

# Artrodesis del raquis cervical por vía anterior con placa atornillada. Criterios para la selección del implante

## Anterior cervical spine arthrodesis with plates. Criterion for implant selection

J. BARBERÁ\* Y D. BARBERÁ\*\*

\*HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALENCIA. \*\*ESCUELA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES. UNIVERSIDAD POLITECNICA DE VALENCIA

**Resumen.** El propósito de esta revisión es analizar el mecanismo de acción de las placas utilizadas en la artrodesis instrumentada del raquis cervical por vía anterior, con el fin de llegar a un criterio que sirva para seleccionar aquella que sea más adecuada para cada tipo de patología. Se identifican cinco tipos de placas cuyo factor diferencial es la relación mecánica entre el tornillo y el orificio de la placa. Con este criterio se consideran cinco tipos de placa: 1º la de interfaz tornillo-placa libre, 2º las de interfaz TP rígida, 3º las de interfaz TP semirrígida, 4º las de interfaz TP dinámica con desplazamiento vertical del tornillo y 5º las de interfaz TP dinámica con desplazamiento vertical y angular del tornillo. Se esquematiza el mecanismo de ajuste de la reconstrucción ante la carga, analizando las formas de fracaso mecánico en cada caso. Se clasifica la patología cervical en lesiones que afectan a un solo nivel o a varios niveles y, en cada caso, se separan las reconstrucciones estables de las potencialmente inestables. Para tratar cada tipo de lesión se recomienda el tipo de placa que se considera más adecuado en función del mecanismo de actuación descrito.

**Summary.** The purpose of the present study is to assess the biomechanical properties of fixation plates used for anterior arthrodesis of the cervical spine to define the most indicated model for each pathology. Five types of plate differentiate in the mechanics between of the interface between the screw and the plate: 1. The interface free screw-plate, 2. Rigid S-P interface, 3. Semi-rigid S-P interface, 4. Dynamic T-P interface with vertical displacement of the screw and 5. Dynamic T-P interface with angular displacement of the screw. The adjustment under load mechanism and failure modes are analysed for every case. Cervical pathology is classified in lesions affecting one level and those affecting more than one level and, for every case, reconstructions are defined as stable and potentially unstable. For each type of lesion there is a recommendation to use one of the five types of reconstruction plates

**Introducción.** La discectomía cervical con fusión intersomática por vía anterior es una solución clásica y de excelentes resultados en el tratamiento de la patología discal regional, uni o multisegmentaria (1,2).

La utilización de un injerto intersomático de hueso autólogo tricortical, según la técnica de Robinson y Smith (3) con sus variantes, o la aplicación de un cilindro de hueso esponjoso en un lecho tallado previa-

mente entre las dos plataformas, según la técnica de Cloward (4) o sus variantes, han supuesto durante muchos años la mejor solución para conseguir la artrodesis.

La generalización de estos procedimientos ha permitido que se identificaran diversos tipos de problemas postoperatorios (5). Entre ellos los más frecuentes fueron el fracaso de la artrodesis por extrusión hacia delante del injerto y el colapso, con cifosis, del

**Correspondencia:**  
José Barberá  
Hospital Clínico Universitario  
de Valencia.  
Avda. Blasco Ibáñez, 17  
46010 Valencia  
E-mail: jbarbera@jbspine.net

espacio discal por reabsorción del injerto interpuesto (6). Por otra parte, la fusión intersomática simple se mostró también como mecánicamente insuficiente cuando el segmento operado era previamente inestable, como es el caso de las lesiones traumáticas (7,8). Finalmente, la seudartrosis con ausencia de fusión intersomática, se reveló como mucho más frecuente cuando se operaban dos o más niveles (9).

Todo ello obligaba a que, tras la cirugía, el paciente hubiera de ser inmovilizado durante un tiempo, no inferior a 4-6 semanas, mediante ortesis cervicales, generalmente molestas e incapacitantes.

En 1970, Orozco y Llovet (10) publican sus primeros resultados conseguidos mediante la fijación, con una placa atornillada, de los dos cuerpos vertebrales tras la colocación del injerto. Se inicia con ellos la era de la artrodesis cervical anterior apoyada en una placa atornillada. Este procedimiento se ha convertido hoy en una técnica rutinaria en la cirugía vertebral cervical y, aunque para la artrodesis de un solo segmento su indicación es controvertida, la artrodesis instrumentada es ampliamente aceptada cuando se actúa sobre varios segmentos o cuando se pretende fusionar un segmento inestable (11,12). De hecho, la posibilidad de conseguir una estabilización segura mediante la instrumentación anterior ha impulsado la generalización de la corpectomía cervical en el tratamiento de la estenosis del canal raquídeo cervical, e incluso la corpectomía como alternativa a la discectomía de varios niveles (13)

Básicamente la fijación vertebral instrumentada tiene como objetivos generales los siguientes (14):

- Corregir la deformidad manteniendo fija la posición de reducción
- Proporcionar estabilidad inmediata y duradera a la reconstrucción hasta que se alcance la consolidación del injerto
- Facilitar la fusión ósea garantizando la acción de los factores mecánicos que favorecen la consolidación
- Disminuir la necesidad de apoyos externos de soporte

En la fijación del raquis cervical por vía anterior todos estos objetivos son aplicables. La evolución del diseño mecánico de los implantes creados para conseguirlos permite que se disponga de modelos diferentes, dotados de capacidades mecánicas diferentes, cuya indicación de uso puede estar condicionada por el tipo de patología que se haya de resolver.

La finalidad de este trabajo es analizar las capacidades mecánicas y el modo de actuación de cada tipo de implante para que, ante un problema definido, se pueda escoger el instrumento más útil para resolverlo. Nuestro análisis se ceñirá exclusivamente al raquis cervical bajo, el comprendido entre el disco C2-3 y el disco C7-T1. Los caracteres morfológicos y funcionales de las vértebras en esta región específica son similares y, en consecuencia, su patología es también similar considerada de forma global, regional, o aislada en sus segmentos

Artrodesis cervical anterior apoyada en una placa atornillada. Análisis mecánico. La placa atornillada a la cara anterior de las vértebras es una instrumentación dirigida a fijar y mantener la reducción o la reconstrucción de dos o más segmentos cervicales, hasta conseguir la artrodesis. Según la clasificación de los implantes vertebrales que hace Benzel (15), la placa cervical con injerto intersomático se debe considerar, mecánicamente, como una fijación anterior en voladizo, con posibilidad de transmisión axial neutra de la carga. Ello implica la ausencia de cualquier precarga en la que se produzca aplicación de momentos de fuerza flexores, sagitales o coronales.

El objetivo de la placa es evitar la expulsión del injerto y garantizar la inmovilidad de la reconstrucción hasta que el injerto consolide, sin necesidad de recurrir a la inmovilización con ortesis externas. Sin embargo, la distinta configuración de la placa atornillada, por si misma, introduce determinadas circunstancias mecánicas que pueden incidir en la propia asimilación y en la biología del injerto.

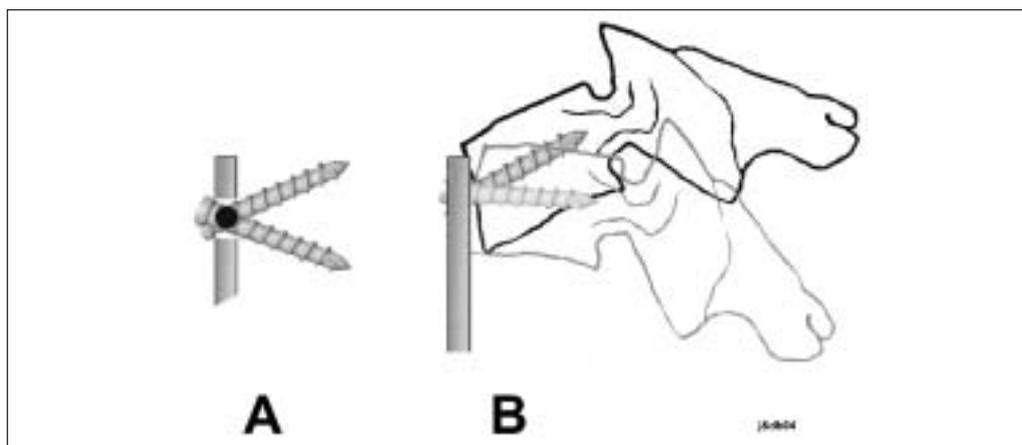


Figura 1. Sistemas de interfaz T-P libre.

