra y no lejos de la posición neutra. Dicha articulación artificial es especialmente beneficiosa cuando se reemplazan varios discos, ya que evita la fatiga del tejido y la inestabilidad de la articulación.

Estos objetivos se logran mediante las enseñanzas de la reivindicación independiente.

Por consiguiente, estos y otros aspectos de la presente invención pueden realizarse en un disco artificial que utiliza una pluralidad de salientes para acoplarse a una superficie complementaria para permitir una traslación limitada de forma natural y un movimiento de rotación entre dos vértebras adyacentes. La superficie complementaria incluye típicamente una pluralidad de cavidades que reciben los salientes. Los salientes pueden deslizarse dentro de las cavidades para proporcionar un movimiento de traslación y de rotación, es decir, flexión/extensión, flexión lateral y rotación axial. Los salientes y cavidades están configurados preferiblemente para proporcionar un movimiento de traslación y de rotación acoplado, provocando la inclinación del elemento de articulación a medida que se desliza a través del elemento de articulación complementario. Uno o más de los salientes pueden también ser capaces de elevarse parcialmente fuera de la cavidad, típicamente acoplándose con una pared a o porción inclinada de la cavidad, proporcionando de ese modo un sistema energéticamente estable.

Como alternativa, otras estructuras, tal como un único saliente y cavidad que tengan múltiples superficies de acoplamiento, como se describe en el presente documento, pueden proporcionar el movimiento relativo deseado entre la parte superior e inferior de la articulación artificial. Del mismo modo, pueden utilizarse estructuras intermedias entre la parte superior e inferior de la articulación artificial para proporcionar el movimiento y la estabilidad deseados.

### Breve descripción de los dibujos

Se muestran y se describen diversos modos de realización de la presente invención con referencia a los dibujos numerados, en los que:

La figura 1 muestra una vista lateral de una articulación artificial de acuerdo con los principios de la técnica anterior;

la figura 2 muestra una vista lateral de una columna vertebral que tiene múltiples articulaciones artificiales de la técnica anterior;

la figura 3 muestra una vista superior de una vértebra de un ser humano;

la figura 4 muestra una vista lateral esquemática de dos vértebras que ilustra el movimiento vertebral en una flexión hacia adelante y hacia atrás de la columna vertebral;

la figura 5A muestra una vista esquemática desde arriba de una vértebra que ilustra el movimiento vertebral en flexión lateral de la columna vertebral;

la figura 5B muestra una vista esquemática lateral de dos vértebras que ilustra el movimiento vertebral en flexión lateral de la columna vertebral;

la figura 6A muestra una vista esquemática desde arriba de una vértebra que ilustra el movimiento vertebral durante la rotación de la columna vertebral;

la figura 6B muestra una vista lateral esquemática de dos vértebras que ilustra el movimiento vertebral en rotación de la columna vertebral;

la figura 7A y 7B muestran el movimiento de la articulación artificial de la técnica anterior de la figura 1 en flexión y rotación;

- la figura 8 muestra una vista en perspectiva desmontada de un disco artificial de la presente invención;
- la figura 9 muestra una vista superior parcialmente recortada de un disco artificial de la presente invención, tomada a lo largo de la línea 9-9 de la figura 8;
- 5 la figura 10 muestra una vista lateral de la porción de base del disco artificial de la figura 9;
- la figura 11 muestra una vista superior de una porción de base y una vista en sección transversal de los salientes de un disco artificial de la presente invención;
- 10 la figura 12 muestra una vista superior de una porción de base y una vista en sección transversal de los salientes de un disco artificial de la presente invención;
- la figura 13A muestra una vista en sección transversal de los discos artificiales de las figuras 8 a 12, tomada a lo largo de la línea 13-13 en la figura 12;
- 15 la figura 13B muestra otra vista en sección transversal del disco artificial de 13A, habiéndose movido los salientes en los canales para cambiar así el ángulo de la porción superior del disco artificial;
- 20 la figura 13C muestra otra vista en sección transversal de un disco artificial de la presente invención;
- la figura 14A muestra una vista en sección transversal de los discos artificiales de las figuras 8 a 12, tomada a lo largo de la línea 14-14 en la figura 12;
- 25 la figura 14B muestra otra vista en sección transversal del disco artificial de la figura 14A, habiéndose movido el saliente en el canal para cambiar de ese modo el ángulo de la porción superior del disco artificial;
- la figura 15 muestra una vista en sección transversal de los discos artificiales de las figuras 8 a 12, tomada a lo largo de la línea 15-15 en la figura 12;
- 30 la figura 16 muestra una vista en primer plano en sección transversal de un saliente y un canal del disco artificial de la presente invención;
- la figura 17 muestra otra vista detallada en sección transversal de un saliente y un canal del disco artificial de la presente invención;
- 35 la figura 18 muestra otra vista desde arriba de la porción inferior y los salientes de la porción superior de un disco artificial de la presente invención;
- 40 la figura 19 (que no forma parte de la presente invención) muestra otra vista desde arriba de un disco artificial;
- la figura 20 (que no forma parte de la presente invención) muestra una vista en sección transversal del disco artificial de la figura 19, tomada a lo largo de la línea 20-20;
- 45 la figura 21 muestra una vista en perspectiva de una articulación artificial de la presente invención que tiene salientes de formas diferentes;
- la figura 22 muestra una vista en sección transversal de la articulación artificial de la figura 21, tomada a lo largo de la línea 22-22 en la figura 21, la figura 23 (que no forma parte de la presente invención) muestra una vista en perspectiva de otra articulación artificial;
- 50 la figura 24 (que no forma parte de la presente invención) muestra una vista en sección transversal de la articulación artificial de la figura 23, tomada a lo largo de la línea 24-24 en la figura 23;
- 55 la figura 25 (que no forma parte de la presente invención) ilustra otra articulación artificial;
- la figura 26 muestra una articulación artificial de la presente invención utilizada como un reemplazo de núcleo de disco;
- 60 la figura 27 muestra una articulación artificial que tiene una banda de restricción de acuerdo con la presente invención;
- la figura 28 (que no forma parte de la presente invención) muestra una vista en sección transversal de otra articulación artificial;
- 65 la figura 29 (que no forma parte de la presente invención) muestra otra vista en sección transversal de la articulación

de la figura 28;

la figura 30 muestra una vista en perspectiva en despiece de una articulación artificial similar a la de las figuras 8 a 18;

5 la figura 31 muestra una vista inferior de la porción superior de la articulación de la figura 30;

las figuras 32 y 33 muestran vistas en sección transversal de la porción superior de la articulación de la figura 30 tomadas a lo largo de las líneas de sección 32 y 33 de la figura 31;

10 la figura 34 muestra una vista inferior en perspectiva de la porción superior de la articulación de la figura 30;

la figura 35 muestra una vista superior de la porción inferior de la articulación de la figura 30;

15 las figuras 36 a 39 muestran vistas en sección transversal de la porción inferior de la articulación de la figura 30 tomadas a lo largo de las líneas de sección 36 a 39 de la figura 35;

la figura 40 muestra una vista en perspectiva de la porción inferior de la articulación de la figura 30;

20 la figura 41 muestra una vista en perspectiva en despiece de una articulación artificial similar a la de las figuras 8 a 18, y 30 a 40;

la figura 42 muestra una vista inferior en perspectiva de la porción superior de la articulación de la figura 41;

25 la figura 43 muestra una vista inferior de la porción superior de la articulación de la figura 41;

las figuras 44 a 47 muestran vistas en sección transversal de la porción superior de la articulación de la figura 41 tomadas a lo largo de las líneas de sección 44 a 47 de la figura 43;

30 la figura 48 muestra una vista en perspectiva de la porción inferior de la articulación de la figura 41;

la figura 49 muestra una vista superior de la porción inferior de la articulación de la figura 41;

35 las figuras 50 a 53 muestran vistas en sección transversal de la porción inferior de la articulación de la figura 41 tomadas a lo largo de las líneas de sección 50 a 53 de la figura 49;

la figura 54 muestra una vista en perspectiva en despiece de una articulación artificial similar a la de las figuras 8 a 18, 30 a 40, y 41 a 53;

40 la figura 55 muestra una vista inferior en perspectiva de la porción superior de la articulación de la figura 54;

la figura 56 muestra una vista inferior de la porción superior de la articulación de la figura 54;

45 las figuras 57 a 60 muestran vistas en sección transversal de la porción superior de la articulación de la figura 54 tomadas a lo largo de las líneas de sección 57 a 60 de la figura 56;

la figura 61 muestra una vista en perspectiva de la porción inferior de la articulación de la figura 54;

50 la figura 62 muestra una vista superior de la porción inferior de la articulación de la figura 54;

las figuras 63 a 66 muestran vistas en sección transversal de la porción inferior de la articulación de la figura 54 tomadas a lo largo de las líneas de sección 63 a 66 de la figura 62;

55 la figura 67 muestra una vista superior de la porción inferior de la articulación de la figura 54 junto con las líneas de trayectorias de herramientas para la formación de las cavidades; y

la figura 68 muestra una vista en perspectiva de las líneas de trayectorias de herramientas, de las superficies formadas por la herramienta y las cavidades de la figura 67.

60 Se apreciará que los dibujos son ilustrativos y no limitantes del alcance de la invención que se define mediante las reivindicaciones adjuntas. Los modos de realización mostrados logran diversos aspectos y objetos de la invención, y cualquier figura individual no tiene que cumplir cada aspecto o ventaja de la invención. Se apreciará que no es posible mostrar claramente cada elemento y aspecto de la invención en una única figura, y como tal, se presentan múltiples figuras para ilustrar por separado los diversos detalles de la invención con mayor claridad.

65

### Descripción detallada

La invención se analizará ahora con referencia a los dibujos y a los números proporcionados en los mismos para permitir a un experto en la técnica poner en práctica la presente invención. Los dibujos y las descripciones son ejemplares de los diversos aspectos de la invención, y no están destinados a limitar el alcance de las reivindicaciones adjuntas. En algunas figuras, se muestra un espacio entre estructuras adyacentes, que normalmente están en contacto entre sí para mostrar más claramente las estructuras.

Actualmente, varios discos artificiales están actualmente disponibles o se están probando. Estos tienden a carecer de la estabilidad de la columna vertebral natural. Estas articulaciones de la técnica anterior incluyen típicamente superficie de soporte que incluye un receptáculo en forma de copa en la parte superior de una superficie esférica o una bola o una superficie esférica 10 colocada en el receptáculo en forma de copa 14, como se muestra en la figura 1. Estas articulaciones se mueven pivotando de una manera similar a otras articulaciones de rótula conocidas. Un rectángulo 18 indica generalmente una masa corporal por encima de la articulación (como se apoya mediante la articulación particular), tales como vértebras adicionales, huesos y tejidos. Un círculo 22 indica una pieza del peso corporal por encima de la articulación, proporcionando un punto de referencia con fines ilustrativos. Cuando la bola 10 gira en la posición 10', como ocurrirá con la flexión de la articulación

(cuando la persona que tiene la articulación artificial se inclina), la masa corporal 18 y el punto de referencia 22 se desplazan a los lugares indicados por 18' y 22'. Se aprecia que la posición 22' está en una altura vertical menor que la posición 22.

Por lo tanto, se apreciará que a medida que la articulación gira mediante la bola giratoria 10, hay una bajada general del punto 22 a medida que se mueve a la posición 22'. El giro de la articulación se ve favorecido por la gravedad, ya que la masa corporal 18, 22 por encima de la articulación se mueve en una posición inferior. La gravedad solamente aplicará una fuerza para continuar el movimiento, moviendo la masa corporal 18, 22 en una posición aún más baja. Se requiere una fuerza adicional para mover la masa corporal 18, 22 de nuevo en su posición original. La columna vertebral está en un estado de compresión debido a la fuerza de gravedad que actúa sobre la masa corporal por encima de cada articulación y debido a la tensión de los músculos y de otros tejidos que rodean a cada articulación. Estas fuerzas de compresión tienden a mover las articulaciones artificiales de la técnica anterior fuera de la posición neutra, ya que los puntos finales de movimiento representan estados de energía mínima, es decir, posiciones donde se minimiza la energía potencial gravitacional y las fuerzas de tracción.

Por lo tanto, se aprecia que la articulación que se muestra es una articulación que es inherentemente inestable. Una vez movido fuera de una posición neutra, la compresión sobre la articulación causada por la tensión en el tejido circundante o el peso del cuerpo por encima de la articulación tiende a continuar el movimiento. La articulación de la técnica anterior es estable en los puntos finales del movimiento, más que en la posición media, lo que significa que las fuerzas de compresión en la articulación tienden a mover la articulación a los puntos finales del movimiento, en lugar de hasta la posición central.

La estructura muscular y otras estructuras de tejidos que rodean la articulación de la técnica anterior deben mantener la articulación en una posición neutra (es decir, una posición en la que no se desplace la articulación, donde los músculos y los tejidos circundantes están en la longitud de reposo) contra las fuerzas de compresión que actúan sobre la columna vertebral, tal como la fuerza de gravedad. Como las articulaciones de la columna vertical rara vez están en la posición neutra de manera precisa, los músculos y los tejidos circundantes pueden someterse a una considerable cantidad de tensión al tratar de mantener una articulación artificial de este tipo en una posición deseada, por ejemplo, cuando la persona está sentada o de pie en posición vertical. Además, los músculos y los tejidos circundantes deben trabajar más para devolver la articulación a la posición neutra después de la flexión de la columna vertebral. Esto, a su vez, puede conducir a daños en los músculos, los tejidos conectados y las articulaciones/estructuras adyacentes de la columna vertebral, lo que agrava el dolor y obstaculiza el movimiento adecuado de la columna vertebral.

Así puede entenderse cómo es deseable tener un disco artificial que sea energéticamente estable. Es deseable tener una articulación artificial donde las fuerzas de compresión que actúan sobre la columna vertebral, tal como la fuerza de gravedad que actúa sobre la masa corporal y el peso encima de la articulación tienden a mover la articulación de nuevo a una posición neutra y no lejos de una posición neutra.

La figura 2 muestra un ejemplo de la columna vertebral de una persona que tiene dos o más de los discos artificiales de la figura 1. Se muestran una pluralidad de vértebras 30a-30g y discos vertebrales sanos 34a, 34b, 34e, 34f. Los discos vertebrales naturales entre las vértebras 30c y 30d, y entre las vértebras 30d y 30e se han reemplazado por discos artificiales 38c y 38d de la técnica anterior, incluyendo discos de bola y canal, como se ha descrito con respecto a la figura 1. Como se ha analizado, los discos de bola y canal presentan una inestabilidad inherente, donde fuerzas de compresión, tal como la gravedad, acentúan el movimiento y tiran de la articulación más lejos de una posición neutra, en lugar de devolver la articulación a una posición neutra.

El problema es cada vez más grave con dos o más discos artificiales como se muestra con 38c y 38d. Cuando un

disco artificial, tal como 38d, se mueve desde una posición neutra, las fuerzas de la gravedad, la tensión desequilibrada de los tejidos del cuerpo que rodean la columna vertebral, etc. hacen que el segundo disco artificial 38c gire en la dirección opuesta de 38d. Un paciente que tiene múltiples discos artificiales de la técnica anterior puede no ser capaz de mantener su columna vertebral en una alineación o postura adecuada, ya que los discos artificiales tienden a presionar la columna vertebral en una posición doblada o plegada. Por lo tanto, la columna vertebral desarrolla una escoliosis, o curvatura, debido a la inestabilidad de los discos artificiales 38c, 38d, y la incapacidad del cuerpo para mantener la columna vertebral en una posición correcta, o mucha más tensión sobre los músculos y el tejido conjuntivo para que el cuerpo mantenga la columna vertebral en su orientación correcta. Con el tiempo, la flexión o el colapso de la columna vertebral debido a los discos artificiales tiende a deteriorar los tejidos asociados con la columna vertebral. Por lo tanto, se apreciará que cuando un disco artificial carece de una estabilidad natural, el éxito a largo plazo de la articulación artificial se reduce, y se reduce drásticamente con el aumento del número de discos que se sustituyen. De hecho, la articulación artificial puede acelerar el fallo de los componentes de la columna vertebral por lo demás sanos.

Una columna vertebral que tiene un disco artificial de la técnica anterior puede dar como resultado una flexión no deseada y excesiva de uno o más discos naturales adyacentes, lo que se traduce en una forma de la columna vertebral similar a la mostrada en la figura 2. La flexión no deseada de los discos naturales adyacentes a la articulación artificial puede causar o acelerar la degradación de las articulaciones naturales, y puede dar como resultado la necesidad de reemplazar los discos adicionales.

Una preocupación adicional de un disco artificial es la conservación y la restauración de un movimiento natural. Proporcionar un movimiento natural con una articulación artificial es importante por varias razones, tal como proporcionar un movimiento cómodo a la persona. Tal vez lo más importante es el efecto que la articulación artificial puede tener sobre el tejido circundante. Si el movimiento no es natural, los tejidos responsables de mover la articulación, tal como los músculos, los tendones circundantes, etc., pueden verse afectados negativamente por la articulación. El tejido circundante puede ser incapaz de controlar correctamente la articulación, o puede degenerar gradualmente debido al movimiento cambiado de la articulación artificial. Por lo tanto, proporcionar una articulación artificial con el movimiento natural puede tener un efecto significativo en el éxito a largo plazo de una articulación artificial.

Muchas articulaciones artificiales, tal como las rodillas o caderas artificiales, son articulaciones relativamente simples con un movimiento relativamente simple, tal como articulaciones de tipo bisagra o rótula. Las vértebras y los discos naturales, sin embargo, tienen un movimiento complejo. Los discos naturales son una almohadilla suave, no muy diferente de un colchón. Los discos naturales permiten y soportan el movimiento de las vértebras, y permiten que las vértebras se desplacen a través del disco con combinaciones de movimiento horizontal, vertical y de rotación para realizar los movimientos normales de la columna vertebral.

Los discos artificiales de la técnica anterior, tales como los que se muestran en las figuras 1 y 2, no corresponden al movimiento natural de la columna vertebral. Muchos discos artificiales de la técnica anterior permiten que las vértebras se muevan en un movimiento pivotante, y tienen un movimiento simétrico hacia delante y hacia atrás. Como se ha mencionado, las diferencias de movimiento entre una articulación natural y una articulación artificial pueden causar efectos no deseados en el músculo y el tejido circundante. El músculo y el tejido están orientados y acostumbrados a mover la articulación en un movimiento natural, y pueden degenerarse o ser incapaces de controlar adecuadamente la articulación artificial que tiene un movimiento no natural. Esta degeneración e incapacidad para mover correctamente y controlar la articulación artificial acentúa la inestabilidad de la articulación artificial de la técnica anterior, y puede causar o acentuar los problemas en las articulaciones analizadas con respecto a las figuras 1 y 2.

Por lo tanto, se puede apreciar cómo es deseable disponer de un disco artificial que dé como resultado una articulación que sea energéticamente estable y que proporcione un movimiento natural. El logro de estos resultados proporciona un disco artificial y la articulación resultante, que minimiza los efectos adversos en el cuerpo, tal como la degradación de los tejidos circundantes responsables del control de la articulación y el fallo de la articulación para proporcionar soporte al cuerpo en una posición natural.

Un estudio del movimiento de la columna vertebral cervical (cuello) revela que el movimiento cinemático de la columna vertebral es un movimiento complejo y asimétrico. Se observa el movimiento de la columna vertebral es un acoplamiento de un movimiento de traslación y de rotación de los cuerpos vertebrales. En el presente documento, el movimiento de la columna vertebral se describe típicamente describiendo el movimiento de la porción del cuerpo vertebral por encima del disco de la columna vertebral relevante respecto a la porción correspondiente del cuerpo vertebral por debajo del disco. La flexión/extensión implica la traslación del cuerpo vertebral hacia delante o hacia atrás en combinación con la rotación del cuerpo vertebral en la misma dirección de traslación. La rotación implica típicamente la rotación del cuerpo vertebral alrededor de un punto algo detrás del centro del cuerpo vertebral, en combinación con algo de elevación y algo de inclinación lateral, algo de inclinación del cuerpo vertebral hacia la izquierda durante una rotación hacia la izquierda, etc. La flexión lateral (de lado a lado) se realiza mediante la cooperación de múltiples articulaciones vertebrales en una combinación de rotación, flexión/extensión, e inclinación lateral. El movimiento de la columna vertebral natural se ha descrito por: Panjabi y col., Spine. 15 de diciembre de

2001; 26(24): 2692-700; Ishii y col., Spine. 15 de enero de 2006; 31(2): 155-60; Ishii y col., Spine. 15 de diciembre de 2004; 29(24): 2826-31; Ishii y col., Spine. 1 de abril de 2004; 29(7): E139-44.

5 La figura 3 muestra una vista superior de una vértebra 50. La vértebra incluye diversas estructuras para la fijación del tejido circundante, el paso de la columna vertebral, etc. Como la presente invención se refiere a los discos vertebrales y proporciona un disco artificial, los dibujos y la descripción de la vértebra típicamente se limitará al cuerpo vertebral, el área frontal redondeada indicada en 50a que conecta con el disco vertebral. Por lo tanto, la presente solicitud muestra los cuerpos vertebrales como secciones redondeadas o cilíndricas por simplicidad. La parte posterior (trasera) del área del disco de la vértebra se indica en el punto 54, y la parte anterior (frontal) está indicada en 58. Las articulaciones facetarias 52 ayudan a controlar del movimiento de la columna vertebral natural como se entiende generalmente. Estos puntos se denominan en el análisis del movimiento de la vértebra.

15 La figura 4 muestra una vista lateral de dos vértebras, que muestra los movimientos típicos de una vértebra cervical en flexión hacia delante y hacia atrás. Se observa que la parte posterior 54 y anterior 58 de la vértebra 50 se mueve de manera diferente con respecto a la vértebra 46. La parte anterior 58 de la vértebra 50 presenta una mayor cantidad de movimiento vertical que la parte posterior 54 de la vértebra 50. También se observa que el movimiento de la vértebra 50 implica una cantidad considerable de movimiento deslizante con relación a la vértebra 46. El disco 62 entre las vértebras se conforma bastante, y cambia de forma para permitir el movimiento de las vértebras, tal como por el movimiento hacia adelante y hacia atrás de la vértebra 50. Aunque la presente invención analiza la articulación artificial en el contexto de una articulación para el reemplazo de un disco cervical, se apreciará que puede utilizarse para la sustitución también de otros discos de la columna, típicamente modificando el tamaño de la articulación artificial y posiblemente mediante la modificación de la forma de los salientes y cavidades ligeramente para controlar el movimiento y lograr un rango de movimiento deseado.

25 La figura 5A muestra una vista superior de la vértebra 50, que ilustra el movimiento horizontal de los diversos puntos de la vértebra durante la flexión lateral. La parte posterior 54 de la vértebra 50 permanece sustancialmente en la misma ubicación durante la flexión lateral. La parte anterior 58 y el centro 66 de la vértebra 50 pivotan con relación a la parte posterior 54 de la vértebra, que se mueve en movimientos en forma de arco, como se indica mediante las flechas 70 y 74. El lado izquierdo 78 y el lado derecho 82 de la vértebra 50 también se mueven en movimientos en forma de arco, aunque pivotan alrededor de la parte posterior 54 de la vértebra, indicado mediante las flechas 86 y 90.

35 La figura 5B muestra una vista frontal de la vértebra 50, que ilustra el movimiento vertical de los diversos puntos de la vértebra durante la flexión lateral. La vértebra 46 y el disco 62 también se muestran para ilustrar el movimiento de la vértebra 50 en relación con la vértebra 46. En la flexión lateral, la parte anterior 58 de la vértebra 50 se mueve horizontalmente con respecto a la vértebra 46, como se indica mediante la flecha 94. El lado izquierdo 78 y el lado derecho 82 de la vértebra 50 se mueven verticalmente, así como horizontalmente, como se indica mediante las flechas 98 y 102.

40 Como se ilustra mediante las figuras 5A y 5B, la flexión lateral de la vértebra 50 es un movimiento complejo. La vértebra 50 se desliza y gira lateralmente. La vértebra 50 se desliza a través del disco 62, pivotando alrededor de un punto posterior 54 de la vértebra 50. Como el lado izquierdo 78 o el lado derecho 82 de la vértebra 50 se mueven hacia los lados, se mueven verticalmente, girando la vértebra 50 en relación con la vértebra 46. Como se ha mencionado anteriormente, la inclinación lateral normalmente implica movimientos coordinados de múltiples articulaciones de la columna vertebral para lograr el movimiento deseado. Las figuras 5A y 5B describen un movimiento deseado de una única articulación de columna vertebral para acomodar la flexión lateral natural de la columna vertebral.

50 La figura 6A muestra una vista superior de la vértebra 50, que ilustra el movimiento horizontal de los diversos puntos de la vértebra durante la rotación de la vértebra. La vértebra 50 gira alrededor de un punto 66 ligeramente por detrás del centro de la vértebra. Como tal, el punto anterior 58, el punto posterior 54 y los puntos laterales 78, 82 se mueven de acuerdo con las flechas 56, 60, 80, 84, como se muestra. La figura 6B muestra una vista frontal de la vértebra 50, así como la vértebra 46 y el disco 62, que ilustra los movimientos horizontales de la vértebra 50 durante su rotación. La vértebra 50 se somete a alguna elevación vertical, así como inclinación hacia el lado de rotación (es decir, inclinación hacia el lado izquierdo durante una rotación a la izquierda) como se indica mediante las flechas 96, 100, 104.

60 Los discos artificiales de la técnica anterior, tales como los que se muestran en la figura 1, implican una configuración de tipo de rótula, o un disco semiesférico entre dos casquillos, etc. Se aprecia que la vértebra artificial de la técnica anterior de la figura 1 no se mueve de una manera similar como la vértebra natural como se describe en las figuras 3-6. La figura 7A muestra el movimiento del disco artificial de la técnica anterior que es típico en la flexión/extensión y flexión lateral. La parte posterior 106 y la parte anterior 110 de la superficie vertebral superior se mueven de acuerdo con las flechas 114, 118. Se aprecia que este movimiento es bastante diferente del movimiento de flexión lateral y del movimiento de la columna vertebral natural de flexión, como se muestra en la figura 4. El movimiento de flexión lateral del disco artificial es similar al movimiento de flexión, mientras que la columna vertebral natural se dobla lateralmente con una combinación de rotación y movimiento de flexión. Las

fuerzas de compresión presentes en el cuerpo (tales como el peso del cuerpo y la tensión de los músculos y tendones, etc.) tienden a devolver la vértebra natural a una posición de flexión neutra, donde las fuerzas de compresión aplicadas al disco artificial de la técnica anterior tienden a mover el disco de la técnica anterior a una posición de flexión o plegado extremo, fuera de la posición neutra.

