

Complicaciones no infecciosas de las artroplastias de rodilla

Coordinador: A. Ríos Luna

Inestabilidad tras artroplastia total de rodilla: los límites de la constricción

M. Villanueva-Martínez^a, A. Ríos-Luna^b, A. Pérez-Caballer^c y F. Gómez-Castresana^d

^aHospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid. ^bHospital de Poniente. El Ejido. Almería. Profesor Asociado Universidad de Medicina de Almería. ^cHospital Rúber. Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Universidad San Pablo CEU. Madrid.

^dClinica Santa Elena. Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Universidad Complutense. Madrid.

Introducción. La inestabilidad es una de las causas fundamentales de los fracasos asepticos de las prótesis de rodilla.

Revisión de conceptos. En este artículo realizamos una actualización de la prevalencia, etiopatogenia, diagnóstico, formas clínicas, prevención y tratamiento de la inestabilidad protésica de rodilla.

Conclusión. La elección del implante apropiado y la aplicación de técnicas y principios quirúrgicos correctos nos ayudarán a reducir la inestabilidad protésica de rodilla.

Palabras clave: rodilla, prótesis total, inestabilidad, diagnóstico, tratamiento.

Instability after total knee replacement: the limits to constraint

Introduction. Instability is one of the most significant causes of aseptic failure in knee replacement surgery.

Concept review. In this article, we provide an update on the prevalence, etiopathogenesis, diagnosis, clinical presentations, prevention and treatment of prosthetic knee instability.

Conclusion. Appropriate implant choice and the application of sound surgical techniques and principles will help lower the incidence of prosthetic knee instability.

Key words: knee, total prosthesis, instability, diagnosis, treatment.

La inestabilidad es una de las principales causas de fracaso no séptico de las prótesis de rodilla representando un 20% de todas las causas de revisión. Puede ocurrir en el plano mediolateral (inestabilidad axial), en el plano anteroposterior (inestabilidad en flexión) o puede ser rotacional^{1,2}. La inestabilidad sintomática es rara, incluso en pacientes con deformidades previas importantes o con rodillas valgus^{3,4}, reflejando que una adecuada técnica quirúrgica y la elección del implante apropiado, con el grado de constricción adecuado, permiten minimizar la inestabilidad tras artroplastia total de rodilla⁵.

La técnica quirúrgica será determinante en el alineamiento y posición de los componentes y en el equilibrio de las partes blandas. Existen cuatro consecuencias del mal alineamiento en una prótesis total de rodilla (PTR): inestabilidad de los ligamentos, sobrecarga de las partes blandas,

sobrecarga ósea y sobrecarga y desgaste precoz del polietileno (fig. 1). El aumento de constricción del implante puede compensar grados leves o moderados de inestabilidad; sin embargo, ignorar el equilibrio de las partes blandas y el alineamiento, confiando exclusivamente en la constricción



Figura 1. Desgaste de polietileno en un caso de inestabilidad protésica de rodilla

Correspondencia:

M. Villanueva-Martínez.
C/ Velayos n.º 2, 1.º C.
28035 Madrid.

Correo electrónico: mvillanuevam@yahoo.com

Tabla 1. Factores predisponentes de inestabilidad que pueden identificarse antes de la cirugía

Pérdida ósea: exceso de resección, hundimiento de los componentes
Mal balance del ligamentos, liberación excesiva o inadecuada, daño secundario, iatrogenia
Patelectomía previa, mal alineamiento o incompetencia del mecanismo extensor
Mala selección del implante (deformidades fijas, genu valgo, flexo, patelectomía)
Mal posición o mal alineamiento de los componentes: componente femoral pequeño, resección distal excesiva, escudo femoral anterior, alineamiento en varo o en valgo...
Conectivopatías (artritis reumatoide, Síndrome de Ehlers-Danlos)
Enfermedades neurológicas

de la prótesis, conducirá al fracaso. En este artículo revisamos los conceptos más actuales referentes a la inestabilidad tras PTR, así como los límites de la constricción.

PREVALENCIA

La prevalencia de inestabilidad clínica tras artroplastia total de rodilla se estima en el 1-2% en prótesis primarias y en el 10-20% tras artroplastias de revisión⁵⁻¹¹. El porcentaje de revisiones debido a inestabilidad oscila entre el 15 y el

30%. Fehring y Valadie han observado que un 20% de las revisiones son debidas a inestabilidad, en igual proporción varo-valgo (inestabilidad coronal) que anteroposterior (inestabilidad sagital)⁵.

Sharkey y Hozack⁷ estudiaron las causas de revisión de 200 artroplastias de rodilla. Los autores dividieron las revisiones en «precoces» (antes de dos años) y «tardías» (después de dos años). La inestabilidad, la mala posición de los componentes y el mal alineamiento fueron las causas del 50% de las revisiones precoces. Entre las «precoces» el tiempo medio hasta la revisión fue de un año, y supuso el 56% de las revisiones totales de la serie. En este grupo la infección fue la causa principal de la revisión (25%), siendo la inestabilidad la segunda causa (21%).

Considerando la inestabilidad globalmente, es decir, incluyendo la mala posición y el mal alineamiento de los componentes (12%), supuso la primera causa de revisión precoz (33%), la segunda tardía y la primera causa global de revisión.

La inestabilidad fue la tercera causa de revisiones tardías (22%), tras el desgaste del polietileno y el aflojamiento aséptico. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que, en muchos pacientes, el aflojamiento aséptico y el desgaste precoz pueden haber sido producidos por inestabilidad de los ligamentos y de las partes blandas, y por mala posición o mal alineamiento de los componentes¹².

ETIOPATOGENIA

El alineamiento de la prótesis, el equilibrado de las partes blandas y la selección del implante adecuado son los factores sobre los que el cirujano puede influir directamente.

Preoperatoriamente se pueden identificar factores predisponentes de inestabilidad (tabla 1):

1) Relacionados con la estabilidad estática de la rodilla: cirugía de revisión, artrodesis previa, patelectomía, pérdida ósea, laxitud ligamentosa, inestabilidad previa o una gran deformidad fija.

2) Relacionados con la coordinación neuromuscular dinámica de la rodilla: enfermedades neurológicas y conectivopatías¹³.

Entre los factores dependientes del cirujano incluiríamos la técnica quirúrgica: mal balance de los ligamentos, mal alineamiento de la prótesis o mala posición de la misma; también una elección inapropiada del implante. La estabilidad del implante viene determinada por la geometría y la constricción inherente de las superficies articulares.

Es importante destacar que una rigidez o una deformidad fija puede ser debida a inestabilidad por pérdida ósea o mal alineamiento protésico que, secundariamente, causen una contractura o una rigidez por defensa permanente y fibrosis.



Figura 2. Cajón posterior por insuficiencia del ligamento cruzado posterior en paciente con prótesis total de rodilla. Nótese la concavidad de la cara anterior de la pierna derecha.

