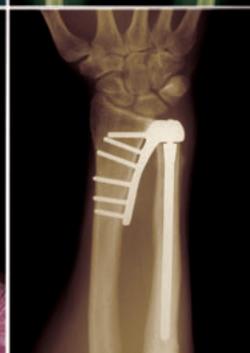


Cirugía de Reemplazo Articular en Clínica Alemana



EDICIÓN ESPECIAL

Contacto Científico

Revista electrónica científica y académica de Clínica Alemana



Cirugía de Reemplazo
Articular en Clínica Alemana

Editor en jefe

Dr. Masami Yamamoto

**Editor invitado
número especial**

Dr. David Figueroa

Past-editor

Dr. Roque Sáenz

Editores asociados

Dr. Pablo Lavados

Dr. Claudio Silva

Comité editorial

Dr. Stefan Danilla

Dr. Mario Fernández

QF. Alicia González

Dr. Jerónimo Graf

Dra. Eleonora Horvath

Dr. Alex Navarro

Dra. Verónica Olavarría

Cecilia Pacheco

Dr. Pablo Soffia

Dr. Omar Valenzuela

Mariela Wijnant

**Periodista y
gestión editorial**

Claudia Carranza

**Diseño y
diagramación**

Jaime Castillo Talloni

Ilustración portada

Virginia Jara

Contacto Científico

Revista electrónica científica y académica de Clínica Alemana.
Publicación bimensual

Misión

“Ser el medio oficial de difusión científico y académico de Clínica Alemana para la comunicación e intercambio de conocimientos, avances científicos y tecnológicos, con el fin de incrementar las competencias, habilidades, capacidades y todo aquello que mejore el cuidado de salud de las personas y contribuya al desarrollo del conocimiento médico en beneficio de la comunidad”.

Conflictos de interés y responsabilidades

El Editor en Jefe y miembros del Comité Editorial, declaran no tener conflictos de interés o soporte financiero de empresas relacionadas.

Los editores de esta publicación, harán todos los esfuerzos para evitar errores e imprecisiones en las opiniones, declaraciones, cifras y datos publicados en esta revista.

Sin embargo, los autores de cada uno de los artículos publicados son responsables del material enviado.

Los trabajos publicados en esta revista, pueden contener opiniones personales de los autores, por lo que no busca constituirse en la única fuente o guía para buenas prácticas y/o para un tratamiento adecuado y seguro.

Por lo anterior, los editores y personas que participan en su revisión, edición y publicación, quedan exentos de toda responsabilidad por las consecuencias que pudiesen ocurrir, producto de imprecisiones o errores en cifras, datos u opiniones.

Contacto

Claudia Carranza / Periodista: ccarranza@alemana.cl

Índice de Autores

Clínica Alemana de Santiago

**Dra. Zoy Anastasiadis Le Roy**

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo

**Dr. Alvaro Ferrer Correa**

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo

**Dr. Juan Manuel Breyer Díaz**

Unidad de Mano y Microcirugía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo

**Dr. Francisco Figueroa Berríos**

Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo

**Dr. Rafael Calvo Rodríguez**

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo

**Dr. David Figueroa Poblete**

Jefe Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo

**Dra. Paulina de la Fuente Díaz**

Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo

**Dr. Federico Gili Ventura**

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo

**Dr. Gonzalo Espinoza Lavín**

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo

**Dr. Carlos Jorquera Jaramillo**

Jefe Unidad de Mano y Microcirugía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Andrés Keller Díaz
 Unidad de Tobillo y Pie
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago
 Facultad de Medicina Clínica Alemana -
 Universidad del Desarrollo



Dr. Claudio Mella Schmidt
 Unidad de Cadera
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago
 Facultad de Medicina Clínica Alemana -
 Universidad del Desarrollo



Dr. Joaquín Lara Giménez
 Jefe Unidad de Cadera
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago
 Facultad de Medicina Clínica Alemana -
 Universidad del Desarrollo



Dr. Bernardo Merello Tesser
 Unidad de Columna
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago
 Facultad de Medicina Clínica Alemana -
 Universidad del Desarrollo



Dr. Jaime López Castellaro
 Unidad de Cadera
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago
 Facultad de Medicina Clínica Alemana -
 Universidad del Desarrollo



Dr. Claudio Moraga Huerta
 Unidad de Hombro y Codo
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago
 Facultad de Medicina Clínica Alemana -
 Universidad del Desarrollo



Dr. Bartolomé Marré Pacheco
 Jefe Unidad de Columna
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago
 Facultad de Medicina Clínica Alemana -
 Universidad del Desarrollo



Dr. Luis Moya Cádiz
 Unidad de Cadera
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago
 Facultad de Medicina Clínica Alemana -
 Universidad del Desarrollo



Dr. Rafael Martínez Figueroa
 Unidad de Rodilla y Artroscopía
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago
 Facultad de Medicina Clínica Alemana -
 Universidad del Desarrollo



Dr. Juan Pablo Oliva Schulz
 Unidad de Hombro y Codo
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago
 Facultad de Medicina Clínica Alemana -
 Universidad del Desarrollo



Dr. Cristián Ortiz Mateluna

Jefe Unidad de Tobillo y Pie
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Francisco Ruiz Jiménez

Unidad de Hombro y Codo
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Dante Parodi Sanguesa

Unidad de Cadera
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Carlos Stierling Díaz

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Julio Piriz Simonetti

Unidad de Cadera
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Carlos Tobar Parra

Unidad de Cadera
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. René Pozo Aulinger

Unidad de Hombro y Codo
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Felipe Toro Saelzer

Jefe Departamento de Traumatología
Jefe Unidad de Hombro y Codo
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Felipe Reinares Silva

Unidad de Hombro y Codo
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Jonathan Torres Castro

Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Alex Vaisman Burucker

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Ignacio Villalón Montenegro

Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Emilio Wagner Hitschfeld

Unidad de Tobillo y Pie
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo



Dr. Juan José Zamorano Pérez

Unidad de Columna
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago
Facultad de Medicina Clínica Alemana -
Universidad del Desarrollo

Contenidos

ÍNDICE DE AUTORES	4	Artroplastía total de cadera en fracturas	47
.....		Dr. Luis Moya C.	
PRÓLOGO	9	Dr. Ignacio Villalón M.	
Dr. Masami Yamamoto C.		Dr. Joaquín Lara G.	
.....		Inestabilidad en prótesis total de cadera	53
INTRODUCCIÓN	10	Dr. Julio Piriz S.	
Dr. David Figueroa P.		Prótesis total de cadera dolorosa: enfoque estudio	59
.....		Dr. Jaime López C.	
CAPÍTULO 1. PRÓTESIS DE HOMBRO		Tratamiento de la artroplastía de cadera infectada	65
Historia de la prótesis de hombro – (I)	11	Dr. Claudio Mella S.	
Dr. Felipe Toro S.		
Historia de la prótesis de hombro – (II)	13	CAPÍTULO 5. PRÓTESIS DE RODILLA	
Dr. Juan Pablo Oliva S.		Historia y evolución de la artroplastía de rodilla en	71
Sistemas modulares, una innovación en la	14	Clínica Alemana de Santiago	
cirugía de prótesis de hombro		Dr. Federico Gili V.	
Dr. René Pozo A.		Planificación de artroplastía total de rodilla	77
Desarrollo de modelos específicos para	16	Dr. Alex Vaisman B.	
lesiones degenerativas o para fracturas		Dra. Zoy Anastasiadis L.	
Dr. Felipe Reinares S.		Prótesis primaria de rodilla en Clínica Alemana	83
Artroplastía total sin vástago (<i>stemless</i>) de hombro	19	Dr. Rafael Calvo R.	
Dr. Francisco Ruiz J.		Dra. Paulina de la Fuente D.	
Prótesis total reversa: el concepto que revolucionó	22	Artroplastía de revisión de rodilla	89
la cirugía de hombro		Dr. David Figueroa P.	
Dr. Claudio Moraga H.		Dr. Francisco Figueroa B.	
.....		Reemplazo unicompartimental de rodilla	94
CAPÍTULO 2. PRÓTESIS DE MANO		Dr. Alvaro Ferrer C.	
Artroplastía trapeciometacarpiana	25	Prótesis total de rodilla en lesiones post-fractura	100
Dr. Carlos Jorquera J.		de platillos tibiales	
Artroplastía total de la articulación radiocubital distal	29	Dr. Gonzalo Espinoza L.	
Dr. Juan Manuel Breyer D.		Artroplastía patelo- femoral	104
.....		Dr. Carlos Stierling D.	
CAPÍTULO 3. PRÓTESIS DE COLUMNA		Perspectivas en artroplastía de rodilla	110
Artroplastía de disco cervical	34	Dr. Rafael Martínez F.	
Dr. Juan José Zamorano P.		
Dr. Bernardo Merello T.		CAPÍTULO 6. PRÓTESIS DE TOBILLO	
Dr. Bartolomé Marré P.		Historia y evolución de la artroplastía total de tobillo	118
.....		Dr. Andrés Keller D.	
CAPÍTULO 4. PRÓTESIS DE CADERA	40	Prótesis total de tobillo: técnica quirúrgica	123
Indicaciones de prótesis total de cadera		Dr. Cristián Ortiz M.	
Dr. Dante Parodi S.		Complicaciones de la artroplastía total de tobillo	129
Dr. Jonathan Torres C.	42	Dr. Emilio Wagner H.	
Artroplastía total de cadera en secuelas de displasia		
Dr. Joaquín Lara G.		CONCLUSIONES	134
Dr. Carlos Tobar P.		Dr. David Figueroa P.	
Dr. Luis Moya C.			

Prólogo



Dr. Masami Yamamoto Cortés

Editor en jefe
Contacto Científico

Contacto: myamamoto@alemana.cl

El gran desarrollo de esta especialidad ha motivado la edición de este número impreso de Contacto Científico 2014. La traumatología ha evolucionado desde el empleo de yesos y valvas hacia el uso de prótesis de alta tecnología de las más diversas articulaciones, teniendo como objetivo la rehabilitación precoz, la disminución del dolor y la recuperación de la funcionalidad. Las indicaciones son múltiples: desde secuelas de traumatismo hasta enfermedades degenerativas, con todas sus variantes.

El presente número de la revista resume diversos ámbitos de la especialidad, recorriendo todas las articulaciones, indicaciones, técnicas quirúrgicas y complicaciones. Un estudiante podrá revisar este número y aprender sobre los avances en la disciplina. Un paciente podrá informarse sobre los avances disponibles en nuestra institución. Y otros centros podrán conocer nuestras capacidades quirúrgicas, abriendo las puertas hacia nuevas terapias y soluciones médicas.

A través de la lectura de este número se podrán conocer resultados de algunas de las técnicas. En Clínica Alemana se realizan más de doscientas cincuenta prótesis de cadera y cien prótesis de rodilla anualmente. Entre las más excepcionales destaca la prótesis de muñeca: se han realizado cinco cirugías de artroplastía. A su vez, la prótesis de tobillo se presenta

como una cirugía compleja, que se está realizando en Chile desde 2005, año en que se formó el equipo de tobillo de Clínica Alemana. Nuestra institución tiene el registro de ser la primera en realizar una prótesis de este tipo. Esto ha convertido al Departamento de Traumatología no solo en un pionero en la cirugía de reemplazo articular, sino además en un centro de referencia que recibe numerosos médicos nacionales y extranjeros en formación de subespecialidad en esta área quirúrgica.

El presente número refleja la forma como se ha especializado la medicina, particularmente en el área de la traumatología. Probablemente esto ha ocurrido en muchas otras subespecialidades. En grandes ciudades, donde el transporte y las comunicaciones son rápidos e instantáneos, se mejora la capacidad de derivación de los pacientes. El acceso a centros con experiencia moviliza a médicos y pacientes, permitiendo la constitución de las subespecialidades. Traumatología se ha destacado en nuestra institución por organizar los programas de formación centrados en articulaciones o tipos de patología dentro de su amplio espectro de acción. Este modelo ha permitido formar médicos altamente capacitados en patologías muy específicas. No sería extraño pensar que, en un futuro cercano, todas las ramas de la medicina sigan el ejemplo de la traumatología.

Introducción



Dr. David Figueroa Poblete

Jefe Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: dfigueroa@alemana.cl

En los últimos treinta años, los avances en la tecnología y los nuevos materiales desarrollados han hecho de los reemplazos protésicos una de las cirugías más confiables y duraderas en cualquier área de la medicina, beneficiando a miles de pacientes en términos de alivio del dolor y función: las dos razones primordiales para realizar una artroplastía.

A principios del año 2000 en Estados Unidos se hablaba de cientos mil reemplazos protésicos de cadera anuales y el doble de rodilla. Al año 2011 la sumatoria de ambos procedimientos ya superaba un millón de prótesis. Hoy, a medida que la población envejece, estos números han aumentado dramáticamente. Nuestra comunidad traumatológica no ha sido ajena a esta realidad y dentro del Departamento de Traumatología de Clínica Alemana hemos sido un grupo pionero en el desarrollo de la cirugía de reemplazo protésico.

La cirugía de reemplazo de cadera y rodilla ha estado históricamente a la vanguardia de los avances en esta área de la

medicina, agregándose en los últimos años los reemplazos protésicos de hombro, tobillo, codo, muñeca y también las prótesis de columna.

Y así como en los últimos años han mejorado drásticamente los diseños protésicos y los materiales con los cuales estas prótesis se fabrican, también han mejorado, tanto en la funcionalidad como en la durabilidad, la técnica quirúrgica, la evolución y los resultados en los pacientes. Presentándose, de esta forma, como una verdadera solución para aquellos pacientes con artrosis avanzada que no tienen otra alternativa.

En esta monografía se presentan las generalidades y algunos temas específicos en relación al desarrollo de la cirugía protésica dentro de nuestro Departamento, basado esencialmente en la experiencia de los autores de cada grupo de subespecialidad.

Capítulo 1 PRÓTESIS DE HOMBRO

Historia de la prótesis de hombro - (I)



Dr. Felipe Toro Saelzer

Jefe Departamento de Traumatología
 Jefe Unidad de Hombro y Codo
 Departamento de Traumatología
 Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
 Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
 Contacto: ftoro@alemana.cl

El primer registro de reemplazo protésico que se conoce fue diseñado y realizado por un cirujano francés, el doctor Jules E. Pean, quien en 1893 desarrolló un modelo de prótesis hecho en platino y goma (Figura 1).

El Dr. Pean se vio en la necesidad de realizar esta innovadora cirugía para tratar a un paciente de treinta y siete años con una infección tuberculosa

de la articulación. Se obtuvo un buen resultado, pero a los dos años debió ser retirada por persistencia de la infección.

Pasaron aproximadamente cincuenta años sin registro de nuevas cirugías protésicas de hombro, hasta que el Dr. Charles Neer, cirujano ortopédico de Nueva York (Columbia Presbyterian Hospital), decidió diseñar una

prótesis para el reemplazo articular en pacientes con fracturas complejas del hombro.

Se considera la experiencia del Dr. Neer como el inicio de la era moderna en la historia de la prótesis de hombro. Desarrolló un modelo de prótesis parcial de una pieza y con tres tamaños de cabeza humeral. Con este avance se esperaba mejorar el resultado funcional de los pacientes con fracturas complejas (en cuatro partes).

Desde un inicio el Dr. Neer insistió en que en la cirugía de hombro, a diferencia de lo que ocurre en la prótesis de cadera, se debía dar mayor importancia a la restitución de las tuberosidades (Figura 2) y la inserción de los tendones del manguito rotador, definiéndola como cirugía de partes blandas.



Figura 1. a) Modelo protésico de Jules E. Pean, 1893 b) Avant l'opération, Henri Gervex (1887).



Figura 2. Prótesis parcial en fractura, flecha blanca: fijación de la tuberosidad mayor o troquíter.

Durante la década de 1950 otros traumatólogos desarrollaron, simultáneamente, modelos protésicos de tipo parcial (solo componente humeral) hechos en materiales como el acrílico. Entre ellos se destacó el Dr. Carlos De Anquin, ortopedista argentino, quien en Córdoba desarrolló en forma simultánea al Dr. Neer una valiosa experiencia con su diseño protésico. El Dr. De Anquin es considerado el precursor de la prótesis de hombro en América Latina.

El año 1974, el Dr. Neer desarrolló la primera prótesis total con un componente humeral metálico y un componente glenoideo de material plástico. Es a partir de esta experiencia que se desarrollaron prototipos cada vez más específicos para cada tipo de paciente. Se realizaron modelos más anatómicos y de menor tamaño, permitiendo cirugías con menor resección ósea o menos invasivas en su técnica quirúrgica, con diseños que

desafiaron los conceptos biomecánicos utilizados por muchos años.

La historia del reemplazo protésico de hombro cumple ciento veintiún años. Y si bien con los conocimientos actuales podemos concluir que el modelo protésico ideado por Pean (tipo constreñido), la indicación (artritis infecciosa) y la edad del paciente (treinta y siete años) son consideradas actualmente como una contraindicación para realizar la cirugía, su experiencia permitió el desarrollo de los actuales sistemas protésicos.

Más de setenta variaciones en modelos y materiales se han realizado y se esperan nuevas y mejoradas versiones para optimizar cada vez más el resultado funcional de nuestros pacientes.

Se presentan en los siguientes capítulos los cambios más significativos en la historia de la prótesis de hombro.

Historia de la prótesis de hombro - (II)



Dr. Juan Pablo Oliva Schulz

Unidad de Hombro y Codo
Departamento de Traumatología
Clinica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clinica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: jpoliva@alemana.cl

A comienzos de la década de 1970 surgieron reportes respecto al uso de un implante glenoideo de polietileno, apareciendo la prótesis total de hombro. El Dr. Charles Neer cambió el diseño del componente humeral original y lanzó el modelo Neer II, con dos diámetros de vástago, dos diámetros de cabeza y tres largos de vástago. Cualquiera de estos calzaba con los distintos modelos de componente glenoideo. Este sistema, el Neer II, fue el modelo más usado y publicado de prótesis total de hombro hasta fines del siglo pasado.

Inicialmente no hubo seguridad de que el adicionar el componente glenoideo significara una diferencia en cuanto a la movilidad, alivio del dolor y fuerza del paciente. Sin embargo, la experiencia demostró las ventajas de la prótesis total versus la parcial en el resultado funcional de los pacientes (Figura 1).



Figura 1. Prótesis total modular cementada, con componente glenoideo de polietileno.

De todos modos, se observó que en pacientes con deficiencia del mango rotador los resultados funcionales no eran satisfactorios, por lo que se desarrollaron modelos de prótesis totales

constreñidos y semi constreñidos con el propósito de darle más estabilidad a la articulación, mejorando la biomecánica y logrando más elevación^(1,3). No obstante, estos fracasaron por una alta tasa de aflojamiento⁽⁴⁻⁶⁾. A partir de este suceso, con el objetivo de replicar la anatomía normal del húmero proximal, se desarrollaron diversos modelos de vástago humeral y componente glenoideo. También fue relevante el desarrollo de implantes modulares, en los que a una misma medida de vástago se le pueden ensamblar distintas medidas de cabeza.

Sistemas modulares, una innovación en la cirugía de prótesis de hombro



Dr. René Pozo Aulinger

Unidad de Hombro y Codo
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: rpozoa@alemana.cl

La hemiartroplastía y luego la prótesis total presentaban como principal limitación el ser un diseño monoblock (una sola pieza) y tener un número fijo de tamaños en opción, por lo que las prótesis no siempre “se ajustaban” a las características anatómicas de un paciente específico.

Esto llevó, durante la década de 1980, a una significativa modificación. Con el diseño de una segunda generación de artroplastías, donde el componente cefálico (cabeza humeral) era ensamblado al componente diafisario (vástago humeral), se amplió el número de combinaciones posibles en tamaños protésicos, lo que permitió acercar la prótesis a la anatomía específica del paciente (Figura 1).



Figura 1. Prótesis parcial modular, la cabeza humeral (flechas blancas) se fija en el vástago humeral

A principio de los años noventa aparecen las prótesis de tercera generación. Incorporando la experiencia adquirida en el estudio anatómico del húmero proximal, nuevos implantes permitieron modificar o ajustar la inclinación céntrica diafisaria y la excentricidad de la cabeza humeral. Ofreciendo, de este modo, al cirujano la posibilidad de colocar la prótesis del tamaño preciso, pero modificando el ángulo entre los 135 a los 155 grados de inclinación.

Esta modificación representó un gran avance, ya que permitió reconstruir en forma muy precisa la anatomía específica de cada paciente, llevando a una mejora en los resultados y expandiendo las indicaciones de uso (Tabla 1), (Figura 2).

Tabla 1. Indicaciones de prótesis de hombro

Indicación de prótesis de hombro
Fractura compleja de hombro (fractura a cuatro partes)
Artrosis de hombro
Necrosis avascular
Artrosis y rotura masiva de manguito rotador
Artritis reumatoídea
Secuela fractura
Artropatía por inestabilidad
Secuela artritis séptica

Figura 2. Luxo fractura de hombro en cuatro partes.

Desarrollo de modelos específicos para lesiones degenerativas o para fracturas



Dr. Felipe Reinares Silva

Unidad de Hombro y Codo
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: freinares@alemana.cl

Desde la introducción de la artroplastía de hombro por el Dr. Charles Neer, los componentes humerales y glenoideos han sufrido cambios progresivos en su configuración, forma y método de fijación al hueso nativo. Modificaciones del componente humeral y modelos específicos para reemplazo articular son constantemente desarrollados.

I. Diseño componente humeral, para lesiones no traumáticas

Durante muchos años el estándar de oro fue la fijación del componente humeral mediante cemento (polímero de metilmetacrilato, cuya función es homogenizar la superficie de contacto entre el hueso humeral nativo y el implante metálico), presentando buenos resultados con bajas tasas de aflojamiento y de revisión.

En los últimos años ha aumentado la tendencia a utilizar vástagos humerales no cementados, debido principalmente a que permiten conservar mayor volumen óseo humeral; y en caso de tener que revisar (cambiar) un vástago se reduce

de manera significativa los costos de pabellón (tiempo operatorio, necesidad de instrumentación adicional, etc.) y los riesgos perioperatorios del paciente (fracturas asociadas al procedimiento de remoción del cemento, embolia grasa o cemento, riesgo de sangrado profuso, entre otros).

Las primeras experiencias de vástagos humerales no cementados buscaban la fijación mediante técnicas de *press-fit* o ajuste a presión, optimizando el contacto entre la superficie metálica y el hueso esponjoso metafisiario o diafisiario.

Hoy contamos con diseños de vástagos humerales que buscan aumentar la posibilidad de integración en la interfase metal-hueso. Son los llamados *ingrowth* o con crecimiento óseo interno al metal (integración biológica), los que se llevan a cabo utilizando diversos productos en la región metafisiaria del vástago protésico, mediante la colocación de metal poroso o trabecular y a través de la colocación de osteoinductores (por ejemplo, gránulos de la hidroxiapatita), favoreciendo una integración biológica y no solo una fijación mecánica (Figura 1).



Figura 1. Modelos de vástagos humerales para artroplastia total de hombro disponibles en Chile.

A) Global, DepuySynthes B) Aequalis, Tornier C) Affinis, Mathys
D) Comprehensive, Biomet E) Epoca, Synthes.

Múltiples estudios en la literatura respaldan el uso de estos nuevos vástagos no cementados, reportando bajos índices de aflojamiento. Hoy, cada vez más, la tendencia es a la utilización de estos vástagos con el fin de mantener la mayor cantidad de stock óseo, disminuir el riesgo de embolia grasa o cemento durante el proceso de cementación y facilitar la revisión futura del vástago en caso de ser necesario.

II. Diseño componente humeral para tratamiento de la fractura de hombro

El tratamiento de las fracturas de húmero proximal es principalmente ortopédico. Se reserva el uso de un reemplazo protésico para aquellos casos como fracturas en cuatro partes asociadas a luxación en pacientes mayores, o cuando presenta criterios de compromiso de la circulación en la cabeza humeral (criterios radiológicos, descritos por Hertel y cols.).

Esta alternativa presenta excelentes índices en disminución del dolor, pero recuperación funcional variable. Ella depende fundamentalmente de la consolidación en posición adecuada de las tuberosidades (troquíter y troquín) en relación a la nueva cabeza humeral (Figura 2B).

Se han desarrollado modelos específicos para este tipo de lesiones, cuyo objetivo es mejorar las condiciones locales en la región metafisiaria para favorecer la correcta colocación de las tuberosidades e incrementar la posibilidad de consolidación, por ende mejorando los resultados funcionales de los pacientes.

Esto se consigue disminuyendo el volumen de metal en la región metafisiaria y dejando espacio para la colocación de injerto óseo autólogo (Figura 2A). Otra alternativa es bajar el perfil metafisiario, más la aplicación de sustancias osteoconductoras y adicionando un collar con agujeros específicos para la colocación de osteosuturas (Figuras 2 y 3).



Figura 2. Modelos de vástagos humerales específicos para hemiarthroplastia.

A) Aequalis Fracture, Tornier B) Global Unite, DepuySynthes
C) Fracture System, Zimmer D) Affinis Fracture, Mathys.

Escasos son los estudios que comparan la utilización de vástagos específicos para fractura versus vástagos convencionales. Loew y cols. publicó un estudio retrospectivo en 2006, no encontrando diferencias significativas en cuanto a tasa de consolidación y reabsorción de las tuberosidades entre ambos modelos protésicos.

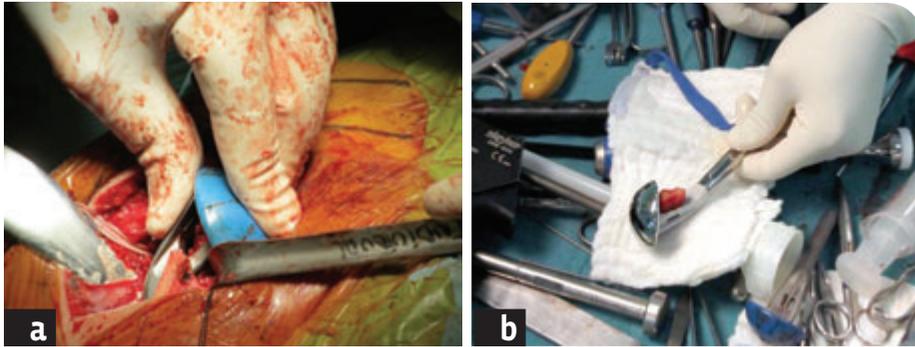


Figura 3. Prótesis en fractura de hombro.

a) Vástago de prueba, modelo para fractura con diseño para aporte de injerto. **b)** Vástago definitivo.

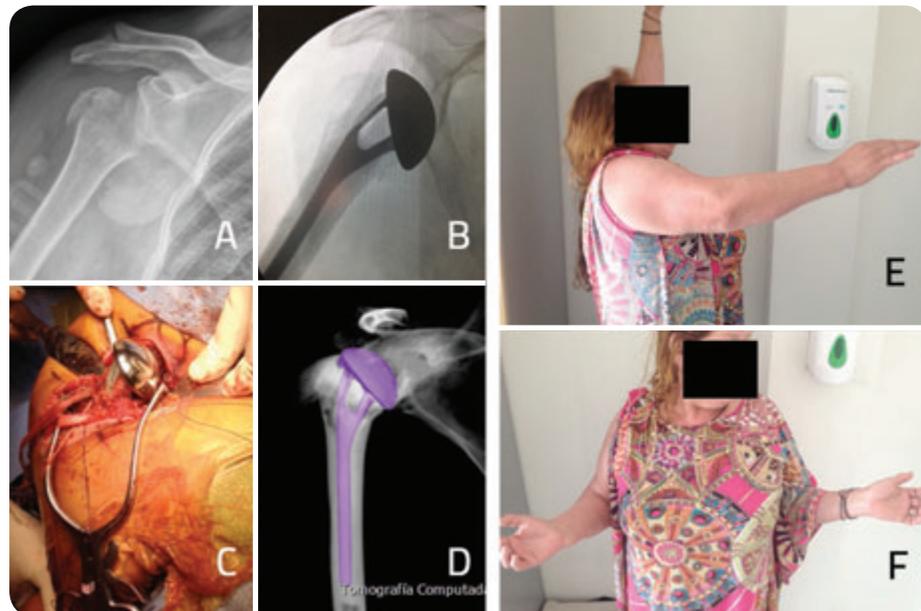
Sin embargo autores como Krishnan y cols. en 2011 y Boileau y cols. en 2013 reportan mejores tasas de consolidación de tuberosidades (45% v/s 87%). Esto conlleva mejores resultados funcionales, objetivados mediante el índice de Constant (58 v/s 68), y mejor elevación anterior activa (113° v/s 136°).

La conducta actual en la mayoría de los centros es utilizar vástagos no cementados con crecimiento óseo inducido en el metal, favoreciendo la integración biológica de estos (siempre y cuando las condiciones del paciente lo permitan). De lo contrario, la utilización de cemento óseo sigue siendo una excelente alternativa.

Con respecto a las fracturas de humero proximal, no existe suficiente evidencia científica para dejar de utilizar vástagos convencionales. Sin embargo, al amparo de los escasos estudios, parece razonable privilegiar el uso de vástagos específicamente diseñados para esta entidad (Figura 4).

Figura 4. Caso clínico: Paciente de sexo femenino de 58 años de edad, trabajadora manual, sufre una luxofractura de húmero proximal en cuatro partes. Se decidió realizar una hemiartroplastia de húmero proximal con vástago específico de fractura, imágenes preoperatorias, intraoperatoria y evolución radiológica y clínica a los 3 meses.

A) Radiografía preoperatoria. **B)** Radioscopia intraoperatoria, con implante y síntesis definitiva de tuberosidades, reducción anatómica de tuberosidad mayor y recuperación de arco gótico húmero-escapular. **C)** Imagen de intraoperatorio en donde se observa la adición de injerto óseo a la ventana central del vástago. **D)** Reconstrucción de tomografía computada a los tres meses postoperada, se observa continuidad de la tuberosidad con la región diafisaria. **E)** Evolución clínica de paciente a los 3 meses postoperatoria (90° de elevación anterior activa). **F)** A los 3 meses, rotación externa activa de 30°. La paciente actualmente continúa con su proceso de rehabilitación.



Artroplastía total sin vástago (*stemless*) de hombro



Dr. Francisco Ruiz Jiménez

Unidad de Hombro y Codo

Departamento de Traumatología

Clinica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.

Contacto: fr Ruiz@alemana.cl

Una de las complicaciones de prótesis observadas en el seguimiento a mediano plazo son las relacionadas con los aflojamientos del vástago humeral y las fracturas de la diáfisis humeral (Figura 1).



Figura 1. Fractura periprotésica en paciente con corticales muy adelgazadas.

Los diseños de implantes humerales se fueron modernizando con las distintas generaciones protésicas, pero mantenían el vástago de fijación medular a nivel de la diáfisis. La colocación de vástagos largos en la diáfisis representaba una dificultad en pacientes que presentaban alteración de la anatomía (por ejemplo, las secuelas de fractura) y en aquellos pacientes con artritis reumatoídea y presencia, o necesidad futura, de artroplastía de codo.

Para lograr la completa reconstrucción anatómica y minimizar las complicaciones a largo plazo, como son los aflojamientos y las fracturas periprotésicas, se desarrollaron las prótesis de vástago corto o sin vástago (Figura 1 y 2).

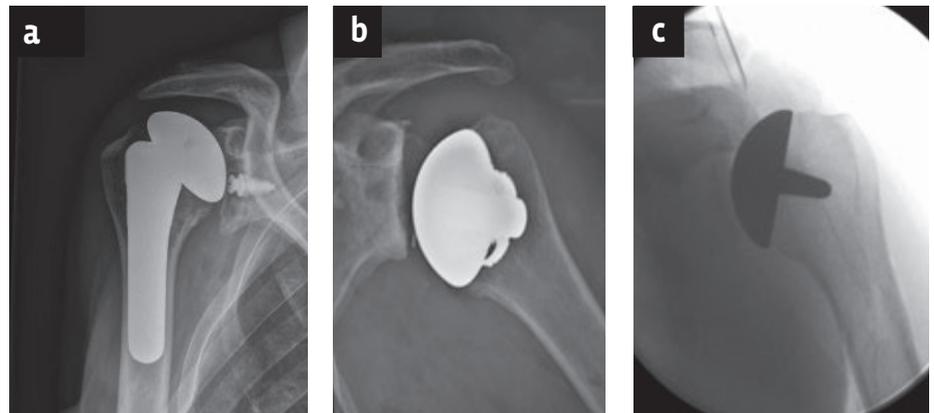


Figura 2. a) Prótesis de hombro no cementada, de vástago corto. b) Sin vástago (*stemless*). c) De superficie.

I. Artroplastía de superficie o recubrimiento

Stephen Copeland popularizó un diseño protésico para el húmero proximal que lograba conservar el stock óseo original del paciente con un recubrimiento metálico de la cabeza humeral sin vástago diafisiario.

Esta artroplastía de superficie tiene el radio de curvatura de tipos promedios de tamaños de cabezas humerales: una superficie convexa pulida, una superficie cóncava porosa con hidroxiapatita, y un anclaje al hueso subcondral y a la cabeza humeral a través de un vástago en cruz (Figura 3 y 4).

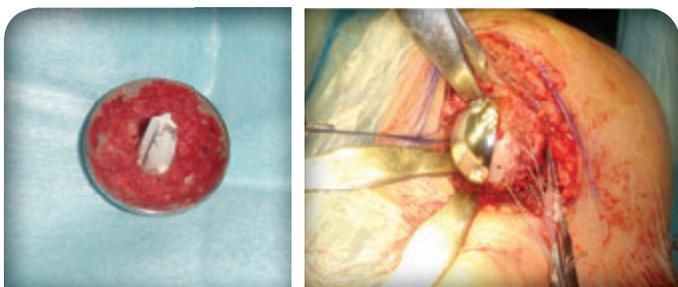


Figura 3. Hemiartroplastía de superficie, antes y después de implantada.

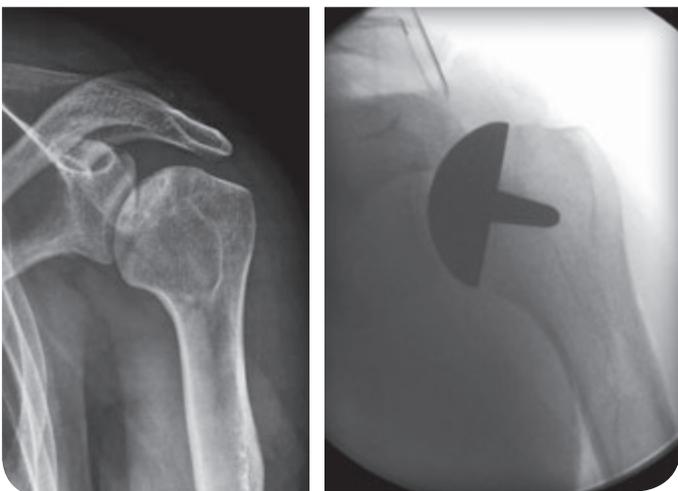


Figura 4. Hemiartroplastía de superficie, antes y después de plantada.

La hemiarthroplastía se presenta como un real aporte en casos de alteración anatómica post fractura, en que la inserción de una artroplastía con vástago era imposible sin efectuar osteotomías de las tuberosidades, lo que había demostrado ensombrecer los resultados funcionales y aumentar las complicaciones (Figura 5).

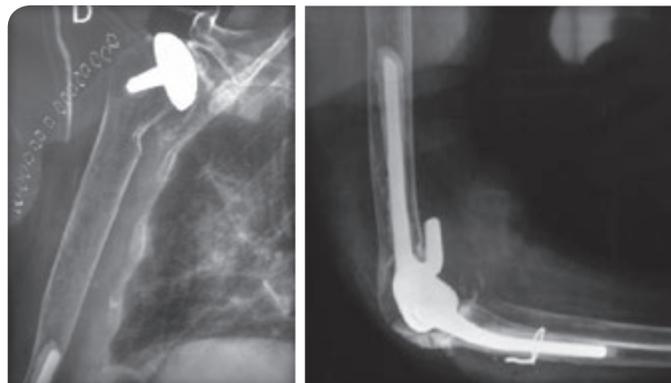


Figura 5. Prótesis de superficie humeral en paciente con alteración anatómica por artritis reumatoide, ideal también en uso concomitante con artroplastía de codo.

Los modelos de superficie fueron inicialmente construidos como prótesis parciales, posteriormente se incorporó al diseño un componente glenoideo de polietileno. Lo anterior revestía cierta dificultad técnica, debido a la colocación del inserto en la glenoides y requería de gran destreza, por la presencia de la cabeza humeral.

II. Artroplastía sin vástago o stemless

En el desarrollo de los componentes humerales aparecen los vástagos no cementados; luego se acortan, y ensanchan, en busca de una fijación metafisiaria en vez de diafisiaria. Finalmente, los diseños aparecen con la eliminación completa de los vástagos, donde las cabezas se afirman sobre una pequeña estructura metálica cuyo principal medio de sujeción es una suerte de *pressfit* (ajuste a presión) metafisiario. A diferencia de las prótesis de superficie, con estos modelos se debe hacer un corte y resección de la cabeza humeral a nivel del cuello anatómico (Figura 6).

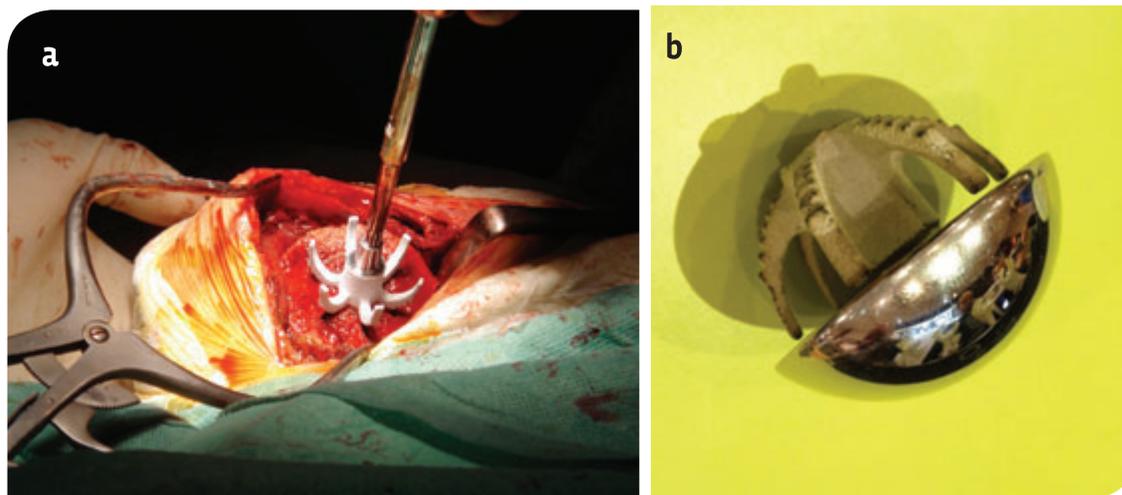


Figura 6. a) Prótesis sin vástago, colocada tras osteotomía a nivel de cuello anatómico humeral. b) Implante sin vástago, con componente metafisiario y cabeza humeral de tamaño y excentricidad variable).

La fijación metafisiaria ha demostrado que permite obtener resultados funcionales completamente comparables a los obtenidos con los implantes con vástago. Sin embargo, aún son pocos los estudios comparativos entre los dos tipos de implantes.

Además de la ventaja que ofrece en los casos de alteración anatómica post traumática, también son ahorradores de stock óseo ante eventuales futuros procedimientos de revisión protésicos. Está claro que se pueden obtener buenos resultados funcionales, sin la necesidad de que exista un vástago (Figura 7).



Figura 7. Prótesis sin vástago, implante humeral y glenoideo.

Prótesis total reversa: el concepto que revolucionó la cirugía de hombro



Dr. Claudio Moraga Huerta

Unidad de Hombro y Codo
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: cmoragah@alemana.cl

Biomecánicamente, en un hombro normal el manguito rotador y el músculo deltoides trabajan sinérgicamente para mantener la articulación glenohumeral estable, donde el primero realiza la compresión de la cabeza humeral contra la glenoides. Si este se rompe, se produce un desbalance de las fuerzas musculares alrededor del hombro, desestabilizando el brazo en el espacio, lo que se suele asociar a una discapacidad funcional severa y dolor refractario a tratamiento conservador.

Las roturas del manguito rotador (MR) se pueden asociar a una severa alteración funcional y dolor. Si bien su prevalencia en la población general es difícil de estimar, se sabe que aumenta a mayor edad.

Las roturas masivas del MR corresponden a la etapa final de su historia natural. Se definen como aquellas roturas de más de 5 cms. de diámetro, o que incluyen dos o más tendones, y que clínicamente pueden presentarse con dolor marcado y/o pseudoparálisis del hombro (que corresponde a la incapacidad de elevar anteriormente el hombro sobre 90°). Estas lesiones se asocian habitualmente a artrosis de hombro (Figura 1).

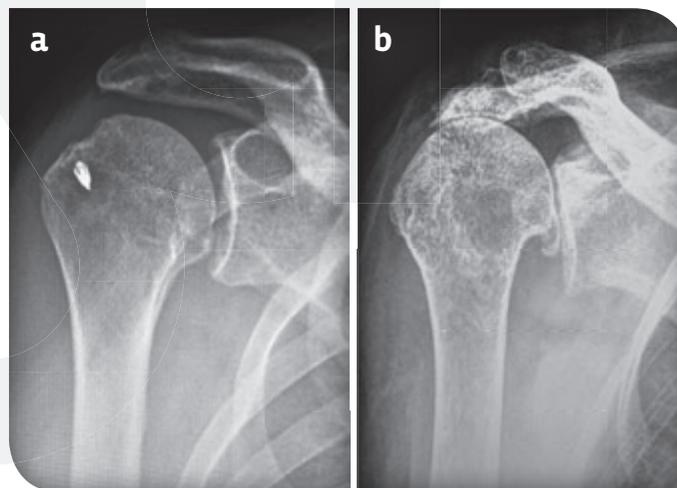


Figura 1. Radiografías anteroposterior de hombro derecho con roturas de manguito rotador masivo en diferentes etapas.

a) Imagen de una fallida reparación artroscópica con ancla in situ en el troquíter. Destaca el discreto ascenso de la cabeza humeral respecto a la glenoides.

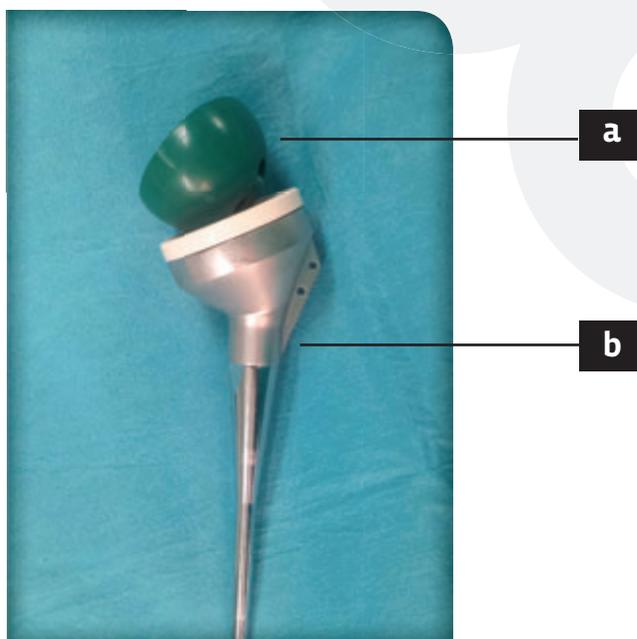
b) Imagen de una artropatía de manguito rotador, etapa más avanzada, en que destaca el gran ascenso de la cabeza humeral, disminución de espacio articular y osteofito de la cabeza humeral.

Un grupo particular de pacientes, aquellos con una lesión no reparable de los tendones del manguito rotador y artrosis, no presentaban buenos resultados. Esto llevó a que en 1985 apareciera un diseño revolucionario de prótesis total de hombro, llamado prótesis total reversa (PRH).

El concepto de esta prótesis es transformar la forma cóncava de la glenoide en una convexa y la convexa del húmero proximal en una cóncava. Al alargar el húmero se tensa el músculo deltoide, lo que permite compresión entre el soquete humeral y la esfera glenoidea, estabilizando la articulación.

Respecto al tipo de fijación de cada uno de sus componentes, el lado diafisario humeral puede ser fijado con o sin cemento. El componente glenoideo, en cambio, es universalmente no cementado. Esto permite evitar el micromovimiento, y permitir la osteointegración del mismo (Figuras 2 y 3).

Figura 2. Componentes de prueba de la glenoide (o glenoesfera) (a) y diáfisis humeral (b) de un modelo de prótesis reversa de hombro.

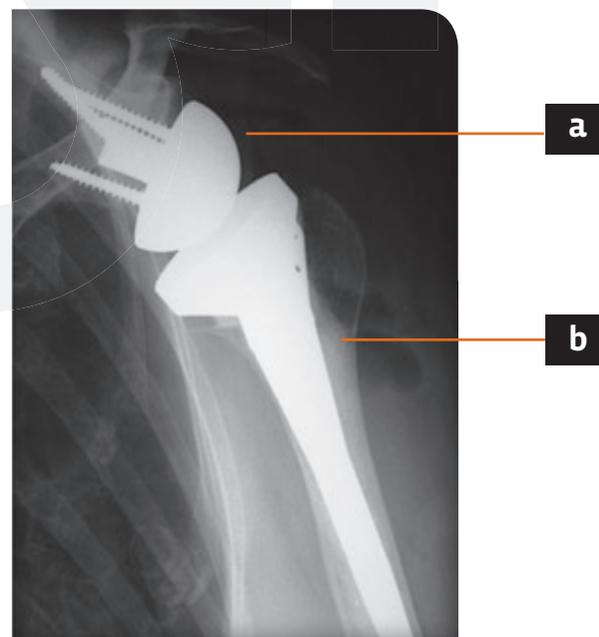


Las principales indicaciones de la PRH, dado sus buenos y sostenibles resultados a largo plazo, han sido en pacientes con roturas de MR masivas asociadas a artrosis glenohumeral (o artropatía de manguito rotador), revisión de prótesis fallida de hombro y secuelas de fracturas de húmero proximal.

Diversos estudios avalan actualmente su uso en roturas masivas e irreparables del MR, aún sin artrosis asociada, con buenos resultados a corto y mediano plazo. Estos resultados, imposibles de obtener con las alternativas de tratamiento expuestas anteriormente, la convierten en una revolución en el tratamiento para este tipo de lesiones.

En conclusión, la prótesis reversa de hombro es una excelente opción terapéutica en pacientes con artrosis asociada a roturas masivas, casos de rotura de manguito rotador irreparable, fracturas complejas en pacientes añosos y en algunas secuelas de fractura.

Figura 3. Radiografía de hombro AP, que muestra la prótesis reversa con su componente glenoideo fijo a la glena nativa mediante tornillos (A), y el componente humeral cementado al hueso (B).