5 La figura 78 muestra una vista superior del disco artificial de la técnica anterior de la figura 1, que ilustra el movimiento de rotación de la articulación resultante. La superficie vertebral superior 10 pivota alrededor del centro 122, como se muestra mediante las flechas 126. El disco artificial de tipo rótula pivota alrededor del centro del disco y gira sin ningún movimiento vertical del disco. Como se muestra en las figuras 5 y 6, una vértebra natural pivota  
10 alrededor de un punto más hacia la parte trasera del disco, en combinación con algo de elevación y de inclinación, cuyos discos artificiales de la técnica anterior no se replican de manera adecuada. Las fuerzas de compresión presentes en el cuerpo (tales como la gravedad y la tensión muscular, etc.) desvían la vértebra natural en una posición central neutra, mientras que la vértebra artificial de la técnica anterior no se desvía en una posición neutra.

15 Por lo tanto, se aprecia mejor cómo el disco artificial de la técnica anterior da como resultado articulaciones que carecen de estabilidad inherente (no se pueden centrar por sí mismas o no se desvían a la posición neutra mediante las fuerzas de compresión naturales que actúan sobre la columna vertebral) y que no pueden recrear el movimiento de la columna vertebral natural. Estos dos factores dan lugar a movimientos no naturales y a una tensión adicional en los músculos, los tejidos conectivos, y las articulaciones de soporte que operan la articulación vertebral particular.  
20 Por lo tanto, el disco artificial de la técnica anterior puede contribuir a un mayor fallo de la columna vertebral.

Volviendo ahora a la figura 8, se muestra una vista en perspectiva desmontada de una articulación artificial 130 según la presente invención. La articulación 130 incluye una porción superior 134 que tiene una pluralidad de salientes 138a, 138b, 138c (generalmente 138) y una porción inferior 142 que tiene una pluralidad de cavidades  
25 146a, 146b, 146c (generalmente 146). Los salientes 138 se reciben en las cavidades 146 cuando la articulación artificial se monta para sustituir un disco en la columna vertebral. Las cavidades 146 definen la superficie que los salientes 138 contactan y definen los posibles rangos de movimiento de los salientes y, por lo tanto, el movimiento de la superficie superior 134 con relación a la superficie inferior 142. La interacción entre la superficie de los salientes y la superficie de las cavidades proporciona un movimiento controlado de la articulación artificial 130, que  
30 se asemeja más estrechamente al movimiento de la columna vertebral natural.

Al mostrar la presente invención en las siguientes figuras y en la descripción de la presente invención, las cavidades y salientes a menudo se designan por un área limitada. Se aprecia a partir del siguiente análisis y de las figuras que los salientes y las cavidades están a menudo ligeramente contorneados y con una transición gradual desde el material circundante. Por lo tanto, puede no haber un borde bien definido en el saliente o la cavidad. Los límites  
35 definidos de la cavidad, por ejemplo, pueden representar el área en la que se pretende que el saliente se mueva, o el área que hace contacto con el saliente durante el uso previsto de la articulación artificial. En algunas configuraciones de la articulación artificial, el saliente o la cavidad pueden tener un borde más claramente definido, tal como, por ejemplo, cuando se usa una pared de contención para proporcionar un límite positivo al rango de movimiento de la articulación artificial. En otras configuraciones, la cavidad puede no tener límites o no tener un  
40 borde distinto, y puede tener otra estructura tal como una clavija para limitar el movimiento de la superficie superior con relación a la superficie inferior. Por lo tanto, se entiende que el término cavidad se usa ampliamente para definir el área general o porción que recibe un saliente, y no pretende limitar la estructura a la estructura que tiene paredes laterales opuestas o una naturaleza alargada.

45 Las siguientes figuras y la descripción describirán mejor los perfiles de los salientes 138 y las cavidades 146 y el rango y los tipos de movimiento resultantes que deja el disco artificial 130. Se apreciará por las figuras y la descripción que las cavidades 146 no necesariamente deben tener bordes verticales inclinados de manera escalonada para contener absolutamente el saliente 138, sino que pueden presentar una transición gradual desde la superficie adyacente de la superficie inferior 142. El término cavidad se utiliza para describir las superficies que están en contacto mediante los salientes 138 y a través de las cuales los salientes se deslizan para permitir el movimiento del disco artificial 130.

La superficie superior 132 de la porción superior 134 y la superficie inferior 144 (no visible) de la porción inferior 142 están configuradas para la fijación al hueso para formar así una articulación artificial. Por lo tanto, las superficies de fijación 132, 144 pueden tener picos, una estructura porosa, productos químicos para inducir la unión al hueso, etc., como se conoce en la técnica anterior. Estas superficies no se detallan en cada dibujo, pero se entiende que son parte de todas las articulaciones artificiales divulgadas en este documento, como puede ser necesario. Además, la base de la porción superior 134 y/o la porción inferior 142 puede ser cónica en espesor, tal que el disco artificial 130 resultante tiene una forma de cuña y no es plano. Un disco artificial en forma de cuña es útil en el tratamiento de la lordosis, cifosis, escoliosis, u otras condiciones presentes en la columna vertebral de un paciente. El uso de elementos de articulación artificiales que tienen un espesor cónico para producir un disco artificial en forma de cuña se entiende que es parte de todas las articulaciones artificiales divulgadas en el presente documento. Se apreciará que tales estructuras de fijación o espesores cónicos pueden no ser necesarios en todas las situaciones, o pueden a  
65 menudo ser de un tamaño o configuración diferente, especialmente, en situaciones tales como cuando la articulación artificial está dimensionada para la sustitución del núcleo.

La figura 9 muestra una vista superior parcialmente recortada de la articulación 130, que ilustra una posible configuración de los salientes 138 y cavidades 146. La porción inferior 142 y las cavidades 146 son visibles, así como una vista en sección transversal de los salientes 138. El resto de la porción superior 134 se omite para mayor claridad. (Aunque se describe en esta solicitud como los salientes que se extienden hacia abajo desde la porción superior en las cavidades en la porción inferior, se apreciará que la configuración puede invertirse, de modo que los salientes se extiendan hacia arriba desde la porción inferior en los receptáculos en la porción superior, mientras se mantiene la estabilidad descrita en este documento).

La figura 9, y muchas de las siguientes figuras se toman a lo largo de la línea 9-9 de la figura 8, y se utilizan para indicar las formas y la orientación de los salientes y cavidades, y la configuración de la articulación artificial.

Los salientes 138 están formados como salientes semiesféricos en la porción superior 134, y se ilustran con un sombreado cruzado para distinguirlos de las cavidades 146. Las cavidades 146 están formadas en la porción inferior 142. Las cavidades pueden estar formadas como cavidades semiesféricas, o pueden estar formadas como cavidades ovales, en forma de riñón, o de huevo. Por ejemplo, la cavidad anterior 146a puede estar formada como una cavidad ovalada que tiene un eje largo a que se extiende hacia los lados. Las cavidades laterales 146b, 146c pueden estar formadas como cavidades ovales que tienen un eje largo que se extiende algo paralelo respecto al borde adyacente de la capa inferior 142. Independientemente de la forma, se prefiere que las cavidades sean más grandes de lado a lado que las porciones adyacentes del saliente asociado, de modo que al saliente se le proporcione un cierto grado de movimiento de traslación antes de acoplarse a las paredes laterales (que están generalmente inclinadas en lugar de ser verticales) de las cavidades.

Como se ilustra más específicamente en las figuras posteriores, los receptáculos están típicamente contorneados para controlar el movimiento de la articulación artificial resultante. Típicamente, la porción inferior del receptáculo 146 es relativamente plana para permitir un cierto movimiento de traslación, y los lados interiores de los receptáculos se inclinan cada vez más para provocar la elevación de una porción superior 134 cuando un lado particular de la misma se desliza hacia el centro de la porción inferior 142. Las porciones exteriores de los receptáculos 146 pueden simplemente continuar en la dirección de la porción inferior de los receptáculos, o pueden contener una pared de retención o superficie muy inclinada que limita el movimiento de la articulación artificial 130. No se pretende que los salientes 138 suban esta porción exterior inclinada de los receptáculos 146 para elevar el lado de la porción superior 134 que se mueve lejos del centro de la porción inferior 142, como tal, es típicamente contraria al movimiento de la columna vertebral natural.

Además, las cavidades 146 pueden estar orientadas en diferentes ángulos para ayudar en el control del movimiento de la articulación. La cavidad anterior 146a puede estar orientada de manera que esté dirigida hacia delante en lugar de completamente vertical. Las cavidades laterales 146b, 146c, pueden estar orientadas un poco hacia atrás y hacia los laterales.

La figura 10 muestra una vista lateral de la porción inferior 142 de la figura 9. Se puede ver más claramente cómo la cavidad anterior 146a está orientada en una dirección hacia delante en lugar de completamente vertical, y cómo las cavidades laterales 146b (no mostrada), 146c están orientadas de tal manera que están inclinadas hacia fuera y hacia atrás desde una orientación completamente vertical. La orientación de las cavidades 146 ayuda a controlar el movimiento de los salientes y de la porción superior; controlando así el movimiento del disco artificial 130. El movimiento del disco artificial 130 se analizará con mayor detalle en las siguientes figuras y en la descripción.

La figura 11 muestra otra vista superior parcialmente recortada del disco artificial 130, que ilustra una configuración alternativa de los salientes 138 y cavidades 146. Los salientes 138 están formados de manera que tengan lados que están generalmente alineados en alineación radial con un punto posterior 150, tal como se indica mediante las líneas de referencia de trazos que se extienden desde el punto posterior 150. Del mismo modo, los contornos de los receptáculos 146 generalmente siguen las líneas radiales. Dicha alineación radial promueve el giro del disco alrededor del punto posterior 150, imitando el movimiento de la columna vertebral natural, tal como se ha analizado anteriormente.

A medida que gira el disco, el saliente anterior 138a se mueve lateralmente, como se ilustra mediante la flecha 148, y los salientes laterales 138b, 138c se mueven como las flechas ilustradas mediante 152 y 156. A medida que la porción superior 134 gira a la derecha, el saliente lateral izquierdo 138c se eleva verticalmente (hacia fuera de la página), ya que se acopla con la pared lateral de la cavidad, imitando de ese modo la inclinación de la columna vertebral natural durante la rotación. Cuando la superficie superior 134 se hace girar a la izquierda con relación a la superficie inferior 142, el saliente lateral derecho 138b se eleva de una manera similar. Estos movimientos también se muestran en las figuras 13-15.

La figura 12 muestra otra vista parcialmente recortada del disco artificial 130, que ilustra una configuración alternativa de los salientes 138 y las cavidades 146. Los salientes laterales 138b, 138c, y las cavidades laterales 146b, 146c se han formado de tal manera que son ligeramente curvados. La curva hace que la porción superior 134 gire alrededor del punto 154 con relación a la porción inferior 142. Las superficies curvadas de los salientes laterales 138b, 138c, y las cavidades laterales 146b, 146c ayudan a limitar el movimiento de rotación del disco 130 a un

movimiento predeterminado.

El punto 154 está algo adelantado de la porción posterior (indicada en el punto 158) del disco 130, pero detrás del centro 162 del disco. A medida que se hace girar la porción superior 134 del disco 130, el saliente anterior 138a se mueve según la flecha 166, y los salientes laterales se mueven de acuerdo con las flechas 170 y 174. La forma de la cavidad 146c hace que el saliente lateral izquierdo 138c se eleve verticalmente cuando la porción superior 134 pivota hacia la derecha, y la forma de la cavidad 146b hace que el saliente lateral derecho 138b se eleve cuando la porción superior pivota a la izquierda - imitando así la inclinación de la columna vertebral natural cuando gira.

La figura 13A muestra una vista en sección transversal de los discos artificiales 130 de las figuras 8 a 12 largo de la línea 13-13 (como se indica en la figura 12). La sección transversal muestra la porción superior 134 y la porción inferior 142 del disco artificial 130 que se incluye en la figura 8, pero la línea de sección se muestra en la figura 12 para mayor claridad de la indicación de la sección mostrada. Se puede observar cómo los salientes 138b y 138c tienen superficies inferiores redondeadas para permitir el movimiento de deslizamiento suave (rotación y traslación) a través de las superficies de las cavidades 146b, 146c. Las cavidades 146b, 146c están también formadas de manera uniforme, proporcionando un movimiento continuo y suave en un rango de movimiento deseado. En una posición de reposo, la parte inferior de los salientes 138b, 138c se apoyan en las partes inferiores generalmente planas de las cavidades 146b, 146c. Por lo tanto, la articulación es muy estable, ya que no requiere trabajo adicional para que la articulación se mantenga en un estado de reposo. Las fuerzas de compresión ejercidas sobre la articulación, tales como la del peso del cuerpo y la tensión de los tejidos circundantes, tenderán a empujar la articulación a tal estado de reposo. El estado de reposo de la articulación es energéticamente estable (un mínimo energético) y corresponde a la posición neutra de la columna vertebral natural.

Cuando la porción superior 134 se desliza a la derecha con respecto a la porción inferior 142 (como tiene lugar en la columna vertebral natural), el saliente izquierdo 138c se eleva a medida que se desplaza hacia arriba a lo largo de la superficie de la cavidad 146c. El saliente derecho 138b se mueve en general horizontalmente a través de la parte inferior generalmente plana de la cavidad 146b, lo que se traduce en una inclinación de la porción superior 134 para que coincida con la de la columna vertebral natural, y que da como resultado una expansión neta del disco artificial. El movimiento hacia la izquierda de la superficie superior 134 hace que el saliente derecho 138b se eleve verticalmente a lo largo de la pared lateral de la cavidad 146b, mientras que el saliente izquierdo 138c se desliza de forma generalmente horizontal, inclinando la porción superior 134 a la izquierda y que resulta en una expansión neta del disco artificial. Mediante la correspondencia del desplazamiento y la curvatura de los salientes 138 con las paredes laterales de las cavidades 146, la superficie superior 134 se puede hacer que se asemeje estrechamente con el desplazamiento que se produce en la columna vertebral natural. Se aprecia de este modo que las fuerzas de compresión colocadas sobre la columna vertebral, tales como el peso del cuerpo por encima de la articulación artificial y la tensión en los tejidos que rodean la columna vertebral natural presionan la articulación artificial de nuevo en la posición neutra, ya que estas fuerzas actúan para comprimir la articulación artificial. La articulación artificial 130 es así naturalmente estable, ya que estas fuerzas de compresión tienden a devolver la porción superior 134 a su posición neutra inicial. Por lo tanto, no se ejerce una fatiga adicional sobre los músculos y el tejido conectivo, aumentando la estabilidad articular. La figura 13B muestra la articulación artificial de la figura 13A con la porción superior desplazada ligeramente hacia la derecha. Puede verse cómo se eleva el saliente 138c a medida que se mueve hacia la derecha y cómo la porción superior 134 se inclina hacia la derecha. Puede verse cómo se aumenta la distancia media entre la porción superior 134 y la porción inferior 138, lo que da como resultado una expansión neta de la articulación artificial. Por lo tanto, las fuerzas de compresión que actúan sobre la articulación 130 contrarrestan la expansión de la articulación y la devuelven a la posición neutra.

La expansión de la articulación artificial causada por su movimiento puede describirse de diferentes maneras. El volumen ocupado por la articulación, incluyendo el volumen de la porción superior 134, la porción inferior 138, y el espacio directamente entre las mismas, aumenta en respuesta al desplazamiento de la articulación desde una posición neutra. Como alternativa, la distancia media entre la porción superior 134 y la porción inferior 142 aumenta cuando la articulación se desplaza desde una posición neutra. Aunque pueden utilizarse diversos términos diferentes para describir la expansión de la articulación 130, el diseño del disco vertebral artificial de la presente invención es tal que, por su rango de movimiento de la articulación artificial resultante, la articulación artificial se expande como resultado del desplazamiento de la articulación desde una posición neutra y, por lo tanto, las fuerzas de compresión colocadas en la articulación artificial empujarán la articulación de retorno a una posición neutra.

Esto produce una articulación que es inherentemente estable como las fuerzas normalmente aplicadas sobre la articulación, mientras que durante el uso tienden a restaurar la articulación a una posición neutra. Para los modos de realización más preferidos de la articulación artificial, la articulación experimenta una expansión neta para todo tipo de movimiento deseado, dando como resultado una articulación donde todos los tipos de movimiento se contrarrestan mediante la compresión de la articulación y, por lo tanto, una articulación donde la compresión colocada naturalmente en la columna vertebral empuja la articulación en una posición neutra en reacción a todos los tipos de movimiento desde la posición neutra.

La figura 13C muestra una articulación artificial similar a la de las figuras 13A y 13B, pero donde se forman los salientes 138 (los salientes laterales 138b, 138c que se muestran) en la porción inferior 142 y se forman las

5 cavidades 146 (las cavidades laterales 146b, 146c que se muestran) en la porción superior 134. Se observa que la dirección de la pendiente de las cavidades 146 se invierte para lograr la misma dirección de inclinación durante el movimiento de la articulación artificial 130. Es decir, que donde la figura 13A muestra las cavidades donde las secciones adyacentes a los bordes exteriores de la porción inferior son generalmente horizontales y las secciones adyacentes al interior de la porción inferior están inclinadas, la figura 13C muestra las cavidades 146 donde las secciones adyacentes a los bordes exteriores de la porción superior 134 están inclinadas y las secciones adyacentes al interior de la porción superior son generalmente horizontales. La disposición mostrada en la figura 13C asegura que la porción superior 134 se inclina hacia adelante cuando se extiende hacia delante, etc. para que coincida con el movimiento natural de la columna vertebral, como se ha analizado.

10 Por lo tanto, se apreciará que las articulaciones artificiales de la presente invención no siempre pueden tener salientes 138 en la porción superior 134 y las cavidades 146 en la porción inferior 142, pero pueden contener salientes en la porción inferior y cavidades en la porción superior, o una combinación de los salientes y las cavidades en la porción superior y en la porción inferior. En general, cuando es deseable tener un saliente 138 en la porción inferior 142 de la articulación y una cavidad 146 en la porción superior 134 de la articulación, la orientación relativa de la cavidad se invierte, de manera que las porciones inclinadas que se colocaron en el interior de la cavidad (más cerca del centro de la articulación) se coloquen en el exterior de la cavidad y las porciones generalmente planas o menos inclinadas que se colocaron en la porción exterior de la cavidad se coloquen en la porción interior de la cavidad. En la mayoría de los casos, sin embargo, es más fácil fabricar una articulación artificial donde los salientes estén en la parte superior de la articulación y las cavidades estén en la parte inferior de la articulación.

15 Las figuras 14A y 14B muestran vistas en sección transversal de los discos artificiales 130 de las figuras 8 a 12 a lo largo de la línea 14-14. La sección transversal muestra la porción superior 134 y la porción inferior 142 del disco artificial 130 que se incluye en las figuras 8 a 12, pero la línea de sección se muestra en la figura 12 para mayor claridad en la indicación de la sección mostrada. Puede verse cómo los salientes laterales 138b, 138c (saliente lateral derecho 138b no mostrado) se mueven hacia arriba, cuando la porción superior 134 se mueve hacia delante (hacia la parte anterior de la superficie inferior 142). El saliente lateral 138b, 138c se desliza hacia arriba y hacia delante a través de la superficie de la cavidad 146b, 146c. Por lo tanto, la porción superior 134 se hace pivotar hacia arriba en la parte posterior aproximadamente 5-7 grados, simulando de este modo el movimiento de la columna vertebral natural. El saliente anterior 138a, no mostrado, puede deslizarse horizontalmente, o incluso puede deslizarse hacia abajo a lo largo de la pendiente en la cavidad anterior 146 para proporcionar el movimiento de deslizamiento en la parte delantera de la articulación, similar a una columna vertebral natural. A diferencia de las articulaciones artificiales de la técnica anterior, sin embargo, la articulación está configurada para volver a su posición original una vez que los músculos asociados se liberan, usando las fuerzas de compresión que actúan sobre la articulación para deslizar los salientes 138b y 138c hacia abajo de las paredes laterales de sus cavidades asociadas, y para deslizar o elevar el saliente anterior 138a de nuevo a su posición original.

20 La figura 15 muestra una vista en sección transversal de los discos artificiales 130 de las figuras 8 a 12 a lo largo de la línea 15-15, con la adición de un poste o tope que limita el movimiento que no se muestra en las figuras anteriores. La sección transversal muestra la parte superior e inferior del disco artificial como se incluye en las figuras 8 a 12, pero la línea de sección se muestra en la figura 12 para mayor claridad en la indicación de la sección mostrada. El saliente anterior 138a y la cavidad 146a son visibles. Cuando la porción superior 134 se mueve hacia atrás (hacia la parte posterior de la superficie inferior), el saliente anterior 138a se eleva verticalmente, ya que se desliza hacia arriba en la superficie inclinada de la cavidad 146a. Para limitar el movimiento de la porción superior 134 con relación a la porción inferior 142, una de la porción superior y la porción inferior puede tener un poste 178 formado en la misma (no mostrado en las figuras anteriores) y la otra porción puede tener un orificio correspondiente 182 o receptáculo para recibir el poste 178. Pueden usarse diversos métodos y estructuras diferentes para limitar afirmativamente el movimiento de la articulación artificial.

25 La limitación del movimiento del poste 178 al espacio definido por el orificio 182 restringe el movimiento de la superficie superior 134 con relación a la superficie inferior 142 y, por lo tanto, limita el rango de movimiento proporcionado por el disco artificial 130. Esto puede ser importante en la prevención de que el disco artificial 130 se disloque (la superficie superior 134 se mueve demasiado lejos a través o fuera de la superficie inferior 142) como puede ocurrir en un accidente u otro fuerte impacto.

30 El movimiento de las vértebras cervicales es relativamente pequeño. Por ejemplo, en la flexión hacia delante y hacia atrás, una vértebra puede inclinarse hacia delante aproximadamente 10 grados y hacia atrás aproximadamente 5 grados. El mismo movimiento típicamente puede implicar que la vértebra se deslice aproximadamente 1 o 2 milímetros con respecto a la vértebra inferior. En la rotación, la vértebra puede pivotar aproximadamente 4 grados y deslizarse aproximadamente 0,5 o 1 milímetros con respecto a la vértebra inferior. Por lo tanto, el orificio 182 puede ser aproximadamente 4 milímetros mayor que el diámetro del poste 178.

35 Las figuras 13 a 15 ilustran cómo las cavidades 146 están conformadas para dirigir el movimiento de los salientes 138 en direcciones predeterminadas y para aumentar selectivamente uno o más de los salientes cuando la porción superior 134 se mueve. Los salientes se dirigen en movimientos que imitan el movimiento de la columna vertebral

natural. A medida que el disco artificial 130 se flexiona hacia delante, la porción superior 134 se desliza hacia delante y también se inclina hacia delante cuando los salientes laterales 138b, 138c se elevan verticalmente mediante las cavidades 146b, 146c.

5 A medida que el disco artificial gira, los salientes 138 y las cavidades 146 también ayudan en la imitación del movimiento de la columna vertebral natural. Por ejemplo, cuando la porción superior 134 se hace girar a la derecha, el saliente anterior 138a se deslizará hacia la derecha, el saliente lateral izquierdo 138c se deslizará a la izquierda y algo hacia delante, y se elevará verticalmente, y el saliente derecho 138b se deslizará hacia la izquierda y ligeramente hacia atrás. Al controlar la forma de los salientes 138 y la forma y la curvatura de la parte inferior y las paredes laterales de las cavidades 146, los tres movimientos dimensionales de la porción superior 134 y de la porción inferior 142 pueden controlarse cuidadosamente. Por lo tanto, puede crearse una articulación artificial que simula mucho más de cerca los movimientos de la columna vertebral natural que la articulación artificial de la figura 1.

15 La figura 16 muestra una vista detallada de un saliente 138 y una cavidad 146 del disco artificial 130. Únicamente un saliente 138 y una cavidad 146 se muestran para mayor claridad, pero los principios analizados se aplican a cada una de las combinaciones de saliente 138/cavidad 146. Las cavidades 146 pueden formarse con una sección inferior generalmente plana y horizontal 186, una sección de transición curvada 190, y una sección inclinada más abruptamente 194. El saliente 138 se forma con un extremo redondeado 198 que puede deslizarse suavemente a través de la cavidad 146, que incluye la transición suave a través de las diversas secciones de la cavidad. Se apreciará que las diferentes formas de los salientes y cavidades, tales como las secciones curvadas 190 que se curvan más rápida o lentamente para aumentar la velocidad de aumento de la porción superior 134 en relación con su movimiento de traslación, pueden utilizarse para alterar el movimiento característico de la articulación artificial.

25 El saliente 138 puede estar situado en una posición de reposo en la sección de transición 190 de la cavidad, de manera que el saliente 138 se deslizará en una dirección generalmente horizontal cuando se desliza fuera de la porción inclinada 194 (a la izquierda en la figura 16), y de tal manera que el saliente comenzará inmediatamente a moverse hacia arriba, así como horizontalmente cuando el saliente se desliza hacia la porción inclinada de la cavidad 146 (a la derecha en la figura 16). Tal configuración de los salientes 138 y de las cavidades 146 puede utilizarse para crear un disco artificial que se centra automáticamente y es energéticamente estable.

Los salientes 138 y las cavidades 146 pueden orientarse de manera que los salientes se deslizan de manera general horizontalmente cuando se desliza generalmente separándose del centro de la porción inferior 142, y de manera que los salientes se deslizan en sentido horizontal y hacia arriba cuando se desliza generalmente hacia el centro de la capa inferior 142. Por lo tanto, cuando el disco artificial se mueve hacia delante, como ocurriría en una flexión hacia delante de la columna vertebral, el saliente anterior 138a se desliza generalmente hacia delante y los salientes laterales se deslizan hacia adelante y hacia arriba a través de la porción de transición 190 y la porción inclinada 194 de las cavidades laterales 138b, 138c. Por lo tanto, la porción posterior de la capa superior 134 del disco artificial 130 se eleva hacia arriba, provocando un aumento del peso corporal y del tejido soportado por encima del disco artificial 134. La elevación de la porción superior 134 y del peso soportado sobre la misma están contra la fuerza de gravedad y en contra de la tensión de los músculos y de los tejidos que soportan la columna vertebral. Por lo tanto, las fuerzas de compresión del peso corporal aplicadas sobre la articulación y la tensión en el tejido de soporte hará que la articulación vuelva a la posición neutra, bajando los salientes laterales elevados 138b, 138c y bajando la porción superior 134 y el peso soportado. Un modo similar de operación se consigue en el movimiento de rotación del disco artificial 130.

