F. MARTÍNEZ RUIZ

Unidad de Biomateriales
Hospital «Ramón y Cajal», Madrid.

Biomecánica del injerto en el raquis

Biomechanics of spinal grafts

Resumen

La importancia que las artrodesis tienen en el contexto de la cirugía del raquis hace necesaria, por parte del cirujano, una visión clara de los conceptos biomecánicos implicados en las mismas. El empleo de injertos en sus múltiples variantes, la aplicación auxiliar de dispositivos intersomáticos y la interrelación entre elementos de fijación e injertos, en cuanto a la estabilidad de la columna se refiere, requieren un conocimiento de la configuración biomecánica resultante antes y después de la artrodesis. En el presente artículo se plantea un análisis de esta configuración, una parte más del conjunto de conocimientos que constituyen el know how del cirujano de columna.

Palabras clave: Injerto óseo. Potencial osteogénico. Sustancias bioactivas. Cerámica. Fusión de raquis. Fijación interna.

Summary

The importance of arthrodeses in spinal surgery means that surgeons should be aware of the biomechanical properties of these arthrodeses. The use of different graft types, ancillary application of intersomatic devices, and the relation between fixation elements and grafts with respect to spinal stability require knowledge of biomechanical configurations before and after arthrodesis. This configuration was analyzed, thus contributing to the general knowledge that constitutes the spinal surgeon's «know how».

Key words: Bone graft. Osteogenic potencial. Bioactive substances. Ceramics. Spinal fusion. Internal fixation.

Introducción

Los objetivos básicos de las artrodesis vertebrales, bien sea empleando hueso autólogo, aloinjerto o bien mediante el empleo de componentes biodegradables, son los siguientes:

1. Reestablecer la estructura de la columna en una zona determinada, así como la estabilidad clínica y la rigidez mecánica de la misma, evitando los movimientos relativos que pudieran producir dolor.
2. Ayudar al mantenimiento de la corrección del raquis en los casos de deformaciones estructurales tales como escoliosis, cifosis u otras, previniendo la progresión de las mismas.

En la realización de las artrodesis, el cirujano cuenta con dos bases en las que apoyarse. La primera, constituida por los datos de la propia experiencia,

que le proporcionan un modo de hacer particular y puede decirse que único en cuanto a la forma de abordar dichas artrodesis. Esto ocurre, por ejemplo, cuando para lograr un mismo resultado terapéutico pueden emplearse varias vías optativas, y la elección de una u otra depende de múltiples factores, entre los que no es el menos importante la propia habilidad del cirujano en el desarrollo de la técnica en cuestión.

La segunda base de apoyo la tiene el cirujano en el conocimiento racional del entorno, tanto anatómico como biomecánico de la zona en la que actúa. Centrando el estudio en el segundo aspecto, habrá de recordarse que la función del aparato locomotor es realizar un trabajo en el campo gravitatorio y, por tanto, estar sujeto a fuerzas y a sufrir deformaciones¹³. Es, pues, obvio que la reparación de sus estructuras ha de tener muy en cuenta los principios funcionales mecánicos mencionados. Vale, no obstante, decir que al ser estructuras biológicas, su capacidad regenerativa habrá de ser tenida también en cuenta a la hora de optar por soluciones que se acompañen con el status biológico. El mismo concepto es aplicable a los biomateriales. Un biomaterial es, antes que nada, un material; es un producto elaborado por la técnica, que va a tra-

Correspondencia:

F. MARTÍNEZ RUIZ. C/. Melchor Fdez. Almagro, 19, 10º C. 28029 Madrid.

bajar en este caso junto con el tejido óseo. Mas no ha de perderse de vista que el biomaterial posee la única función de servir de apoyo al tejido circundante, o de sustituirlo, bien sea provisional o permanentemente, en un entorno biomecánico.

Es decir, que una vez en manos del cirujano, el biomaterial tendrá ciertas características ya predefinidas, fundamentalmente biocompatibilidad y propiedades mecánicas. Sobre ellas, el especialista de columna puede influir poco o nada en el curso de una intervención. Para él han trabajado los expertos en ciencias básicas, en las fases de elaboración del producto implantable. En lo que sí puede actuar y ahí su acción es definitiva es en la colocación biomecánicamente adecuada, ergonómica si se quiere, del mismo. En particular, si se trata de un implante que va apoyando a un injerto óseo, deberá lograr que la estructura formada por ambos respete los condicionantes biomecánicos y favorezca la fusión ósea.

Restringiendo el ámbito del estudio al injerto óseo, éste puede centrarse en las áreas siguientes: a) conocimiento de las propiedades mecánicas del injerto, b) conocimiento de las variables de influencia sobre dichas propiedades, y c) conocimiento del entorno biomecánico en un doble aspecto, de las fuerzas y momentos implicados en una perspectiva instantánea en el momento de la intervención (estático), y de su evolución en el tiempo (dinámico).