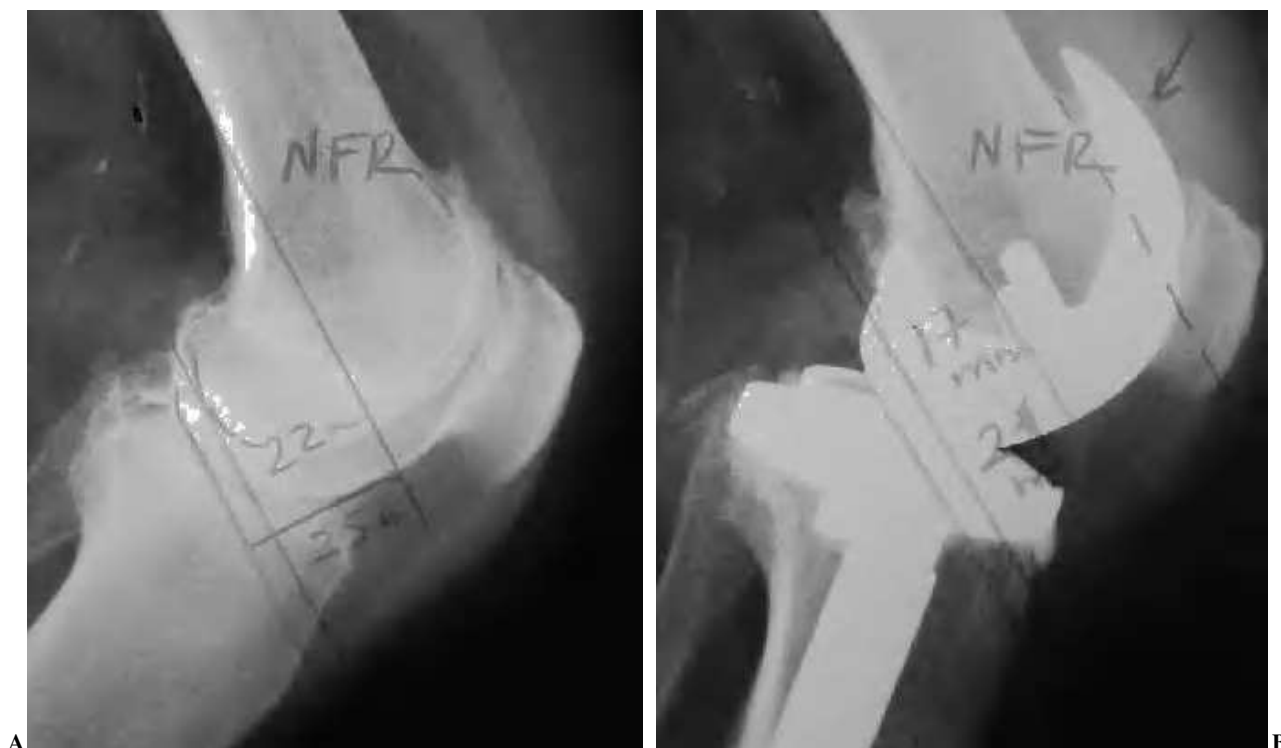


Figura 3. Radiografía pre (A) y posoperatoria (B) de una prótesis de rodilla. Nótese la falta de restitución del off-set posterior (componente femoral anterior en flexión).

DIAGNÓSTICO

Clínicamente la inestabilidad es causa de dolor, fallos, derrames de repetición, dolor o hipersensibilidad de la pata de ganso y estructuras retinaculares así como pinzamientos. En la inestabilidad en flexión el dolor puede ser principalmente anterior y confundirse con un problema patelofemoral; puede asociarse hiperflexión e inestabilidad en la prueba del cajón posterior (fig. 2). En general se considera anormal una traslación posterior mayor de 1 cm. En las formas más graves pueden producirse subluxaciones o luxaciones del implante.

La inestabilidad puede condicionar el aflojamiento tardío del implante y la pérdida ósea, siendo difícil establecer la contribución real de la inestabilidad como causa primaria y no secundaria del aflojamiento. El examen radiológico incluirá radiografías anteroposteriores (AP) en bipedestación, idealmente telerradiografías, radiografías laterales y también axiales de rótula.

El estudio de inestabilidad debe incluir pruebas dinámicas, como las radiografías laterales en flexión en apoyo a 0°, 30°, 60° y 90°, en los casos en los que se sospeche inestabilidad AP, para comprobar la existencia de movimiento errático o paradójico, o en varo y valgo forzado (en los casos con sospecha de inestabilidad mediolateral). Se debe hacer una comparación con las radiografías previas para ver el nivel de resección respecto a la planificación preoperatoria.

Así comprobaremos posibles desplazamientos de la interlínea articular, la restitución de la misma articular respecto al eje mecánico o el off-set posterior (fig. 3).

Rara vez son necesarias pruebas más complejas, como la tomografía axial computarizada (TAC), para ver la rotación de los componentes (en casos con sospecha de inestabilidad rotacional o mala congruencia patelofemoral). Los estudios de laboratorio permitirán descartar un proceso séptico en la mayoría de los casos. Como el valor predictivo negativo de la velocidad de sedimentación y la proteína C reactiva es muy alto, su normalidad prácticamente descartará la infección. En casos dudosos la artrocentesis con presencia de hemartros, en ausencia de traumatismo y sin signos infecciosos, como el recuento elevado de polimorfonucleares, puede ser indicativa de inestabilidad como causa de dolor y derrames de repetición.

FORMAS CLÍNICAS DE INESTABILIDAD

Inestabilidad varo-valgo o medio lateral

Es la más fácil de diagnosticar. Clínicamente produce dolor, sensación de fallo o deformidad progresiva al caminar. Cronológicamente puede clasificarse en precoz o tardía. La «precoz» puede ser debida a falta de identificación de un ligamento incompetente por daño traumático del mis-

mo de tipo quirúrgico o por mal balance de los ligamentos durante la cirugía.

La «inestabilidad tardía» se relaciona con mal alineamiento y aflojamiento, y es difícil de analizar aisladamente. Puede deberse a distensión progresiva de los ligamentos por mal alineamiento protésico, como el caso en el que los componentes no estén perpendiculares al eje mecánico. El aflojamiento aséptico puede resultar en hundimiento de la prótesis, y esto desencadenar una inestabilidad.

La inestabilidad varo-valgo puede estar causada por un mal balance de los ligamentos colaterales. En extensión el ligamento lateral interno (LLI) es el más importante, suponiendo que la prótesis esté normoalineada en valgo. Si éste está dañado o liberado excesivamente o es incompetente la prótesis será inestable, pese a que esté bien alineada.

Sin embargo, una prótesis bien alineada puede tolerar bien una deficiencia del ligamento lateral externo (LLE). No sucederá así en el caso de que la prótesis esté alineada en varo. Si ambos colaterales están igualmente equilibrados pero laxos en flexión se producirá una inestabilidad en flexión, rotacional y una deformidad progresiva en extensión.

Inestabilidad anteroposterior

La inestabilidad AP es rara en extensión, pese a que exista laxitud marcada de partes blandas, porque las cargas en compresión se transmiten a las superficies conformadas de la prótesis.

La estabilidad posterior dependerá del ligamento cruzado posterior (LCP), del mecanismo extensor y de la constricción del implante. El daño del LCP o la pateleotomía previa pueden causar inestabilidad, exigiendo un implante estabilizado posterior (PS). Sin embargo, aun con éste puede darse una luxación posterior si el espacio en flexión es demasiado grande o el mecanismo extensor es incompetente⁷.

Tabla 2. Causas de inestabilidad en flexión

Incompetencia del LCP
Forma precoz. Asociada a inestabilidad AP y ML
Mal balance de espacios en flexión-extensión
Daño iatrogénico del LCP
Forma tardía. Ruptura tardía o degeneración del LCP. Inestabilidad AP, no ML
Enfermedad neurológica
Fracaso mecanismo extensor (por ejemplo: pateleotomía)
Inestabilidad rotacional
Mal balance del espacio en flexión-extensión
Causa incompetencia del LCP e insuficiencia ML y AP
Mala restitución <i>off-set</i> posterior: componente femoral pequeño o colocado anterior o en extensión
Exceso de inclinación posterior del componente tibial
Polietileno fino para compensar un espacio tenso en extensión
Liberación excesiva de estructuras posterolaterales
Desplazamiento de la interlínea articular, dejando ligamentos colaterales no funcionales

LCP: ligamento cruzado posterior; AP: anteroposterior; ML: medio lateral.

Si se preserva el LCP o se libera parcialmente se puede producir un fracaso tardío, que provoque inestabilidad en flexión¹⁴. Si por el contrario éste queda tenso, el espacio en flexión también quedará tenso. Se puede producir una excesiva traslación posterior (rodamiento posterior femoral) que desplaza el área de contacto tibiofemoral demasiado posterior, limitando la flexión o provocando un efecto balancín, o desgastando la zona posterior del polietileno.