En el momento actual existen aproximadamente 50 modelos diferentes de placas cervicales de apoyo a la artrodesis y de uso general. El carácter común a todas es la utilización de dos tornillos, uno a cada lado, por nivel vertebral, con el objeto de impedir la flexión lateral a uno u otro lado. Las diferencias aparentes entre ellas son, generalmente, caracteres de diseño que modifican la morfología externa, el espesor, la posibilidad de usar uno o dos tornillos para el injerto, la ventana central para visualizar el injerto, etc. Pero el factor que realmente las diferencia es el modo de vinculación del tornillo con la placa, es decir, la interfaz tornillo-placa (Interfaz TP). La historia de las placas cervicales está ligada, precisamente, a las modificaciones del comportamiento biomecánico, que se han buscado alterando la morfología y el funcionamiento de esta zona precisa.

En una reciente revisión (16) se ha propuesto una clasificación de las placas cervicales en función de sus características mecánicas, que puede ser muy útil para determinar la indicación de cada una de ellas en cada caso. Adoptando esta clasificación con algunos cambios, que son exigidos para un análisis mecánico meticuloso, podremos distinguir cinco tipos de sistemas. Para identificar cada modelo y describir su comportamiento biomecánico hemos escogido la placa de cada tipo que primero apareció en el mercado con su carácter di-

ferencial, teniendo en cuenta que, en el momento actual, prácticamente todas las marcas importantes disponen de placas de todos los tipos.

Sistemas con la interfaz tornillo-placa libre. Son las primeras que se utilizaron. El prototipo es la placa de Orozco y Llovet (10). Se caracterizan porque la interfaz placa-tornillo es completamente libre. Es decir, la placa dispone de orificios por los que penetran los tornillos, que son de un calibre ligeramente inferior, para hacer presa en el cuerpo vertebral. Al ser apretado, la cabeza del tornillo aplica la placa sobre la cara anterior de la vértebra. Los tornillos se introducen sin ninguna restricción en los orificios de la placa, con el ángulo que decide el cirujano. Las consecuencias de este montaje se describen en la figura 1. Después de su inserción, el tornillo tiene movilidad en el interior del orificio de la placa.

Los movimientos que interesan son dos: el de entrada y salida en el orificio, que está limitado por la presa de las espiras en el tejido óseo esponjoso, y el movimiento de balanceo sagital (Fig. 1A), que se lleva a cabo en torno a un eje transversal que pasa por el orificio de la placa, y que está limitado por el calibre de este orificio.

La vértebra queda solidarizada al tornillo y, por tanto, se puede mover en relación a la placa, fundamentalmente con los movimientos de balanceo sagital del tornillo. Los

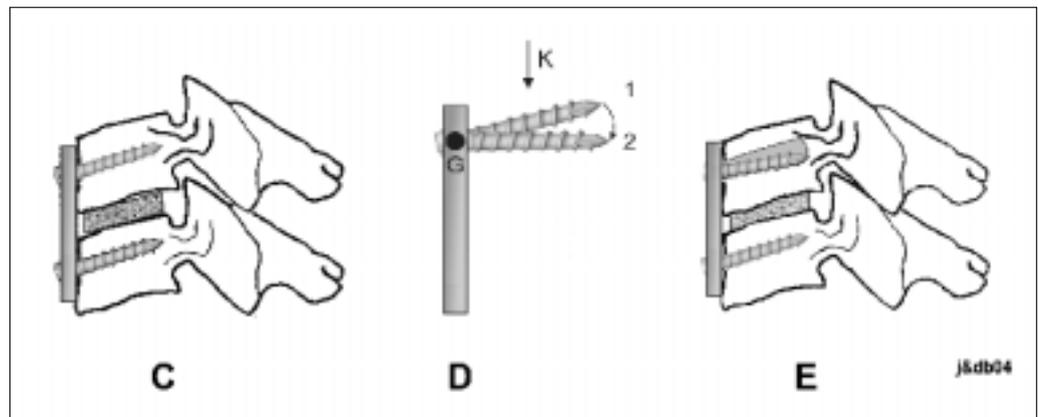


Figura 2. Sistemas de interfaz T-P libre. Posibilidades de evolución biomecánica.

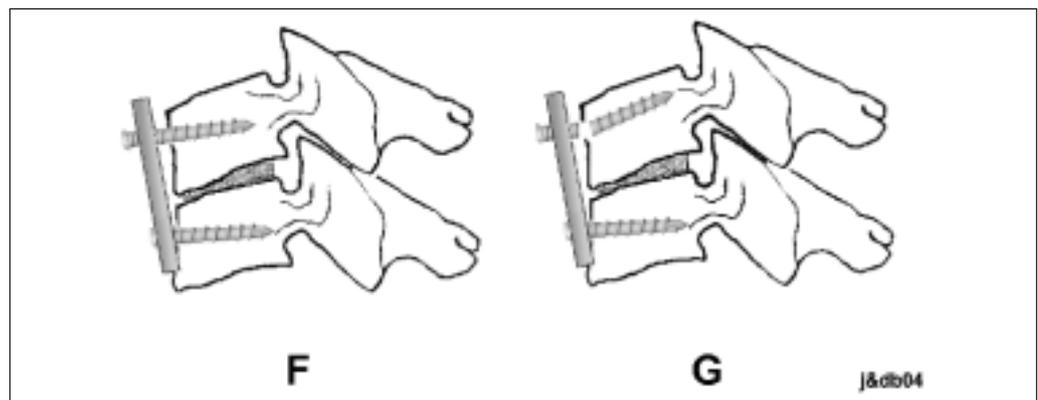


Figura 3. Sistemas de interfaz T-P libre. Modos de fracaso del implante

límites de este movimiento vertebral están impuestos por el obstáculo que ofrece el contacto de la placa sobre la vértebra (Fig. 1B) y, en definitiva, de la presión de aplicación de la placa sobre la vértebra. Si la vértebra se desplaza en flexión su parte superior choca con la placa. Si lo hace en extensión, es su parte inferior la que es detenida por la placa. Esta movilidad vertebral es, en principio, un hecho favorable porque permite que la vértebra transmita al injerto la acción del peso de la cabeza, sometándolo a compresión, circunstancia que favorece la consolidación.

Sin embargo, en determinadas circunstancias pueden aparecer problemas. En la figuras 2 y 3 se esquematizan algunas de estas posibilidades.

La figura 2C representa la situación postoperatoria inmediata. Cuando se produce el ajuste del injerto, con acortamiento de su altura, la vértebra superior, que soporta la

carga, se adapta a la situación mediante un desplazamiento hacia abajo (Fig. 2D). El tornillo superior recibe la carga K y se adapta a ella rotando en flexión en torno al eje G. La vértebra se desplaza en flexión pero su parte superior choca contra la placa y se ve frenada. A pesar de todo la carga desplaza al tornillo que, para moverse, rompe el débil tejido esponjoso del cuerpo vertebral en el que está insertado. En la figura 2E, en la que el injerto ha perdido altura, el sombreado que aparece por encima del tornillo superior representa la destrucción del tejido esponjoso en el que se ancla el tornillo, y que se debe al movimiento de giro hacia abajo del tornillo en su interior. Este movimiento de rotación es un fenómeno muy frecuente y, en principio favorable, porque permite la adaptación a la transmisión de carga, de modo que esta se traslada al propio injerto, facilitando la consolidación (17,18). En reconstrucciones largas, de más



**Figura 4.** Radiografía obtenida a los seis meses después de una discectomía C5-6 con injerto autólogo y placa de Caspar. Se observa la retroexpulsión de algunos tornillos aun cuando tenían presa bicortical. No obstante se ha conseguido una buena artrodesis y la paciente estaba asintomática.



**Figura 5.** Radiografía obtenida dos años después de la discectomía C5-6 con injerto autólogo y fijación con placa atornillada de Caspar. Se ha conseguido la artrodesis a costa de la rotura de un tornillo superior y del desplazamiento del otro tornillo superior a lo largo de la corredera para compensar el acoplamiento del injerto.

de dos niveles, esta adaptación se observa en más del 50% de los casos.