Aunque se ha analizado con relación a la flexión hacia delante, se apreciará que cada cavidad 146 puede estar provista de paredes laterales inclinadas sobre toda la circunferencia, controlando así selectivamente la elevación de un saliente asociado 138 en respuesta a cualquier dirección de movimiento horizontal. Mediante la coincidencia de la curvatura de los salientes 138 y la curvatura de las cavidades 146, se proporciona un control sustancial del movimiento en tres dimensiones de la porción superior 134.

Por lo tanto, el disco artificial 130 es ventajoso sobre la técnica anterior, ya que el disco da como resultado una articulación que es energéticamente estable o de centrado automático y que se empuja de vuelta a una posición neutra, donde los discos artificiales de la técnica anterior dan como resultado articulaciones que son gravitacionalmente inestables y se empujan más allá de una posición neutra una vez se mueve desde la posición neutra. Además, las articulaciones artificiales 130 dan como resultado un movimiento que se aproxima de manera cercana al movimiento natural de la columna vertebral. Una coincidencia más cercana al movimiento natural de la columna vertebral reduce el impacto adverso sobre el tejido que rodea la articulación artificial cuando está en uso y promueve el éxito a largo plazo de la articulación artificial.

La figura 17 ilustra una configuración alternativa de un saliente 138 y una cavidad 146 del disco artificial 130 para limitar el rango de movimiento de la articulación resultante. El saliente 138 se ha formado con un extremo redondeado 202, que se curva de forma más pronunciada alejándose del punto de contacto con la cavidad 146. La cavidad 146 se ha formado con una pared interior de retención 206 y una pared exterior de retención 210. El saliente 138 contactará con una de las paredes de retención después de moverse a una posición extrema dentro de la

5 cavidad 146. Cualquiera o todas las cavidades pueden formarse de esta manera con paredes de retención para limitar el movimiento de la superficie superior 134 con relación a la superficie inferior 142. Por lo tanto, el espacio entre las paredes de retención 206, 210 y los salientes 138 cuando el saliente está en una posición de reposo determinará el rango de movimiento de la superficie superior 134, y de la articulación resultante del disco artificial 130.

10 Las paredes de retención 206, 210 se pueden extender completamente alrededor de la cavidad 146 y conectarse entre sí, o pueden formarse como estructuras separadas. Se apreciará que las paredes interiores de retención 206 pueden no ser necesarias. Si cada una de las cavidades 146 se forma con una pared exterior de retención 210, el rango de movimiento de los salientes 138 y la superficie superior 134 estará limitado en todas las direcciones por las paredes exteriores de retención 210. Del mismo modo, las paredes de retención exteriores pueden no ser necesarias si la articulación se retiene por completo mediante las paredes de retención interiores.

15 Las paredes de retención interiores 206 pueden utilizarse para controlar con mayor precisión el movimiento de los salientes 138 y la superficie superior 134 en las direcciones seleccionadas. La figura 18 muestra tal uso. Por ejemplo, las paredes de retención interiores 206b, 206c pueden colocarse en los lados interiores de las cavidades 146b, 146c. Las paredes de retención interiores 206b, 206c impiden el movimiento de los salientes laterales 138b, 138c en una dirección puramente lateral. Las paredes de retención interiores 206b, 206c están colocadas contra los salientes laterales 138b, 138c, de modo que, en rotación, los salientes laterales 138b 138c no se desplazan lateralmente, sino que giran alrededor del punto de contacto entre un saliente lateral y la pared interior de retención.

20 Por ejemplo, si la porción superior 134 se hace girar a la derecha, los salientes laterales 138b, 138c no pueden simplemente desplazarse a la izquierda o a la derecha. El saliente lateral izquierdo 138c puede desplazarse hacia delante y hacia la derecha y el saliente lateral derecho 138b puede moverse algo hacia atrás. El saliente anterior 138a se puede mover hacia la derecha y hacia delante. El saliente lateral izquierdo 138c se eleva verticalmente a medida que se mueve, como se ha analizado previamente. Por lo tanto, se observa que las paredes de contención interiores 206b, 206c ayudan a limitar el movimiento del disco artificial para imitar el movimiento de la columna vertebral natural. Las paredes interiores de retención hacen que el centro de rotación esté más o menos entre las paredes de retención, más cerca del extremo posterior del disco artificial, donde está situado el centro de rotación de la columna vertebral natural.

25 En la flexión hacia delante y hacia atrás, la porción superior 134 debe moverse como se muestra mediante las flechas 214, 218, 222, de manera similar a la columna vertebral natural. En rotación, la superficie superior debe moverse como se muestra mediante las flechas 226, 230, 234, también de una forma similar a la de la columna vertebral natural.

30 Se apreciará que puede no ser posible replicar perfectamente el movimiento de la columna vertebral natural, y aún así lograr un disco artificial 130 que sea suficientemente estable. Como tal, el diseño resultante puede ser un compromiso entre la coincidencia del movimiento natural y proporcionar capacidades inherentes de estabilidad y de centrado automático, por ejemplo. Una articulación artificial también puede ser un compromiso que proporciona una buena coincidencia con el movimiento natural, la estabilidad inherente, y que puede fabricarse a partir de un material deseado sin gastos o dificultad excesivos. La presente invención, sin embargo, proporciona una marcada mejora con respecto a los discos artificiales inherentemente inestables de la técnica anterior y replica de manera más cercana los movimientos naturales de la columna vertebral.

35 La figura 19 (que no forma parte de la presente invención) muestra otra vista parcialmente en sección de un disco artificial 130'. La superficie superior 134' (figura 20) incluye un saliente anterior 138d y un saliente posterior 138e. La superficie inferior 142 incluye una cavidad anterior 146d y una cavidad posterior 146e. Aunque el diseño de dos salientes/cavidades puede no proporcionar una articulación artificial que sea tan estable como un diseño con tres o más salientes, todavía ofrece una marcada mejora en la estabilidad y en el movimiento sobre un disco artificial convencional. Por ejemplo, la configuración alargada de los salientes 138d y 138e reduce al mínimo el esfuerzo necesario para centrar la articulación en comparación con un solo saliente semiesférico, como en la técnica anterior.

40 La figura 20 (que no forma parte de la presente invención) muestra una vista en sección transversal del disco artificial 130' de la figura 19 a lo largo de la línea 20-20. Los salientes 138 y las cavidades 146 configuradas como se muestra harán que el saliente anterior 138d se deslice hacia delante (a la izquierda) y que el saliente posterior se deslice hacia delante y hacia arriba durante una flexión hacia delante del disco artificial 130', inclinando la porción superior 134' hacia delante y deslizando la superficie superior de una manera similar a la columna vertebral natural.

45 Del mismo modo, el saliente posterior 138e se deslizará hacia atrás y el saliente anterior 138d se deslizará hacia atrás y hacia arriba a lo largo de las cavidades 146 durante una flexión posterior del disco artificial, inclinando la porción superior 134' hacia atrás y deslizando la porción superior similar a la columna vertebral natural. El movimiento hacia arriba de la porción superior 134' durante la flexión hacia delante y hacia atrás del disco artificial moverá el cuerpo apoyado contra la gravedad, y hará que la gravedad desvíe el disco artificial de nuevo a una posición neutra, como se ha analizado anteriormente.

En la rotación, la porción superior 134' girará más o menos alrededor del centro del disco artificial 130', y el disco superior se elevará ligeramente a medida que los bordes de los salientes 138 contacten con las porciones inclinadas de las cavidades 146, haciendo que la gravedad desvíe el disco artificial 130' hasta una posición neutra. Al modificar la configuración de los salientes y las cavidades, la porción superior 134' puede hacerse que gire alrededor de un eje que no esté en el centro de la porción superior. Por lo tanto, puede proporcionarse una articulación artificial que se asemeja con más precisión al movimiento de la columna vertebral natural.

Se apreciará que los dos salientes de disco artificial 130' de las figuras 19 y 20 pueden no aproximarse al movimiento de la columna vertebral natural tan estrechamente como los tres salientes del disco artificial 130 de las figuras 8 a 18, pero puede ser más fácil de fabricar. Además, se mantiene más estable que las articulaciones artificiales de la técnica anterior. La figura 21 muestra una vista en perspectiva de otro disco artificial que es similar al de las figuras 8-18 y funciona de una manera similar. El disco es diferente, ya que el saliente anterior 234, tal como se forma en la parte superior 238 de la articulación, tiene un lado anterior más abruptamente terminado. La parte inferior 242 se forma con una cavidad 246 que tiene una forma correspondiente. Los salientes laterales 250, (254 no mostrado) y las cavidades laterales 258, 262 pueden formarse con formas similares a las del saliente 234 y la cavidad 246, o pueden conformarse de manera más lisa como se ha mostrado anteriormente.

La figura 22 muestra una vista en sección transversal de la articulación de la figura 21 tomada a lo largo de la línea 22-22. Puede verse cómo el lado anterior casi vertical del saliente 234 y el lado anterior casi vertical de la cavidad 246 evitarán que la porción superior 238 se mueva más que una distancia corta a la derecha con respecto a la porción inferior 242, proporcionando un límite de movimiento. Proporcionar tal límite de movimiento ayuda a garantizar que la articulación artificial no se extienda en exceso una vez instalado en un paciente. Como se ha analizado anteriormente, la cavidad 246 se puede conformar de tal forma que el saliente 234 se moverá relativamente horizontal cuando se mueve hacia la derecha desde la posición neutra mostrada, y de tal manera que el saliente se mueve verticalmente, así como a la izquierda cuando se mueve a la izquierda respecto a la base y desde la posición neutra mostrada. Como se ha analizado, esto crea una articulación estable en la que las fuerzas de compresión sobre la articulación empujan la articulación en una posición neutra. Se apreciará que uno o más de los salientes y las cavidades pueden formarse de tal manera que se limita de ese modo el movimiento de la articulación. Uno o más de los diferentes métodos de limitación del movimiento de la articulación artificial analizados en el presente documento pueden utilizarse con cualquiera de las diferentes configuraciones de la articulación que se muestran en el presente documento.

La figura 23 (que no forma parte de la presente invención) muestra otro disco artificial 264 que utiliza un único saliente y una única cavidad para lograr el control de la estabilidad y del movimiento que se analiza en el presente documento. La parte superior 266 incluye una única cavidad 270, y la parte inferior 274 incluye un único saliente 278. La cavidad 270 y el saliente 278 se forman con superficies de acoplamiento redondeadas y/o en ángulo para proporcionar un movimiento suave entre las mismas. El saliente 278 y la cavidad 270 pueden formarse como formas poligonales u otras formas para limitar la rotación de la articulación artificial y proporcionar un movimiento más natural de la articulación. Se apreciará que un lóbulo circular 278 y una cavidad 270 no limitarán la rotación de la parte superior 266 con relación a la parte inferior 274 de la articulación. El saliente 278 y la cavidad 270 pueden formarse como óvalos, cuadrados, triángulos, u otras formas.

La figura 24 (que no forma parte de la presente invención) muestra una vista en sección transversal del disco artificial 264. Puede verse cómo la cavidad 270 incluye una pared exterior inclinada 282 que pasa desde el centro de la cavidad y unos resaltes redondeados 286, y cómo el saliente 278 también tiene una región de transición inclinada 290 y resaltes redondeados 294. El resalte 294 del saliente contacta y se desliza a través de la pared exterior inclinada 282, y el saliente 286 de la cavidad 270 contacta y se desliza a través de la región de transición inclinada 290 del saliente.

A la vista de la articulación artificial 264, se puede apreciar que si la parte superior 266 se mueve hacia la derecha con respecto a la parte inferior 272, el lado derecho de la parte superior se moverá generalmente de forma horizontal a través de las superficies generalmente horizontales, y el lado izquierdo de la parte superior se elevará cuando los resaltes 286, 294 se acoplan y se mueven a través de las regiones de transición inclinadas 282, 290. Esto será el caso del plegado lateral o flexión/extensión de la articulación artificial 264.

Por lo tanto, la articulación artificial 264, aunque no se aproxima a la perfección al movimiento natural de la columna vertebral, creará un movimiento similar y creará una articulación que es empujada a la posición neutra mostrada por las fuerzas de compresión aplicadas a la articulación (como es el caso cuando una articulación se instala en una columna vertebral humana). Para controlar mejor el movimiento de la articulación artificial 164, la porción superior 266 puede curvarse lejos de los puntos de contacto en los resaltes 286, como se indica en 292. Además, la porción inferior 274 puede inclinarse hacia abajo en la porción posterior como se indica en 296 para aproximarse de manera más cercana al movimiento natural de la columna vertebral.

La figura 25 (que no forma parte de la presente invención) muestra una vista inferior de una porción superior 298 de una articulación artificial similar a la mostrada en las figuras 23 y 24. Puede verse cómo la cavidad 302 (y el saliente correspondiente formado en la parte inferior de la articulación) puede formarse en formas distintas de la forma

cuadrada o rectangular, como se muestra anteriormente. Diferentes formas de salientes y cavidades alterarán el movimiento característico de la articulación resultante. Por ejemplo, un saliente/cavidad conformado como se muestra, puede tender a elevarse más cuando se mueve en una dirección que es la dirección opuesta o proporcionar diferentes características de rotación durante la rotación o flexión lateral de la articulación. Por lo tanto, puede seleccionarse una forma que se aproxime razonablemente al movimiento de la columna vertebral natural y crea una articulación que se empujado en una posición neutra mediante las fuerzas de compresión, pero que también es de una forma relativamente simple de fabricar.

La figura 26 ilustra el uso de una articulación artificial 306 de la presente invención que se utiliza para reemplazar el núcleo de un disco espinal dañado, dejando el anular 310 (anillo fibroso) del disco natural en su lugar. Dejar el anillo 310 tan intacto como sea posible puede ser ventajoso en algunos casos, ya que proporciona soporte a la articulación artificial 306, ayudando a mantener la articulación 306 centrada sobre la vértebra 314 o ayudando a mantener la parte superior de la articulación centrada sobre la parte inferior de la articulación. Una articulación artificial que se utiliza para la sustitución del núcleo será típicamente menor que una articulación utilizada para el reemplazo total del disco. Cualquiera de los diseños de la articulación mostrada anteriormente puede utilizarse como reemplazo total de disco o una sustitución del núcleo si se fabrica en el tamaño y la configuración apropiada y está hecho de un material apropiado.

La figura 27 ilustra un disco artificial 318 con una banda elastomérica 322 que rodea la articulación 318. La banda 322 puede ayudar a limitar ligeramente el movimiento de la articulación y mantener la parte superior de la articulación centrada por encima de la parte inferior de la articulación. Cualquiera de los diseños de la articulación anteriores pueden incorporar esta banda 322, si se desea.

La figura 28 (que no forma parte de la presente invención) ilustra un disco artificial alternativo. La articulación artificial 326 incluye una porción de base 330 que tiene una cavidad circular 332 formada en su interior, un toroide 334, y una parte superior 338 que incluye una porción cónica o troncocónica que anida en el toroide 334. El toroide 334 puede desplazarse a través de la base 330, pero se empuja en el centro de la base mediante fuerzas de compresión. La parte superior 338 puede pivotar en el interior del toroide 334 y se eleva cuando pivota debido a la interacción entre la porción cónica y el toroide.

La figura 29 (que no forma parte de la presente invención) ilustra la articulación de la figura 28 en la posición correspondiente a una flexión/extensión o movimiento de flexión lateral. Puede verse cómo el toroide 334 se eleva cuando se desliza a través de la cavidad 332 en la base 330, y cómo la parte superior 338 se eleva cuando pivota. La articulación 326 utiliza formas simétricas que pueden ser relativamente fáciles de fabricar y más o menos se aproximan al movimiento de la columna vertebral natural. La flexión/extensión y el plegado lateral de la articulación se aproximan mucho a la columna vertebral natural, y también se empujan a una posición neutra. Aunque la rotación no tiene restricciones, este movimiento puede ser el más fácil para controlar los músculos y el tejido circundante y es el menos afectado por las fuerzas de compresión aplicadas sobre la columna vertebral natural.

Volviendo ahora a la figura 30, se muestra una vista en perspectiva en despiece de otra articulación artificial. La articulación, indicada en general en 350, es similar a las articulaciones artificiales que se muestran en las figuras 8-22. La articulación 350 incluye una porción superior 354 que tiene un saliente anterior 358 y dos salientes laterales 362. La articulación 350 también incluye una porción inferior 366 que incluye una cavidad anterior 370 y dos cavidades laterales 374, que pueden estar conectadas entre sí en una sola cavidad, como se muestra. Se apreciará, sin embargo, que la porción de conexión estrecha, como se muestra, no contribuye al movimiento del disco artificial y es conveniente de fabricar. La articulación funciona como se ha analizado previamente con respecto a las figuras 8 a 18. Es decir, que la porción superior 354 se desliza a través de la porción inferior 366, permitiendo los movimientos anteroposterior, lateral y de rotación de traslación. A medida que la porción superior 354 se desliza a través de la porción inferior 366, los salientes 358, 362 también se mueven típicamente verticalmente con respecto a la porción inferior 366, debido a las superficies curvadas de las cavidades 370, 374. Como se muestra en la siguiente figura, los salientes 358, 362 son generalmente esféricos y las cavidades 370, 374 tienen secciones transversales verticales circulares. Esto da como resultado una articulación artificial 350 que coincide estrechamente con el movimiento natural de la columna vertebral y proporciona una estabilidad inherente como se ha analizado anteriormente, pero que es más fácil de fabricar.

De forma similar a las articulaciones artificiales de las figuras 8-22, los salientes 358, 362 se mueven hacia arriba con relación a la porción inferior 366 a medida que avanzan hacia el centro de la porción inferior. Este movimiento vertical da como resultado una expansión neta de la articulación artificial y, por lo tanto, da como resultado una articulación donde las fuerzas de compresión aplicadas a la articulación desvían la articulación de vuelta hacia una posición neutra. Este movimiento vertical también da como resultado una articulación que proporciona un movimiento que se aproxima más al movimiento cinemático natural de la columna vertebral humana. Se apreciará que las pendientes y los cambios de curvatura en las cavidades 370, 374 pueden ajustarse para controlar la cantidad de movimiento vertical generado por un movimiento horizontal particular.

Las figuras 31 a 34 muestran detalles adicionales de la porción superior 354 de la articulación 350 de la figura 30. La figura 31 es una vista inferior de la porción superior 354. Las figuras 32 y 33 son vistas en sección transversal

tomadas a lo largo las líneas de sección 32 y 33 de la figura 31. La figura 34 es una vista en perspectiva de la porción superior 354. Una ventaja de la articulación 350 es que utiliza una forma y geometría de la superficie algo más simple y más uniforme que las articulaciones de la figura 11 mientras se logra un movimiento que replica estrechamente el movimiento de la columna vertebral natural. La porción superior puede formarse como un disco sustancialmente plano con los salientes semiesféricos 358, 362. Los salientes semiesféricos 358, 362 están conformados y pulidos más fácilmente que los salientes más complejos, como se muestran en la figura 11, por ejemplo. Las figuras 35 a 40 muestran detalles adicionales de la porción inferior 366 de la articulación 350 de la figura 30. La figura 35 muestra una vista superior de la porción inferior 366 y las figuras 36 a 39 son vistas en sección transversal de la figura 35 tomadas a lo largo de las líneas de sección 36 a 39, respectivamente. La figura 40 es una vista en perspectiva de la porción inferior 366. Como se puede ver en las figuras 30 y 35 a 40, las dos cavidades laterales 374 pueden conectarse entre sí a través de la porción posterior inferior 366 de la articulación artificial. Aunque los salientes laterales 362 no pueden moverse nunca completamente a la parte posterior de la porción inferior 366 directamente entre las cavidades laterales 374, puede ser más fácil de formar y pulir la articulación con dicha configuración.

Se puede observar a partir de las figuras 36 a 39 que la superficie de contacto 378 de la cavidad anterior 370 (a través de la cual el saliente 358 se desliza durante la articulación de la articulación) se curva e inclina ligeramente. La superficie de contacto 378 de la cavidad 370 permite que el saliente 358 se mueva hacia abajo cuando se desliza lejos del centro de la porción inferior 366 y hacia arriba cuando se desliza hacia el centro de la porción inferior, tal como durante la flexión y la extensión de la articulación, así como hacia arriba, cuando se mueve lateralmente a través de la porción inferior, tal como durante la rotación de la articulación. La curvatura de la superficie de contacto 370 da como resultado un mayor movimiento vertical por unidad de movimiento horizontal cuando el saliente 358 está más cerca del centro de la porción inferior 366, en comparación con cuando el saliente 358 está más cerca del borde exterior de la porción inferior.

Para facilitar la fabricación más fácil de la porción inferior 366, las cavidades 370, 374 pueden tener cada una una sección transversal vertical circular, como es visible en las figuras 37 a 39. Esto permite que una herramienta de molido o pulido circular sea barrida a través de la porción inferior durante la fabricación para formar las cavidades.

Se puede observar a partir de las figuras 36-39 que las superficies de contacto 382 de las cavidades laterales 374 tienen radios de curvatura menores que el de la superficie de contacto 378 de la cavidad anterior 370. Como tal, las superficies de contacto 382 de las cavidades laterales 374 son horizontales o casi horizontales cerca de los bordes exteriores de la porción inferior 366 y más abruptamente inclinadas cerca del centro de la porción inferior. Como resultado, los salientes laterales 362 experimentan poco o ningún movimiento vertical a medida que avanzan a través de la superficie 382 alejándose del centro de la porción inferior 366 y se mueven hacia arriba alejándose de la porción inferior 366 de la articulación cuando se mueven hacia el centro de la porción inferior. La curvatura de las superficies de contacto 382 es tal que el movimiento vertical de los salientes laterales 362 es mayor por unidad de movimiento horizontal cuando los salientes laterales están más cerca del centro de la porción inferior 366.

La inclinación más pronunciada de las porciones más centrales de las superficies de contacto 382 en comparación con la superficie de contacto 378 proporciona una fuerza de recuperación neta que desvía la articulación artificial 350 a una posición neutra (es decir, una posición no desplazada). Por lo tanto, la inclinación de la superficie de contacto 378 tenderá a desviar el saliente anterior 358 lejos del centro de la porción inferior, incluso en una posición neutra, pero las mayores inclinaciones de las superficies de contacto laterales 382 proporcionarán una mayor presión contra un desplazamiento adicional anterior a los salientes laterales 362 y mantendrán la articulación en una posición neutra mientras se aplica compresión a la articulación artificial 350.

Las formas y las curvaturas de las superficies de contacto 378, 382 de las cavidades 370, 374 dan como resultado un movimiento cinemático de la articulación artificial 350 que se aproxima al de la columna vertebral natural y que también tiende a devolver la articulación artificial 350 a una posición neutra cuando la articulación 350 se coloca bajo compresión. Una posición neutra es cuando la porción superior está alineada sobre la porción inferior y no desplazada del centro de la misma. (Se apreciará que las porciones superior o inferior pueden tener una base que se desplaza en cierta medida desde los salientes, de modo que las porciones de base superior e inferior están algo mal alineadas, a pesar de que los salientes y las cavidades estén en una orientación neutra. Esto está dentro del alcance de la invención). Durante el uso, la articulación artificial 350 será desviada hacia una posición no desplazada neutra mediante las fuerzas de compresión impuestas a la articulación mediante el cuerpo y, por lo tanto, estabilizará la articulación. La articulación artificial 350 presenta una buena aproximación del movimiento natural de la columna vertebral, es decir, la rotación y la traslación que se produce con la flexión o rotación lateral de la columna vertebral y la traslación que se produce con la flexión y la extensión de la columna vertebral.

Volviendo ahora a las figuras 41 a 53, se muestra otra articulación de columna vertebral artificial 386 de la presente invención. La articulación artificial 386 opera de acuerdo con los principios que se han analizado anteriormente, en los que la articulación artificial proporciona un movimiento que coincide estrechamente con el movimiento natural de la columna vertebral y que es inherentemente estable. La articulación 386 es estable porque la articulación experimenta una expansión neta como resultado de los rangos previstos de movimiento y, por lo tanto, las fuerzas de compresión sobre la articulación, mientras que en una columna vertebral, tenderá a restaurar la articulación a una

posición neutra no presionada.

Las figuras 42 a 46 muestran la porción superior 390 de la articulación 386 de la figura 41, mientras que las figuras 48 a 53 muestran la porción inferior 394 de la articulación. La figura 42 muestra una vista en perspectiva de la porción superior 390. La figura 43 muestra una vista inferior de la porción superior 390 y las figuras 44 a 47 muestran vistas en sección transversal de la porción superior tomadas a lo largo las líneas de sección 44 a 47 de la figura 43. De modo similar, la figura 48 muestra una vista en perspectiva de la porción inferior 394, mientras que la figura 49 muestra una vista superior de la porción inferior 394 y las figuras 50 a 53 muestran vistas en sección transversal de la porción inferior tomadas a lo largo las líneas de sección 50 a 53 de la figura 49.

La articulación 386 difiere de las articulaciones descritas anteriormente en las figuras 8 a 18 y 30 a 40 porque contiene un único saliente posterior 398 y una cavidad posterior 406 y dos salientes laterales anteriores 402 y dos cavidades laterales anteriores 410. De otro modo, la porción superior 390 y la porción inferior 394 coinciden juntas de manera similar y funcionan de una manera similar a la analizada anteriormente.

La articulación 386 incluye dos salientes anteriores 402 y un único saliente posterior 398 y cavidades correspondientes para utilizar mejor los efectos estabilizadores de las articulaciones facetarias (52 de la figura 3). Durante la flexión hacia delante de la articulación 386, se aplica más presión en los dos salientes anteriores 402 y las cavidades anteriores 410, proporcionando una mayor estabilidad lateral. Durante la extensión hacia atrás de la articulación 386, se aplica más presión en el único saliente posterior 398 y la cavidad posterior 406 que da como resultado una estabilidad lateral algo menor que se proporciona en la flexión hacia delante de la articulación. Sin embargo, las articulaciones facetarias 52, que se encuentran en la parte posterior de la columna vertebral, proporcionan una estabilidad lateral adicional durante la extensión de la articulación 386. Por lo tanto, los dos salientes laterales 402 y las cavidades 410 se utilizan mejor en la parte anterior de la articulación 386.