Referencias

- 1.- Schenk T, Iannotti JP. Prosthetic arthroplasty for glenohumeral arthritis with and intact or repairable rotator cuff: Indications, techniques and results. En: Iannotti JP, Williams GR, eds. Disorders of the Shoulder. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1999:521-558.
- 2.- Neer CS II. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1974;56:1-13.
- 3.- Neer CS II, Watson KC, Stanton JF. Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64:319-336.
- 4.- Coughlin MJ, Morris JM, West WF. The semiconstrained total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1979;61:574-581.
- 5.- Lettin AWF, Copeland SA, Scales JF. The Stanmore total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1982;64:47-51.
- 6.- Brownlee RC, Cofield RH. Shoulder replacement for rotator cuff arthropathy. *Orthop Trans* 1986;10:230.
- 7.- Boileau P, Sinnerton RJ, Chuinard C, Walch G. Arthroplasty of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88:62-75.
- 8.- Neer CS 2nd. Articular replacement of the humeral head. *J Bone Joint Surg Am*. 1955;37:215-228.
- 9.- Litchfield RB, McKee MD, Balyk R, et al. Cemented versus uncemented fixation of humeral components in total shoulder arthroplasty for osteoarthritis of the shoulder: a prospective, randomized, double-blind clinical trial-A JOINTS Canada Project. *J Shoulder Elbow Surg*. 2011 Jun;20(4):529-36.
- 10.- Sanchez-Sotelo J, O'Driscoll SW, Torchia ME, et al. Radiographic assessment of cemented humeral components in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2001;10:526-531.
- 11.- Roper BA, Paterson JM, Day WH. The Roper-Day total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 1990;72:694-697.
- 12.- Sanchez-Sotelo J, Wright TW, O'Driscoll SW, et al. Radiographic assessment of uncemented humeral components in total shoulder arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2001;16:180-187.
- 13.- Radiographic stability of ingrowth humeral stems in total shoulder arthroplasty. Throckmorton TW, Zarkadas PC, Sperling JW, Cofield RH. *Clin Orthop Relat Res*. 2010 Aug;468(8):2122-8.
- 14.- Matsen FA 3rd, Iannotti JP, Rockwood CA Jr. Humeral fixation by press-fitting of a tapered metaphyseal stem: a prospective radiographic study. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85:304-308.
- 15.- Verbort O, El-Abiad R, Gazielly DF. Long-term results of uncemented humeral components in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2007;16(3 suppl):S13-S18.
- 16.- Weiss AP, Adams MA, Moore JR, et al. Unconstrained shoulder arthroplasty: a five-year average follow-up study. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;257:86-90.
- 17.- McElwain JP, English E. The early results of porous-coated total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1987;218:217-224.
- 18.- Sperling JW, Cofield RH, O'Driscoll SW, et al. Radiographic assessment of ingrowth total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. 2000;9:507-513.
- 19.- Rosenberg N, Neumann L, Modi A, et al. Improvements in survival of the uncemented Nottingham Total Shoulder prosthesis: a prospective comparative study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2007;8:76.
- 20.- Cadet ER, Ahmad CS. Hemiarthroplasty for three- and four-part proximal humerus fractures. *J Am Acad Orthop Surg*. 2012 Jan;20(1):17-27.

Capítulo 2

PRÓTESIS DE MANO

Artroplastía trapeciometacarpiana



Dr. Carlos Jorquera Jaramillo

Jefe Unidad de Mano y Microcirugía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: cjorquera@alemana.cl

Generalidades

La artrosis de la base del pulgar (articulación trapeciometacarpiana) es una patología bastante común. Es seis veces más frecuente en pacientes mujeres que en hombres. El problema se presenta cuando entra en crisis inflamatoria, dando dolor e impotencia funcional, limitando actividades de pinza y puño. No existe una correlación clínico-radiológica, siendo frecuentes cambios radiológicos significativos con escasa sintomatología, como también síntomas importantes asociados a escasos cambios radiológicos.

Anatomía

La articulación trapeciometacarpiana tiene una configuración anatómica tal que permite posicionar al pulgar en todas las direcciones. Sus superficies son convexas en un plano y cóncavas en el plano perpendicular, como dos sillas de montar conectadas en forma recíproca, semejando

la movilidad de una junta universal o cardán.

Clínica

La presentación clínica está dada por dolor a nivel trapeciometacarpiano en reposo o en actividad, en particular al realizar esfuerzos de pinza y puño: exhibiendo limitación funcional para destapar frascos e incluso para girar una llave en su cerradura. El examen clínico se caracteriza por dolor a la palpación de la articulación trapeciometacarpiana, aumento de volumen local, tendencia a la aducción del pulgar, limitación para la abducción y oposición, además de crépito articular.

Diagnóstico diferencial

El diagnóstico diferencial debe establecerse con la tenosinovitis de De Quervain, síndrome del túnel carpiano y artrosis radioescafoídea. En ocasiones estas patologías pueden coexistir,

siendo importante establecer cuál de ellas es la responsable de los síntomas.

Radiología

Desde el punto de vista radiológico, la Clasificación de Eaton establece cuatro grados, que traducen el progreso radiológico de la enfermedad:

Grado 1. Aumento del espacio articular y subluxación, que traduce presencia de sinovitis y daño ligamentoso inicial (Figura 1).

Figura 1. Eaton Grado 1.



Grado 2. Estrechamiento del espacio articular, quistes subcondrales y osteofitos menores de 2 mm, lo que se traduce en adelgazamiento del cartílago, episodios de sinovitis e inestabilidad, con desarrollo compensatorio de osteofitos (Figura 2).

Figura 2. Eaton Grado 2.



Grado 3. Mayores cambios degenerativos, presencia de osteofitos mayores de 2 mm (Figura 3).

Figura 3. Eaton Grado 3.



Grado 4. Destrucción articular avanzada, con aducción del primer metacarpiano y compromiso artrósico de la articulación trapecioescafoidea (Figura 4).

Figura 4. Eaton grado 4.



Se estima que las alteraciones radiológicas anteceden a las manifestaciones clínicas en al menos un grado.

Tratamiento

El tratamiento de la artrosis trapeciometacarpiana es esencialmente conservador. Este incluye reposo articular con uso de férulas, uso de antiinflamatorios, cambio de hábitos, fisioterapia e inyecciones esteroidales. Si se obtiene un adecuado control del dolor y preservación de la función con estas medidas, la cirugía no está indicada. El proceso degenerativo irá produciendo progresivamente inestabilidad de la articulación trapeciometacarpiana; deformidad, con producción de osteofitos; y en etapas más avanzadas, aducción del pulgar y rigidez articular.

Cuando no se logra el control del dolor y se compromete la función, la cirugía está indicada. Las alternativas son el reemplazo articular con prótesis de silástico, prótesis cementadas, artrodesis de la articulación trapeciometacarpiana o la plastía de resección – interposición. Todas las alternativas quirúrgicas permiten un adecuado control del dolor y una buena recuperación funcional. Las prótesis de silástico tienen la desventaja de su duración limitada en el tiempo, exhibiendo rotura por fatiga y produciendo sinovitis por presencia de partículas de silicona. Las prótesis cementadas pueden sufrir rotura y aflojamiento. La artrodesis tiene la desventaja de restringir la movilidad del pulgar y está más bien indicada en pacientes jóvenes, que tengan una actividad demandante y requieran más resistencia. Las plastías de resección–interposición tienen la ventaja de mantener la movilidad, controlar el dolor y no presentar deterioro en el tiempo. Constituyen hoy en día las técnicas más difundidas en el manejo quirúrgico de la artrosis trapeciometacarpiana.

Hay diferentes técnicas de resección–interposición que siguen los mismos principios: eliminar la articulación artrósica, extirpando el trapecio; estabilizar la articulación inestable, reconstruyendo los ligamentos intermetacarpianos debilitados con tendón; e interponer un trozo de tendón, a modo de espaciador entre el escafoides y el primer metacarpiano, en el espacio dejado por la resección. Las diferencias entre estas técnicas radican en el tendón utilizado: mitad del *Flexor Carpi Radialis* (FCR), mitad del *Abductor Pollicis Longus* (APL), mitad del *Extensor Carpi Radialis Longus* (ECRL) o fragmento libre del *Palmaris Longus* (PL). Nuestra experiencia se encuentra basada en la técnica de resección del trapecio, suspensión del metacarpiano (o reconstrucción ligamentosa) con hemitendón FCR e interposición de un ovillo del tendón remanente en el espacio dejado por la resección del trapecio.

Técnica Quirúrgica (Figura 5)

Usamos bloqueo de plexo braquial o anestesia general. Con paciente anestesiado y posicionado en decúbito supino y mesa lateral, se realiza vaciamiento e inflado de manguito

Figura 5. Técnica de suspensión–interposición.



de isquemia, operando en campo exangüe. Se lleva a cabo un abordaje que se extiende sobre el tendón FCR a proximal y alcanzando el pliegue de la muñeca para seguir en forma oblicua hacia el dorso, cruzando la zona distal de la tabaquera anatómica, terminando en el dorso de la zona 1-2 metacarpiano. Especial cuidado debe tenerse en respetar los filetes de la rama sensitiva del nervio radial. Se abre la articulación trapeciometacarpiana y se libera en forma progresiva el trapecio hasta su escisión. Se debe poner atención en no dañar la rama dorsal de la arteria radial. Se divide longitudinalmente el FCR y se secciona proximalmente a unos 10 cm de la inserción distal. El fragmento de tendón liberado conserva su inserción distal en la base del segundo metacarpiano. Luego se labra un orificio en la base del primer metacarpiano y otro en su borde

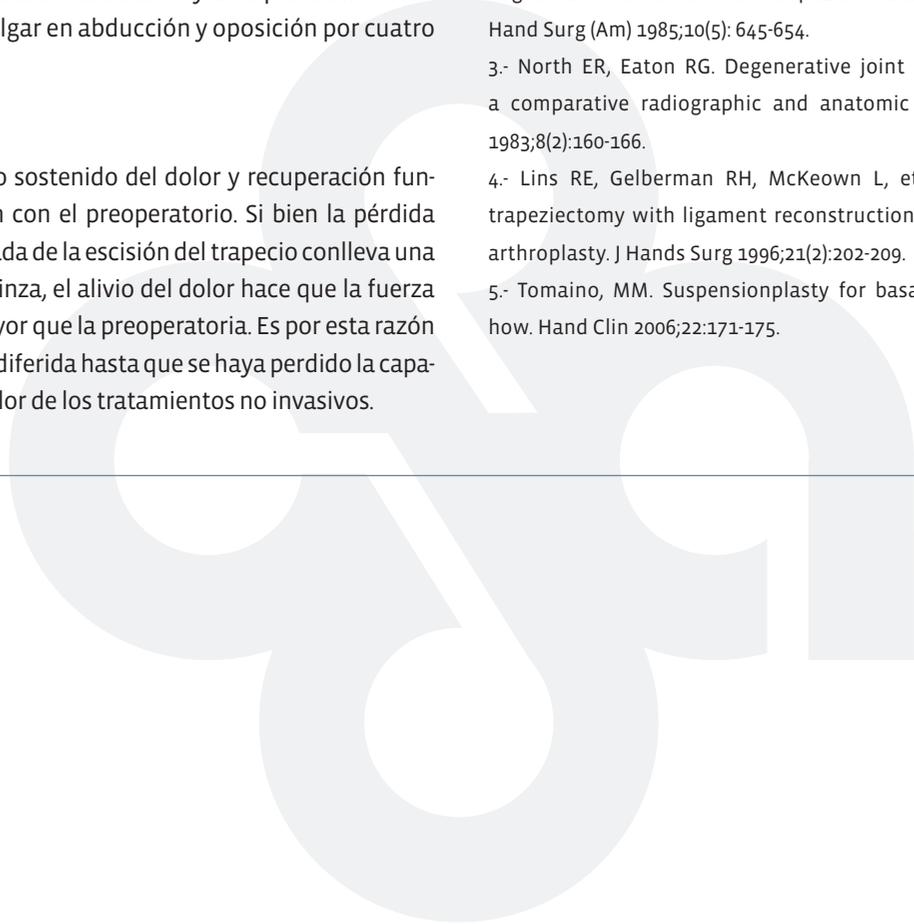
radial. Se pasa el tendón por los orificios y se sutura contra sí mismo vecino a la inserción en el segundo metacarpiano. El resto del tendón se sutura contra sí mismo en acordeón y se fija a la profundidad del espacio con puntos. Se procede al cierre de la cápsula articular, del celular subcutáneo y de la piel. Se inmoviliza la muñeca con el pulgar en abducción y oposición por cuatro semanas.

Resultados

La cirugía provee alivio sostenido del dolor y recuperación funcional en comparación con el preoperatorio. Si bien la pérdida del soporte óseo derivada de la escisión del trapecio conlleva una pérdida de fuerza de pinza, el alivio del dolor hace que la fuerza postquirúrgica sea mayor que la preoperatoria. Es por esta razón que la cirugía debe ser diferida hasta que se haya perdido la capacidad de control del dolor de los tratamientos no invasivos.

Referencias

- 1.- Carroll RE, Hill NA. Arthrodesis of the carpo-metacarpal joint of the thumb, *JBSJ (Br)* 1973;55(2):292-294.
- 2.- Eaton RG, Glickel SZ, Littler JW. Tendon Interposition arthroplasty for degenerative arthritis of the trapeziometacarpal joint of the thumb. *J Hand Surg (Am)* 1985;10(5): 645-654.
- 3.- North ER, Eaton RG. Degenerative joint disease of the trapezium: a comparative radiographic and anatomic study. *J Hand Surg (Am)* 1983;8(2):160-166.
- 4.- Lins RE, Gelberman RH, McKeown L, et al. Basal Joint arthritis: trapeziectomy with ligament reconstruction and tendon interposition arthroplasty. *J Hands Surg* 1996;21(2):202-209.
- 5.- Tomaino, MM. Suspensionplasty for basal joint arthritis: why and how. *Hand Clin* 2006;22:171-175.



Artroplastía total de la articulación radiocubital distal



Dr. Juan Manuel Breyer Díaz

Unidad de Mano y Microcirugía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: jbreyer@alemana.cl

Resumen

La articulación radiocubital distal (ARCD) es de suma importancia en la función de la muñeca y antebrazo, siendo la base fundamental para la función en la elevación de objetos. Existen numerosas causas que pueden conducir a un avanzado daño de esta articulación, generando importante dolor y limitación funcional, con escasas alternativas terapéuticas.

La artroplastía total de la articulación radio cubital distal es un procedimiento que se realiza en aquellas extremidades con avanzado daño, donde ya no es posible algún otro procedimiento reparativo. Con este implante, se reemplazan todas las estructuras y funciones de la articulación, siendo una valiosa alternativa terapéutica en los casos de daño severo de la ARCD, logrando devolver la movilidad y funcionalidad de la extremidad en ausencia de dolor.

Introducción

Dentro de las patologías causantes de dolor cubital de muñeca se encuentran aquellas relacionadas con la articulación radiocubital distal (ARCD), pudiendo afectar al componente osteocondilaginoso, al ligamentoso o a ambos. Existen casos en los que la lesión es tan grave y/o donde han fallado todos los tratamientos quirúrgicos previos, en que la única forma de restaurar

la función de la extremidad es mediante una artroplastía total radiocubital distal.

El radio y el cúbito se articulan tanto proximal como distalmente mediante una articulación bicondílea. Ambas articulaciones otorgan una amplia movilidad al antebrazo, permitiéndole soportar dos tipos principales de fuerzas: cargas axiales (al empuñar o empujar) y fuerzas verticales por el efecto de la gravedad (principalmente al levantar objetos). El primer tipo de fuerzas se transmiten del carpo al radio, luego al cúbito y finalmente al húmero. Las segundas, como es el caso de levantar un objeto con la mano, dependen fundamentalmente del cúbito, el cual contiene y levanta al radio y la mano. Ambas fuerzas actúan de manera combinada en todo momento, siendo el cúbito quien soporta al radio durante la flexión y extensión del codo, permitiendo asimismo la rotación del radio (pronación y supinación) a medida que transmite cargas axiales al húmero^(1,2).

Existen múltiples causas que pueden alterar la ARCD. La más frecuente son los traumatismos donde, por ejemplo, la ARCD se ve comprometida en cerca del 30% de las fracturas de radio distal y en todas las fracturas tipo Essex-Lopresti y Galeazzi. Otra causa de daño son las alteraciones congénitas, artrosis, artritis inflamatoria y neoplasias.

El grado de lesión de la ARCD puede ser muy variado, desde una leve sinovitis o artrosis, al extremo de la completa destrucción de la articulación que se produce al reseca algún segmento del cúbito distal⁽³⁾, como ocurre con los procedimientos quirúrgicos de Darrach, Watson, Bower y Sauvé-Kapandji. En estos casos, la alteración biomecánica es máxima, pues se anula el sustento del radio al mismo tiempo que se pierde la adecuada transmisión de fuerzas verticales en el antebrazo. En estas condiciones se produce un “pellizcamiento cubital”, donde el radio sin sustento cae e impacta con el cúbito, hecho que se hace muy marcado al elevar un objeto con la muñeca en posición neutra de pronosupinación^(4,5,6,7).

La valoración del “pellizcamiento cubital” puede ser evaluada en forma clínica constatada radiográficamente, mediante una radiografía dinámica anteroposterior de muñeca realizada mientras el paciente sostiene un objeto con la mano y el codo flectado en 90° (Figura 1).



Figura 1. Radiografía dinámica anteroposterior, demostrando el habitual “pellizcamiento cubital” de los pacientes sometidos a una intervención de Sauvé-Kapandji.

Cualquiera sea la causa de la afectación de la ARCD, el principal objetivo del tratamiento será lograr una articulación estable y congruente. En casos agudos, se intentará conseguir una reducción ósea anatómica y estable, con una

adecuada estabilidad ligamentosa. En los casos de mala unión, se deberá considerar la práctica de una osteotomía correctora^(8,9), y de existir una impactación cúbitocarpiana, se deberá realizar un acortamiento cubital⁽¹⁰⁾. El mismo acortamiento puede ser utilizado para la artrosis incipiente con algún grado de inestabilidad⁽¹¹⁾. En los casos de inestabilidad, se deberá realizar la reparación y/o reconstrucción de los ligamentos comprometidos del fibro cartílago triangular (FCT)⁽¹²⁾.

En aquellos pacientes con grave destrucción articular, cualquiera que sea su causa, generalmente los procedimientos descritos no serán capaces de resolver la patología, de modo que será necesaria una artroplastía. El implante ideal será aquel que sustituya todos los componentes de la articulación (cabeza de cúbito, cavidad sigmoidea y estabilizadores), pues logrará solucionar los problemas de la articulación de manera completa y definitiva, incluyendo los movimientos de pronación y supinación y la normal transmisión de cargas de la extremidad (axiales y verticales), al mismo tiempo que conseguirá su completa estabilidad.

Características del implante y aplicaciones

El primer diseño de prótesis de ARCD fue desarrollado en la década de 1970 por Swanson y consistía de una prótesis parcial de silicona. Posteriormente se han desarrollado una serie de implantes metálicos, todos parciales, aunque algunos de ellos con adaptaciones que permiten reemplazar también la superficie del radio. La prótesis total de ARCD Aptis fue desarrollada hace cerca de quince años y aprobada por la U.S. Food and Drug Administration (FDA) en 2005, siendo el único implante total existente en el mercado internacional.

La prótesis Aptis es una prótesis de tipo semiconstreñida no cementada, tipo esfera-cavidad, con una superficie de contacto metal-polietileno (Figura 2).

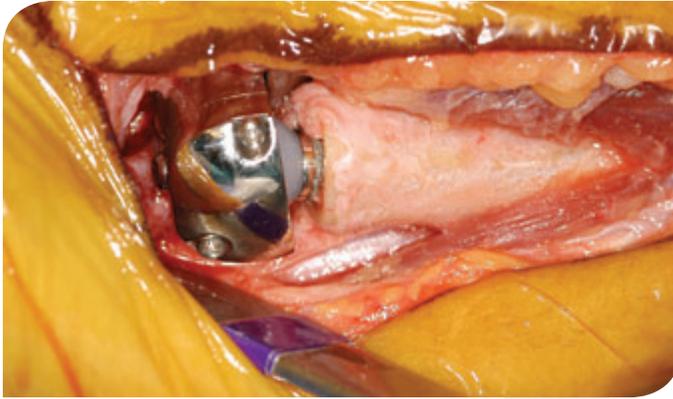


Figura 2. Prótesis total Apts de la articulación radiocubital distal.

El componente del radio consiste en una placa que se adosa al radio y se estabiliza a este mediante un vástago osteointegrado más tornillos. El componente del cúbito consiste en un vástago endomedular, el cual posee en su extremo distal una clavija que contendrá la esfera de polietileno de ultra alta densidad. Esta esfera será cubierta por un cobertor metálico atornillado a la placa de radio que le entrega la estabilidad completa al implante, sin requerir por lo tanto la conservación y/o cicatrización de los ligamentos o cápsula de la ARCD.

Su diseño permite la pronosupinación completa y también el desplazamiento distal del cúbito respecto al radio durante la pronación, sobre la base del contacto entre el polietileno de ultra alta densidad y el metal, lo que confiere una articulación resistente y duradera en el tiempo.

Las indicaciones más frecuentes para su uso son la artrosis avanzadas (típicamente secundaria a fracturas del radio distal), la inestabilidad crónica de ARCD y pacientes con dolor residual e inestabilidad tras resecciones del cúbito distal (Darrach, Sauvé-Kapandji, entre otras). La indicación se realiza en pacientes sintomáticos, con dolor significativo, una vez que hayan fallado otras alternativas de tratamiento, por lo que es habitual que los pacientes tengan años de evolución y múltiples cirugías de muñeca.

Por todas estas consideraciones, la realización de esta artroplastía es de baja frecuencia.

En cuanto a las contraindicaciones, la prótesis no puede utilizarse en pacientes con historia de osteomielitis, osteoporosis grave o enfermedad sistémica grave.

Técnica quirúrgica

Se realiza un abordaje entre el quinto y el sexto compartimiento extensor de la muñeca, de 8 cm de longitud, para exponer la superficie dorsal del cúbito distal así como el segmento dorso-cubital del radio. La resección de la cabeza del cúbito se realiza con sierra eléctrica inmediatamente proximal a la superficie articular, lo que permite acceder al radio. Liberando la membrana interósea, se logra exponer la cresta del radio, instalar la placa de prueba y posteriormente la placa definitiva.

Colocada la placa del radio, se define el largo del cúbito definitivo. En los casos donde exista una pérdida ósea considerable, generalmente por cirugías previas como Darrach o Sauvé-Kapandji, se deberá utilizar el vástago extendido, el cual se determinará previamente en la radiografía y se confirmará en el campo quirúrgico. Preparado el canal con fresas, se introduce e impacta el vástago y se ensamblan los componentes de la prótesis, colocando la esfera de polietileno en la clavija del vástago, la cual se cubre con el cobertor fijado a la placa del radio con dos tornillos (Figuras 3 y 4). Debido a la estabilidad intrínseca e inmediata de la prótesis, no requiere de inmovilización, permitiéndose la movilidad inmediata. El implante deberá ser cubierto por un flap de retináculo previamente disecado.

Resultados

El objetivo fundamental de esta artroplastía es la eliminación del dolor y permitir a una persona con una articulación destruida recobrar su función y, por lo tanto, la de toda la extremidad. Los distintos reportes de la literatura

describen una rápida recuperación de la movilidad de pronosupinación y control del dolor^(13,14,15).



Figura 3. La colocación del cobertor con tornillos estabiliza la nueva articulación.

Un importante aspecto funcional a considerar en las patologías de la ARCD y que generalmente no se considera, es la capacidad de soportar y elevar cargas verticales con la mano, habilidad que en general se ve severamente comprometida. Al reestablecer la función de la ARCD con la artroplastia, los pacientes logran reestablecer de manera consistente esta función y capacidad.

Hasta la fecha no se han descrito aflojamientos asépticos, ni ha sido necesari-

rio realizar revisiones de la cabeza cubital de polietileno. Sí se han descrito dos casos de fractura del vástago cubital, ambos debidos a traumatismos de alta energía en accidentes de tráfico. Otras complicaciones a considerar son tenosinovitis de extensores, infecciones y osificaciones heterotópicas.



Figura 4. Visión de la prótesis.

La evaluación preliminar de nuestros pacientes (N=5) ha sido muy positiva. Con un seguimiento promedio de 2,4 años, en todos los pacientes se logró una reducción significativa del dolor, reflejado en las escaladas de DASH y PRWE (32,5 y 25,9 respectivamente). Se consiguió un arco de movilidad de pronosupinación de 140° y una alta capacidad de elevación de objeto, mediante el análisis de fuerza isocinética Cybex. Todos los pacientes se conside-

ran muy satisfechos con los resultados y se volverían a someter a la cirugía⁽¹⁶⁾.

Conclusiones

La articulación radiocubital distal es una importante articulación que permite la movilidad al antebrazo y es la base fundamental para la función en la elevación de objetos. En los casos de grave destrucción, la prótesis total de la ARCD es una excelente alternativa de tratamiento que permite devolver al paciente una extremidad funcional e indolora.

Referencias

- 1- Hagert CG. The distal radioulnar joint. *Hand Clin*, 1987; 3: 41-50.
- 2- Hagert CG. The distal radioulnar joint in relation to the whole forearm. *Clin Orthop*, 1992; 275: 56-64.
- 3- Bieber EJ, Linscheid RL, Dobyns JH, et al. Failed distal ulna resections. *J Hand Surg Am*, 1988; 13: 193-200.
- 4- Shaaban H, Giakas G, Bolton M, et al. The distal radioulnar joint as a load-bearing mechanism—a biomechanical study. *J Hand Surg Am*, 2004; 29: 85-95.
- 5- Shaaban H, Giakas G, Bolton M, et al. The load-bearing characteristics of the forearm: pattern of axial and bending force transmitted through ulna and radius. *J Hand Surg B*, 2006; 31: 274-9.
- 6- Shaaban H, Giakas G, Bolton M, et al. Contact area inside the distal radioulnar joint: effect of axial loading and position of the forearm. *Clin Biomech*, 2007; 22: 313-8.
- 7- Lees VC, Scheker LR. The radiological demonstration of dynamic ulnar impingement. *J*

Hand Surg B, 1997; 22: 448-50.

8.- Wagner H. [Proceedings: Corrective surgery after lesions of the distal end of the radius (author's transl)] Langenbecks Arch Chir, 1973; 334: 211-9.

9.- Viegas SF. A new modification of corrective osteotomy for treatment of distal radius malunion. Tech Hand Up Extrem Surg, 2006; 10: 224-30.

10.- Rayhack JM. Ulnar shortening. Tech Hand Up Extrem Surg, 2003; 7: 52-60.

11.- Scheker LR, Severo A. Ulnar shortening for the treatment of early post-traumatic osteoarthritis at the distal radioulnar joint. J Hand Surg B, 2001; 26: 41-4.

12.- Scheker LR, Belliappa PP, Acosta R. Reconstruction of the dorsal ligament of the triangular fibrocartilage complex. J Hand Surg B, 1994; 19: 310-8.

13.- Savvidou C, Murphy E, Mailhot E, et al. Semiconstrained distal radioulnar joint prosthesis. J Wrist Surg. 2013 Feb;2(1):41-8.

14.- Axelsson P, Sollerman C. Constrained implant arthroplasty as a secondary procedure at the distal radioulnar joint: early outcomes. J Hand Surg Am. 2013 Jun;38(6):1111-8.

15.- Degreeef I, De Smet L. The Scheker distal radioulnar joint arthroplasty to unravel a virtually unsolvable problem. Acta Orthop Belg. 2013 Apr;79(2):141-5.

16.- Breyer JM, Vergara P, Bifani A, et al. Prótesis Total de la Articulación Radio Cubital Distal: Evaluación a corto y mediano plazo. Congreso Chileno de Ortopedia y Traumatología 2012.



Capítulo 3

PRÓTESIS DE COLUMNA

Artroplastía de disco cervical



Dr. Bartolomé Marré Pacheco

Jefe Unidad de Columna
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.



Dr. Juan José Zamorano Pérez

Dr. Bernardo Merello Tesser
Unidad de Columna
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: jzamorano@alemana.cl

Resumen

A pesar de que la artrodesis cervical anterior ha demostrado ser un tratamiento efectivo para los pacientes con espondilosis cervical refractaria al tratamiento conservador, esta limita la movilidad cervical y altera la biomecánica de los segmentos adyacentes. Esto aceleraría el desgaste de esos segmentos, lo que se asociaría a mayor necesidad de nuevas cirugías. A diferencia de la artrodesis, la artroplastía de disco cervical (ADC) ha sido propuesta como un método para preservar la movilidad de la columna, lo que en teoría debería evitar el desgaste acelerado de los segmentos adyacentes, logrando incluso mejores resultados funcionales y clínicos que la artrodesis. Si bien existen múltiples publicaciones que reportan los resultados asociados a la ADC, aún no existe evidencia suficientemente contundente que respalde sus potenciales beneficios, por lo que

todavía no se ha impuesto como el estándar de tratamiento en reemplazo de la artrodesis, como si ha ocurrido en otras articulaciones, como la cadera y la rodilla.

Presentamos una reseña histórica acerca del desarrollo de la ADC, junto con una revisión de la literatura más reciente sobre los resultados de su uso. Además hacemos referencia a la experiencia en ADC de la Unidad de Columna de la Clínica Alemana de Santiago.

Introducción

Desde que fue descrita originalmente por Smith y Robinson el año 1958⁽¹⁾, la discectomía (remoción del disco intervertebral) y artrodesis (fusión de una articulación mediante cirugía) cervical anterior se ha posicionado como el tratamiento quirúrgico de elección para la espondilosis cervical sintomática (es decir, aquella que se manifies-

ta con radiculopatía y/o mielopatía refractaria al tratamiento conservador). Si bien la artrodesis en otras articulaciones, como la rodilla y la cadera, se asocia a gran pérdida de función, esta es bien tolerada en la columna, tanto a nivel cervical como lumbar. De hecho, la extensa evidencia acumulada avala este procedimiento en la columna cervical, destacándolo como seguro y eficaz, logrando altas tasas de fusión y excelentes resultados clínicos^(2,3). De todas formas, existe controversia con respecto a la restricción de la movilidad y su influencia en la degeneración de los segmentos adyacentes a largo plazo⁽⁴⁻⁶⁾, por lo que la artroplastía de disco cervical (ADC) ha sido propuesta como una alternativa a la artrodesis luego de la discectomía⁽⁷⁾. La ADC (Figura 1) fue ideada para mantener la movilidad cervical en el segmento intervenido, lo que en teoría debería disminuir la incidencia de degenera-

ción de los segmentos adyacentes en comparación con la artrodesis. Cabe señalar que la degeneración de estos segmentos no está solamente determinada por la alteración biomecánica provocada por la artrodesis, sino también por la progresión de la enfermedad degenerativa discal que ocasionó originalmente la necesidad de la cirugía⁽⁸⁻¹⁰⁾. No obstante, aunque exista evidencia que respalda los beneficios de la ADC⁽¹¹⁾, hasta ahora no ha sido lo suficientemente contundente para posicionarla como estándar de tratamiento en reemplazo de la artrodesis^(7,12). Al contrario, existen múltiples publicaciones recientes con seguimientos más prolongados que, lejos de avalar su uso, reportan resultados sólo equivalentes con la artrodesis, junto con complicaciones, como la pérdida de movilidad del segmento intervenido secundaria a osificaciones heterotópicas y migración del implante, por lo que incluso se llega a no recomendar su utilización^(7,12-14).

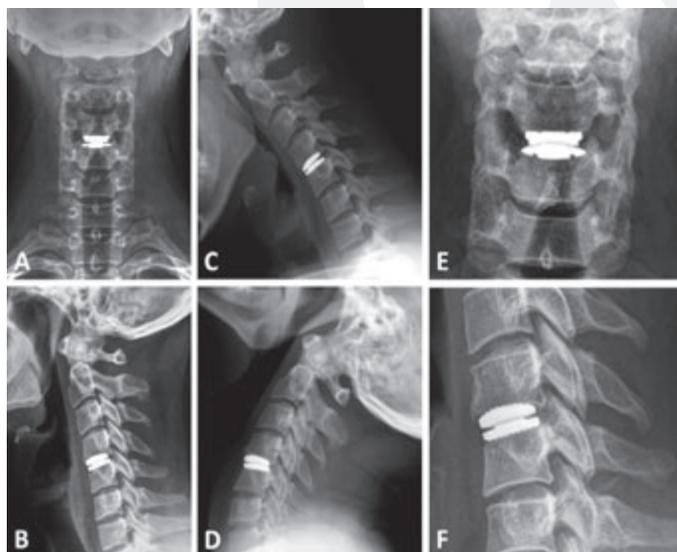


Figura 1. Radiografías de columna cervical de paciente de género masculino de veintiocho años operado con una ADC por HNP del disco C4-C5 en distintos momentos del post operatorio: anteroposterior (A) y lateral (B) un mes postoperatorio, proyecciones dinámicas en flexión (C) y extensión (D) realizadas a los tres años de la cirugía, las que evidencian la preservación de la movilidad del segmento intervenido y anteroposterior (E) y lateral (F) focalizadas a los cuatro años de evolución.

Los objetivos de este manuscrito son: hacer una reseña histórica acerca de la ADC, evaluar la evidencia más reciente acerca de este procedimiento y reportar la experiencia de la Unidad de Columna de la Clínica Alemana de Santiago con su uso.

Historia y desarrollo

El desarrollo de la artroplastía en columna se ha inspirado en la excelente experiencia observada en cadera, donde logró imponerse por sobre la artrodesis como estándar de tratamiento para la coxartrosis hace más de cincuenta años.

Desde la década de 1950, especialmente en las últimas dos décadas, se han patentado múltiples implantes diseñados para preservar la movilidad del espacio intervertebral^(15,16), aunque solo algunos han llegado a la fase de estudios clínicos⁽¹⁷⁾.

A diferencia de la cadera y la rodilla, donde las estructuras ligamentosas son fundamentales para la estabilidad articular, el disco intervertebral por sí mismo contribuye en forma importante a la estabilidad del segmento vertebral. Además, la ADC también debe considerar factores adicionales, como restablecer el balance de las articulaciones facetarias y situar el eje de rotación en el aspecto posterior del espacio discal, por lo que técnicamente es más exigente y requiere mayor precisión para lograr preservar la movilidad⁽¹⁶⁾.

El primer reporte de ADC fue realizado por Fernström en 1966, utilizando prótesis esféricas de acero inoxidable, con las que reemplazó trece discos cervicales en ocho pacientes. Sin embargo, el mismo autor luego reconoció que en el seguimiento prolongado los resultados habían sido malos. Producto de la subsidencia del implante e hipermovilidad asociada, su uso terminó siendo abandonado⁽¹⁶⁾.

Durante la década de 1990 resurge el interés por la ADC, impulsado principalmente por las prótesis de discos lumbares desarrolladas durante la década anterior⁽¹⁸⁻²⁰⁾. En 1991 comenzaron los estudios clínicos con la prótesis discal Cummins-

Bristol, modelo tipo “bola en soquete” y tornillos de anclaje anterior hecha de acero inoxidable y desarrollada en el Reino Unido. El primer reporte fue presentado el año 1998⁽²¹⁾ e incluyó veinte pacientes con un seguimiento promedio de 2,4 años, reportando mantención de la movilidad en dieciséis pacientes. No se observaron fusión del segmento intervenido ni degeneración de los segmentos adyacentes en ningún paciente, pero sí se presentaron complicaciones relacionadas principalmente con falla del anclaje y disfagia por su tamaño abultado. Estas fueron corregidas en versiones posteriores del implante, actualmente conocido como prótesis Prestige. Publicaciones posteriores han demostrado sus ventajas sobre la artrodesis en el corto plazo, principalmente en la preservación de la movilidad del segmento intervenido, previniendo así la progresión de la degeneración de los segmentos adyacentes⁽²²⁾.

A diferencia del disco Prestige, la prótesis discal Bryan (desarrollada a fines de la década de 1990 por el norteamericano Vincent Bryan) utiliza el par de fricción metal-plástico, conformado por un núcleo de poliuretano articulado entre dos placas convexas de aleación de titanio. Luego de demostrar su seguridad y preservación de la movilidad en estudios preclínicos, se comenzó a utilizar en humanos a comienzos de la década pasada⁽²³⁾, con buenos resultados en el corto y mediano plazo⁽²⁴⁾.

Por último y nuevamente impulsado por su contraparte lumbar, el ProDisc-C fue instalado en un paciente por primera vez en Europa el año 2002 y desde 2007 cuenta con aprobación de la U.S. Food and Drug Administration (FDA) para ser utilizado en Estados Unidos. Al igual que el disco Prestige, el ProDisc-C utiliza el modelo de “bola en soquete”, pero con el par de fricción metal-plástico como el disco Bryan⁽²⁵⁾. Al igual que con los otros modelos descritos, los primeros reportes describían resultados promisorios, con mejoría de las escalas funcionales y prevención de la degeneración de los segmentos adyacentes en el corto plazo⁽²⁶⁾.

Evidencia reciente disponible al realizar una búsqueda en PubMed (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>) utilizando la frase cervical disc arthroplasty (artroplastía de disco cervical), el 7 de julio de 2014 obtuvimos 492 resultados, 314 de los cuales fueron publicados en los últimos cinco años, evidenciando el gran interés actual en este tema. Luego de revisar los resúmenes, seleccionamos cinco artículos publicados entre los años 2012 y 2014 (cuatro meta-análisis y una revisión de The Cochrane Collaboration), cuyos resultados se comentan a continuación.

En el año 2012, McAfee et al.⁽¹¹⁾ publicaron un meta-análisis en el que analizaron los resultados de cuatro estudios clínicos randomizados (ECRs) autori-

zados por la FDA. Compararon la artrodesis con la ADC (utilizando cuatro modelos de prótesis) en un total de 1.608 pacientes en 98 centros de Estados Unidos, con un seguimiento de al menos 24 meses. El análisis de los resultados demostró que la ADC era al menos igualmente exitosa que la artrodesis, pero con una potencia insuficiente para demostrar la superioridad de un procedimiento sobre el otro.

El mismo año, fue publicada una revisión de The Cochrane Collaboration, liderada por Boselie⁽²⁷⁾, en la que compararon los resultados de nueve ECRs (cinco con bajo riesgo de sesgo, pero ocho auspiciados por los fabricantes de las prótesis) en un total de 2.400 pacientes. Establecieron un total de 98 comparaciones entre la ADC y la artrodesis, incluyendo resultados funcionales y satisfacción, incidencia de nuevas cirugías y movilidad residual de los segmentos tanto intervenidos como adyacentes en distintos momentos después de la cirugía. Reportaron la existencia de una tendencia de mejores resultados clínicos con la ADC, pero que las diferencias, si bien estadísticamente significativas, son clínicamente irrelevantes por su pequeño tamaño. A pesar de obtener resultados comparables en los primeros dos años de seguimiento, los autores sugirieron que la ADC debía seguir restringida a estudios clínicos. Postulando que esta situación podría cambiar cuando estén

disponibles seguimientos prolongados (mayores a cinco años) que permitan establecer diferencias entre ambos procedimientos, puntualmente en la prevención de cirugías de revisión.

En otro meta-análisis publicado por Gao et al.⁽²⁸⁾, los autores evaluaron los resultados de veintisiete ECRs. En este estudio se reporta evidencia a favor de la artrodesis en algunos de los aspectos, como un menor tiempo quirúrgico y sangrado intraoperatorio, pero también describen resultados al menos equivalentes de la ADC en lo que respecta a duración de la hospitalización, resultados clínicos, movilidad del segmento intervenido, efectos adversos y necesidad de cirugías de revisión.

En el estudio presentado por Ren et al.⁽¹³⁾, los autores realizaron una revisión sistemática y un meta-análisis de ECRs que comparan la ADC con la artrodesis, con un seguimiento de mediano a largo plazo (cuatro a seis años). Los autores analizaron los resultados de cinco estudios (1.557 pacientes y seguimiento promedio de 59,2 meses), destacando que la ADC presentaba una menor tasa de re-ope- raciones junto con mejores resultados en las escalas funcionales con respecto a la artrodesis. Si bien reportaron que la movilidad del segmento intervenido fue preservada por la ADC, la degeneración de los segmentos adyacentes y el éxito neurológico no variaron significativamente entre ambas técnicas.

Recientemente, Alvin et al.⁽⁷⁾ realizaron un análisis crítico y un meta-análisis de setenta y cuatro ECRs. Considerando que una parte importante de los estudios disponibles sobre la ADC han sido financiados por los mismos fabricantes de las prótesis discales, los autores analizaron las diferencias de los resultados presentados según la presencia de conflictos de intereses y fecha de publicación de los estudios. Concluyeron que los conflictos de intereses eran más frecuentemente reportados en estudios publicados después del año 2008 y que éstos no modificaron los resultados de calidad de vida descritos. Sí evidenciaron que los estudios con conflictos de intereses tendían a favorecer a la ADC, reportando una mayor incidencia de degeneración de los segmentos adyacentes para la artrodesis y una menor incidencia de osificaciones heterotópicas para la ADC al compararlos con aquellos estudios sin conflictos de intereses.

Experiencia en Clínica Alemana de Santiago

La Unidad de Columna de Clínica Alemana de Santiago cuenta con una casuística de más de cincuenta pacientes operados con ADC desde el año 2007. Los resultados iniciales de nuestra experiencia fueron presentados en el congreso anual de la Sociedad Chilena de Traumatología y Ortopedia del año 2010, con una serie de veinticuatro pacientes (con un total de veintisiete pró-

tesis) y un seguimiento promedio de 9,4 meses (rango uno a veinticinco meses). Al igual que en los reportes iniciales previamente descritos, nuestra serie también presentó buenos resultados, con alivio del dolor pre operatorio y mejoría de los puntajes de las escalas evaluadas. No se presentaron complicaciones asociadas al procedimiento y se logró preservar la movilidad del segmento intervenido en las evaluaciones radiológicas.

Posteriormente y debido a la falta de evidencia que avalara en forma contundente la superioridad de la ADC (como se describe en este capítulo), junto a la presentación de complicaciones en casos intervenidos con posterioridad a los de la serie inicialmente presentada (Figura 2), nuestro grupo de trabajo ha ido dejando de lado la ADC en favor de la artrodesis. En la actualidad, las indicaciones de la ADC se restringen sólo a casos altamente seleccionados, particularmente a aquellos con patología focal de un solo nivel como una hernia del núcleo pulposo (HNP) refractaria a tratamiento conservador, en los que se determina junto al paciente que los potenciales beneficios de este procedimiento superan a los de la artrodesis. Otro elemento a tener en cuenta es el costo de estos implantes, en muchos casos muy superior al de la artrodesis, lo que sumado nuevamente a la falta de beneficios debidamente demostrados restringen aún más su utilización.

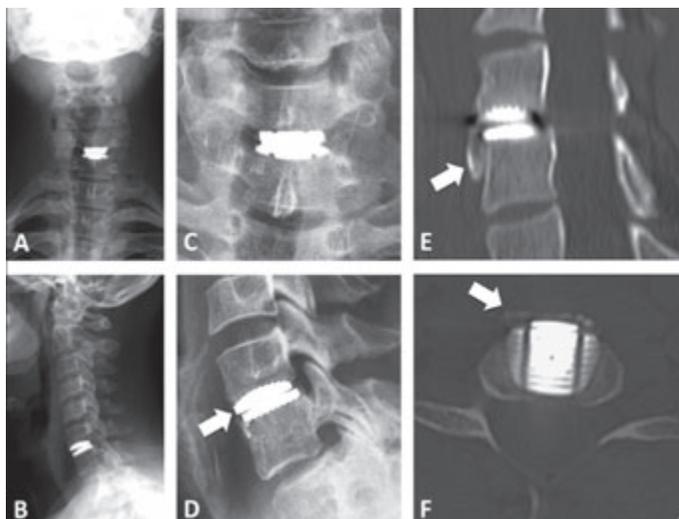


Figura 2. Radiografías post operatoria inicial (**A y B**) y a los nueve meses de evolución (**C y D**) de paciente de género masculino de treinta y seis años operado con una ADC por HNP del disco C6-C7, con falla de la prótesis por fractura del componente de cerámica, asociado a dolor cervical. En (**D**) se observa leve desplazamiento anterior del componente superior del implante (flecha). En los cortes de la tomografía axial computada de seguimiento realizada a los cinco meses postoperatorio. (**E y F**, sagital y axial respectivamente) se observa además una osificación heterotópica anterior (flechas), la que finalmente condicionó la fusión de dicho nivel, con la consecuente pérdida de la movilidad lograda inicialmente con la ADC, pero con resolución del dolor sin necesidad de procedimientos quirúrgicos adicionales.

Conclusiones

Si bien en teoría se justificaría el uso de la ADC, en la práctica aún no contamos con evidencia clínica suficientemente potente como para demostrar los beneficios de este procedimiento por sobre la artrodesis cervical anterior, la que continúa siendo el estándar de tratamiento de los pacientes con espondilosis cervical sintomática con indicación quirúrgica. En la medida que se genere evidencia de buena calidad, basada en meta-análisis de ECRs con seguimientos prolongados que demuestren las ventajas de esta técnica (particularmente la disminución de la degeneración de los segmentos adyacentes), es posible que la ADC se imponga finalmente como el nuevo estándar de tratamiento, como ha ocurrido en otras articulaciones. Hasta entonces, su uso continuará limitado a estudios clínicos y casos altamente seleccionados.

Referencias

- 1- Smith GW, Robinson RA. The treatment of certain cervical-spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion. *J Bone Joint Surg Am.* 1958 Jun;40-A(3):607-24.
- 2- Bose B. Anterior cervical fusion using Caspar plating: analysis of results and review of the literature. *Surgical Neurology.* 1998 Jan;49(1):25-31.
- 3- Shamji MF, Massicotte EM, Traynelis VC, et al. Comparison of Anterior Surgical Options for the Treatment of Multilevel Cervical Spondylotic Myelopathy. *Spine.* 2013 Oct;38:S195-S209.
- 4- Lee JH, Kim J-S, Lee JH, et al. Comparison of cervical kinematics between patients with cervical artificial disc replacement and anterior cervical discectomy and fusion for cervical disc herniation. *Spine J.* 2014 Jul 1;14(7):1199-204.
- 5- Nandyala SV, Marquez-Lara A, Fineberg SJ, et al. Comparison of revision surgeries for one- to two-level cervical TDR and ACDF from 2002 to 2011. *Spine J.* 2014 Apr 3.
- 6- Park SB, Jahng T-A, Chung CK. Remodeling of adjacent spinal alignments following cervical arthroplasty and anterior discectomy and fusion. *Eur Spine J.* 2011 Aug 30;21(2):322-7.
- 7- Alvin MD, Abbott EE, Lubelski D, et al. Cervical arthroplasty: a critical review of the literature. *Spine J.* 2014 Apr 4.
- 8- Katsuura A, Hukuda S, Saruhashi Y, et al. Kyphotic malalignment after anterior cervical fusion is one of the factors promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels. *Eur Spine J.* 2001 Aug 1;10(4):320-4.
- 9- Matsumoto M, Okada E, Ichihara D, et al. Anterior cervical decompression and fusion accelerates adjacent segment degeneration: comparison with asymptomatic volunteers in a ten-year magnetic resonance imaging follow-up study. *Spine* 2010 Jan 1;35(1):36-43.
- 10- Gore DR. Roentgenographic findings in the cervical spine in asymptomatic persons: a ten-year follow-up. *Spine* 2001 Nov 15;26(22):2463-6.
- 11- McAfee PC, Reah C, Gilder K, et al. A Meta-Analysis of Comparative Outcomes Following Cervical Arthroplasty or Anterior Cervical Fusion. *Spine* 2012 May;37(11):943-52.
- 12- Yin S, Yu X, Zhou S, et al. Is Cervical Disc Arthroplasty Superior to Fusion for Treatment of Symptomatic Cervical Disc Disease? A Meta-Analysis. *Clin Orthop Relat Res* 2013 Feb 7;471(6):1904-19.
- 13- Ren C, Song Y, Xue Y, et al. Mid- to long-term outcomes after cervical disc arthroplasty compared with anterior discectomy and fusion: a systematic

- review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Eur Spine J.* 2014 Feb 11;23(5):1115–23.
- 14.- Bartels RH, Donk R, Verbeek AL. No Justification for Cervical Disk Prostheses in Clinical Practice. *Neurosurgery.* 2010 Jun;66(6):1153–60.
- 15.- Hyun Oh C, Hwan Yoon S. Past, Present, and Future of Cervical Arthroplasty. *Keio J Med.* 2013;62(2):47–52.
- 16.- Le H, Thongtrangan I, Kim DH. Historical review of cervical arthroplasty. *Neurosurg Focus.* 2004 Sep 15;17(3):E1.
- 17.- Szpalski M, Gunzburg R, Mayer M. Spine arthroplasty: a historical review. *Eur Spine J.* 2002 Oct;11 Suppl 2:S65–84.
- 18.- Guyer RD, Ohnmeiss DD. Intervertebral disc prostheses. *Spine.* 2003 Aug 1;28(15 Suppl):S15–23.
- 19.- Cinotti G, David T, Postacchini F. Results of disc prosthesis after a minimum follow-up period of 2 years. *Spine.* 1996 Apr 15;21(8):995–1000.
- 20.- Lemaire JP, Skalli W, Lavaste F, et al. Intervertebral disc prosthesis. Results and prospects for the year 2000. *Clin Orthop Relat Res.* 1997 Apr;(337):64–76.
- 21.- Cummins BH, Robertson JT, Gill SS. Surgical experience with an implanted artificial cervical joint. *J Neurosurg.* 1998 Jun;88(6):943–8.
- 22.- Wigfield C, Gill S, Nelson R, et al. Influence of an artificial cervical joint compared with fusion on adjacent-level motion in the treatment of degenerative cervical disc disease. *J Neurosurg.* 2002 Jan;96(1 Suppl):17–21.
- 23.- Bryan VE. Cervical motion segment replacement. *Eur Spine J.* 2002 Oct;11 Suppl 2:S92–7.
- 24.- Garrido BJ, Taha TA, Sasso RC. Clinical outcomes of Bryan cervical disc arthroplasty a prospective, randomized, controlled, single site trial with 48-month follow-up. *J Spinal Disord Tech.* 2010 Aug 1;23(6):367–71.
- 25.- Diangelo DJ, Foley KT, Morrow BR, et al. In vitro biomechanics of cervical disc arthroplasty with the ProDisc-C total disc implant. *Neurosurg Focus.* 2004 Sep 15;17(3):E7.
- 26.- Bertagnoli R, Yue JJ, Pfeiffer F, et al. Early results after ProDisc-C cervical disc replacement. *J Neurosurg Spine.* 2005 Apr;2(4):403–10.
- 27.- Boselie TF, Willems PC, van Mameren H, et al. Arthroplasty versus fusion in single- level cervical degenerative disc disease: a Cochrane review. *Spine (Phila Pa 1976).* 2013 Aug 1;38(17):E1096-107.
- 28.- Gao Y, Liu M, Li T, et al. A Meta-Analysis Comparing the Results of Cervical Disc Arthroplasty with Anterior Cervical Discectomy and Fusion (ACDF) for the Treatment of Symptomatic Cervical Disc Disease. *J Bone Joint Surg Am* 2013 Mar 20;95(6):555.