Una vez sacrificado el ligamento cruzado anterior (LCA) la estabilidad anterior depende de la cintilla iliotibial, los isquiotibiales, el diseño y la constricción del implante, incapaces todos ellos de suplir la función del LCA. Incluso el exceso de inclinación posterior en el corte tibial puede acentuar este problema. Los diseños modernos incorporan un labio elevado posterior en el polietileno para evitar la subluxación anterior, o una estabilización anteroposterior (Journey®. Smith and Nephew).

El desgaste del ángulo posteromedial de la prótesis junto con un espacio laxo en flexión es una causa común de subluxación anterior e inestabilidad.

Inestabilidad en flexión

La inestabilidad en flexión se define como la presencia de laxitud excesiva en flexión tras una PTR. El concepto es vago, pues el mismo grado de laxitud puede causar problemas a un paciente determinado y no a otro, por lo que sólo si causa síntomas o limitación deberemos considerarla patológica. La inestabilidad en flexión se presenta clínicamente como dolor anterior, en la pata de ganso y estructuras retinaculares, sensación de fallo, derrames de repetición, hiperflexión e inestabilidad en la prueba del cajón posterior^{15,16}. Se distingue entre inestabilidad temprana, entre 30-60° de flexión, e inestabilidad en flexión media: a 90°.

Puede ser AP, medio lateral (ML) o combinada. La inestabilidad ML en flexión suele deberse a un mal balance entre los espacios en flexión y extensión (tabla 2). En estos casos, normalmente también existirá inestabilidad AP asociada y el cuadro aparecerá en el posoperatorio inmediato.

La inestabilidad AP suele deberse a un mal funcionamiento del LCP. Puede presentarse precozmente por un LCP incompetente o tardíamente por degeneración progresiva o rotura traumática del mismo.

Si por el contrario el LCP está tenso se producirá un desgaste precoz de la parte posterior del polietileno y una limitación de la flexión. La no resección del LCP en un modelo ultracongruente provocará un «conflicto biomecánico», en el que el LCP provocará el rodamiento posterior excesivo del fémur, al cual se opondrá el diseño ultracongruente¹⁷.

Uno de los factores más importantes es el *off-set* posterior. Se define como el grosor máximo de los cóndilos posteriores en relación con la línea tangencial de la cortical posterior femoral vista en una radiografía lateral (fig. 3).



Figura 4. Luxación franca de una prótesis total de rodilla.

La reducción del *off-set* posterior, además de dejar laxo el espacio en flexión provocará que el LCP esté incompetente, no tenga tensión y no haga el rodamiento posterior normal del fémur respecto a la tibia. Esto causará un «movimiento paradójico o errático anterior» en flexión.

Un exceso de inclinación posterior del componente tibial creará un mayor espacio en flexión en la zona posterior de la articulación, justo donde en flexión ha de darse el contacto entre los componentes de la prótesis. Este exceso de caída posterior, no de resección tibial, no afectará al espacio en extensión. Secundariamente el corte con excesiva caída también puede dañar las fibras del LCP produciendo su incompetencia. Algunos autores han demostrado que por cada grado de inclinación posterior extra de la bandeja tibial se provocaba una laxitud anteroposterior de 0,6 mm¹⁸.

La luxación es la forma última de inestabilidad (fig. 4). La incidencia de luxaciones posteriores agudas en prótesis PS con modelos iniciales oscilaba entre el 1% y el 2%.

Generalmente existe una falta de balance entre los espacios en flexión y extensión, facilitando la laxitud e hiperflexión en estas rodillas¹⁹.

Se postulan dos mecanismos de luxación: a) en discreta flexión la contracción de los isquiotibiales provoca un resalte del poste sobre la barra intercondílea o bien se produce este resalte en hiperflexión. Se asocia a casos con polietile-

no demasiado fino para el espacio en flexión y diseños con un momento de resalte o luxación (*jump height factor*) insuficiente (fig. 5)²⁰; b) en pacientes en que se ha hecho una liberación externa agresiva para corregir un genu valgo, que provoca un ligamento lateral y tendón poplíteo incompetentes, con la rodilla en flexión se producirá una luxación rotatoria. Con la elevación de la altura de los postes y su traslación anterior este porcentaje se ha reducido hasta el 0,2%, aunque se han descrito roturas de los postes por inestabilidad en flexión.

INESTABILIDAD ROTACIONAL

Esta forma de inestabilidad se produce por mal balance de los ligamentos o por mal alineamiento rotacional de los componentes causando inestabilidad y mala congruencia patelofemoral y femorotibial.

La inestabilidad rotacional aislada es rara. Whiteside comprobó que la estabilidad de los ligamentos colaterales era el principal factor en la estabilidad rotacional tras artroplastia total de rodilla²¹.

Respecto a la rotación de los componentes, el componente femoral debería estar paralelo o ligeramente extrarrotado con respecto al eje quirúrgico epicondíleo, que conecta la prominencia del epicóndilo lateral y el surco medial del epicóndilo medial. Este eje y el eje troclear son más fiables que el eje condíleo posterior, sobre todo en situaciones de hipoplasia de los cóndilos posteriores, como un genu valgo o una artrosis postraumática, en que, pese a la corrección de 3° de rotación externa que permiten los sistemas actuales, dicha hipoplasia puede ser insuficiente para reproducir el eje epicondíleo.

La tibia debe alinearse con el tercio interno de la tuberosidad tibial. Normalmente las alteraciones aisladas patelofemorales o las inestabilidades rotacionales ocurren en pacientes sin problemas de alineamiento axial de los implantes. Entre los factores asociados a las alteraciones patelofemorales que describió Figgie, los principales son la ro-

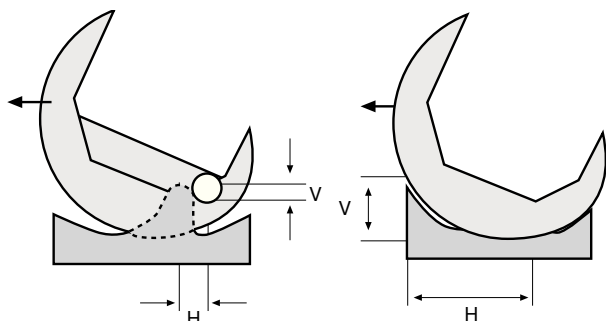


Figura 5. Factor de resalte (*jump height factor*) en modelo ultracongruente y estabilizado posterior. V: factor de resalte vertical; H: factor de resalte horizontal. Fuente: Laskin RS, et al²⁰.



Figura 6. Luxación rotuliana en radiografía anteroposterior (A) y en proyección axial de rótula (B).

tación interna tibial y la malrotación del componente femoral²². La rotación externa femoral es causa de inestabilidad rotacional tibial interna en ángulos de flexión mayores de 45°. Esto se agrava en casos de rotación interna del componente tibial, siendo este factor, para algunos autores, la causa principal de la luxación posterior²³. Intraoperatoriamente hay dos situaciones que pueden causar inestabilidad rotacional:

- 1) Que el poplíteo esté tenso, como en un genu valgo o por pinzamiento de una bandeja tibial grande. Esto provoca una rotación interna de la tibia sobre el fémur con el movimiento. La solución es liberar el tendón o poner una bandeja más pequeña, no rotar la tibia hacia medial.

- 2) La segunda causa es que con la rótula luxada el cuádriceps traccione de la tibia hacia la rotación externa. Se aconseja probar la rotación de los componentes de la rodilla con la rótula reducida.

Respecto a la rótula, si existe inestabilidad intraoperatoria hay que verificar la rotación de los componentes, intentando no hacer liberaciones del retináculo lateral (salvo en casos en que preoperatoriamente exista una mala congruencia, como en un valgo con subluxación lateral o basculación preoperatoria de la rótula)²⁴. En el caso de que haya una subluxación con un modelo con retención del ligamento cruzado posterior y sin alteraciones en la rotación de los componentes, pueden hacerse unas perforaciones de descarga del LCP (*pie crusting perforations*) previas a la liberación del alerón externo, pues un exceso

de tensión del LCP puede provocar una mala congruencia patelofemoral.