Métodos

A la hora de abordar metodológicamente el estudio de las fusiones vertebrales debe partirse de los conceptos de la Mecánica que posean cierta influencia o que se hallen en una relación de respectividad con el desarrollo biológico, que pueden reducirse a tres, resistencia a la carga estática, vida de fatiga y rigidez. Este esquema es evidentemente una simplificación, y toda simplificación supone una pérdida, pero dicha pérdida estará justificada si los resultados finales son acordes con la realidad empírica, o al menos, si son discursivos bajo un punto de vista científico.

La *resistencia a la carga estática* viene determinada por la carga máxima que puede soportar un material (implante, injerto, dispositivo intervertebral o agrupaciones de los mismos) antes de sufrir la rotura. Este concepto se queda más bien pobre a la hora de evaluar una construcción quirúrgica, en particular si ésta comprende un biomaterial, particularmente si incluye un fijador del tipo que sea. Los otros dos conceptos mencionados, a saber, rigidez y vida de fatiga, poseen una trascendencia mayor que la simple carga de rotura, como se verá a continuación.

Por *rigidez* de una estructura ante una carga externa aplicada se entiende el cociente entre dicha carga y el desplazamiento o deformación que produce en la estructura sobre la que actúa. En tercer lugar, *vida de fatiga* de un material sometido a cargas repetidas es el

número de ciclos que es capaz de soportar antes de romperse, para una carga actuante predeterminada. Si se coloca un conjunto fijador-implante, se ha de tener en cuenta que la vida de fatiga del implante ha de superar cuando menos el tiempo de consolidación del injerto, para que se establezca un pronóstico favorable en cuanto a la estabilidad del conjunto. Un concepto paralelo es el de *límite de fatiga*, que es aquel esfuerzo lo suficientemente bajo como para que no ocurra rotura por carga repetida aunque se aplique un número muy elevado de ciclos de carga. Una forma elemental de elevar dicho límite es aumentar la robustez del implante, hiperdimensionándolo. Pero lo que debe pretender el ingeniero de diseño no es que el implante trabaje siempre por debajo del límite de fatiga cuando el paciente cargue, intentando asegurar a aquél una vida ilimitada, sino fabricarlo al menos de forma que se produzca una buena respuesta del mismo hasta que se logre la *fusión ósea*, que es lo realmente importante. De lo contrario, los implantes resultarían enormemente aparatosos, cosa que no es recomendable desde el punto de vista de adecuación anatómica ni ergonómica.

Otro concepto de interés aplicable a la metodología de un estudio como éste es el de *zona neutra* de una estructura, en este caso biomecánica. Esta se define como el intervalo de deformación que presenta una estructura cuando la misma no sufre una carga o un esfuerzo ostensible⁸, es decir antes de entrar realmente en el tramo elástico (Fig. 1). Es fácil intuir que un segmento del raquis con los ligamentos *pre-estresados*, de forma que hayan sufrido una deformación plástica, va a ver luego considerablemente aumentada la zona neutra en que trabaja. Esta circunstancia tendrá una importancia negativa grande en cuanto a la estabilidad de esa estructura raquídea.

FIG. 1.—Zona neutra: es aquella zona de la curva esfuerzo-deformación, donde el material se deforma ampliamente con tan sólo aplicar una carga muy pequeña, casi nula.

Discusión

A partir de los conceptos básicos expuestos en el apartado *Métodos*, puede abordarse el estudio biomecánico de los injertos en el raquis dentro de los siguientes ámbitos: 1.- Material constitutivo, 2.- Entorno biomecánico, y 3.- Interacción injerto-implante, si existiera éste último.

Material Constitutivo

Los injertos empleados en el raquis pueden tener muy diversa procedencia. No viene mal recordar aquí la recomendación clásica de Keith⁹ quien, nada menos que en 1918, establecía como normas de un buen manejo de injertos, las siguientes: 1.- La asepsia, 2.- el empleo de hueso autólogo, 3.- en el caso de que fuera heterólogo, preferencia de donante joven, 4.- contenido triple del injerto, tanto en hueso como en periostio y en tejido medular y 5.- contacto lo más amplio y firme posible con el hueso receptor.

Estas recomendaciones suenan, y de hecho lo son, muy antiguas, no obstante lo cual siguen siendo válidas y en concreto la última, *contacto lo más amplio y firme posible* con el hueso adyacente, va a tener como se comentará más adelante una gran trascendencia sobre la evolución del injerto hacia una buena fusión.