En la figura 3 se esquematizan los modos de fracaso de este tipo de implante. Por un lado, la movilización del tornillo debilita su presa en el hueso. Por otro, los movimientos de la vértebra en flexión empujan la placa. Como los tornillos ya no la sujetan con suficiente fuerza, la placa se desplaza y arrastra con ella a los tornillos (Fig. 3F). Este desplazamiento se ve facilitado por la idéntica posibilidad de movimiento en el tornillo inferior. La consecuencia es la retroexpulsión de los tornillos, que pueden quedar libres en el espacio retrofaringeo. Otra posibilidad es que el fenómeno repetido de transmisión de carga cíclica sobre el tornillo produzca la fatiga del metal y uno o varios tornillos se rompan (Fig. 3G). En las reconstrucciones largas la rotura de los tornillos suele producirse en el nivel inferior, en relación con la mayor cantidad de carga recibida.

Estas complicaciones propias de los sistemas con interfaz TP libre se manifestaron pronto. Caspar (19) para resolver el problema, propuso que los tornillos tomaran presa bicortical, atravesando también la corti-

cal posterior. Esta técnica aumenta la resistencia a la retroexpulsión y conserva cierta capacidad de adaptación a la carga, permitiendo que el injerto reciba compresión. No obstante este montaje sigue siendo poco resistente a la carga cíclica (Fig. 4 y 5). Por otra parte, la penetración de la cortical posterior exige un control radioscópico estricto para evitar lesiones medulares, lo cual alarga la intervención, aumenta la exposición del cirujano a los rayos X y, cuando se trata de fijar las vértebras bajas, C6 o C7, la interposición de los hombros dificulta la visualización y control de la progresión del tornillo.

Estas posibles complicaciones han hecho que los sistemas de interfaz TP libre vayan perdiendo indicaciones.

Sistemas con la interfaz tornillo-placa rígida. Aunque, como hemos visto más arriba, la posibilidad de rotación sagital en los tornillos de los sistemas de interfaz T-P libre facilita la transmisión de la carga por el injerto, la frecuente retropulsión de los tornillos hizo que, poco a poco, se abandonara la idea de la dinamización. Frente a ella Morscher (20) introdujo el concepto de bloquear el tornillo en su orificio de entrada en la placa.

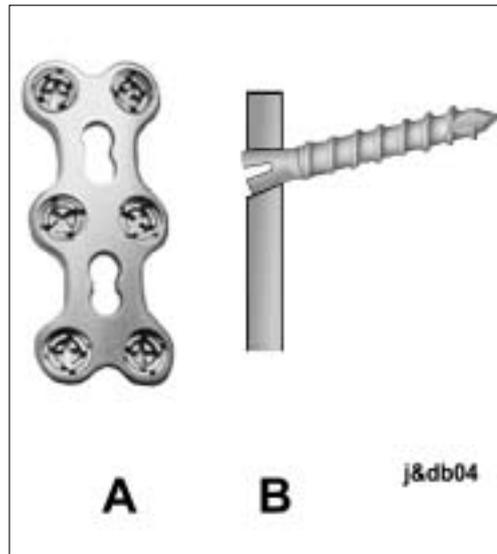


Figura 6. Sistemas de interfaz TP rígida.

Para ello, una vez que se ha introducido completamente en el orificio de la placa, la cabeza del tornillo se expande mediante un pequeño tornillo interno, de modo que queda atrapada por el perímetro del orificio. De esta forma la interfaz placa-tornillo queda bloqueada y se hace rígida, puesto que la cabeza del tornillo queda solidamente unida al orificio de la placa por el que ha penetrado. Para mejor conseguir esta unión rígida la trayectoria del tornillo está prefijada.

Las consecuencias de este montaje se analizan en las figuras 6 y 7.

La fotografía de la figura 6A corresponde a una placa CSLP de Synthes, la primera que adopta la idea de Morscher. En el esquema de la figura 6B se aprecia como el tornillo al penetrar por el orificio sigue un trayecto prefijado que garantiza el contacto de su cabeza con el perímetro del orificio. Una vez introducido, la cabeza se dilata por la acción de un pequeño tornillo interno que se atornilla en su interior y que separa las cuatro alas en que está dividida. De esta forma la unión del tornillo con la placa es absolutamente rígida y no puede sufrir ninguna modificación.

La figura 7C representa la reconstrucción en el periodo postoperatorio inmediato y la figura 7D muestra lo que ocurre cuando se ha producido el acoplamiento del injerto. La carga K, recibida por la vértebra superior, no actúa sobre el injerto, que ha perdido el contacto con las plataformas vertebrales, y se transmite íntegramente a través de la placa hasta el tornillo inferior siguiendo el trayecto seguido por la flecha quebrada. Por otra parte, el bloqueo de la cabeza hace imposible la retroexpulsión de los tornillos y resulta innecesaria la presa bicortical, lo que facilita mucho la colocación del sistema.

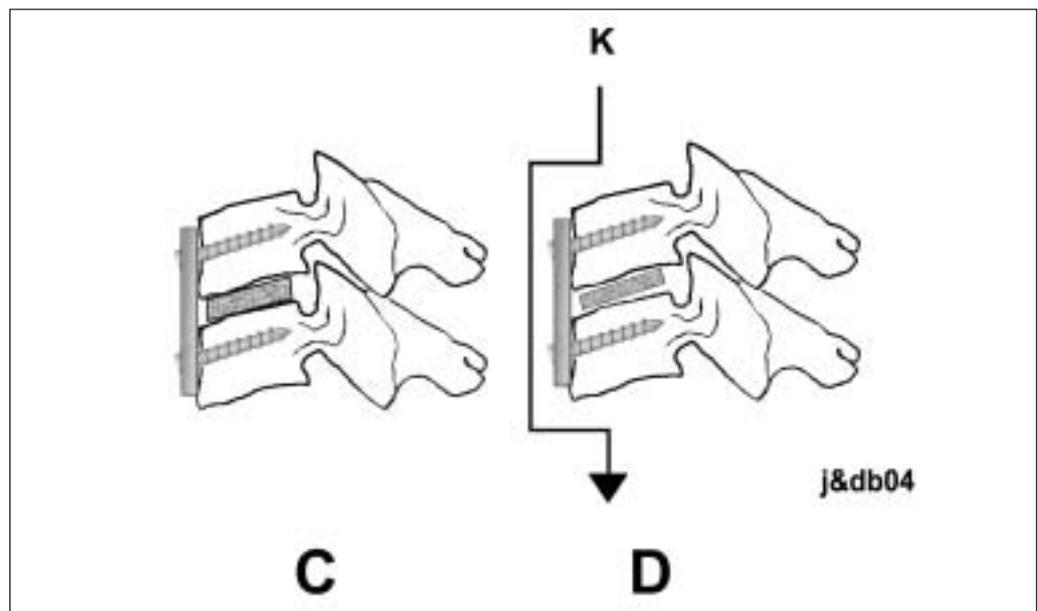


Figura 7. Sistemas de interfaz TP rígida. Cortocircuito de la transmisión de la carga.