En el caso de que, una vez implantada la prótesis, sospechemos una mala rotación de los componentes emplearemos la TAC, que permite medir el ángulo posterior condíleo e identificar las alteraciones rotacionales, entre otras, con respecto al eje epicondíleo²⁵. La medida del componente femoral en el caso de intrarrotación se mide en valores negativos, y el exceso de extrarrotación se hace en valores positivos. La «medida combinada de la rotación» para cada paciente se obtiene añadiendo el exceso del ángulo de rotación femoral y el ángulo de rotación tibial.

En los pacientes con un «ángulo de rotación combinado» entre 1-4° se asocia una báscula lateral de la rótula; en aquellos con subluxación el ángulo está entre 3 y 8° de exceso de rotación interna, mientras que en aquellos con luxación el ángulo está entre 7° y 16° de exceso de rotación interna²⁵ (fig. 6).

PREVENCIÓN DE LA INESTABILIDAD: FACTORES RELACIONADOS CON LA TÉCNICA QUIRÚRGICA

La vía de abordaje, la posición de los componentes, el equilibrio de las partes blandas y la selección del implante apropiado condicionarán la estabilidad final de la artroplastia. El cirujano tiene un papel fundamental en el control de estos factores.

Vía de abordaje

La vía de abordaje puede facilitar la inestabilidad de la rótula. Los abordajes mid-vastus y sub-vastus requieren menos porcentaje de liberaciones retinaculares^{26,27}. En el abordaje medial convencional nuestra disección será subperióstica, desde medial a lateral. Conforme progresamos hacia posterior haremos la disección más limitada a la zona proximal o parameniscal, para no dañar las inserciones del LLI. Los abordajes mínimamente invasivos evitan la evasión de la rótula, simplemente la luxan (lo que puede prevenir el desarrollo de una patela baja²⁸). Algunos autores establecen la indicación de abordaje lateral en los casos con deformidad en valgo que no corrija de forma pasiva²⁹.

En cirugía de revisión la prioridad es evitar la avulsión del tendón rotuliano. Con frecuencia la rótula no se evierte, sólo se luxa y se trabaja desde el lado medial con la pierna en rotación externa, pero a veces puede ser necesario liberar el receso lateral para movilizar la rótula lateralmente o realizar un abordaje ampliado.

Posición de los componentes: principios de alineamiento

Cada componente tiene 6° de libertad y 12 posibles posiciones erróneas que pueden causar mal alineamiento. Los componentes pueden estar en varo o en valgo (plano antero-posterior o coronal), en flexión o en extensión, proximal o distal, en rotación interna o externa y trasladados a anterior, posterior, medial o lateral.

Tradicionalmente el alineamiento se hacía a partir del corte tibial, y después se realizaba un equilibrado de los ligamentos y unos cortes femorales distales y posteriores para buscar un espacio rectangular. La mayoría de los sistemas actuales hacen un corte distal femoral entre 5 y 7° que condiciona el resto de los cortes.

El ángulo de inclinación de la superficie articular distal del fémur con respecto a la diáfisis femoral es de unos 7 a 11° y el de la tibia con respecto a la diáfisis es de 87°, es decir, está en 3° de varo. Como la tibia se corta a 90° respecto al eje anatómico en vez de a 87°, con el fémur se hace el corte distal a unos 5-7° de valgo para compensar. El propósito final es que ambos componentes estén perpendiculares al eje mecánico de la extremidad y que el ángulo femorotibial sea de $7 \pm 2^\circ$ ³⁰.

La colocación en varo del componente femoral se asocia a aflojamientos precoces e inestabilidad, pese a que sea compensado con una tibia en valgo o con un alineamiento global correcto de la extremidad. Por el contrario, el alineamiento en valgo excesivo del fémur no se asocia a aflojamiento precoz, aunque puede dar inestabilidad en el plano coronal y un peor resultado funcional^{31,32}.

La flexión del componente femoral provocará pérdida de extensión, afectando a los períodos de descanso de la rodilla. Además, aumentará la tensión sobre la rótula y podrá

favorecer un síndrome de resalte patelar. La colocación demasiado posterior del componente femoral puede causar daño de la cortical anterior, disminución del espacio en flexión y pérdida de movilidad. La colocación anterior aumenta el espacio y la laxitud en flexión, comprometiendo el espacio patelofemoral.

La posición del escudo femoral afecta a la función rotuliana. El desplazamiento lateral (1-4 mm) y la rotación externa del componente femoral acercan el centro de rotación de la rótula al surco troclear. Ello supone un acortamiento efectivo del alerón externo, que mejora la función de la rótula. Sin embargo el desplazamiento a medial aumenta esta distancia y el porcentaje de liberaciones laterales necesarias.

Aunque la rotación femoral no afecta al espacio en extensión, la rotación interna compromete la función rotuliana y tensa el espacio medial en flexión, pudiendo inducir una liberación de las estructuras mediales o del alerón externo no indicadas.

Para evitar los problemas de rotación del escudo femoral es fundamental considerar que:

1) El «eje condíleo posterior» está rotado hacia interno, respecto al eje transepicondilar, entre 3 y 6°, aunque en las mujeres esta rotación es algo menor. Sobre el «eje condíleo posterior» seleccionamos 3° de rotación externa para compensar esta rotación y equilibrar el espacio en flexión. Sin embargo, este eje es poco fiable en casos de artritis reumatoide (AR), genu valgo, revisión, etc., por lo que son más fiables los «ejes transepicondíleos», clínico (desde la parte más prominente del epicóndilo medial hasta el epicóndilo lateral) o quirúrgico (desde el epicóndilo lateral hasta el surco del epicóndilo medial) y el «eje troclear». De esta manera compensaremos en flexión el corte tibial a 90°, cuando lo anatómico es con 3° de varo, obteniendo de ese modo un espacio rectangular^{32,33}.

2) Aunque el eje troclear es perpendicular al transepicondíleo y fácil de definir en cirugía primaria, no se puede utilizar en cirugía de revisión³⁴. Olcott y Scott comprobaron que el porcentaje de espacios simétricos en flexión era del 90% cuando se utilizaba el eje transepicondíleo, del 87% con el eje troclear y del 70% con el eje condíleo posterior. Los autores aconsejaban utilizar más de un eje para determinar la rotación³⁵.

En caso de contractura en flexión se puede hacer un corte adicional del fémur distal de 2-4 mm. Lo ideal, en caso de ser necesario, es que se siga este procedimiento tras la liberación de la cápsula y de los osteofitos posteriores, porque si se realiza antes se puede tener la prótesis estable en extensión completa a expensas de la cápsula posterior y no de los ligamentos colaterales, y tener una inestabilidad en flexión. En el caso de resecciones adicionales distales mayores de 4 mm se aconseja elegir un diseño posteroestabilizado, porque se compromete la función del LCP²². Una resección excesiva del fémur distal puede conllevar una deformidad en recurvatum y una patela baja. Si para mante-

ner la tensión se libera el espacio en flexión y se coloca un polietileno más grueso podremos tener la rodilla estable en extensión y en flexión de 90°, pero en los grados medios estará inestable por desplazamiento de la interlínea y pérdida de función de los colaterales.

La tibia, al igual que el fémur, tiene 12 posibles posiciones erróneas, para 6° de libertad.

La colocación en varo se asocia a inestabilidad, fallo del polietileno y aflojamiento precoz, como en el fémur; aunque el uso de bases metálicas, con mejor reparto de cargas, reduce en parte este problema, ésta es la razón principal por la que el corte tibial no se hace paralelo a la superficie articular (3° de varo), sino perpendicular al eje anatómico, para evitar el hundimiento y la pérdida ósea. La mejor forma de alineamiento para el corte tibial sigue siendo controvertida. El alineamiento intramedular puede ser más fiable en casos con poca deformidad o poca angulación de la tibia; sin embargo en casos con deformidad extraarticular el extramedular podría ser más fiable al permitir combinar varias referencias³⁶.