Recordando someramente los tipos de injertos que se emplean habitualmente, éstos son: 1.- autólogos, 2.- heterólogos, y 3.- xenoinjertos, procedentes de tejido animal. Respecto a los injertos de procedencia humana, está establecido que el hueso autólogo canceloso es el tipo más *osteogénico* de injerto, y por ello el más oportuno para una rápida fusión. Por su parte, el hueso cortical funciona en desventaja en cuanto a esta cualidad osteogénica se refiere y, sin embargo, presenta una mayor rigidez y en general una resistencia mecánica superior. El hueso de procedencia de banco óseo (aloinjerto) aunque conserva bien las propiedades mecánicas carece de potencial osteogénico, siendo tan sólo osteoinductor y osteoconductor. No obstante, tanto este tipo de injertos como los biomateriales sustitutivos del tipo de ciertas cerámicas de fósforo y calcio pueden adquirir una capacidad osteogénica, al menos en parte, si son mezclados convenientemente con médula ósea, tal y como refieren algunos investigadores²⁰.

Respecto a la zona anatómica de origen de los injertos, el procedente de hueso iliaco posee parte de tejido cortical y parte de esponjosa, y lo mismo sucede con el de procedencia costal, mientras que el de peroné presenta un predominio de tejido cortical. Las propiedades biomecánicas inmediatas son mejores en éste último, mientras que biológicamente son preferibles los dos primeros. Si se ha de elegir entre éstos dos, el de origen iliaco es preferible por su mayor resistencia mecánica. Como regla general, cuanto mayor proporción de esponjosa posea el injerto,

mayor capacidad y rapidez en la regeneración tendrá. Por su parte, una mayor proporción de cortical conllevará una resistencia mecánica mayor a corto plazo⁵.

Si se comparan varios injertos de esponjosa, es obvio que tendrá una mayor resistencia aquel injerto cuya densidad sea mayor. Así, Closkey y cols.³ han propuesto una ley empírica que relaciona la resistencia del hueso trabecular con su densidad:

$$\sigma \text{ máx} = a \cdot \rho^b,$$

donde σ máx es la resistencia del hueso trabecular en MegaPascuales, ρ es la densidad del mismo en gramos por centímetro cúbico del material, y a y b, dos parámetros que valen 88,5 y 1,6 respectivamente. La densitometría ósea puede ser un instrumento útil, siempre que se use convenientemente como técnica de apoyo en el banco óseo. Baste decir aquí, siguiendo a los autores referidos, que en el caso del hueso esponjoso normal, a una densidad de 0,137 gr/cm³ le corresponde una resistencia de unos 3,7 MPa. Si se piensa en una opción más desfavorable, es decir en un injerto de peor calidad, para una densidad ósea de 0,12 gr/cm³ el injerto poseería una resistencia de unos 3 MPa. Con este tipo de injerto, para soportar cargas de 60, 90, 150 y 200 kg, se precisarían trozos de unos 2, 3, 5 y 6,6 cm² respectivamente.

Un dato experimental proporcionado por Hollowell⁷ es que un injerto iliaco sobre el platillo vertebral de T8, ocupando un área de un 47% del mismo, es capaz de soportar una carga de unos 115 ($\pm 10,9$) Kgs. Téngase presente que la superficie de los platillos vertebrales en la región torácica se sitúa en un rango que va desde los 300 mm² para el nivel de T1 a los 954 mm² para T12, aproximadamente.

El área del platillo vertebral inferior de T7, que es aproximadamente igual que el superior de T8¹, es de unos 603 mm². Suponiendo, por ejemplo, un injerto ubicado entre T7 y T8, éste debería cubrir de acuerdo con las recomendaciones de Hollowell el 47% de la superficie anterior, es decir, 283 mm² aproximadamente. Según la fórmula de Closkey, a un injerto de densidad de 0,137 gr/cm³ le corresponde como se ha visto una resistencia de 3,7 MPa, o 0,37 kg/mm². Multiplicando este valor por la superficie transversal del injerto obtenida en líneas anteriores, se encuentra un valor aproximado de 105 kg, que se aproximan de forma razonable a los 115 kg dados por Hollowell. Estos datos de investigadores ajenos verifican la fórmula empírica de Closkey, circunstancia que anima a aplicarla en otros casos. Así, si se parte de un injerto de peor calidad, por ejemplo, de una densidad menor (0,12 gr/cm³), la aludida fórmula proporciona un valor para la resistencia de unos 3 MPa, que multiplicado por el área antes considerada de 283 mm², rinde un valor de unos 85 kg, valor éste notoriamente inferior al obtenido para un injerto normal. La *densidad del tejido óseo* se revela, pues, como un parámetro importante a la hora de evaluar la con-