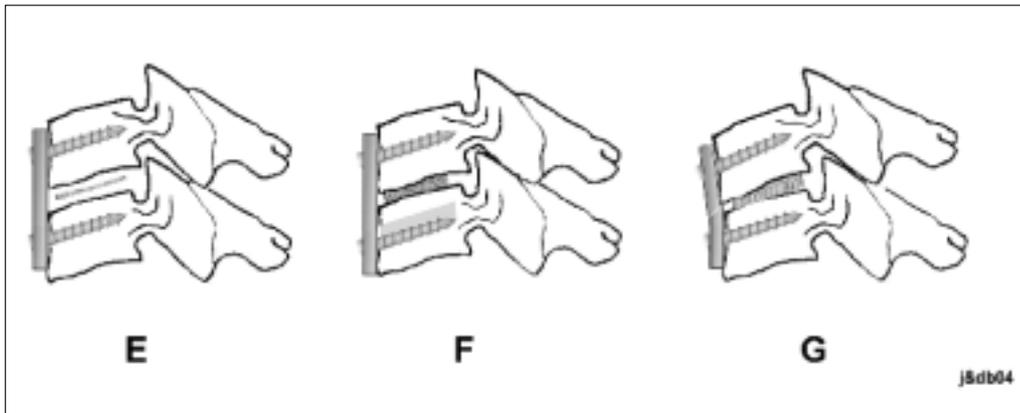


Figura 8. Sistemas de interfaz TP rígida. Modos de fracaso del implante

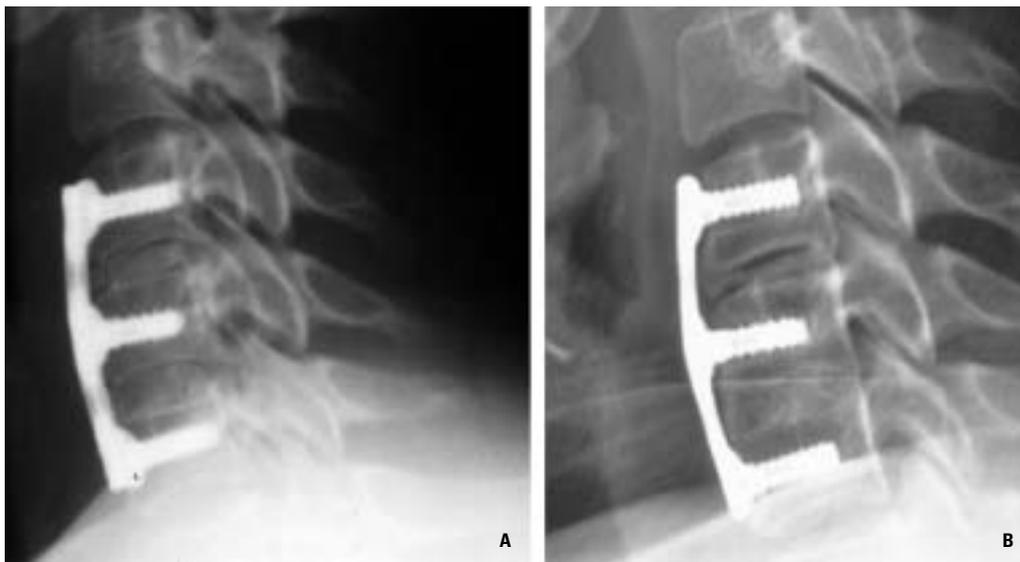


Figura 9. Radiografías correspondientes a una paciente a quien se le practicó discectomía de C4-5 y de C5-6 con injerto autólogo y fijación con una placa rígida. La imagen A está tomada en el postoperatorio inmediato. La imagen B se tomó un año después de la cirugía. El nivel C4-5 muestra una pseudoartrosis evidente debida al stress shielding producido por la placa. La medición demostró que los tornillos inferiores habían descendido un milímetro en el interior de la vertebra, ajustándose al acortamiento del injerto, probablemente por ello consolidó el nivel inferior C5-6. La paciente se quejaba de dolor axial.

La característica más importante de este tipo de reconstrucción es, pues, su rigidez, lo que la hace indicada en montajes sobre una anatomía muy inestable, como en el caso de las fracturas-luxaciones. Sin embargo, la observación biológica, biomecánica y clínica ha demostrado que esta rigidez tiene también inconvenientes que pueden ser serios.

En la figura 8 se describen esquemáticamente sus consecuencias.

Una consecuencia de la derivación de la carga a través del implante es de orden biológico: al existir un cortocircuito de derivación de la carga, el injerto, con el raquis en

reposo, no recibe el estímulo osteogénico de la compresión (Fig. 8E). Se considera que para obtener una buena fusión, un 70% de la carga debería ser transmitida a través del injerto (21). Con los implantes rígidos, al ajustarse el injerto y perder altura, no se transmite carga a través de él. De acuerdo con la ley de Wolff, la ausencia de carga inhibe o retrasa la fusión ósea caracterizando el fenómeno denominado protección del estrés (stress shielding), típico de los montajes rígidos. El resultado es que el ambiente biológico de la reconstrucción ósea se deteriora y puede producirse un retardo en la consolidación o incluso un fracaso de la fusión,



**Figura 10.** Radiografía tomada 1 año después de realizar una artrodesis con injerto autólogo y placa rígida. El acoplamiento del injerto ha provocado la sobrecarga del implante y la placa se ha roto.

con pseudoartrosis, tal como aparece en las imágenes de la figura 9. La ausencia de fusión facilita, con el tiempo, a su vez, la aparición de otros trastornos.

Por otra parte, en un estudio reciente realizado sobre un modelo de corpectomía múltiple (22), se analiza con más detalle lo que ocurre durante los movimientos de la columna cervical inmovilizada con una placa rígida. En la posición de flexión del raquis el injerto recibe todavía una menor carga que cuando está en posición neutra, mientras que en la posición de extensión forzada, la placa actúa como un tirante an-

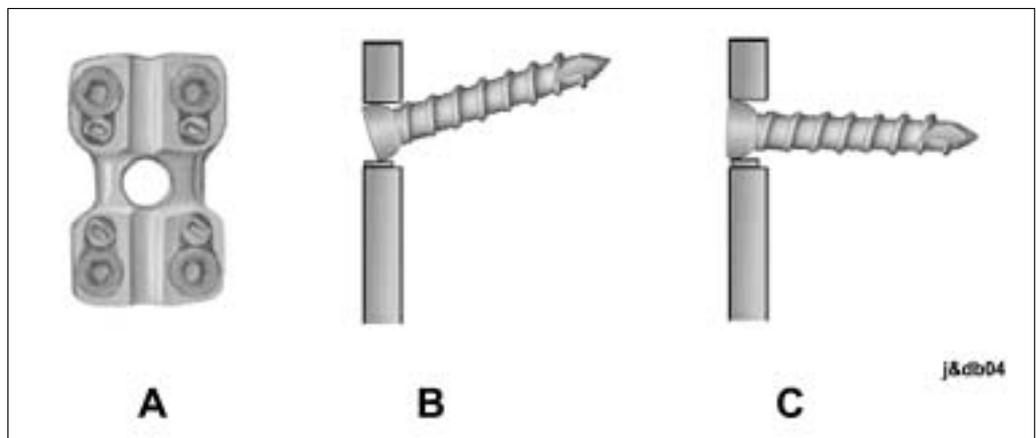
terior y provoca un aumento de la carga sobre el injerto, que puede llegar a facilitar la penetración de este en la plataforma vertebral. Esta oscilación en la distribución de la carga a través del injerto altera las condiciones mecánicas necesarias para la consolidación y retrasa el proceso.

Cuando el sistema está implantado sobre vértebras de hueso poco consistente, los tornillos inferiores, que reciben toda la carga, pueden cortar el hueso, emigrando hacia abajo y debilitando la calidad de la presa en la interfaz metal-hueso, tal como aparece en la zona sombreada de la figura 8F y en radiografía de la imagen B de la figura 9.

Eventualmente, la carga transmitida exclusivamente por el implante puede producir el fracaso por fatiga del metal, llegando a fracturar los tornillos inferiores o incluso la placa (Fig. 8G y 10). En este momento, cuando se rompe el implante y se recupera la transmisión constante de carga a través del injerto, puede conseguirse la consolidación.

Sistemas con la interfaz tornillo-placa semirrígida. Para evitar el problema del cortocircuito de carga, la casa Codman sacó al mercado una modificación mecánica interesante: la cabeza del tornillo se mantiene fija a la placa por un sistema de bloqueo mecánico externo específico, que no impide la movilidad del tornillo en el plano sagital.

La cabeza semiesférica del tornillo queda fija al orificio de la placa mediante una leva que ofrece dos ventajas mecánicas.



**Figura 11.** Sistemas de interfaz TP semirrígida.

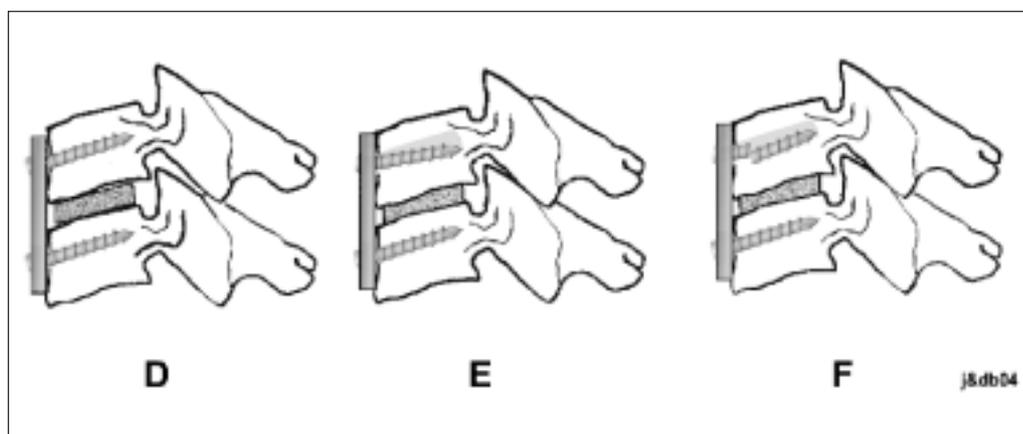


Figura 12. Sistemas de interfaz TP semirígida. Posibilidades de fracaso.