Capítulo 4

PRÓTESIS DE CADERA

Indicaciones de prótesis total de cadera



Dr. Dante Parodi Sanguesa

Dr. Jonathan Torres Castro

Unidad de Cadera

Departamento de Traumatología

Clinica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,

Universidad del Desarrollo,

Santiago, Chile.

El reemplazo total de la articulación de la cadera tiene por objetivo final la recuperación de la función perdida de esta articulación, el alivio del dolor del paciente y la mejoría en su calidad de vida.

La pérdida de la función de la cadera puede ocurrir en forma progresiva o en forma aguda.

La indicación más frecuente de la prótesis de cadera es la artrosis de esta articulación, la que ocurre en forma progresiva. Las causas de artrosis son degenerativas (es decir cuando se produce un deterioro del cartílago articular), son varias y entre ellas destacan:

- Deformidades menores de la cadera, que generan incongruencia articular y que en forma progresiva dañan la articulación (esto último se conoce como pinzamiento femoroacetabular). Hoy en día esta es reconocida como la causa más frecuente de artrosis de cadera, antiguamente llamada artrosis “primaria” o “idiopática”.
- Secuelas de displasia de cadera son también causa importante de artrosis de cadera que llevan a la necesidad de una prótesis total de cadera, principalmente en pacientes jóvenes.
- Necrosis avascular de cadera también es una causa

frecuente de artrosis de cadera en pacientes jóvenes, cuyas etiologías pueden ser traumáticas, atraumáticas o idiopáticas.

- Deformidades mayores de la cadera, como secuela de enfermedades durante la infancia, tales como la Epifisiolisis y la enfermedad de Legg Calvé Perthes, entre otras.
- Enfermedades inflamatorias sistémicas que afectan las articulaciones, especialmente aquellas que destruyen la membrana sinovial y el cartílago. Entre éstas cabe destacar la artritis reumatoide y el lupus eritematoso sistémico, que muestran las mayores tasas de prevalencia dentro de este grupo de patologías.
- Secuelas de infecciones y/o traumatismos como luxación de cadera o fractura de la cabeza femoral. Además pueden provocar artrosis de cadera y pérdida de la función de ésta.
- Dentro de las causas degenerativas, además existen (aunque cada vez menos) aquellas de origen desconocido o llamadas idiopáticas o primarias.

También se puede perder la función de la articulación en forma aguda, lo que ocurre típicamente en pacientes mayores que presentan una fractura de cuello de fémur, una fractura de cabeza de fémur o de acetábulo, o la

combinación de alguna de las anteriores (que puede estar relacionado con artrosis concomitante).

A pesar de que los pacientes tengan indicación radiológica de una prótesis total de cadera, las variables clínicas determinan en muchas ocasiones el timing de la cirugía. Esto se debe a que muchas veces la indicación viene luego de una falla en el tratamiento conservador o dolor invalidante, limitación funcional en actividades de la vida diaria, cojera progresiva, dolor intratable o dolor en reposo con importante pérdida de funcionalidad.

Es clave para poder tomar una adecuada decisión terapéutica tener en cuenta los diagnósticos diferenciales más frecuentes de la artrosis de cadera, como lo son la patología de columna, el síndrome de dolor pertrocantérico, la meralgia

parestésica o la patología tumoral.

En los siguientes capítulos se discutirán los tipos de prótesis que deben ser utilizados en cada caso.

Referencias

- 1.- Hoaglund FT, Steinbach LS. Primary osteoarthritis of the hip: etiology and epidemiology. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 9.5 (2001): 320-327.
- 2.- Berend ME. CHAPTER 9 - Indications for Primary Total Hip Arthroplasty. (En: William J. Hozack Javad Parvizi Benjamin Bender, W.B. Saunders, ed. *Surgical Treatment of Hip Arthritis*. Philadelphia, 2009, pp. 87-92.
- 3.- Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *The Lancet* 370.9597 (2007): 1508-1519.
- 4.- Dreinhöfer KE, Dieppe P, Stürmer T, et al. *Ann Rheum Dis* 2006;65(10): 1346-1350.

Artroplastía total de cadera en secuelas de displasia



Dr. Joaquín Lara Giménez

Jefe Unidad de Cadera
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: jlara@alemana.cl



Dr. Carlos Tobar Parra

Dr. Luis Moya Cádiz
Unidad de Cadera
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.

Introducción

La displasia de cadera es un trastorno congénito que produce una alteración del desarrollo normal de los elementos constitutivos de la cadera.

Estas alteraciones producen condiciones biomecánicas desfavorables que aumentan las cargas sobre la superficie articular, sobrepasando las capacidades funcionales del tejido cartilaginoso lo que conduce al desarrollo de artrosis como fenómeno secundario. La displasia de cadera es una de las principales causas de colocación de prótesis de cadera en el adulto joven.

El enfoque de tratamiento quirúrgico de la displasia de cadera en el adulto presenta algunas opciones, dependiendo de la severidad de la enfermedad y del grado de daño de la articulación. La clasificación de Crowe (Tabla 1) se puede utilizar para estimar el grado de subluxación y ascenso de la cabeza femoral respecto al acetábulo. Así se describe la cirugía de preservación articular con las técnicas de osteotomías periacetabulares y femorales, cuando no hay artrosis, y el reemplazo protésico cuando nos enfrentamos a una articulación con cambios degenerativos avanzados.

Tabla 1. Clasificación de Crowe

Grado	Desplazamiento proximal	Subluxación de cabeza femoral
I	< 10%	< 50%
II	10 - 15%	50 - 75%
III	10 - 20%	75 - 100%
IV	> 20%	> 100%

La artroplastía total de cadera se ha posicionado como el tratamiento de elección en los pacientes con coxartrosis severa sintomática secundaria a displasia de cadera. El principal objetivo de esta intervención es el alivio del dolor y la mejoría de la función articular. La dificultad quirúrgica en la colocación del implante protésico en pacientes con secuela de displasia va a depender de la severidad de las anomalías anatómicas. Las prótesis de cadera asociadas a las alteraciones anatómicas displásicas aumentan la complejidad de la técnica quirúrgica y hacen que la planificación y la técnica quirúrgica muchas veces

incluyan injertos óseos, osteotomías e implantes diferentes a los utilizados regularmente lo cual puede incidir en los resultados de los implantes a largo plazo.

Consideraciones anatómicas

La displasia de cadera deja alteraciones en todos los elementos anatómicos de la articulación coxofemoral.

El acetábulo se caracteriza por ser hipoplásico, verticalizado, de poca profundidad, deficiente de paredes y en general de mala calidad ósea.

La anatomía del fémur proximal también está alterada. Pueden presentar un fémur hipoplásico y deformado con un canal estrecho asociado a una cabeza femoral pequeña y con un cuello que por lo general esta marcadamente antevertido.

Además de las alteraciones óseas, estos pacientes presentan anomalías de los tejidos blandos. Los músculos isquiotibiales, cuádriceps y aductores se encuentran acortados. La migración proximal de la cabeza femoral produce una horizontalización relativa de la musculatura abductora (Figura 1).

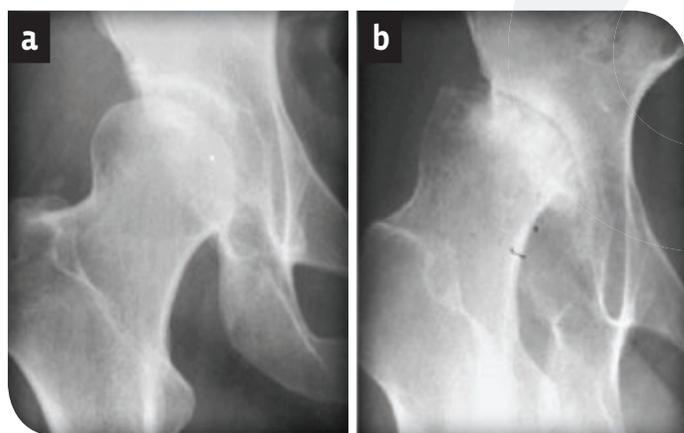


Figura 1. a) Radiografía de cadera derecha de un paciente joven que consulta por coxalgia, que demuestra signos de displasia de cadera. b) Radiografía de cadera derecha del mismo paciente cinco años después sin tratamiento que demuestra signos de artrosis avanzada.

Planificación preoperatoria

El estudio imagenológico preoperatorio debe incluir radiografías de pelvis AP y radiografías de la cadera comprometida AP, y lateral de fémur. Se pueden complementar con una proyección alar para evaluación del stock óseo acetabular y la tomografía computarizada puede ser útil en caso de deformidades muy importantes.

Una detallada planificación es fundamental en la etapa preoperatoria de una artroplastía total en cadera displásica, permitiendo una adecuada organización de la cirugía con la elección correcta de los componentes que se van a utilizar.

Se debe identificar el centro de rotación anatómico de la cadera de manera de colocar la copa acetabular en el sitio correcto. Se determinará el tamaño aproximado del cotilo, el diseño y material del implante y la necesidad de suplementación acetabular con injerto óseo o con cunas acetabulares.

En la evaluación femoral, debe realizarse la medición del canal femoral y su morfología, para definir si se requerirá de componentes habituales o especiales (Figura 2).



Figura 2. Radiografía de cadera izquierda que demuestra artrosis severa secundaria a una displasia de cadera con subluxación y ascenso del fémur, asociado a deformidad del fémur proximal.

Dependiendo de la severidad de la deformidad femoral y el grado de ascenso del fémur, es importante la determinación preoperatoria de la necesidad de realizar osteotomías femorales ya sea de acortamiento o rotacionales (Figura 3).



Figura 3. Radiografía de cadera izquierda con displasia y luxación alta (Crowe 4) con acortamiento importante de la extremidad.

Técnica quirúrgica

Componente acetabular

La reconstrucción del cotilo en caderas displásicas aún genera controversias.

Hay consenso en que la colocación de componentes acetabulares pequeños ubicados en el centro de rotación normal de la cadera obtiene los mejores resultados a largo plazo.

Respecto a la fijación del implante, hay evidencia que respalda la colocación de cotilos no cementados fijados con tornillos. En ocasiones puede ser necesario el uso de injerto óseo de la cabeza femoral, cuando la cobertura del componente acetabular no es óptima.

Para una optimización de la osteointegración del componente protésico se dispone de superficies porosas de metal trabecular que maximizan el contacto de la superficie acetabular con el hueso nativo.

Componente femoral

La reconstrucción femoral no genera tanta controversia como el componente acetabular. Las dificultades técnicas se dan en relación a la anteversión femoral presente en la mayoría de las caderas displásicas, al uso de componentes de tamaños pequeños por la estrechez de algunos canales femorales y a la necesidad de realizar osteotomías femorales subtrocantéricas en casos de caderas que requieren ser descendidas. En la gran mayoría de las caderas displásicas se pueden utilizar vástagos no cementados standard. Sin embargo si la anteversión femoral es marcada, el uso de vástagos cónicos o modulares no cementados resuelve de buena forma este problema. Dependiendo de la edad de los pacientes también pueden ser utilizados vástagos cementados para el control de la anteversión femoral (Figura 4).

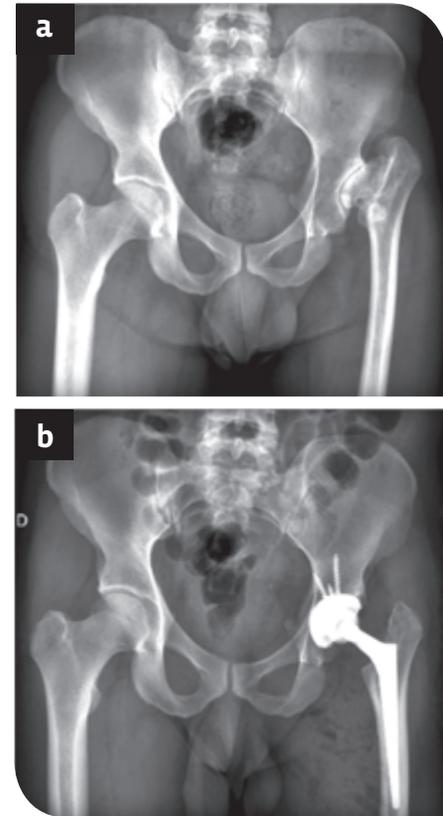


Figura 4. a) Radiografía preoperatoria con secuela de una displasia de cadera izquierda con artrosis severa. **b)** Radiografía de pelvis AP post operatoria con una prótesis total de cadera no cementada. Obsérvese el cotilo protésico en el centro de rotación anatómico y la utilización de vástago cónico, restableciéndose el offset y el largo de la extremidad.

Resultados

En la mayoría de las publicaciones los resultados de la artroplastía total de cadera en pacientes displásicos son inferiores que los reportados para las artrosis primarias. Se trata de pacientes más jóvenes, que someten los componentes protésicos a ciclos de carga mucho mayores, con alteraciones morfológicas óseas y musculares,

en ocasiones con osteotomías e injertos óseos, que condicionan el éxito de la cirugía.

Los reportes en cuanto a resultados clínicos, complicaciones, tasa de revisión y supervivencia articular dependerán en general del grado de displasia que presente el paciente (Figura 5).

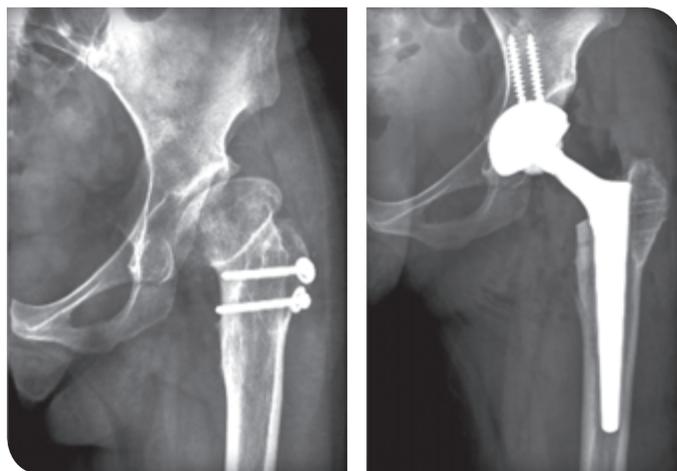


Figura 5. Radiografía de paciente portador de una artrosis de cadera izquierda operado con prótesis total de cadera.

Complicaciones

La gran mayoría de las series muestra una tasa de complicaciones mayor en prótesis totales de cadera en pacientes displásicos. La prevalencia de lesión neurológica después de una artroplastía por artrosis no displásica se ha reportado entre 0,5 al 2%. En pacientes con displasia congénita esta tasa se incrementa existiendo reportes de que van de un 3% a un 15%. Esta diferencia se explica fundamentalmente por el gran ascenso de estas caderas con grandes discrepancias de extremidades previa a la cirugía. Hay consenso en que debe realizarse osteotomía de acortamiento en pacientes con discrepancia mayores a 4 cm o el 6% de la longitud de la extremidad.

La tasa de luxación protésica también es mayor en pacientes displásicos, con reportes entre un 5-11%. Hay varios fac-

tores que se han relacionado con esta tasa de luxación más alta. Por un lado, se ha establecido una relación de algunos casos con la presencia de no unión del trocánter mayor, mientras otras se han atribuido al pinzamiento que se produce cuando se eleva y medializa el centro de rotación, o cuando no se aumenta el offset del componente femoral.

A su vez, la compleja anatomía del fémur y del canal femoral se han relacionado con un aumento del riesgo de fractura intraoperatoria del fémur. Este riesgo se incrementa cuando se hace necesaria la osteotomía femoral.

Por último, en casos severos el mayor tiempo operatorio, asociado a una mayor complejidad de la cirugía, con extensa disección y manipulación de tejidos blandos y la utilización de injerto óseo, contribuyen a que estos pacientes pueden presentar tasas de infección mayores que los pacientes intervenidos por artrosis primarias.

Conclusión

La displasia de cadera es una causa frecuente de dolor y discapacidad. El enfoque de tratamiento tiene dos posibilidades, la cirugía de preservación y la de reemplazo articular cuando las alteraciones degenerativas son avanzadas. La cirugía protésica de cadera en pacientes displásicos tiene buenos resultados, aliviando los síntomas y proporcionando buena funcionalidad de los pacientes mejorando su calidad de vida.

Referencias

- 1.- Weinstein SL. Natural history of congenital hip dislocation (CDH) and hip dysplasia. *Clin Orthop Relat Res.* 1987; 225:62-68.
- 2.- McCarthy JJ, Scoles PV, MacEwen GD. Developmental dysplasia of the hip (DDH). *Current Orthopaedics* (2005) 19, 223-230.
- 3.- Karachalios T, Hartofilakidis G. Congenital hip disease in adults. Terminology, Classification, Pre-operative planning and Management. *J Bone Joint Surg [Br]* 2010;92-B:914-21.
- 4.- Hartofilakidis G, Stamos K, Karachalios T, et al. Congenital hip disease in

adults: classification of acetabular deficiencies and operative treatment with acetabuloplasty combined with total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 1996;78-A:683-92.

5.- Fares S, Haddad B. Primary Total Replacement of the Dysplastic Hip. *American Academy of Orthopaedic Surgeons*. Vol. 81-A, Nº. 10, October 1999.

6.- Kosuge D, Yamada N. Management of developmental dysplasia of the hip in young adults. *Bone Joint J* 2013;95-B:732-7.

7.- Rogers BA, Garbedian S, Kuchinad RA, et al. Total hip Arthroplasty for Adult hip Dysplasia. *J Bone Joint Surg* Vol.94. 2012; 1809-1821.

8.- Hartofilakidis G, Babis GC, Lampropoulou-Adamidou K, et al. Results of Total Hip Arthroplasty Differ in Subtypes of High Dislocation. *Clin Orthop*

Relat Res (2013) 471:2972-2979.

9.- Cameron HU, Botsford DJ, Park YS. Influence of the Crowe rating on the outcome of total hip arthroplasty in congenital hip dysplasia. *J. Arthroplasty*, 11: 582-587, 1996.

10.- Sochart DH, Porter ML. The long-term results of Charnley low-friction arthroplasty in young patients who have congenital dislocation, degenerative osteoarthritis, or rheumatoid arthritis. *J. Bone and Joint Surg*, 79-A: 1599-1617, Nov. 1997.

11.- Numair J, Joshi AB, Murphy JC, et al. Total hip arthroplasty for congenital dysplasia or dislocation of the hip. Survivorship analysis and long-term results. *J. Bone and Joint Surg*, 79-A: 1352-1360, Sept. 1997.



Artroplastía total de cadera en fracturas



Dr. Luis Moya Cádiz

Unidad de Cadera
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina
Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo,
Santiago, Chile.
Contacto: lmoaya@alemana.cl



Dr. Ignacio Villalón Montenegro

Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina
Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo,
Santiago, Chile.



Dr. Joaquín Lara Giménez

Jefe Unidad de Cadera
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina
Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo,
Santiago, Chile.

Introducción

Las fracturas de cadera se presentan mayoritariamente en población de edad avanzada, considerándose hoy en día un problema de salud mundial. La tendencia de la incidencia actual es hacia el aumento, previéndose que a nivel mundial el número total de pacientes que sufren una fractura del fémur proximal se eleve sobre los seis millones al año para el 2050.

Las lesiones alrededor de la cadera se pueden dividir en aquellas que se ubican en el fémur proximal: fracturas peritrocantéricas, subtrocantéricas, de cuello femoral y cabeza femoral; y aquellas que se ubican en el acetábulo. Todas estas presentan un tratamiento amplio.

En este capítulo hablaremos sobre el manejo mediante el reemplazo articular de fracturas de cuello femoral, de cabeza femoral y de acetábulo.

Fracturas de cuello femoral

Las fracturas de cuello femoral se presentan mayoritariamente en pacientes de edad avanzada, secundarias a una caída de nivel. Las opciones de tratamiento para este grupo de pacientes incluyen la fijación interna, hemiarthroplastía y la artroplastía total de cadera (ATC). La opción debe ser determinada según el tipo de fractura, la condición del paciente, las demandas funcionales y su capacidad médica y mental para hacer frente a la cirugía. Actualmente, el tratamiento de elección para el paciente adulto mayor es la ATC, reservándose la reducción y osteosíntesis para pacientes más jóvenes en los que se quiere preservar la articulación nativa. Si bien se puede considerar la ATC como un procedimiento más complejo y una cirugía más agresiva que la reducción más osteosíntesis, los resultados funcionales finales y la satisfacción de los pacientes es mayor. Por otra parte, la tasa de cirugía de revisión es menor.

Examen físico

Hay que evaluar el compromiso neurovascular de la extremidad afectada, así como el compromiso de las partes blandas y el largo de las extremidades (que siempre está acortada en presencia de fractura).

Otro punto a consignar es la rigidez y posición en flexión de la rodilla. Se debe poner especial atención en las patologías concomitantes que presenta el paciente. En nuestra práctica diaria trabajamos en conjunto con un equipo de geriatría, quienes se encargan del manejo médico de este grupo de pacientes tanto en el pre como en el postoperatorio.

Imagenología y planificación preoperatoria

El estudio imagenológico debe incluir radiografías de pelvis anteroposterior (Figura 1) y axial de la cadera afectada. La primera es de suma importancia, ya que

permite obtener información de la cadera contralateral (ángulo cervicodiafisario, Voss). La segunda radiografía es útil para conocer la anteversión femoral que presenta el paciente.



Figura 1. Radiografía de pelvis anteroposterior. Fractura medial de cadera derecha.

Elección del implante a utilizar

En general en pacientes mayores de sesenta y cinco años, nuestra elección es realizar una ATC híbrida (Figura 2). Se reservan las prótesis bipolares para aquellos pacientes de muy baja demanda y con patologías como Parkinson o Alzheimer avanzado, en quienes el riesgo de luxación sea elevado.

Técnica quirúrgica

En cuanto al abordaje quirúrgico, se debe utilizar aquel con el que uno se encuentre más familiarizado. En nuestro grupo utilizamos el abordaje posterolateral tipo Kocher-Lagenbeck modificado. Una vez anestesiado el paciente (que en nuestro caso corresponde de preferencia a la modalidad de anestesia peridural hipotensiva más sedación), se realiza en decúbito dorsal la evaluación exacta de la longitud de extremidades para detectar la disimetría. Evaluado esto, así como los ejes de



Figura 2. Radiografía de pelvis anteroposterior. Prótesis total de cadera derecha híbrida.

la extremidad, el paciente es posicionado en decúbito lateral. La pelvis debe quedar en posición neutra tanto en el eje axial como sagital, para así obtener un plano de Lewinnek (entre las espinas ilíacas anterosuperiores y la sínfisis púbica) adecuado, lo cual es importante para obtener una segura orientación del componente acetabular. Para esto utilizamos un soporte pélvico de Stulberg, que se posiciona en ambas espinas ilíacas anterosuperior y el sacro. Estos soportes deben estar colocados de manera tal que permitan una flexión de la cadera >90 grados, rango de movimiento crucial al hacer la evaluación intraoperatoria de la estabilidad de la prótesis.

Una vez realizada la incisión de la piel con bisturí frío, se accede al tejido celular subcutáneo. Cuidadosamente se despliega el plano compuesto por la fascia lata hacia distal y las fibras superficiales del glúteo mayor hacia proximal. Se realiza una abducción de 20° de la cadera en rotación neutra, para impedir la tensión de estos tejidos mientras se abre este plano con electrobisturí, evitando lesionar el músculo vasto lateral que se encuentra directamente debajo de la fascia. La disección manual

atraumática de las fibras del glúteo mayor hacia proximal es recomendada. Una vez abierto este plano, se coloca el marco de Charnley, el cual separa el plano subcutáneo y músculo-facial, permitiendo la observación de la bursa trocantérica, el vasto lateral y el glúteo medio. Se abre la bursa y, rotando la cadera a interno y en extensión, se identifica el plano entre el glúteo medio y los rotadores de la cadera. Este gesto permite además liberar tensión del nervio ciático y el ligamento isquiofemoral, que es el principal componente de la cápsula articular posterior. Se posiciona la “Garra de Charnley” separando el plano del glúteo medio y los rotadores. Una de las ventajas de este abordaje es que el aparato abductor de la cadera permanece casi intacto. Se identifica un tejido graso característico y se accede al tendón del músculo piriforme y a la inserción en el fémur de los géminos. Con electrobisturí se desinsertan los tendones mencionados lo más cerca posible a su inserción femoral (llevando la pierna en máxima rotación interna y extensión posible) con un flap de periostio adosado. Estos se toman inmediatamente con puntos para una reinsertación ulterior. Se logra entonces la visualización del músculo cuadrado femoral a lo largo de la línea intertrocantérica, desinsertándolo parcial o totalmente según sea requerido por la tensión de las partes blandas. En caso de desinsertar el músculo cuadrado femoral (en la gran mayoría de los casos) es recomendable pasar un punto transfixiante previo alrededor del músculo para prevenir el sangrado que produce el corte de la rama ascendente de la arteria circunfleja medial. Se debe coagular además la rama trocantérica de la arteria circunfleja medial. Una vez realizada esta etapa, se accede a la región posterior de la cápsula articular compuesta por el ligamento isquiofemoral, que es el ligamento más potente de la cadera. Se realiza una capsulotomía en T, tomando los bordes con un punto para su reinsertación ulterior. Se accede de esta manera a la región posterior del cuello femoral.

Se luxa la cadera, se retira la cabeza femoral y luego se regulariza el cuello femoral con sierra oscilante. Se expone el cotilo. La observación completa del ligamento transversal es un excelente indicador de que el acceso a la cavidad acetabular no requiere

de otros gestos quirúrgicos. Extraemos el labrum con bisturí frío y se resecan los restos del pulvinar y el ligamento redondo con electrobisturí. Una vez que la fovea se hace visible, con una cucharilla se identifica el trasfondo acetabular, que es el límite de seguridad medial para el fresado del acetábulo.

Luego se debe realizar la preparación femoral. El primer paso de la preparación del fémur es la identificación del canal medular siguiendo el eje del fémur. Se debe evitar entrar en varo o en valgo para no comprometer la posición final del fresado y consecuentemente del implante. Una vez identificado el canal, con un palpador se evalúan las paredes del fémur (medial, lateral, anterior y posterior) para comprobar la indemnidad de éste. Como mencionamos anteriormente, en este grupo de pacientes se debe realizar una cementación del fémur.

Postoperatorio

Los cuidados postoperatorios incluyen el manejo del dolor y evitar que los pacientes realicen el cruce de las piernas. Se autoriza carga total al día siguiente de la cirugía asistida por kinesiólogo, utilizando andador o dos bastones.

Fracturas de cabeza femoral

Las fracturas de la cabeza femoral asociadas a luxación de cadera son lesiones poco frecuentes, en general secundarias a mecanismos de alta energía y que requieren reducción temprana de la articulación. Fueron descritas por Birkett en 1869 y en 1957 Pipkin las clasificó en cuatro grados de acuerdo a la relación de la fractura con la fovea y a la presencia o ausencia de fractura acetabular asociada (Tipo I: luxación posterior de cadera y fractura de cabeza femoral por debajo de la fovea. Tipo II: luxación posterior de cadera con fractura de cabeza femoral por sobre la fovea. Tipo III: tipo I o tipo II con fractura de cuello femoral asociada. Tipo IV: tipo I, II o III asociada a fractura de acetábulo).

Este tipo de lesiones requiere reducción, estabilización y fijación interna temprana. Dentro de las opciones terapéuticas existen la reducción cerrada de la articulación y manejo conservador de

la fractura, retiro de los fragmentos de fractura, reducción abierta y fijación interna, ATC y artrodesis. Sin embargo, independiente del tipo de tratamiento que se realice, diferentes complicaciones pueden presentarse, dentro de las que destacan la necrosis avascular de la cabeza femoral, no unión de la fractura, osificación heterotópica y artrosis postraumática. Estas pueden complicar la evolución y rehabilitación de los pacientes, llevando finalmente a resultados clínicos malos. En general, este tipo de lesiones, en la cual se provoca un daño articular considerable, históricamente han presentado resultados funcionales pobres.

A este grupo de pacientes se reserva la ATC ante la falla de la reducción y osteosíntesis inicial (no unión, osteonecrosis, artrosis postraumática) o para fracturas en las que no se realizó ningún gesto quirúrgico inicial. Como la mayoría de los casos corresponde a pacientes jóvenes, se prefiere utilizar componentes no cementados.

Fracturas de acetábulo

Las fracturas de acetábulo son poco frecuentes y se asocian a mecanismos de alta energía que pueden amenazar la vida, como accidentes de tránsito o caídas de altura. El tratamiento estándar para las fracturas desplazadas del acetábulo es la reducción abierta y la fijación interna. Según el grado de conminución articular y del grado de reducción de los fragmentos se hará

el pronóstico de la articulación. Sin embargo, muchas veces pacientes con buenas reducciones de sus fracturas evolucionarán indefectiblemente a la artrosis.

La indicación de una prótesis total de cadera como tratamiento agudo de una fractura de acetábulo:

1) La fractura de acetábulo en pacientes añosos es una lesión poco frecuente (Figura 3). Sin embargo, cuando se presenta, es devastadora desde el punto de vista fisiológico del adulto mayor. En estos pacientes, la reducción abierta y osteosíntesis no es la mejor opción debido a la presencia de un hueso osteoporótico que habitualmente no mantiene la reducción, produciéndose desplazamiento de la fractura y artrosis post traumática, requiriendo una segunda intervención. Además, se agrega la morbilidad del reposo en cama en pacientes de la tercera y cuarta edad (trombosis, escaras, infección respiratorias y urinarias, entre otras); y se asocia la dificultad en la adherencia a la rehabilitación, donde muchas veces estos pacientes presentan algún grado de demencia, no pudiendo seguir las instrucciones de descarga de la extremidad por parte del kinesiólogo.

El tratamiento agudo de una fractura de acetábulo fue inicialmente propuesto por Westerborn en 1954. Desde 1986 diversas publicaciones avalan su uso debido a sus buenos resultados.

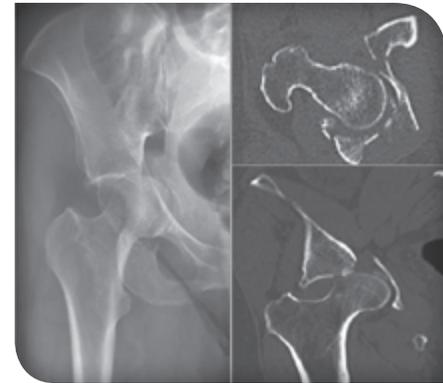


Figura 3. Radiografía de cadera derecha y tomografía axial computada en la que se observa fractura de acetábulo con medialización de la cabeza femoral.

2) En pacientes en los que existe un gran daño articular inicial, especialmente conminución de la zona de carga del acetábulo o daño extenso de la cabeza femoral, y que sus fracturas son susceptibles de ser reducidas adecuadamente para la colocación de una copa acetabular estable, se puede optar por una prótesis total de cadera (Figura 4). Es de especial cuidado lograr una reducción estable utilizando placas y tornillos de los pilares del acetábulo, como asimismo de las paredes (especialmente la pared posterior). Esto además de obtener un contacto con el hueso acetabular de al menos 50% de la superficie para asegurar una osteointegración del implante. Si es necesario, se puede utilizar injerto óseo para rellenar aquellos defectos acetabulares producto de la conminución y compactación ósea que a veces se producen en este tipo de fracturas.



Figura 4. Radiografía de pelvis anteroposterior. Reducción y osteosíntesis de pared posterior asociado a prótesis total de cadera derecha.

3) Para el manejo de la artrosis post traumática luego de una fractura de acetábulo (Figura 5). Como se ha dicho previamente, un alto porcentaje de pacientes que han sufrido una fractura o luxa fractura del acetábulo evolucionarán hacia la artrosis de cadera. Este número puede ser tan alto como 60% en algunas series. La colocación de una prótesis total de cadera en una secuela de fracturas de acetábulo presenta algunos desafíos. En general, obtener un lecho acetabular adecuado es difícil, ya que muchas veces se pierden partes de las paredes, con lo que disminuye el porcentaje de hueso propio que estaría en contacto directo con el cotilo a implantar. Es por esto que hoy en día utilizamos componentes ya sea de tantalio trabecular o titanio trabecular, presentando excelentes resultados funcionales y radiológicos.



Figura 5. Radiografía de pelvis anteroposterior. Prótesis total de cadera izquierda en artrosis postraumática de cadera secundaria a fractura de acetábulo.

Referencias

- 1.- Riggs BL, Melton LJ III. The worldwide problem of osteoporosis: insights afforded by epidemiology. *Bone* 1995;17:505s-511s.
- 2.- Bhandari M, Devereaux PJ, Swiontkowski MF, et al. Internal fixation compared with arthroplasty for displaced fractures of the femoral neck. A meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85-A:1673-1681.
- 3.- Parker MJ, Khan RJ, Crawford J, et al. Hemiarthroplasty versus internal fixation for displaced intracapsular hip fractures in the elderly. A randomised trial of 455 patients. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84:1150-1155.
- 4.- Goh SK, Samuel M, Su DH, et al. Meta-analysis comparing total hip arthroplasty with hemiarthroplasty in the treatment of displaced neck of femur fracture. *J Arthroplasty* 2009;24:400-406.
- 5.- Liao L, Zhao J, Su W, et al. A meta-analysis of total hip arthroplasty and hemiarthroplasty outcomes for displaced femoral neck fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012;132:1021-1029.
- 6.- Stroup DF, Berlin JA, Morton SC, et al. Meta-analysis of observational studies in epidemiology: a proposal for reporting. Meta-analysis

of Observational Studies in Epidemiology (MOOSE) group. *Jama* 2000;283:2008–2012.

7.- Keating JF, Grant A, Masson M, et al. Randomized comparison of reduction and fixation, bipolar hemiarthroplasty, and total hip arthroplasty. Treatment of displaced intracapsular hip fractures in healthy older patients. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88:249–260.

8.- Giannini S, Chiarello E, Cadossi M, et al. Prosthetic surgery in fragility osteopathy. *Aging Clin Exp Res* 2011;23:40–42.

9.- Hedbeck CJ, Enocson A, Lapidus G, et al. Comparison of bipolar hemiarthroplasty with total hip arthroplasty for displaced femoral neck

fractures: a concise four-year follow-up of a randomized trial. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93:445–450.

10.- Avery PP, Baker RP, Walton MJ, et al. (2011) Total hip replacement and hemiarthroplasty in mobile, independent patients with a displaced intracapsular fracture of the femoral neck: a seven- to ten-year follow-up report of a prospective randomised controlled trial. *J Bone Joint Surg Br* 2011;93:1045–1048.

11.- Marti RK, Kloen P. Chronic recurrent posterior dislocation of the hip after a Pipkin fracture treated with intertrochanteric osteotomy and acetabuloplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82:867-872.



Inestabilidad en prótesis total de cadera



Dr. Julio Piriz Simonetti

Unidad de Cadera

Departamento de Traumatología

Clinica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clinica Alemana,

Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.

Contacto: jpiriz@alemana.cl

Introducción

La luxación o inestabilidad protésica es una de las principales complicaciones de la cirugía de reemplazo articular de cadera. Constituye la segunda causa de cirugía de revisión protésica de cadera (25%) después de la infección.

Su frecuencia se estima entre el 0,3 y hasta el 10% posterior a una cirugía de artroplastia total de cadera primaria, dependiendo de múltiples factores, tanto del paciente, su patología de base o la técnica quirúrgica. Así mismo, aumenta hasta un 28% posterior en cirugía de revisión.

El período de mayor riesgo para que ocurra la luxación es dentro del primer mes (70%), siendo su incidencia acumulativa un 1% el primer mes, 1,9% al año, 1% más cada cinco años y de 7% a los veinticinco años.

Una vez reducida la luxación protésica, la mayoría de los pacientes no presentará un segundo episodio. Sin embargo, los pacientes que presentan recurren-

cia del evento con frecuencia van a precisar de un tratamiento quirúrgico.

El mecanismo de luxación del implante puede ser extensión y rotación externa de cadera en el caso de la luxación anterior, o flexión y rotación interna en luxación posterior (Figura 1), siendo esta última el tipo de luxación más frecuente (77%).



Figura 1. Luxación posterior.

Factores de riesgo

Se han identificado factores de riesgo asociados a mayor riesgo de luxación de prótesis de cadera, los cuales se pueden clasificar en factores de riesgo modificables o extrínsecos y no modificables o intrínsecos. Entre los factores intrínsecos destacan la mayor edad (>70 años); sexo femenino; cirugía protésica en contexto de fractura; abuso de alcohol y/o drogas; y comorbilidades del paciente, principalmente espasticidad y/o enfermedades neuromusculares (enfermedad de Parkinson). Por otra parte, los factores extrínsecos comparten la característica de ser modificables, de ahí su importancia en conocerlos para evitar esta complicación.

Dentro de los factores modificables figuran el expertise del cirujano y la elección del abordaje, siendo mayor en el abordaje posterior (5%, sin capsuloplastia y sin reinserción de la musculatura rotadora), luego el anterolateral (3,6%) y en menor frecuencia el anterior con un 2,3%. Claramente estos porcen-

tajes se ven directamente afectados por la experiencia del cirujano, logrando tasas menores al 1% en centros de referencia.

Respecto al abordaje posterior, por largo tiempo desacreditado por la alta tasa de luxaciones, Pellicci et al. (0,8%) y Jun Choi et al. (1%) mostraron que al realizar una capsuloplastia y reinsertar la musculatura rotadora se lograban tasas de luxaciones comparables o incluso superiores a las de otros abordajes.

El balance de las partes blandas juega un rol importante en evitar la inestabilidad en el post operatorio. Un offset insuficiente, un centro de rotación inapropiado o fracturas no reparadas del trocánter mayor significarán una tensión inadecuada de la musculatura abductora, favoreciendo la inestabilidad.

Dentro del diseño y orientación de los componentes se sabe que cabezas pequeñas, insertos de polietileno de perfil bajo o mal orientados, cuellos y un offset femoral insuficiente aumentan el riesgo de luxación.

La orientación del cotilo es otro factor determinante. Debería ser cercana a los 40° en el plano sagital (inclinación). Inclinaciones mayores a 45° aumentan significativamente el desgaste de los componentes, generando un factor de riesgo de luxación tardía.

Respecto a la anteversión, lo más relevante es la anteversión combinada (suma de la anteversión acetabular + anteversión del vástago). Murray determinó valores entre 25 y 35° para los hombres y entre 35 y 45° para las mujeres como los rangos de seguridad de la anteversión combinada (Figura 2, a y b).



Figura 2. a) Cotilo en posición neutra
b) Luxación posterior

Los insertos con realce o ceja de 10° se prefieren a los planos o realces mayores. Estos últimos, con realce superior a 10°, se asocian a tasas de luxación mayor por fenómenos de pinzamiento entre los componentes a nivel del cuello del implante femoral. Insertos planos o neutros se relacionan a tasas de luxación de un 3,85%, mientras que liners con 10° muestran tasas menores (2,19%).

Clasificación

La inestabilidad en prótesis de cadera se puede clasificar según el momento de su presentación en temprana (antes de los seis meses post operatorio), intermedia (entre seis meses y cinco años) o tardía (posterior a cinco años). La importancia de esta clasificación es que nos orienta sobre la etiología y el manejo de esta patología. Asimismo, hablamos de inestabilidad por luxación recidivante cuando se han producido al menos tres eventos de esta naturaleza.

En general los pacientes que se presentan con inestabilidad protésica temprana, e incluso el grupo intermedio, suelen tener una buena respuesta al manejo conservador (reducción ortopédica, evitar posiciones de riesgo, kinesiterapia), en el entendido que existe una correcta orientación de los componentes protésicos. Su etiología guarda relación con la débil calidad de los tejidos blandos, esencialmente la musculatura abductora, sobre todo en mujeres mayores, pacientes con altera-

ción cognitiva y/o déficit neurológicos. Además, este grupo de pacientes se asocian al diagnóstico preoperatorio de fractura de cuello femoral, osteonecrosis de cadera o artropatías inflamatorias.

Las luxaciones que se presentan en forma tardía corresponden en general a etiología multifactorial, dentro de las que destaca el desgaste del polietileno, el deterioro de la masa muscular, déficit neurológico o fracturas (avulsiones del trocánter mayor). Otros factores que se asocian a la inestabilidad tardía son edad menor (mayor cantidad de ciclos y desgaste del polietileno), género femenino (mayor laxitud de partes blandas), mala posición de componentes y pinzamiento de la prótesis como resultado de un cambio de hábito corporal (baja de peso). Dado que este tipo de inestabilidad se asocia a alteraciones “estructurales”, el tratamiento es frecuentemente de resorte quirúrgico.

Presentación clínica

La historia que frecuentemente refieren los pacientes que se presentan con luxación de prótesis de cadera es que se produce el evento en posiciones de riesgo, es decir, con la cadera en aducción, flexión y rotación interna. Actividades cotidianas que se asocian a dicha posición son, por ejemplo, el atarse los cordones de los zapatos o sentarse en un lugar de baja altura (silla o taza del baño).

Estudio

Cuando nos enfrentamos a pacientes con sospecha de luxación de prótesis de cadera, el enfrentamiento imagenológico inicial considera una radiografía de pelvis AP y eventualmente una segunda proyección axial de trauma de la cadera afectada. Este estudio básico nos permite evaluar en forma bastante precisa las causas de la inestabilidad, como por ejemplo la orientación inadecuada o aflojamiento de los componentes protésicos, desgaste del polietileno (en casos en que la cadera ya ha sido reducida) y fracturas, entre otros.

La Tomografía Computada tiene cabida en el caso que la radiología simple nos deje alguna duda en cuanto a la etiología de la luxación (orientación de componentes) o diagnóstica (fracturas no evidentes en la radiología convencional), sin embargo no se utiliza de rutina.

Tratamiento

El tratamiento conservador es el elegido en pacientes que se presentan con un primer episodio de luxación de prótesis de cadera, siempre y cuando no se evidencie una alteración que sea indicación de tratamiento quirúrgico por sí sola en el estudio imagenológico inicial.

Dos tercios de los pacientes que sufren de inestabilidad protésica se beneficiarán de este tratamiento y no requerirán nuevas intervenciones. El tratamiento consiste inicialmente en el manejo del dolor y eventuales lesiones asociadas (sobre todo relacionadas a eventos traumáticos), reducción cerrada de la prótesis bajo sedación o anestesia, e higiene postural, con el objeto de mantener la cadera reducida fuera de las posiciones de riesgo ya descritas. Dicha prevención se puede llevar a cabo con la utilización de un cojín de abducción de uso temporal.

El uso de yesos tipo Spica en caso de pacientes neurológicos o con trastornos de la personalidad y/o cognición, no tiene ninguna indicación en la actualidad.

La kinesiterapia debe considerarse como parte fundamental del manejo conservador posterior al periodo de reposo inicial de efecto analgésico. Esta modalidad terapéutica debe considerar la repotenciación de musculatura estabilizadora de la cadera (principalmente los abductores y flexores de cadera), la corrección de vicios posturales y los ejercicios de estabilización de la marcha.

Cuando se presenta un segundo episodio de inestabilidad en prótesis de cadera, hay evidencias imagenológicas de

desgaste de polietileno (Figura 3) y/o hay mal alineamiento o falla de los componentes protésicos, el tratamiento quirúrgico está indicado. Existen múltiples estrategias en el enfrentamiento quirúrgico de la inestabilidad protésica de cadera recurrente, dentro de las cuales destaca la revisión y recambio de la prótesis y el cambio de componentes modulares (inserto de polietileno, cabeza protésica de mayor tamaño).

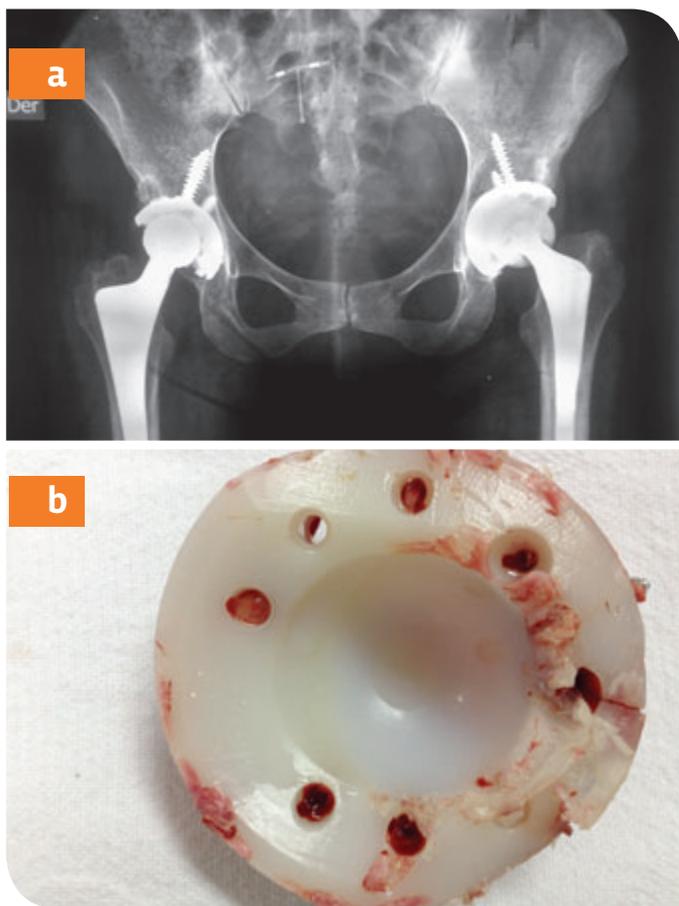


Figura 3. a. y b. Desgaste de polietileno.

Otras opciones terapéuticas son la artroplastía bipolar y tripolar, el uso de insertos constreñidos, el refuerzo de partes blandas circundantes y el avance del trocánter mayor (estas dos últimas muy excepcionales).

Cirugía de revisión

La mala posición de los componentes es una de las principales causas de inestabilidad en prótesis de cadera y su corrección es una medida efectiva. Es necesario detectar la posición de los componentes previo a la cirugía, para esto es de ayuda la radiografía simple en dos proyecciones. En caso de dudas en cuanto a la orientación de los componentes, la tomografía computada nos entrega información más precisa, sobre todo en la evaluación de la versión acetabular como de la femoral.

Junto a la imagenología, el examen físico juega un rol fundamental, ya que nos permite valorar la presencia de acortamiento de la extremidad o un probable déficit de tensión de partes blandas para mantener la prótesis reducida.

La evaluación final y más precisa de la posición de los componentes protésicos debe ser confirmada en el intraoperatorio. Si se confirma la posición inadecuada de uno de sus componentes, esta debe ser corregida. En pacientes frágiles se puede considerar, en forma excepcional, mantener la mala posición de los componentes cuando esta es leve, sobre todo si otra estrategia como el uso de insertos constreñidos permite disminuir en forma significativa el riesgo de un nuevo episodio de luxación. De esta forma podemos acortar el tiempo quirúrgico y la morbilidad asociada a este.