De lo contrario, la articulación 386 de las figuras 41 a 53 es similar a la articulación 350 de las figuras 30 a 40. Como se ilustra en las figuras 44 a 47, los salientes 398, 402 tienen formas esféricas para permitir un esmerilado y un pulido más fáciles de la porción superior 390 cuando se usa un material tal como diamante policristalino (POC). Las cavidades tienen secciones transversales verticales circulares como se ilustra en las figuras 50 a 53 para permitir un esmerilado y un pulido más fáciles con una herramienta giratoria circular utilizando POC o un material similar. La herramienta rotativa puede barrerse mediante un movimiento horizontal relativamente simple para esmerilar las formas de las cavidades que se muestran. La articulación 386 se ha cortado en una forma trapezoidal, tal como una forma que coincide estrechamente con el espacio disponible en la columna vertebral para el reemplazo total del disco. Se apreciará que todas las articulaciones artificiales de la invención anteriores, aunque se muestran redondas para la facilidad en el dibujo y en el análisis de las articulaciones, pueden formarse generalmente trapezoidales o de forma generalmente rectangular, como se muestra para interactuar más eficientemente con los cuerpos vertebrales.

Volviendo ahora a las figuras 54 a 66, se muestra otra articulación de columna vertebral artificial de la presente invención. La figura 54 muestra una vista en perspectiva de la articulación 414. Las figuras 55 a 60 muestran la porción superior 418 de la articulación 414, mientras las figuras 61 a 66 muestran la porción inferior 422 de la articulación 414. La figura 55 muestra una vista en perspectiva de la porción superior 418. La figura 56 muestra una vista inferior de la porción superior 418 y las figuras 57 a 60 muestran vistas en sección transversal de la porción superior tomadas a lo largo las líneas de sección 57 a 60 de la figura 56. De modo similar, la figura 61 muestra una vista en perspectiva de la porción inferior 422, mientras que la figura 62 muestra una vista superior de la porción inferior 422 y las figuras 63 a 66 muestran vistas en sección transversal de la porción inferior tomadas a lo largo las líneas de sección 63 a 66 de la figura 62.

La articulación 414 es similar a la articulación 386 que se ha analizado anteriormente porque contiene un único saliente posterior 426 y una cavidad posterior 434 y dos salientes laterales anteriores 430 y dos cavidades laterales anteriores 438. La articulación 414 es diferente porque los salientes 426, 430 y las cavidades 434, 438 son más grandes que los de la articulación 386 para reducir aún más la presión de contacto de la articulación y reducir aún más la tensión puesta sobre el material utilizado para construir la articulación.

Los salientes 426, 430 son de forma esférica y las cavidades 434, 438 tienen secciones transversales verticales circulares para permitir un esmerilado y un pulido simplificados, tal como se ha analizado anteriormente, y proporcionar el movimiento deseado como se describe en la presente solicitud para que coincida estrechamente con el movimiento natural de la columna vertebral. Para maximizar la estabilidad de la articulación 414, los salientes 426, 430 y las cavidades 434, 438 se han movido cerca de los bordes de la porción superior 418 y de la porción inferior 422 mientras que todavía mantiene un rango de movimiento deseado. Esto aumenta la "huella" de los puntos de contacto y maximiza las fuerzas que tienden a restaurar la articulación a la posición neutra cuando se comprime la articulación.

A modo de ejemplo, se han encontrado que las siguientes dimensiones producen una articulación artificial adecuada para el reemplazo total de disco de los discos de la columna vertebral cervical. La porción superior 418 y la porción inferior 422 son aproximadamente de 15,5 mm de ancho y de aproximadamente 11,9 mm de largo (de adelante hacia atrás). La base relativamente plana 442 de la porción superior 418 (que se extiende entre los salientes 426,

430) es de aproximadamente 1,9 mm de espesor. En la porción superior 418, el saliente posterior 426 es de aproximadamente 11,2 mm de diámetro, y tiene un centro que está situado a lo largo de la línea central lateral, y colocado aproximadamente 1,7 mm desde el borde posterior de la porción superior. El saliente posterior 426 se coloca de tal manera que se extiende aproximadamente a 3,6 mm desde la porción de base 442, en un espesor total combinado de aproximadamente 5,5 mm.

Los dos salientes laterales anteriores 430 son de aproximadamente 6,9 mm de diámetro, y tienen unos centros que están situados aproximadamente 7,2 mm por delante del centro del saliente posterior 426 y lateralmente aproximadamente 5,35 mm desde la línea central lateral de la porción superior 418. Los salientes laterales anteriores 430 se extienden aproximadamente 2,9 mm desde la porción de base 442, a un espesor combinado total de aproximadamente 4,8 mm. Las líneas de sección 57 a 60 en la figura 56 pasan a través de los centros de los salientes 426, 430.

Las figuras 67 y 68 ilustran las trayectorias de las herramientas de esmerilado/pulido utilizadas para formar la sección inferior 422 como se muestra. La figura 67 muestra una vista superior de las trayectorias de las herramientas superpuestas en la porción inferior 422 de la articulación, y la figura 68 muestra una vista en perspectiva de las trayectorias de la herramienta junto con los cortes y las cavidades de la herramienta resultantes. La cavidad posterior se hace mediante el barrido de una herramienta de esmerilado/pulido circular de 15 mm de diámetro a través de un arco horizontal 450 (de modo que el diámetro de esmerilado es perpendicular al arco) donde el arco tiene un radio de aproximadamente 1,8 mm, y donde el centro 454 del arco está centrado lateralmente sobre la porción inferior 422, colocado 6,4 mm detrás del punto central de referencia 446 (que se centra lateralmente y aproximadamente a 5,4 mm desde el borde anterior o a 6,6 mm desde el borde posterior), y de modo que el centro 454 está colocado aproximadamente 4,9 mm por encima de la superficie superior de la porción inferior 422. La porción 458 de la cavidad posterior 434 que se encuentra dentro del punto más bajo esmerilada por la herramienta se muele plana.

Las dos cavidades laterales anteriores 438 están hechas mediante un barrido de 10,8 mm de diámetro circular de la herramienta de esmerilado/pulido a través de la trayectoria de la herramienta identificada el segmento de trayectoria 462a, 466a, 470a, 474a, 474b, 470b, 466b, y 462b. Los segmentos de la trayectoria de la herramienta 462a, 462b son líneas rectas de longitud de aproximadamente 3,5 mm. Los segmentos de trayectoria de la herramienta 466a, 466b son arcos que tienen centros 478a, 478b y radios de aproximadamente 0,9 mm. Los segmentos de trayectoria de la herramienta 470a, 470 dibujan líneas rectas de aproximadamente 1,7 mm de longitud. Los segmentos de trayectoria de la herramienta 474a, 474b son arcos que tienen un centro común 482 y radios de aproximadamente 6 mm. Los puntos centrales 478a, 478b están situados a unos 7 mm a cada lado de la línea central lateral y están situados a aproximadamente 4 mm por delante del punto de referencia 446, colocando los puntos a aproximadamente 10,6 mm por delante del punto central 454 y aproximadamente a 1,4 mm detrás del borde anterior de la porción inferior 422. El punto central 482 está situado a lo largo de la línea central lateral y aproximadamente 5,9 mm por delante del punto de referencia 446, o aproximadamente 0,3 mm por delante del borde anterior de la porción inferior 422.

Los diversos segmentos de la trayectoria de la herramienta 462 a 474 se conectan en una trayectoria continua como se muestra, y están situados en un solo plano. El plano en el que están situados los segmentos de trayectoria de la herramienta está en ángulo con respecto al segmento inferior de manera que forman un ángulo con la porción delantera 438a de las cavidades anteriores 438, como se muestra en la figura 64. Como se ha analizado previamente, esto hace que el extremo anterior de la porción superior 418 baje ligeramente en relación con el extremo anterior de la porción inferior 422 durante la flexión de la columna vertebral, replicando el movimiento natural de la columna vertebral. Para el modo de realización mostrado en las figuras 54 a 68, el plano está inclinado hacia abajo alrededor de 17 grados hacia el lado anterior de la articulación. Como tal, el punto más anterior 486 de la trayectoria de la herramienta (segmentos de trayectoria 462 a 474) se encuentra a aproximadamente 0,9 mm por encima de la superficie superior de la porción inferior 422, y los segmentos de trayectoria 470a, 470b están situados aproximadamente 3,5 mm por encima de la superficie superior de la porción inferior.

Se apreciará que la inclinación del plano en el que están situados los segmentos de trayectoria de la herramienta 462 a 474 puede ser cero si se desea un proceso de fabricación simplificado. Cuando el plano de los segmentos de trayectoria de la herramienta 462 a 474 está inclinado, típicamente se puede ajustar para que coincida con el disco específico que está siendo sustituido y, a menudo, puede inclinarse en un ángulo de entre aproximadamente 7 y aproximadamente 27 grados menos que la horizontal. Como se ha analizado anteriormente, un disco artificial cervical medio tendrá una pendiente de aproximadamente 17 grados. La inclinación del plano normalmente se cambiará mediante el ajuste de la altura de la punta más anterior 486 de la trayectoria de la herramienta para mantener las cavidades anteriores 438 a una altura media similar y mantener la altura de la porción superior 418 con respecto a la porción inferior 422 a una distancia similar cuando la porción superior está en una posición neutra.

Las articulaciones de columna vertebral artificiales en el presente documento son beneficiosas porque proporcionan un movimiento que reproduce estrechamente el movimiento artificial de la columna vertebral. Un aspecto importante de esto es proporcionar un movimiento acoplado, donde la traslación o la rotación de la porción superior respecto a la porción inferior necesariamente produce una inclinación de la porción superior respecto a la porción inferior.

Aunque algunas articulaciones de columna vertebral artificiales de la técnica anterior permiten la traslación, y permiten la rotación de la articulación de una manera a modo de rótula, no hay ningún acoplamiento del movimiento de traslación y del movimiento pivotante que se aproxime al movimiento natural de la columna vertebral. Esto se traduce en una articulación que proporciona un movimiento no natural cuando se implanta en una columna vertebral, y que afecta negativamente a la columna vertebral, como se describe en el presente documento. Por el contrario, las articulaciones de columna vertebral artificiales de la invención proporcionan un movimiento que replica de manera cercana el movimiento natural de la columna vertebral.

Se apreciará que los discos artificiales divulgados en el presente documento darán como resultado una alta presión de contacto entre los salientes y las cavidades, ya que las superficies curvadas de los salientes contactan con las cavidades en un área de contacto muy pequeña. Por lo tanto, el material utilizado para crear dicho saliente debe resistir una presión muy alta sin deformación y sin desgaste, rotura, u otra degradación del material. Por lo tanto, un modo de realización preferido de la presente invención proporciona discos artificiales que se forman a partir de diamante, tales como diamante policristalino compacto (POC). POC es un material suficientemente duro para resistir el desgaste y la deformación.

La publicación del documento n.º US 2003/0191533, asignado a Diamicron, Inc., analiza la fabricación de articulaciones artificiales utilizando diamante. La publicación divulga a un experto en la técnica cómo hacer que las articulaciones artificiales de diamantes artificiales. Con respecto a la presente invención, se aprecia que es más difícil de formar una superficie de disco artificial de diamante que es un saliente múltiple complicado o superficie de múltiples cavidades. Es mucho más sencillo formar una superficie regular sencilla, tal como una esfera o un receptáculo semiesférico.

Un procedimiento actualmente preferido de fabricación del disco artificial de la presente invención utiliza un mecanizado por descarga eléctrica (EOM) para formar las superficies de la articulación. El compuesto de diamante artificial puede presionarse en aproximadamente la forma deseada. Una máquina de EOM de sumidero puede entonces estar equipada con un electrodo, que es la forma negativa de la parte que se produce. El EOM y el electrodo personalizado se utilizan para quemar el compuesto de diamante y refinar la forma de la pieza de la articulación artificial. La pieza resultante puede entonces pulirse a una superficie acabada. De este modo, se apreciará que la dificultad de formar el disco artificial de diamante es un proceso difícil y puede requerir cierta simplificación del diseño del disco artificial.

Otro método actualmente preferido de fabricación de la articulación artificial de la presente invención utiliza una herramienta de esmerilado y pulido conformada circularmente para barrer a través de las cavidades y formar las superficies de contacto curvadas en la misma, y se utiliza una herramienta de esmerilado y pulido con forma de taza para formar los salientes esféricos en las superficies inferiores. Esto es particularmente ventajoso en la formación de las superficies de contacto conformadas más geométricamente de las articulaciones artificiales de las figuras 31 a 66.

Aunque se prefieren PDC u otros materiales de diamante, otros metales y materiales cerámicos biológicamente compatibles también pueden utilizarse. Los que estén familiarizados con la construcción de las articulaciones artificiales estarán familiarizados con numerosos de dichos materiales y con las ventajas e inconvenientes de cada uno.

Por lo tanto, se divulga un disco vertebral artificial mejorado.

**REIVINDICACIONES**

1. Un disco espinal artificial (386, 414) que comprende:

5 una porción superior (390, 418) que tiene una superficie superior configurada para su fijación a una vértebra y una superficie inferior que tiene una primera superficie de articulación dispuesta sobre la misma;

10 una porción inferior (394, 422) que tiene una superficie inferior configurada para su fijación a una vértebra y una superficie superior que tiene una segunda superficie de articulación dispuesta sobre la misma, estando la segunda superficie de articulación en acoplamiento deslizable con la primera superficie de articulación;

caracterizado por que:

15 la primera superficie de articulación comprende una pluralidad de salientes (398, 426, 402, 430) y la segunda superficie de articulación comprende una pluralidad de cavidades (406, 434, 410, 438), correspondiendo cada cavidad a uno de la pluralidad de salientes;

20 la primera superficie de articulación comprende un saliente posterior (398, 426) que está centrado lateralmente y un par de salientes anteriores (402, 430) que están separados lateralmente, y en el que la segunda superficie de articulación comprende una cavidad posterior (406, 434) que está centrada lateralmente y un par de cavidades anteriores (410, 438) que están separadas lateralmente;

25 en el que cada una de las cavidades (406, 434, 410, 438) tiene una porción generalmente plana (186) que hace transiciones (190) en una pared lateral curvada (194) que se extiende hacia arriba desde la porción generalmente plana hacia el centro de la porción inferior; y en el que la porción superior tiene una posición neutra respecto a la porción inferior, donde la porción superior está alineada sobre la porción inferior, y en el que los salientes están dispuestos en las regiones de transición de las cavidades correspondientes cuando la porción superior está en la posición neutra, de manera que el deslizamiento de un saliente alejándose del centro de la porción inferior mueve el saliente generalmente de forma horizontal y de forma que el movimiento del saliente hacia el centro de la porción inferior mueve el saliente horizontalmente y hacia arriba para aumentar el espesor global del disco artificial cerca de dicho saliente.

35 2. El disco artificial de la reivindicación 1, en el que el disco proporciona un movimiento acoplado, donde la traslación o la rotación de la porción superior respecto a la porción inferior necesariamente produce una inclinación de la porción superior respecto a la porción inferior.

40 3. El disco artificial de la reivindicación 1, en el que la porción generalmente plana de la cavidad posterior es generalmente horizontal y en el que las porciones generalmente planas de las cavidades anteriores se inclinan hacia abajo hacia el borde anterior con un ángulo de entre aproximadamente 7 grados y aproximadamente 27 grados.

4. El disco artificial de la reivindicación 3, en el que el ángulo es de aproximadamente 17 grados.

5. El disco artificial de la reivindicación 1, en el que:

45 la porción superior está configurada para su fijación a una vértebra, teniendo la porción superior una primera superficie de articulación en el lado inferior de la misma; y

50 la porción inferior está configurada para su fijación a una vértebra, teniendo la porción inferior una segunda superficie de articulación en el lado superior de la misma configurada para el acoplamiento deslizable con la primera superficie de articulación para permitir el movimiento del disco artificial;

en el que el disco artificial define un lado anterior, un lado posterior, un lado lateral izquierdo, y un lado lateral derecho; y

55 en el que la primera y segunda superficies de articulación están configuradas de tal manera que el deslizamiento de la porción superior respecto a la porción inferior hace que la porción superior se incline en la misma dirección que se desliza la porción superior.

60 6. El disco artificial de la reivindicación 5, en el que la primera y segunda superficies de articulación están configuradas de tal manera que la rotación en sentido horario de la porción superior respecto a la porción inferior hace que la porción superior se incline hacia el lado lateral izquierdo y de manera que la rotación en sentido antihorario de la porción superior respecto a la porción inferior hace que la porción superior se incline hacia el lado lateral derecho.

65

7. El disco artificial de la reivindicación 5, en el que la porción superior tiene una posición neutra respecto a la porción inferior, y en el que el movimiento de la porción superior fuera de la posición neutra provoca un aumento neto en la distancia entre la porción superior y la porción inferior.

5 8. El disco artificial de la reivindicación 5, en el que la porción superior tiene una posición neutra respecto a la porción inferior, y en el que el movimiento anterior de la porción superior respecto a la porción inferior hace que el lado anterior de la porción superior se baje ligeramente en relación a la porción inferior y el lado posterior de la porción superior se eleve respecto a la porción inferior en una mayor medida que se baja el lado anterior, de tal manera que la porción superior se inclina hacia delante y experimenta un aumento neto de la distancia desde la porción inferior.

10 9. El disco artificial de la reivindicación 5, en el que la porción superior tiene una posición neutra respecto a la porción inferior, y en el que el movimiento posterior de la porción superior respecto a la porción inferior hace que el lado posterior de la porción superior se mueva horizontalmente en relación a la porción inferior y hace que el lado posterior de la porción superior se mueva horizontalmente y hacia arriba respecto a la porción inferior, de tal manera que la porción superior se inclina hacia atrás y experimenta un aumento neto de la distancia desde la porción inferior.

15 10. El disco artificial de la reivindicación 5, en el que la porción superior tiene una posición neutra respecto a la porción inferior, y en el que cualquier movimiento de la porción superior fuera de la posición neutra respecto a la porción inferior provoca un aumento neto en la distancia entre la porción superior y la porción inferior, de tal manera que las fuerzas de compresión colocadas en el disco artificial empujan la porción superior hacia la posición neutra respecto a la porción inferior.

20  
25

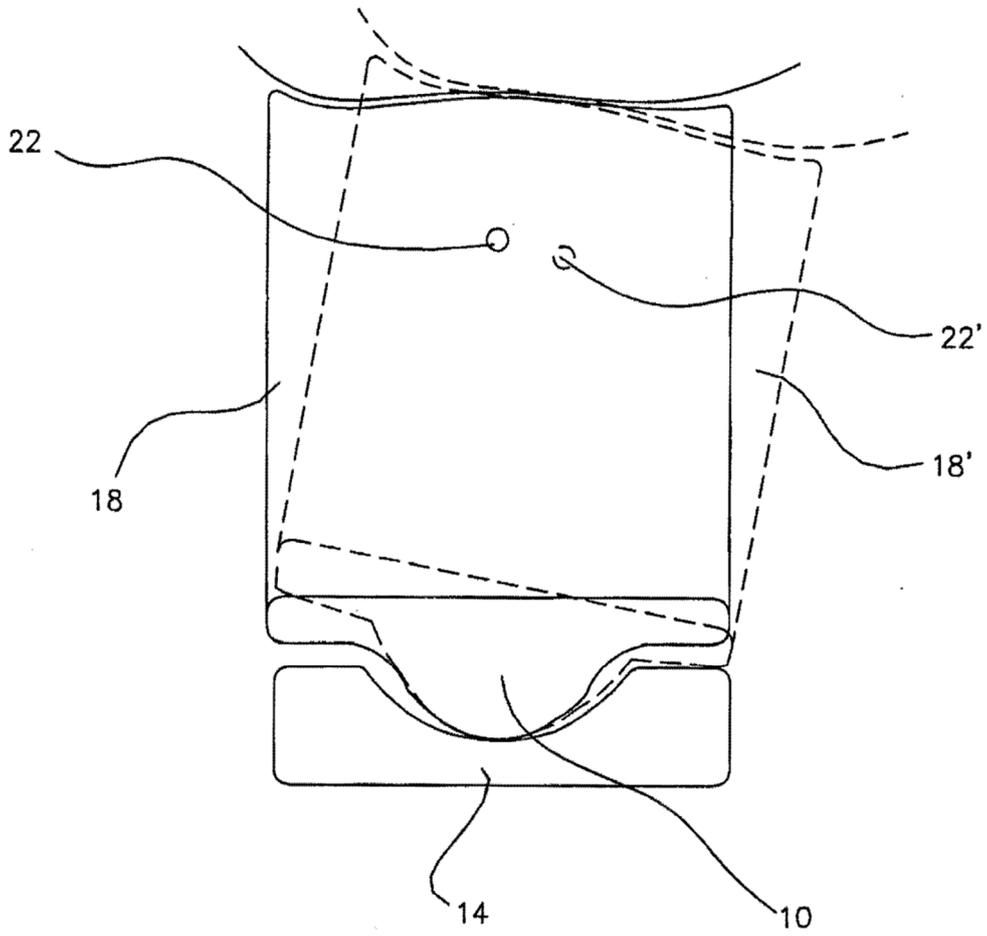


FIG. 1

(Técnica anterior)

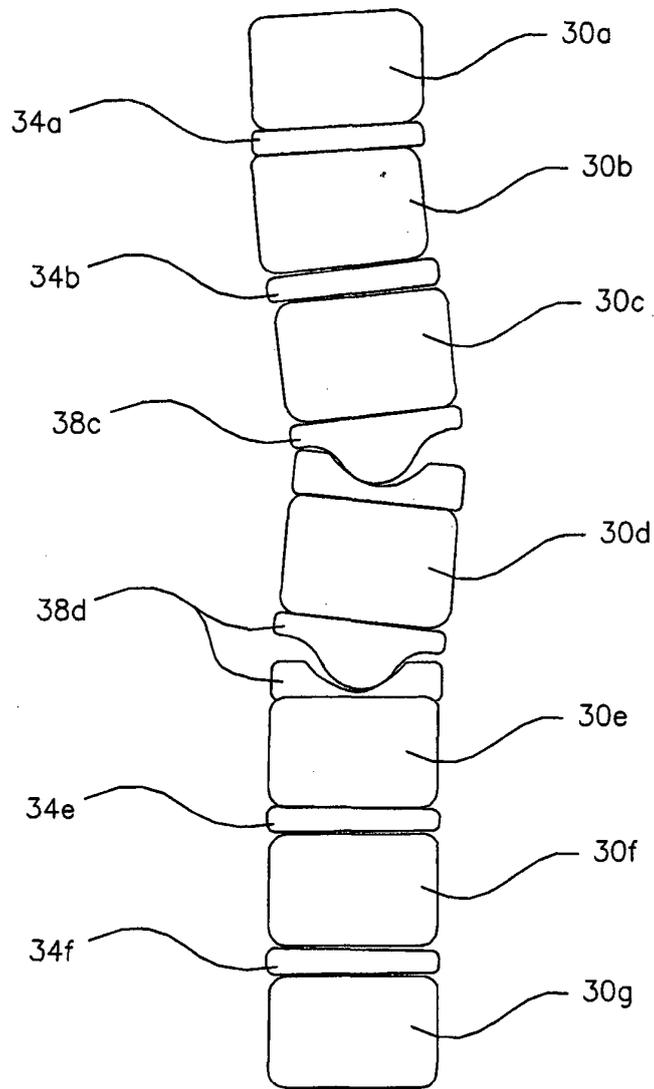


FIG. 2

(Técnica anterior)