En la figura 11 se esquematiza el mecanismo de bloqueo. La imagen de 11A es una placa de Codman de la primera generación, en la que se observan las levas de bloqueo de cada tornillo. La leva, al girar, comprime la cabeza del tornillo, semiesférica, contra el otro lado del orificio y lo bloquea sea cual sea su posición (Fig. 11B y 11C). Ello ofrece la ventaja práctica de que el tornillo no se ve obligado por una dirección predeterminada y el cirujano puede elegir el ángulo de ataque del tornillo según lo considere más conveniente. En segundo lugar, la cabeza semiesférica facilita el hecho de que, una vez introducido el tornillo y bloqueada la retroexpulsión, pueda modificarse su ángulo en el plano sagital atendiendo a la demanda de la carga transmitida. Este último fenómeno proporciona cierta tolerancia del implante a la demanda creada por el acoplamiento del injerto.

La capacidad de oscilación sagital permite que la reconstrucción se adapte al ajuste del injerto mediante una ligera rotación sagital de los tornillos fijos a las vértebras (23). Con ello el efecto deletéreo de la ausencia de transmisión de carga se reduce, es decir se favorece la compresión del injerto y, según la ley de Wolf, la tasa de pseudoartrosis es menor. Sin embargo, un análisis mecánico estricto puede demostrar que, eventualmente, la oscilación debilita la presa del tornillo sobre el hueso.

En la figura 12 se analiza gráficamente el proceso.

La imagen 12D corresponde al periodo postoperatorio inmediato. En la imagen 12-E se esquematiza el resultado de la adaptación del tornillo superior a la carga, cuando el injerto ha ajustado su altura. La vértebra superior es desplazada hacia abajo, como ocurría con los sistemas de interfaz TP libre y el tornillo se adapta rotando hacia abajo en el plano sagital. Como está bloqueado sobre la placa no puede ser retroexpulsado, no dando pues lugar a que la vértebra se desplace siguiéndole en la flexión. Para el tornillo, la única forma de asumir la carga es desplazándose dentro del propio hueso, de modo que así dé lugar a que la vértebra descienda. El resultado es la interrupción del tejido esponjoso, que en la figura está representado por el sombreado dibujado por encima del tornillo. La interfaz hueso-metal se debilita, el tornillo se mueve dentro del hueso y, al final, si la consolidación no se ha producido puede romperse el metal por fatiga cíclica (Fig. 12F).

La placa de Codman y todas aquellas otras que tienen una interfaz TP similar son implantes dinámicos porque, en cierto modo, se adaptan a la transmisión de la carga y permiten una derivación de ella hacia el injerto. La dinamización se consigue gracias a la flexión del tornillo, por lo tanto la adaptación sólo es angular, en el plano sagital. Ya hemos visto que, cuando el desplazamiento se produce, lo hace a costa de la interrupción del hueso esponjoso. Como el tornillo permanece fijo a la placa, la debilidad de la pre-

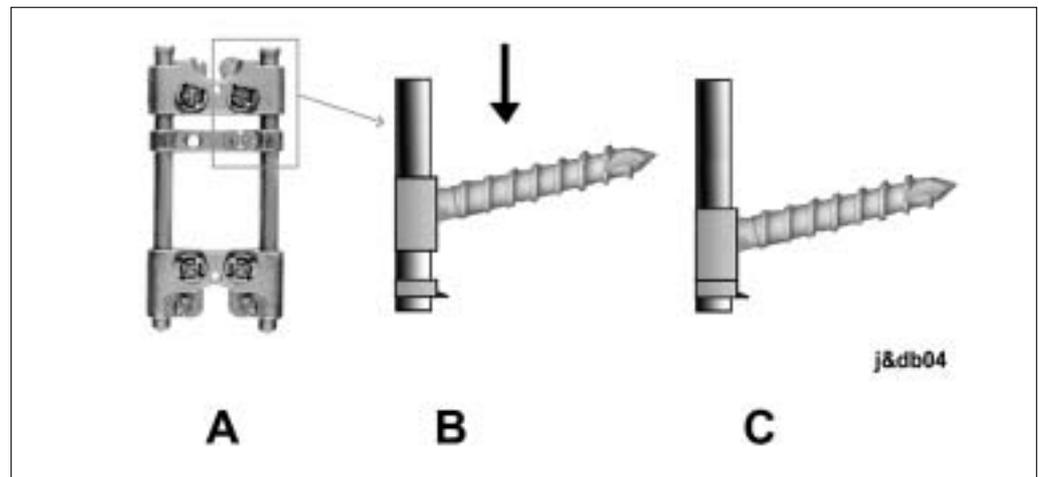


Figura 13. Sistemas de interfaz TP dinámica. Sistema DOC.

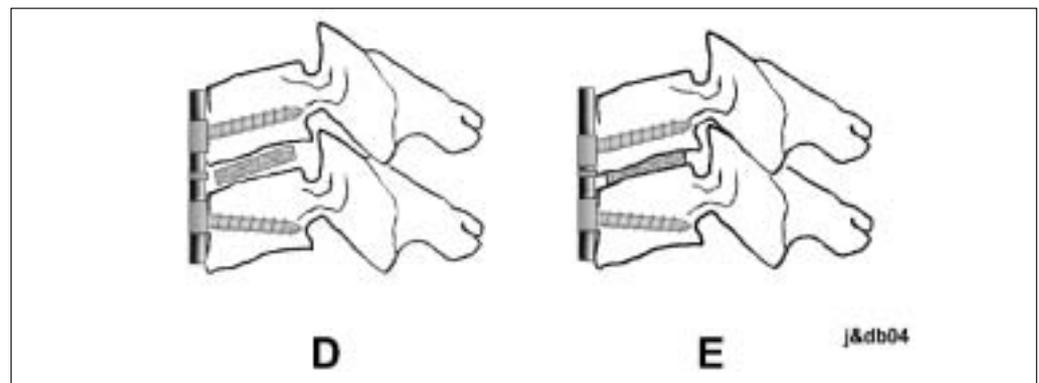


Figura 14. Sistemas de interfaz TP dinámica. Sistema DOC. Mecanismo de acción.

sa ósea no produce retroexpulsión y la integridad del implante se conserva. La disrupción ósea puede llevar a la rotura del tornillo cuando se trate de desplazamientos grandes o cuando se implante en hueso osteoporótico.

Sistemas con la interfaz tornillo-placa dinámica. En los últimos años, y con el propósito de adecuar la mecánica del implante a los requerimientos biológicos del injerto, han aparecido, casi simultáneamente, dos tipos de fijador cervical anterior con una característica especial: la posibilidad de que el tornillo se desplace verticalmente, acompañando al colapso vertebral que se produce tras el ajuste del injerto con reducción de su altura. Todo ello conservando el bloqueo tornillo-placa que impide la retroexpulsión. La arquitectura de los dos implantes es diferente.

En la figura 13 se esquematiza el funcionamiento del sistema DOC de Acromed.

La imagen 13A es una fotografía del implante visto desde su cara anterior. Consta de dos barras, una a cada lado, sobre las que se desliza una plataforma superior que aloja los tornillos. La imagen 13B es un esquema de la parte del implante recogida en el recuadro de 13A, visto de perfil, y pretende explicar el funcionamiento del implante cuando recibe la carga (flecha vertical de trazo grueso). Se produce el ajuste del injerto en altura porque la plataforma se desliza sobre las barras y los tornillos descienden con ella, hasta que se ve detenida por el tope transversal colocado a la distancia escogida (imagen 13C).

En la figura 14 se representa la adaptación del implante ante la pérdida de altura del injerto.