Cambio de componentes modulares

Esta estrategia considera el aumento del tamaño de la cabeza femoral protésica y/o el cambio del inserto, con eventual reorientación del mismo. Debe ser considerado el uso de esta estrategia solo en el enfrentamiento de pacientes con una adecuada orientación del componente acetabular y femoral, y donde se hayan descartado meticulosamente otras causas de inestabilidad. Por otra parte, el componente acetabular debe ser lo suficientemente grande para permitir el uso de un inserto para una cabeza de mayor tamaño. La evidencia de hoy es controversial sobre el uso de esta estrategia, ya que hay reportes que indican una incidencia no despreciable

de recidiva de luxación. De suma importancia es la comprobación de una adecuada estabilidad en el intraoperatorio para evitar reintervenciones futuras.

Artroplastía bipolar y tripolar

La prótesis bipolar consiste en una cabeza femoral pequeña que articula con un liner de polietileno, el que a su vez articula con una gran cabeza femoral que se aloja en el acetábulo del paciente. Esto permite movimiento entre la pequeña cabeza femoral y el liner, y entre la cabeza de mayor tamaño y el acetábulo nativo. La instalación de una prótesis bipolar, en un componente acetabular con liner respectivo, se conoce como prótesis tripolar. La cabeza femoral grande y el hecho de distribuir la movilidad de la cadera en dos interfases distintas, son los motivos por los cuales aumentaría la estabilidad de este tipo de prótesis. A pesar de que existe evidencia actual que avala su uso en pacientes con prótesis de cadera inestables (como alternativa de tratamiento quirúrgico), estos tipos de implantes no están exentos de complicaciones. Las más frecuentes son la migración medial o cefálico del implante con el paso del tiempo, la luxación o el desacoplamiento del sistema y el dolor inguinal (Figura 4).

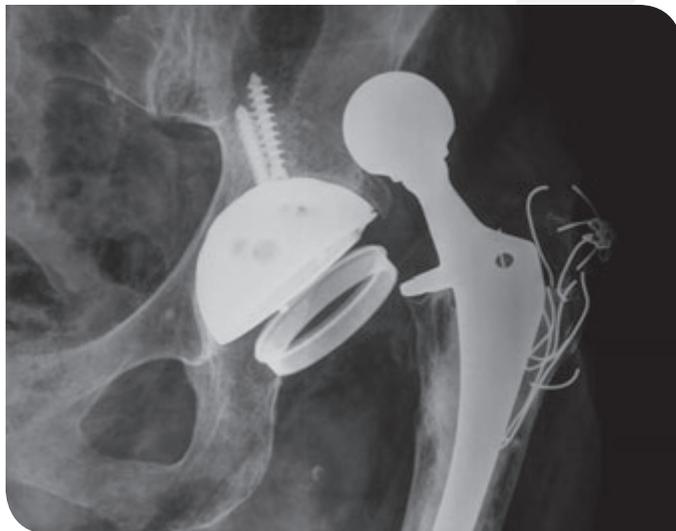


Figura 4. Luxación de inserto constreñido.

Cabeza femoral de mayor tamaño

Las cabezas femorales de mayor tamaño requieren de un mayor desplazamiento para ser luxadas, por lo que pueden ser una medida efectiva para disminuir la tasa de luxación. Sin embargo, para instalar una cabeza de mayor tamaño en una prótesis total de cadera manteniendo el tamaño del componente acetabular, necesariamente debe disminuir el grosor del polietileno. Esto necesariamente tiene como consecuencia una menor vida útil de la prótesis.

Insertos constreñidos

En pacientes de baja demanda, los insertos constreñidos son una opción de tratamiento válida y demostrada ampliamente por la literatura actual. Es importante considerar que estos implantes tienen un menor rango articular, mayor probabilidad de pinzamiento y un aumento del *shear stress* acetabular. Así mismo, el desacoplamiento del montaje o incluso la luxación del componente acetabular son potenciales complicaciones de este método, por los que se debe ser extremadamente cuidadoso en la selección de los pacientes.

Refuerzo de partes blandas y avance trocantérico

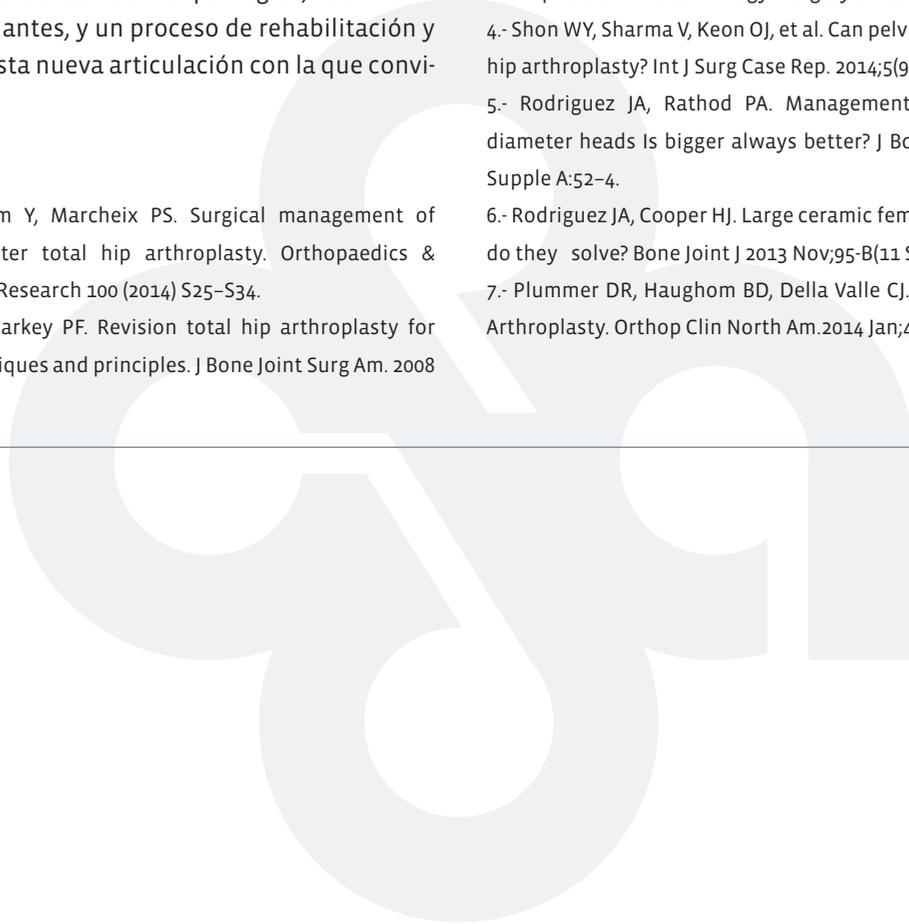
La aumentación de partes blandas es una técnica poco utilizada. Se busca reforzar el mecanismo abductor y la cápsula posterior mediante plastías de la fascia lata o el uso de aloinjertos tendíneos. Es requisito la correcta orientación de los componentes protésicos para poder realizar solo una técnica de partes blandas y buscar corregir la inestabilidad. El avance trocantérico es otra técnica poco utilizada, con este procedimiento se busca aumentar la tensión del mecanismo abductor y por lo tanto mejorar la estabilidad de la cadera protésica. También se reserva para casos en que los componentes se encuentran bien ubicados, se prefiere en pacientes jóvenes y las principales complicaciones son la no unión y el dolor trocantérico.

Conclusión

Finalmente, el mejor tratamiento de la inestabilidad protésica es la prevención de la misma. Esto incluye el reconocimiento de factores de riesgo del paciente y de su o sus patologías de base, una adecuada técnica quirúrgica, la elección apropiada de los implantes, y un proceso de rehabilitación y cuidado acorde con esta nueva articulación con la que convivirá el paciente.

Referencias

- 1.- Charissoux JL, Asloun Y, Marcheix PS. Surgical management of recurrent dislocation after total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 100 (2014) S25-S34.
- 2.- Parvizi J, Picinic E, Sharkey PF. Revision total hip arthroplasty for instability: surgical techniques and principles. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 May;90(5):1134-42.
- 3.- Girarda J, Kerna G, Migaud H, et al. Primary total hip arthroplasty revision due to dislocation Prospective French multicenter study la Société française de chirurgie orthopédique et traumatologique. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2013;99, 549—553.
- 4.- Shon WY, Sharma V, Keon OJ, et al. Can pelvic tilting be ignored in total hip arthroplasty? *Int J Surg Case Rep.* 2014;5(9):633-6.
- 5.- Rodriguez JA, Rathod PA. Management factorials in THA: Large diameter heads Is bigger always better? *J Bone Joint Surg Br* 2012;94-B, Supple A:52-4.
- 6.- Rodriguez JA, Cooper HJ. Large ceramic femoral heads: what problems do they solve? *Bone Joint J* 2013 Nov;95-B(11 Suppl A):63-6.
- 7.- Plummer DR, Haughom BD, Della Valle CJ. Dual Mobility in Total Hip Arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 2014 Jan;45(1):1-8.



Prótesis total de cadera dolorosa: enfoque estudio



Dr. Jaime López Castellaro

Unidad de Cadera

Departamento de Traumatología

Clinica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.

Contacto: jlopezc@alemana.cl

Introducción

El reemplazo total de cadera es uno de los procedimientos más exitosos y costo efectivos dentro de la medicina. Aunque una minoría presente molestias leves, existe hasta un 6% de casos con dolor crónico severo postoperatorio. Las causas de dolor pueden estar relacionadas a la prótesis de cadera o ser dolores irradiados de lugares cercanos. Es necesario realizar una completa anamnesis para determinar la presentación de los síntomas y su temporalidad de aparición, acompañado de un exhaustivo examen físico para localizar las zonas dolorosas relacionadas o no con la cadera, intentando reproducir la sintomatología que causa molestias en el paciente. Se debe realizar un completo estudio, que incluya pruebas de laboratorio e imágenes adecuadas que ayuden a identificar la causa precisa. Con estas

herramientas se logrará un diagnóstico en la mayoría de los pacientes y se podrá llevar a cabo un tratamiento apropiado.

El reemplazo total de cadera es uno de los procedimientos más exitosos y costo efectivos dentro de la medicina. Fue elegida el año 2007 por la revista *Lancet*⁽¹⁾ como la cirugía del siglo.

Anualmente se realizan sobre 330.000 procedimientos anuales⁽²⁾ en Estados Unidos, con mejoría significativa en la calidad de vida de los pacientes operados.

Aunque una minoría de éstos presentan molestias leves, existe hasta un 6% de casos con dolor crónico severo postoperatorio⁽³⁾.

Las causas de dolor en una prótesis total de cadera pueden ser múltiples y es-

tar relacionadas con la cirugía misma o corresponder a dolores referidos. Se pueden dividir en extrínsecas e intrínsecas (Tabla 1).

Historia clínica

Dentro de la pesquisa para encontrar la causa del dolor, se debe realizar una acabada historia clínica y anamnesis tanto remota como próxima de patologías concomitantes (por ejemplo la diabetes mellitus, que puede condicionar neuropatías o favorecer procesos infecciosos, especialmente cuando no está bien controlada), procedimientos dentales recientes que podrían condicionar infección secundaria, patologías psiquiátricas (como la depresión, que al optimizar su manejo puede hacer disminuir sintomatología subjetiva). También la fibromialgia genera puntos dolorosos que al tratar pueden disminuir el dolor.

Tabla 1. Diagnóstico diferencial de una prótesis total de cadera dolorosa

Causas extrínsecas
• Patología de columna lumbar (hernia núcleo pulposo, raquiostenosis, espondilolisis - listesis)
• Compromisos nervio periféricos (n. ciático, n. femoral, n. fémoro-cutáneo lateral)
• Hernias (inguinal, femoral, musculares)
• Tendinopatía abductora
• Enfermedades metabólicas (osteomalacia, Paget)
• Patología tumoral y metástasis óseas
• Patología vascular periférica
• Síndrome dolor regional complejo (Sudeck)
• Fracturas por insuficiencia (sacra, ramas)
Causas intrínsecas
EXTRACAPSULARES
• Tendinitis iliopsoas
• Osificaciones heterópicas
• Bursitis trocantéricas
INTRACAPSULARES
• Aflojamiento mecánico (cementado, no cementado)
• Infección protésica
• Osteolisis
• Fracturas periprotésicas
• Pinzamiento protésico
• Inestabilidad oculta
• Fractura por stress
• Dolor punta vástago femoral
• No unión
• Falla implante (fractura, corrosión)

Debemos establecer la temporalidad del dolor descrito con respecto a la cirugía. Es decir, si era previo o de inicio en el postoperatorio. En casos de dolor inmediato, con la marcha podemos sospechar fracturas periprotésicas no desplazadas. A diferencia, cuando el dolor se presenta años después

de la instalación protésica, se puede plantear desgaste o aflojamiento de los implantes, la relación del comienzo de las molestias con eventos infecciosos como abscesos o sepsis que nos hagan sospechar una sobreinfección protésica.

Consignar la duración del dolor: si es intermitente o constante; si cede en reposo o se incrementa con la actividad, como en los casos de aflojamiento protésicos en que las molestias aumentan con la actividad; si se presenta durante la noche, que nos debe hacer pensar en infecciones o patología tumoral.

El tipo de dolor: si es de tipo eléctrico, quemante, que nos sugiere neuropatías o radiculopatías, o si es un dolor sordo y cansado como en los aflojamientos.

Historia de salida de líquido en torno a la cicatriz operatoria o su alrededor, aumento de volumen y/o fiebre nos debe hacer sospechar de infección.

La ubicación del dolor nos indica la relación con los componentes protésicos. Si es inguinal o glúteo profundo es concordante con aflojamiento acetabular. En cambio, a nivel del muslo y la rodilla puede traducir problemas con el vástago femoral, como aflojamiento o dolor generado por diferencias del módulo de elasticidad del hueso con el implante.

Examen físico

Debemos precisar la ubicación de los síntomas indicados por el paciente. Por ejemplo, el dolor trocantérico a la palpación de éste puede presentarse en los casos de bursitis o tendinopatías del glúteo medio-menor⁽⁴⁾.

La disimetría de extremidades puede ser causal de dolor lumbar en columnas con trastornos degenerativos previos y escoliosis, además de generar marchas claudicantes que repercuten en la musculatura pelvitrocantérica, ocasionando contracturas y dolor. Es necesario evaluar la disimetría real y aparente, especialmente en los pacientes con oblicuidad pelviana fija

porque ellos pueden presentar notables diferencias.

Debemos observar la marcha y la presencia del signo de Trendelenburg, que traduce la incapacidad del músculo glúteo medio para nivelar la pelvis durante la fase de carga monopodal, con la consiguiente cojera. Esto se puede producir por lesión del músculo del nervio glúteo superior o por falla en el restablecimiento de la palanca abductora al no reproducir un *offset* femoral adecuado.

Examinar los rangos de movilidad de la cadera y compararlos con los previos a la cirugía. En casos de pérdida progresiva de movilidad y dolor, se puede estar en presencia de osificaciones heterotópicas que rigidizan los tejidos blandos periarticulares. Dolor en ciertos movimientos, especialmente en rangos extremos, puede significar pinzamiento protésico o inestabilidad.

Es importante establecer la función neurológica de los principales nervios motores como el ciático y femoral, identificándola en el postoperatorio (por ejemplo, caída del pie en la marcha que previamente no existía, ya que representa lesión del nervio ciático). Evaluar la extensión activa y contra resistencia de la pierna que evidencia el funcionamiento del nervio femoral. También los test de irritación ciática, como la elevación extendida de la extremidad inferior, que manifiestan problemas lumbares y no protésicos.

Estudio de imágenes

- La radiología convencional

Específicamente, la radiografía de pelvis AP y axial de la cadera operada son los exámenes más importantes en el estudio inicial de una prótesis dolorosa. Debemos comparar las imágenes previas con las actuales, tomando en cuenta las diferentes técnicas o penetraciones de las radiografías⁽⁵⁾. Así podemos identificar radiolucencias y demarcaciones protésicas, como signos de aflojamiento iniciales hasta severas osteolisis (Figura 1) con fracturas del manto de cemento, implantes y hueso nativo. Permite medir la orientación de los componentes y si fue posible restaurar la anatomía original.

En casos de inclinación del componente acetabular exagerada sobre 45°-50° existe mayor riesgo de luxación protésica. Esos insertos estarán sometidos a mayor carga, acelerando el desgaste del implante y favoreciendo su aflojamiento. Por otro lado, en casos de inclinaciones bajo los 35° a 30° aumenta el riesgo de pinzamiento protésico.

Las radiografías consecutivas en el tiempo nos pueden demostrar cambios en la ubicación de los componentes, como subsidencias (hundimientos) femorales o cambios en la inclinación acetabular, ambos signos de aflojamiento o falla en la osteointegración del implante. También la rápida demar-

cación u osteolisis dentro del primer año postoperatorio es altamente sugerente de infección.



Figura 1. Línea punteada rodea zona de osteolisis acetabular. Flecha señala borde inferior cotilo protésico cementado y ascenso en relación a acetábulo original.

-Tomografía axial computada (TAC)

Nos permite evaluar zonas de osteolisis y pérdida de stock óseo, por ejemplo retroacetabulares, que no se evidencian bien en la radiología convencional cuando estamos sospechando aflojamiento protésico. Ayuda al diagnóstico de cuadros de dolor posterior a caídas con radiografías “normales”, en que el TAC demuestra fracturas no desplazadas periprotésicas femorales (Figura 2); trocantéricas y acetabulares;

o más alejadas de los implantes como las ramas isquio o ileopubianas, alas sacras, etc. Además permite la visualización de colecciones y/o abscesos alrededor de los implantes, como en el caso de infecciones.

Medicina nuclear

Existen varios tipos de cintigramas que se pueden realizar, uno de los más utilizados es el tecnecio99, que detecta aumento en la actividad metabólica ósea, siendo muy sensible pero poco específico. Presenta aumento de captación en procesos de aflojamiento protésico donde hay actividad osteoblástica elevada, también en procesos infecciosos⁽⁶⁾, de osificaciones heterotópicas, fracturas por estrés o en lesiones tumorales. Cabe destacar que la hipercaptación se puede mantener hasta veinticuatro meses después de colocado un vástago no cementado y doce meses después de uno cementado. Por lo anterior, sus resultados deben ser interpretados junto a otros exámenes, teniendo en cuenta estas variables.

- Resonancia Magnética

Aunque presenta artefacto técnico producto del metal protésico, los nuevos equipos y secuencias de adquisición de imágenes están entregando información acabada de los tejidos blandos alrededor de la cadera, evidenciando procesos inflamatorios con bursitis del iliopsoas o trocántericas, osteolisis, tendinopatías ab-

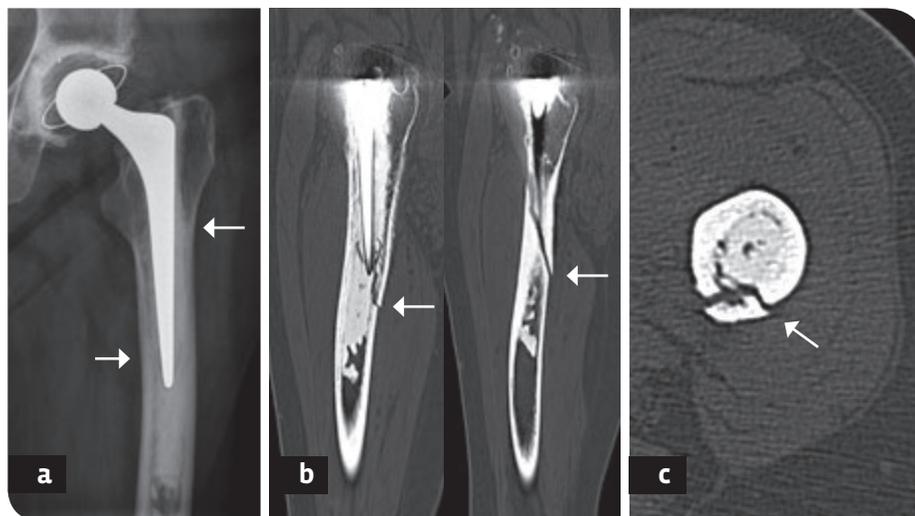


Figura 2. a) Radiografía de cadera de paciente con antecedente de caída y con fractura no desplazada "dudosa". b) TAC, cortes sagitales confirman fractura c) TAC, cortes axiales en que también se observa fractura.

ductoras⁽⁷⁾; y reacciones inflamatorias como los pseudotumores⁽⁸⁾ producidos en los implantes con par de fricción metal-metal.

Estudio de laboratorio

- Exámenes de sangre

Los exámenes más utilizados son la velocidad de Eritrosedimentación (VHS) y la Proteína C Reactiva (PCR). Ambos exámenes se elevan durante el período postoperatorio. La VHS se va normalizando lentamente y puede permanecer elevada durante meses. La PCR, en cambio, tiene una regresión más rápida, alcanzando su mayor alza al segundo día postoperatorio y normalizándose en aproximadamente tres semanas, por lo que su mantención elevada debe hacernos sospechar de complicaciones e in-

fecciones. De este modo, tener VHS y PCR normales en un paciente con dolor protésico, baja drásticamente las posibilidades de un proceso infeccioso activo⁽⁹⁾.

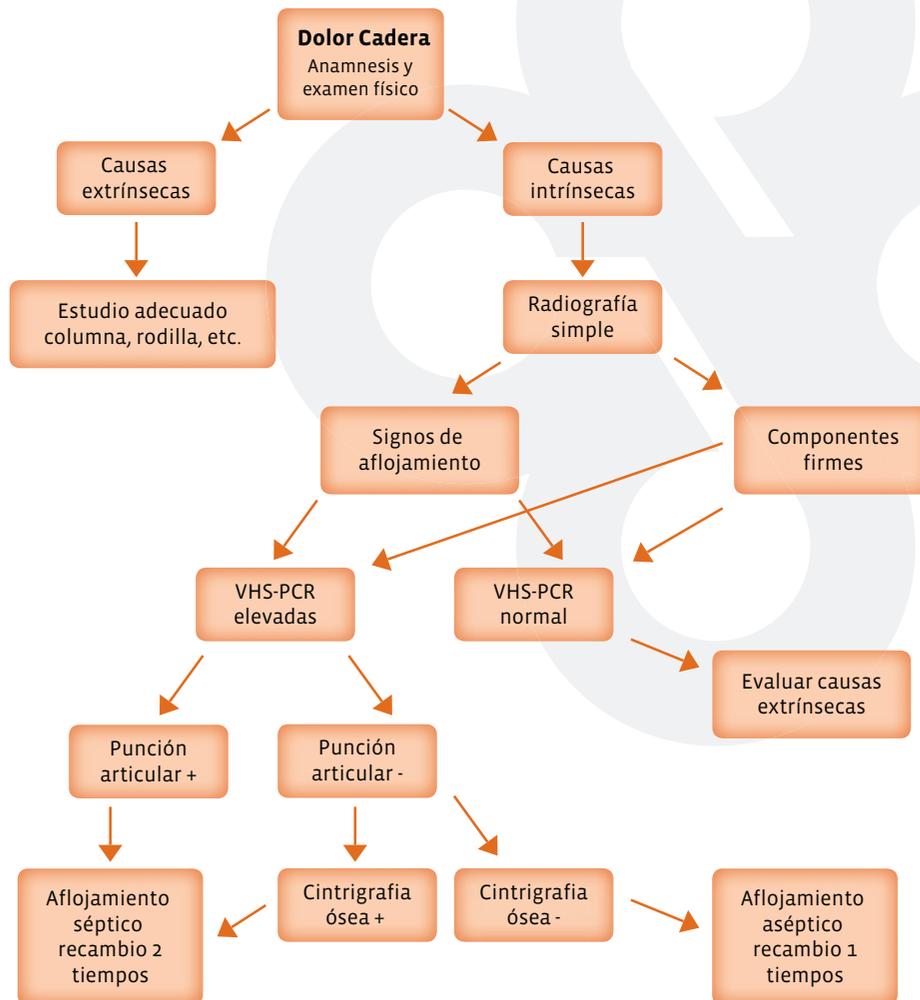
Aspirado de cadera

La punción articular debería realizarse en pacientes con sospecha de infección con VHS y PCR elevadas, y dolor de cadera mayor a tres meses de evolución⁽¹⁰⁾. Este procedimiento se realiza en pabellón con todas las medidas de asepsia adecuadas y bajo intensificador de imágenes, para estar seguros de puncionar la articulación. La obtención de líquido purulento y cultivos con resultados positivos confirmarán definitivamente la infección, aunque la ausencia de líquido o cultivos negativos no la descartan completamente.

Conclusiones

En resumen (Cuadro 1), el paciente con una prótesis total de cadera dolorosa debe ser sometido a una exhaustiva historia clínica, debiendo recabarse todos los antecedentes de enfermedades y comorbilidades presentes previas a la cirugía y de reciente aparición.

Cuadro 1. Algoritmo diagnóstico para prótesis total cadera dolorosa.



Es importante determinar el inicio de los síntomas en relación al procedimiento quirúrgico, tratando de establecer si era un dolor previo que se ha modificado o exacerbado, o si se trata de un nuevo tipo de dolor.

El examen físico debe permitirnos localizar el dolor en torno a la prótesis o señalarnos si es un dolor referido de las vecindades, identificando incremento de sintomatología con algunos movimientos o pruebas físicas.

Los exámenes de imágenes y laboratorio son el complemento para determinar la causa del cuadro, recalando que las radiografías simples acompañadas de recuentos celulares (VHS y PCR) son los exámenes principales para el estudio inicial y de descarte de infección.

Finalmente, si se carece de un diagnóstico claro de la etiología del dolor, no se debe realizar una cirugía exploratoria. Esto llevará a pobres resultados y pacientes insatisfechos⁽¹¹⁾. Es mejor dejar pasar un tiempo, repetir los exámenes para ver variaciones y manejarlo de manera conservadora hasta tener una estrategia terapéutica adecuada, ya sea ortopédica o quirúrgica.

Referencias

- 1.- Learmonth ID, Young C, Rorabeck, C. The operation of the century: total hip replacement. *The Lancet* 2007 Oct 27;370(9597):1508-19.
 - 2.- National Hospital Discharge Survey: 2010 table. Procedures by selected patient characteristics - Number by procedure category and age. CDC/NCHS National Hospital Discharge Survey, 2010.
 - 3.- Wylde V, Hewlett S, Learmonth ID, et al. 2011. Persistent pain after joint replacement: prevalence, sensory qualities, and postoperative determinants. *Pain* 2011; 152(3):566-72.
 - 4.- Strauss EJ, Nho SJ, Kelly BT. Greater Trochanteric Pain Syndrome. *Sports Med. Arthrosc.* 2010; Rev. 18, 113-119.
 - 5.- Bozic KJ, Rubash HE. The painful total hip replacement. *Clin. Orthop.* 2014; 420,18-25.
 - 6.- Nagoya S, Kaya M, Sasaki M, et al. Diagnosis of peri-prosthetic infection at the hip using triple-phase bone scintigraphy. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2008; 90-B, 140-144.
 - 7.- Cooper HJ, Ranawat AS, Potter HG, et al. Magnetic Resonance Imaging in the Diagnosis and Management of Hip Pain After Total Hip Arthroplasty. *J. Arthroplasty* 2009; 24(5): 661-667.
 - 8.- Schmalzried T. The painful hip: Diagnosis and Deliverance. *J Bone Joint Surg Br.* 2012; 94-B, Supple A:55-57.
 - 9.- Spangehl MJ, Masri BA, O'Connell JX, et al. Prospective analysis of preoperative and intraoperative investigations for the diagnosis of infection at the sites of two hundred and two revision total hip arthroplasties. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1999; 81, (5): 672-683.
 - 10.- Bonshahi A, Gambhir A. Evaluation of a painful total hip replacement. *Orthopaedics and Trauma* 2009; 23(5):301-306.
 - 11.- Lanting B, MacDonald S. The painful total hip replacement: Diagnosis and Deliverance. *Bone Joint J.* 2013; 95-B, Supple A:70-73.
-

Tratamiento de la artroplastía de cadera infectada



Dr. Claudio Mella Schmidt

Unidad de Cadera

Departamento de Traumatología

Clinica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clinica Alemana,

Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.

Contacto:cmella@alemana.cl

Resumen

La infección periprotésica de cadera es la más severa de las complicaciones en artroplastía de cadera. La forma más frecuente es la infección postoperatoria precoz (antes de treinta días), que requiere un tratamiento temprano mediante un aseo quirúrgico agresivo y radical complementado con un tratamiento antibiótico sistémico para rescatar el implante. En casos de una infección persistente o una infección tardía deberá tratarse mediante el retiro del implante. Hoy en día el tratamiento más efectivo es la cirugía de revisión en dos tiempos quirúrgicos, en que tras el retiro del implante durante la primera cirugía se coloca un espaciador de cemento PMMA con antibióticos, complementado con un tratamiento antibiótico sistémico por seis semanas. Controlada la infección tras ese período, se procederá al reimplante definitivo utilizando implantes no cementados. En forma excepcional, se podrá plantear la cirugía de revisión en un tiempo quirúrgico o la artroplastía de resección (Girdlestone). Dada la gravedad de las infecciones en prótesis de cadera, debe ponerse un gran énfasis en medidas de cuidado especiales y asepsia durante la cirugía. Una vez diagnosticada la infección, en forma complementaria al tratamiento quirúrgico especializado, será importante el tratamiento en conjunto con el equipo de infectología para su efectivo control.

Introducción

La infección periprotésica es la más severa de las complicaciones en artroplastía de cadera, tanto por las consecuencias para el paciente, como por los elevados costos del tratamiento. Gracias a significativos avances en el tratamiento quirúrgico y antibiótico (local y sistémico), es posible lograr resultados funcionales muy satisfactorios y el control de la infección en la gran mayoría (> 90%) de los pacientes. Será esencial tomar el máximo de medidas de asepsia durante la cirugía primaria de reemplazo articular para prevenir estas infecciones, las que se generan en su mayoría (>60%) en los pabellones de cirugía y en las cuales el índice de infección debe ser mayor al 1%.

Etiopatogenia y clasificación

La gran mayoría de las bacterias causantes de las infecciones son formadoras de glycoocalix en la superficie de los implantes, lo cual es su estrategia básica para sobrevivir en esta interfase o superficie. Les permite una sobrevida prolongada, así como su resistencia a la inmunidad del paciente y a los antibióticos. Como consecuencia de esto, la base del tratamiento será el retiro del implante infectado complementado con el tratamiento antibiótico sistémico.

Las infecciones en artroplastía de cadera se clasifican según el momento de su aparición en postoperatoria precoz (menor a seis semanas), que corresponden por lo general a las infecciones generadas durante la cirugía primaria. En estos casos, la infección se centra en los tejidos blandos del área quirúrgica (a diferencia de una infección tardía que puede manifestarse meses o años después), cuando la infección ya se encuentra establecida en el lecho del implante sin que necesariamente se encuentren comprometidos los tejidos blandos en la zona articular o planos más superficiales. La tercera forma de presentación clínica es la generada por vía hematógena en forma tardía.

Cuadro clínico

En caso de una infección postoperatoria precoz, se presentarán los clásicos signos y síntomas de una infección aguda generada por el compromiso de partes blandas de la infección: dolor progresivo, alzas de temperatura, limitación de rangos de movilidad, aumento de volumen difuso, signos inflamatorios y secreción de herida operatoria. Una elevación progresiva de la VHS y de la Proteína C Reactiva (PCR) son muy sugerentes de una infección. El tratamiento deberá iniciarse en forma agresiva y precoz ante la sospecha clínica y elevación progresiva de la PCR, sin esperar a que el paciente presente signos sépticos mayores o una herida operatoria con secreción purulenta.

En casos de infecciones tardías, la instalación del cuadro clínico por lo general es más insidiosa y sin manifestaciones sépticas evidentes o alteraciones en la cicatriz. Producto de la infección en la interfase prótesis-hueso, el paciente manifestará un dolor progresivo por compromiso de tejidos blandos, óseo y el aflojamiento de la prótesis (Figura 1.a). Pueden generarse abscesos en diferentes planos y finalmente la formación de fístulas con secreción purulenta como signo inequívoco de una infección profunda con compromiso óseo y del lecho del implante. El estudio de laboratorio puede confirmar la sospecha clínica con una elevación de la VHS y de la PCR. En etapas avanzadas de infección, pueden detectarse en las radiografías signos de una osteólisis progresiva y el aflojamiento precoz del implante de cadera (Figura 1.a).

Ideal es contar con un diagnóstico bacteriológico antes de realizar el tratamiento quirúrgico. En casos de infecciones tardías sin secreción o fístulas, deberá realizarse una punción del espacio articular en pabellón para obtener una muestra representativa de líquido articular que pueda ser enviada a cultivo. La muestra obtenida deberá ser suficiente para enviar cultivos corrientes y en frascos de hemocultivo, examen citoquímico, y en casos seleccionados, para estudio de TBC.

Tratamiento

El tratamiento de una prótesis de cadera infectada será esencialmente quirúrgico, complementado por un tratamiento antibiótico sistémico. La opción o elección del tratamiento dependerá de múltiples factores tanto del paciente (edad, patologías agregadas, status inmunológico), extensión de la infección (compromiso de partes blandas, déficit de stock óseo, tipo de implante), tipo de infección y del tipo de germen causante de la infección. Existen diversas opciones de tratamiento:

- 1.- Aseo quirúrgico y rescate del implante
- 2.- Cirugía de recambio en un tiempo quirúrgico
- 3.- Cirugía de recambio en dos tiempos quirúrgicos
- 4.- Artroplastía de resección (Girdlestone)

1. Aseo quirúrgico y rescate del implante

Estará indicado en casos de infecciones precoces con una manifestación clínica menor a tres semanas o antes de treinta días post implantación. Será esencial realizar esta cirugía en forma “precoz y agresiva”, resecaando todo el tejido blando comprometido en cada uno de los planos. En lo posible, se cambiarán los componentes modulares de la prótesis. Tras la completa apertura del campo quirúrgico y la resección de los tejidos blandos comprometidos, se efectuará un lavado profuso utilizando 10-15 litros de suero mediante uno de los sistemas de lavado pulsátil disponibles. Se realizará el cierre completo de todos los planos de la herida, previa colocación de drenajes. Se iniciará el tratamiento antibiótico sistémico basado en el germen aislado por un período de seis semanas. Si en la evolución se constata

una persistencia o recidiva de la infección, deberá plantearse como tratamiento el retiro de la prótesis de cadera.

2. Cirugía de recambio en un tiempo quirúrgico

Esta opción quirúrgica será excepcional, pero tiene significativas ventajas para el paciente al ser solo una cirugía con una rehabilitación más corta, un menor costo económico y un mayor grado de satisfacción para el paciente.

Requisitos para esta opción de recambio en un tiempo quirúrgico son un adecuado stock óseo (que no requiera de injerto óseo), ausencia de fístulas o compromiso de tejidos blandos, identificación preoperatoria de un germen sensible a los antibióticos de uso habitual en forma sistémica, así como la posibilidad de utilizar cemento impregnado de antibióticos para lograr una fijación estable del implante definitivo.

Si bien en casos seleccionados los índices de control de infección son equivalentes al recambio en dos tiempos (> 90% éxito), sólo en forma excepcional se presentan los requisitos antes mencionados. Su principal limitación es la imposibilidad de poder utilizar injertos óseos e implantes no cementados, que en la actualidad se utilizan preferentemente en la cirugía de revisión de cadera.

En esta cirugía se retira el implante y se reseca todo el tejido infectado. Luego se reimplanta la prótesis definitiva utilizando un implante cementado, agregándose a este cemento un antibiótico específico según el germen identificado antes de la cirugía. Al agregar un antibiótico de acción local al cemento se logran altas dosis de efectividad a nivel local, superiores a las alcanzadas por vía sistémica. Requisitos para este antibiótico es ser hidrosoluble, termoestable y efectivo para el germen causante de la infección. Este antibiótico se libera de la superficie del cemento óseo (polimetilmetacrilato, PMMA), impregnando los tejidos vecinos con una alta efectividad antibacteriana en el sitio de la infección. Al utilizar una dosis de antibiótico menor al 10% (máximo 4 gr de antibiótico por 40 gr de PMMA) se mantienen las propiedades mecánicas del cemento necesarias para la fijación estable del im-

plante. Los antibióticos más utilizados en la actualidad son algunos aminoglicósidos (gentamicina, tobramicina), clindamicina y, en forma especial, la vancomicina. Tras la cementación definitiva del implante acetabular y femoral se procede al cierre definitivo de todos los planos quirúrgicos. Se realiza un tratamiento antibiótico sistémico complementario por seis semanas con un antibiótico específico para el germen causante de la infección, el cual será dirigido por el equipo de infectología.

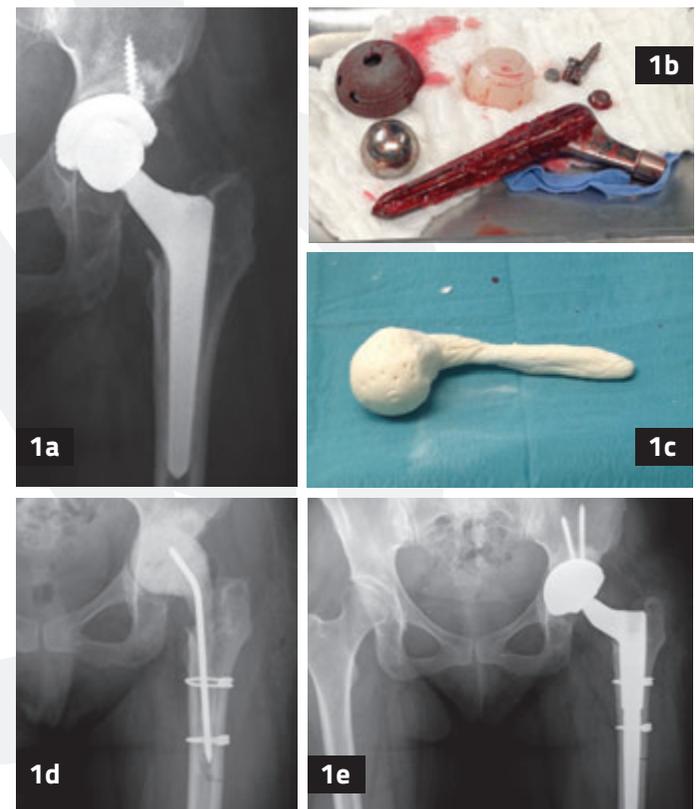


Figura 1. Paciente femenina de cuarenta años con una infección profunda en su prótesis de cadera izquierda (tres años de evolución) ocasionada por un *staphylococcus epidermidis* meticilino resistente. Presenta dolor y signos radiológicos de un aflojamiento precoz de la prótesis.

1. **a)** Se opta por una cirugía de revisión en dos tiempos quirúrgicos. En forma inicial se efectúa el retiro del implante **b)** y la confección de un espaciador de cemento con antibióticos (tobramicina + vancomicina) parcialmente articulado **c y d)**. Tras seis semanas de antibióticos y normalización de VHS y PCR, se realiza el reimplante definitivo de una prótesis no cementada de revisión **e)**.

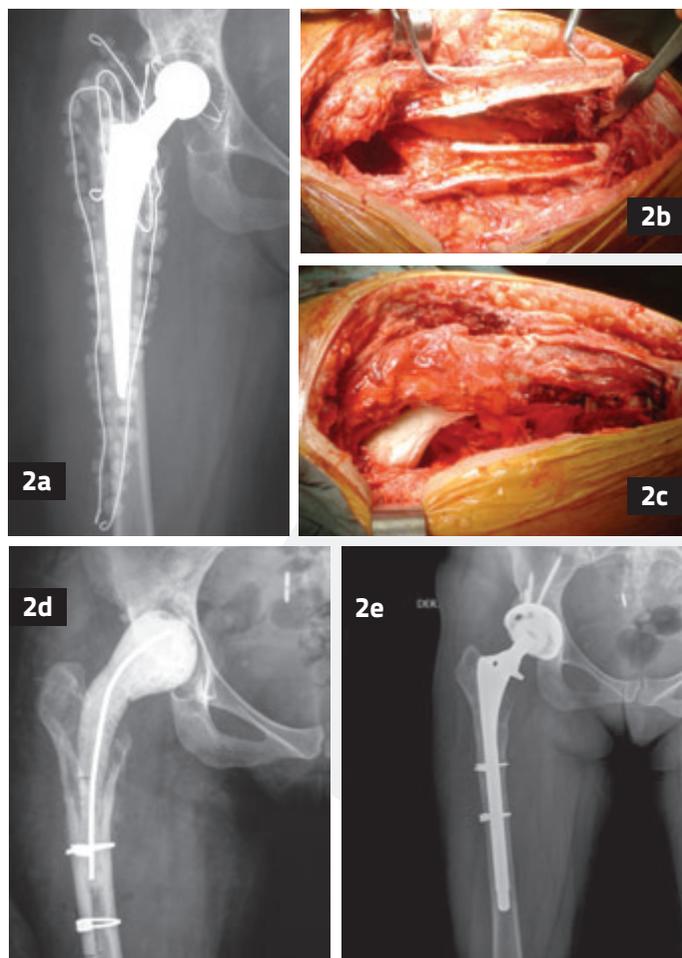


Figura 2. Paciente femenina de treinta y cinco años con una infección profunda y persistente en su prótesis de cadera tras múltiples intentos fallidos de rescatar la prótesis. **a)** En el primer tiempo quirúrgico se retira el implante infectado. Para extraer el vástago femoral que estaba firme se realiza una osteotomía femoral extendida, **b)** procediéndose luego al implante de un espaciador parcialmente articulado **c y d)**. Tras el control de la infección seis semanas después, se implanta la prótesis no cementada definitiva. Tras nueve años de evolución, el paciente se mantiene hasta la fecha libre de infección, con un excelente resultado funcional.

Técnica quirúrgica

A. En la primera cirugía se resecan todos los tejidos blandos comprometidos con la infección, dejando sólo tejido sano y bien vascularizado. Luego, se retiran todos los componentes del implante, incluyendo todos los restos de cemento, posibles tornillos complementarios, etc. (Figura 1). En caso que el implante se encuentre firme en el hueso, será necesario realizar osteotomías complementarias (osteotomía femoral extendida en el fémur), previniendo una mayor pérdida de tejido óseo (Figura 2). Retirados todos los implantes y tejidos infectados, se realiza un exhaustivo lavado pulsátil de todo el campo quirúrgico.

B. Espaciador de cemento con antibiótico. Para el período entre las cirugías se recomienda la colocación de un espaciador articular de cemento con antibióticos. Este permite un alto depósito de antibióticos en el sitio de la infección, evitando además el acortamiento de la extremidad. El espaciador ideal debe ser de bajo costo, tener una amplia superficie para la liberación del antibiótico y debe ser fácil de remover en el momento del reimplante.

Existen diversas opciones de espaciadores, los cuales habitualmente son confeccionados durante la misma cirugía. El espaciador utilizado con mayor frecuencia es el parcialmente articulado. Durante la cirugía se confecciona este espaciador con cemento con una parte esférica, permitiendo que articule con el acetábulo además de un delgado vástago que se introduce en la cavidad medular del fémur (Figuras 1 y 2). Durante su confección manual se utiliza una guía metálica en su interior, para darle una mayor estabilidad y facilitar su confección. Debe evitarse la sobredimensión del espaciador en el acetábulo y fémur para evitar un mayor *discomfort* en el paciente o dificultar su retiro en el momento del reimplante protésico.

Excepcionalmente, puede confeccionarse un espaciador completamente articulado utilizando un cotilo cementa-

do y un vástago femoral pequeño, los cuales son envueltos por el cemento PMMA al momento del implante (Figura 3). Esto permite una mejor movilidad y mayor confort para el paciente. Como desventaja, tienen un mayor riesgo de luxación y un costo mayor.

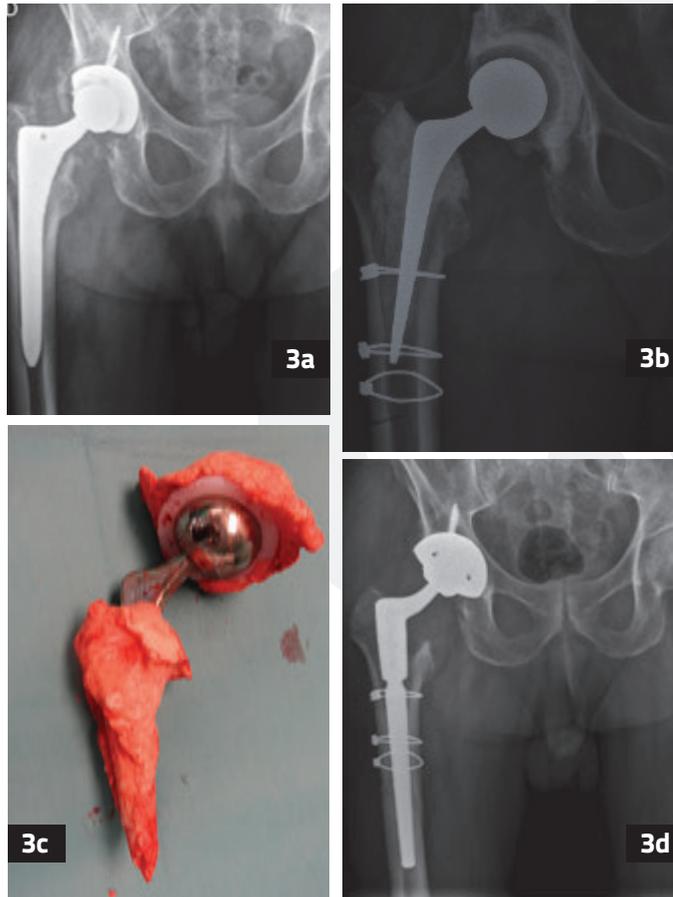


Figura 3. Paciente varón de setenta años con una infección profunda en una artroplastia de cadera derecha no cementada **a)** provocada por un *staphylococcus aureus* metilino resistente (SAMR). En el primer tiempo quirúrgico se retiró el implante. En este caso se optó por un espaciador de cemento articulado **b)**, que permite una mejor movilidad y mayor confort para el paciente. Tras ocho semanas se retiró el espaciador **c)**, implantándose en forma definitiva una prótesis de revisión no cementada **d)**. El paciente continúa libre de infección tras cuatro años de evolución.

Independiente del tipo de espaciador utilizado, todos se confeccionan utilizando cemento PMMA con antibióticos. Habitualmente se utilizan 40 gr de cemento PMMA con 1,2 gr de tobramicina. Se agregará el antibiótico seleccionado, siendo el más utilizado en la actualidad la vancomicina, agregándose 4 gr por cada 40 gr de cemento PMMA. El espaciador se confeccionará de acuerdo a la situación anatómica de cada paciente, de manera que la cabeza redonda pueda penetrar en forma fácil en la cavidad acetabular y se logre una fijación estable en el fémur (Figuras 1 y 2).

C. Siempre se realizará un **tratamiento antibiótico sistémico** complementario manejado por el equipo de infectología, seleccionando el antibiótico sistémico apropiado durante un período de seis semanas. Finalizado este período, se realizará una reevaluación clínica y de laboratorio (Hemograma, VHS, PCR). Ante la ausencia de signos clínicos y de laboratorio de una infección persistente, se planificará el reimplante definitivo de la prótesis.

D. Cirugía de **reimplante definitivo**. Se tomarán nuevas muestras de tejido para estudio histológico inmediato y descartar la persistencia de una infección. Se retirará el espaciador de cemento con antibióticos y se procederá al reimplante definitivo de la prótesis. En este tipo de cirugía de revisión, una vez controlada la infección, es posible utilizar injertos óseos e implantes no cementados, los cuales han demostrado tener mejores resultados a largo plazo (Figuras 1, 2 y 3). No se requiere en esta cirugía un nuevo tratamiento antibiótico prolongado más allá de la profilaxis perioperatoria habitual.

4. Artroplastia de resección (Girdlestone)

En esta opción quirúrgica se retira la prótesis infectada sin que se realice un reimplante protésico. Si bien es un tratamiento de una sola cirugía, de menores costos económicos y efectivo en el control de la infección, los resultados funcionales son muy deficientes, permaneciendo el paciente

con una claudicación importante, un significativo acortamiento de la extremidad y severas limitaciones funcionales. Por ello, su indicación es muy excepcional, limitada a infecciones severas multibacterianas, con un severo déficit de stock óseo, en casos de severas limitaciones económicas o casos en que tras múltiples cirugías el paciente no desea un reimplante protésico.