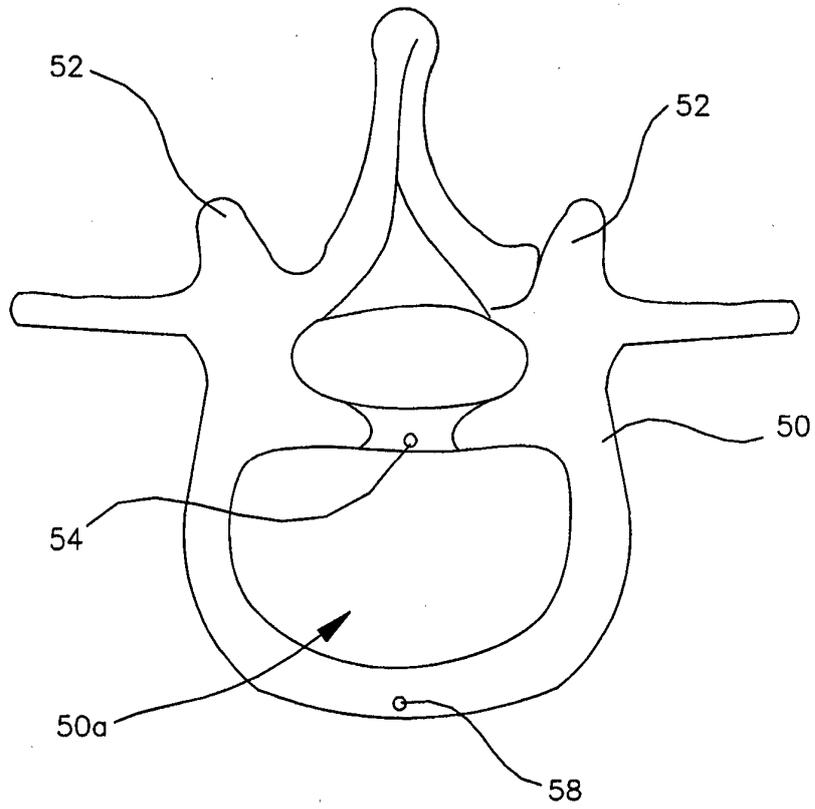


FIG. 3

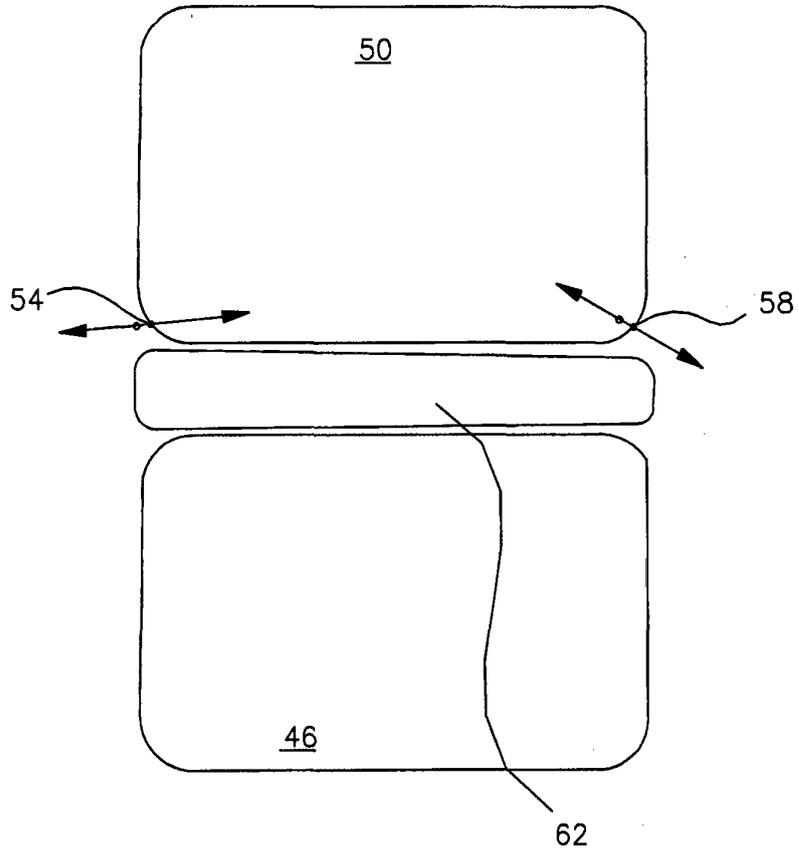


FIG. 4

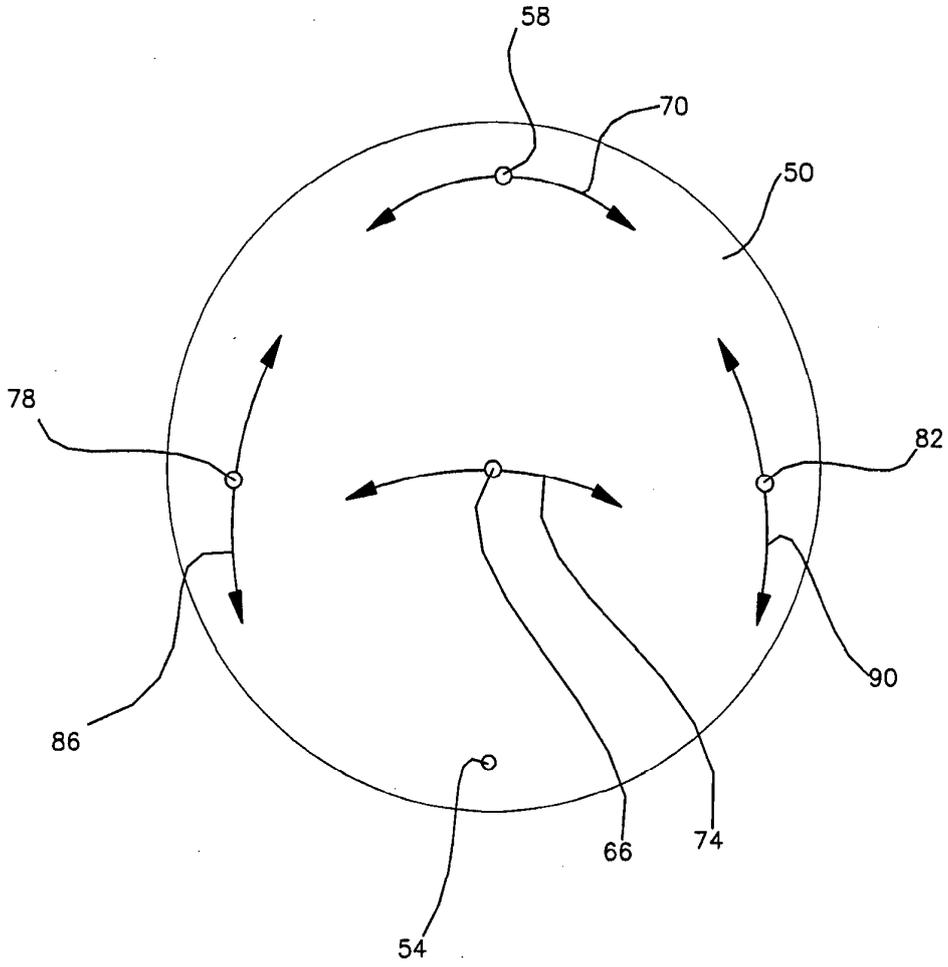


FIG. 5A

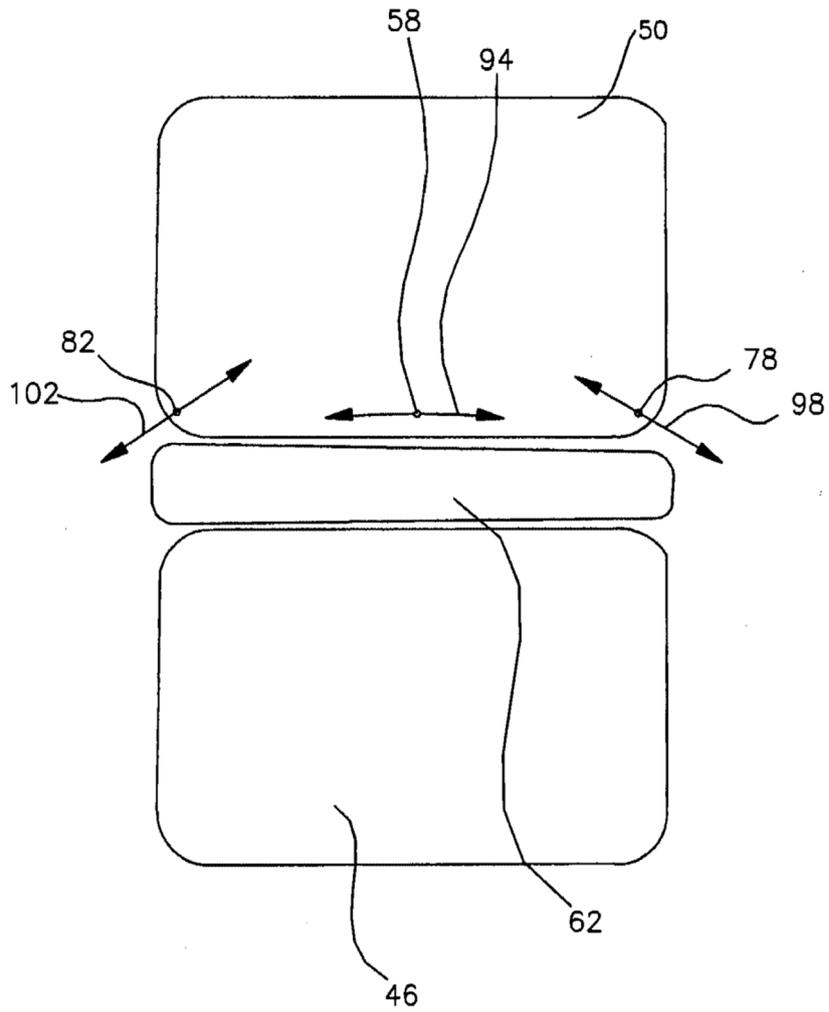


FIG. 5B



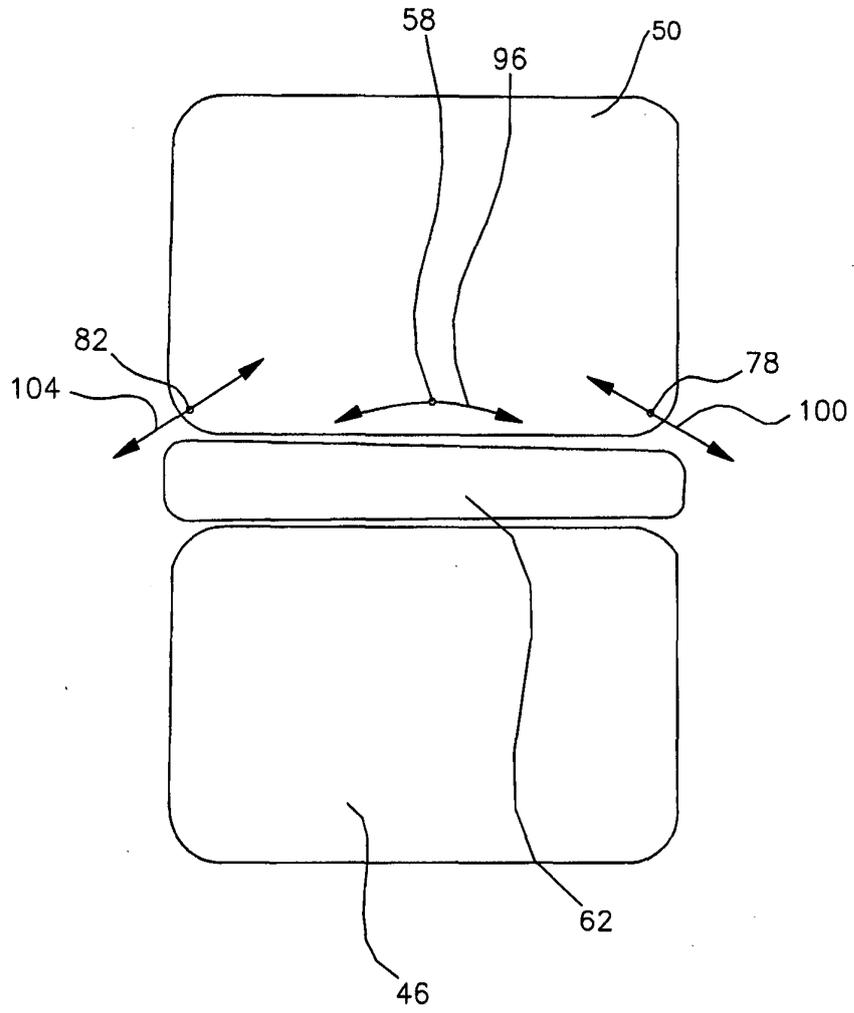


FIG. 6B

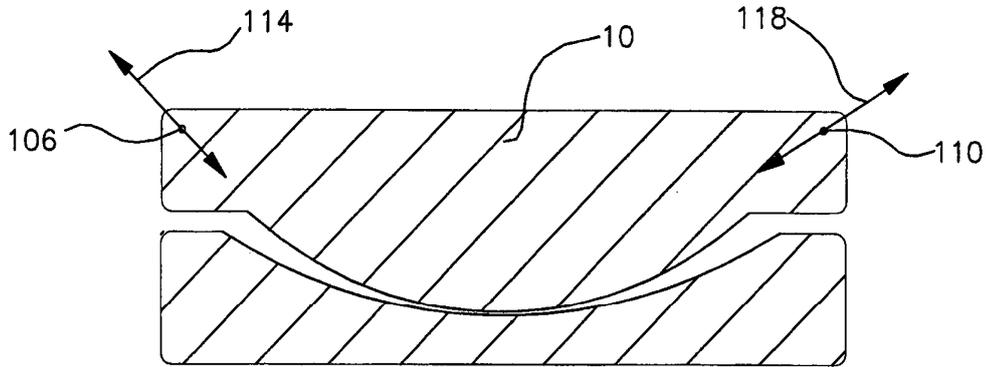


FIG. 7A  
(Técnica anterior)

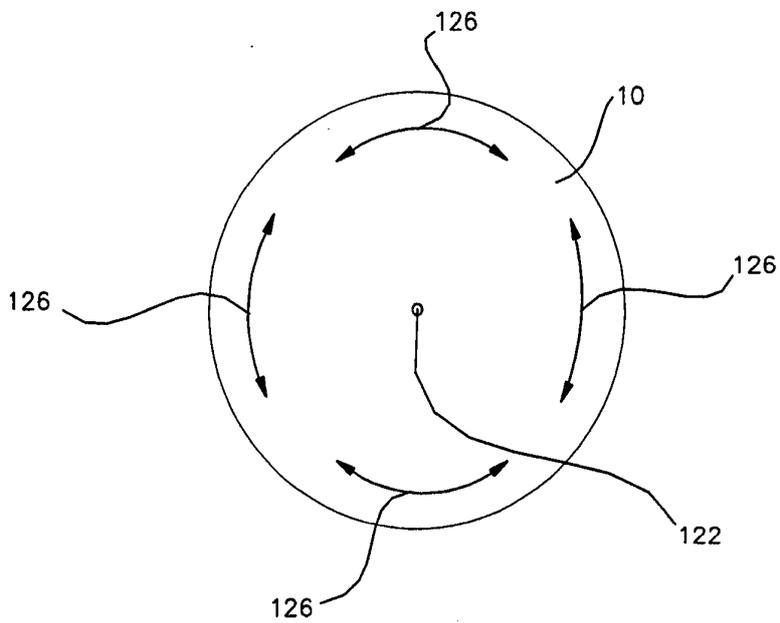


FIG. 7B  
(Técnica anterior)