La imagen 14D corresponde al momento postoperatorio inmediato en que el injerto ha perdido altura. En la imagen 14E se esquematiza la adaptación del im-

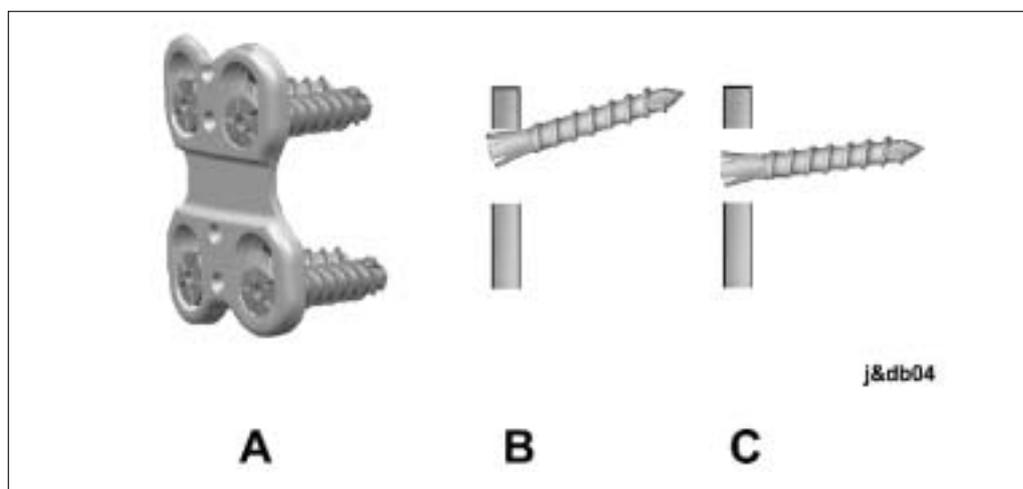


Figura 15. Sistemas de interfaz TP dinámica. Sistema ABC

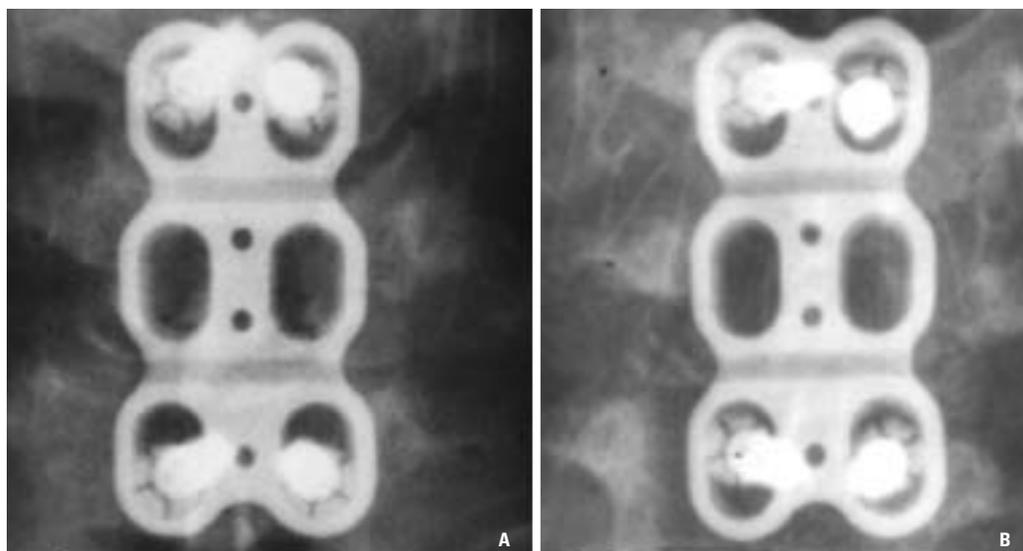
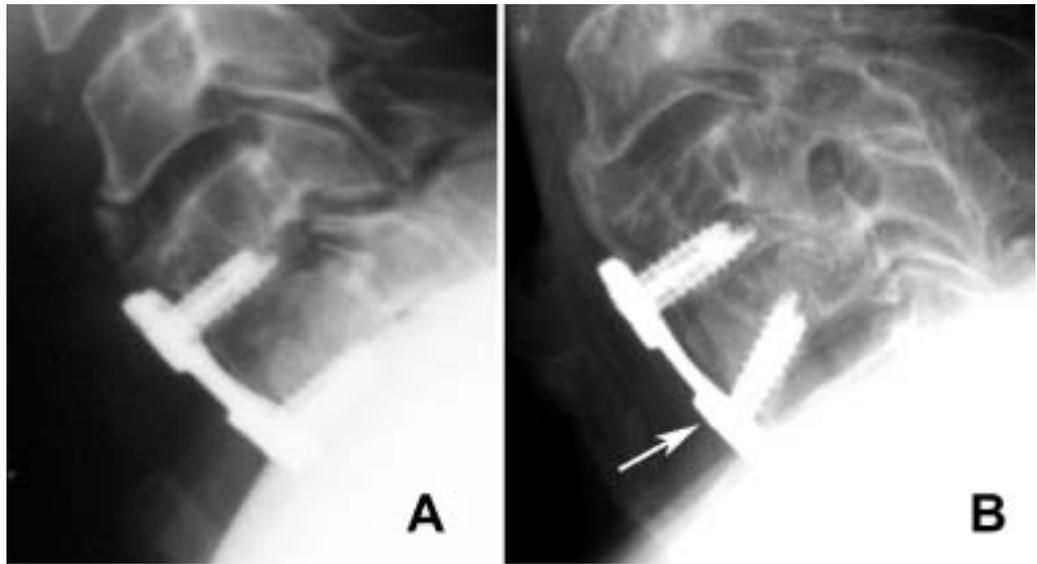


Figura 16. Radiografía postoperatoria (A) y a los tres meses de la cirugía (B) de un paciente a quien se realizó una corpectomía de C6 con artrodesis C5-C7 mediante injerto autólogo y placa dinámica ABC. En la imagen B se observa que los tornillos inferiores han ascendido 3 milímetros dentro de la corredera, acomodando el implante al colapso del injerto y garantizando la transmisión de la carga que facilita la fusión.

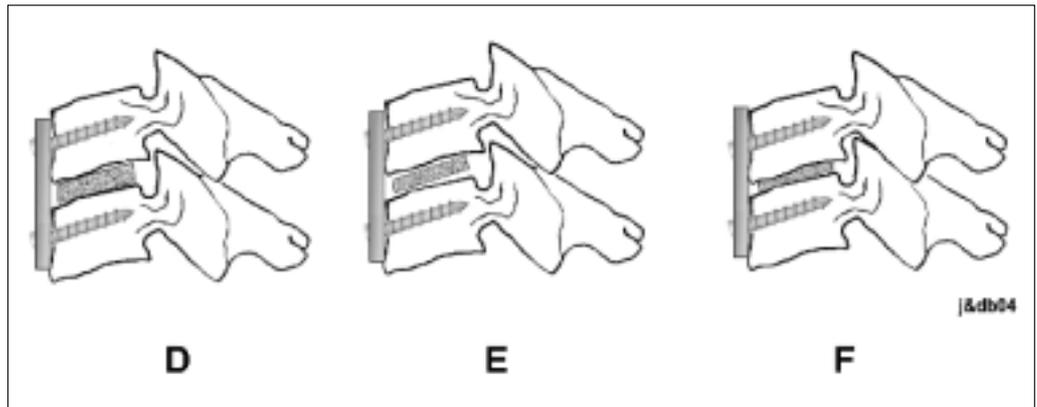
plante: la plataforma que sostiene a los tornillos superiores se desplaza hacia abajo, siguiendo el ajuste del injerto, de modo que siempre existe acción de la carga sobre el hueso interpuesto. La magnitud del desplazamiento depende de la posición de la plataforma de frenado. La interfaz tornillo hueso no se ha modificado. Los tornillos inferiores, con fijación rígida, tampoco ven alterada su situación porque la carga que reciben es mínima. El injerto óseo, sometido continuamente a la acción de la carga, ve optimizadas sus circunstancias locales para conseguir la consolidación, de acuerdo con la ley de Wolff.

El sistema DOC es un implante dinámico que permite la traslación vertical de los tornillos (24). Esta facultad garantiza el reparto de carga, de modo que el injerto queda sometido a presión y ve optimizada así la atmósfera biológica para la consolidación.