Referencias

- 1.- Pavrizi J, Adeli B, Zmistowski B, et al. Periprosthetic Joint Infection, The Current Knowledge. J Bone Joint Surg Am. 2012; e104 (1-9).
- 2.- Osmon DR, Berbari EF, Berendt AR, et al. Diagnosis and Management of Prosthetic Joint Infection: Clinical Practice Guidelines by the Infectious Disease Society of America. Diagnosis and Management of Prosthetic Joint Infection CID 2013;56 (1 January).
- 3.- Proceedings of the International Consensus Meeting on Periprosthetic Joint Infection. Chairs: Javad Parvizi, MD, Thorsten Gehrke, MD, Data Trace Publishing Company, ISBN: 978-1-57400-147-1.



Capítulo 5

PRÓTESIS DE RODILLA

Historia y evolución de la artroplastía de rodilla en Clínica Alemana de Santiago



Dr. Federico Gili Ventura

Unidad de Rodilla

Departamento de Traumatología

Clinica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana, Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.

Contacto:fgili@alemana.cl

Listado de abreviaturas

HSS: Hospital for Special Surgery de Nueva York

LCP: Ligamento Cruzado Posterior

Generalidades

Mejorar la función de la articulación de la rodilla modificando las superficies articulares ha causado interés desde el siglo XIX. En 1860, el cirujano francés Verneuil realizó la interposición de partes blandas para reconstruir la superficie articular de una rodilla. En 1861, William Ferguson resecó la totalidad de la articulación de la rodilla y estimuló el movimiento sobre las superficies subcondrales remanentes, logrando buena movilidad pero nula estabilidad articular.

Sin embargo, fue el 20 de mayo de 1890 cuando Themistocles Gluck implantó la primera prótesis de rodilla de la que se tenga conocimiento. Era una prótesis de diseño propio fabricada con marfil y reemplazó la rodilla de una joven destruida por la tuberculosis. Gluck, de descendencia alemana, nació en Rumania en 1853, donde su padre se desempeñaba como médico de la corte real (Figura 1).

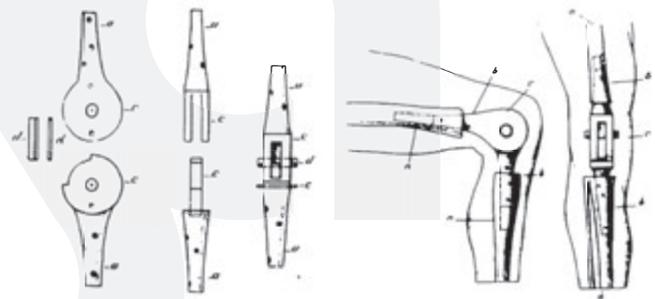


Figura 1. Esquemas de diseño e implantación de la prótesis de rodilla fabricada en marfil inventada por Gluck.

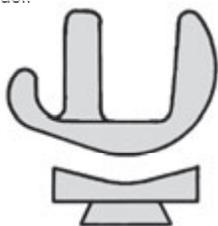
Casi un siglo más tarde, en la década de 1940, Boyd y Campbell, con sus moldes metálicos femorales, y McKeever y MacIntosh, con sus prótesis de platillos tibiales, hicieron un gran aporte al diseño de prótesis de rodilla, pero obtuvieron resultados muy deficientes en el largo plazo.

En la década de 1950 debutaron las prótesis “de bisagra” de Waldius, Shears y otros. Su simplificación de los complejos movimientos de la rodilla a la estrecha dimensión de una bisagra, sellaron su mala evolución en el largo plazo y solo fueron de utilidad en pacientes de muy baja demanda.

Fue solo en la década de 1970 cuando se inició la era moderna de la artroplastía de rodilla. Frank Gunston incorporó el concepto de “baja fricción” (acero sobre polietileno), que Charnley popularizó en la cadera, y el cementado al hueso de los componentes con metilmetacrilato. Esta prótesis también intentó reproducir el movimiento policéntrico de la rodilla (múltiples centro de rotación del fémur) e hizo notorio que la ausencia de un vínculo mecánico entre los componentes (bisagra) era clave para permitir en algún grado la compleja movilidad articular de la rodilla.

En abril de 1972, Freeman y Swanson, del Imperial College London Hospital, publicaron sus primeros resultados con la prótesis ICLH (Figura 2). Esta prótesis ya tenía algunos conceptos fundamentales del diseño posteriormente llamado “Total Condylar”: tanto el fémur como la tibia constaban de una sola pieza, los instrumentos permitían cortes perpendiculares y paralelos en tibia y fémur, se evitaba el sacrificio de los ligamentos cruzados y la estabilidad se lograba por el efecto espaciador de la prótesis.

Figura 2. Prótesis ICLH de Freeman y Swanson. Los componentes femorales y tibiales son de una sola pieza, sacrifica ligamentos cruzados y se estabiliza por efecto espaciador.



En la misma década, casi simultáneamente, el traumatólogo John Insall y el bioingeniero Peter Walker se encontraron en el Hospital for Special Surgery (HSS) de Nueva York. Allí, junto a Chitranjan Ranawat, otro traumatólogo del HSS, iniciaron una saga de notable desarrollo protésico en la rodilla.

El equipo del HSS iba por caminos paralelos y complementarios (Insall y Freeman eran amigos desde la niñez y se comunicaban regularmente), logrando refinar este diseño al agregar la articulación fémoro rotuliana, un poste tibial de estabilización posterior, una quilla tibial central para mejorar su anclaje y un diseño de geometría más congruente. También mejoraron el instrumental para su colocación y enfatizaron los conceptos de alineamiento articular y de balance ligamentoso, considerándolos claves para el éxito y durabilidad del implante. El concepto básico del diseño “Total Condylar” y los aspectos fundamentales de su implantación estaban en ese momento casi completamente definidos (Figura 3).

Insall, Ranawat, Scott y Walker publicaron en 1976 un reporte preliminar sobre las cien primeras “Total Condylar” de corto seguimiento, enfatizando en las características del diseño, la importancia de la instrumentación, el balance ligamentoso, la resección ósea simétrica y el buen alineamiento para lograr el éxito duradero del implante.

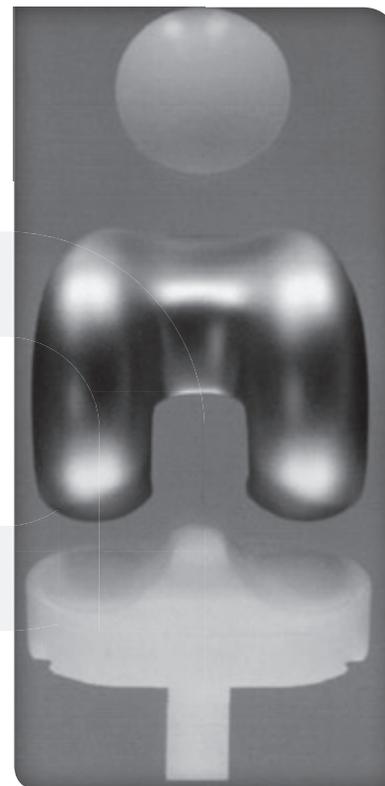


Figura 3. Prótesis “Total Condylar” original, nótese la ausencia de estabilización posterior y el componente tibial “All Poly”.

En muchos otros centros europeos y americanos también se trabajó arduamente en el desarrollo y diseño de distintas líneas protésicas para la rodilla, pero lentamente casi todos fueron acercándose o incorporando las ideas de Freeman, Swanson, Insall, Ranawat y Walker.

Este diseño marcó un hito en la evolución de las artroplastías de rodilla y generó una confluencia del diseño protésico hacia el concepto “Total Condylar”. Con algunos perfeccionamientos posteriores, estas prótesis marcaron un camino que, en sus conceptos esenciales, sigue vigente hasta el día de hoy.

Posteriormente se fueron incorporando varias modificaciones que perfeccionaron el diseño “Total Condylar”, mejorando su performance y sobrevida. Entre ellas se cuenta el desarrollo de la bandeja tibial metálica para mejorar la distribución de las cargas y prevenir aflojamientos, una mayor estabilidad de la porción femororotuliana, mejoras en su geometría y congruencia, especificidad derecha/izquierda, aumento de la flexión, platillo tibial móvil y la incorporación de nuevos materiales que eventualmente mejorarían su desempeño y longevidad (Figura 4).

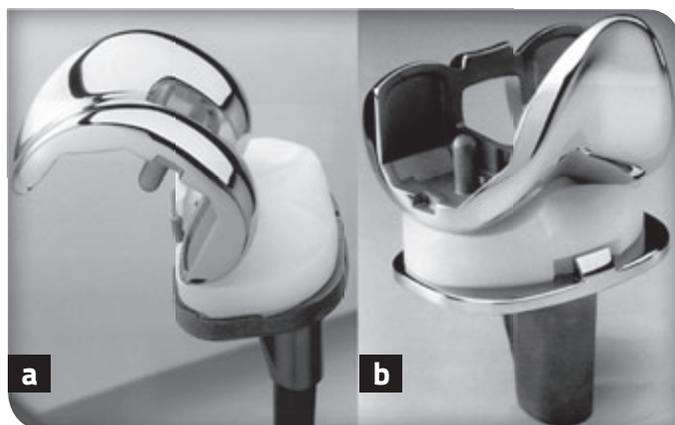


Figura 4. Prótesis contemporáneas. **a)** diseño de hiperflexión. **b)** con bandeja tibial móvil.

La necesidad de revisión de las prótesis fallidas y la ejecución de artroplastías en situaciones de extremo daño óseo y deformidad articular, impulsaron el desarrollo de prótesis más modulares y con mayor estabilidad intrínseca, las que permitieron adaptarse a estas situaciones extremas con gran ductilidad (Figura 5).



Figura 5. Prótesis de revisión con sus aditamentos básicos que le permiten compensar pérdidas óseas e inestabilidad articular.

El cementado con metilmetacrilato de los componentes protésicos sigue siendo el gold standard, especialmente en el caso del componente tibial. En el fémur existen series no cementadas que igualan los buenos resultados. Evidentemente, las ventajas de la no cementación son la potencial longevidad de la osteointegración y la mayor preservación ósea frente a la necesidad de una revisión.

El sacrificio o preservación del ligamento cruzado posterior fue, y es aún, una polémica con evidencias empatadas. Los resultados en ambas situaciones son bastantes similares y los argumentos sólidos y/o racionales para defender ambas posturas han sido siempre muy atendibles. Una situación muy similar de opciones también divergentes se produce frente a la posibilidad de preservar o reemplazar la superficie articular de la rótula en las artroplastías totales de rodilla. La preservación rotuliana es una buena opción en pacientes jóvenes con rótula indemne y asintomática.

Las prótesis primarias de rodilla exhiben en este momento un porcentaje de resultados buenos y excelentes que superan el 95% en seguimientos a los diez años. Estas cifras en general se mantienen por sobre el 90% a los quince

años de seguimiento e incluso en algunas series con veinte años de evolución aun bordean esta cifra. Considerando la creciente experiencia en su implantación, su indicación correcta y estricta, la comprensión y aplicación de una buena técnica quirúrgica y los refinamientos tribológicos contemporáneos, parece natural esperar una prolongación importante de su vida útil. Es por esto que nos atrevemos a asignar a los implantes actuales una sobrevida y buena funcionalidad de veinte años y más, sometidos a una demanda racional en las actividades de la vida diaria y en el deporte recreativo de bajo impacto.

En Clínica Alemana

La primera artroplastía de rodilla de la línea “Total Condylar” (y muy probablemente la primera de cualquier diseño) se implantó en Clínica Alemana el 30 de octubre de 1986. Su receptor fue un paciente de sesenta y un años, portador de una osteonecrosis masiva con nula respuesta a las biopsias descompresivas y muy invalidado por su afección. Casi diez años más tarde su resultado aún era calificado como excelente según el puntaje del HSS, desafiando su inusual y poco prometedor indicación. Este buen resultado, y los que le siguieron en el tiempo, responden a un largo esfuerzo previo de investigación bibliográfica, varias estadías de perfeccionamiento en el HSS y a la cooperación multicéntrica nacional con el Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica y el Hospital Militar de Santiago. Desde 1988 este procedimiento se empezó a realizar con alguna regularidad en nuestra Clínica, pero en esos primeros años siempre fue una indicación excepcional. A diferencia de las prótesis de cadera, se la calificaba como “experimental” en el ambiente médico y de peor modo en el inconsciente colectivo nacional.

En conjunto con doctores de otros centros nacionales que también comenzaban a implementar esta técnica, concordamos que era absolutamente indispensable capacitarse y disponer de la técnica de revisión. Teníamos ya

algunos casos primarios con deformidades muy severas que no podían resolverse con las prótesis habituales y en algún momento se presentarían fallos en nuestra propia casuística o en pacientes de otros médicos. Las empresas proveedoras de nuestras prótesis entendieron esta necesidad y a poco andar obtuvimos de su parte los elementos necesarios para ampliar el campo de acción. Después de algún entrenamiento en el extranjero, en 1989 iniciamos la cirugía de revisión y en 1995 hicimos la primera revisión en Clínica Alemana de un caso ajeno a nuestra casuística. Cuatro años más tarde se presentó, en conjunto con otros colegas (F. Gili, J. Paulos y E. Wagner), esta experiencia con un seguimiento promedio de cinco años. Únicamente fue reportada una complicación (fractura de fémur por estrés por sobre el vástago), que se solucionó exitosamente con osteosíntesis e injerto.

En 1994 se publicó en la Revista Chilena de Ortopedia y Traumatología la primera experiencia nacional con seguimiento y evaluación objetiva sobre artroplastía total de rodilla. Se trata de un estudio multicéntrico en el que se analiza el uso de la prótesis total de rodilla Insall – Burs-stein con estabilización posterior en nuestra institución, aunando la experiencia con otros centros que trabajaban con iguales diseños, criterios y estándares en este tema (Hospital Clínico Universidad Católica y Hospital Militar de Santiago). Sus autores (F. Gili, J. Paulos, L. Valenzuela, F. Toro) obtuvieron resultados que, al ser comparados con las estadísticas internacionales, fueron muy favorables.

En 1997, influidos por los resultados obtenidos por Jorge Galante (Rusch Presbyterian Hospital, Chicago) con la preservación del ligamento cruzado posterior (LCP), iniciamos paralelamente el uso de esta técnica. Las ventajas de preservar el LCP son fundamentalmente económicas en lo óseo y comercial (resección ósea mínima y prótesis más simples y menos costosas), además de la conservación de las propiedades propioceptivas del ligamento. Natural-

mente, esta técnica está vedada en grandes deseos fijos y en artritis inflamatorias que comprometen al LCP. En ese mismo año iniciamos el uso de escafandras durante el acto quirúrgico, estableciendo una barrera confiable que eliminaba totalmente el intercambio de material orgánico cirujano/paciente y sus potenciales consecuencias.

El año 2004 presentamos nuestros resultados con preservación del LCP en el congreso nacional de la especialidad, con resultados tan buenos como los obtenidos con prótesis que sacrifican ambos ligamentos cruzados. Estas prótesis, por su economía ósea y preservación propioceptiva, están especialmente indicadas en pacientes más jóvenes y activos.

En noviembre de 2004 iniciamos nuestra experiencia en Clínica Alemana con prótesis unicompartmentales (UNI), con un reemplazo femororotuliano, seguido por una UNI lateral en enero de 2005 y una UNI medial en junio de 2005. Los resultados hasta la fecha han sido muy gratificantes, con postoperatorios y resultados a mediano plazo muy buenos. Los pacientes presentan un post operatorio más breve y recuperan una muy buena función (especialmente en lo que respecta a movilidad y sensación propioceptiva articular). El año 2007 presentamos (F. Gili, A. Ferrer, C. Stierling y P. Melean) en el congreso anual de nuestra especialidad una experiencia preliminar con muy buenos resultados.

En marzo de 2007, las tradicionales “Jornadas Traumatológicas de Clínica Alemana” se centraron en el tema de reemplazo articular, con un enfoque amplio que incorporaba la experiencia protésica de las distintas subespecialidades de nuestro departamento.

Los últimos años han sido de perfeccionamiento, consolidación y difusión de nuestra experiencia. Nuestro último aporte fue en el Congreso SCHOT 2013 con el tema libre

“Arтроplastía total de rodilla con y sin preservación de ligamento cruzado posterior: estudio clínico prospectivo comparativo” (D. Figueroa y cols.). Nuestra casuística en los últimos años se ha ido incrementando y esperamos que este año (2014) se empine por sobre las cien artroplastías de rodilla anuales. Haciendo una estimación conservadora, en nuestra clínica se han implantado un total de novecientas artroplastías de rodilla con porcentajes de revisión (por cualquier causa) que rondan entre el 1 y 2%.

Actualmente la artroplastía de rodilla es un procedimiento consolidado en nuestra práctica diaria, con resultados predecibles y que se comparan bien con las series de otros centros internacionales. El resultado exitoso de nuestras artroplastías no ha eliminado de nuestro arsenal terapéutico los procedimientos conservadores que tienen su indicación en cuadros artrósicos específicos y en pacientes más jóvenes y/o activos. El procedimiento tiene una buena evaluación entre los doctores de especialidades relacionadas y los pacientes lo perciben como una solución eficiente para su problema.

Referencias

- 1.- Freeman MA, Swanson SA, Zahir A. Total Replacement of Knee Using Metal/Polyethylene Two-part Prosthesis. Proc R Soc Med 1972 Apr;65(4):374-5.
- 2.- Insall J, Ranawat CS, Scott WN, et al. Total condylar knee replacement: preliminary report. Clin Orthop Relat Res 1976 Oct;(120):149-54.
- 3.- Ranawat CS, Sculco TP. History of the development of total knee prosthesis at the Hospital for Special Surgery. Total-Condylar Knee Arthroplasty. Springer New York, 1985. 3-6.
- 4.- Eynon-Lewis NJ, Ferry D, Pearse MF. Themistocles Gluck: an unrecognised genius. BMJ 1992 Dec 19-26;305(6868):1534-6.
- 5.- Gili F. Prótesis total de Rodilla Insall – Burstein con Estabilización Posterior: 10 años de experiencia. Rev. Chilena de O. y T. Vol. 35,4: 244. 1994.
- 6.- Gili F, Paulos J, Wagner E. Prótesis de Rodilla “CCK” Indicación

Primaria y Revisiones. 35° Congreso Chileno de T. y O. Viña del Mar, Chile. Nov. 1999.

7.- Ranawat CS. History of total knee replacement. J South Orthop Assoc 2002 Winter;11(4):218-26.

8.- Scuderi GR, Scott WN, Tchejeyan GH. The Insall Legacy in Total Knee Arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2001 Nov;(392):3-14.

9.- Gili F. Prótesis de Rodilla Presente y Proyectos. Dpto. de Traumatología y Ortopedia de Clínica Alemana de Santiago. Comunicación Interna, junio 2004.

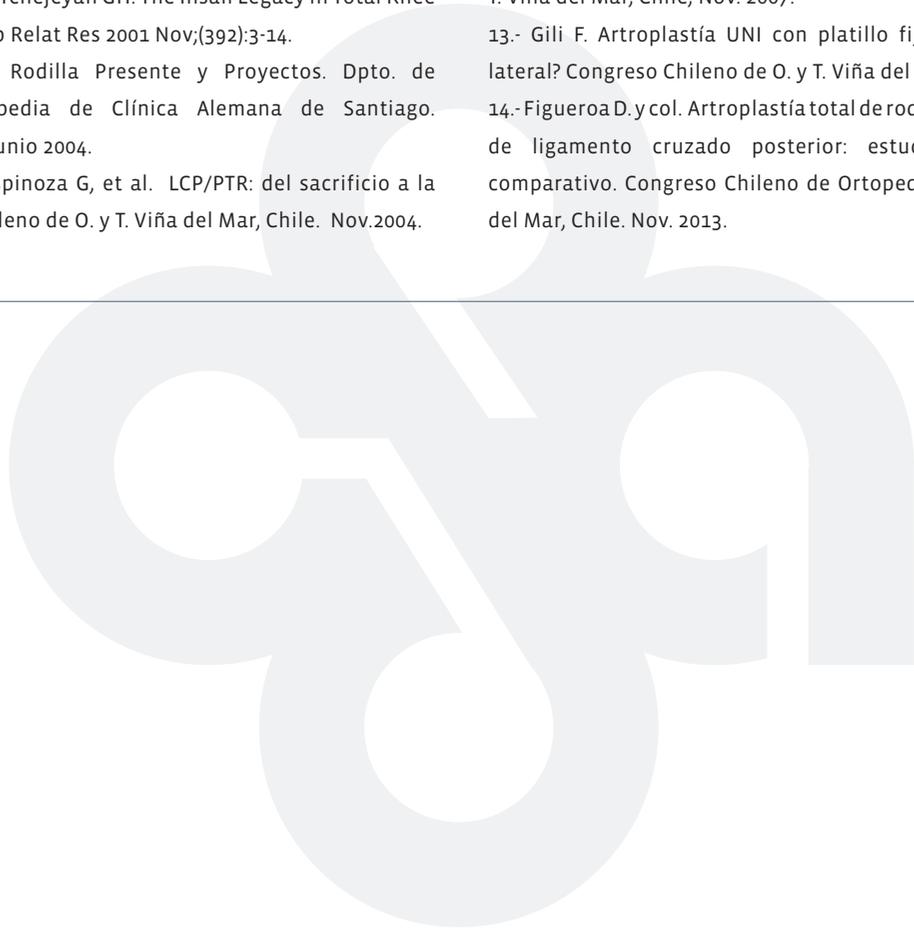
10.- Gili F, Stierling C, Espinoza G, et al. LCP/PTR: del sacrificio a la redención. Congreso Chileno de O. y T. Viña del Mar, Chile. Nov.2004.

11.- Gili F. PTR MIS, Curso Artroplastías. Dpto. de T. y O. PUC. Santiago, Chile. Agosto 2007.

12.- Gili F, Ferrer A, Stierling C, et al. Prótesis Unicompartimental Lateral de Rodilla Resultados Preliminares. Congreso Chileno de O. y T. Viña del Mar, Chile, Nov. 2007.

13.- Gili F. Artroplastía UNI con platillo fijo: ¿la solución medial y lateral? Congreso Chileno de O. y T. Viña del Mar, Chile. Nov 2009.

14.- Figueroa D. y col. Artroplastía total de rodilla con y sin preservación de ligamento cruzado posterior: estudio clínico prospectivo comparativo. Congreso Chileno de Ortopedia y Traumatología Viña del Mar, Chile. Nov. 2013.



Planificación de artroplastía total de rodilla



Dr. Alex Vaisman B.

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: avaisman@alemana.cl



Dra. Zoy Anastasiadis L.

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.

Introducción

La Artroplastía Total de Rodilla (ATR) implica el recambio de una articulación dentro de la rodilla (portadora de un trastorno degenerativo avanzado, difuso y sintomático), por implantes que reemplazan las superficies tibial, femoral y frecuentemente también patelar. Está indicada en pacientes con gonartrosis avanzada, refractaria al tratamiento médico.

Actualmente se realizan en el mundo cerca de un millón de ATR al año, cifra que va en aumento y que incluso supera ya el número anual de artroplastías de cadera.

El 90-95% de buenos resultados que presenta este tipo de procedimiento se relaciona directamente con la correcta selección del paciente, una cuidadosa planificación preoperatoria, una técnica quirúrgica perfecta, con meticuloso manejo perioperatorio y una adecuada rehabilitación postoperatoria.

Evaluación clínica preoperatoria en ATR

La planificación de una ATR comienza con la correcta selección del paciente. Esto incluye una evaluación de sus expec-

tativas, factores de riesgo de complicación, comorbilidades y un examen físico prolijo. Una completa historia clínica y detallado examen físico son claves para asegurar el éxito final del tratamiento.

1.- Historia clínica

Se debe consultar sobre comorbilidades tales como diabetes, hipotiroidismo, inmunosupresión, enfermedad cardiovascular, patología pulmonar, artritis reumatoide, obesidad mórbida, enfermedad neurológica, endocrina o hematológica. Todas estas patologías deben ser optimizadas en su manejo previo a la cirugía para evitar una aumentada morbi-mortalidad tanto en el intra como en el postoperatorio.

Se debe evaluar también el uso de medicamentos que puedan requerir un especial manejo en el período perioperatorio, con especial atención a terapias anticoagulantes, insulina o drogas inmunosupresoras.

La obesidad se asocia al desarrollo de artrosis de rodilla y la evidencia muestra que pacientes con obesidad mórbida (IMC > 40),

si bien pueden tener un resultado exitoso, presentan una mayor tasa de complicaciones peri-operatorias y no bajan de peso después de la cirugía⁽¹⁾. Pacientes diabéticos tienen una tasa aumentada de infección profunda post-operatoria, debido a una alteración del sistema inmune. La evidencia recomienda el uso de cemento con antibiótico en estos pacientes⁽²⁾. Esto también lo recomendamos en pacientes con artritis reumatoide o en tratamiento inmunosupresor. Además es importante la evaluación de aspectos psicológicos del paciente, ya que se ha visto que bajos score de salud mental y depresión se asocian a peores resultados funcionales y mayor dolor a un año después de la artroplastía⁽³⁾.

Debe considerarse también el antecedente de alergia al níquel, ya que el paciente puede requerir un test de alergia a metales y el uso de una prótesis de material distinto al cromo cobalto (como zirconio).

2.- Examen físico

Un examen físico detallado debe incluir un examen local de la rodilla a operar y un examen general.

i.- Examen localizado: se evalúa rango de movilidad, estabilidad y alineamiento en la rodilla. Esto es crítico para orientarnos en el tipo de prótesis que se utilizará (constreñida versus no constreñida) y en la magnitud aproximada de la resección ósea que se realizará (Figura 1).



Figura 1. Fotografía de un paciente con gonartrosis severa asociada a considerable deformidad en valgo de la rodilla. La resección ósea para compensar deformidades de esta magnitud podría comprometer la estabilidad ligamentosa de la articulación. Si esto ocurre en el intraoperatorio, se debe utilizar una prótesis constreñida para recuperar la estabilidad perdida.

También se evalúa el estado muscular local. En particular el cuádriceps es el principal estabilizador dinámico de la rodilla y debe presentar un adecuado trofismo para lograr un resultado funcional razonable.

ii.- Examen general: evaluación vascular (enfermedad arterial oclusiva periférica, insuficiencia venosa), neurológica y de la condición cutánea. Idealmente no debe haber lesiones cutáneas en la cara anterior de la rodilla. La existencia de cicatrices previas agrega un factor de riesgo mayor

de morbilidad en la herida operatoria, como necrosis cutánea o dehiscencia (Figura 2).



Figura 2. Fotografía que muestra la rodilla de un paciente con gonartrosis severa como secuela de fractura previa. Se aprecian múltiples cicatrices en la cara anterior y lateral de la rodilla, lo cual aumenta el riesgo de complicaciones de la herida operatoria.

El análisis de la marcha también es importante ya que nos permite pesquisar el compromiso de las articulaciones adyacentes, raquiestenosis o síndromes de atrapamiento neurológico que interfieran en la obtención de un resultado exitoso después de la cirugía. Como premisa general, cualquier patología musculoesquelética concomitante que pueda limitar el inicio de una rehabilitación precoz debe ser manejada en forma oportuna.

Frente al compromiso degenerativo severo de cadera y rodilla ipsilateral, se recomienda el tratamiento de la cadera primero y luego de la rodilla, para evitar alterar el eje mecánico al colocar la prótesis de cadera en una extremidad con una ATR previa, lo cual podría hipotecar el resultado en la rodilla.

3.- Exámenes preoperatorios

Los exámenes preoperatorios son realizados con el objetivo de evaluar comorbilidades y prevenir el riesgo adicional de infección derivada del tracto urinario, respiratorio o dental. Se debe solicitar el estudio del grupo sanguíneo, hemograma, velocidad de sedimentación globular (VHS), pruebas de coagulación, glicemia y parámetros de función renal y hepática. Además se debe realizar un sedimento de orina y un urocultivo, el cual debe ser negativo para disminuir el riesgo de infección.

El electrocardiograma y una radiografía de tórax permitirán una evaluación cardiopulmonar. En casos de enfermedad coronaria, capacidad funcional disminuida o patología pulmonar crónica, se recomienda una interconsulta previa a cardiología o respiratorio para el pase operatorio.

Recomendamos además una evaluación dental para descartar infección bucal (caries). Algunos pacientes pueden requerir extracciones o procedimientos periodontales antes de su ATR, lo cual disminuye el riesgo de infección periprotésica.

Finalmente se debe informar al paciente la posibilidad de una transfusión sanguínea en el post operatorio, por lo que se deben solicitar donantes de sangre según cada caso. Se debe también coordinar con el banco de sangre la disponibilidad de unidades de glóbulos rojos e informar del probable consumo de éstos.

Evaluación radiográfica en ATR

Una evaluación radiográfica preoperatoria detallada es necesaria para confirmar el diagnóstico, la severidad de la artrosis y planificar adecuadamente la artroplastía. El análisis radiográfico nos permitirá determinar los ángulos de corte femoral y tibial, así como anticipar la liberación ligamentosa, entregando información valiosa al momento de decidir el tipo de prótesis a utilizar.

El estudio radiográfico estándar incluye las proyecciones anteroposterior (AP) con carga de ambas rodillas, radiografía lateral de la rodilla afectada y una radiografía axial de patela, siendo la proyección de Merchant la más utilizada. La telerradiografía de extremidades inferiores es ampliamente utilizada, aunque no es solicitada rutinariamente en todos los centros ortopédicos. Esta última debe ser obligatoria en aquellos casos de deformidad clínica evidente de la diáfisis femoral o tibial, anatomía alterada por displasia, trauma o cirugía previa y en estaturas extremas.

Los estudios complementarios, como las proyecciones de Rosenberg o túnel, permiten evaluar estrechamiento precoz del espacio articular en la superficie de carga posterior, la presencia de cuerpos libres intrarticulares y osteofitos proyectados en el túnel intercondíleo. Otros estudios adicionales, tales como la tomografía axial computada y la resonancia magnética, son necesarios excepcionalmente cuando se requiere evaluar el stock óseo, principalmente en condiciones especiales como secuelas traumáticas, tumores o anomalías congénitas.

La radiografía AP con carga, confirma y evalúa la severidad del compromiso articular en los espacios tibiofemorales medial y lateral. En la proyección con carga el espacio articular representa el grosor del cartílago articular, el cual es patológico si es menor a 3mm ⁽⁴⁾.

Evalutando la radiografía AP, en conjunto con la radiografía lateral y axial de patela, es posible confirmar cuál de los compartimentos es el afectado y considerar la opción de una prótesis total primaria, una prótesis unicompartmental aislada, o una osteotomía. Además esta proyección permite observar la presencia de osteofitos, defectos óseos, cuerpos libres o deformidad, información que puede ser relevante tener en cuenta durante la cirugía. Es importante tener en cuenta la ubicación de los osteofitos, ya que el iniciar la cirugía con su resección precoz nos permitirá ob-

tener un correcto balance ligamentoso en el plano sagital y coronal. Asimismo, la correcta identificación de deformidades permite planificar la secuencia del plan quirúrgico para lograr un adecuado balance de partes blandas.

Si es evidente una marcha en *varus thrust* y en la radiografía AP con carga se observa una deformidad en varo, se debe solicitar una telerradiografía de extremidades para evaluar la laxitud ligamentosa. En estos casos puede ser necesario evaluar la disponibilidad de una prótesis cons-treñida, si no es posible lograr el correcto balance intraoperatorio⁽⁵⁾.

La radiografía lateral también cumple un rol en la confirmación de la enfermedad y en la evaluación de la lesión. Nos permite determinar si hay derrame en el receso suprapatelar, osteofitos posteriores y cuerpos libres intraarticulares; así como evaluar la presencia de subluxación anterior de la tibia y/o desgaste posteromedial, lo que es indicativo de lesión de ligamento cruzado anterior (LCA) y sería contraindicación para una artroplastía unicompartimental. Si existe la sospecha de una lesión de ligamento cruzado posterior (LCP), se puede solicitar una radiografía lateral con stress, con desplazamiento posterior de la tibia. Por otro lado, una radiografía que muestre excesivo desplazamiento posterior del fémur puede traducir una tensión excesiva del LCP. En ambos casos la incompetencia del LCP obliga al uso de una prótesis primaria estabilizada posterior.

En la radiografía lateral también se debe evaluar la altura patelar. La presencia de patela baja debe ser corregida en el intraoperatorio, ya que puede causar déficit de flexión y dolor por pinzamiento. La altura patelar puede ser evaluada por los índices de Caton-Deschamps o Insall-Salvati, siendo en este último considerado patela alta un radio mayor a 1,2, y patela baja un índice menor a 0,8⁽⁶⁾.

La radiografía axial de patela permite observar el compromiso degenerativo de las superficies articulares patelares, trocleares y su alineamiento. El alineamiento de la articulación patelofemoral puede ser evaluada con el ángulo de congruencia, que relaciona el vértice patelar con la bisectriz del surco troclear. La identificación de subluxación patelar preoperatoria obliga a evaluar la potencial necesidad de realizar un retinaculotomía lateral en el intraoperatorio⁽⁷⁾. En casos de mal alineamiento severo podría incluso ser necesaria una osteotomía de realineamiento distal concomitante.

El rol de la telerradiografía de extremidades inferiores es evaluar el alineamiento de la extremidad, se debe tomar de pie, incluyendo las cabezas femorales y talos. Con ella es posible determinar los ejes anatómicos y mecánicos de la tibia y el fémur y precisar dónde deben ser realizados los cortes para corregir un mal alineamiento.

El eje anatómico del fémur es la línea que transcurre por el centro de la diáfisis y que sale inferiormente a través del surco intercondíleo. El punto de salida del eje anatómico determina el punto de entrada de la guía femoral de la prótesis al canal intramedular. En caso de deformidad femoral, el punto de salida del eje anatómico puede ser extrínseco al surco intercondíleo en el plano coronal, lo que se debe pesquisar previamente para realizar la planificación adecuada.

El eje mecánico del fémur es la línea que conecta el centro de la cabeza femoral con el punto donde el eje anatómico intersecta el surco intercondíleo. La diferencia entre estos dos ejes determina el ángulo de corte en valgo para la preparación del fémur distal. Al colocar el ángulo de corte en valgo en la guía femoral se realiza el corte perpendicular al eje mecánico. El ángulo de corte es generalmente 5° a 7°, disminuyendo en pacientes de mayor altura.

El eje anatómico de la tibia es la línea que transcurre por el punto medio de la diáfisis que en la mayoría de los pacientes coincide con el eje mecánico (línea de centro de la tibia proximal al centro del astrágalo). Si el corte tibial proximal es hecho perpendicular al eje anatómico, es también perpendicular al eje mecánico. El corte tibial proximal puede ser realizado utilizando la guía intramedular o extramedular, las cuáles han demostrado ser igualmente eficaces. En presencia de una deformidad tibial (congénita o post traumática) se sugiere no utilizar la guía intramedular, ya que puede ser disímil el eje anatómico del mecánico.

Se considera que la interlínea articular tiene 3° de varo comparado con la perpendicular sostenida desde el eje mecánico de la tibia. Si esto no es direccionado en el corte posterior del fémur, se creará un espacio trapezoidal en el gap de flexión por una línea no paralela entre la tibia y el corte femoral posterior creando un aumento del espacio lateral. Se debe balancear el espacio en flexión realizando el corte femoral con 3° de rotación externa, para así compensar el aumento del espacio femoral (Figura 3). El corte en rotación externa otorga un beneficio adicional, que es mejorar el tracking patelar reduciendo el ángulo Q.

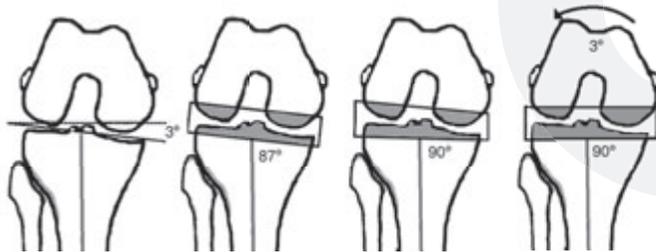


Figura 3. Esquema que explica el rol del corte femoral en 3 grados de rotación externa para preservar el *gap* "natural" entre fémur distal y tibia proximal.

La telerradiografía permite además determinar con exactitud si la extremidad está alineada en varo o valgo. Un valgo significativo suele asociarse a hipoplasia del cóndilo femoral lateral, lo que también debe ser considerado con

anticipación, ya que usar como referencia el eje posterior de los cóndilos puede significar un componente femoral en rotación interna.

En deformidades severas extraarticulares ($> 10^\circ$ en el plano coronal y $> 20^\circ$ en el plano sagital) puede estar indicada una osteotomía simultánea a la artroplastía, ya que la restauración de la interlínea puede implicar un complejo desbalance ligamentoso.

La elección del tamaño correcto de la prótesis total de rodilla se asocia a buenos resultados del procedimiento. Las radiografías AP y lateral de rodilla nos permiten utilizar plantillas de medición para determinar el tamaño de los implantes en el preoperatorio y así poder contar con los implantes correctos en el intraoperatorio⁽⁸⁾. Esto ha demostrado ser costo efectivo y disminuir el tiempo intraoperatorio⁽⁹⁾. Existen diversas técnicas para la medición en radiografías tradicionales o digitales, con una predicción de un tamaño sobre o bajo el componente definitivo del 90 a 95%. También se puede predecir con alta eficacia el tamaño de los componentes basado en las características del paciente como género, edad, altura, peso e índice de masa corporal.

Conclusiones

Una completa y ordenada planificación de la ATR favorece un buen resultado del procedimiento. Para esto es fundamental considerar las características generales, comorbilidades y factores locales en la rodilla de cada paciente, contando así con el instrumental y los implantes adecuados al momento de realizar la cirugía, minimizando el riesgo de complicaciones.

Referencias

- 1.- Winiarsky R, Barth P, Lotke P. Total knee arthroplasty in morbidly obese patients. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80: 1770e4.
- 2.- Chiu FY, Lin CF, Chen CM, et al. Cefuroxime-impregnated cement at

primary total knee arthroplasty in diabetes mellitus. A prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83: 691e5.

3.-Vissers MM, Bussmann JB, Verhaar JA, et al. Psychological factors affecting the outcome of total hip and knee arthroplasty: a systematic review. *Semin Arthritis Rheum.* 2012;41(4), 576-88.

4.- Ahlbäck S. Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation. *Acta Radiol Diagn* 1968; (suppl 277); 7e72.

5.- McPherson EJ. Adult Reconstruction. In: Miller M, Thompson S, Hart Jeds. *Review of orthopaedics.* 6th edn. Elsevier Saunders, 2012.

6.- Insall J, Salvati E. Patella position in the normal knee joint. *Radiology* 1971; 101: 101e4.

7.- Fitzgerald SJ, Trousdale RT. Why knees fail in 2011: patient, surgeon or device? *Orthopedics* 2011; 34: e513e5.

8.- Miller AG, Purtill JJ. Total knee arthroplasty component templating: a predictive model. *J Arthroplasty* 2012; 27: 1707e9.

9.- Hsu AR, Gross CE, Bhatia S, et al. Template-directed instrumentation in total knee arthroplasty: cost savings analysis. *Orthopedics* 2012; 35: e1596e600.



Prótesis primaria de rodilla en Clínica Alemana



Dr. Rafael Calvo Rodríguez

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: rcalvo@alemana.cl



Dra. Paulina de la Fuente Díaz

Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo,
Santiago, Chile.

Resumen

La artrosis es una enfermedad degenerativa que consiste en la pérdida del cartílago articular, formación de osteofitos y deformación de la articulación afectada. Se clasifica en primaria o idiopática, existiendo una predisposición genética a padecer la enfermedad; y secundaria, asociada a traumatismos, infecciones, enfermedades inflamatorias, deformidades o alteraciones de ejes.

Una de las articulaciones más afectadas es la rodilla, generando importante discapacidad. Su tratamiento es mayoritariamente conservador. Sin embargo, un grupo de pacientes llega a un grado importante de destrucción articular con invalidez, en que la calidad de vida se ve severamente afectada por dolor e impotencia funcional, siendo en estos casos la artroplastía total de rodilla una excelente alternativa.

Este procedimiento consiste en sustituir la superficie articular por componentes de aleación (cromo, cobalto-molibdeno, titanio u oxinio) con polietilenos especiales. Los componentes son fijados al hueso, ya sea con cemento o sin cemento mediante superficies rugosas, porosas o tornillos. El propósito es lograr una movilidad y estabilidad que permita recuperar la función de la rodilla, aliviando así la sintomatología y recuperando las actividades de la vida cotidiana.

Si bien actualmente existen diversos diseños y tipos de implantes, la correcta selección de los pacientes, en conjunto con una técnica quirúrgica adecuada, son los factores más importantes para asegurar el éxito de esta cirugía, teniendo probablemente una mayor importancia en los resultados que los factores implicados en el diseño.

El objetivo de este artículo es realizar una revisión de los principales factores asociados a este procedimiento, así como sus resultados y complicaciones.

I. Introducción

La prótesis total de rodilla primaria (primera cirugía), es una de las intervenciones quirúrgicas más frecuentemente realizadas por cirujanos ortopedistas en pacientes con artrosis dolorosa e impotencia funcional, proporcionando un alivio sustancial del dolor y mejoría en la discapacidad con resultados satisfactorios sobre el 90% entre los diez y quince años.

Cuando el cirujano indica este procedimiento, se enfrenta a la ardua tarea de elegir qué implante utilizar. Para esto, debe evaluar diversas variables asociadas tanto al tipo de paciente como a las características y grado de artrosis articular.

La diversidad de implantes existentes, las indicaciones y resultados de cada uno de ellos, son en muchas ocasiones motivo de controversia, por lo que se debe seleccionar el más adecuado para cada paciente. Esto significa seleccionar aquel que le permita retomar sus actividades de la vida diaria de la manera más normal posible.

En este capítulo evaluaremos las indicaciones de una artroplastía primaria, tipos de implantes existentes con sus características particulares, resultados y complicaciones asociadas a este tipo de cirugía.

II. Indicaciones de una artroplastía primaria de rodilla

La adecuada selección del paciente candidato a una prótesis total de rodilla (PTR) primaria es uno de los aspectos más importantes a considerar, ya que constituye uno de los principales determinantes del éxito de la cirugía.

El candidato ideal es un paciente con artrosis avanzada (Figura 1); gran afección dolorosa y funcional; que ha recibido previamente una pauta de tratamiento no quirúrgico mediante fármacos antiinflamatorios no esteroideos, ejercicios kinésicos, baja de peso y/o rodilleras correctoras de ejes. También se le pueden haber realizado infiltraciones con diversos medicamentos como corticoides, ácido hialurónico y otros, con el fin de disminuir el dolor e inflamación, lo que le permitiría una mejor recuperación muscular y funcional. Algunas veces el paciente incluso ha sido sometido a otras intervenciones quirúrgicas, como la artroscopía u osteotomías femorales o tibiales, con la idea de corregir las causas mecánicas del dolor articular.

Respecto a la edad ideal, esta debe sobrepasar los sesenta años. Sin embargo, debido al enorme éxito de esta intervención y la mejoría en los diseños y técnicas disponibles hace que se considere en pacientes (con gran limitación funcional) cada vez más jóvenes.

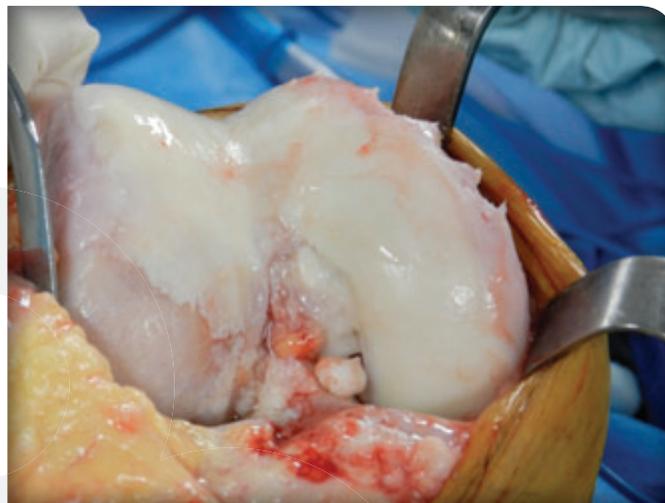


Figura 1. Visión intraoperatoria de condilos femorales y platillo tibial en que se observa importante pérdida del cartílago articular, presencia de osteofitos y deformación de la articulación.

En términos generales, esta cirugía está indicada en pacientes que no han respondido a tratamiento conservador en casos de artrosis avanzada con sintomatología dolorosa (limitando las actividades de la vida diaria) y con compromiso funcional asociado.

Independientemente de la edad, los pacientes con daño del cartílago articular en un grado avanzado, asociado a artritis inflamatorias graves o artritis reumatoides, son candidatos a este tipo de tratamientos. Sin embargo, las artrosis postraumáticas, primarias o idiopáticas deben ser evaluadas con mayor minuciosidad en función a su edad y nivel de actividad.

III. Diseño protésico

a. Componentes

Los componentes de una PTR son básicamente cuatro (Figura 2):

1. Componente femoral: metálico de aleación de cromo-cobalto y molibdeno altamente pulido, titanio u oxinio.
2. Inserto tibial: polietileno de alta densidad.

3. Componente tibial: retenedor metálico del polietileno, generalmente de titanio o cromo-cobalto.
4. Componente patelar: polietileno de alta densidad.



Figura 2. Componentes de una prótesis total de rodilla tipo NexGen® LPS de Zimmer®: componente femoral metálico, inserto tibial de polietileno, componente tibial metálico y componente patelar de polietileno. Imagen reproducida con permiso de Zimmer®.

b. Tipos de implante

Una vez realizada la indicación y la planificación operatoria, se debe elegir el tipo de implante a utilizar.

Los diseños protésicos se pueden dividir según la cantidad de superficie articular a reemplazar en unicompartimentales internos o externos, patelofemorales y totales.

Su indicación estará asociada al compromiso artrósico de uno o más compartimientos, grado de deformidad, estabilidad y movilidad articular. Si sólo está comprometido un compartimiento, ya sea femorotibial (interno o externo) o femoropatelar, se podría considerar una prótesis unicompartimental. Si es más de uno, la prótesis total de rodilla es la indicación (Figura 3).

Esta última puede ser con retención o sustitución del ligamento cruzado posterior (LCP), con plataforma fija o rotatoria, con variaciones en el tipo y forma de polietileno, constreñidas o de superficie, con o sin vástagos y finalmente según tipo de material de confección de la prótesis.

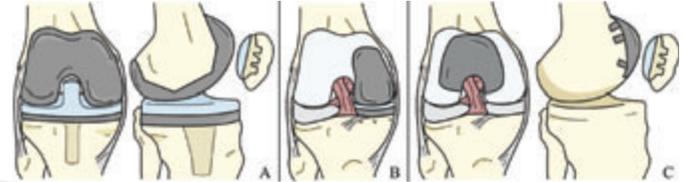


Figura 3. Diseños protésicos según cantidad de superficie articular a reemplazar. A) Prótesis total de rodilla, B) Prótesis unicompartimental, C) Prótesis patelofemoral.

IV. Técnica quirúrgica

Una adecuada técnica quirúrgica es fundamental para el resultado exitoso de esta cirugía, ya que la mayoría de las complicaciones, como el aflojamiento, están relacionadas con una técnica defectuosa, principalmente porque no se cumplen los principios básicos de este procedimiento.

a. Abordaje quirúrgico

El primer paso a seguir es realizar un abordaje quirúrgico adecuado para conseguir una buena visualización de las estructuras anatómicas importantes, minimizando el daño de estructuras vasculonerviosas, pero además permitiendo conseguir la correcta alineación y fijación de los componentes protésicos, previniendo la excesiva tensión de las partes blandas y la piel.

El abordaje que se utiliza con mayor frecuencia es el parapatelar medial. En él se realiza una incisión en la línea media y posteriormente se lleva a cabo una disección intermuscular entre los planos del recto femoral y vasto medial, para luego evertir la patela.