sistencia mecánica de la futura fusión, al menos en los estadios iniciales. Un injerto de esponjosa de 0,10 gr/cm³, densidad que puede considerarse como posible en la praxis quirúrgica, deberá poseer una sección transversal de apoyo sobre las vértebras de fusión de unos 2,7 cm² para poder soportar tan sólo una carga de 60 kg. Según los autores mencionados, en cualquier caso el tamaño de la superficie transversal del injerto en raquis debe ser superior a un 30% del área de los platillos vertebrales de las vértebras que une, para poder resistir fiablemente la carga apuntada de 60 kg, valor que es fácilmente superado por las cargas que realmente soporta la columna lumbar anterior en cualquier ejercicio físico habitual que se realice. Respecto a delimitar el porcentaje de cortical y esponjosa, como lo que importa es la resistencia global, no tiene demasiada trascendencia, siempre que se logre alcanzar el límite superficial mínimo establecido. Piénsese que, aunque se tenga un injerto muy resistente, si éste presenta una superficie escasa de contacto con los platillos, los que van a ceder son éstos, importando poco la bondad mecánica del propio injerto. Puede ser éste de una gran calidad y las vértebras de apoyo ser débiles, como sucede en pacientes osteoporóticos, hecho éste que deberá valorar el especialista realizando si es preciso estudios densitométricos previos.

Otro aspecto de gran interés en lo que a la biomecánica del injerto óseo se refiere en su aplicación a las artrodesis raquídeas es el de *momento de inercia (I)*.

Recuérdese que este parámetro, junto con el *módulo elástico del material (E)*, son directamente proporcionales a la rigidez del injerto, de modo que esta proporcionalidad puede expresarse así :

$$R \propto (E \cdot I),$$

donde R es la rigidez, E, el módulo elástico e I, el momento de inercia del injerto.

En general, el momento de inercia I es función de la cuarta potencia de la longitud, o lo que es equivalente, del cuadrado del área de la sección transversal del elemento —injerto— en cuestión. Esta conclusión analítica y racional no es sino lo que el sentido común proclama: cuanto mayor es la sección transversal de un injerto, mayor es su momento de inercia y, en consecuencia, su rigidez. La aplicación inmediata de este concepto es que la colocación de un injerto a nivel de las apófisis espinosas posee una rigidez menor que otro que cubra las espinosas y además, las transversas y las láminas. Por lo mismo, la fusión de cuerpos vertebrales es por lo general más rígida que la posterior y la posterolateral, por poseer la primera una mayor superficie de contacto que las últimas, mientras que la fusión circunferencial sería la más rígida de todas (Fig. 2).

Se habla de artrodesis rígidas como contraposición a las flexibles, y, por otra parte, a veces se confunde *flexibilidad con inestabilidad*, conceptos de todo punto distintos. Cuando se habla de flexibilidad, como ya

FIG. 2.—Vistas a) transversal y b) lateral de una artrodesis raquídea posterior. La fusión más rígida es la que más elementos abarca.

se ha expuesto, se postula la idea opuesta a rigidez, es decir, el hecho de que frente a una carga dada, el sistema se deforma bastante aunque dentro del rango elástico, por lo que la estructura puede continuar siendo estable. Cuando, por el contrario, se hace referencia al concepto de inestabilidad, bien sea inmediata o bien evolutiva o progresiva, como la llamaba Roy Camille, a lo que se apunta es, bien a la existencia de una deformación plástica o permanente, o a un aumento en la zona neutra de la estructura (Fig. 1). En el caso de los injertos, lo que ocurre es que, cuanto más ancho es un injerto, más superficie transversal posee y, por ende, además de ser más rígido y absorber un porcentaje de carga mayor, es más resistente. Una fusión posterior puede ser perfectamente estable «per se», aunque constituya una estructura flexible. Esto se debe al hecho de ceder el arco vertebral en el rango elástico, flexibilidad que no tiene por que ser dañina si existe una buena columna anterior.

Otra característica importante en lo que a la constitución del injerto se refiere es la forma del mismo. En este punto, la norma habitual es que el perfil debe acomodarse a la anatomía, procurando respetar las curvas y la morfología del raquis. Así por ejemplo, en un segmento en lordosis, un injerto anterior que fuera rectangular puro resultaría, salvo fuerza mayor, inadecuado, puesto que no respetaría la curvatura de la zona, distrayendo además excesivamente las estructuras posteriores.

Respecto a los biomateriales sustitutivos del hueso tales como la hidroxiapatita pueden tener cierta utilidad, pero sólo como complemento del injerto autólogo o del aloinjerto, por ese orden²⁰. No se olvide que el tejido óseo, y principalmente el perteneciente al injerto autólogo es no sólo osteoconductor como lo son los biomateriales mencionados, sino también osteogénico, cualidad que no poseen los últimos a menos que se mezclen con tejido medular. En cuanto a la porosidad de la HAP, un aumento en la misma hace al material menos resistente mecánicamente. Así, una HAP con poros de 500 μ es más quebradiza que otra cuyos poros sean de 200 μ .