Casi simultáneamente apareció la placa ABC de Aesculap. En este tipo de implante, la cabeza de los tornillos dispone de un mecanismo de dilatación que la fija a la placa, pero lo más conspicuo de este sistema es que los orificios de paso de los tornillos, en lugar de ser exactamente circulares, adoptan una morfología en corredera. Ello



**Figura 17.** Radiografía postoperatoria, A, y a los dos años de la intervención, B, del raquis cervical de un paciente a quien se realizó una discectomía C5-6 con injerto autólogo y fijación con una placa dinámica ABC. Se produjo un acoplamiento del injerto con importante pérdida de altura. El montaje resistió muy bien la sobrecarga gracias a la rotación de los tornillos inferiores producida después del desplazamiento longitudinal de 2 milímetros hacia arriba. La flecha señala la posición final de los tornillos inferiores después de su desplazamiento longitudinal.



**Figura 18.** Sistemas de interfaz TP dinámica. Sistema ABC

permite el desplazamiento vertical de los tornillos a lo largo de toda la corredera y, además, el cabeceo de los tornillos en flexoextensión.

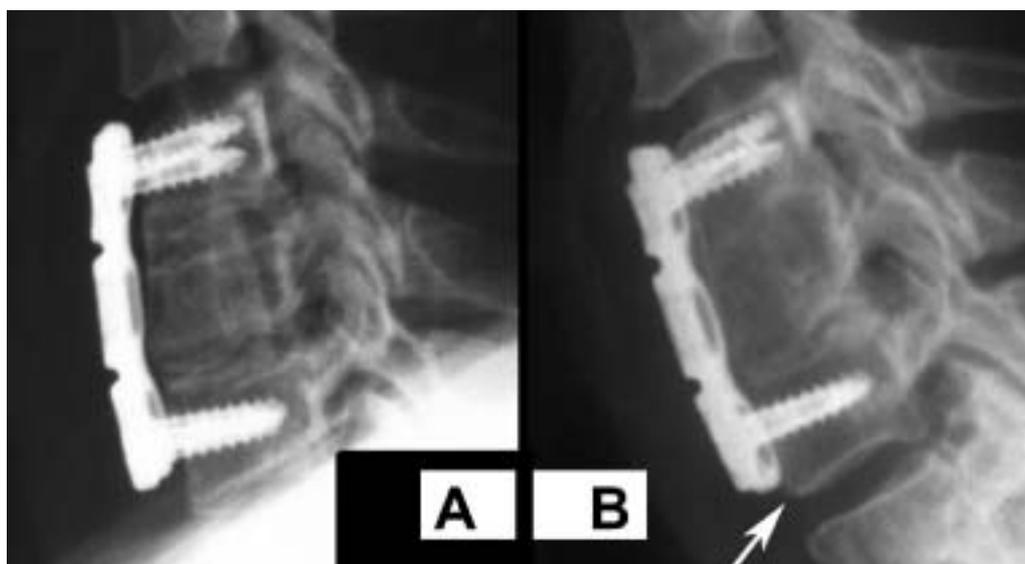
En la figura 15 se esquematiza el funcionamiento de la placa ABC

La imagen 15A es una fotografía de la placa ABC en la que se observa que el tornillo atraviesa la placa por una corredera longitudinal, en lugar de hacerlo por un orificio. La corredera tiene diferente longitud según el tamaño de la placa. En la imagen 15B de forma esquemática se representa la posición del tornillo en la corredera antes de recibir carga axial. En la imagen

15C y en la figura 16 se observa como el tornillo desciende por la corredera acomodándose a la transmisión de carga. En este tipo de implante el tornillo, además, puede desplazarse en flexoextensión, de modo que su adaptación a la carga no solo es vertical sino también angular; en la imagen 15C y en las radiografías de la figura 17 se aprecia como, junto con el descenso vertical del tornillo, se ha producido una ligera flexión del mismo.

En la figura 18 se representa la secuencia de los fenómenos de adaptación del implante a los procesos fisiológicos de carga.

La imagen 18D corresponde al momen-



**Figura 19.** Imagen postoperatoria, A, y a los dos años de la intervención, B, de una paciente a quien se practicó corpectomía de C6, artrodesis C5-C7 con un poste de hueso autólogo cortical, y fijación con placa dinámica. La flecha señala el descenso de la placa consecutivo al ajuste con acortamiento del injerto.

to inmediato a la cirugía. En la imagen 1E ya se ha producido el ajuste del injerto en altura, de modo que queda holgado en su lecho. La imagen 18F representa el acoplamiento de la placa dinámica a las fuerzas de carga: el tornillo superior desciende a lo largo de la corredera de la placa y junto con él lo hace la vértebra superior. La altura del espacio discal se acorta y se acomoda a la altura definitiva del injerto (figura 19).

Ello garantiza que el injerto recibe durante todo el tiempo la carga transmitida desde la vértebra superior y el estímulo osteogénico y osteoplástico se mantiene activo. Al descender la vértebra la parte superior de la placa asciende en relación con ella, y si es una placa demasiado larga el exceso redundante podría irritar el disco superior indemne. La longitud de la corredera por la que se desplaza el tornillo es variable para cada tamaño de placa, pero en cualquier caso permite un desplazamiento del tornillo que oscila desde un máximo de 2 milímetros para las placas más cortas, para un solo nivel, hasta 8 milímetros en las más largas destinadas a fijar montajes de varios niveles. Teniendo en cuenta que el ajuste del tornillo puede llevarse a cabo en los dos extremos de la placa, la capacidad de asumir el colapso del injerto es desde 4 a 16

milímetros. Como se aprecia en la imagen 15C de la figura 15, el tornillo dispone además de la capacidad de rotar en torno a un eje transversal, lo cual añade otro grado de libertad a la interfaz TP, permitiendo ajustes más finos, evitando la sobrecarga en la extensión por el efecto de tirante, y garantiza un reparto de la carga favorable a la consolidación rápida y eficaz del injerto. Estas características hacen que este tipo de implante actúe como una férula dinámica sobre la reconstrucción vertebral. La carga constante que recibe el injerto proporciona además estabilidad al montaje impidiendo que el injerto se desplace o que se luxé y, en último extremo, actúa como un tope mecánico que evita la extrusión del injerto hacia adelante, fenómeno frecuente tras una corpectomía no protegida con placa. Sin embargo, la condición de férula dinámica puede ser negativa frente a lesiones inicialmente muy inestables, tal como son las luxaciones vertebrales con fracaso de los ligamentos posteriores. En este caso si se utiliza una placa dinámica es conveniente asociar una fijación posterior con placas atornilladas sobre las apófisis articulares (25).

La experiencia clínica cada vez mayor con placas dinámicas ha demostrado que el acoplamiento del injerto puede producir ajustes

de gran magnitud (25, 26). Epstein (25) utilizando la placa ABC de Aesculap, observa acortamientos de más de 11 milímetros en casos de corpectomía simple. Por otro lado, la movilidad de los implantes dinámicos no supone una merma en su estabilidad y en su capacidad de resistencia a los movimientos de flexión lateral o rotación axial (27).

Selección del implante cervical en función de la patología. Siguiendo lo descrito en el apartado anterior se pueden distinguir cinco tipos básicos de placa cervical:

- sistemas de interfaz TP libre
- sistemas de interfaz TP rígida
- sistemas de interfaz TP semirrígida, con posibilidad de giro angular
- sistemas de interfaz dinámica, con posibilidad de desplazamiento vertical
- sistemas de interfaz dinámica, con posibilidad de desplazamiento vertical y giro angular

Prácticamente todos ellos, disponen ya de la posibilidad de usar tornillos de apoyo bicortical.

Esta variedad de recursos debe permitir la posibilidad de escoger el más adecuado en función del tipo de patología que se pretende tratar.

Para poder hacer una indicación argumentada es preciso separar los diferentes tipos de patología, señalando cuales son las circunstancias mecánicas que pueden condicionar la elección.