La colocación demasiado lateral de la bandeja tibial provoca que no se apoye bien en el reborde medial y anterior, que es por donde se hunden las bandejas tibiales (al ser el hueso más débil). La rotación externa mejora la función de la rótula porque reduce el «ángulo Q». Por el contrario la colocación demasiado medial irrita las estructuras mediales, aumenta el «ángulo Q» y facilita la subluxación de la rótula. La rotación interna de la tibia provoca el mismo efecto.

Para optimizar la colocación de la tibia se aconseja realizar la liberación de partes blandas primero y a continuación hacer el alineamiento, mirando más de una referencia: tercio interno de la tuberosidad tibial, cresta tibial, segundo radio del pie y eje maleolar. Es muy importante hacer flexo-extensiones con los componentes de prueba con el mecanismo extensor reducido, para que éste no fuerce hacia externo la rotación tibial, y también verificar que el tendón del poplíteo no empuja la tibia en el ángulo posteroexterno forzando la rotación interna de la misma.

La rótula también tiene 12 posibles posiciones erróneas, salvo si es simétrica o circular, en cuyo caso la rotación no puede ser alterada. Una discreta medialización del componente lo acerca al surco troclear, mejorando su función. Una colocación proximal mejora algo la situación, sobre todo en cirugía de revisión de rótula¹⁷.

Una rótula puede estar bien colocada, y sin embargo la congruencia patelofemoral ser mala por falta de liberación del LCP o por mala posición de los componentes tibial o femoral. En los pacientes con un «ángulo de rotación combinado» entre 1-4° normalmente se asocia una báscula lateral de la rótula, en aquellos con subluxación el ángulo está entre 3 y 8° de exceso de rotación interna mientras que en aquellos con luxación el ángulo está entre 7 y 16° de exceso de rotación interna²⁵.

Equilibrado de partes blandas

El principal determinante de la biomecánica de la rodilla es la relación entre la posición de la interlínea y la tensión de los ligamentos¹². En cirugía primaria puede darse la elevación de la posición de la interlínea en dos situaciones frecuentes:

1) Cuando un ligamento colateral esté laxo y el otro tenso y se libere para equilibrar el espacio en extensión, colocando un polietileno más grueso.

2) En rodillas con flexo es fundamental liberar la cápsula posterior y reseca los osteofitos antes de realizar una resección adicional del fémur distal.

Pequeños desplazamientos de la interlínea se toleran mejor con los diseños estabilizados posteriores. Si se eleva la interlínea con una prótesis con preservación del LCP éste estará muy tenso en flexión y fracasará con el paso del tiempo. Por el contrario, si la interlínea desciende demasiado el LCP perderá su función y podrá permitir la inestabilidad en flexión y la subluxación posterior de la tibia.

La tensión de los ligamentos también se ve afectada por la posición de los componentes:

1) Si los cortes femorales y tibiales son incorrectos y determinan un eje anormal de la extremidad, el equilibrio de los ligamentos será difícil de obtener o podrá fallar a la larga por sobrecarga mecánica, (provocando laxitud crónica e inestabilidad).

2) Si los cortes son correctos se procede después al equilibrado de los ligamentos y partes blandas. En esta situación, con un eje correcto de la extremidad, una discreta asimetría en la tensión medial y lateral puede ser bien tolerada, incluso algunos autores obtienen mejores resultados si la rodilla está ligeramente laxa que si está ligeramente tensa^{37,38}.

Whiteside demostró que los ligamentos colaterales y la cápsula posterior condicionan el espacio en extensión, y los colaterales y el LCP el espacio en flexión. La liberación de los ligamentos colaterales provoca diferente efecto sobre los espacios en flexión y en extensión. Cuando se necesitan liberaciones del LLE o del poplíteo para equilibrar el espacio en extensión con frecuencia se provoca un aumento mucho mayor del espacio en flexión, lo que puede afectar la estabilidad. Este efecto es menos relevante en el lado medial³⁹⁻⁴².

Definir la tensión correcta de los ligamentos depende de la experiencia del cirujano. En el momento del equilibrado una leve tensión es preferible sobre una leve laxitud, que puede crear inestabilidad secundaria. Bellemans et al han demostrado que en el posoperatorio inmediato se produce una relajación de los ligamentos de 1 mm en el estrés varo-valgo y hasta 3° de extensión, por lo que en caso de duda puede ser mejor dejar la rodilla algo tensa, con mínimo flexo elástico, que laxa con recurvatum⁴³. La aplicación selectiva de los principios quirúrgicos de alineamiento y equilibrado minimizarán el riesgo de inestabilidad residual.

En la deformidad en varo la liberación ha de ser selectiva. Una vez liberada la cápsula y realizada la meniscectomía interna, si la rodilla está tensa en extensión liberaremos las fibras posteriores (ligamento oblicuo posteromedial) del LLI. Si es preciso también liberaremos la cápsula posterior y la inserción del semimembranoso. Si la rodilla está tensa en flexión liberaremos primero la porción anterior del LLI. En flexión las estructuras de la pata de ganso no afectan al espacio.

En las deformidades importantes en varo Laskin describió que el 90% se corregían tras resear los osteofitos mediales. El 10% restante (la mitad con deformidades mayores de 25°) se trató con una liberación completa de los fascículos medial superficial y profundo del LLI en la zona medial. Sólo un 2% de las rodillas tuvieron una discreta inestabilidad tras un seguimiento de 10 años, por lo que los autores recomendaron la liberación distal completa cuando fuera necesaria⁴⁴.

En la deformidad en valgo se distinguen dos subtipos principales: a) tipo I: existe defecto óseo lateral, pero los ligamentos mediales están intactos. Ha de realizarse una liberación lateral secuencial. Si está tenso en extensión se ha de liberar la cintilla iliotibial y la cápsula posterolateral, y si lo está en flexión y en extensión se liberará el LCL y el poplíteo. Después se comprobará en extensión y, si es preciso, se completará la liberación de la cintilla y de la cápsula posterolateral. Rara vez habrá que liberar el bíceps o el gemelo externo intentando equilibrar los espacios. En este caso estaríamos ante una deformidad tipo II; b) tipo II: ligamento colateral medial dañado o distendido. Krackow recomienda la reconstrucción del mismo a la vez que se realiza la artroplastia; pero otros autores recomiendan subir el nivel de la constricción y asumir ligeras diferencias en la tensión de los ligamentos colaterales⁴⁵.

En los casos de genu varo fijo mayor de 15° puede ser necesario hacer una liberación externa de la rótula; sin embargo antes realizaremos una liberación progresiva o completa del LCP y sólo entonces procederemos a la liberación del alerón externo.

En las deformidades fijas en flexión inferiores a 30° se realizará la resección de los osteofitos posteriores, la liberación capsular posterior, del LCP y, si es necesario, de los gemelos e isquiotibiales. En las deformidades entre 30-50°, haremos de considerar las ortesis y la fisioterapia correctora previas a la cirugía; en las deformidades superiores a 50-60° lo aconsejable es hacer cirugía secuencial, en dos tiempos²⁹.

En la deformidad en recurvatum se ha aconsejado, en pacientes reumáticos o con recurvatum previo, dejar el espacio en extensión levemente tenso tras la artroplastia primaria. Complementariamente se pueden valorar prótesis estabilizadas anteroposteriores (AP).

Wolff et al establecieron tres observaciones para los casos con deformidad extraarticular: a) cuanto más próxima está una deformidad a la rodilla más importante es; b) las

deformidades femorales son más difíciles de corregir que las tibiales, porque una resección en cuña femoral sólo influye en la estabilidad en extensión; c) la corrección intra-articular de las deformidades en varo provocan leves inestabilidades en valgo, que son mejor toleradas que las inestabilidades mediales.

Los autores establecieron unas tablas para indicar el grado de resección femoral distal necesario para corregir las diferentes deformidades extraarticulares, aunque en general se aconseja corregir dichas deformidades previamente y luego realizar la artroplastia conforme a los principios generales⁴⁶.