Entorno biomecánico del injerto

Tras estudiar a grandes rasgos los conceptos relacionados con las propiedades del injerto «en sí», es conveniente centrarse en las características del entorno biomecánico que rodeará al mismo tras su implantación. Recuerdese el esquema de fuerzas actuantes en el raquis¹⁴; se trata de fuerzas gravitatorias, que son, por una parte el peso del segmento corporal que gravita, en segundo lugar, la fuerza muscular, constituida principalmente por los músculos extensores y, por último, la resistencia opuesta por la columna, tanto en su parte anterior —cuerpo vertebral—, como en el arco posterior (Fig. 3).

FIG. 3.—Fuerzas fundamentales en el raquis: peso del cuerpo (P), fuerza muscular extensora (M) y resistencia o reacción intervertebral (R).

En qué proporción dicha carga, en su mayor parte compresiva, que puede llegar a ser entre 2 y 3 veces el peso corporal, es compartida por el conjunto cuerpo/disco y las carillas articulares, va a depender de la orientación de dichas carillas y por tanto del nivel del raquis en que uno se sitúe. Así, la disposición verticalizada de las mismas en la zona lumbar hace que las carillas transmitan muy poca compresión, sobre un 18%, y un porcentaje mayor del esfuerzo transversal o cizalla total. Una disposición más horizontal de las carillas, como la que se da en la zona cervical, hará que éstas transmitan hasta un 33% de fuerza compresiva y una proporción muy pequeña de la carga total de cizalla¹⁰. La carga asumida por los cuerpos y discos es el complemento a 100 de los valores apuntados para las carillas, y por ello varía también de una zona de la columna vertebral a otra^{15,16}. Otro factor que hará aumentar la carga asumida por las distintas estructuras del raquis es la postura que adopte en cada caso la propia columna. Así, en flexión forzada, las carillas pueden hallarse completamente descargadas y el tejido blando articular hasta puede ir solicitado a tracción, al tiempo que la fuerza transversal es asumida por las fibras del disco.

Todo lo visto hasta ahora evidencia que el entorno biomecánico que rodea al injerto hace que éste se halle sometido a múltiples y variadas sollicitaciones. En líneas generales, los injertos ubicados en la columna anterior van a ir sujetos principalmente a esfuerzos de compresión y cizalla, mientras que los situados en la columna posterior lo hacen a muy variadas fuerzas, en general considerablemente menores que en la columna anterior. En efecto, piénsese por ejemplo en un injerto en "H" ubicado en la columna cervical posterior, entre las apófisis espinosas, que se coloque en combinación con una placa en gancho. En este caso, el injerto va claramente sujeto a compresión. Ahora bien, en el caso de otro tipo de injertos posteriores, como los «chips» que se colocan bajo los fijadores o las placas, es difícil precisar a qué tipo de cargas van sometidos. El cirujano deberá tender a que vayan sometidos a un cierto grado de compresión, ya que es un lugar común en la teoría del crecimiento óseo⁶ que una carga compresiva de magnitud razonable es favorable a la consolidación ósea, mientras que la fuerza transversal o de cizalla es pernicioso para tal fin. Esta idea es también válida para el raquis, donde deberá intentarse que la cizalla actuante sobre el segmento fusionado y por tanto sobre el injerto sea mínima, bien sea estabilizando el mismo (Fig. 4), bien mediante una conveniente inmovilización postoperatoria.

Otro concepto crucial en cuanto al entorno biomecánico se refiere es el de *centro instantáneo de rotación* (C.I.R.) de una unidad vertebral. El raquis, en su conjunto, y cada unidad vertebral funcional en particular, pueden ser contemplados como dos arti-

FIG. 4.—Evitación de esfuerzos cortantes sobre el injerto: a) las placas con tornillos paralelos no evitan el desplazamiento por cizalla; b) las placas con tornillos en oblicuo, sí lo evitan.

culaciones mecánicas, una anterior a través de los discos intervertebrales, y otra posterior, a través de las carillas articulares¹¹. La cinemática asociada a él puede ser explicada por aquellos puntos alrededor de los cuales rotan virtualmente los segmentos del raquis cuando realizan giros de flexo-extensión (CIR en flexo-extensión), de flexión lateral (CIR en flexión lateral) y de rotación axial (CIR de rotación axial). Los centros de rotación en las articulaciones biológicas y concretamente en el raquis humano son variables en la realización de un movimiento. Así, en una extensión-flexión del raquis describen una trayectoria postero-anterior, y viceversa, en una flexo-extensión, la trayectoria es en sentido antero-posterior (Fig. 5). Cuando un determinado segmento de la columna se deteriora, una de las determinaciones biomecánicas que primero se altera es la ubicación de los centros instantáneos de rotación y las trayectorias temporales que éstos describen.