De forma alternativa, y para evitar la disección del aparato extensor, se pueden realizar variaciones midvasto o subvasto. En el primero, la porción proximal de la artrotomía se extiende a través del músculo vasto medial, mientras en el segundo, el vientre muscular del vasto medial es elevado del septum intermuscular sin afectar la inserción del vasto interno en el borde medial del

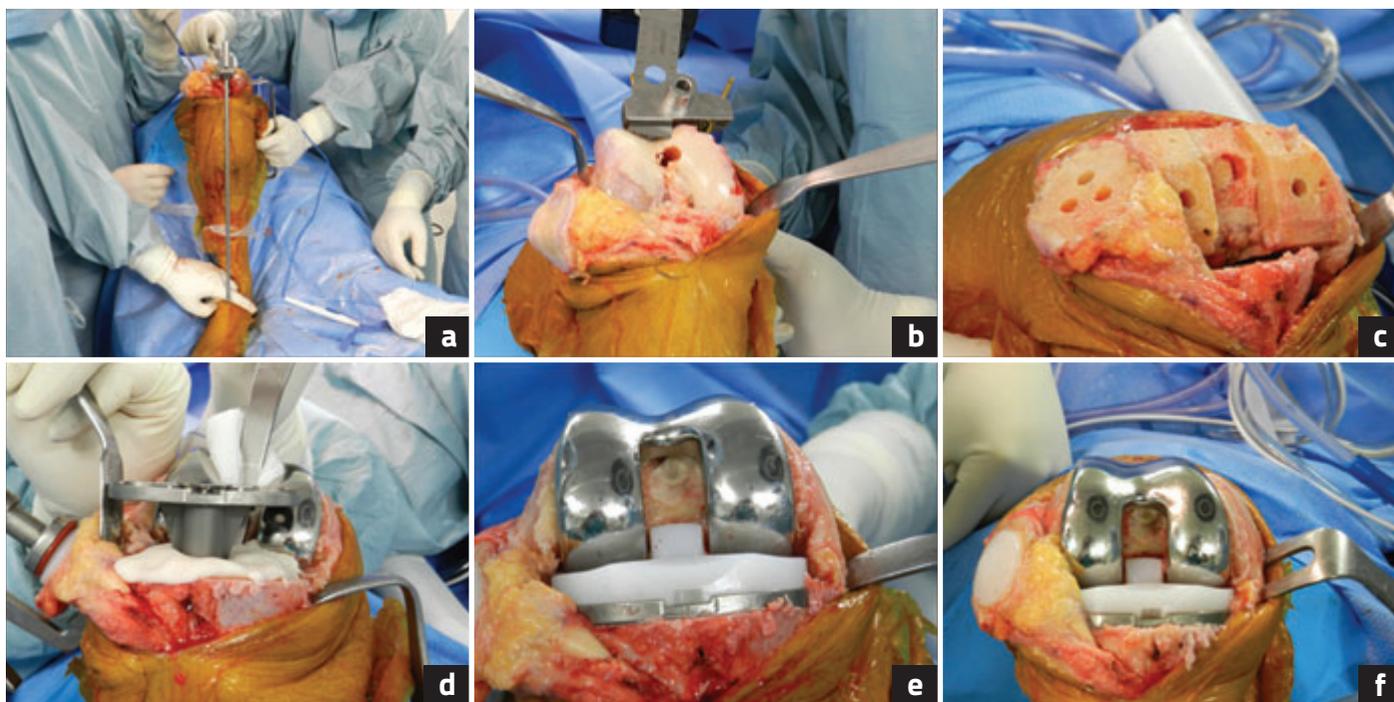


Figura 4. Cortes óseos e instalación de componentes protésicos. **a)** Colocación de guía extramedular de alineación tibial para orientar cortes, **b,c)** Realización de cortes óseos removiendo superficies articulares de fémur, tibia y patela, **d)** Fijación de componente tibial con cemento, **e,f)** Colocación definitiva de componentes protésicos.

tendón del cuádriceps. Ambas variantes permiten mantener el aparato extensor intacto, sin embargo la patela es dificultosamente evertida y mas bien subluxada hacia lateral.

Otra alternativa es el abordaje parapatelar lateral, en que la artrotomía se realiza por lateral. Está indicado en la corrección del genu valgo severo, en el cual hay una subluxación lateral de la patela que requiere generalmente retinaculotomía lateral.

b. Principios quirúrgicos

Los objetivos técnicos en la PTR van a ser restaurar el alineamiento mecánico, la línea articular, el balance ligamentoso y un ángulo Q normal.

Para esto primero debemos recordar la anatomía normal de la rodilla, considerando que el fémur distal tiene una angulación de 5-7° de valgo, mientras que la tibia proximal una de 2-3° de varo. El ángulo de congruencia articular es de 6° de valgo y el ángulo Q normal de 11 +/- 7°.

Respecto a la técnica quirúrgica, podemos dividir los puntos claves de la cirugía en los siguientes pasos:

- 1. Liberación de partes blandas y oteofitos según deformidad.** Es importante comenzar liberando los dos ligamentos cruzados, los meniscos y osteofitos para ganar el máximo espacio posible.
- 2. Resección ósea con guías de alineación intra/extramedular** (Figuras 4a, b, c):

- **Plano coronal**

El corte del fémur distal se realiza en 5-7° de valgo mientras que el corte tibial en 0°, esto para evitar realizar el corte equivocadamente en varo, ya que este aumenta el riesgo de falla de la PTR.

Respecto al nivel de la línea articular, esta depende de la resección ósea femoral y tibial. Si no se realiza una adecuada resección ósea se desplazará a proximal o distal, lo que será deletéreo en la funcionalidad. Una interlínea alta se asocia a patela baja y déficit en flexión; mientras que una baja a patela alta se vincula a incongruencia troclear, dolor anterior, déficit de movilidad y menor sobrevida del implante. En general la máxima variación en el nivel de la línea articular debe ser de 8 mm hacia proximal o distal.

- **Plano axial (rotación interna-externa)**

El componente tibial se coloca en rotación neutra, mientras que para evitar la asimetría del gap articular en flexión, los cortes del fémur deben estar en 3° de rotación externa. Esto además mejora el tracking patelar.

- **Plano sagital (AP)**

El objetivo es obtener un gap que sea igual en flexión y extensión. Esto asegurará que el inserto tibial esté estable a lo largo del arco de movimiento.

El slope posterior tibial (7-10° óseo y 3° si se consideran los meniscos) mejora el balance AP de la artroplastía y disminuye el estrés compresivo durante la flexión, lo cual evita la subsidencia. Por lo tanto, a pesar de que algunos cirujanos prefieran eliminarlo, es recomendable conservarlo con una angulación de 7°.

El tamaño femoral en su plano sagital es fundamental en la estabilidad sagital de la artroplastía. Este determinará el gap entre los componentes femoral y tibial, tanto en flexión como en extensión.

3. Equilibrio de los espacios en flexión y extensión

El objetivo es obtener un gap que sea igual en flexión y extensión, para así asegurar que el inserto tibial se encuentre estable a lo largo de todo el arco de movimiento.

Para corregir un desbalance simétrico en flexión y extensión se ajusta la tibia, mientras que en uno asimétrico el fémur.

4. Recubrimiento de la patela y comprobación del deslizamiento rotuliano

Se recomienda no resecar más de un tercio del grosor de la patela (remanente mínimo de 12-15 mm) para evitar el riesgo de fractura. La posición ideal de la prótesis rotuliana es centralizada sobre la patela o medializada.

5. Corrección del balance ligamentario según deformidad

La corrección depende del alineamiento en varo o valgo de la rodilla y la resistencia a la flexión o extensión. Generalmente es suficiente con la liberación de los ligamentos involucrados.

- **Deformidad en varo:** liberar estructuras mediales tensas (osteofitos periféricos, LCM, cápsula, esquina posteromedial, etc.) y tensar estructuras externas laxas.
- **Deformidad en valgo:** liberar estructuras laterales tensas (osteofitos, cápsula, banda iliotibial, popliteo, LCL) y tensar estructuras mediales laxas.
- **Contractura en flexión:** liberación a posterior (osteofitos, cápsula posterior, gastrocnemio).

6. Implantación definitiva de los componentes (Figuras 4 D, E, F).

V. Resultados

Si bien cada modelo protésico tiene sus propios resultados, en general la artroplastía total de rodilla primaria actualmente tiene una sobrevida a diez años de un 85 a 90%, con un 1 a 1.5% de falla anual. En casos de modelos bien elegidos y cirujanos expertos, las tasas de sobrevida a diez años llegan incluso al 97-99%.

El grado de satisfacción de los pacientes es alto, con un 82% a quince años. En los casos de falla y reemplazo, la satisfacción disminuye a 60%.

VI. Complicaciones

La incidencia global de complicaciones es de aproximadamente un 1%, siendo los principales factores de riesgo la obesidad, antecedentes de cirugía previa, la diabetes mellitus y artritis inflamatoria. Las más comúnmente asociadas a este procedimiento son:

a. Complicaciones del aparato extensor

Estas son las más frecuentes, ocurriendo en un porcentaje del 1.5 a 12% de los casos. Dentro de estas, la subluxación de la rótula es el problema más común, pudiendo llegar incluso al 29%. Es, con frecuencia, el resultado de un desequilibrio en el aparato extensor debido a la excesiva tensión del retináculo lateral y a una debilidad asociada del vasto medial. El tratamiento debe estar enfocado a su etiología.

Las fracturas de rótula tienen una frecuencia de aparición del 0.1-8.5%, mientras que las roturas del tendón rotuliano y cuadriceps son mucho menos frecuentes, con una incidencia de 1.24 y 1% respectivamente.

b. Inestabilidad y osteólisis periprotésica

La inestabilidad es una de las causas principales de fallo de las PTR. Puede ser de tres tipos: anteroposterior o del espacio en flexión, en varo-valgo o del espacio en extensión, o completa. Las opciones quirúrgicas son el cambio del polietileno en los componentes modulares, la revisión a componentes más constreñidos o la revisión a componentes en bisagra.

Por otro lado, la osteólisis frecuentemente está relacionada con el desgaste de la superficie de carga de polietileno. La optimización del grosor del polietileno minimiza las fuerzas de contacto y el subsiguiente fallo por fatiga de los implantes de rodilla.

c. Fracturas periprotésicas

Su incidencia es de 1.2 a 3% y generalmente son del fémur distal con los tipos más frecuentes supra e intercondílea.

d. Infección periprotésica

Complicación grave. El objetivo va a ser liberar al paciente de la infección, eliminar su dolor y procurar que su articulación funcione. Esto se logra, en la mayor parte de los casos, con el recambio en dos tiempos y ayuda de un espaciador dispensador de antibióticos.

Referencias

- 1.- Callaghan J, Rodríguez-Merchán EC. Artroplastía total de Rodilla. Monografías AAOS - SECOT 2006.
- 2.- Van Manen MD, Nace J, Mont MA. Management of primary knee osteoarthritis and indications for total knee arthroplasty for general practitioners. J Am Osteopath Assoc. 2012 Nov;112(11):709-15.
- 3.- Ortega Andreu M, Barco Laakso R, Rodríguez Merchán EC. Artroplastía Total de Rodilla. Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Vol. 46. Núm. 05. Octubre 2002.
- 4.- Weinstein AM, Rome BN, Reichmann WM, et al. Estimating the burden of total knee replacement in the United States. J Bone Joint Surg Am. 2013 Mar 6;95(5):385-92.
- 5.- Aglietti P, Buzzi R, DeFelice R, et al. The Insall- Burstein total knee replacement in osteoarthritis: a 10-year minimum follow-up. J Arthroplasty 1999; 14 (5):560 -5.
- 6.- Abraham W, Buchanan JR, Daubert H, et al. Should the patella be resurfaced in total knee arthroplasty? Efficacy of patellar resurfacing. Clin Orthop Relat Res 1988 (Nov); (236):128-34.
- 7.- Santini AJ, Raut V. Ten-year survival analysis of the PFC total knee arthroplasty- a surgeon's first 99 replacements. Int Orthop. 2008 Aug;32(4):459-65. Epub 2007 Mar 16.
- 8.- Heck DA, Robinson RL, Partridge CM, et al. Patient outcomes after knee replacement. Clin Orthop Relat Res. 1998 Nov;(356):93-110.
- 9.- Roberts VI, Esler CN, Harper WM. A 15-year follow-up study of 4606 primary total knee replacements. J Bone Joint Surg Br. 2007 Nov;89(11):1452-6.

Artroplastía de revisión de rodilla



Dr. David Figueroa Poblete

Jefe Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: dfigueroa@alemana.cl



Dr. Francisco Figueroa Berríos

Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago,
Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: dfigueroa@alemana.cl

La artroplastía de revisión de rodilla corresponde aproximadamente al 3,8% de las artroplastías totales de rodilla realizadas en Estados Unidos. Esta ha ido incrementándose en los últimos años a una razón del 200% (entre 1990 y el 2001), principalmente en relación al aumento de las artroplastías primarias de rodilla. Este tipo de artroplastía supone un desafío a los sistemas de salud, por el elevado costo económico que conlleva (US\$ 15.000 a US\$ 40.000), y a los cirujanos, por su elevada complejidad.

¿Por qué falla una prótesis primaria de rodilla?

Existen numerosas causas de falla en una prótesis primaria de rodilla. Las principales son:

- Malposicionamiento de los implantes en la cirugía inicial.

- Rodillas no balanceadas en el aspecto ligamentoso, lo que conlleva a inestabilidad y prolongación de los síntomas (Figura 1).



Figura 1. Radiografía anteroposterior con maniobra de estrés en varo que muestra apertura patológica del espacio articular lateral.

- Infección, lo que obliga al retiro de la prótesis para erradicarla.
- Fracturas periprotésicas, que aflojan los componentes (Figura 2).



Figura 2. Radiografías anteroposterior y lateral que muestran una fractura periprotésica de fémur distal la cual es distal al borde proximal del componente protésico femoral.

- La falla natural con el tiempo del componente articular de polietileno, el cual produce partículas que además generan a largo plazo un aflojamiento de la prótesis (aflojamiento aséptico), obligando por tanto al recambio.

Una historia detallada, un buen examen físico y un estudio de imágenes y laboratorio adecuado nos orientarán a la causa más probable y nos guiarán en el tratamiento de estos pacientes.

En suma, toda prótesis de rodilla que no cumple con los objetivos para los cuales fue instalada (disminución del dolor, funcionalidad adecuada) es objeto de estudio para evaluar la necesidad de un recambio protésico.

También es importante señalar que implantes diseñados para cirugía de revisión protésica pueden ser instalados de forma primaria en diversos casos, entre ellos se encuentran: artrosis con deformidades angulares mayores a 16 grados, lo que genera gran inestabilidad en el lado de la convexidad de la deformidad por atenuación de los ligamentos colaterales; artrosis en rodillas con inestabilidades multiligamentarias; y diversos escenarios donde hay una pérdida importante de stock óseo, lo que hace imposible la instalación de una prótesis primaria (tumores, enfermedades óseas, etc.)

Contraindicaciones para realizar una prótesis de revisión de rodilla

Las contraindicaciones para realizar una prótesis de revisión de rodilla son la infección activa (debe erradicarse antes de instalar una prótesis), enfermedades neuromusculares, artropatía de Charcot y condiciones médicas del paciente que impidan que la cirugía sea segura.

Abordajes quirúrgicos

Una exposición adecuada es esencial para lograr el éxito en una artroplastía de revisión de rodilla. Por esta razón, el cirujano debe estar familiarizado con múltiples opciones.

1. Exposición superficial

La irrigación de la piel en el aspecto anterior de la rodilla deriva de una anastomosis de vasos que va superficial a la fascia. Esta anastomosis es asimétrica y su mayor contribución proviene del lado medial de la rodilla.

Si una incisión en la línea media fue hecha previamente (Figura 3), la misma debe ser usada para la artroplastía de revisión. Si existen incisiones transversas que están sobre nuestra área de abordaje, deben ser cruzadas en 90 grados. Si por algún motivo existen múltiples incisiones longitudinales, la incisión más lateral es la que debe ser elegida para minimizar el compromiso de la vascularidad cutánea.



Figura 3. Incisión previa en línea media de una prótesis primaria que será removida.

Cuando las incisiones previas no son adecuadas para nuestra cirugía, un puente intacto de al menos 6 cm entre la incisión previa y la actual debe ser mantenido para evitar necrosis cutánea.

2. Exposición profunda

En la mayoría de los casos se realiza un abordaje parapatelar medial. Si se utilizó previamente un abordaje parapatelar lateral, el uso de un abordaje parapatelar medial puede resultar en un aumento del riesgo de osteonecrosis de patela. En estos casos se decide utilizar el abordaje parapatelar lateral previo.

Se resecan las cicatrices previas, liberando lo necesario para lograr una eversión de patela segura, aunque el inserto de polietileno puede retirarse solo con subluxar la patela hacia lateral y, ya retirado, este disminuye la tensión de las partes blandas haciendo la eversión de patela más fácil.

En casos en que la exposición es difícil y se debe aumentar el abordaje, existen diversas opciones para lograr esto. Entre ellas se encuentran el cuadriceps *snip* o recorte de cuádriceps, el colgajo de cuádriceps en V-Y, la osteotomía de la tuberosidad anterior de la tibia (Figura 4) y la osteotomía del epicóndilo medial. Dada su menor tasa de complicaciones, el cuadriceps *snip* debe ser la primera opción a utilizar en estos casos.

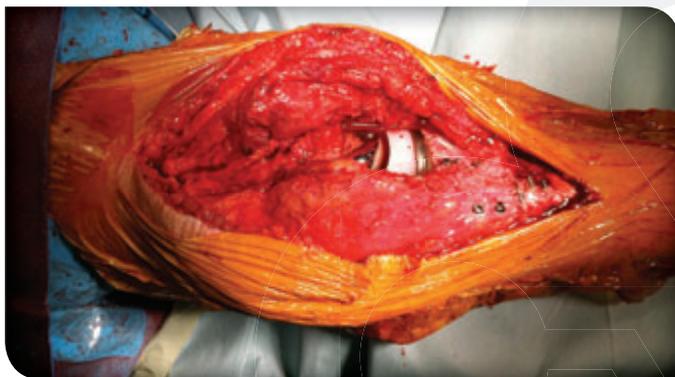


Figura 4. Imagen operatoria en la cual se muestra la osteosíntesis de una osteotomía de la tuberosidad tibial realizada previamente para obtener una mejor exposición durante el abordaje.

Remoción de los componentes

Se debe iniciar con la remoción del polietileno durante el abordaje, lo que logra una mejor liberación de tejidos y permite evertir la patela más fácilmente. Luego se debe remover el componente femoral (Figura 5), lo que da un acceso más fácil al componente tibial. Finalmente se retira el componente tibial.



Figura 5. Componente femoral e inserto de polietileno retirados de una prótesis primaria.

Es importante antes de sacar los componentes femoral y tibial delimitar la interfase cemento-implante y retirar el implante primero y luego el cemento. Otro detalle a considerar es que las fuerzas axiales son más seguras para el retiro de los componentes y evitan posibles fracturas o pérdidas óseas excesivas. Si no es posible retirar todo el cemento y se va a utilizar un componente cementado, este se puede dejar en su lugar siempre que no afecte la posición final del implante. Si esta se ve afectada, existen diversas opciones (fresas de alta velocidad, sistemas de ultrasonido) para remover el cemento remanente.

Si la prótesis que está siendo retirada tiene un componente patelar y este se encuentra en buen estado y es compatible con la nueva prótesis que se instalará, se puede dejar el componente en su lugar. En caso de retirarse, debe hacerse con mucha paciencia y cuidado para evitar la pérdida del stock óseo que alojará al nuevo componente.

Manejo de pérdidas de stock óseo

La pérdida de stock óseo es una situación común durante la revisión de una prótesis total de rodilla. El tener mejor stock óseo mejora la estabilidad de los componentes de una nueva prótesis y además evita el tener que utilizar implantes más invasivos y, por consiguiente, más constreñidos (rígidos). Las opciones disponibles para manejar estos defectos son el uso de implantes modulares, componentes a medida, aloinjertos óseos estructurales y el uso de implantes con metal trabecular.

La clasificación más utilizada para estos defectos es la del Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI), la cual los divide en tipos uno, dos y tres: siendo la tipo uno un defecto menor en cóndilos femorales o platillos tibiales con el hueso metafisiario intacto, la tipo dos un defecto metafisiario que requiere aumentación para permitir la estabilidad de la prótesis (A si es solo en un cóndilo femoral o platillo tibial y B si incluye ambos cóndilos femorales o ambos platillos tibiales) y la tipo tres defectos metafisiarios que requieren una au-

mentación mayor e incluso pueden tener desinserciones de ligamentos colaterales o del tendón patelar.

Manejo de la inestabilidad ligamentaria

Existen tres formas de inestabilidad en una prótesis primaria de rodilla: anteroposterior, varo-valgo e inestabilidad global.

La inestabilidad anteroposterior suele ser el resultado de un desbalance entre los gap permitidos de flexión y extensión o por deficiencia del ligamento cruzado posterior en una prótesis con retención de este.

Las inestabilidades varo-valgo pueden ser dadas por lesiones iatrogénicas de los ligamentos colaterales, una falla en el balance de la rodilla en extensión (liberaciones mayores a un lado) o atenuaciones crónicas de los ligamentos secundarios a deformidades angulares.

La inestabilidad global puede ocurrir tempranamente cuando se ha elegido un inserto de polietileno de menor tamaño al requerido o puede presentarse de forma tardía por el desgaste de este (Figura 6).

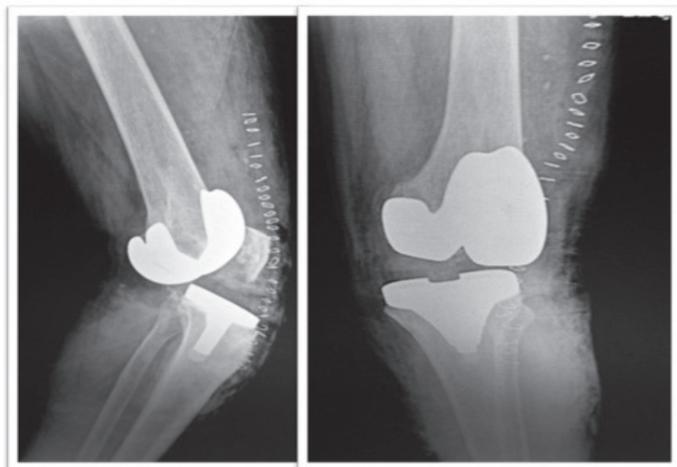


Figura 6. Radiografías lateral y anteroposterior de una prótesis primaria la cual muestra inestabilidad multidireccional.

Nuestra experiencia

Nuestro grupo realiza aproximadamente diez casos de prótesis de revisión de rodilla al año. Recientemente hemos realizado un estudio en el cual evaluamos a veinte pacientes sometidos a una artroplastía de revisión de rodilla, notando que en tres cuartos de los casos fue instalada una prótesis de revisión como prótesis primaria por las razones nombradas anteriormente (des-eje, inestabilidad, stock óseo, etc.). Dentro de los resultados destaca la ausencia de complicaciones y el hecho de que la funcionalidad promedio medida a través del KOOS (Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score) mejorara de 60,2 puntos en el preoperatorio a 76,6 puntos después de la cirugía ($p < 0,01$) a un seguimiento promedio de 10,6 meses.

Conclusión

La artroplastía de revisión de rodilla es una cirugía que va en aumento en todo el mundo. Previa a la cirugía se requiere de indicaciones precisas y un estudio preoperatorio amplio, así como una acabada planificación. Teniendo claros los aspectos a manejar y la forma de realizarlas, las artroplastías de revisión de rodilla logran buenos resultados postoperatorios con una mejora significativa de la funcionalidad del paciente y por tanto de su calidad de vida.

Referencias

- 1.- Kurtz S, Mowat F, Ong K, et al. Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87(7):1487-97.
- 2.- Fehring TK, Odum S, Griffin WL, et al. Outcome comparison of partial and full component revision TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 440:131-4.
- 3.- Dennis DA, Berry DJ, Engh G, et al. Revision total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2008;16(8):442-54.
- 4.- Engh GA, Rorabeck CH. *Revision Total Knee Arthroplasty.* Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1997.
- 5.- Insall JN, Windsor RE, Scott WN, et al. *Surgery of the Knee,* New York, Churchill Livingstone, 2011.
- 6.- Fehring TK, Odum S, Griffin WL, et al. Early failures in total knee

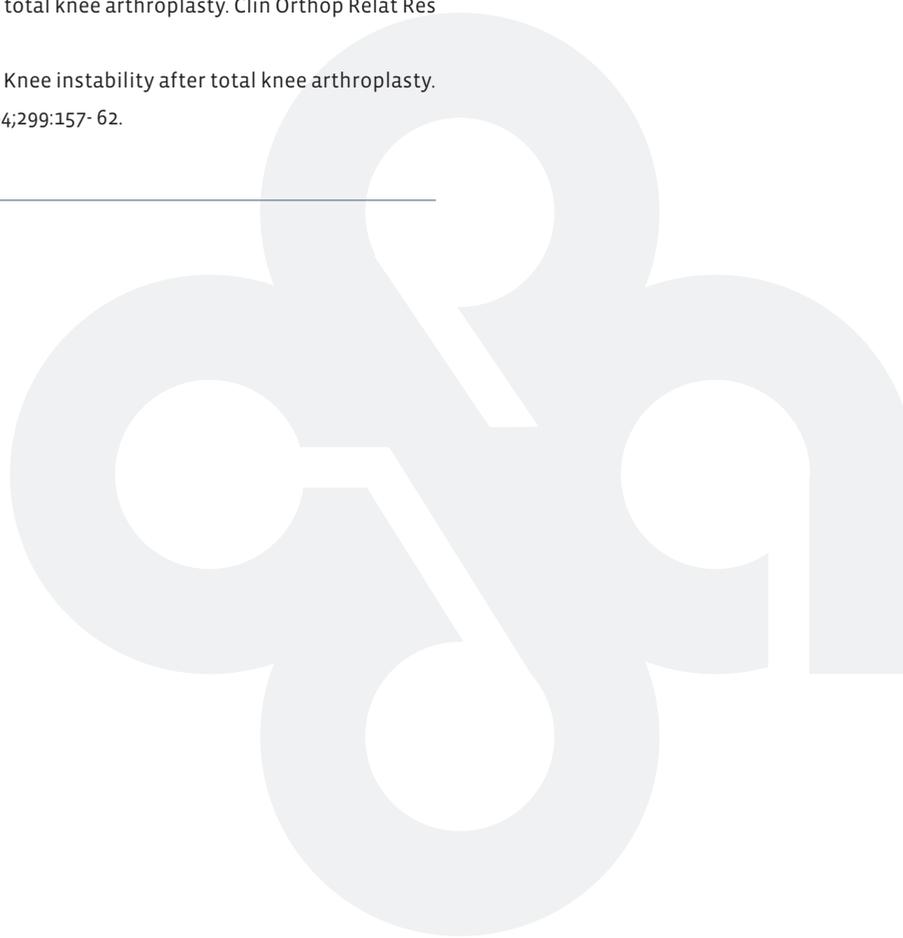
arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2001;392:315-8.

7.- Arsht SJ, Scurderi GR. The quadriceps snip for exposing the stiff knee.

J Knee Surg 2003;16:55-7.

8.- Barrack RL, Smith P, Munn B, et al. The Ranawat Award: Comparison of surgical approaches in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1998;356:16-21.

9.- Fehring TK, Valadie AL. Knee instability after total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1994;299:157- 62.



Reemplazo unicompartmental de rodilla



Dr. Alvaro Ferrer Correa

Unidad de Rodilla
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: aferrer@alemana.cl

Resumen

Los buenos resultados funcionales y de sobrevida a largo plazo han hecho que el reemplazo unicompartmental de rodilla sea actualmente la indicación de elección en los casos de artrosis unicompartmental. Comparado con la prótesis total de rodilla, el reemplazo unicompartmental presenta una tasa de complicaciones menor, tiene una recuperación postoperatoria más rápida y los grados de satisfacción son más altos, lo que realza la importancia de la preservación de los compartimentos sanos. Tanto los diseños de inserto fijo como los de inserto móvil han demostrado buen desempeño, por lo que la estricta selección de los pacientes y una adecuada técnica quirúrgica son la clave para lograr un reemplazo unicompartmental exitoso. Las tasas de sobrevida a diez años superan el 95% y la cirugía de revisión ha mostrado ser en general más sencilla que la prótesis total. En el caso del compartimento lateral, que es frecuentemente menos afectado, el uso de los diseños de inserto móvil debe ser cuestionado por el elevado riesgo de luxación del inserto.

Introducción

En los últimos diez a quince años se ha retomado el interés en el reemplazo unicompartmental de rodilla, dado el reconocimiento de ciertas ventajas respecto del reemplazo total de rodilla, así como también por la mejoría y consistencia de los resultados clínicos ⁽¹⁾.

Desde el punto de vista funcional y anatómico, la rodilla puede ser dividida en tres compartimentos, el tibio femoral medial, el tibio femoral lateral y el patelofemoral. La artrosis de rodilla puede comenzar por uno de estos compartimentos y mantenerse confinada a este por años antes de progresar a otros compartimentos y eventualmente convertirse en una artrosis tricompartmental. Es así como un 20% de las artrosis de rodilla comienzan por el compartimento medial, un 10% por la articulación patelofemoral y un 5% por el compartimento lateral ^(2,3).

El objetivo de este capítulo es la descripción de los aspectos generales más relevantes del reemplazo unicompartmental tibio femoral medial y lateral de rodilla.

Algunas consideraciones anatómicas y biomecánicas

El compartimento medial tiene ciertas particularidades que pueden explicar el hecho de que sea frecuente lugar de inicio de la enfermedad degenerativa articular. Desde el punto de vista anatómico, el contacto entre el fémur y la tibia, tanto en extensión como en el inicio de la flexión, se produce directamente entre ambas superficies articulares, sin la protección del cuerno anterior del menisco medial, el que se localiza por delante. Al aumentar la flexión, el punto de contacto se desplaza hacia posterior y el menisco se hace eficiente en contribuir a la congruencia articular y la distribución de cargas. Por otro lado, desde el punto de vista biomecánico, el momento aductor al que está sometido la rodilla durante la marcha determina que las cargas sean transmitidas mayoritariamente hacia el compartimento medial. Estos factores parecen determinar el patrón de desgaste antero medial característico de este compartimento⁽⁴⁾.

El compartimento lateral es muy diferente, ya que anatómicamente es más laxo y las superficies articulares son ambas convexas, por lo que el estrés al que está sometido el cartílago tiende a ser puntual y por lo tanto muy dependiente de la función meniscal, pues este aumenta la congruencia articular en todo rango de movimiento.

Diseños protésicos

Los buenos resultados que se obtienen actualmente con el reemplazo unicompartmental de rodilla se deben en parte a la mejoría en los diseños protésicos. Estos se pueden dividir básicamente en aquellos de inserto fijo y los de inserto móvil.

En los diseños de inserto fijo, el componente tibial consta de una plataforma tibial metálica (habitualmente una aleación de cromo, cobalto y molibdeno) al que se fija un espaciador o inserto de polietileno cuya superficie de contacto con el componente femoral es plano, de tal modo que el contacto articular en todo el rango de movimiento es más bien puntual. El componente femoral es también metálico y tiene una

configuración poli radial simulando la anatomía normal⁽⁵⁾ (Figura 1).

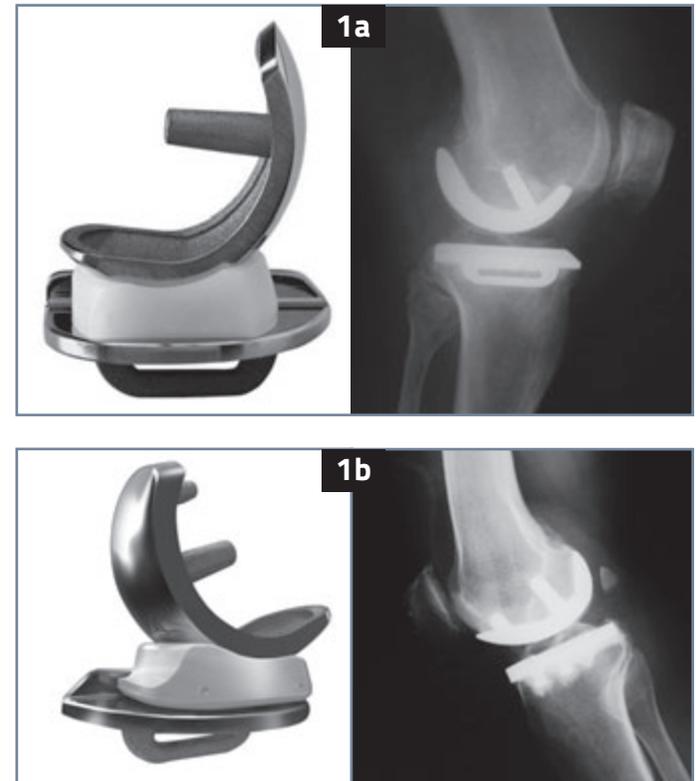


Figura 1. a) Diseño de prótesis unicompartmental de inserto móvil (modelo Oxford °, Biomet UK) en el que se aprecia el inserto plano en superficie inferior y cóncavo en la superior totalmente congruente con el fémur esférico. b) Diseño de inserto fijo en el que se observa el componente femoral de radio variable y el inserto plano.

En los diseños de inserto móvil, el espaciador de polietileno tiene una superficie inferior plana, que descansa libre sobre el componente tibial, y una superficie superior cóncava, que articula en toda su extensión con el componente femoral (también esférico). Es así como en la flexo extensión el inserto se desplaza sobre la superficie tibial en sentido antero posterior, simulando el mecanismo de rollback femoral normal de la rodilla, mientras el fémur rota sobre el inserto^[2, 6].

La principal diferencia entre ambos modelos radica en la tasa de desgaste del polietileno. El diseño de inserto móvil, por ser completamente congruente, tiene muy bajo desgaste (0.003 mm por año), lo que podría estar asociado a una tasa de sobrevida del implante mayor comparado con diseños de inserto fijo. El costo de esta ventaja es el riesgo de luxación del inserto. Por otro lado, si bien la tasa de desgaste es mayor en los diseños de inserto fijo, estos no han demostrado una tasa de sobrevida menor a diez años y no presentan el riesgo de luxación del inserto.

En el compartimento lateral se utilizan principalmente diseños de inserto fijo. Sin embargo, también existen diseños de inserto móvil que simulan la anatomía tibial lateral, de tal modo que el componente tibial es convexo y el inserto es cóncavo en ambas superficies. Si bien los resultados reportados parecen alentadores, el riesgo de luxación se mantiene alto, dada la laxitud lateral propia de la rodilla. Debido a esto, su indicación permanece en cuestión.

Indicaciones del reemplazo unicompartmental de rodilla

Las indicación del reemplazo unicompartmental de rodilla es la artrosis de rodilla de predominio unicompartmental. En los casos de compromiso tibio femoral medial o lateral, la presencia de artrosis patelo femoral no es una contraindicación absoluta, en la medida que no contribuya a la sintomatología.

Como se trata de un cirugía mínimamente invasiva, en la que no se liberan partes blandas, es requisito que las deformidades en varo o valgo asociadas al compromiso artrósico sean reductibles. Esto se traduce a que la longitud de los ligamentos está conservada y que no exista contractura en flexión (se aceptan hasta 10°). La indemnidad del ligamento cruzado anterior (LCA) es una condición señalada como imprescindible para el modelo Oxford® (Biomet, UK), pero también debiera ser consi-

derada como tal para otros diseños, puesto que un LCA insuficiente hace muy incierta la evolución de los compartimentos que serán preservados^[4, 7].

Las contraindicaciones absolutas son la presencia de artropatías inflamatorias sistémicas (por ejemplo artritis reumatoide) y las enfermedades sinoviales.

Algunas contraindicaciones relativas son la condrocalcinosis y la obesidad^[8]. La edad es un factor que ha sido considerado importante en la toma de decisiones en la artrosis unicompartmental de rodilla. No obstante, la orientación ha cambiado con el tiempo y con el origen de la literatura revisada. En principio, y principalmente en Estados Unidos, se pensó que la prótesis unicompartmental estaba indicada en pacientes jóvenes como alternativa a la osteotomía, como paso previo a la prótesis total de rodilla. Sin embargo, actualmente la edad es un factor menos relevante y en general se acepta que el grupo de mayor beneficio del reemplazo unicompartmental son los adultos mayores de sesenta y cinco y ochenta años, ya que sería una cirugía definitiva, menos invasiva, de recuperación más rápida y de menor riesgo que el reemplazo total^[1, 9, 10].

La prótesis unicompartmental puede ser indicada en artrosis unicompartmental secundaria a necrosis avascular, así como también en pacientes con osteotomía previa^[11].

Estudio de imágenes

Frente a la sospecha de una artrosis de rodilla de predominio unicompartmental, se solicitan radiografías de rodilla en proyecciones anteroposterior en carga monopodal, lateral, axial de rótula y posteroanterior en 45° o proyección de Rosemberg^[12](Figura 2). La telerradiografía también puede ser útil para la evaluación del alineamiento y el compromiso artrósico.

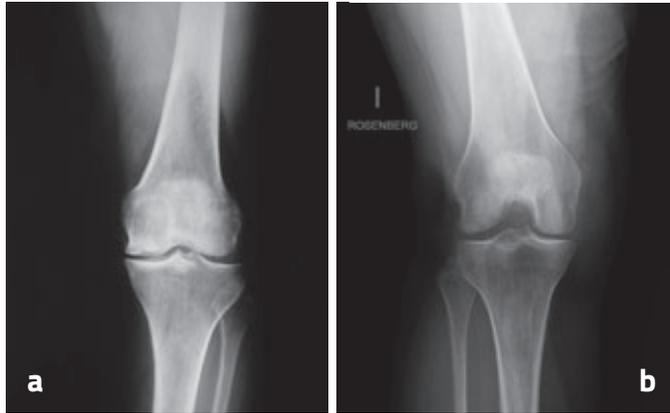


Figura 2. Radiografías de rodilla en proyecciones anteroposterior en carga monopodal **(a)** y Rosenberg **(b)** de diferentes pacientes. En **a)** se aprecia el compromiso artrósico de predominio medial (grado 2 de Ahlback), probablemente secundaria a necrosis avascular. En **b)** se aprecia una artrosis medial grado 1 de Ahlback.

Las radiografías de estrés en varo y valgo pueden ser de utilidad para establecer tanto el colapso del espacio articular del compartimento afectado, como la indemnidad del compartimento sano^[2].

La artrosis se gradúa según las clasificaciones de Ahlback o Kellgren-Lawrence, según la preferencia del especialista.

La presencia de subluxación articular (grado 6 de Ahlback) es sugerente de daño de los ligamentos, en particular del LCA.

La proyección lateral estricta es útil para evaluar la extensión del daño artrósico en el compartimento medial y definir el patrón anteromedial, el que a su vez traduce indemnidad del LCA, requisito esencial para el uso de diseños de inserto móvil.

Existe controversia respecto de la utilidad de la resonancia magnética en la toma de decisiones. Por un lado, es conocida la alta sensibilidad de las imágenes por resonancia para determinar el daño del cartílago articular y el estado de los meniscos y ligamentos. Sin embargo, no tiene buena correlación con la clínica y las radiografías, sumado a que su

poder predictivo de progresión de la artrosis es bajo, por lo que su rol en la indicación es limitado^[13-15].

Técnica quirúrgica

La cirugía es mínimamente invasiva a través de un abordaje parapatelar medial o lateral limitado sin eversión del aparato extensor (Figura 3). Se puede hacer con la mesa quirúrgica en extensión o con la rodilla libre colgando sobre un soporte de muslo. Se utiliza manguito de isquemia.

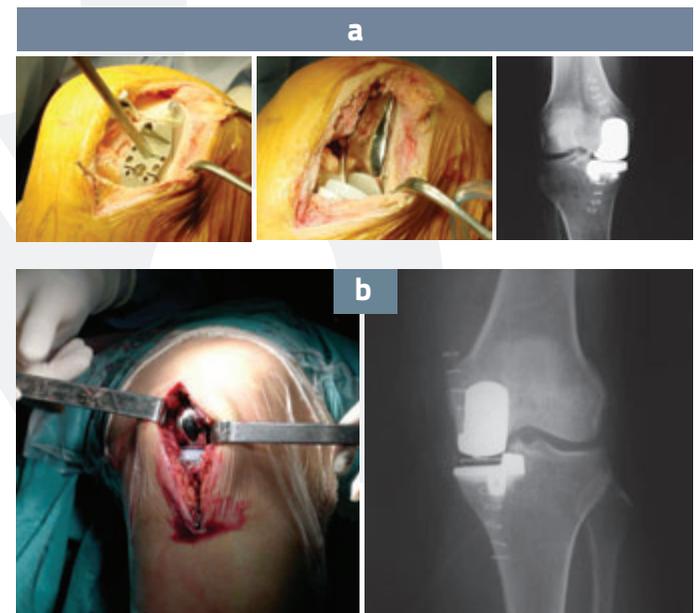


Figura 3. a) Imágenes intraoperatorias de una prótesis unicompartmental medial (guía de corte femoral en posición para hacer los cortes óseos en un abordaje parapatelar medial, la prótesis ya cementada y el control radiológico postoperatorio). **b)** Prótesis unicompartmental medial de insertomóvil ya cementada a través de un abordaje parapatelar medial y el control radiológico postoperatorio.

Una vez abierta la articulación, se exploran los diferentes compartimentos y el estado del LCA para confirmar la indicación quirúrgica. El abordaje se moviliza con la flexo-extensión de la rodilla en lo que se denomina ventana móvil, de tal modo que se accede al fémur y a la tibia sin necesidad de extender el abordaje. Luego de la resección de osteofitos se procede a

los cortes óseos. El corte tibial se realiza perpendicular al eje mecánico de la tibia, usando una guía extra medular. En el caso de la prótesis unicompartmental lateral, se recomienda además hacer el corte antero-posterior con 10° de rotación interna para compensar la rotación externa tibial que se produce en la extensión de rodilla^[16]. Los cortes femorales se realizan usando guías de alineamiento intramedulares y varían según los modelos. Una vez realizados los cortes, se colocan los componentes de prueba, los que permiten evaluar el alineamiento y la estabilidad articular en extensión y en flexión. Luego se procede a la cementación y colocación de los componentes definitivos. Finalmente, se deja un drenaje intrarticular y después del cierre se coloca un vendaje compresivo.

Manejo postoperatorio

El manejo postoperatorio consiste básicamente en el manejo del dolor, la profilaxis de trombosis venosa y la rehabilitación. Esta última es de rápida progresión, marcando una clara diferencia con la prótesis total de rodilla, lográndose la deambulaci3n al día siguiente y recuperándose precozmente el rango de movimiento de la rodilla. El alta es habitualmente al tercer o cuarto día y se continúa la rehabilitaci3n por dos o tres meses. La prótesis unicompartmental permite realizar actividades de la vida diaria de manera normal, posibilitando además realizar actividad física moderada (por ejemplo: bicicleta, golf, dobles de tenis y esquiar).

Resultados del reemplazo unicompartmental de rodilla

Los resultados clínicos del reemplazo unicompartmental de rodilla evaluados con los diferentes *scores* disponibles validados son buenos y excelentes en la mayoría de los casos, con una alta tasa de satisfacci3n^[17, 18].

Las tasas de sobrevida de diseños, tanto de inserto fijo como móviles, se acerca al 98% a diez años de seguimiento^[4, 5]. En el caso de insertos móviles, las sobrevida a quince y veinte años alcanza a un 91%^[19].

La edad es un factor que incide en la sobrevida. Es así como en pacientes menores de sesenta años la sobrevida a diez años alcanza un 91%, aunque con *scores* funcionales más altos^[20]. En pacientes menores de cincuenta años la sobrevida parece ser aun menor, con valores reportados de 80% a doce años usando implantes de inserto fijo, siendo la falla por desgaste de polietileno la principal causa de revisi3n^[21]. En el caso del compartimento lateral, la sobrevida a diez años es cercana al 90%^[17].

Otros factores que pudiesen influir en los resultados de sobrevida son la obesidad, el alineamiento postoperatorio obtenido y el estado del LCA^[6-8].

Las causas de revisi3n de la prótesis unicompartmental en el aflojamiento de los componentes son la progresi3n de la artrosis a los otros compartimentos y la luxaci3n de inserto en los casos de inserto móvil, con una frecuencia relativa variable según los reportes^[22]. Puede haber también otras intervenciones que no impliquen un recambio de la prótesis, como por ejemplo la extracci3n de restos de cemento.

Está bastante aceptado que la tasa de complicaciones es más baja y que la recuperaci3n es más rápida en comparaci3n con la prótesis total de rodilla. También se acepta que los resultados funcionales son superiores a los de la prótesis total, aunque hay algunos reportes que no muestran diferencias después de los seis meses de evoluci3n^[10, 23].

Conclusiones

El reemplazo unicompartmental de rodilla es un procedimiento que tiene buenos y excelentes resultados funcionales y de sobrevida a largo plazo. Presenta una tasa de complicaciones baja y una recuperaci3n más rápida en comparaci3n con la prótesis total de rodilla. Para lograr estos resultados es fundamental una estricta selecci3n de los pacientes y una acuciosa técnica quirúrgica mínimamente invasiva.

Referencias

- 1.- Lombardi AV Jr, Berend KR, Walter CA, et al. Is recovery faster for mobile-bearing unicompartmental than total knee arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(6):1450-7. Epub 2009/02/20.
- 2.- Goodfellow J, O'Connor J, Dodd C, et al. *Unicompartmental Arthroplasty with the Oxford Knee.* Oxford: Oxford University Press; 2006.
- 3.- Weale AE, Murray DW, Crawford RW, et al. Does arthritis progress in the retained compartments after Oxford medial unicompartmental arthroplasty? *J Bone Joint Surg (Br).* 1999;81-B(5):783-9.
- 4.- Murray DW, Goodfellow JW, O'Connor JJ. The Oxford medial unicompartmental arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Br).* 1998;80-B(6):983-89.
- 5.- Berger RA, Meneghini RM, Jacobs JJ, et al. Results of Unicompartmental Knee Arthroplasty at a Minimum of Ten Years of Follow-up. *J Bone Joint Surg (Am).* 2005;87-A(5):999-1006.
- 6.- Emerson RH Jr, Higgins LL. Unicompartmental knee arthroplasty with the oxford prosthesis in patients with medial compartment arthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(1):118-22. Epub 2008/01/04.
- 7.- Engh GA, Ammeen D. Is an Intact Anterior Cruciate Ligament Needed in Order to Have a Well-Functioning Unicompartmental Knee Replacement? *Clin Orthop.* 2004;428:170-3.
- 8.- Berend KR, Lombardi AV, Mallory TH, et al. Early Failure of Minimally Invasive Unicompartmental Knee Arthroplasty Is Associated with Obesity. *Clin Orthop.* 2005;440(&NA;):60-6.
- 9.- Sah AP, Springer BD, Scott RD. Unicompartmental knee arthroplasty in octogenarians: survival longer than the patient. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;451:107-12. Epub 2006/05/17.
- 10.- Noticewala MS, Geller JA, Lee JH, et al. Unicompartmental knee arthroplasty relieves pain and improves function more than total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012;27(8 Suppl):99-105. Epub 2012/06/05.
- 11.- Rees JL, Price AJ, Lynskey TG, et al. Medial unicompartmental arthroplasty after failed high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg (Br).* 2001;83-B(7):1034-36.
- 12.- Fontbote RC, Nemtala UF, Contreras OO, et al. [Rosenberg projection for the radiological diagnosis of knee osteoarthritis]. *Rev Med Chil.* 2008;136(7):880-4. Epub 2008/10/25. Proyeccion de Rosenberg en la evaluación radiológica de la osteoartritis de rodilla.
- 13.- Eckstein F, Cicuttini F, Raynaud JP, et al. Magnetic resonance imaging (MRI) of articular cartilage in knee osteoarthritis (OA): morphological assessment. *Osteoarthritis Cartilage.* 2006;14 Suppl A:A46-75. Epub 2006/05/23.
- 14.- Hurst JM, Berend KR, Morris MJ, et al. Abnormal preoperative MRI does not correlate with failure of UKA. *J Arthroplasty.* 2013;28(9 Suppl):184-6. Epub 2013/06/19.
- 15.- Sharpe I, Tyrrell PN, White SH. Magnetic resonance imaging assessment for unicompartmental knee replacement: a limited role. *The Knee.* 2001;8:213-8.
- 16.- Pennington DW, Swienckowski JJ, Lutes WB, et al. Lateral unicompartmental knee arthroplasty: survivorship and technical considerations at an average follow-up of 12.4 years. *J Arthroplasty.* 2006;21(1):13-7. Epub 2006/02/01.
- 17.- Jamali AA, Scott RD. Lateral Unicompartmental Knee Arthroplasty. *Techniques in Knee Surgery.* 2005;4(2):79-88.
- 18.- Naudie D, Guerin J, Parker D, et al. Medial Unicompartmental Knee Arthroplasty with the Miller-Galante Prosthesis. *J Bone Joint Surg (Am).* 2004;86-A(9):1931-5.
- 19.- Price AJ, Svard U. A second decade lifetable survival analysis of the Oxford unicompartmental knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(1):174-9. Epub 2010/08/14.
- 20.- Price AJ, Dodd CA, Svard U, et al. Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty in patients younger and older than 60 years of age. *J Bone Joint Surg (Br).* 2005;87-B:1488-92.
- 21.- Parratte S, Argenson JN, Pearce O, et al. Medial unicompartmental knee replacement in the under-50s. *J Bone Joint Surg (Br).* 2009;91-B(3):351-6.
- 22.- Siddiqui N, Ahmad Z. Revision of Unicompartmental to Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review. *The Open Orthopaedics Journal.* 2012;6(Suppl 2):268-75.
- 23.- Parvizi J. Unicompartmental knee replacement did not differ from total knee replacement with regard to clinical outcomes at 15 years. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(8):2012. Epub 2009/08/05.