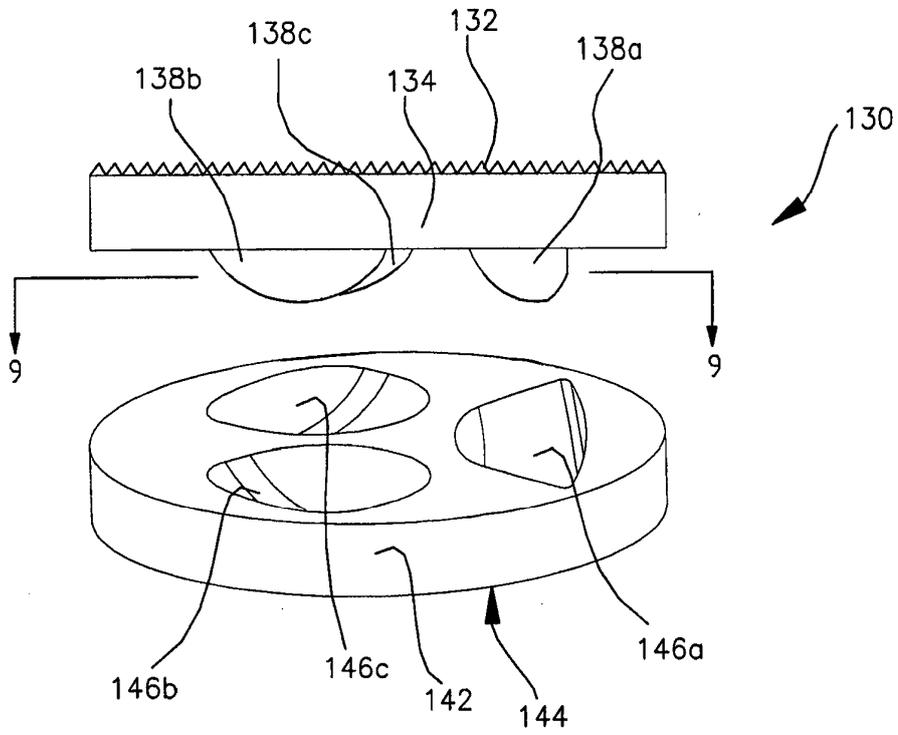


FIG. 8

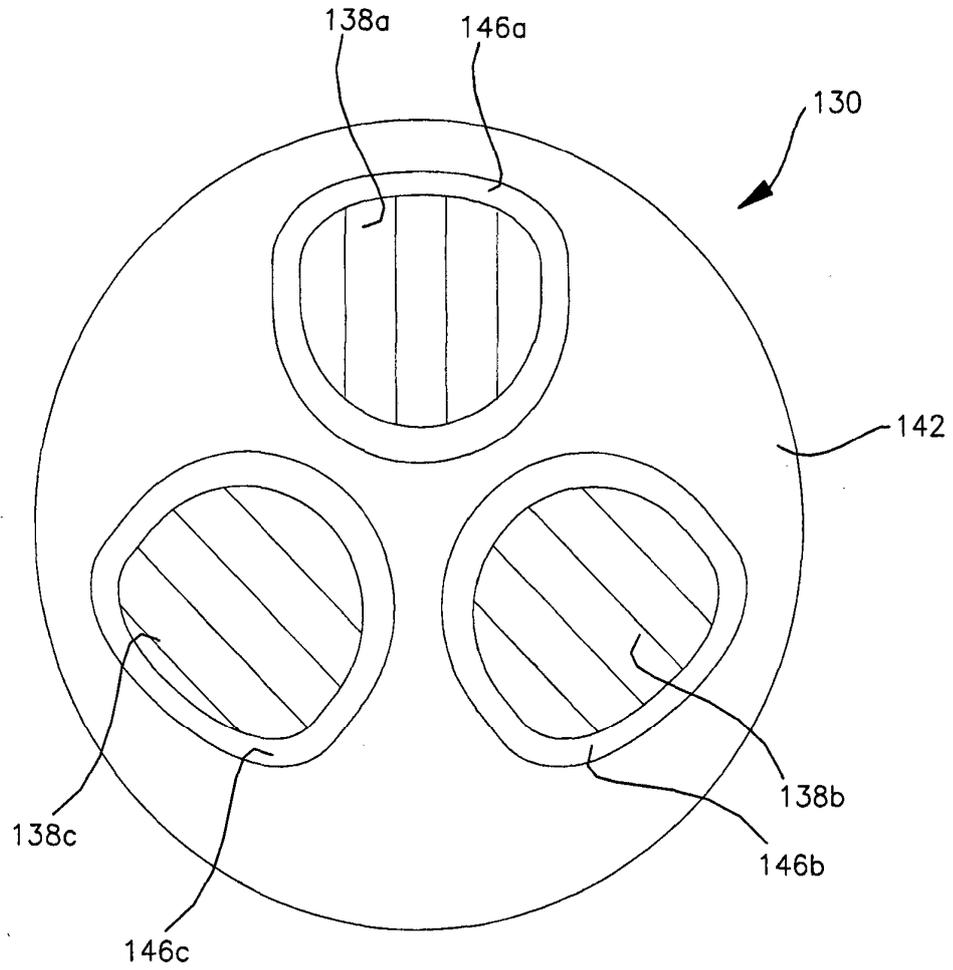


FIG. 9

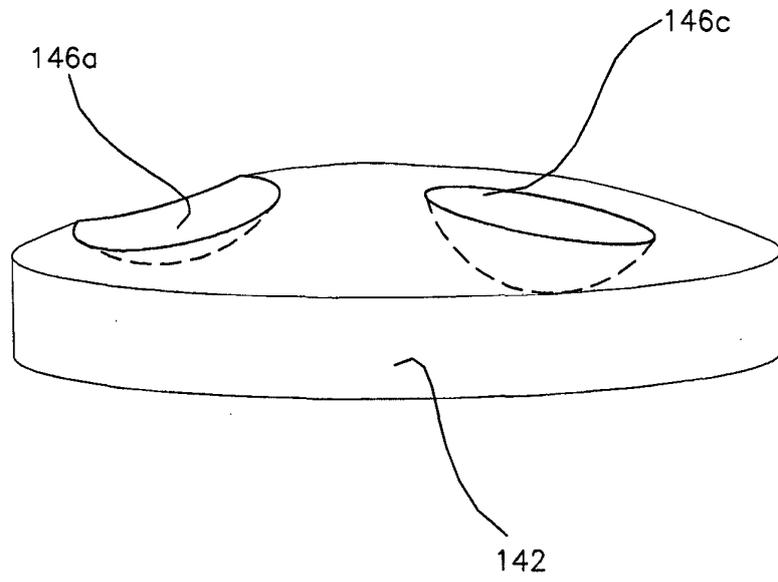


FIG. 10

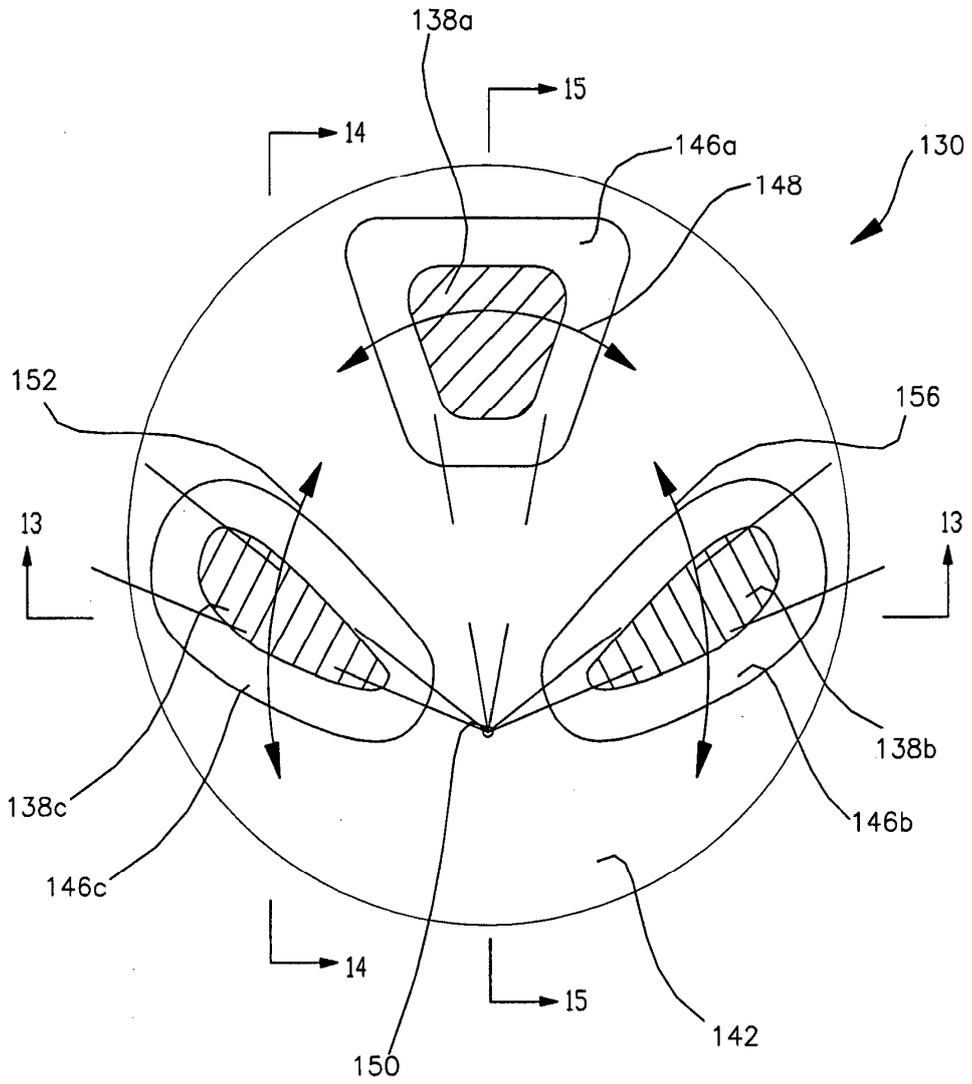


FIG. 11

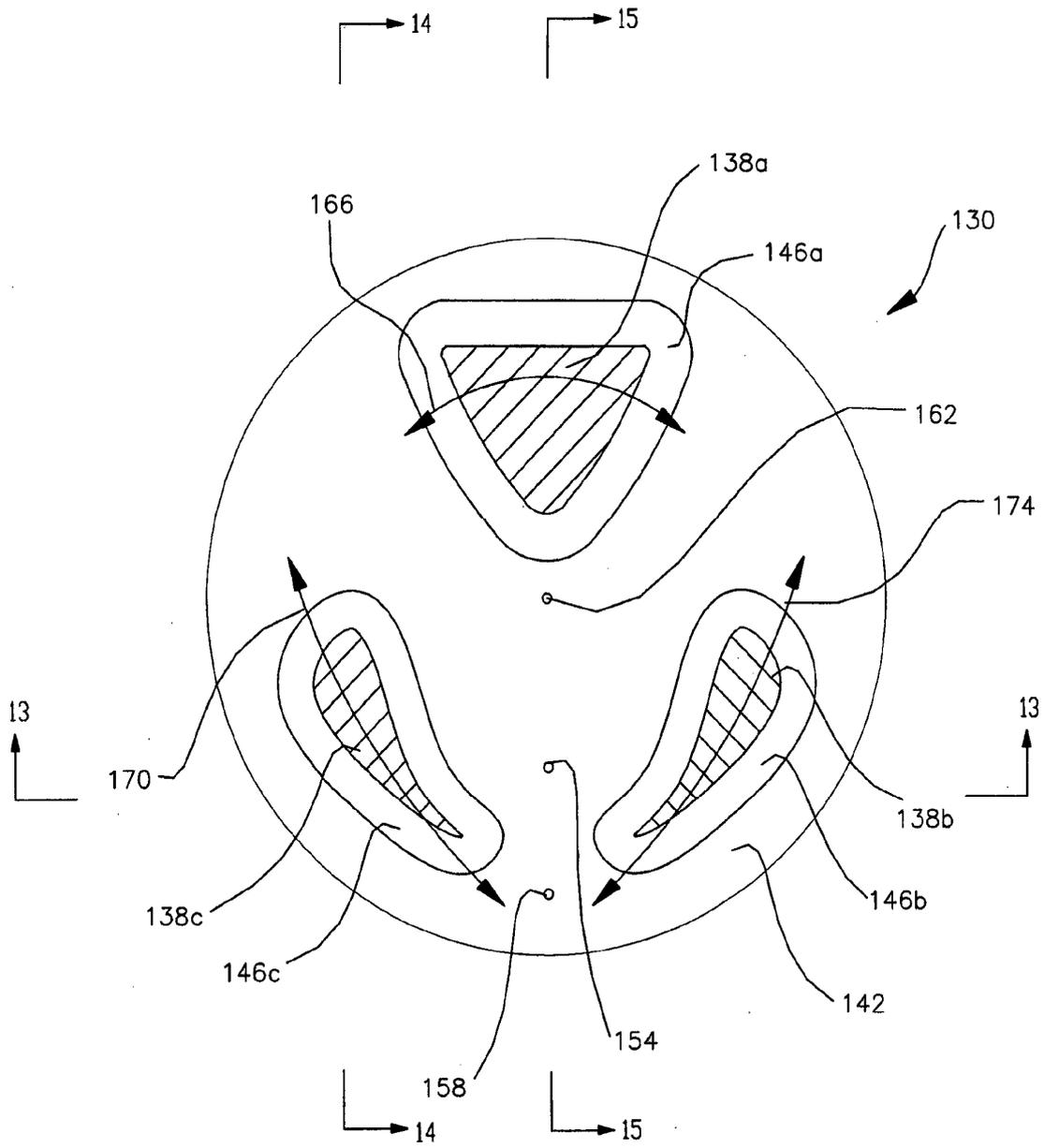


FIG. 12

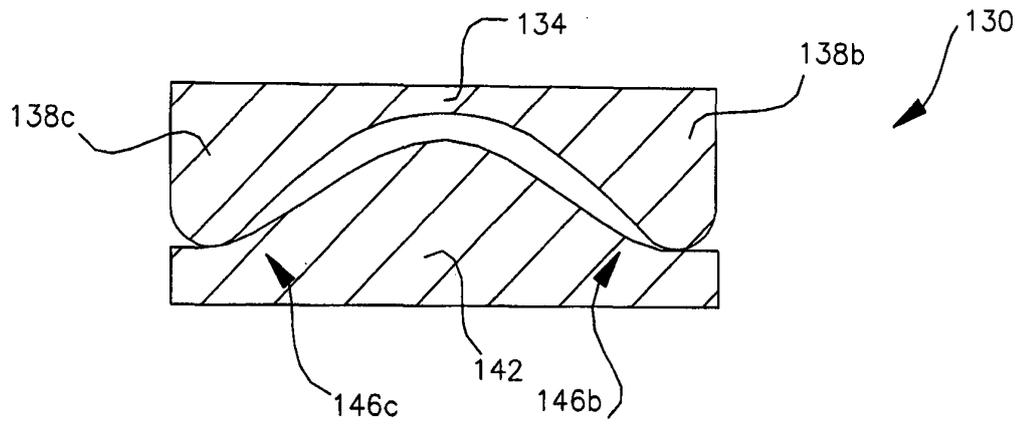


FIG. 13A

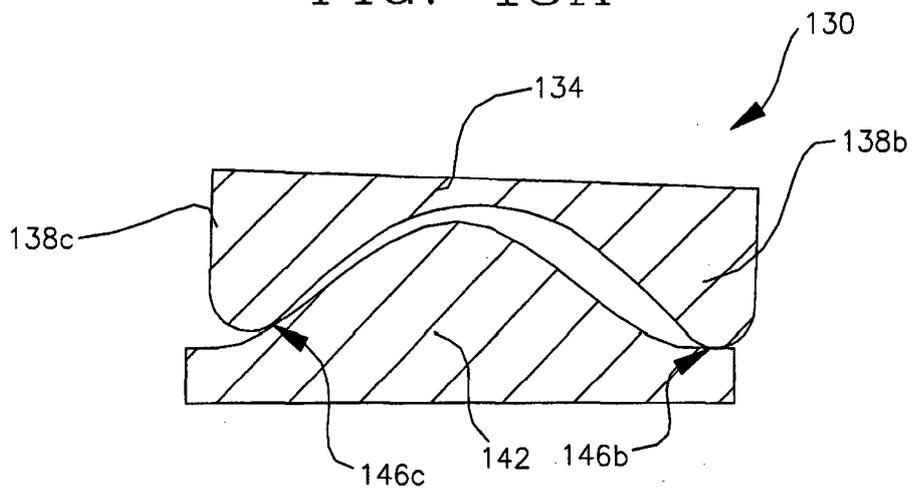


FIG. 13B

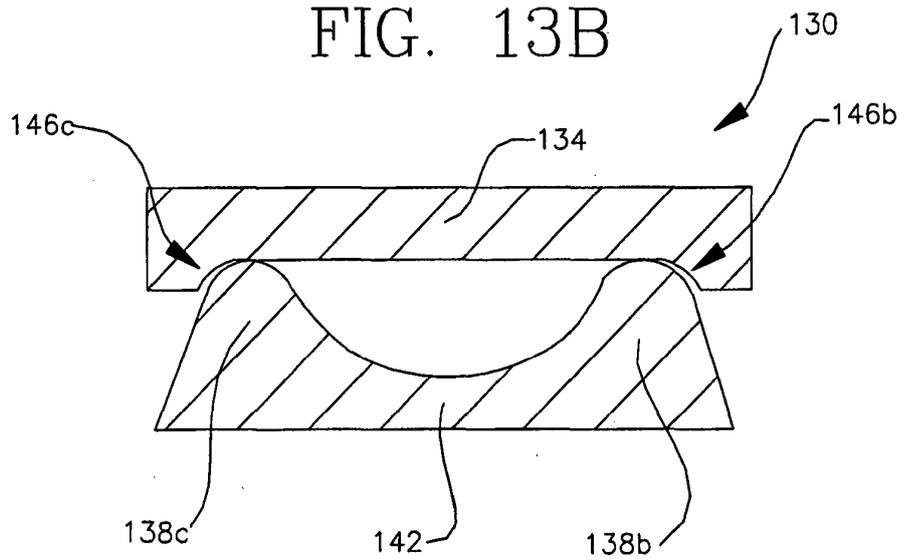


FIG. 13C

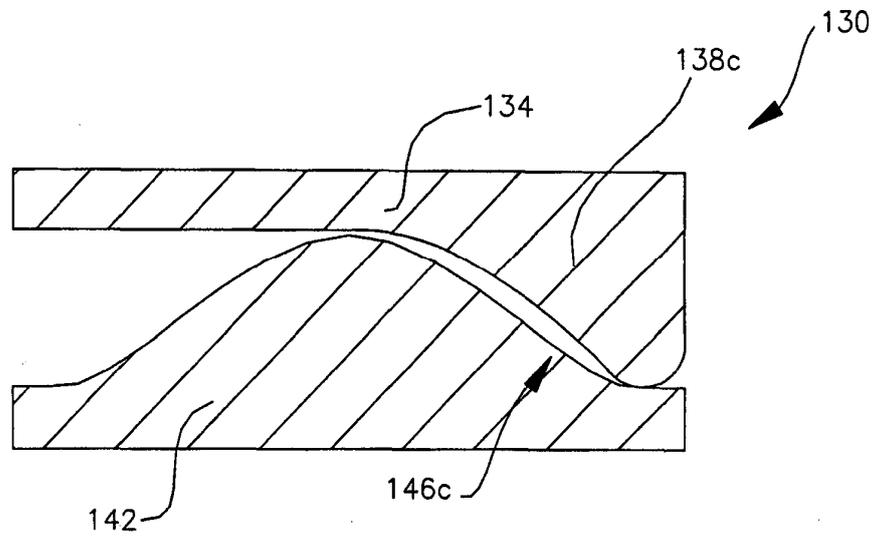


FIG. 14A

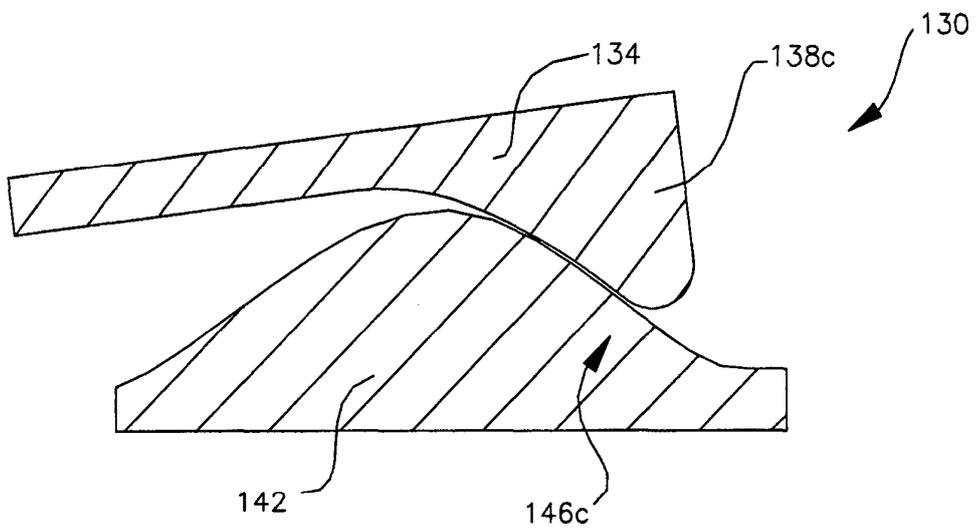


FIG. 14B

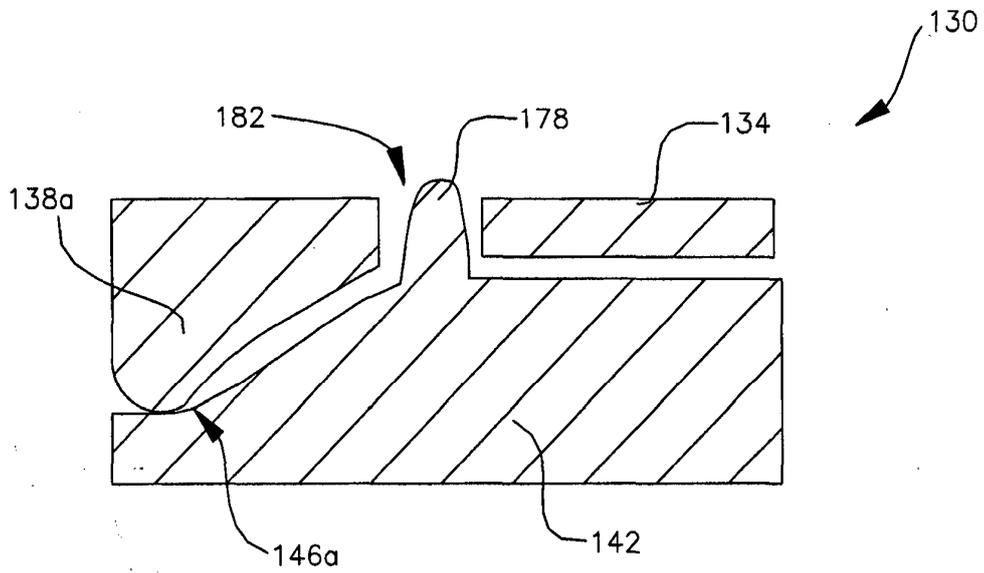


FIG. 15

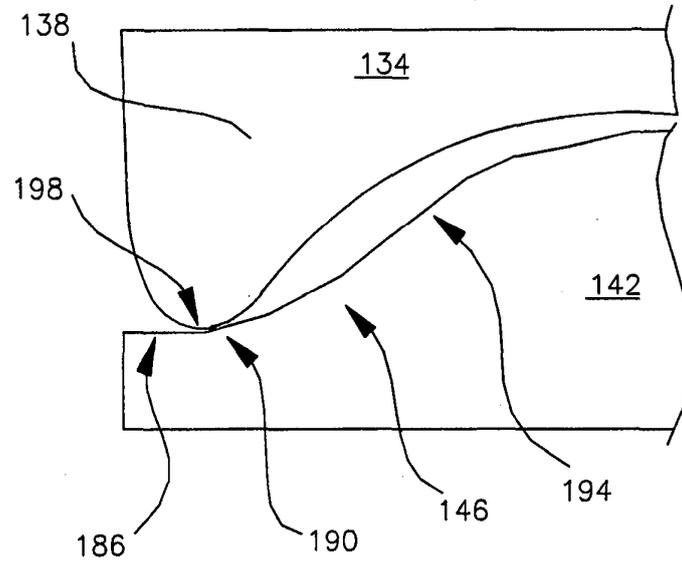


FIG. 16

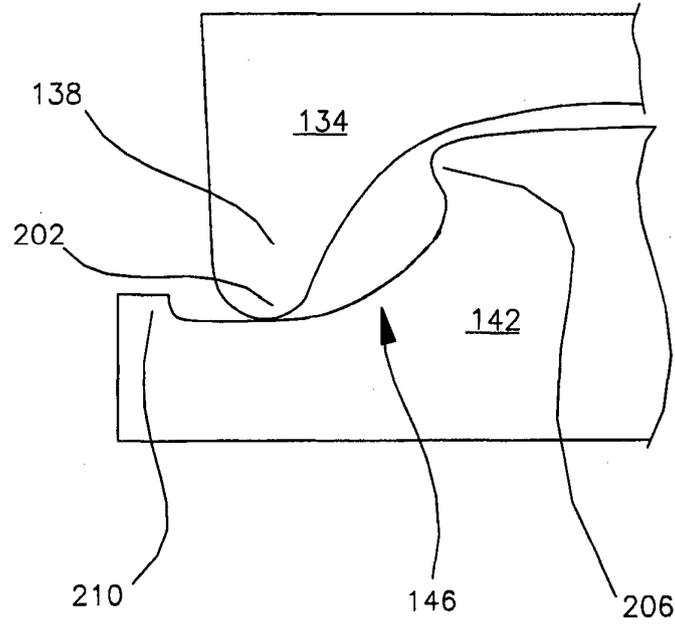


FIG. 17

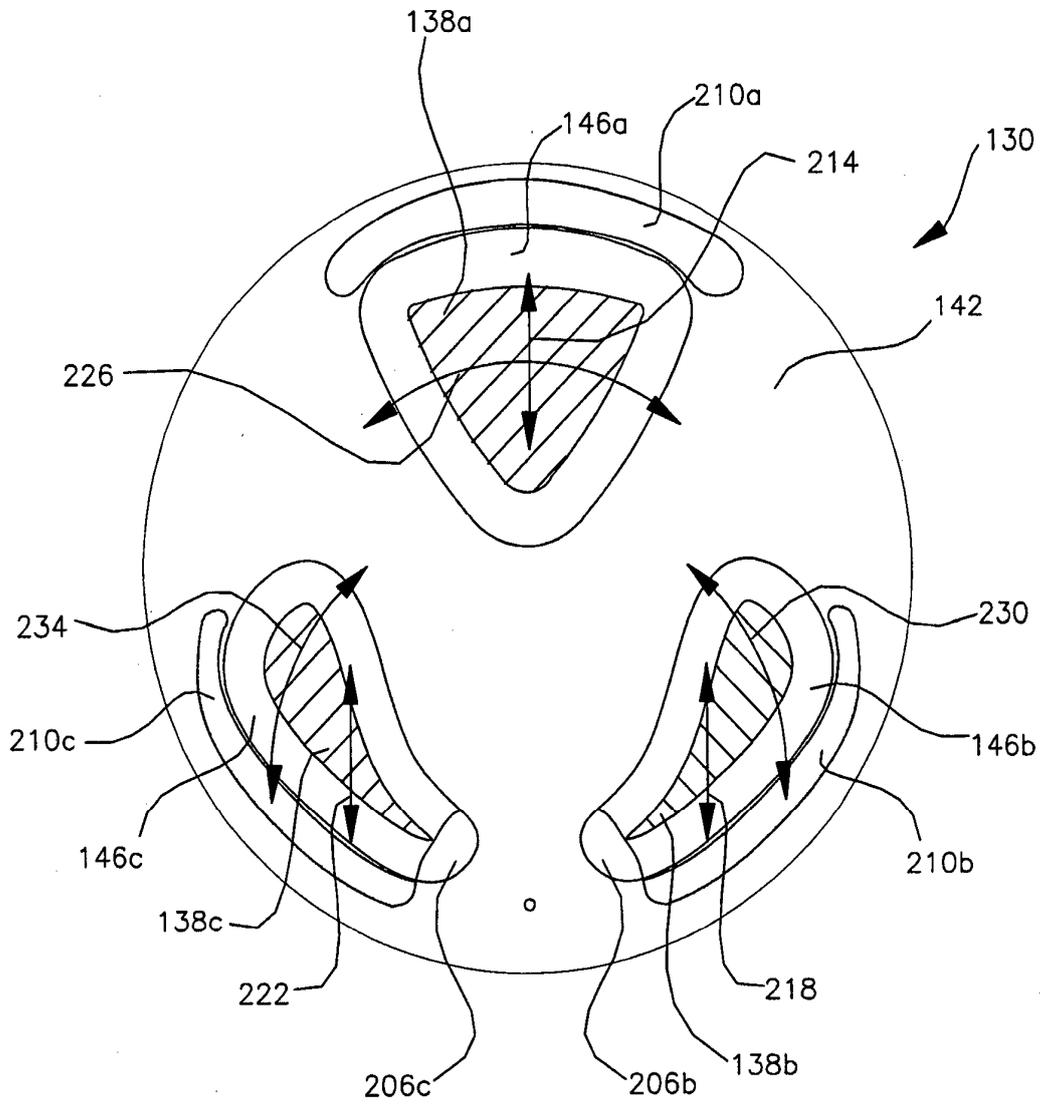


FIG. 18

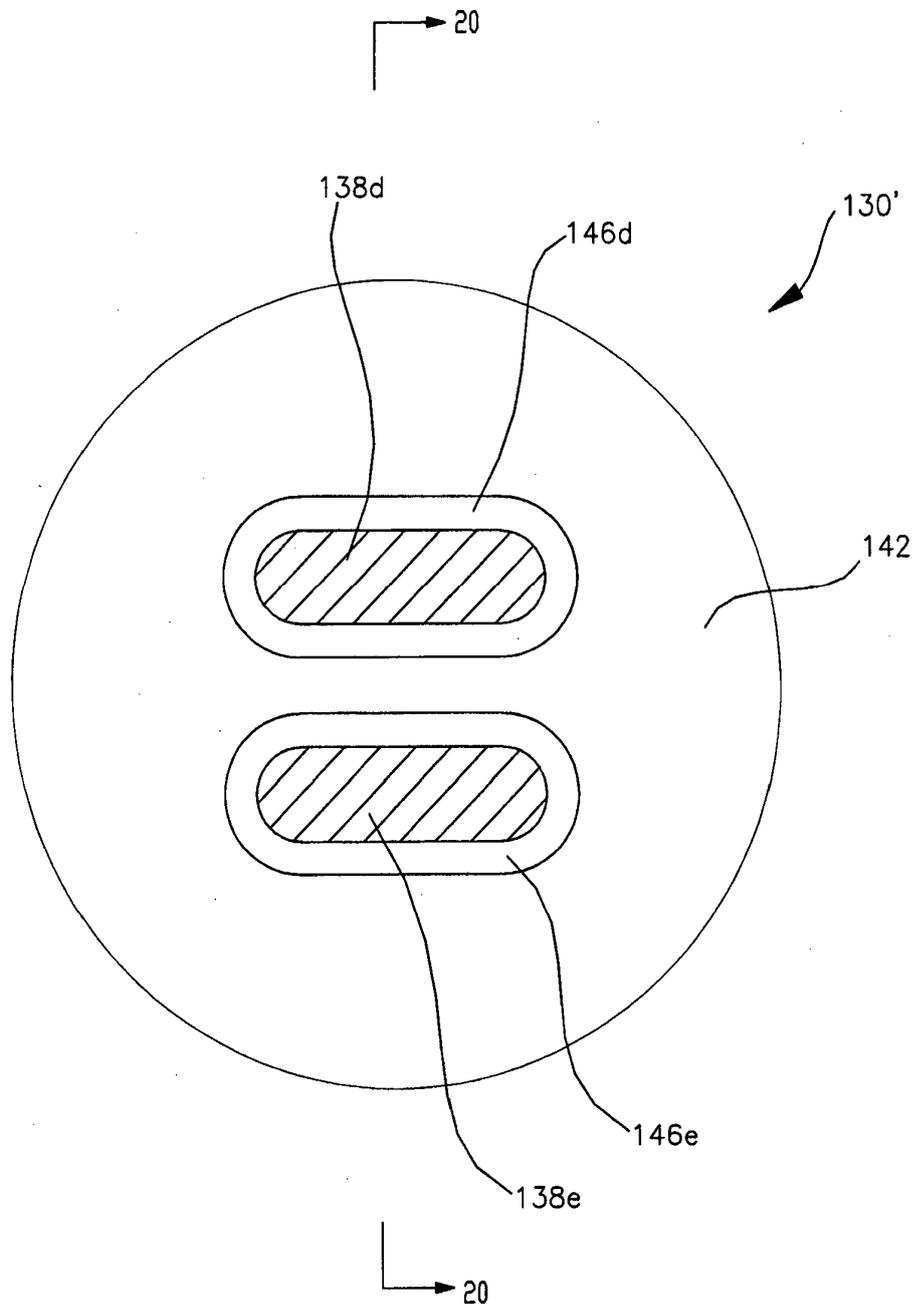


FIG. 19

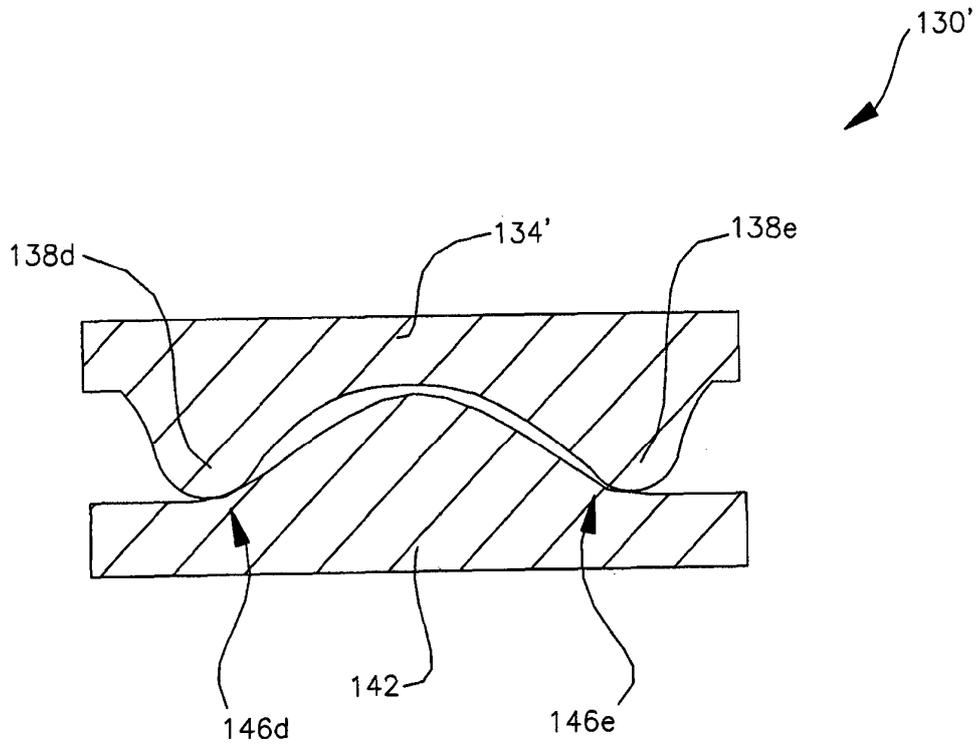


FIG. 20

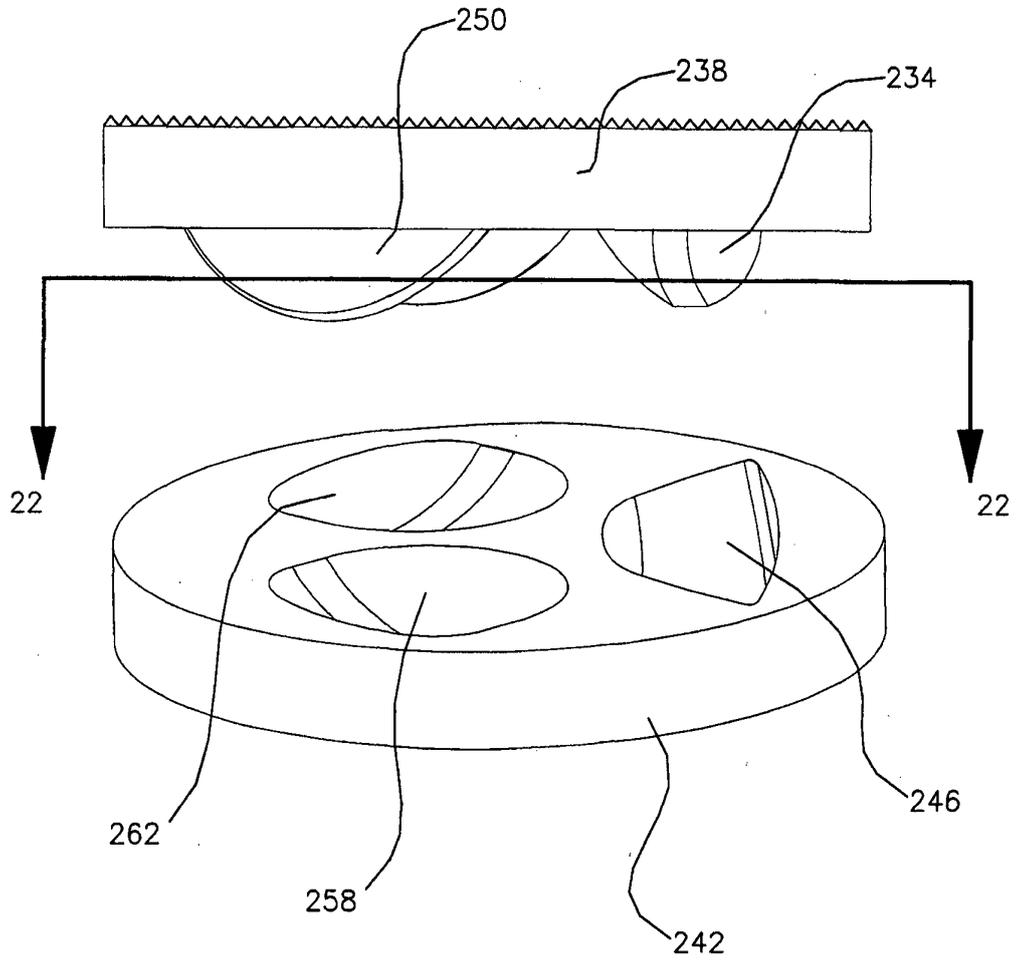


FIG. 21

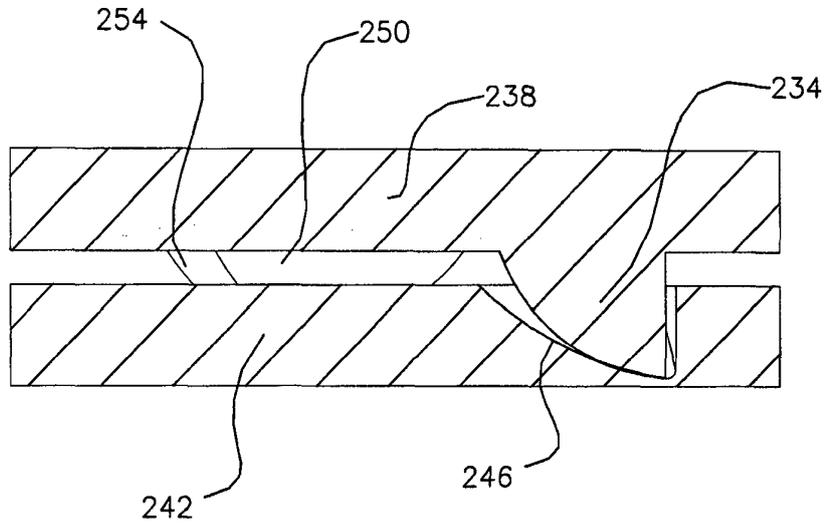


FIG. 22

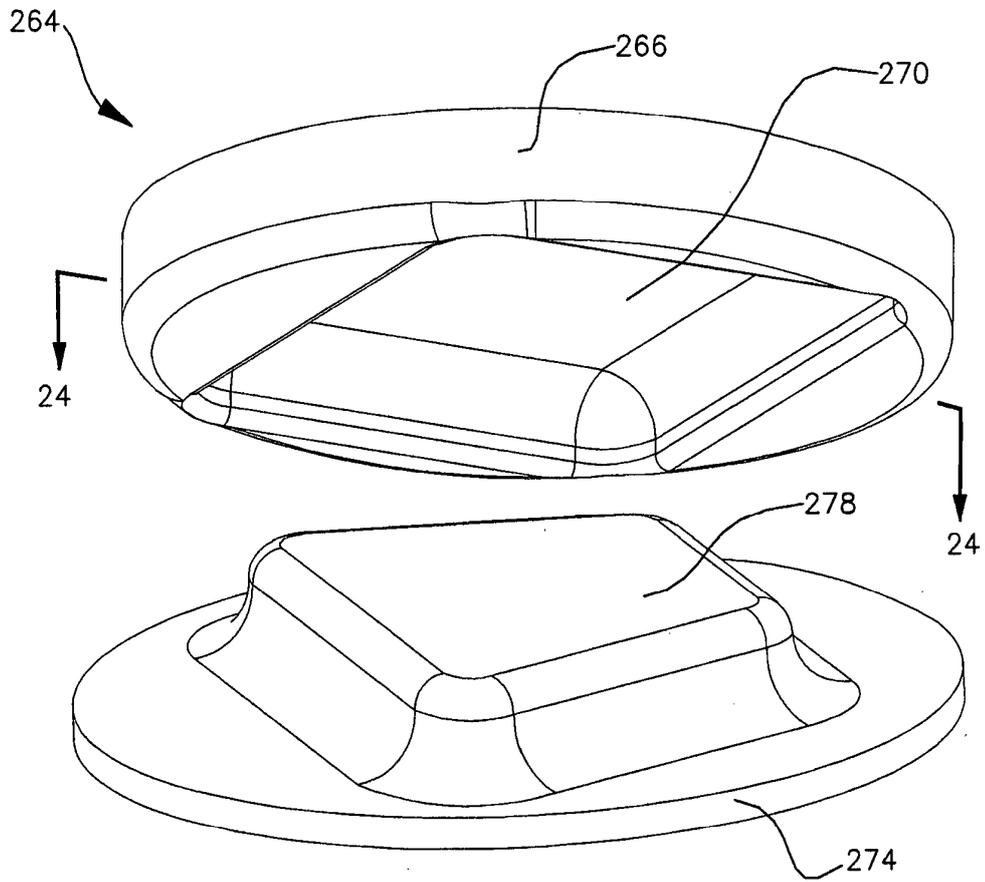


FIG. 23

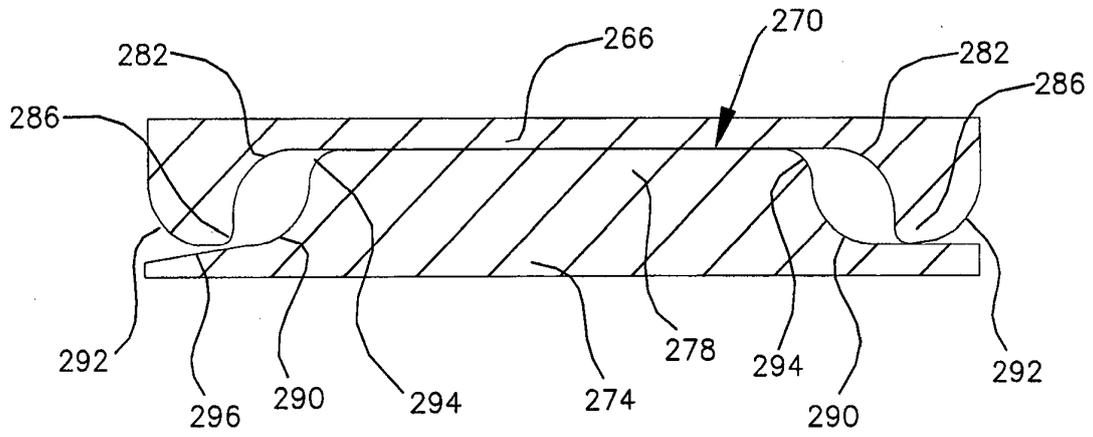


FIG. 24

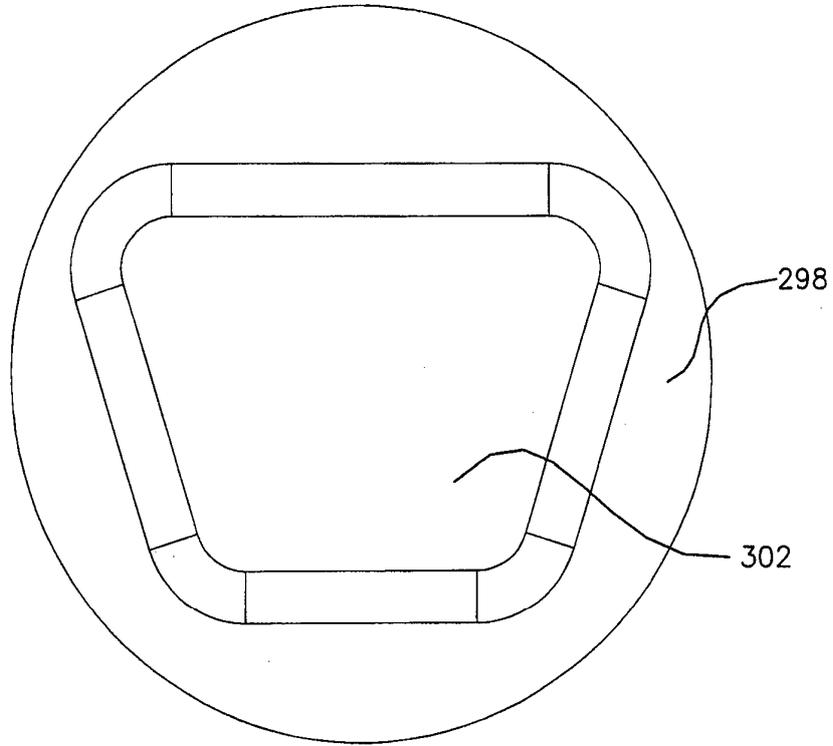


FIG. 25