Para simplificar la descripción presentada, tómese únicamente el movimiento de flexo-extensión y el centro instantáneo de rotación asociado a él, simplificación que por otra parte ha sido ya asumida en el párrafo anterior. Esta restricción está justificada, dado que las solicitaciones mayores se producen en movimientos de este tipo⁴. El C.I.R. se encuentra localizado en puntos diferentes de cada segmento vertebral dependiendo de la zona de la columna en que se en-

cuentre tal segmento, aunque puede suponersele ubicado aproximadamente entre la parte media anterior del disco intervertebral y la parte contigua del cuerpo vertebral de la vértebra inferior de las dos que componen la unidad vertebral considerada.

La cuestión que se plantea es dónde tendrá mayor efectividad biomecánica la fusión mediante injerto, si en la parte anterior —fusión intervertebral—, o en la posterior, uniendo las espinosas o éstas y las transversas. Teniendo presente que los C.I.R. se ubican a la altura de los cuerpos vertebrales (Fig. 6), los injertos posteriores, al trabajar con un brazo de palanca mayor que los anteriores poseen asimismo una mayor efectividad mecánica que éstos, tal y como refieren Capen y White y Panjabi^{2, 21}. Los mencionados autores, refiriéndose especialmente a los injertos de raquis cervical apoyan el abordaje con injerto posterior, dados el riesgo menor de éste respecto al abordaje anterior, durante el cual pueden presentarse complicaciones esofágicas, descolocación del injerto y otros inconvenientes. Son, evidentemente, razones de peso. No obstante, vale la pena discutir este punto, en tanto en cuanto que: 1.- Durante el periodo de consolidación del injerto, es decir, hasta que la unión es suficientemente consistente, los injertos posteriores van a estar sujetos a una mayor movilidad que los anteriores, lo que significa que el cirujano habrá de asegurarse una inmovilidad más restrictiva, bien sea por medios internos (implantes), o por externos (inmovilización, collar, corsé etc...). 2.- El injerto anterior va a trabajar desde el principio

FIG. 5.—Desplazamiento del centro de rotación instantáneo en una unidad vertebral, en el sentido de extensión hacia flexión: C1, C2, C3.

FIG. 6.—El injerto posterior trabaja con un brazo de palanca mayor que el anterior.

fundamentalmente a compresión, con lo que va a ser funcional desde ese momento, circunstancia que no va a ocurrir con los posteriores, en detrimento de éstos., y 3.- En los casos en que se requiera una inmovilidad absoluta anterior, la fusión posterior no es suficiente, ya que la propia deformación elástica del arco, «pars interarticularis» y columna media de Denis, va a provocar que aparezcan movimientos inoportunos en la columna anterior (Fig. 7). La fusión posterior no sirve en esta ocasión y Rolander¹⁹ propone entonces la fusión intercorporal. Esto es consistente con la biomecánica del injerto, particularmente en la región lumbar.

Interacción injerto-implante

A lo largo de este estudio, se han comentado distintos aspectos sobre las fusiones, tanto anteriores como posteriores. La diferencia entre ambas es palpable e implica una distinción conceptual paralela que conduce inevitablemente a comparar estas fusiones con las artrodesis tradicionales en huesos lar-

gos. Piénsese primero en una artrodesis posterior en el caso en que la columna anterior sea funcionalmente apta. En el periodo postoperatorio y durante la carga, los discos vertebrales se ven sometidos a deslizamiento y su núcleo pierde líquido y altura. Paralelamente y por lo ya expuesto, la artrodesis posterior se ve sometida a movimientos que inevitablemente van a empeorar una buena consolidación. Esto no ocurre en el caso de las artrodesis de huesos largos. No son pues comparables ambas situaciones. En el caso del raquis, el uso de los fijadores posteriores hacen que esos movimientos se controlen y restrinjan. En las fusiones anteriores, la extirpación del disco y la aplicación del injerto sí que produce una situación comparable a la que el cirujano contempla en las fracturas de huesos largos. Aparecen esfuerzos muy grandes, circunstancia que a veces se agrava por el empleo de injertos con gran porcentaje de cortical y mala calidad en las vértebras de apoyo, debido por ejemplo a osteoporosis. Aquí, el fijador viene a descargar la columna anterior hasta que la artrodesis se produzca.

Centrando la atención en las artrodesis anteriores, de acuerdo con los estudios de Olsson¹⁷ una fusión lumbar lleva unos 6 meses en adquirir consistencia, mientras que la cervical lo logra en 2 o tres meses. Si se realiza una simple operación aritmética, en seis meses, para un paciente activo que caminase unas

FIG. 7.—La artrodesis posterior permite la flexión del arco y movimientos a nivel del disco, tal y como refieren Capen y Panjabi.

dos horas diarias, el implante estaría sometido a más de un millón de ciclos de fatiga.