En la artrodesis de un solo nivel, es decir cuando solo se extirpa un disco y se pretende fijar solo dos vértebras hay que distinguir, básicamente, dos situaciones. Si se trata de un segmento estable, como es en los casos de patología discal degenerativa, el factor de selección será la altura del disco que se va a reemplazar. Si se ha extirpado un disco muy pinzado, la magnitud del acortamiento postoperatorio del injerto es muy pequeña y la posibilidad de sobrecarga es limitada. En esta situación cualquier tipo de placa resultará eficaz, teniendo en cuenta que si se utiliza una placa de interfaz TP libre es muy conveniente usar tornillos con

apoyo bicortical. Si se extirpa un disco poco degenerado, de suficiente altura, el acoplamiento del injerto puede producir problemas de sobrecarga al implante. En este caso, tal vez sea recomendable usar una placa de interfaz TP dinámica que tenga la posibilidad de traslación vertical. Si se trata de una lesión inestable, de origen traumático, con pérdida de los sistemas ligamentosos posteriores, la placa de interfaz TP rígida ofrece teóricamente más garantía para mantener la reducción sin cifosis residual, aun cuando a veces sea necesario añadir una fijación posterior. Eventualmente, la placa semirrígida, que permite cierto ajuste sobre el injerto, puede ser útil pues garantiza un mejor reparto de carga.

Cuando la cirugía va a implicar más de dos vértebras, la utilidad de la fijación anterior es indiscutible. La magnitud del acortamiento en altura del injerto aumenta con el número de niveles operados. Por ello, en los casos de una columna cervical estable, degenerativa, no traumática, la indicación de una placa dinámica parece prioritaria. Las lesiones traumáticas que exigen una corpectomía suelen ser las fracturas con estallido o destrucción de un cuerpo vertebral y en la mayor parte de los casos no existe compromiso ligamentoso posterior, por lo que pueden regirse por el mismo criterio. En las lesiones inestables puede ser más adecuada la placa rígida y, en todo caso, se debe considerar la posibilidad del refuerzo mediante fijación posterior añadida.

La cirugía que implica la producción de una gran inestabilidad como puede ser la resección por doble vía de un tumor o la corrección de una deformidad cifótica severa requiere prácticamente siempre una fijación circunferencial. En estos casos el comportamiento mecánico de la placa anterior es menos importante, porque está condicionado por la instrumentación posterior, siempre rígida.

Hay circunstancias especiales que, en igualdad de condiciones, pueden hacer preferir la placa dinámica. Es el caso de pacientes con baja densidad ósea. En un hueso rarefacto, la posibilidad de los movi-

mientos internos de los tornillos dentro del hueso es más fácil y, con ello, el fracaso del implante por expulsión de tornillos e incluso de la placa. La capacidad de ajustarse a la carga hace que en estos pacientes sea más indicado colocar un sistema dinámico en el que los desplazamientos se llevan a cabo entre los distintos componentes del implante y el anclaje del tornillo está sometido a menos esfuerzo.

En el momento actual, pues, el cirujano dispone de varios tipos de placas cervicales, que son muy útiles para garantizar una estabilidad que facilite la fusión ósea. Cada tipo de placa actúa mecánicamente de forma distinta y estas diferencias son impor-

tantes porque repercuten en la estabilidad de la reconstrucción y en la calidad de la artrodesis. La selección del implante adecuado, en función de las condiciones mecánicas de la patología subyacente, permitirá conseguir estos objetivos. Podemos repetir literalmente las precoces palabras de HS An en 1995 (28): “el cirujano debe elegir el implante apropiado en función del mecanismo de la lesión, de su anatomía patológica y de su familiaridad y experiencia personal con el implante, teniendo en cuenta los objetivos de la fijación interna –reducción, estabilización conservando el alineamiento, rehabilitación precoz y, acaso, el realce de la fusión”.

## Bibliografía

1. **Fielding JW.** The status of arthrodesis of the cervical spine. *J Bone Joint Surg* 1988; 70A:1571-4
2. **Bailey RW, Badgley CE.** Stabilization of the cervical spine by anterior fusion. *Am J Orthop* 1960; 42A:565-94
3. **Robinson RA, Smith GW.** Anterolateral cervical disc removal and interbody fusion for cervical disc syndrome. *Bull Johns Hopkins Hosp* 1955; 96:223-4
4. **Cloward RB.** The anterior approach for removal of ruptured cervical disks. *J Neurosurg* 1958; 15:602-17
5. **Berchuck M, Garfin SR, Bauman T, Abitbol JJ.** Complications of anterior intervertebral grafting. *Clin Orthop* 1992; 284:54-62
6. **Epstein NE.** Reoperation rates for acute graft extrusion and pseudarthrosis after one-level anterior corpectomy and fusion with and without plate instrumentation: etiology and corrective management. *Surg Neurol* 2001; 56:73-80
7. **Aebi M, Zuber K, Marchesi D.** Treatment of cervical spine injuries with anterior plating. Indications, techniques, and results. *Spine* 1991; 16(suppl 3):38-45
8. **Mann DC, Bruner BW, Keene JS, Levin AB.** Anterior plating of unstable cervical spine fractures. *Paraplegia* 1990; 28:564-72
9. **Wang JC, Mc Donough PW, Endow KK, Delamarter RB.** Increased fusion rates with cervical plating for two level anterior cervical discectomy and fusion. *Spine* 2000; 25:41-5
10. **Orozco Delclos R, Llovet Tapies J.** Osteosintesis en las fracturas del raquis cervical. Nota de técnica. *Rev Ortop Traumatol* 1970; 14:285-8
11. **Connolly PJ, Esses SI, Kostuik JP.** Anterior cervical fusion: outcome analysis of patients fused with and without anterior cervical plates. *J Spinal Disord* 1996; 9:202-6
12. **Kaiser MG, Haid RW Jr, Subach BR, Barnes B, Rodts GE Jr.** Anterior cervical plating enhances arthrodesis after discectomy and fusion with cortical allograft. *Neurosurgery* 2002; 50:229-36
13. **Swank ML, Lowery GL, Bhat AL.** Anterior cervical allograft arthrodesis and instrumentation: multilevel interbody grafting or strut graft reconstruction. *Eur Spine J* 1997; 6:138-143
14. **Barberá J.** Criterios para la selección del implante en la fusión vertebral instrumentada con apoyo pedicular. *Neurocirugía* 1994; 5:76-97
15. **Benzel EC.** Quantitative attributes of spinal implants. *En: Biomechanics of spinal stabilization.* New York: Thieme, 2001
16. **Haid RW, Foley KT, Rodts GE, Barnes B.** The cervical spine study group anterior cervical plate nomenclature. *Neurosurg Focus* 2002; 12:1-6
17. **Tye GW, Graham RS, Broaddus WC, Young HF.** Graft subsidence after instrument-assisted anterior cervical fusion. *J Neurosurg* 2002; 97(Suppl 2):186-92
18. **Paramore CG, Dickman CA, Sonntag VK.** Radiographic and clinical follow-up review of Caspar plates in 49 patients. *J Neurosurg* 1996; 84:957-61
19. **Caspar W, Barbier DD, Klara PM.** Anterior cervical fusion and Caspar plate stabilization for cervical trauma. *Neurosurgery* 1989; 25:491-502
20. **Morscher E, Sutter F, Jenny H, Olerud S.** Die vordere Verplattung der Halswirbelsäule mit dem Hohlschrauben Plattensystem aus Titanium. *Chirurg* 1986; 57:702-7
21. **Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA.** Finite-element analysis of anterior cervical spine interbody fusion. *Biomed Mater Eng* 1997; 7:221-30
22. **DiAngelo DJ y cols, Foley KT, Vossel KA, Rampersaud YR, Jansen TH.** Anterior cervical plating reverses load transfer through multilevel strut-grafts. *Spine* 2000; 25:783-95
23. **Casha S, Fehlings MG.** Clinical and radiological evaluation of the Codman semiconstrained load-sharing anterior cervical plate: prospective multicenter trial and independent blinded evaluation of outcome. *J Neurosurg Spine* 2003; 99:264-70
24. **Bose B.** Anterior cervical arthrodesis using DOC dynamic stabilization implant for improvement in sagittal angulation and controlled settling. *J Neurosurg Spine* 2003; 98:8-13
25. **Epstein NE.** Anterior dynamic plates in complex cervical reconstructive surgeries. *J Spinal Dis & Tec* 2002; 15:221-7
26. **Apfelbaum RI, Dailey AT, Barberá J.** Clinical experience with a new load-sharing anterior cervical plate. *J Neurosurg* 2000; 92:581-2
27. **Brodke DS, Golligly S, Mohr RA, Nguyen BK, Dailey AT, Bachus KN.** Dynamic cervical plates. Biomechanical evaluation of load sharing and stiffness. *Spine* 2001; 26:1324-9
28. **An HS.** Internal Fixation of the Cervical Spine: Current Indications and Techniques. *J Am Acad Orthop Surg* 1995; 3:194-206