La inestabilidad en flexión es la más frecuente y la más difícil de prevenir. En cirugía primaria varias situaciones pueden conducir a este problema (tabla 2): a) la utilización de una referencia anterior puede facilitar una resección posterior excesiva seleccionando un componente pequeño, lo que provocaría una laxitud en flexión por mala restitución del *off-set* posterior e incompetencia del LCP. La colocación del componente femoral anterior o en extensión puede causar el mismo problema, aunque es menos frecuente; b) si la rodilla está equilibrada en flexión pero tensa en extensión no hay que disminuir el grosor del polietileno, sino liberar la cápsula posterior y los osteofitos; si aún la rodilla no extiende hay que hacer una nueva resección distal femoral y considerar cambiar a un modelo estabilizado posterior; c) en la deformidad en valgo se debe intentar preservar el tendón del poplíteo, porque evita la inestabilidad en flexión y rotacional; d) el exceso de inclinación posterior del corte tibial puede dañar el LCP o crear un mayor espacio en flexión en la zona posterior de la articulación.

En cirugía de revisión la situación puede ser más compleja. Como en cirugía primaria, el alineamiento y equilibrado de partes blandas será clave para la supervivencia del implante a largo plazo³⁹.

La mayoría de los autores prefieren estabilizar la rodilla primero en flexión y luego en extensión para reducir las opciones quirúrgicas, para así evitar aumentar el espacio en flexión y el desplazamiento de la interlínea articular (que provocaría que el nuevo centro de rotación deje afuncionales los ligamentos colaterales). Si el espacio en flexión es mayor que en extensión ha de verificarse la posición sagital del componente femoral y el tamaño del mismo. Si está en posición anterior se deben utilizar vástagos con *off-set*. Una vez equilibrada la rodilla en flexión las opciones quirúrgicas se reducen (fig. 7).

Mihalko y Krackow han mencionado que en presencia de pérdidas óseas importantes femorales suele existir mayor diferencia de los espacios en flexión y extensión que en presencia de pérdidas óseas tibiales, porque pueden estar afectados los orígenes de los ligamentos colaterales en los epicóndilos. La liberación de la cápsula posterior provocará, en ausencia de colaterales, un incremento proporcionalmente mayor del espacio en flexión, porque en extensión las estruc-

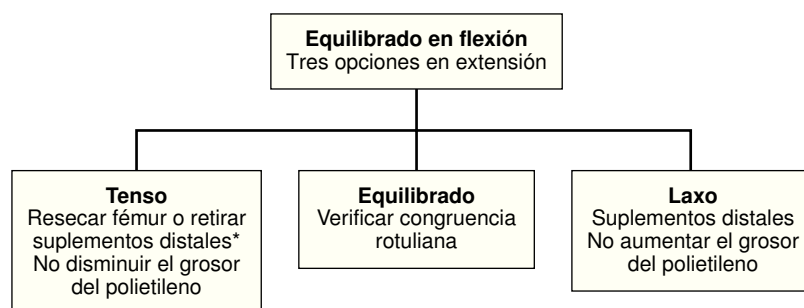


Figura 7. Esquema de equilibrio en cirugía de revisión. *En ausencia de referencias considerar que la interlínea articular está a 1 cm de la cabeza del peroné, a 2,5 del epicóndilo medial y a 1 cm del epicóndilo lateral.

turas extraarticulares (cuádriceps, isquiotibiales, etc.) estarán tensas y limitarán el espacio en extensión. En flexión estas estructuras se relajan y el espacio crece mucho, provocando potenciales luxaciones protésicas (en las que también influirá el factor de luxación o resalte del implante⁴⁷).

Los autores aconsejan que, en cirugía de revisión, el cirujano no confíe en la tensión del mecanismo extensor para mantener la tibia reducida contra el fémur, en flexión, pues éste puede elongarse y sobrepasar el factor de resalte o luxación (*jump height factor*) del implante utilizado. En muchos modelos ultracongruentes y constreñidos intercondilares éste es mayor que en algunos PS, pero aun así se puede tener inestabilidad y riesgo de luxación, si no se elige el tipo de implante adecuado (fig. 8).

En caso de precisar liberaciones exhaustivas de un ligamento por distensión o daño del contralateral, el cirujano

deberá optar por dejar los espacios algo asimétricos, asociar una técnica de reconstrucción del ligamento dañado o utilizar una prótesis constreñida intercondílea o de bisagra (fig. 9).

Selección del implante: laxitud de los ligamentos y constricción protésica

En cirugía primaria y de revisión el cirujano ha de buscar el alineamiento y equilibrio de partes blandas óptimo; pero, en caso de precisar liberaciones exhaustivas de un ligamento por distensión o daño del contralateral, puede optar por asumir pequeñas inestabilidades y compensar con grados mayores de constricción en el implante elegido.

No existe el implante ideal para cada situación y para cada paciente. El cirujano ha de analizar conjuntamente el grado de defecto óseo, la integridad de los ligamentos y el tipo de implante. Como norma general existen tres situaciones principales en cuanto a la integridad de los ligamentos:

- 1) Deformidad corregible con tope neto. La causa es la deficiencia ósea (los ligamentos son competentes).
- 2) Deformidad corregible con tope elástico. Los ligamentos pueden estar distendidos pero todavía funcionales, incluso en presencia de pérdida ósea.
- 3) Deformidad sin tope claro; incluso en presencia de pérdida ósea, los ligamentos son incompetentes.

Existen 6 tipos de deformidades principales aunque, en la práctica clínica, no siempre son fácilmente distinguibles⁴⁸.

La deformidad tipo I hace alusión a una deformidad moderada en varo o valgo con defecto intraarticular. Los ligamentos colaterales permanecen equilibrados, ni retraídos en el lado cóncavo, ni distendidos en el lado convexo. Las resecciones óseas correctas y el alineamiento de los componentes serán casi suficientes para conseguir un buen equilibrio. La opción primera será una prótesis con preservación del LCP. Alternativamente puede utilizarse un modelo estabilizado posterior.

La deformidad tipo II es moderada o importante en varo o valgo con defecto intraarticular. Los ligamentos no están equilibrados, hay retracción en el lado cóncavo, pero no distensión en el lado convexo. Generalmente con la resección



Figura 8. Prótesis total de rodilla constreñida intercondílea con claros signos de inestabilidad (cortesía del Dr. de La Torre).

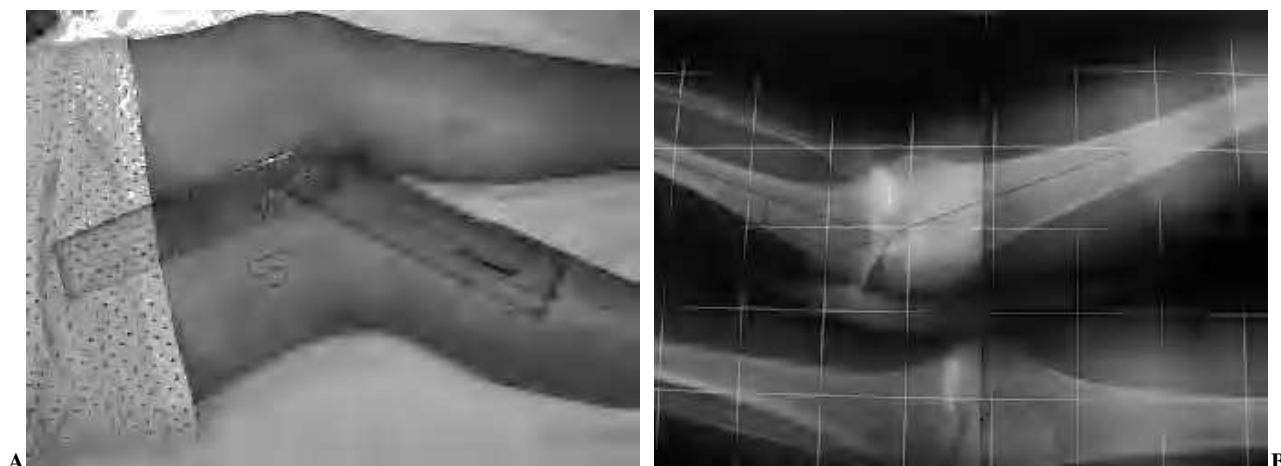


Figura 9. Deformidad de 55° en valgo (A). Insuficiencia completa del ligamento lateral interno y de la cápsula medial (B). Indicación de prótesis de bisagra.

adecuada y la liberación del lado retraído será suficiente con un implante con preservación o sustitución del LCP. Ocasionalmente se requerirán cuñas o suplementos en el lado con pérdida ósea.