Prótesis total de rodilla en lesiones post-fractura de platillos tibiales



Dr. Gonzalo Espinoza Lavín

Unidad de Rodilla y Artroscopia
Departamento de Traumatología
Clinica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clinica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: gespinoza@alemana.cl

Resumen

Existe poca información en la literatura en relación a resultados de las prótesis de rodillas después de lesiones postraumáticas.

El antecedente de varias cirugías previas antes de indicar la prótesis de rodilla se asocia con un incremento de las complicaciones postoperatorias en comparación a las prótesis primarias. Los porcentajes de infección, necrosis de piel, rotura de tendón patelar y artrofibrosis son significativamente mayores.

Estos resultados hacen tomar con cautela la indicación de prótesis de rodilla en lesiones postraumáticas y estar atentos a las complicaciones descritas.

Los factores de riesgo en el origen de la artrosis postraumática en secuela de fractura de platillos tibiales son: (Figura 1)

1. Gran desplazamiento preoperatorio
2. Osteoporosis
3. No cumplimiento de descarga



Figura 1. Fractura de platillos tibiales alta energía con gran desplazamiento inicial.

Las causas de la artrosis en este caso son:

1. Daño directo del cartílago articular en el momento del accidente
2. Mal alineamiento
3. Incongruencia de superficie articular

Desarrollo de artrosis postfractura de patillos tibiales

Diferentes publicaciones muestran altos porcentajes de desarrollo de artrosis de rodilla después de fractura de patillos tibiales. Un estudio de Honkonen (J. Orthop. 1995) mostró un 44% de artrosis a siete años, 37% a siete años si se hacía reparación o preservación del menisco y 74% a siete años en caso de meniscectomía. Hohl (AAOS 1992) publicó un 16% artrosis a cinco años y 49% a quince años.

En el contexto de optimizar el manejo de fracturas de patillos tibiales de alta energía para disminuir complicaciones como infección y artrosis planteamos:

1. Uso de TAC en estudio preoperatorio, pues cambia clasificación en 25% de los casos.
2. Uso de fijador externo transitorio en fracturas de patillos tibiales de alta energía.
3. Doble abordaje, posteromedial y antero lateral en estos casos.

El resultado de las prótesis de rodilla postraumáticas en general depende de:

1. Integridad de cobertura de partes blandas
2. Grado de deformidad extra e intraarticular.
3. Movilidad de la rodilla en preoperatorio.
4. Historia de infección previa.

Las complicaciones en las prótesis de rodilla postraumáticas son más frecuentes que en prótesis primaria no traumática.

1	Aflojamiento	8%
2.	Infección profunda	7%
3.	Rotura tendón patelar	5%
4.	Necrosis de la piel	3%

Existen pocas publicaciones en relación a prótesis de rodilla después de fracturas de patillos tibiales.

• Saleh, Sculco, Laskin (JBJS agosto 2001): quince prótesis de rodilla, seis años seguimiento promedio, edad cincuenta y seis años. Sus complicaciones fueron: infecciones profundas, dos roturas de tendón patelar y tres pacientes que requirieron movilización bajo anestesia. Concluyen que en sus pa-

cientes hubo disminución del dolor, mejoría de la función articular, pero una alta incidencia de fallas.

• Weiss, Trousdale JBJS (Am 85-A 2003): sesenta y dos prótesis de rodilla, cinco años de seguimiento. Sus complicaciones fueron: dos infecciones profundas, cinco roturas de tendón patelar, dos necrosis de piel, dos aflojamientos asépticos y cinco movilizaciones bajo anestesia. Sus resultados confirman la alta incidencia de complicaciones.

Tomando en cuenta estos antecedentes, las consideraciones en la indicación de una prótesis de rodilla posttrauma debieran ser:

1. Mal alineamiento. Corregir al mismo tiempo de la cirugía de la prótesis o etapificado en dos tiempos.
2. Presencia de defecto óseo. Disponer prótesis constreñida con cuñas metálicas o injerto óseo.
3. Cicatrices múltiples. Usar cicatrices previas evitando necrosis de la piel.
4. Artrofibrosis. Considerar que los rangos de movilidad postoperatorios no serán muy superiores a los del preoperatorio.
5. Inestabilidad articular. Disponer de prótesis constreñida o bisagra.
6. Presencia de elementos de osteosíntesis (OTS). Pueden retirarse los elementos de osteosíntesis en el mismo procedimiento de la cirugía protésica o retirando la OTS y en segundo tiempo la prótesis de rodilla.

7. Infección oculta. Tener en cuenta que la incidencia de infección es más alta que en las prótesis primarias.

Experiencia en prótesis de rodilla post fractura de patillos tibiales

Revisión Hospital Mutual de Seguridad Santiago

Dr. Gonzalo Espinoza Lavín

1998-2013

25 pacientes (rodillas), 23 hombres – 2 mujeres, promedio 56 años
Tiempo seguimiento prótesis de rodilla 6 a 8 meses (15 a – 1 a)

Tabla 1. Tipos de prótesis utilizadas

AGC Revisión (Biomet)	:	1
LCCK Revisión (Zimmer)	:	1
Freeman-Samuelson (Sulzer)	:	5
Advance Medial Pivot (Wright)	:	3
Nexgen (zimmer)	:	15

Tabla 2. Scores clínicos

Knee score HSS preoperatoria 47 (20-76) postoperatoria 80 (62-96)

Rangos de movilidad flexión preoperatoria 73° (20-110)

Rangos de movilidad flexión postoperatoria 108° (80-120)

Tabla 3. Complicaciones

Infecciones profundas 12% (3 pacientes), 2 requirieron recambio en dos tiempos y 1 artrodesis de rodilla.

Artrofibrosis 20%, 5 movilizaciones bajo anestesia.

Antes de 8 semanas de evolución postoperatorio.

En relación a nuestros resultados, se puede plantear que la prótesis de rodilla en lesiones postraumáticas (en este caso en secuela de fractura de patillos tibiales) mejora la función articular, disminuye el dolor, pero presenta una alta incidencia de complicaciones. De este modo, los resultados nos hacen tomar con cautela la indicación de prótesis de rodilla frente a lesiones postraumáticas, abriendo la opción a otro tipo de tratamientos de alternativa como el uso de aloinjertos o eventualmente artrodesis de rodilla.

Caso clínico 1.

Fractura de alta energía Schatzker VI patillos tibiales.

Hombre de cincuenta y ocho años

Técnica quirúrgica insuficiente, con colapso columna medial (Figuras 2 y 3).

Resonancia magnética muestra gran defecto patillo tibial lateral (Figura 4).

Se decide realizar artroplastía total de rodilla (Figura 5).



Figura 2. Técnica quirúrgica insuficiente con colapso columna medial y desplazamiento fragmento posteromedial.



Figura 3. Retiro osteosíntesis.



Figura 4. RM rodilla patela baja, indemnidad de tendón rotuliano y defecto óseo platillo tibial lateral.



Figura 5. Prótesis de rodilla estabilizada posterior con osteotomía y ascenso de tuberosidad anterior de tibia.



Figura 7. Rx postoperatoria.



Figura 8. Hundimiento platillo externo. Dos años de evolución.

Caso clínico 2.

Fractura platillo tibial externo Schatzker II

Hombre de sesenta y dos años

Hundimiento progresivo del platillo tibial externo (Figuras 6, 7 y 8).

Evoluciona con dolor, deformidad y déficit funcional, por lo que se decide colocar prótesis total de rodilla (Figura 9).



Figura 6. Fractura hundimiento cizallamiento platillo tibial externo (Schatzker II).



Figura 9. Prótesis de rodilla primaria estabilizada posterior.



Referencias

1. Honkonen SE. Degenerative arthritis after tibial plateau fractures. J Orthop Trauma. 1995;9:273-7.
2. Saleh KJ, Sherman P, Katkin P, et al. Total knee arthroplasty after open reduction and internal fixation of fractures of the tibial plateau: a minimum five-year follow-up study. J Bone Joint Surg Am. 2001;83:1144.
3. Lonner JH, Pedlow FX, Siliski JM. Total knee arthroplasty for post traumatic arthrosis. J Arthroplasty 1999;14:969-75.
4. Weiss N, Parvizi J, Trousdale R. Total knee arthroplasty in patients with a prior fracture of the tibial plateau. J Bone Joint Surg Am. 2003;85A: 218-221.
5. Massin P, Bonnin M, Paratte S, et al. Total knee replacement in post-traumatic arthritis knee with limitation of flexion. Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research, 2011;97:Issue 1,28-33.
6. Warserstein D, Henry P, Paterson J, et al. Risk of total knee arthroplasty after operatively treated tibial plateau fracture. J Bone Joint Surg Am. 2014;96(2):144-150.

Artroplastía patelo- femoral



Dr. Carlos Stierling Díaz

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: cstierling@alemana.cl

Resumen

La artrosis patelo-femoral aislada es una patología frecuente, teniendo como principales factores etiológicos el mal alineamiento rotuliano y la hipoplasia troclear. La artroplastía total de rodilla ha sido indicada en estos pacientes con resultados aceptables, pero es altamente invasiva y altera la cinemática articular. La artroplastía patelo-femoral presentó en sus inicios resultados poco satisfactorios, pero el desarrollo de nuevas prótesis permitieron mejorar los resultados clínicos y funcionales, así como aumentar la sobrevida de los implantes. En el año 2005 empezamos nuestra experiencia en Clínica Alemana.

Este procedimiento está indicado en artrosis patelo-femoral sintomática aislada, con fracaso de tratamiento conservador. El estudio pre-operatorio debe incluir radiografías de rodillas con carga, telerradiografía de extremidades

inferiores y una tomografía computada. Algunas de las contraindicaciones de esta artroplastía son: artrosis fémoro-tibial, limitaciones de rango articular, inestabilidad rotuliana no tratada y enfermedades inflamatorias articulares. Respecto a los factores de mal pronóstico, destacan la artrofibrosis, menisctomía previa, alteraciones de altura patelar, obesidad y la alta demanda física.

Se describe la técnica quirúrgica, teniendo especial importancia el control de la rotación femoral distal por medio del eje epicondíleo y la liberación de estructuras retinaculares laterales para restituir una excursión patelar normal si fuera necesario. La causa más frecuente de revisión a prótesis total es la progresión de la artrosis de los compartimientos fémoro-tibiales. Este procedimiento presenta resultados funcionales similares al de una artroplastía total primaria.

En resumen, es fundamental la selección de los pacientes, una técnica quirúrgica depurada y alinear las expectativas del procedimiento.

La artrosis patelo-femoral aislada es una patología relativamente frecuente, en especial en mujeres. Se han publicado cifras de prevalencia de 24% en mujeres y 11% en hombres mayores de cincuenta y cinco años. De las osteoartritis de rodilla, el 9,2% corresponde a compromiso exclusivo de dicha articulación. El origen de la degeneración patelo-femoral en forma aislada es multifactorial, describiéndose como factores causales lesiones traumáticas, obesidad, procesos inflamatorios sistémicos, entre otros. De todos modos, los factores que juegan un rol preponderante son el mal alineamiento patelo-femoral (subluxación y/o tilt) con o sin inestabilidad asociada y la hipoplasia del surco troclear (Figura 1).



Figura 1. Imagen artroscópica de artrosis patelo-femoral avanzada con lesiones grado IV en tróclea como en patela.

La patela tiene siete carillas articulares que se contactan en diferentes grados de flexión a la tróclea femoral. A 30° transmiten presión en las facetas articulares distales, a 60° en las intermedias, a 90° en las proximales y a 135° la carilla medial vertical conocida como *odd-facet*. En el diseño de una prótesis patelo-femoral hay que tener clara la anatomía normal y considerar que la patela debe encontrarse libre en extensión para acomodarse a las variaciones del alineamiento axial, la rótula debe entrar en la tróclea con la flexión manteniéndose en ella hasta a lo menos los 90° de flexión, luego de los 90° debe articular con los dos cóndilos femorales y en flexión máxima debe articular en la faceta medial con el cóndilo respectivo.

La artroplastía total de rodilla es un procedimiento conocido y ampliamente difundido, con satisfactorios

resultados a largo plazo, pero que sin embargo altera en forma significativa la cinemática articular, implica pérdida de stock óseo y es altamente invasiva. Por lo anteriormente expuesto, en pacientes con compromiso aislado del compartimiento anterior de la rodilla, el desarrollo de una técnica menos invasiva y que preserve la articulación fémoro-tibial es fundamental, en especial considerando que los pacientes afectados son de menor edad que los candidatos a un recambio articular total.

Se encuentran publicadas series de paciente con artrosis patelo-femoral aislada en los cuales se realizó una artroplastía total de rodilla, destacando las comunicaciones de Meding, quien reportó treinta y tres rodillas operadas con resultados clínicos comparables a los de pacientes de artrosis fémoro tibial operados con el mismo método. Mont publicó en el año 2002 una serie de 30 rodillas con 6,75 años de seguimiento con un score de la Knee Society de 93 puntos promedio. Parvizi en 2001 reporta 31 rodillas con 5,2 años de seguimiento y un score de 89 puntos, sin embargo tres de los pacientes habían tenido re-intervenciones por problemas patelo-femorales. Laskin en 1999 publicó una serie con un 81% de buenos y excelentes resultados a los 7,4 años de seguimiento promedio.

La primera artroplastía patelar fue llevada a cabo en 1955 por McKeever. Desde esa fecha se publicaron pocas series clínicas, heterogéneas, de diferentes modelos protésicos y discutible análisis de los datos. Recién en 2003, con el advenimiento de nuevos modelos de implantes, se apreciaron mejores y más predecibles resultados.

Las series de la prótesis modelo Lubinus tenían bajas tasas de satisfacción. Smith publica 64% de buenos resultados con un seguimiento de cuatro años y Tauro un 45% de resultados satisfactorios con un seguimiento de 7,5 años, destacando una alta tasa de fallos por mal alineamiento y desgaste del polietileno. Posteriormente, se pueden encontrar interesantes resultados con la prótesis modelo Richards, con la cual Cartier publica 75% de sobrevivida a los diez años de evolución, planteando que la causa principal de revisiones es la progresión de la artrosis en los compartimientos fémoro-tibiales y que estas artroplastías totales fueron fáciles. Luego la serie de Kooijman publica buenos y excelentes resultados con diecisiete años de seguimiento, reportando solo un 2% de aflojamiento. Con posterioridad Ackroyd, utilizando la prótesis modelo Avon, publica la serie más grande comunicada con 306 rodillas, 93% de buenos y excelentes resultados, una progresión de la enfermedad artrósica de un 5% y una tasa de revisiones del 3,6%, aunque poco seguimiento. Más

adelante, el mismo Ackroyd publica un grupo de 109 artroplastías con supervivencia del implante a cinco años de un 95,8% y mejoría significativa en las escalas funcionales aplicadas. En el año 2005 iniciamos la experiencia en Clínica Alemana en este tipo de artroplastía.

Para la indicación de una artroplastía patelo-femoral hay que tener en cuenta los siguientes criterios de inclusión:

- Artrosis patelo-femoral aislada sintomática.
- Fracaso de terapia conservadora, que puede incluir, según el caso, uso de analgésicos y antiinflamatorios, terapia kinésica, infiltraciones intra-articulares con corticoesteroides, viscosuplementación y uso de rodilleras.
- Fracaso de técnicas quirúrgicas no protésicas, en especial de realineamiento patelar, en los casos que este hubiese estado indicado.

La edad promedio de los pacientes candidatos a este tipo de procedimiento es menor a la de los susceptibles de realizar un reemplazo articular total, por lo tanto, utilizar un procedimiento que preserve los compartimientos sanos y no afecta tan profundamente la cinemática articular es un concepto fundamental detrás del desarrollo del

reemplazo patelo-femoral aislado. Por este motivo, esta cirugía se ha relacionado habitualmente con pacientes jóvenes. Sin embargo, en las series publicadas aparecen pacientes por sobre los ochenta e incluso noventa años de edad. Por ejemplo, la serie de Ackroyd tiene un rango de edad desde los 34 a los 92 con promedio de 62 años y la de Cartier un rango que va desde los 23 a los 89, con una media de 65 años. Es decir, es un procedimiento factible de realizar en pacientes jóvenes, pero no se encuentra completamente contraindicado en adultos mayores que cumplan con los criterios de inclusión.

En el estudio pre-operatorio se deben obtener radiografías de rodilla antero posterior y lateral con carga y en posición de Rosenberg para evaluar compromiso fémoro-tibial, telerradiografía de extremidades inferiores antero-posterior de pie para evaluación de ejes y una tomografía axial computada de rodillas en 0 y 20° de flexión; para objetivar el compromiso patelo femoral, evaluar la subluxación e inclinación patelar y determinar índice TT-GT (Figura 2). El estudio con resonancia magnética no es indispensable, pero podría ser necesario en algunos pacientes para descartar patología meniscal intercurrente, que podría ser resuelta artroscópicamente en forma simultánea o en un tiempo quirúrgico previo a la artroplastía.

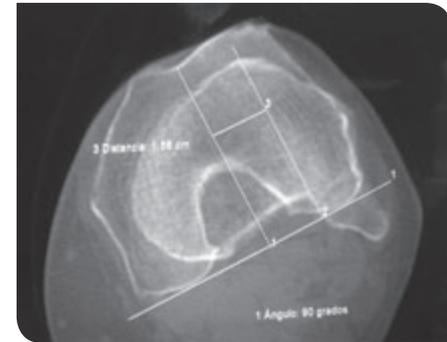


Figura 2. Medición de la distancia TT-GT en tomografía axial computada en un paciente con displasia troclear.

Este procedimiento se encuentra contraindicado ante la presencia de:

- Compromiso artrósico de compartimientos fémoro-tibiales.
- Contractura en flexión de la rodilla.
- Rango articular con una flexión menor a 110°.
- Alteración de eje de la extremidad.
- Inestabilidad patelar no corregida.
- Mal alineamiento patelar con índice TT-GT no corregido (mayor de 20 mm).
- Infección activa.
- Síndrome de dolor regional complejo.
- Condrocálcinosis.
- Enfermedad inflamatoria articular de origen sistémico (por ejemplo artritis reumatoide).

En la literatura se describen múltiples factores de riesgo o de mal pronóstico, dentro de los que destacan:

- Compromiso de partes blandas locales peri-articulares.
- Atrofia de cuádriceps.
- Artrofibrosis.

- Meniscectomía previa.
- Patela alta o baja.
- Paciente de alta demanda física.
- Menores de cuarenta años.
- Hombres.
- Obesidad (IMC mayor a 30).
- Falsas expectativas del paciente.

Con frecuencia los pacientes sometidos a un reemplazo patelo-femoral tienen antecedentes de cirugías de realineamiento del aparato extensor que puede ser proximal o distal, retinaculotomías laterales con o sin facetectomía patelar, o condroplastías. El antecedente de cirugías previas es un factor que aumenta la incidencia de artrofibrosis que puede llevar a necesidad de movilización bajo anestesia o fibroartrolysis en hasta el 17,6%, pero por otra parte el haber realizado un realineamiento distal mejora el pronóstico en los pacientes que tenían un índice TT-GT aumentado.

La técnica quirúrgica consiste en un abordaje longitudinal anterior, se realiza una artrotomía para patelar medial, lo que permite luxar el aparato

extensor para lograr la exposición de la tróclea femoral y la eversión de la patela para su reemplazo (Figura 3). La instrumentación depende del modelo y marca de implante a utilizar. En general, se recomienda la liberación del retináculo lateral pegado a la rótula, constituyendo una “retinaculotomía subperióstica”. Además se sugiere la liberación de los pliegues sinoviales del receso lateral, para así optimizar el tracking patelar. Tal como se aprecia en las imágenes, para colocar el implante se debe tener clara la rotación femoral distal, la que se debe determinar por una línea trazada entre ambos epicóndilos (eje epicondíleo). La línea de Whiteside que se traza en la profundidad de la tróclea femoral y que es en promedio perpendicular al eje epicondíleo, puede ser utilizada sólo como referencia secundaria, ya que tiene mayor variabilidad (80 a 102°) según lo publica Middleton y colaboradores en el 2007 (Figura 4). El corte femoral anterior debe ser tangencial a la cortical femoral, evitando producir el efecto *notching*, que en estudios biomecánicos se ha relacionado con un aumento del riesgo de fractura peri-protésica (Figura 5).

Posteriormente, se labra el lecho del componente femoral y luego se realiza la osteotomía patelar (procurando dejar un remanente óseo de a lo menos 12 mm de espesor para no aumentar la incidencia de fracturas periprotésicas patelares), restituyendo el espesor patelar normal con la colocación del implante (Figura 6). La denervación periprotésica con electro bisturí se puede realizar pese a que existen publicaciones con resultados contradictorios. Luego de la cementación de los componentes, al igual que al colocar los componentes de prueba, se realiza la reducción articular y se corrobora que el tracking patelo-femoral sea perfecto, sin que se produzca subluxación de la rótula ni elevación de la carilla patelar medial (Figura 7). En caso de que exista una reducción no óptima, se recomienda optimizar la retinaculotomía lateral. Se realiza un cierre por planos y colocación con vendaje, en el cual se puede incluir un sistema de crioterapia. Luego de la cirugía se inicia el proceso de rehabilitación con ejercicios de rango articular (0-90°) y marcha con dos bastones con carga a tolerancia (Figuras 8 y 9).



Figura 3. Abordaje longitudinal anterior de rodilla con exposición de tróclea femoral artrósica.



Figura 4. Determinación de eje epicondíleo y su relación con la línea de Whiteside.



Figura 5. Corte femoral anterior con guía respectiva.

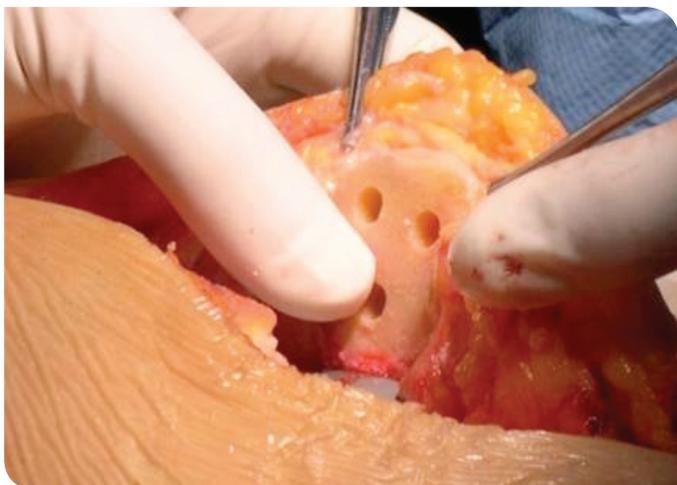


Figura 6. Ostectomía patelar, con preparación del lecho para implantación de componente protésico.

Las causas más frecuentes de revisión de las prótesis patelo-femorales son el mal alineamiento patelo-femoral no resuelto con inestabilidad secundaria de la patela y la progresión de la degeneración fémoro-tibial. En un menor porcentaje se encuentra el dolor persistente, las infecciones y el aflojamiento de los componentes. La progresión de la enfermedad artrósica se asocia a pacientes con artrosis primaria patelo-femoral que al momento de la artroplastía ya tenían algún grado de compromiso degenerativo femoral y/o tibial, no así en los pacientes con displasia troclear o mal alineamiento diagnosticado. Respecto a las revisiones, Van Jonbergen publicó un estudio comparativo de catorce revisiones de artroplastías patelo-femorales a prótesis total y catorce artroplastías totales primarias (ambas con un seguimiento de cinco años), no encontrando diferencias significativas en escalas funcionales, escalas subjetivas y rango de movimiento articular.

En resumen, el desarrollo de este procedimiento quirúrgico se basa en los buenos resultados clínicos obtenidos en las series publicadas en los últimos diez años; la menor agresión quirúrgica que implica el reemplazo patelo-femoral aislado con menor dolor post operatorio y menor sangramiento

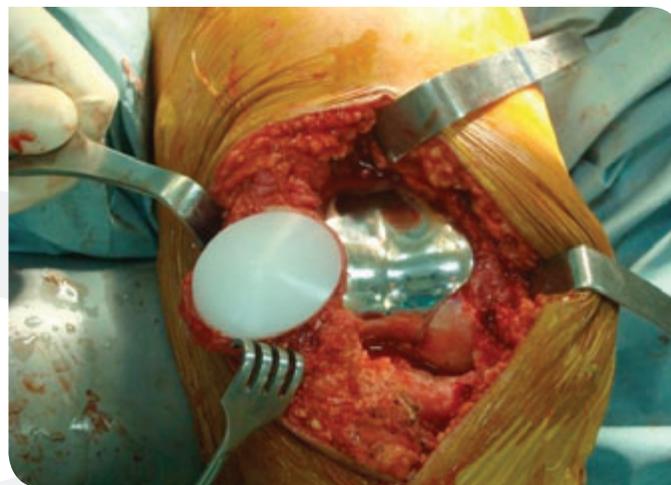
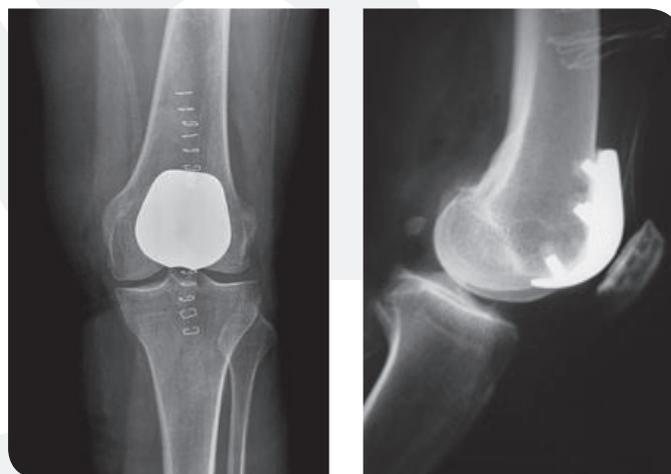


Figura 7. Colocación de componentes definitivos cementados en patela y tróclea femoral.



Figuras 8 y 9. Radiografías post operatorias de artroplastía patelo-femoral.

perioperatorio; la relativa facilidad para revisar el implante con conversión a una artroplastía total en caso de progresión de la enfermedad artrósica de los compartimientos fémoro-tibiales; y la conservación de la cinemática articular gracias a la preservación de todo el sistema ligamentario articular, lo que permitiría un funcionamiento articular más fisiológico, especialmente importante en pacientes jóvenes.

Como comentario final, para optimizar la satisfacción de nuestros pacientes es fundamental tener en cuenta los siguientes criterios:

1. Adecuada selección de los pacientes, tanto por la clínica como por el estudio de imágenes.
2. Una técnica quirúrgica depurada y una adecuada rehabilitación post operatoria.
3. Alinear las expectativas del paciente con los resultados y limitaciones conocidas de este tipo de procedimiento.

Referencias

1. Ackroyd CE. Development and early results of a new patellofemoral arthroplasty. *Clin Orthop* 2005; 436:7-13.
2. Ackroyd C, Newman JH, Evans R, et al. The Avon patellofemoral arthroplasty: five years survivorship and functional results. *J Bone Joint Surg* 2007; 89-B:310-315.
3. Argenson JN, Flecher X, Parratte S, et al. Patellofemoral arthroplasty: an update. *Clin Orthop Relat Res* 2005;440:50-53.
4. Becker R, Röpke M, Krull A, et al. Surgical treatment of isolated patellofemoral osteoarthritis. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:443-449.
5. Cartier P, Sanouiller JL, Khefacha A. Long-term results with the first patellofemoral prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 436:47-54.
6. Davis AP, Vince AS, Shepstone L, et al. The radiologic prevalence of patellofemoral osteoarthritis. *Clin Orthop* 2002; 402:206-212.
7. Gupta S, Augustine A, Horey L, et al. Electrocautery of the patellar rim in primary total knee replacement: beneficial or unnecessary? *J Bone Joint Surg* 2010; 92-B: 1259-1261.
8. Hofmann AA, McCandless JB, Shaeffer JF, et al. Patellofemoral replacement. The third compartment. *Bone Joint J* 2013; 95-B, SuppleA:124-128.
9. Kooijman HJ, Driessen AP, van Horn JR. Long-term results of patellofemoral arthroplasty. A report of 56 arthroplasties with 17 years of follow-up. *J Bone Joint Surg* 2003; 85-B:836-840.
10. Laskin RS, van Steijn M. Total knee replacement for patients with patellofemoral arthritis. *Clin Orthop Relat Res* 1999;367:89-95.
11. Lesh ML, Schneider DJ, Deol G, et al. The consequences of anterior femoral notching in total knee arthroplasty. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg* 2000;82-A:1096-1101.
12. Mc Alindon TE, Snow S, Cooper C, et al. Radiographic patterns of osteoarthritis of the knee joint in the community: the importance of the patellofemoral joint. *Ann Rheum Dis* 1992;51:844-849.
13. Mc Keever DC. Patellar prosthesis. *J Bone Joint Surg* 1955; 37-A:1074-1084.
14. Meding JB, Wing JT, Keating EM, et al. Total knee arthroplasty for isolated patellofemoral arthritis in younger patients. *Clin Orthop Relat* 2007; Res 464:78-82.
15. Middleton FR, Palmer SH. How accurate is Whiteside's line as a reference axis in total knee arthroplasty? *Knee* 2007;14:204-207.
16. Mont MA, Haas S, Mullick T, et al. Total knee arthroplasty for patellofemoral arthritis. *J Bone Joint Surg* 2002; 84-A:1977-1981.
17. Nicol SG, Loveridge JM, Weale AE, et al. Arthritis progression after patellofemoral joint replacement. *Knee* 2006;13:290-295.
18. Parvizi J, Stuart MJ, Pagnano MW, et al. Total knee arthroplasty in patients with isolated patellofemoral arthritis. *Clin Orth Relat Res* 2001; 392:147-152.
19. Saleh KJ, Arendt EA, Eldridge J, et al. Symposium. Operative treatment of patellofemoral arthritis. *J Bone Joint Surg* 2005; 87-A:659-671.
20. Smith AM, Peckett WR, Butler-Manuel PA, et al. Treatment of patellofemoral arthritis using the Lubinus patella-femoral arthroplasty: a retrospective review. *Knee* 2002; 9:27-30.
21. Tarassoli P, Punwar S, Khan W, et al. Patellofemoral arthroplasty: A systematic review of the literature. *Open Orthop J* 2012; (6): 340-347.
22. Tauro B, Ackroyd CE, Newman JH, et al. The Lubinus patellofemoral arthroplasty: A five to ten year prospective study. *J Bone Joint Surg* 2001; 83-B:696-701.
23. Van Jonbergen HP, Poolman RW, van Kampen A. Isolated patellofemoral osteoarthritis. A systematic review of treatment options using the grade approach. *Acta Orthop* 2010; 81:199-205.
24. Van Jonbergen HP, Scholtes VA, Poolman RW. A randomised, controlled trial of circumpatellar electrocautery in total knee replacement without patellar resurfacing: a concise follow-up at a mean of 3.7 years. *Bone Joint J* 2014; 96-B:473-478.
25. Van Jonbergen HP, Werkman DM, van Kampen A. Conversion of patellofemoral arthroplasty to total knee arthroplasty: A matched case-control study of 13 patients. *Acta Orthop* 2009; 80:62-66.

Perspectivas en artroplastía de rodilla



Dr. Rafael Martínez Figueroa PhD

Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: rmartinez@alemana.cl

Resumen

La artroplastía de rodilla es actualmente la cirugía protésica más frecuente a nivel mundial. Presenta sobrevidas del implante sobre el 90% en seguimientos a largo plazo, pero solo en cerca del 80% de los pacientes se alcanzan adecuados niveles de satisfacción. Debido a esto, numerosos esfuerzos se realizan para mejorar los resultados. En este artículo revisaremos las prácticas actuales en relación a los nuevos materiales involucrados en la fabricación de los componentes protésicos y la geometría de estos, los diferentes métodos de estabilización, las mejoras en los rangos de movilidad posibles de alcanzar, alternativas para la interfase prótesis-ósea y asistencia de computación para la cirugía (navegación y cirugía robótica); así como las nuevas alternativas basadas en balance ligamentario y las diferencias entre los alineamientos mecánicos y cinemáticos, analizando la evidencia disponible y las tendencias a futuro.

Las artroplastías de rodilla, ya sean unicompartimentales (AUR) o totales (ATR), son el tratamiento definitivo de la etapa final de la artrosis, buscando como objetivo final el restaurar la función articular libre de dolor. No existen datos nacionales en relación a la incidencia de número de prótesis de rodilla anuales, pero la tendencia pareciera ser similar a la que ha ocurrido a nivel internacional, donde el número de

cirugías en los últimos diez años ha aumentado en cerca de un 90%. Además, se estima que seguirá aumentando a una tasa anual de 9.4%, lo que la transforma en la artroplastía realizada con mayor frecuencia en la actualidad⁽¹⁾. Si bien es cierto que las sobrevidas actuales de las AUR y de las ATR son exitosas (con valores superiores al 90% a quince años)⁽²⁾ y el objetivo de controlar el dolor es alcanzado en más del 95% de los pacientes⁽³⁾, se sigue trabajando constantemente para mejorar la satisfacción de los pacientes, pues esta solo alcanza un 81%⁽⁴⁾. En este artículo revisaremos algunos de los avances en la cirugía protésica de rodilla de los últimos años, con énfasis en las perspectivas futuras de este procedimiento.

1.- Diseño de los implantes

Existen diversas variables relacionadas al diseño de los implantes que son consideradas para elegir cuál será el óptimo para cada paciente. A continuación revisaremos algunos avances en relación a los materiales involucrados, la geometría de los componentes, los métodos de estabilización protésica y la mejora de los rangos de movimientos. Clásicamente, para los componentes protésicos femorales y tibiales, se han utilizado aleaciones de titanio y cromo-cobalto (Cr-Cb), las cuales aseguran una alta biocompatibilidad, entregan una adecuada resistencia con los grados

de elasticidad necesarios y poseen bajos coeficientes de fricción. Pese a que a nivel de rodilla el número de pacientes que presentan fallas de la cirugía secundarias a metalosis (alergia a los componentes protésicos) es bajo y no completamente determinado⁽⁵⁾, nuevos materiales han aparecido ya que las consecuencias de esta complicación pueden ser catastróficas. Dentro de estos nuevos materiales destacan aleaciones como la de óxido de zirconio (Oxinium®, Smith and Nephew), la cual tiene un índice de fricción menor que el de las aleaciones de Cr-Cb, a pesar de ser más resistente. A nivel internacional, múltiples centros optaron por estos nuevos implantes como su primera elección, pero hasta el momento la literatura disponible no demuestra mejores resultados que los componentes protésicos clásicos, por lo que a futuro su utilización de rutina no es del todo clara.

La mayoría de los componentes protésicos utilizados son comunes para todos los individuos, pero actualmente están comenzando a comercializarse diseñados específicos por género y otros basados en la anatomía particular de cada paciente. Al analizar los resultados de la ATR por género se encuentran importantes diferencias a favor del sexo masculino⁽⁶⁾, lo cual se ha atribuido a las diferencias anatómicas entre hombres y mujeres: ángulo Q aumentado en mujeres, mayor prominencia de cóndilos femorales, aumento de la tensión del componente patelar (*overstuffing*) y la relación medio lateral y anteroposterior de los cóndilos femorales. Como solución a estas diferencias se han diseñado implantes específicos para el sexo femenino, los cuales presentan una menor resección de la cortical anterior femoral, aumento del ángulo troclear y menor longitud mediolateral (Figura 1). Hasta el momento la evidencia a favor de los modelos género-específicos es escasa, pero ya han aparecido reportes que demuestran algunos beneficios a favor de estos diseños, en especial en relación a los rangos de movilidad⁽⁷⁾ por lo que es probable que en los próximos años la utilización de estos implantes sea una práctica común.

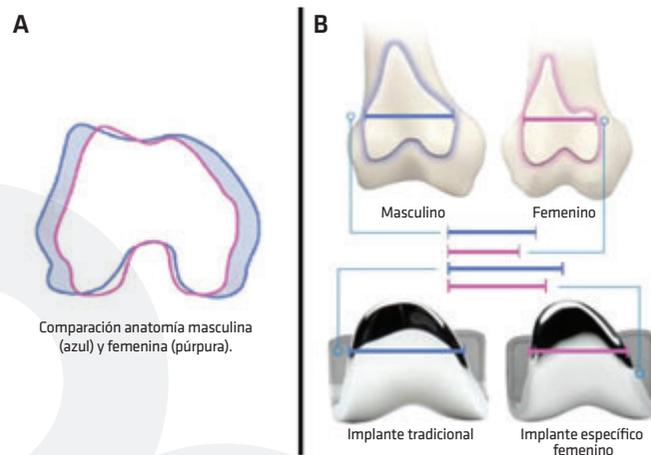


Figura 1. Diseños género-específicos. **A)** Se muestra una comparación en la anatomía del segmento distal del fémur, destacando en el sexo femenino una menor longitud mediolateral, un ángulo troclear más pronunciado y una menor prominencia de los cóndilos femorales. **B)** Comparación entre la resección de la cortical femoral anterior en el implante tradicional y en el implante específico femenino.

Los componentes *custom* o paciente-específicos son diseñados siguiendo la anatomía propia de cada paciente. Para esto, imágenes de alta definición (TAC o RNM) se reconstruyen tridimensionalmente y luego son enviadas a las empresas que fabrican los componentes protésicos, las cuales realizan las guías de corte específicas para cada paciente, para luego despacharlas directamente a la sala de operaciones para la intervención quirúrgica. Si bien estos diseños tienen beneficios potenciales, como lo es lograr una cinemática de la articulación protésica más cercana a la fisiológica y obtener un eje mecánico óptimo, hasta el momento no han logrado demostrar mejores resultados clínicos en el corto plazo^(8,9), faltando seguimientos a largo plazo para evaluar si su durabilidad es al menos similar a los modelos existentes. Esta técnica no ha logrado imponerse a nivel internacional y parece difícil su implementación a nivel nacional.

En relación a los métodos de estabilización protésica, clásicamente se han utilizado dos modelos de ATR primarias: aquellos en los que se conserva el ligamento

cruzado posterior y aquellos en que este es sacrificado y son estabilizadas mediante un poste de polietileno (estabilizadas posterior). Los defensores de la artroplastía con retención del LCP (*Locking Compression Plate*) basan su postura en el rol crucial de este ligamento en el *rollback* femoral, permitiendo una adecuada flexión, la mejora en la eficacia del aparato extensor y la reserva de stock óseo que permitiría una cirugía de revisión con una prótesis estabilizada posterior. Los que postulan la resección del LCP describen que producto del proceso degenerativo de la artrosis, esta estructura perdería su rol en la propiocepción⁽¹⁰⁾ y que el *rollback* se puede conseguir a través de modificaciones en el diseño protésico (espina tibial en el inserto o variaciones del componente femoral). Debido a que los resultados clínicos con ambos modelos protésicos son similares^(11,12), aunque se reconocen algunas de las ventajas conceptuales de los diseños con conservación del LCP, en los últimos años se han desarrollado componentes con insertos tibiales ultracongruentes. Estos aumentan el área de contacto con el componente femoral a través de todo el rango de movimiento, mejorando la estabilidad y el *rollback* femoral sin necesidad de reseñar el surco intercondíleo⁽¹³⁾. Si bien es cierto que hasta el momento no existe evidencia concluyente de una eventual superioridad clínica de estos nuevos diseños protésicos, es probable que a largo plazo la mejora en el stock óseo permita cirugías de revisión más simples, optimismo que ha llevado al aumento en la utilización de estos diseños a nivel internacional⁽¹⁴⁾.

Las prótesis con diseños en hiperflexión son aquellas en que la geometría del implante genera teóricamente rangos mayores a 125° de flexión por modificaciones en el componente femoral y en el inserto tibial, mejorando el contacto articular. Sus desventajas radican en un mayor compromiso del stock óseo debido a un corte extra a nivel de los cóndilos posteriores; además del hecho que estos, según la opinión de algunos expertos, pudieran tener una mayor tasa de revisiones futuras por aflojamiento aséptico del componente femoral. Existen pocos reportes independientes en que se

comparen los resultados clínicos de los modelos protésicos tradicionales con los de hiperflexión y algunos estudios de ciencias básicas demuestran que estos insertos presentan mayor grado de debris⁽¹⁵⁾. Su utilización actual es con precaución en pacientes jóvenes de alta demanda a la espera de futuros estudios.

2.- Métodos de fijación

Clásicamente las AUR y las ATR han utilizado fijaciones cementadas entre los componentes protésicos y el hueso, ya que generan una interfase estable de forma inmediata, reconociéndose que comprometen a largo plazo el stock óseo. En la década de 1980 se comenzaron a fabricar componentes protésicos no cementados (basados en un adecuado *press-fit* y en materiales que permiten la incorporación ósea) por sus potenciales beneficios en las cirugías de revisión. Sin embargo, los estudios demostraron que los componentes tibiales no cementados presentaban un mayor micro movimiento que los cementados y que esto se asociaba a aflojamiento aséptico del implante⁽¹⁶⁾, por lo que esta fijación perdió rápidamente popularidad. Actualmente, con el desarrollo de nuevos materiales que permiten la adecuada integración ósea, se han desarrollado diseños híbridos en los cuales se combinan los beneficios de una fijación no cementada en el fémur y se mantiene la fijación tradicional con cemento en el componente tibial y patelar con buenos resultados a mediano plazo⁽¹⁷⁾, pese a lo cual su utilización ha ido decayendo en las series con largos seguimientos (sistemas híbridos 1% el 2005 y <1% el 2011, sistemas no cementados completos 7% el 2005 y 4% el 2011)^(18,19). A futuro no queda claro cuál será el mejor método de fijación, pudiendo indicarse las prótesis híbridas con precaución en pacientes jóvenes con altos riesgos de revisiones futuras.

3.- Cirugía asistida por computación

Al revisar la literatura internacional durante la última década, es posible apreciar que se le otorgó gran importancia a la cirugía asistida por computación (ya sea mediante na-

vegación o cirugía robótica), con el objetivo de disminuir errores en los cortes óseos y de alineación de la extremidad (fallas descritas hasta en un 8% de las intervenciones⁽²⁰⁾). La navegación ha demostrado tener mejores resultados en el posicionamiento de los componentes protésicos⁽²¹⁾ al compararse con las técnicas habituales, generando por contrapartida aumento de costos y tiempo quirúrgico, sin haber logrado demostrar consistentemente mejoras en los resultados clínicos ni en la supervivencia de los implantes a largo plazo⁽²²⁾. Una de las principales fallas asociadas a la navegación es el adecuado reconocimiento de los reparos anatómicos, ya que errores mínimos (<2 mm) en la identificación exacta de los epicóndilos pueden generar cambios de 1° en la rotación del componente femoral⁽²³⁾, reconociéndose en la práctica alteraciones de 0.7° en el plano coronal, 2.2° en el plano sagital y 5.5° en el eje transepicondilar⁽²⁴⁾. Probablemente a futuro la navegación siga siendo utilizada en centros académicos para formación de especialistas en prótesis y para la realización de estudios de investigación, pero no pareciera ser una metodología que se imponga como estándar.

La cirugía robótica ha sido implementada en los últimos años postulándose como sus beneficios una mejora en la alineación sagital y coronal asociada a técnicas mínimamente invasivas, lo cual permitiría un retorno precoz de los pacientes a sus actividades habituales. Para esto se requiere, al igual que en los diseños paciente-específicos, la integración de imágenes previas (TAC o RNM) con el sistema computacional del robot para que determine los cortes que debe realizar (Figura 2). Este tipo de técnica se ha utilizado tanto para ATR como para AUR, demostrándose mejoras en relación a la alineación rotacional femoral⁽²⁵⁾, pero sin estudios que demuestren mejores resultados clínicos. Debido a los altos costos de los equipos involucrados y de los implantes utilizados, sumado a la falta de evidencia que favorezca su utilización, parece difícil que esta técnica logre incorporarse a la práctica quirúrgica habitual en los próximos años.



Figura 2. AUR con técnica robótica (MACO®). **A)** Mediante un abordaje mínimamente invasivo y con la intervención de un solo cirujano, se realizan los cortes óseos. **B)** Las imágenes adquiridas por RNM o TAC son ingresadas al sistema computacional del robot, lo que permite durante la cirugía confirmar en tiempo real la adecuada resección ósea.

4.- Determinación de la estabilidad protésica mediante uso de referencias óseas o técnica de balance de gap en flexión-extensión

La principal causa de revisiones no sépticas en las ATR es la inestabilidad secundaria a problemas de balances de partes blandas. Es posible afirmar que una vez que se ha conseguido el eje mecánico deseado mediante las guías de corte, el resto de la cirugía protésica está orientada a conseguir un adecuado balance ligamentario, para lo cual los diferentes sistemas de instrumentación usados habitualmente basan este balance en la resección ósea realizada. De esta forma, en los sistemas que utilizan como referencia la cortical femoral anterior, cambios en el tamaño del componente femoral afectarán la estabilidad en flexión y el balance sagital. En los sistemas que utilizan la región posterior de los cóndilos como referencia, en tanto, cambios del tamaño del componente femoral pueden afectar la rotación femoral y la articulación patelo-femoral. En estos sistemas la estabilidad en flexión y extensión (*gap* de flexión y *gap* de extensión) es determinada mediante bloques espaciadores que no logran garantizar la estabilidad en rangos intermedios de movimiento, pudiendo generar mal posición de los componentes protésicos y alteraciones de la interlínea

articular. Para solucionar estos problemas, los sistemas de navegación han agregado un software que evalúa la estabilidad de la prótesis durante todo el rango de movimientos y se están comenzando a liberar sistemas no navegados, que basan la determinación del tamaño y la rotación del componente femoral en el balance de partes blandas en extensión y grados intermedios de flexión mediante incorporación de tensiómetros⁽²⁶⁾. Si bien hasta el momento no hay estudios que logren demostrar los beneficios de estos sistemas, lo simple de su utilización y los beneficios asociados hacen probable que en el futuro su uso se popularice.

5.- Objetivo: ¿Alineamiento mecánico o cinemático?