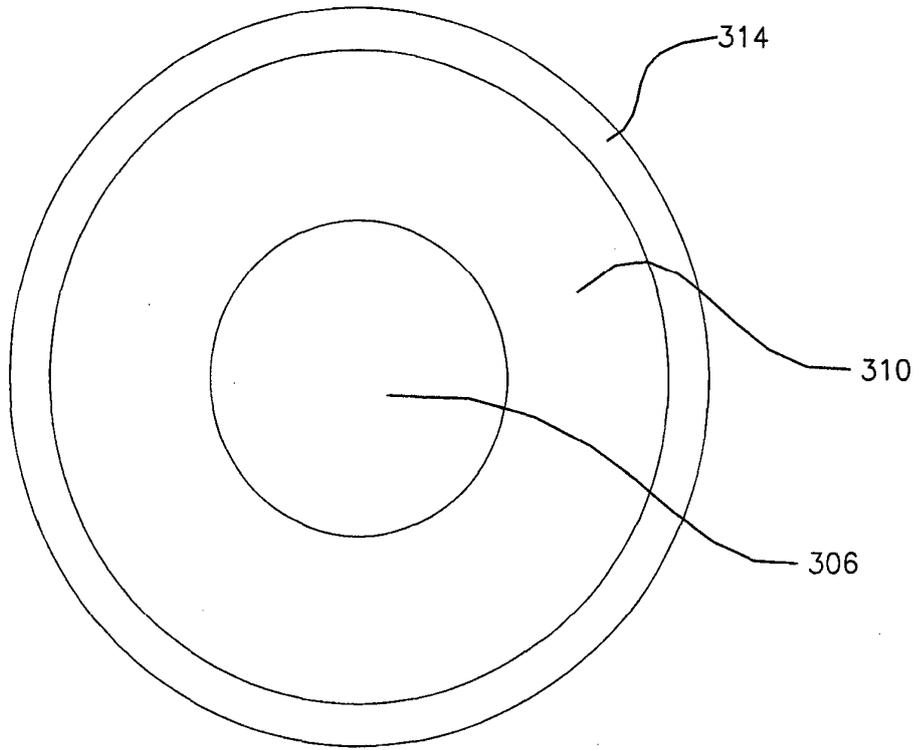


FIG. 26

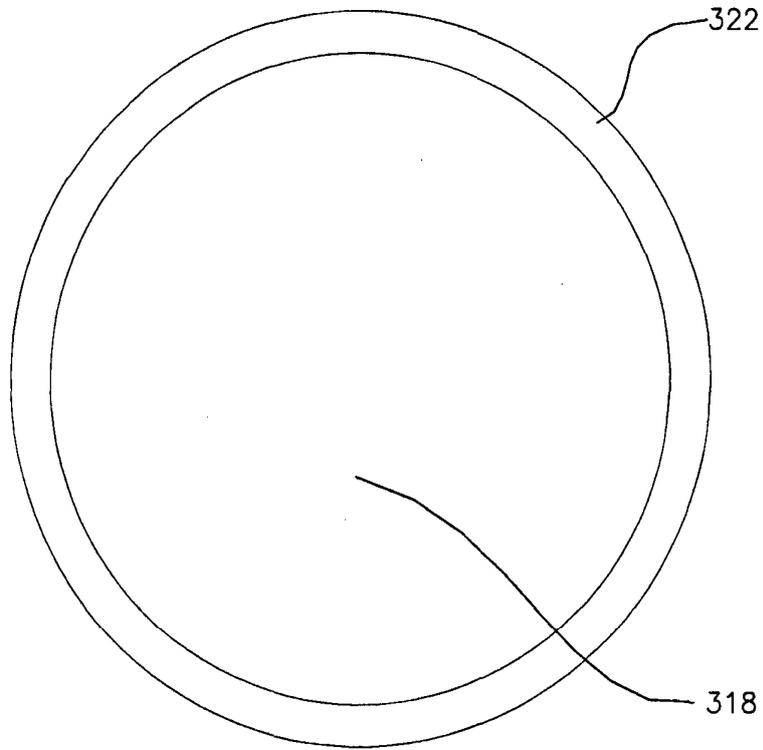


FIG. 27

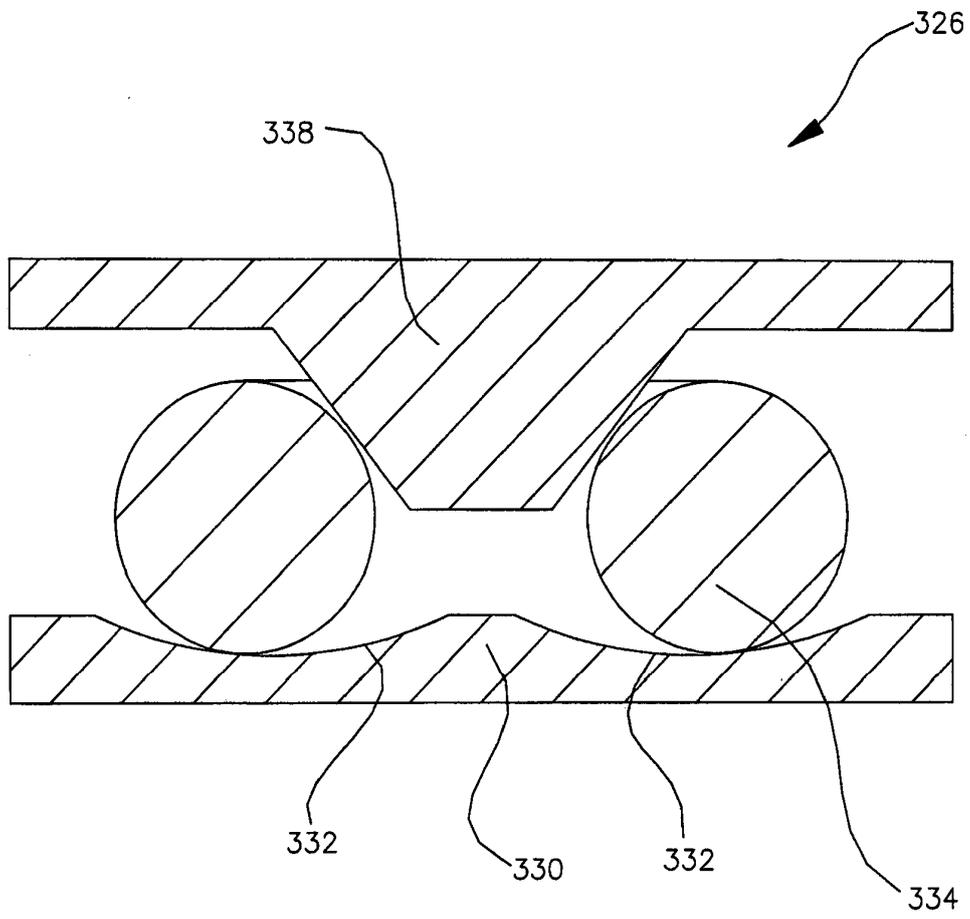


FIG. 28

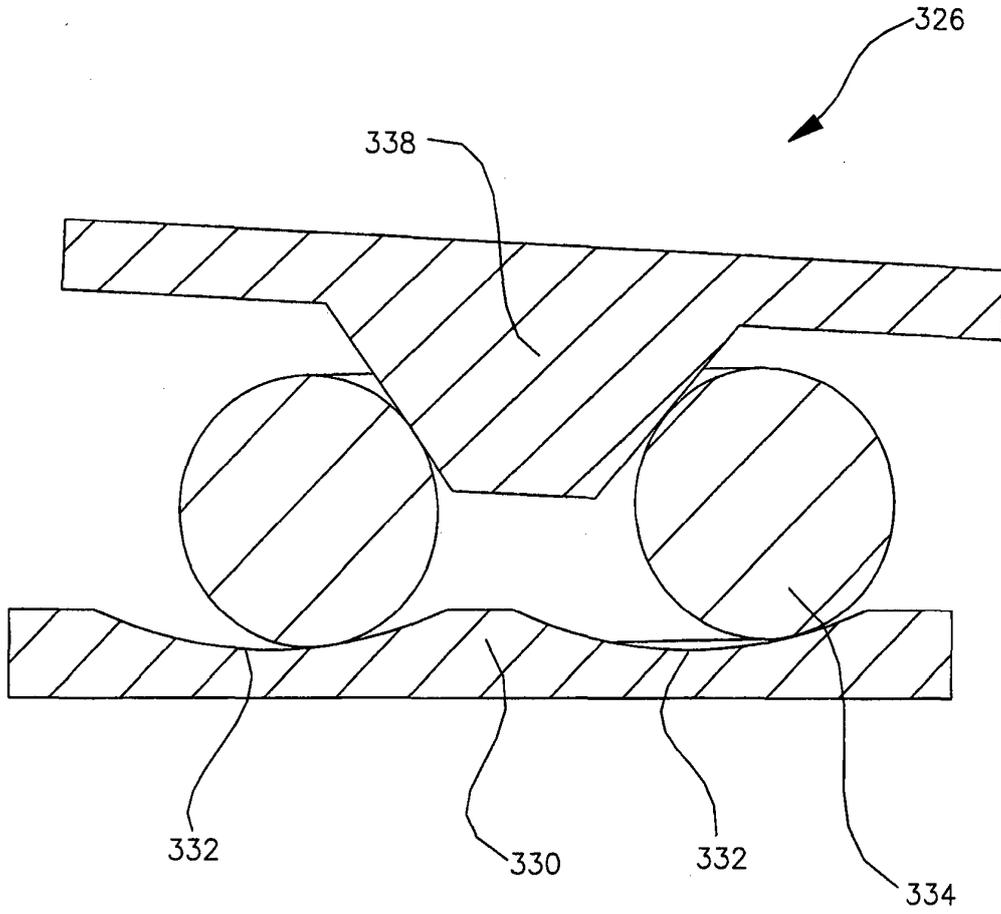


FIG. 29

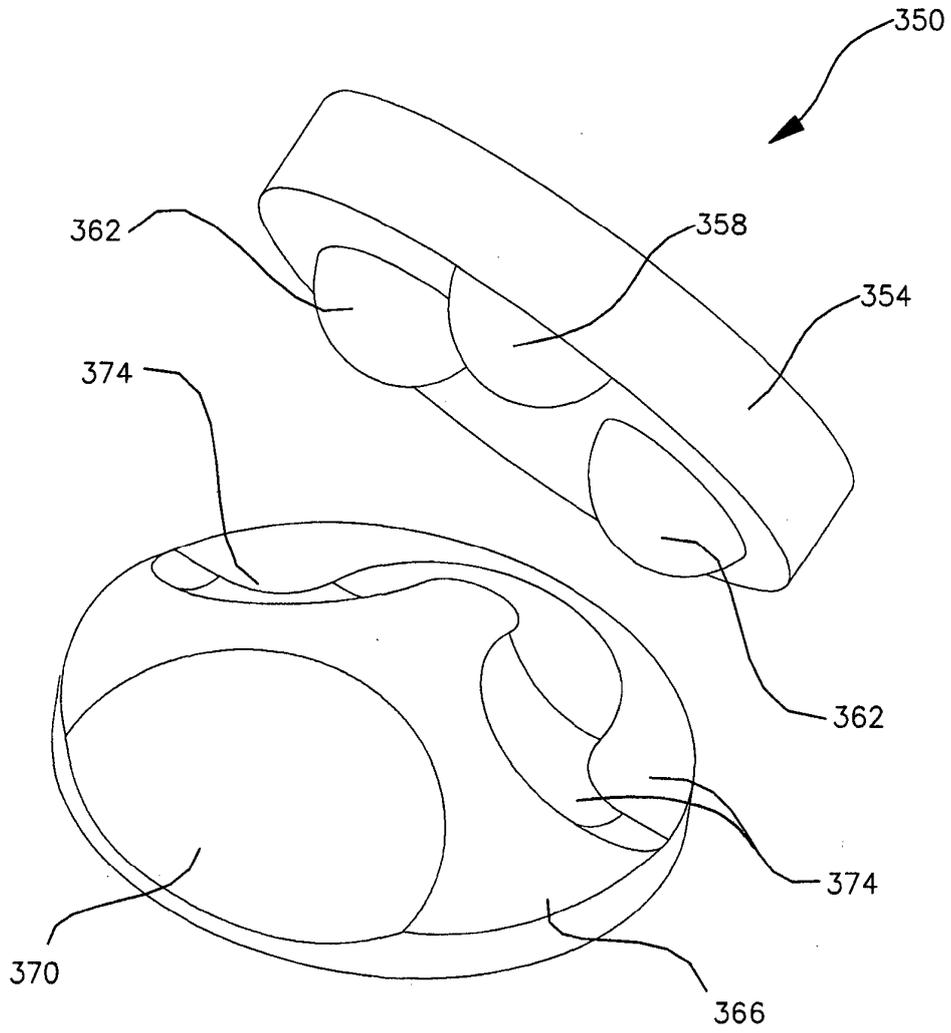


FIG. 30

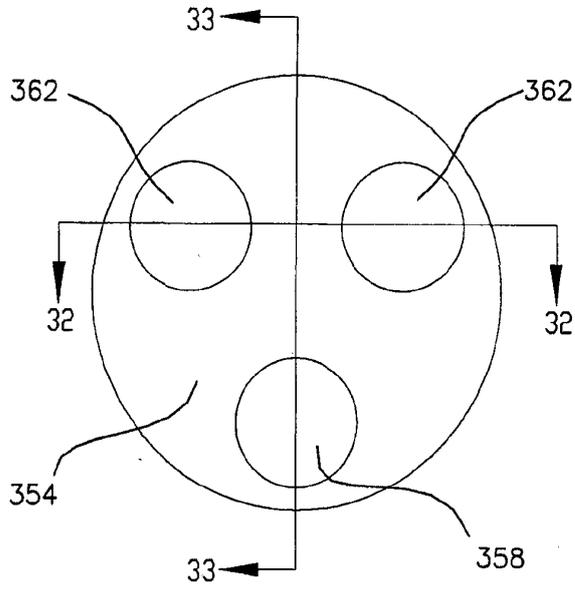


FIG. 31

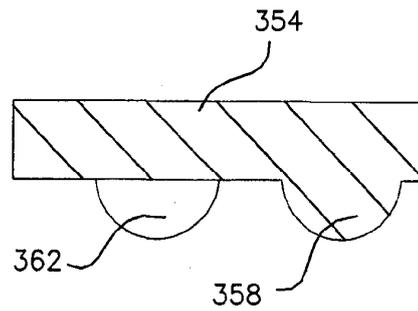


FIG. 33

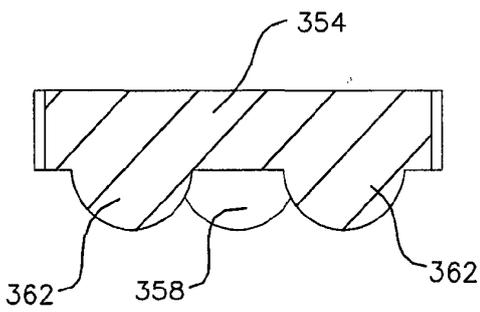


FIG. 32

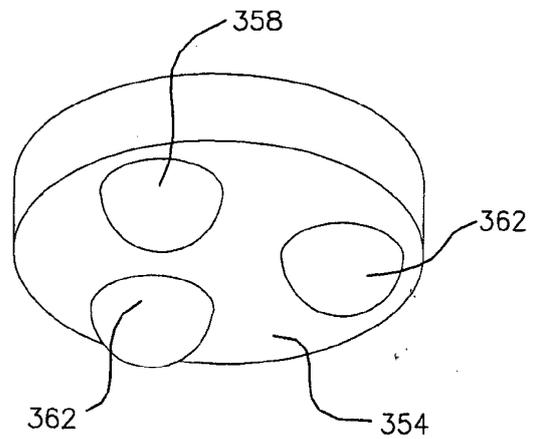


FIG. 34

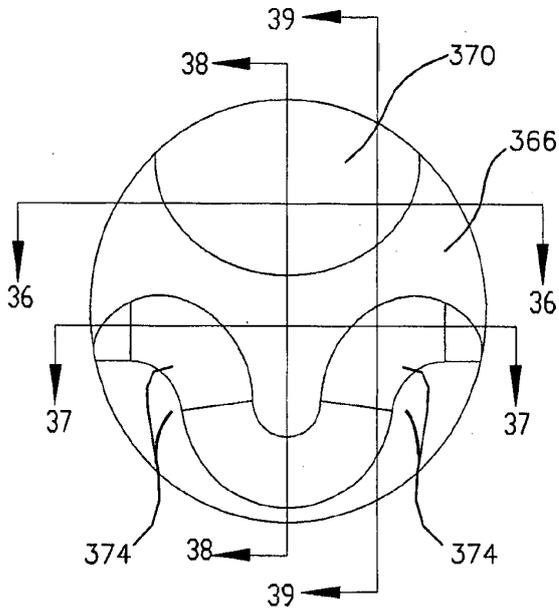


FIG. 35

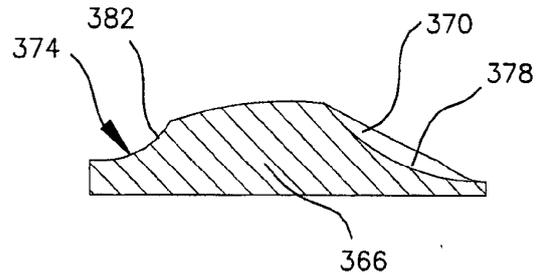


FIG. 38

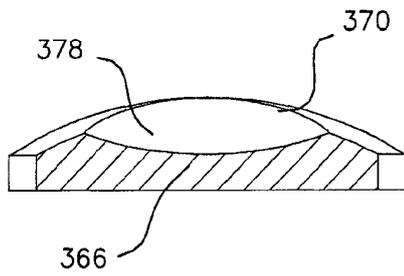


FIG. 36

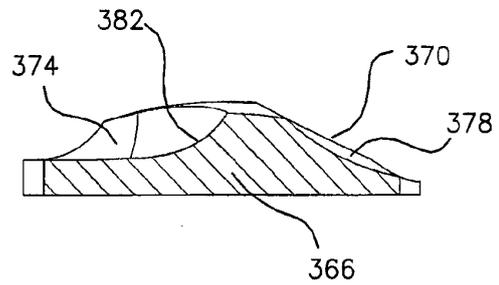


FIG. 39

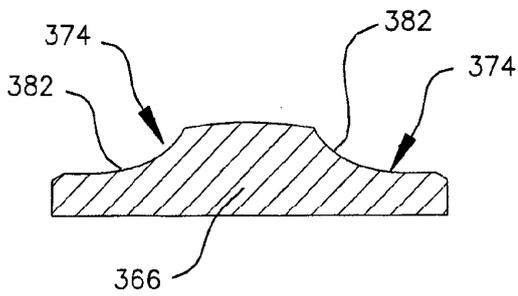


FIG. 37

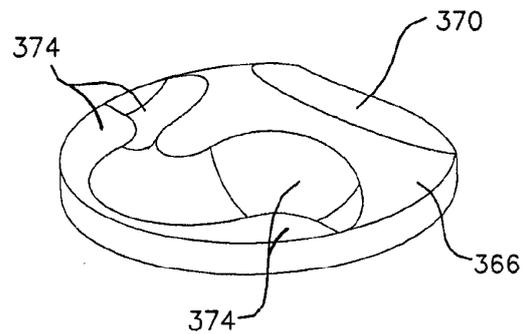


FIG. 40

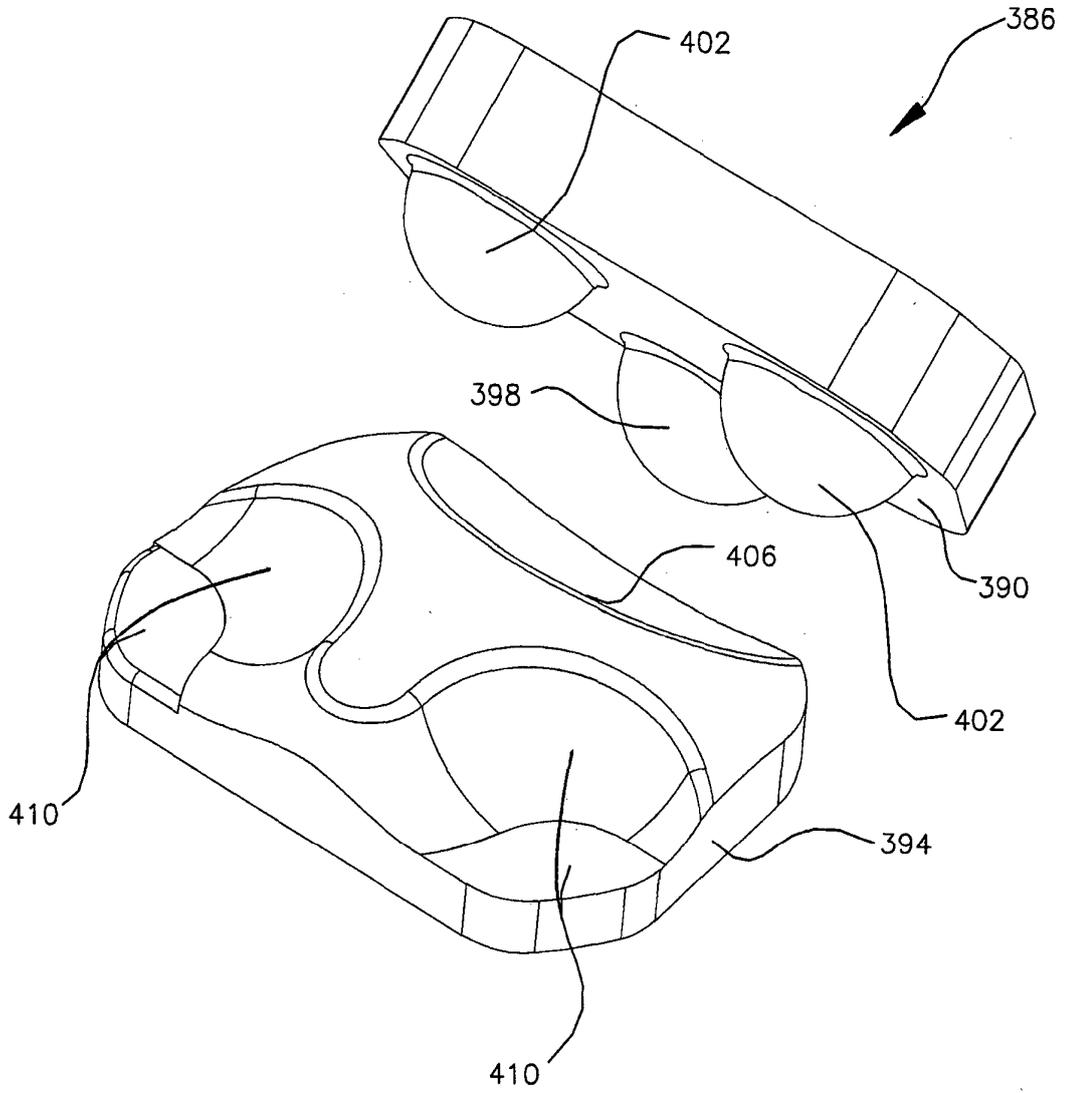


FIG. 41

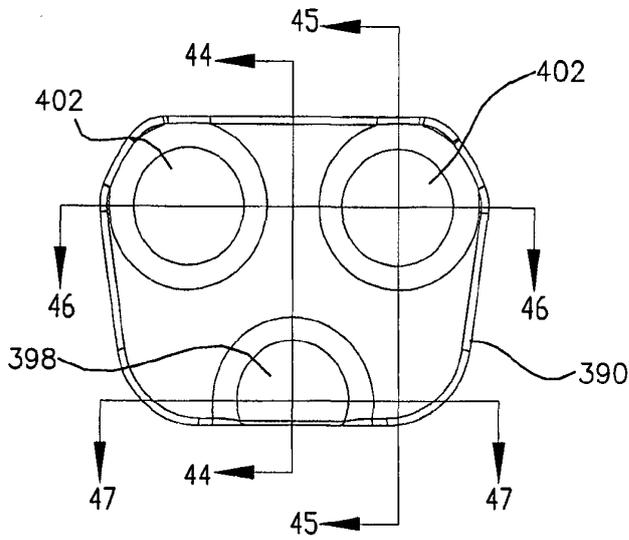


FIG. 43

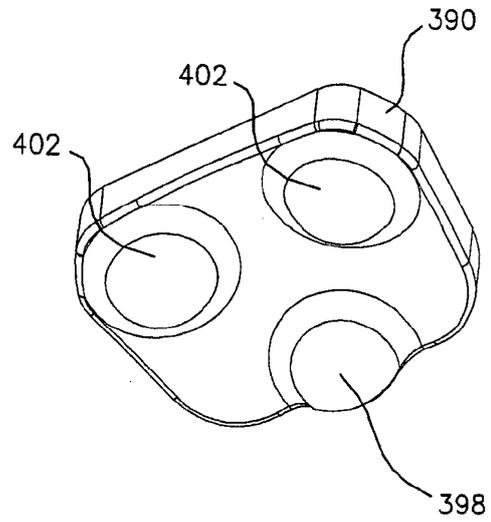


FIG. 42

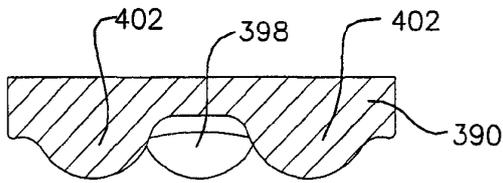


FIG. 46

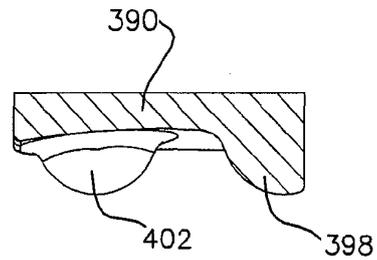


FIG. 44

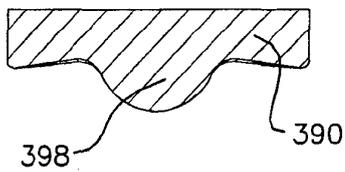


FIG. 47

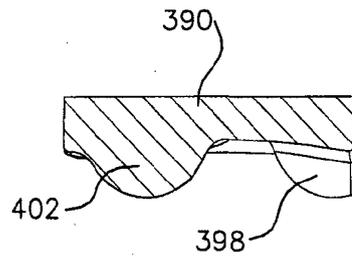