La deformidad tipo III engloba una deformidad marcada en varo o valgo, y un mal balance de ligamentos con retracción del lado cóncavo y distensión del convexo. Las opciones serán la resección adecuada ósea y la liberación exhaustiva del lado cóncavo. Esto tiene el inconveniente de requerir un polietileno más grueso y desplazar la interlínea, incluso en casos de valgo marcado, provocar la parálisis del ciático poplíteo externo (CPE). La alternativa es hacer técnicas de reconstrucción del lado distendido, liberar menos el lado sano y colocar un implante PS, constreñido intercondíleo y ocasionalmente un diseño de bisagra rotacional.

En la deformidad tipo IV existe una deformidad extraarticular asociada a la intraarticular. Ha de hacerse una osteotomía extraarticular correctora y tratar la deformidad intraarticular de acuerdo con las categorías previas.

La deformidad tipo V es intraarticular, secundaria a osteotomía previa. Ha de tratarse conforme a las categorías previas, aunque pensando en colocar suplementos óseos en el caso en que para equilibrar los espacios el nivel de resección ósea sea muy bajo.

En la deformidad tipo VI existe inestabilidad global asociada a defectos intraarticulares importantes. Estarán indicados diseños constreñidos intercondíleos colocando un polietileno grueso, con el riesgo de distalización de la rótula, o diseños de bisagra.

En las deformidades tipo II y III el cirujano ha de tener en cuenta la fiabilidad del equilibrado de partes blandas en estas situaciones complejas, también buscar un balance entre el mínimo grado de constricción necesario para obtener resultados predecibles y duraderos, así como el equilibrio de los ligamentos y partes blandas. En rodillas con deformidad fija en varo, valgo o flexo mayor de 15°, rodillas con

patelectomía previa o artritis reumatoide, con posibilidad de degeneración mucoide del LCP, Laskin obtuvo mejores resultados con diseños estabilizados posteriores^{49,50}.

TRATAMIENTO DE LA INESTABILIDAD

El tratamiento de la inestabilidad pasa por la planificación preoperatoria y la identificación intraoperatoria de los problemas expuestos. La estabilidad intrínseca de un implante viene determinada por el grado de conformidad de sus superficies y por el grado de constricción. La selección del componente apropiado afecta a la supervivencia de la reconstrucción, por lo que el cirujano deberá elegir el modelo con el menor grado posible de constricción que garantice una reconstrucción estable y utilizar selectivamente las técnicas de reconstrucción de ligamentos.

En las deformidades en valgo importante con distensión, sin incompetencia total del LLI, las técnicas de imbricación son una alternativa útil, con 8-10° de inestabilidades residuales⁴⁵; también se puede optar por implantar una prótesis semiconstreñida cuyos resultados a medio plazo son buenos (pese a la preocupación de un aflojamiento precoz⁵¹).

Mihalko y Krackow desaconsejan, en presencia de una deformidad de la extremidad inferior no corregida, las técnicas de reconstrucción de ligamentos, aun en presencia de implantes estables (porque consideran que el trastorno de alineamiento provocará el fracaso de la reconstrucción). También desaconsejan las técnicas de reconstrucción en casos con vástagos intramedulares, mala calidad ósea o daño importante de los ligamentos colaterales (que no permiten buena sujeción de los tejidos una vez realizado el avance, el retensado) o la reconstrucción de los mismos.

En presencia de inestabilidad clínica el cirujano deberá investigar posibles malposiciones de los componentes, prestando especial atención a la restitución de la interlínea



Figura 10. Prótesis de Insall-Burnstein II inestable en paciente con patelelectomía y rotura del ligamento lateral interno. (A) Radiografía preoperatoria. (B) Imagen intraoperatoria. Se hizo un recambio con prótesis en bisagra.

articular y a la insuficiencia o mal balance de los ligamentos.

La corrección de las malas posiciones de los implantes puede ser suficiente en algunos casos; sin embargo, al igual que en los de incompetencia tardía de ligamentos (fig. 10) o mal balance, la planificación de la cirugía de revisión deberá incluir la posibilidad de aumentar el nivel de constricción.

En el caso de inestabilidad en flexión con prótesis estabilizada posterior, el cambio de polietileno por uno más grueso puede bastar. Sin embargo, en el caso de inestabilidad en prótesis con preservación del LCP el cambio del polietileno por uno más grueso o por uno ultracongruente suele asociarse a un alto porcentaje de fallos (30-35% a los 5 años), por lo que la revisión por un modelo posteroestabilizado se considera el tratamiento de elección (salvo en casos seleccionados^{52,53}).

Un gran número de revisiones puede ser realizado con modelos estabilizados posteriores, con o sin cuñas y vástagos; pero si existe un daño parcial de los ligamentos colaterales o una gran diferencia entre los espacios en flexión y extensión, o una deformidad importante en varo o valgo que obligue a liberaciones muy extensas, estará indicado un modelo constreñido intercondíleo.

En ausencia de ligamentos colateral medial, lesión crónica asociada del mecanismo extensor, inestabilidad de los

componentes o pérdida ósea masiva, la indicación será un modelo de bisagra rotatoria. Con la nueva generación de bisagras rotacionales la supervivencia a los 15 años puede alcanzar hasta el 80%. Sea cual sea el nivel de constricción necesario éste fracasará si la posición, el alineamiento o la fijación del nuevo implante fueron defectuosos.

En casos con prótesis con retención del LCP y luxación los resultados sin operar son peores y la cirugía con inserción de un polietileno más grueso y preservación del LCP han sido malos en diferentes publicaciones. Los mejores resultados se han obtenido con recambio por componentes PS. Pagnano obtuvo un 86% de curaciones con este planteamiento en una serie de 22 pacientes^{15,16}.

La luxación en flexión con prótesis PS puede tratarse con inmovilización y potenciación. Lombardi obtuvo 11 curaciones en 15 pacientes y Diduch dos de tres casos. En los casos con recurrencia los resultados con recambio por polietilenos más gruesos han sido buenos, si bien a veces hay que pasar a prótesis constreñidas^{19,8,10}.

A pesar de las dificultades técnicas, los porcentajes de inestabilidad recurrente tras cirugía de revisión por inestabilidad son muy bajos^{11,54} (1-2%); sin embargo, el alto porcentaje de revisiones por inestabilidad tras cirugía primaria hacen de ésta el principal problema y la principal causa de cirugía de revisión precoz. La selección del implante apro-

piado y la aplicación de técnicas y principios quirúrgicos correctos, factores sobre los que el cirujano tiene control directo, pueden reducir la prevalencia de esta complicación y minimizar su repercusión sobre un procedimiento cada vez más frecuente como es la artroplastia total de rodilla.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Dr. Basilio de La Torre, del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Universitario de Guadalajara, su colaboración en la elaboración de este trabajo.