Por otra parte, un implante de raquis ha de compartir la carga con el propio segmento de columna sobre el que realiza la fijación, reparto que debe estar situado en alrededor de un 80% de la carga asumida por el raquis (vértebra-injerto anterior-vértebra) y un 20% por el implante. Téngase en cuenta que en una columna sana, la columna posterior y, específicamente, las carillas articulares, absorben de un 15 a un 20% de la carga compresiva¹². El reparto de las fuerzas cuando se coloca un implante debe ser de ese orden de magnitud, porque de lo contrario, es decir, en el caso de empleo de un fijador demasiado rígido, éste absorbería un mayor porcentaje de carga, dejando al segmento raquídeo anterior demasiado descargado, con la posible aparición de *stress-shielding*, fenómeno que a la larga puede conducir a una mala fusión.

La cuestión que se plantea es enormemente interesante puesto que, por una parte, el sistema de fijación ha de ser lo suficientemente resistente como para poder perdurar una vida de fatiga superior al tiempo que el tejido óseo precisa para unirse, al tiempo que no debe ser excesivamente rígido, para que una buena parte de la carga sea asumida por el segmento de raquis, estimulando a éste hacia el logro de una buena fusión. Se trata, pues, de una cuestión de balance o compromiso, y aún en la actualidad no hay un consenso unánime sobre lo que es mejor en cuanto a la mayor o menor rigidez del implante se refiere. Existe tal consenso, eso sí, en cuanto a que el implante debe de tener una vida de fatiga suficiente para cubrir el tiempo en que se realice la fusión ósea, con el nivel de carga que se considere vaya a sufrir dicho biomaterial una vez implantado.

Ahora bien, tanto la magnitud de la carga sustentada por el implante como la de su complementaria que soporta el injerto anterior, varían por muchos motivos, entre los que pueden citarse la variabilidad de la región de la columna de que se trate, una actividad física fuera de lo normal y la posición espacial en que se encuentre el paciente. Así, Rohlmann¹⁸ afirma que ni la velocidad de la marcha al caminar sin correr, ni el ascenso o descenso de escaleras, ni aún el uso de muletas altera el patrón de distribución de cargas entre columna anterior (vértebra-injerto-vértebra) y el fijador posterior de columna. Por otra parte, el mismo autor refiere que la descarga del paciente en silla de ruedas sí que rebaja en un 25% las cargas soportadas por fijador e injerto. Por el contrario, el realizar ejercicios físicos más duros, como correr o levantar objetos en posición de flexión sí que recargan considerablemente la columna, aunque estos casos extremos no se tienen en cuenta al intentar construir una base racional de estudio biomecánico, ya que el paciente debe ser aconsejado para abstenerse de realizarlos, al menos durante el tiempo que transcurra hasta que la fusión haya consoli-

dato. Para hacerse una idea de la magnitud de las cargas apuntadas basta analizar los datos de Dietrich y Nachemson^{4,15,16}, según los cuales andando normalmente, a nivel de L2-L3, la columna anterior soporta unos 100 kg de carga. Las carillas articulares asumen sobre un 20% de ese valor, es decir, unos 20 kg, carga que a su vez debiera ser asumida por los fijadores, unos 10 ó 15 kg de carga por fijador y ciclo de carga, valores que coinciden bien con los apuntados por Rohlmann. Ahora bien, la situación descrita es una situación ideal en la que el paciente camina suavemente y sin realizar esfuerzo comprometedor alguno. No se han tenido en cuenta los numerosos casos en que el injerto no se haya colocado con un encaje correcto, o en los que la destrucción de la columna anterior haya sido tan grande que aquello no haya sido posible. En la práctica, ésto se previene durante la fase de fabricación realizando los ensayos de fatiga sobre prototipos del implante a cargas notablemente mayores.

La idea principal que ha de ser tenida en cuenta es que si se tienen dos estructuras mecánicas en paralelo, fijador de raquis e injerto anterior, *la más rígida asume el paso de una carga mayor*. Si el injerto no está bien encajado y permite movimientos, la mayor parte de la carga pasará a través de los fijadores (50% para cada fijador bilateral). Si el conjunto vértebra-injerto-vértebra posee la misma rigidez que los fijadores, ambos pilares permiten el paso de un 50% de carga a su través, es decir, 25% para cada fijador. Cuando se consigue la fusión, el bloque de raquis fusionado es más rígido que los fijadores, de modo que asume sobre un 80%, frente a un 20% que debe ser arrojado por éstos últimos (10% para cada uno, en caso bilateral), valores todos aproximados, ya que dependerán obviamente del diseño (diámetro) de los mismos (Fig. 8).

FIG. 8.—Rigidez de un tramo instrumentado: la estructura más rígida asume la «parte del león» de la carga.