FIG. 45

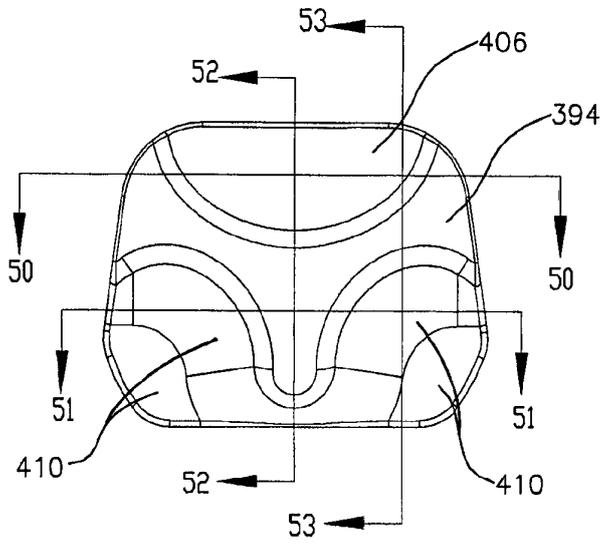


FIG. 49

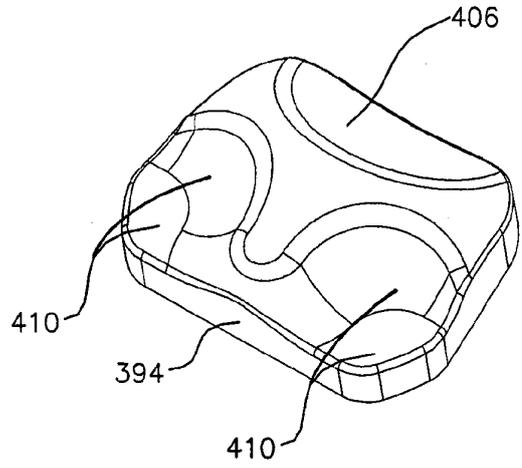


FIG. 48

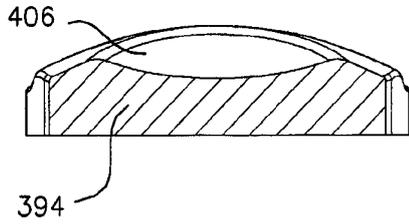


FIG. 50

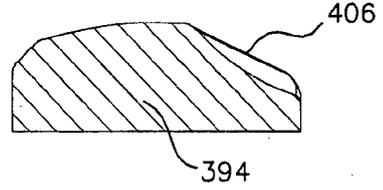


FIG. 52

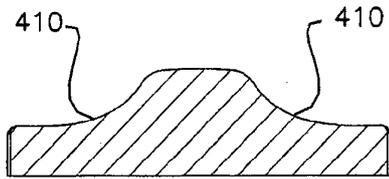


FIG. 51

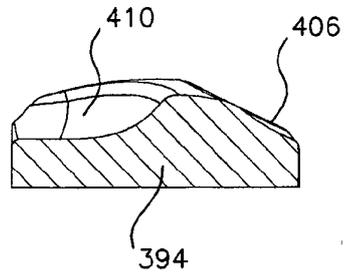


FIG. 53

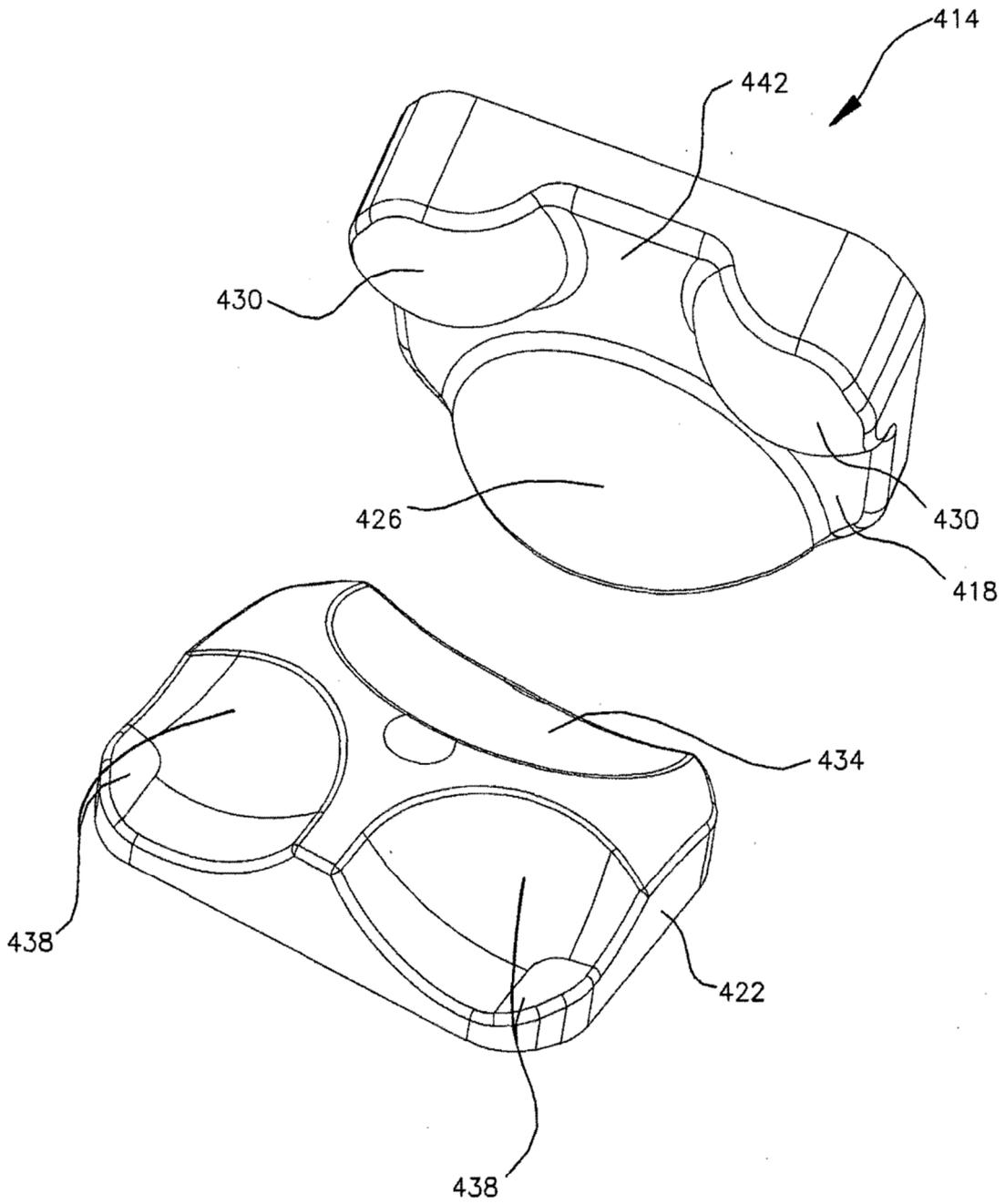


FIG. 54

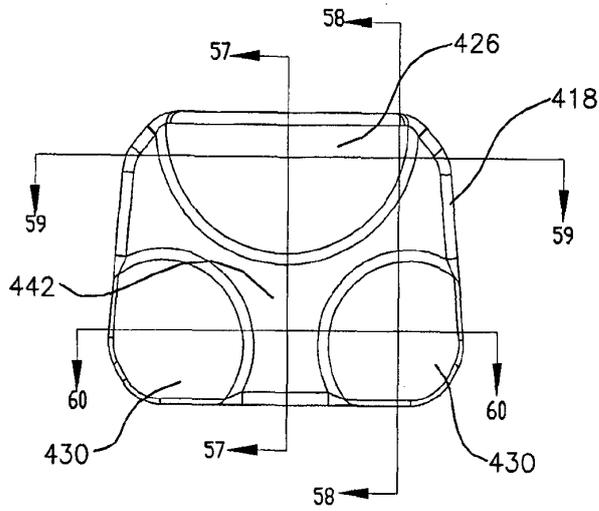


FIG. 56

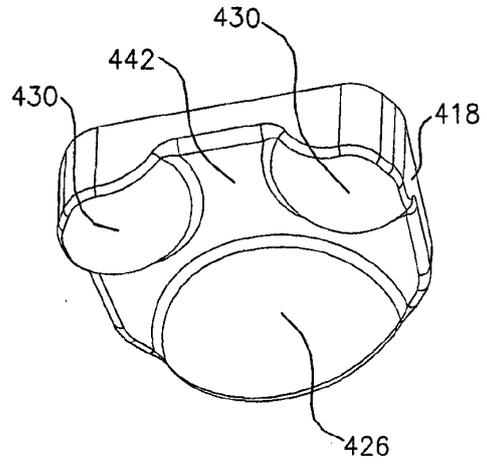


FIG. 55

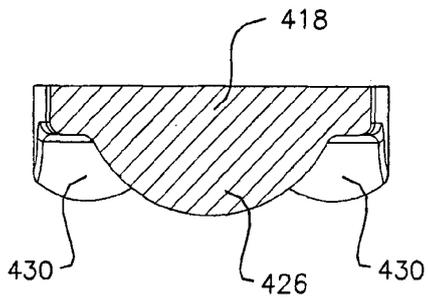


FIG. 59

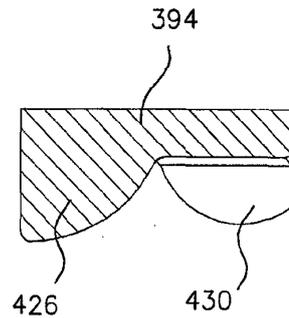


FIG. 57

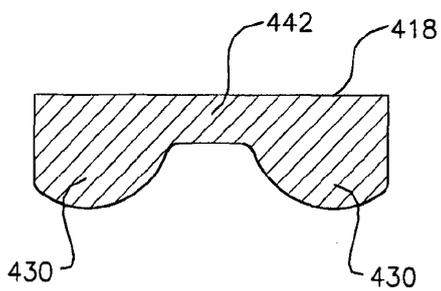


FIG. 60

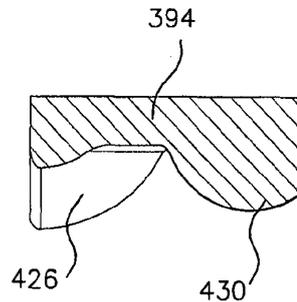


FIG. 58

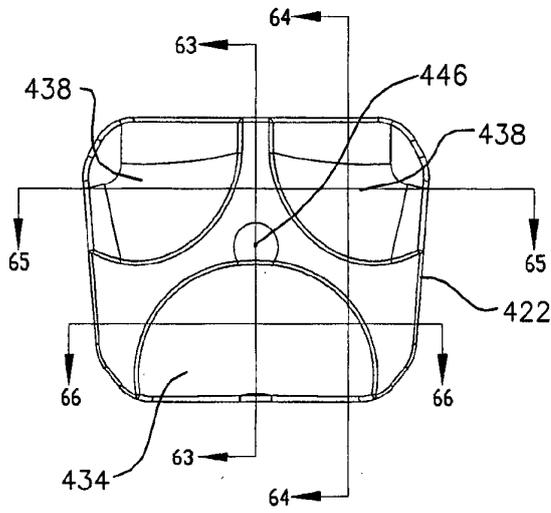


FIG. 62

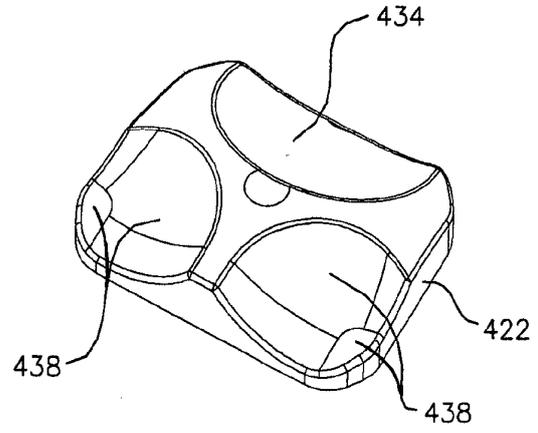


FIG. 61

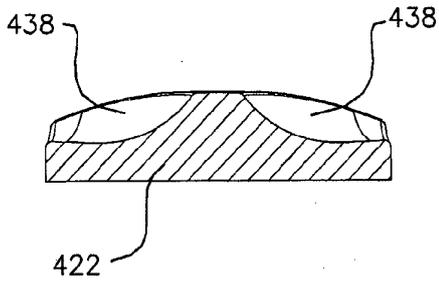


FIG. 65

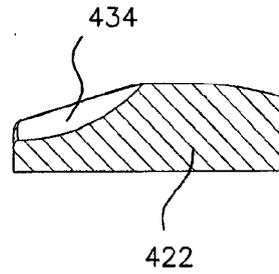


FIG. 63

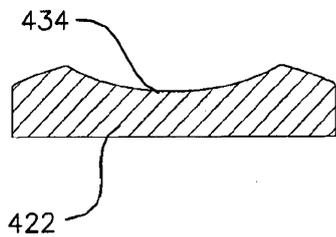


FIG. 66

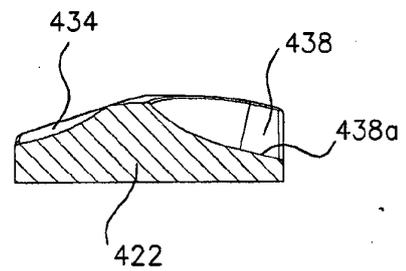


FIG. 64

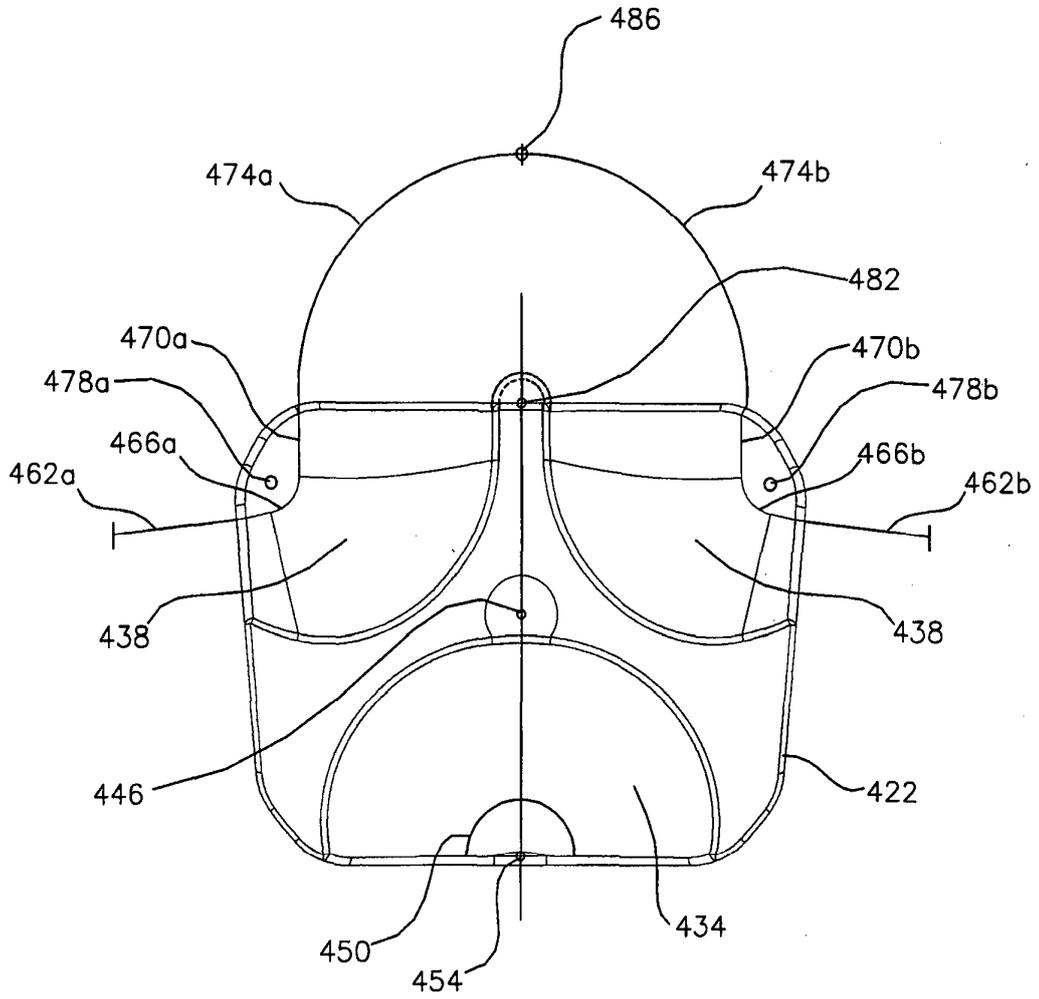


FIG. 67

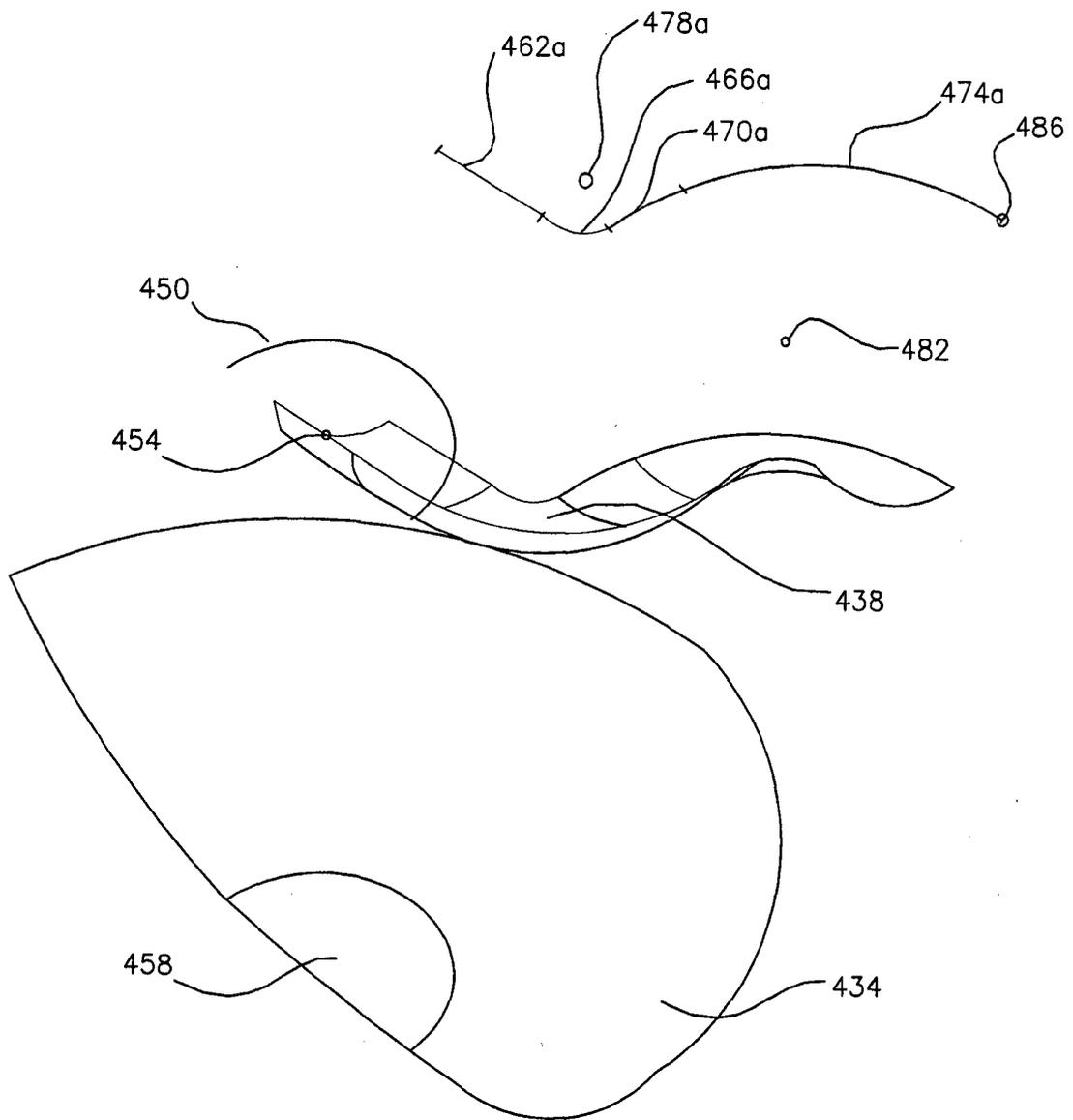


FIG. 68