BIBLIOGRAFÍA

- Scuderi G, Trousdale R. Complications after total knee arthroplasty. Orthopaedic knowledge update: hip and knee reconstruction 3. Illinois: Barrack and Booth Ed. AAOS; 2006. p. 147-55.
- Clarke HD, Scott WN. Knee axial instability. Orthop Clin North Am. 2001;32:627-37.
- Aglietti P, Buzzi R, Giron F, Zaccherotti G. The Insall Bursstein posterior stabilized total knee replacement in the valgus knee. Am J Knee Surg. 1996;9:8-12.
- Karachalios TH, Sarangi PP, Newman JH. Severe varus and valgus deformities treated by total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Br. 1994;76-B:938-42.
- Fehring TK, Valadie AL. Knee instability after total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1994;299:157-62.
- Griffin WL. Prosthetic knee instability: prevention and treatment. Current opinion in Orthopaedics. 2001;12:37-44.
- Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM. Why Are total knee arthroplasties failing today? Clin Orthop. 2002;404:7-13.
- Lonner JH, Siliski JM, Scott RD. Prodromes of failure in total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 1999;14:488-92.
- Ranawat CS, Luessenhop CP, Rodríguez JA. The press-fit condylar modular total knee system. Four to six year results with a posterior cruciate substituting design. J Bone Joint Surg Am. 1997;79-A:342-8.
- Diduch DR, Insall JN, Scott WN, Scuderi GR, Font-Rodríguez D. Total knee replacement in young, active patients: long-term follow-up and functional outcome. J Bone Joint Surg Am. 1997;79-A:575-82.
- Haas SB, Insall JN, Montgomery W, Windsor RE. Revision total knee arthroplasty with use of modular components with stems inserted without cement. J Bone Joint Surg Am. 1995;77-A:1700-7.
- Hungerford DS, Mont MA. The issue of ligament balance in revision total knee replacement. Revision total knee arthroplasty. En: Lotke PA, Garino JP, editors. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers; 1999. p. 77-87.
- Rao V, Targett JP. Instability after total knee replacement with a mobile-bearing prosthesis in a patient with multiple sclerosis. J Bone Joint Surg Br. 2003;85-B:731-2.
- Arima J, Whiteside LA, Martin JW, Miura H, White SE, McCarthy DS. Effect of partial release of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1998;353:194-202.
- Pagnano MW, Hanssen AD, Lewallen DG, Stuart MJ. Flexion instability after primary posterior cruciate retaining total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1998;356:39-46.
- Waslewski GL, Marson BM, Benjamin JB. Early, incapacitating instability of posterior cruciate ligament retaining total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 1998;13:763-7.
- Villanueva M, Ríos A, Pereiro J, Fahandez-Saddi H, Villa A. Soluciones técnicas para la patela baja y artrofibrosis sobre prótesis total de rodilla. Rev Ortop Traumatol. 2006;50:268-77.
- Bellemans J. Flexion Instability. Total Knee Arthroplasty. A Guide to Get Better Performance. En: Bellemans, Ries, Victor, editores. Cap 15. Heidelberg: Springer; 2005. p. 96-100.
- Lombardi AV, Mallory TH, Vaughn BK, Krugel R, Honkala TK, Sorscher M, et al. Dislocation following primary posterior stabilized total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 1993;8: 633-9.
- Laskin RS, Maruyama Y, Villanueva M, Bourne R. Deep-dish congruent tibial component use in total knee arthroplasty: a randomized prospective study. Clin Orthop. 2000; 380:36-44.
- Whiteside LA, Amador DD. Rotational stability of a posterior stabilized total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1989;242:241-6.
- Figgie M, Goldberg V, Figgie H. The effects of alignment of the implant on fracture of the patella after total condylar knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1989;71-A:1031-9.
- Bargren JH. Total knee dislocation due to rotational malalignment of tibial component. Clin Orthop. 1980;147:271-4.
- Berger RA, Rubash HE. Rotational Instability and malrotation after total knee arthroplasty. Orthop Clin North Am. 2001;32:639-47.
- Berger RA, Crossett LS, Jacobs JJ, Rubash HE. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1998;356:144-53.
- Bindelglass DF, Vince KG. Patellar tilt and subluxation following subvastus and parapatellar approach in total knee arthroplasty. Implication for surgical technique. J Arthroplasty. 1996;11:507-11.
- Engh GA, Parks NL, Ammeen DJ. Influence of surgical approach on lateral retinacular releases in total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1996;331:56-63.
- Laskin R, Floren M, Davis J. Acquired patella baja after total knee arthroplasty may be caused by patellar eversion. J Arthroplasty. 2007;22:306.
- Robins GM, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP. Preoperative planning to prevent instability in total knee arthroplasty. Orthop Clin North Am. 2001;32:611-26.
- Hungerford D, Hungerford M. Alignment of the Normal Knee, relationship to Total Knee Replacement. En: Bellemans, Ries, Victor, editores. Total Knee Arthroplasty. A Guide to Get Better Performance. Philadelphia: Cap 4. Heidelberg: Springer; 2005. p. 25-31.
- Garino JP, Lotke PA. Failures related to axial and rotational malalignment. En: Lotke PA, Garino PJ, editors. Revision total knee arthroplasty. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers; 1999. p. 67-76.
- Olcott Ch, Scott R. Femoral component rotation during total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1999;367:39-42.
- Mantas JP, Bloebaum RD, Skedros JG, Hofmann AA. Implications of reference axes used for rotational alignment of the femoral component in primary and revision knee arthroplasty. J Arthroplasty. 1992;7:531-5.
- Whiteside LA, Arima J. The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty. Clin Orthop. 1995;321:168-72.
- Olcott CW, Scott RD. A comparison of four intraoperative methods to determine femoral component rotation during total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2000;5:22-6.

36. Dennis DA, Channer M, Susman MH, Stringer EA. Intramedullary versus extramedullary tibial alignment systems in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1993;8:43-7.
37. Moreland JR. Mechanism of failure in total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. 1988;226:49-64.
38. Edwards E, Millar J, Chan C. An assessment of the effect of collateral ligament instability on results following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1989;71-B:338-9.
39. Whiteside LA. Ligament Balancing in Revision Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop*. 2004;423:178-85.
40. Kanamiya T, Whiteside LA, Nakamura T, Mihalko WM, Steiger J, Naito M. Effect of selective lateral ligament release on stability in knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;404:24-31.
41. Mihalko WM, Krackow KA. Flexion-extension joint gap changes after lateral structure release for valgus deformity correction in total knee arthroplasty: a cadaveric study. *J Arthroplasty*. 1999;14:994-1004.
42. Saeki K, Mihalko WM, Patel V, Conway J, Naito M, Thrush H, et al. Stability after medial collateral ligament release in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2001;392:184-9.
43. Bellemans J, D'Hooghe P, Vandenuecker H, Van Damme G, Victor J. Soft tissue balance in total knee arthroplasty. Does stress relaxation occur perioperatively? *Clin Orthop Relat Research*. 2006;452:49-52.
44. Laskin RS, Schob CJ. Medial capsular recession for severe varus deformities. *J Arthroplasty*. 1987;2:313-6.
45. Krackow KA, Jones MM, Teeny SM, Hungerford DS. Primary total knee arthroplasty in patients with fixed valgus deformity. *Clin Orthop*. 1991;273:9-18.
46. Wolf AM, Hungerford DS, Pepe CL. The effect of extraarticular varus and valgus deformity on total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. 1991;271:35-51.
47. Mihalko WM, Krackow KA. Flexion and extension Gap Balancing in Revision Total Knee. Arthroplasty. *Clin Orthop*. 2006; 446:121-6.
48. Lampe F, Hille E. Failure in constraint: «Too little». Total Knee Arthroplasty. En: Bellemans, Ries Victor, editores. *A Guide to Get Better Performance*. Cap 12. Heidelberg: Springer; 2005. p. 74-84.
49. Laskin RS. Total knee replacement with posterior cruciate ligament retention in patients with a fixed varus deformity. *Clin Orthop*. 1996;331:29-34.
50. Laskin RS. Total knee replacement with posterior cruciate ligament retention in rheumatoid arthritis. Problems and complications. *Clin Orthop*. 1997;345:24-8.
51. Sculco TP. Total Condylar III prothesis in ligament instability. *Orthop Clin North Am*. 1989;20:221-6.
52. Babis GC, Trousdale RT, Morrey BF. The effectiveness of isolated tibial insert exchange in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84-A:64-8.
53. Brooks DH, Fehring TK, Griffin WL, Mason JB, McCoy TH. Polyethylene exchange only for prosthetic knee instability. *Clin Orthop*. 2002;405:182-8.
54. Murray PB, Rand JA, Anisen AD. Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. 1994;309:116-23.

Conflicto de intereses. Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Ninguna entidad comercial ha pagado ni pagará a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.