Conclusiones

De la revisión realizada, se puede concluir que:

1. Existe una relación significativa entre la densidad ósea del injerto esponjoso y su resistencia. Tan importante como disponer de un injerto óseo de buena calidad lo es la suficiente resistencia del tejido óseo de las vértebras contiguas. Una proporción excesiva de cortical en un injerto anterior con pequeña superficie de apoyo puede ser perjudicial en pacientes con mala calidad de hueso vertebral. Los dispositivos de fijación correctamente implantados minimizan el peligro potencial.
2. Para producir una buena fusión anterior, el injerto se debe elegir de forma que sea de una densidad suficiente e instalarse en contacto lo más extenso posible con las vértebras adyacentes, cubriendo al menos un 30% de la superficie de los platillos. En la fusión posterior, la artrodesis más rígida es la de mayor momento de inercia, es decir, la que más elementos abarca.
3. No se deben confundir los conceptos de inestabilidad y flexibilidad. Una fusión posterior trabaja con un brazo de palanca mayor que una anterior, asumiendo que las dos sean estables, pero la primera produce una estructura más flexible que la última, lo que la hace impropio en los casos de pacientes con dolor de origen discal.
4. En una estructura de acoplamiento injerto-fijadores, la estructura más rígida de ambas es la que transmite más carga. Lo adecuado es que al principio los fijadores asuman la mayor parte de la misma y que ésta poco a poco se vaya transfiriendo a la vía vértebra-injerto-vértebra, la cual transmitirá la parte mayor de la carga una vez que se haya culminado la fusión.
5. La artrodesis anterior es conceptualmente distinta de la posterior. Mientras la primera es comparable a la fusión clásica de huesos largos, la última no lo es, por trabajar en paralelo con la columna anterior, esencialmente viscoelástica. La función de los fijadores es a su vez distinta en ambos casos. Como apoyo a la fusión posterior, impiden la excesiva movilidad de ésta, mientras que en apoyo de la anterior,

comparten con ella una parte de la carga principal que soporta.

Bibliografía

1. Berry JL, Moran JM, Berg WS, Steffee AD. A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine*. 1987;v.12: 362.
2. Capen DA, Garland DE, Waters RL. Surgical stabilization of the cervical spine. A comparative analysis of anterior and posterior spine fusions. *Clin Orthop*. 1985;v.196:229.
3. Closkey RF, Parsons JR, Lee CK, Blacksin MF, Zimmerman MC. Mechanics of Interbody Spinal Fusion. *Spine*. 1993;v.18, n.8:1011.
4. Dietrich M, Kurowski P. The importance of mechanical factors in the etiology of the spondilolistesis. *Spine*. 1985;v. 10,n.6.
5. Fernández Fairén M, Tomás JL, García Nieto JL. Comportamiento biomecánico de los injertos óseos, *Biomecánica*, Ed. Iberoamericana, 1993;V.II, fasc. 2º,nº 3:31.
6. Frost HM. Orthopaedic Biomechanics. Orthopaedic Lectures (V5). Charles C. Thomas Publisher. Springfield. Illinois, USA, 1973.
7. Hollowell JP, Vollmer DG, Wilson CR, Pintar FA, Yoganandan NY. Biomechanical Analysis of Thoracolumbar Interbody Constructs. *Spine*. 1996;v.21,n.9:1032.
8. Instituto de Biomecánica de Valencia: Biomecánica del Raquis y Sistemas de Reparación, 1995:246-7.
9. Keith, A. The introduction of modern practice of bone grafting. *Lancet*. v.1, p. 210.
10. King AI, Prasad P, Ewing CL. Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. *Orthop Clin North Am*. 1975;v.6:19.
11. Leong JCY. Anterior spinal instrumentation in low back pain problems, Summary Book of Conference of segmental spinal instrumentation. Taiwan, 1986.
12. Lorentz M, Patwardhan A, Vanderby R. Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments. *Spine*. 1983;v.8:122.
13. Llanos Alcázar LF. Introducción a la Biomecánica del aparato locomotor. Ed. Complutense. Madrid, 1988.
14. Martínez Ruiz F. Biomecánica de la columna vertebral y sus implantes, Nueva Imprenta. Madrid, 1992:124.
15. Nachemson A. The influence of spinal movement on the lumbar intradiscal pressure and on the tensile stresses in the annulus fibrosus. *Acta Orthop Scand*. 1963;v. 33:183.
16. Nachemson A: The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clin Orthop*. 1966;v.45:107.
17. Olsson TH, Selvik G, Willner S. Mobility in the lumbosacral spine after fusion studied with the aid of roentgen stereophotogrammetry. *Clin Orthop*. 1977;v.129:181.
18. Rohlmann A, Bergmann G, Graichen F. Loads on an internal spinal fixation device during walking. *J Biomechanics*. 1997;v.30,n.1:41.
19. Rolander SD. Motion of the lumbar spine with special reference to stabilizing effect of posterior fusion. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1966;v.90,n.1.
20. Urist MR, O'Connor BT, Burwell RG. Bone Grafts, Derivatives and Substitutes. Ed. Butterworth-Heinemann, Oxford, 1994:145.
21. White A, Panjabi M. Clinical Biomechanics of the Spine, Lippincott, 1990.