Clásicamente en las ATR se ha buscado restaurar la “anatomía normal” de la extremidad intervenida, intentando generar un eje mecánico neutro, el cual es determinado mediante imágenes en dos dimensiones. Sin embargo, se ha demostrado que esta “normalidad” no es tal. Por ejemplo, durante la carga de la extremidad el 32% de los hombres y el 17% de las mujeres presentan rodillas varas con desviaciones del neutro $>3^\circ$ ⁽²⁷⁾, mientras que otros estudios señalan que el 98% de las rodillas “normales” no tiene un eje neutro⁽²⁸⁾. Esta discrepancia entre el objetivo de la cirugía y la anatomía de los pacientes se ha postulado como causante del porcentaje de pacientes insatisfechos con el resultado funcional de su ATR. Debido a esto, a partir de 2006⁽²⁹⁾ se introdujo el concepto de alineamiento cinemático buscando una mejora en los resultados funcionales. En esta técnica el alineamiento deseado es determinado mediante un análisis en tres dimensiones, que busca restaurar tanto la anatomía como la cinemática de la articulación. Para conseguir esto se deben procesar imágenes tridimensionales (TAC o RNM) y utilizar modelos protésicos paciente-específicos, existiendo estudios a mediano plazo (cuatro años) que demuestran mejores resultados clínicos en estos pacientes. Sin embargo, de manera similar a lo que ocurre con los modelos *custom*,

no hay estudios a largo plazo evaluando este tipo de alineamiento. Dada la lógica fisiológica y biomécanica que existe detrás de este concepto, es probable que su utilización aumente los próximos años en la medida que se simplifiquen el instrumental y los componentes protésicos necesarios.

Conclusión

La artroplastía de rodilla es actualmente la cirugía protésica más frecuente a nivel mundial, presentando sobrevivencias del implante sobre el 90% en seguimientos a largo plazo, pero solo en cerca del 80% de los pacientes se alcanzan adecuados niveles de satisfacción, debido a lo cual numerosos esfuerzos son realizados para mejorar estos resultados. En este artículo revisamos las prácticas actuales en relación a los nuevos materiales involucrados en la fabricación de los componentes protésicos y la geometría de estos, los diferentes métodos de estabilización, las mejoras en los rangos de movilidad posibles de alcanzar, alternativas para la interfase prótesis-ósea, asistencia de computación para la cirugía (navegación y cirugía robótica); así como las nuevas alternativas basadas en balance ligamentario y las diferencias entre los alineamientos mecánicos y cinemáticos, analizando la evidencia disponible y las tendencias a futuro (resumidas en la Tabla 1). En base a lo discutido, en los próximos años es esperable seguir avanzando en el desarrollo de esta artroplastía y enfrentarnos continuamente a nuevos sistemas que mejoren la calidad de vida de nuestros pacientes.

Tabla 1. Resumen de los diferentes aspectos de la cirugía protésica de rodilla revisados en este artículo. (1): corresponde a una opinión del autor.

	Clásico	Nueva tendencia	Evidencia a favor de tendencia	Probabilidad de cambio (1)
Materiales	Titanio	Oxinium®	Necesita mayor seguimiento	Poco probable de regla
	Cr-Cb			
Geometría de los componentes	Modelos comunes	Género-específico	(+)	Probable
		Paciente-específico	Necesita mayor seguimiento	Poco probable de regla
Método de estabilización	Conservación LCP	Ultracongruentes	(+)	Probable
	Estabilización posterior			
Mejora ROM	Modelos clásicos	Modelos hiperflexión (>125°)	Necesita mayor seguimiento	Poco probable de regla
Método de fijación	Cemento	No cementados	Necesita mayor seguimiento	Poco probable de regla
		Híbrido	(+)	Poco probable de regla
Cirugía asistida por computación	Cirugía con reparos anatómicos	Navegación	(+)	Poco probable de regla
		Cirugía robótica	(-)	Poco probable de regla
Determinación de estabilidad protésica	Flexión/extensión Gap	Navegación: software	(+)	Poco probable de regla
		Tensiómetros incorporados a guías de corte	Necesita mayor seguimiento	Probable
Alineamiento objetivo	Alineamiento mecánico	Alineamiento cinemático	Necesita mayor seguimiento	Probable

Referencias

1. Riddle DL, Jiranek WA, McGlynn FJ. Yearly incidence of unicompartmental knee arthroplasty in the United States. *The Journal of Arthroplasty*. 2008; 23, 408-412.
2. Sharkey PF, Lichstein PM, Shen C, et al. Why Are Total Knee Arthroplasties Failing Today-Has Anything Changed After 10 Years? *The Journal of Arthroplasty*. 2014 Sep;29(9):1774-8.
3. Breugem SJ, Haverkamp D. Anterior knee pain after a total knee arthroplasty: What can cause this pain? *World Journal of Orthopedics*. 2014; 5 (3): 163-170.
4. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, et al. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clinical orthopaedics and related research*. 2010; 468 (1): 57-63.
5. Thakur RR, Ast MP, McGraw M. Severe persistent synovitis after cobalt-chromium total knee arthroplasty requiring revision. *Orthopedics*. 2013;36(4), e520-524.
6. SooHoo NF, Lieberman JR, Ko CY, et al. Factors predicting complication rates following total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 Mar;88(3):480-5.
7. Song EK, Park SJ, Yoon TR, et al. Hi-flexion and gender-specific designs fail to provide significant increases in range of motion during cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2012 Jun;27(6):1081-4.
8. Sassoon A, Nam D, Nunley R, et al. Systematic Review of Patient-specific Instrumentation in Total Knee Arthroplasty: New but Not Improved. *Clin Orthop Relat Res*. 2014 Jul 25.
9. Voleti PB, Hamula MJ, Baldwin KD, et al. Current Data Do Not Support Routine Use of Patient-Specific Instrumentation in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2014 Sep;29(9):1709-12.
10. Kleinbart FA, Bryk E, Evangelista J, et al. Histologic comparison of posterior cruciate ligaments from arthritic and age-matched knee specimens. *J Arthroplasty*. 1996 Sep;11(6):726-31.
11. Rand JA, Trousdale RT, Ilstrup DM, et al. Factors affecting the durability of primary total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am*. 2003 Feb;85-A(2):259-65.
12. Ritter MA, Davis KE, Meding JB, et al. The role of the posterior cruciate ligament in total knee replacement. *Bone Joint Res*. 2012 Apr 1;1(4):64-70.
13. Hofmann AA, Tkach TK, Evanich CJ, et al. Posterior stabilization in total knee arthroplasty with use of an ultracongruent polyethylene insert. *J Arthroplasty*. 2000 Aug;15(5):576-83.
14. Lutzner J, Firmbach FP, Lutzner C, et al. Similar stability and range of motion between cruciate-retaining and cruciate-substituting ultracongruent insert total knee arthroplasty. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* (2014).
15. Paterson NR, Teeter MG, MacDonald SJ, et al. The 2012 Mark Coventry award: a retrieval analysis of high flexion versus posterior-stabilized tibial inserts. *Clin Orthop Relat Res*. 2013 Jan;471(1):56-63.
16. Ryd L. Micromotion in knee arthroplasty. A roentgen stereophotogrammetric analysis of tibial component fixation. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum* 220, 1-80 (1986).
17. Yang JH, Yoon JR, Oh CH, et al. Hybrid component fixation in total knee arthroplasty: minimum of 10-year follow-up study. *J Arthroplasty*. 2012 Jun;27(6):1111-8.
18. Registry, T.A.O.A.N.J.R. Annual Report 2012 Hip and Knee Arthroplasty. (2012).
19. Wales, N.J.R.o.E.a. 9th Annual Report 2012. (2012).
20. Soares LF, Nunes TA, de Andrade MA, et al. The effect of computerized navigation on component alignment in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2013;47(1):8-13.
21. Chauhan SK, Clark GW, Lloyd S, et al. Computer-assisted total knee replacement. A controlled cadaver study using a multi-parameter quantitative CT assessment of alignment (the Perth CT Protocol). *J Bone Joint Surg Br*. 2004 Aug;86(6):818-23.
22. Lutzner J, Gunther KP, Kirschner S. Functional outcome after computer-assisted versus conventional total knee arthroplasty: a randomized controlled study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy : official journal of the ESSKA* 18, 1339-1344 (2010).
23. Amanatullah DF, Di Cesare PE, Meere PA, et al. Identification of the Landmark Registration Safe Zones During Total Knee Arthroplasty Using an Imageless Navigation System. *J Arthroplasty* 2013 Jun;28(6):938-42.
24. Yau WP, Leung A, Chiu KY, et al. Intraobserver errors in obtaining visually selected anatomic landmarks during registration process in nonimage-based navigation-assisted total knee arthroplasty: a cadaveric experiment. *J Arthroplasty* 2005 Aug;20(5):591-601.
25. Kim SM, Park YS, Ha CW, et al. Robot-assisted implantation improves the precision of component position in minimally invasive TKA.

Orthopedics 2012 Sep;35(9):e1334-9.

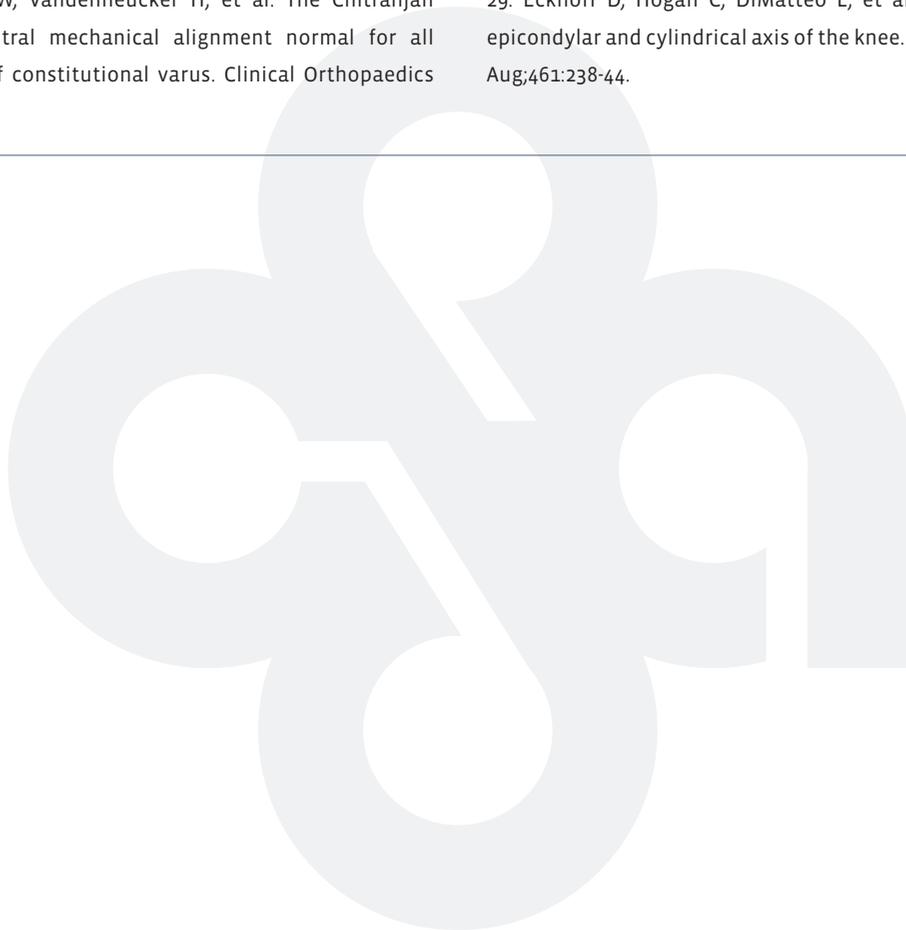
26. Sadoghi P, Kastner N. Size measurement and flexion gap balancing in total knee arthroplasty--new benefits of the Attune system? Int Orthop. 2013 Oct;37(10):2105.

27. Bellemans J, Colyn W, Vandenneucker H, et al. The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. Clinical Orthopaedics

and Related Research 470, 45-53 (2012).

28. Eckhoff DG, Bach JM, Spitzer VM, et al. Three-dimensional mechanics, kinematics, and morphology of the knee viewed in virtual reality. J Bone Joint Surg Am 2005;87 Suppl 2:71-80.

29. Eckhoff D, Hogan C, DiMatteo L, et al. Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee. Clin Orthop Relat Res. 2007 Aug;461:238-44.



Capítulo 6 PRÓTESIS DE TOBILLO

Historia y evolución de la artroplastía total de tobillo



Dr. Andrés Keller Díaz

Unidad de Tobillo y Pie
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: akeller@alemana.cl

Resumen

La historia de la prótesis total de tobillo ha estado íntimamente ligada al entendimiento de la biomecánica y de la anatomía normal del tobillo. Por este motivo, su evolución ha sido muy lenta comparada con las prótesis de rodilla o cadera.

Los primeros diseños protésicos fabricados para reemplazo de tobillo obtuvieron resultados clínicos pobres al no considerar esta crucial necesidad. Esto produjo el descrédito de esta alternativa quirúrgica durante la década de los ochenta. Incluso se recomendó el retiro de ellas precozmente, augurando que era imposible que no ocurriera un aflojamiento.

Los diseños actuales han ido incorporando progresivamente estos conceptos, lo que unido a una mayor experiencia clínica y adecuada selección de pacientes, han permitido mejorar la sobrevida de los implantes y sus resultados clínicos. Las prótesis actuales de tobillo son una alternativa real a la clásica artrodesis en determinados pacientes. Sin embargo, es necesario tener presente que el diseño ideal de una prótesis de tobillo aún no existe.

El manejo quirúrgico de la artrosis en el tobillo en su etapa final ha sido tradicionalmente la artrodesis. Dado que los resultados obtenidos eran insatisfactorios, con necesidad de reintervenciones, tasa elevada de infecciones y daño progresivo en articulaciones adyacentes, a partir de la década de 1970 surgió la artroplastía total de tobillo como una alternativa en seleccionados pacientes. La prótesis de tobillo (PTT) ofrecía la ventaja teórica de mantener la movilidad y función del tobillo, logrando una deambulación más fisiológica y protegiendo articulaciones vecinas⁽¹⁾. Sin embargo, los primeros diseños fallaron porque no fue factible obtener una fijación duradera.

El desarrollo de la artroplastía total de tobillo ha sido más lenta que la de rodilla o cadera debido al pequeño tamaño de la articulación, el complejo rol de los ligamentos que participan en la estabilidad del tobillo, la mayor concentración de fuerzas compresivas que la afectan y las múltiples relaciones con articulaciones vecinas y su potencial inestabilidad. Todo ello ha dificultado el desarrollo de una prótesis que remedie la compleja biomecánica de un tobillo normal, que es lo que permitiría prolongar la vida útil de los implantes.

A pesar de ello, la literatura ha avalado su uso demostrando en una revisión un 82% de buenos o excelentes resultados a mediano y largo plazo con prótesis de tobillo de última generación, v/s un 72% con artrodesis en poblaciones comparables⁽²⁾.

Las PTT pueden clasificarse de distintas formas. Según el desarrollo histórico, pueden dividirse en primera y segunda generación.

Las **prótesis de primera generación** se desarrollaron a partir de los setentas. Eran prótesis cementadas de dos componentes, uno tibial de polietileno y uno talar metálico. Podían ser constreñidas o semiconstreñidas. Los resultados obtenidos con estas prótesis a largo plazo fueron insatisfactorios⁽³⁾.

Kitaoka reportó aflojamiento de 39% a quince años, siendo mayor en los modelos constreñidos. A diez años, 90% de las prótesis CONAXIAL Beck-Steffee mostraron aflojamiento.

Además del aflojamiento, que era el problema principal, se detectaron los siguientes inconvenientes:

- El instrumental para colocar las PTT era inadecuado.
- No se podía controlar la adecuada colocación del cemento.
- Fracturas de maléolos eran habituales.
- Resecciones óseas excesivas, llevando a subsidencia del implante.
- Tracción excesiva de piel producía necrosis, dehiscencia e infección.
- Incapacidad de dejar un implante estable producía subluxación de sus componentes⁽⁴⁾.

Dados estos malos resultados iniciales, Bolton-Meggs expresó que “era cuestión de tiempo la falla de una prótesis de tobillo y la necesidad de artrodesar” y que más del 70% de los pacientes evaluados por él ni siquiera lograron obtener alivio del dolor. Esta situación llevó a que en los

ochentas se dejarán de producir y decayera el entusiasmo por el reemplazo de tobillo^(3,4).

Las prótesis de segunda generación se desarrollaron a partir de los años noventa. Con el descubrimiento de la fijación biológica, el avance en los diseños protésicos, la introducción del tercer componente, la mejoría del instrumental y el entendimiento de bases biomecánicas que deben respetarse en el diseño de una prótesis, se reactivó el interés en ofrecer esta opción en artrosis avanzada de tobillo. De esta forma, se incorporaron dos conceptos biomecánicos que son claves en la duración de los implantes hoy día: el grado de constricción de una prótesis y la congruencia relativa del implante en relación a la articulación del tobillo. A menor constricción del implante, menos fuerzas cizallantes actuarán en la interfase hueso-prótesis y menor aflojamiento se producirá. A mayor congruencia del implante, menor desgaste del inserto de polietileno y menor formación de debri habrá, lo que también retrasará el aflojamiento protésico.

Las PTT de segunda generación pueden dividirse en aquellas que tienen dos componentes con inserto de polietileno fijo (Agility y TNK) y las de tres componentes que incorporan un inserto móvil (Buechel-Pappas, S.T.A.R, Hintegra, Salto). Los implantes pueden ser de superficie porosa, con o sin recubrimiento de hidroxiapatita, o pulidas de cromo cobalto. Teóricamente, las con inserto móvil tienen la ventaja de acercarse más a la cinemática normal del tobillo, disminuyendo la carga en la zona interfase hueso-implante y disminuyendo el estrés de contacto del inserto, prolongando así la vida del implante⁽³⁾.

Esto explica la tendencia actual, especialmente en Europa, a utilizar implantes de tres componentes con mayor frecuencia que los de dos componentes con inserto fijo. Estas últimas han demostrado resultados satisfactorios a mediano

plazo no mayor a 75% y tasas de aflojamiento del 20 al 25% a cinco años plazo. En contraste, las de tres componentes han evidenciado tasas de aflojamiento menores a 5% a diez años plazo y resultados buenos o muy buenos del orden del 90% a diez años⁽¹⁾.

Sin duda, en la evolución de las PTT aún hay camino por investigar y se necesita mayor experiencia clínica para definir cuál es el mejor diseño protésico. Actualmente, el conocimiento permite establecer que un implante ideal requiere que sea no cementado, no constreñido, lo más congruente posible en relación a la anatomía del tobillo, con mínimas resecciones óseas, que tenga una forma anatómica y un inserto móvil. Esta prótesis hoy no existe, sin embargo en un futuro cercano los avances tecnológicos y la mejora en la instrumentación permitirán acercarse a este ideal⁽⁴⁾.

Diseños actuales de prótesis de tobillo

En términos generales podemos decir que en Estados Unidos, por regulación de la U.S. Food and Drug Administration (FDA), existen prótesis de dos componentes, a pesar de estar conformadas por tres piezas. Ello es así por tener el inserto fijo al componente tibial. Ejemplo de ellas son Agility, INBONE, Eclipse, Salto Talaris, y ESKA^(3,4).

En Europa, Asia y Chile se utilizan prótesis de tres componentes, siendo las más reconocidas la S.T.A.R, SALTO, Hintegra, Box y Mobility. Chile fue el primer país en Sudamérica en que se colocó una prótesis de tobillo y esta operación fue realizada en Clínica Alemana. Actualmente existe la opción de realizar un reemplazo de tobillo con dos prótesis diferentes, Salto e Hintegra.

La prótesis SALTO, francesa, se caracteriza por tener un vástago central en el componente tibial que obliga a la resección de parte de la cortical anterior de la tibia. Además, posee un inserto móvil con un surco longitudinal talar que permite movimientos de varo/valgo. Los resultados de esta prótesis son de sus autores, quienes publican una sobrevida del im-

plante del 94,9 % a tres años, con un aumento del ROM de tobillo de 15,2° a 38,3° y un 78% de pacientes libres de dolor al momento del seguimiento⁽⁵⁾.

Hoy aún no existen trabajos de autores independientes en relación a esta prótesis. Sus detractores destacan que en su colocación se afecta la cortical anterior de la tibia proximal al implante con el riesgo de subsidencia, que el componente tibial es demasiado pequeño y no anatómico, y que el vástago tibial es proclive a *stress shielding*, todas situaciones que provocarían falla precoz del implante^(3,4).

La prótesis Hintegra se desarrolló en Suiza el año 2000. Es de cromo cobalto, recubierta con hidroxapatita en sus caras de contacto óseo. Es de tres componentes, con un inserto móvil que entrega estabilidad axial y en eversión-inversión. El componente talar es tronco-cónico.

Desde su inicio, el grupo de autores encabezados por el Dr. Hintermann ha hecho un seguimiento prospectivo a sus pacientes y mejoras en el diseño. El año 2008 presentaron 340 cirugías primarias con seguimiento a seis años. La sobrevida del implante fue de 98,2%⁽⁶⁾. También han publicado en una serie consecutiva de treinta y siete revisiones de prótesis Hintegra el hecho que no haya sido necesario realizar nuevas revisiones en ninguno de esos pacientes a 3,6 años en promedio⁽⁷⁾. Esta información permite inferir que la sobrevida del implante se prolongará en el tiempo. Además esta prótesis ha sido utilizada en diecinueve casos para corregir artrodesis de tobillo fallidas y a 3,5 años de seguimiento no ha mostrado fallas, con resultados clínicos satisfactorios⁽⁸⁾. Dentro de los problemas eventuales al uso de este implante destaca la necesidad de hacer cortes muy limitados a la superficie tibial, para que la sujeción del componente tibial no quede en una zona débil de la tibia, y su corta evolución, que impide garantizar que los resultados promisorios a mediano plazo se mantengan a largo plazo.



Figura 1. Primera prótesis de tobillo en Clínica Alemana de Santiago y en Chile. Doctores Cristián Ortíz, Néstor Ortega, Beat Hintermann, Emilio Wagner y Andrés Keller.

Historia de prótesis de tobillo en Clínica Alemana

El desarrollo de la PTT en Chile está íntimamente ligado al equipo de cirugía de tobillo y pie de Clínica Alemana. En el año 2005, después de un extenso trabajo y reuniones con la empresa privada, se logró traer a nuestro país la PTT Hintegra y realizar los dos primeros reemplazos de tobillo de Chile en Clínica Alemana (Figura 1). Optamos por esta prótesis porque creemos firmemente que esta es la que más se acerca a la prótesis ideal en el mundo. En esa ocasión se invitó al Dr. Beat Hintermann, diseñador de la prótesis y uno de los médicos más reconocidos a nivel internacional en la materia, a participar en estas cirugías con

el fin de intercambiar experiencias, que observara nuestras capacidades y nos guiara en el desarrollo de esta nueva tecnología. Desde esa fecha se han seguido operando en Clínica Alemana prótesis de tobillo, obteniendo resultados similares a las publicaciones internacionales.

Finalmente, como actividad de extensión, hemos realizado desde esa fecha apoyo científico a colegas de otras instituciones, participando en educación y cirugías en distintos hospitales a nivel nacional, lo que nos permite tener la tranquilidad de estar preparados para enfrentar los nuevos desafíos que se avecinan en reemplazos articulares de tobillo.

Conclusiones

La prótesis de tobillo está en evolución. Los últimos diseños han mejorado los resultados clínicos y la sobrevida de los implantes. La gran “revolución” de los diseños actuales es la incorporación del inserto móvil, logrando un movimiento más congruente y obteniendo resultados promisorios. Sin embargo, es necesario ser cauto al interpretar los resultados publicados antes de obtener conclusiones definitivas, porque no son trabajos randomizados, prospectivos ni controlados. Además, el sesgo existente de los autores –son los mismos diseñadores– es innegable, lo que disminuye su credibilidad⁽¹⁾.

Otro factor crucial en los resultados de la PTT es la experiencia del cirujano con el procedimiento. Esto ha sido demostrado por muchos autores y se comprueba en el Registro Sueco de Artroplastías, donde es evidente un quiebre estadístico en la sobrevida de los implantes de tobillo a cinco años desde el procedimiento número noventa en adelante⁽⁹⁾.

Por último, es mandatario tener una selección apropiada del paciente a intervenir para tener éxito en el reemplazo de tobillo. Extender la indicación de una prótesis a pacientes jóvenes o con deformidades severas y/o infecciones es hoy en día una utopía.

Referencias

1. Gougoulias NE, Khanna A, Maffull N. History and evolution in total ankle arthroplasty. *British Medical Bulletin* 2009; 89: 111–151.
 2. Haddad SL, Coetzee JC, Estok R, et al. Intermediate and long-term outcomes of total ankle arthroplasty and ankle arthrodesis. A systemic review of the literature. *J Bone Joint Surg.* 2007; 89A, 1899–1905.
 3. Kitaoka HB, Patzer GL. Clinical results of the Mayo total ankle arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 1996;78A, 1658–1664.
 4. Hintermann B. *Total Ankle Arthroplasty: Historical Overview, Current Concepts and Future Perspectives.* Wien, New York: Springer, 2004.
 5. Bonnin M, Judet T, Colombier JA, et al. Midterm results of the Salto total ankle prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;424, 6–18.
 6. Hintermann B, Valderrabano V, Knupp M, et al. The HINTEGRA ankle: short- and mid-term results. *Orthopaede.* 2006;35, 533–545.
 7. Hintermann B, Barg A. Revision arthroplasty for failed total ankles. AAOS 75th Annual Meeting Podium Presentations, San Francisco, CA, 2008.
 8. Knupp M, Hintermann B. Conversion of ankle arthrodesis into total ankle arthroplasty. AAOS 75th Annual Meeting Podium Presentations, San Francisco, CA, 2008.
 9. Henricson A, Skoog A, Carlsson A. The Swedish Ankle Arthroplasty Register: an analysis of 531 arthroplasties between 1993 and 2005. *Acta Orthop.* 2007; 78, 569–574.
-



Capítulo 6 PRÓTESIS DE TOBILLO

Prótesis total de tobillo: técnica quirúrgica



Dr. Cristián Ortiz Mateluna

Jefe Unidad de Tobillo y Pie
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: cortizm@alemana.cl

Resumen

Se presentan las indicaciones y evaluación pre y postoperatoria de la técnica de prótesis de tobillo usando instrumental HINTEGRA.

Introducción

Tanto la artrosis primaria como la post traumática son buenas indicaciones para una prótesis de tobillo, aunque la última etiología es lejos la más frecuente. Dentro de las etiologías traumáticas destacan las fracturas intraarticulares y lesiones ligamentosas. También es secundaria a artritis reumatoidea, hemofilia, hemocromatosis, gota, infección, necrosis avascular del talo, etc⁽¹⁾.

Los mejores candidatos son aquellos pacientes mayores de sesenta años sin expectativas de realizar actividad física de impacto, peso normal, adecuada movilidad de tobillo, buenas partes blandas, buen alineamiento y estabilidad. Son especialmente buenos candidatos aquellos pacientes con rigidez o artrosis ipsi y/o contralateral. Deshacer una artrodesis para transformarla en una prótesis es una alternativa válida pero técnicamente compleja, que debe reservarse para casos seleccionados⁽²⁾.

Existen varias alternativas protésicas en el mercado, las que han evolucionado desde los malos resultados de la prótesis de primera generación hasta los buenos resultados de las prótesis de tercera generación. Dentro de los nuevos diseños las prótesis con tres componentes, como HINTEGRA y Salto, han demostrado buenos resultados y a nuestro entender la primera tiene varias características biomecánicas que la convierten en nuestra elección. Requiere escasa resección ósea, imita la anatomía y biomecánica del tobillo al máximo y posee un instrumental que permite la fácil alineación y posicionamiento de los componentes.

Evaluación preoperatoria

La evaluación clínica acuciosa permite identificar al mejor candidato para la prótesis de tobillo versus artrodesis, artroplastía de distracción u otra. Énfasis especial se realiza en el estado de las partes blandas, movilidad del tobillo y articulaciones vecinas, el alineamiento y la estabilidad del tobillo.

Evaluación imagenológica

Se realizan radiografías con carga de tobillo anteroposterior y lateral, más radiografía lateral de tobillo. El alineamiento supramaleolar se realiza en la visión AP y LAT, midiendo los

ángulos medial tibial distal 92.4 (rango 88-100) y el ángulo anterior tibial distal que tiene un promedio normal de 83° (rango 76-97°), (Figura 1).

La radiografía axial de Saltzman ayuda a evaluar el alineamiento inframaleolar⁽³⁾.



Figura 1. Radiografía AP y lat de tobillo artrósico con medición de ángulos medial tibial distal (AP) y anterior tibial distal (lateral).

En casos especiales se utiliza SPECT para evaluar artrosis periférica y ocasionalmente una resonancia magnética para evaluar porcentaje de necrosis avascular y estado de las partes blandas.

La prótesis HINTEGRA es una prótesis de tres componentes no constreñida, que proporciona gran estabilidad en inversión y eversión. Se introdujo en el mercado en el año 2000 y desde entonces han existido tres generaciones:

- **Primera generación:** cubierta de hidroxiapatita simple.
- **Segunda generación:** con 200 um de aleación de cromo cobalto con doble cubierta de hidroxiapatita.
- **Tercera generación:** solo requiere de una resección ósea de 2 a 3 mm de hueso. El componente tibial consiste en una superficie plana de 4 mm de espesor con un reborde

anterior que permite adecuado contacto con la tibia. Este grosor permitiría resistir los esfuerzos de torque a los que es sometido el pilón tibial, característica que no tienen otros modelos. Su superficie plana permite que el apoyo del pilón tibial se produzca en su periferia, que es donde máxima resistencia presenta al consistir de hueso cortical, lo que disminuiría la posibilidad de falla y subsidencia del componente tibial. Además, al no poseer elementos que protruyen de su superficie como otros modelos, evita el fenómeno llamado *stress shielding*, en el que parte de los esfuerzos mecánicos se transmiten a través de pequeñas zonas de los componentes, lo que impide que el resto de la superficie participe en la trasmisión de carga y provoca zonas de osteolisis, complicación que frecuentemente se encuentra en otros modelos. Tiene tres diferentes tamaños que permiten la adaptación anatómica óptima. El componente talar tiene forma anatómica de cono y radio más pequeño a medial que lateral. Los bordes medial y lateral aseguran una posición estable del inserto de polietileno. Las dos prominencias del componente talar le permiten una mejor fijación ósea.

El polietileno de ultra alto peso molecular tiene una superficie plana en la tibia y cóncava en el talo para encaje perfecto a distal.

Técnica quirúrgica

Puede utilizarse anestesia general o regional más sedación, pero habitualmente se agrega un bloqueo ciático a nivel popliteo con catéter y bomba elastomérica para un mejor control del dolor post operatorio.

El paciente se ubica en posición supina con los pies al borde de la mesa. Para obtener una posición más anatómica, se levanta la cadera ipsilateral con un realce acolchado. En casos de deformidad severa se prepara de manera estéril ambas extremidades, para un mejor control del alineamiento. Habitualmente se utiliza un mango de isquemia

en el muslo, que se infla luego del abordaje de partes blandas y hemostasia cuidadosa⁽⁴⁾.

El abordaje quirúrgico más recomendado es el anterior clásico de tobillo, que consiste en una incisión longitudinal de aproximadamente 12 cm. (Figura 2).

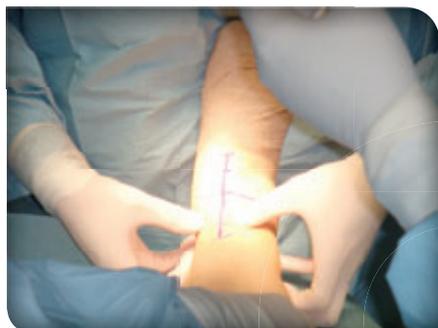


Figura 2. Incisión anterior.

Se expone el retináculo anterior abriendo a lateral del tibial anterior. El abordaje se profundiza directamente bajo el tendón del tibial anterior, lo que deja el paquete vacuonervioso bajo el extensor hallucis longus y a lateral del abordaje. Se tiene particular cuidado de realizar una hemostasia cuidadosa de los vasos que cruzan transversalmente el borde anterior del tobillo. Para disminuir el daño de partes blandas se prefiere usar separadores automáticos en lugar de los separadores clásicos mantenidos con presión variable por los ayudantes. Se remueven los osteofitos anteriores de la tibia (especialmente anterolaterales) y los del cuello del talo.

En todas las técnicas quirúrgicas se usa algún tipo de instrumental para la alineación tibial. La resección talar se realiza con mayor frecuencia a manos libres.

La técnica con instrumental HINTEGRA

Para la preparación de la tibia se utilizan como puntos de reparo la tuberosidad anterior de la tibia (o la cresta ilíaca anterior en caso de deformidad severa) como referencia proximal y el centro de la articulación tibio talar como referencia distal. El pión tibial tiene una inclinación normal de 10° y el componente tibial se coloca con 10° de retroversión (Figura 3).

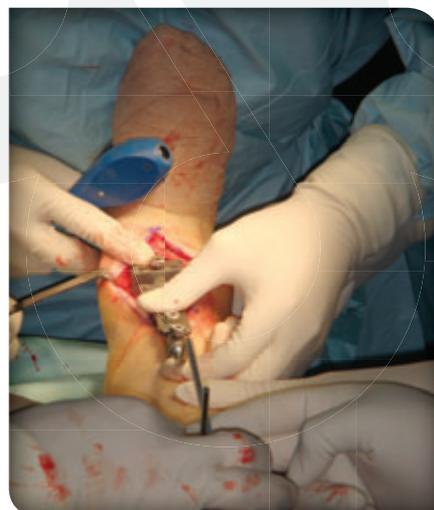


Figura 3. Guía alineamiento tibial.

Una vez colocada la guía de corte tibial, esta se fija con pines para luego ajustar el corte tibial que habitualmente reseca 2 a 3 mm de tibia subcondral (Figura 4).

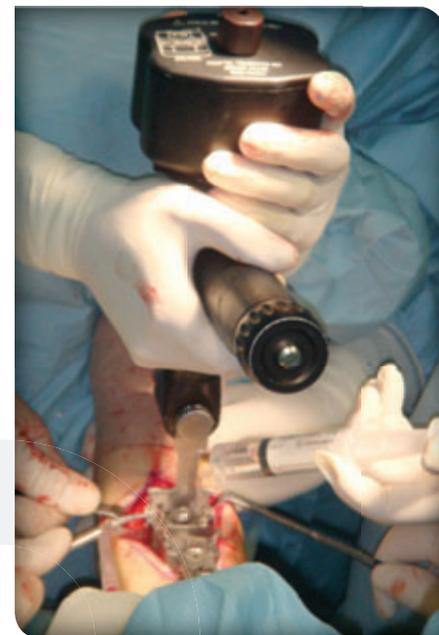


Figura 4. Guía de corte tibial.

En tobillos en varo se reseca más hueso y en tobillos en valgo se reseca lo menos posible para compensar la inestabilidad significativa. Para controlar la estabilidad rotacional, la superficie de la resección medial tibial debe ser paralela a la superficie medial del talo.

Una vez que se adapta el bloque de resección tibial se coloca la guía de corte tibial en el bloque. El corte se efectúa con sierra oscilante y recíprocante con especial precaución de no fracturar los maléolos. Esta complicación se reporta hasta en un 10% de los casos. La sierra recíprocante se usa en los bordes medial y lateral para minimizar el riesgo de fractura⁽⁴⁾.

Con osteótomo, rugina y ducan se realiza la resección de la cápsula y osteofitos posteriores. Con la guía de medición se estima el tamaño del componente tibial.

Para la preparación talar se utiliza el bloque específico que se ubica inicialmente adosado al bloque tibial. En este momento se remueven los distractores de Hintermann para tomar la decisión adecuada de la tensión con la cual va a quedar el tobillo. Para esto se sostiene el tobillo en posición neutra y se fija el bloque de corte talar con dos pines. Primero se realiza la osteotomía del domo talar con sierra oscilante a través del espacio específico de la guía (Figura 5).



Figura 5. Guía de corte talar.

En este momento se remueven los distractores y se vuelve a remover restos posteriores de cápsula y osteofitos.

Para evaluar si la tensión es adecuada, se coloca un espaciador de prueba de 12 mm que equivale a los componentes protésicos más un inserto de polietileno de 5 mm. Se debe observar el alineamiento clínico del retropie, la estabilidad y si se ha removido la cantidad adecuada de hueso.

Diferentes alternativas se utilizan para lograr el balance óptimo, entre las cuales se cuenta el corte tibial y aumentar el tamaño del inserto en casos de inestabilidad significativa.

El borde medial del talo se usa de referencia para medir el tamaño definitivo del componente talar, que no debe diferir del componente tibial en más de un número. La guía de corte final del talo se fija con dos pines para realizar la resección posterior del talo, como asimismo los cortes medial y lateral (Figuras 6 y 7).

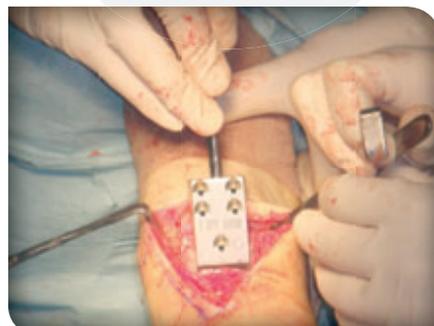


Figura 6. Guía de corte talar.

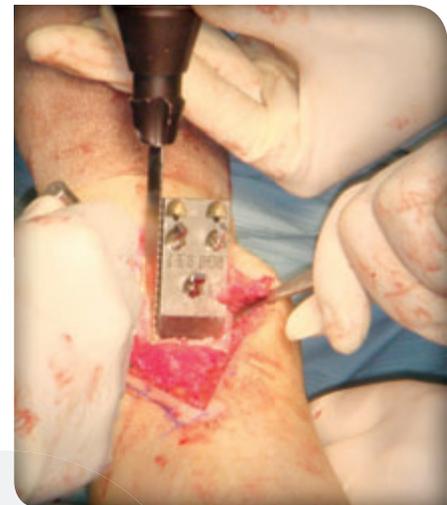


Figura 7. Guía corte medial y lat. talo.

Luego se remueven las guías de corte y se retiran con osteótomo y gubia los restos óseos remanentes.

En la preparación final de las superficies se revisa la existencia de quistes óseos, que deben ser removidos y rellenados con hueso esponjoso (para lo que se pueden utilizar los cortes óseos previos).

Los sectores escleróticos son sometidos a cruentación con perforaciones de broca 2.0 mm. Dos orificios se perforan en el talo para la inserción de las correspondientes prominencias del componente talar.

El componente tibial de prueba se inserta lo más cercano al corte medial de la tibia.

Se empareja el borde anterior de la tibia con sierra oscilante. Luego se inserta el componente talar de prueba y un inserto de polietileno de prueba de 5 mm. (Figura 8).



Figura 8. Componente de prueba.

En este momento se revisa bajo radioscopia la posición correcta de los componentes.

El centro del componente tibial debe estar en el 40% anterior del componente tibial.

La inserción final de los componentes protésicos se realiza primero por el componente talar con una técnica *press-fit*, utilizando un martillo que permite impactación en el plano adecuado. Se colocan el componente tibial que se impacta desde anterior y luego el inserto de polietileno adecuado (habitualmente 5 mm). Se realiza un cierre por planos cuidadoso y habitualmente se inmoviliza al paciente con una bota removible para impedir movimiento y así cuidar las partes blandas (Figura 9).

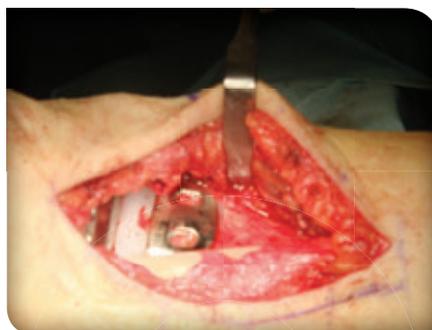


Figura 9. Componentes protésicos.

El manejo postoperatorio incluye cambio precoz del vendaje y movilización activa de ortijos con pie elevado y frío local, para prevenir complicaciones de partes blandas disminuyendo edema. Se evita dorsiflexión activa por cuatro semanas para disminuir el daño de partes blandas.

Se autoriza apoyo inmediato protegido con bastones tan pronto como es tolerado por el paciente. Habitualmente se mantiene la bota por cuatro semanas, para luego iniciar una rehabilitación activa guiada por un kinesiólogo. Los pacientes reciben prevención antiembólica oral por un mes.

En la evolución postoperatoria se toman radiografías a las seis semanas para verificar el alineamiento protésico y la osteointegración. Las siguientes radiografías se toman a los tres, seis y doce meses.

Para la correcta evaluación clínica realizamos score AOFAS, SF36, escala visual análoga del dolor (1-10). Se evalúa

el momento del reintegro deportivo y de las actividades de la vida diaria.

En las radiografías se evalúa el alineamiento, la existencia de exostosis y osteofitos, presencia de quistes y grado de integración ósea de la prótesis.

Prótesis de tobillo con tobillo varo o valgo

En más de 60% de los estadios finales de la artrosis de tobillo existe deformidad en varo o valgo significativa, que se acompañan de inestabilidad significativa. Por esto, es importante recordar que esta cirugía debe ser realizada por cirujanos de tobillo y pie con entrenamiento en reconstrucciones complejas, ya que la artroplastía total de tobillo frecuentemente requiere de procedimientos adicionales en el mismo acto operatorio.

Varo

En estos casos el maléolo medial contiene el tilt significativo del talo. El talo es empujado hacia lateral, lo que resulta en osteofitos laterales. Esto se acompaña de contractura medial significativa de los ligamentos, con la elongación correspondiente de los ligamentos laterales. El tendón del tibial posterior está habitualmente tenso y el peroneo brevis elongado. Esta situación produce una rotación del talo en la mortaja con extrusión antero lateral.

Si el varo es menor de 10° puede ser corregido con la resección tibial, pero debe considerarse que una resección tibial muy proximal puede producir inestabilidad que obliga a un inserto más grueso.

Por este motivo, si la deformidad en varo es mayor a 10° debe considerarse una osteotomía supramaleolar fijada con una placa anterior. En algunos casos deben liberarse las estructuras mediales incluyendo ligamento deltoideo y tendón del tibial posterior. Hinterman recomienda la osteotomía del maléolo medial en casos seleccionados de displasia medial⁽³⁾.

Si el retropié persiste con deformidad, debe agregarse su corrección con osteotomía tipo *dwyer*, osteotomía de dorsiflexión del 1° metatarsiano o artrodesis subtalar en caso de artrosis. También debe considerarse la reconstrucción ligamentosa en caso necesario. Es común la necesidad de agregar elongación aquiliana controlada.

Valgo

Habitualmente hay lateralización del tobillo incluso con presencia de fractura por estrés del maléolo lateral.

Si la deformidad en valgo es mayor a 5° debe realizarse una osteotomía supramaleolar y en ocasiones asociar una osteotomía medializante del calcáneo para corregir el eje anatómico de manera adecuada. Similarmente a las deformidades en varo, se debe considerar al pie en su totalidad para lograr una artroplastía exitosa. Estos casos generalmente corresponden a un pie plano adquirido, en que hay una falla ligamentosa medial del tobillo y pie, y por lo tan-

to requieren de los procedimientos quirúrgicos necesarios para recuperar la estabilidad medial, ya sea artrodesis subtalares, talonaviculares, osteotomías de calcáneo, artrodesis u osteotomías de columna medial, etc. También puede requerirse reconstrucción ligamentosa.

Conclusión

Es prioritario escoger el paciente adecuado para realizar una prótesis de tobillo. Igualmente, una vez que se ha escogido esta técnica debe considerarse la corrección del malalineamiento del retropié como parte integral de la técnica quirúrgica.

La prótesis de tobillo es una alternativa mejor que la artrodesis en pacientes seleccionados. Requiere conocimientos del manejo de las deformidades del tobillo y pie para escoger la combinación adecuada de técnicas a realizar en uno o varios tiempos quirúrgicos.

Referencias

- 1.- Barg A, Knupp M, Henninger HB, et al. Total Ankle Replacement Using HINTEGRA, an Unconstrained, Three-Component System Surgical Technique and Pitfalls Foot Ankle Clin N Am 17 (2012) 607-635.
- 2.- Barg A, Knupp M, Hintermann B. Simultaneous bilateral versus unilateral total ankle replacement: a patient-based comparison of pain relief, quality of life and functional outcome. J Bone Joint Surg Br 2010;92:1659-63.
- 3.- Knupp M, Ledermann H, Magerkurth O, et al. The surgical tibiotalar angle: a radiologic study. Foot Ankle Int 2005;26:713-6.
- 4.- Hintermann B. Total Ankle Arthroplasty, Historical overview, current Concepts and future perspectives. Springer Wien New York. 2005.

Complicaciones de la artroplastía total de tobillo



Dr. Emilio Wagner Hitschfeld

Unidad de Tobillo y Pie
Departamento de Traumatología
Clinica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clinica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: ewagner@alemana.cl

Resumen

La presencia de complicaciones en artroplastías de tobillo, al igual que en los modelos protésicos, disminuirá con el tiempo en la medida en que las técnicas mejoren. Es importante considerar la curva de aprendizaje del cirujano para entender y disminuir la frecuencia de complicaciones. Una vez detectada una complicación, siendo sintomática o peligrosa para el futuro de la prótesis, la solución puede ser una revisión protésica, minimizar la agresión quirúrgica y mantener la movilidad. De no cumplirse estas condiciones, una artrodesis de tobillo probablemente será una mejor solución.

Complicaciones de artroplastía total de tobillo

La artroplastía total de tobillo se ha convertido en una alternativa real en el tratamiento de pacientes con artrosis de tobillo. Los resultados han sido mejorados con las nuevas generaciones de prótesis. Sin embargo, las complicaciones van a seguir siendo frecuentes, con tasas reportadas de hasta un 23%^(1,2), mientras el desarrollo continúa en la búsqueda del mejor modelo y técnica de reemplazo protésico. Las complicaciones son heterogéneas y difíciles de clasificar y se ha intentado dividir las según el riesgo de falla que representen o por el momento de su aparición (intraoperatorias o postoperatorias). No todas las complicaciones requieren de una cirugía de revisión, bastando en algunos casos (pellizcamiento) una cirugía menor para corregir la falencia. La experiencia

del cirujano es esencial en la prevención de complicaciones, hecho que ha sido demostrado al disminuir el número de problemas, mientras más prótesis hayan operado los cirujanos⁽³⁾.

La presencia de las complicaciones debe ser correctamente identificada y comprendida. Una alternativa de solución deberá tener una posibilidad razonable de éxito y ojalá ser lo menos invasiva posible. Si la posibilidad de éxito es baja o si la revisión es más invasiva que una artrodesis de tobillo (habiendo aún una buena función), podría ser razonable mantener la artroplastía y no realizar procedimiento alguno. Esto especialmente ante la presencia de artrodesis o artrosis de articulaciones periféricas, ya que una panartrodesis no es considerada una situación deseable. Además de tener una buena posibilidad de éxito, la revisión debería lograr mantener movilidad en la articulación del tobillo, ya que si esto no es posible la artroplastía pierde su función primordial que es conservar movimiento y no deberá ser preservada. En este caso, una artrodesis sería la mejor opción⁽⁴⁾.

Las complicaciones más comunes reportadas en la literatura son fracturas intraoperatorias, fracturas postoperatorias, problemas de cicatrización de la herida, infección profunda, aflojamiento aseptico, no unión, falla del implante, subsistencia y errores técnicos. Creemos que la simplificación presentada en la literatura en el último año de complicaciones

de bajo riesgo y alto riesgo es el más adecuado, pues la cicatrización de la herida y las fracturas intraoperatorias son de bajo riesgo y muy infrecuentemente llevarían a un fracaso en el resultado de la artroplastía. El resto de las dificultades pueden ser potencialmente de alto riesgo y así debe ser informado el paciente. En las páginas siguientes describiremos las complicaciones presentadas según su momento de aparición, su frecuencia reportada, su posible causa, así como su posible solución.

Intraoperatorias

La incidencia de complicaciones intraoperatorias se asocia a la experiencia del cirujano tratante, ya que la artroplastía total de tobillo presenta una curva de aprendizaje en al menos las primeras veinticinco prótesis, exhibiendo complicaciones hasta en un 60% de los primeros casos, disminuyendo luego en tres veces su frecuencia⁽³⁾.

Fractura intraoperatoria

El corte accidental del maléolo lateral o del maléolo medial es lo clásicamente descrito. De presentarse una fractura de un maléolo, esta debe ser tratada en el momento mismo con reducción y osteosíntesis. El maléolo lateral se puede fijar más fácilmente a través de una incisión separada lateral, mientras que el maléolo medial se puede fijar con tornillos más placa de sostén a través del abordaje anterior de la artroplastía. Se ha reportado hasta un 8.1% de fracturas intraoperatorias y normalmente no llevan a la falla de la artroplastía⁽²⁾.

Daño partes blandas

Son escasamente reportadas. Daño al nervio tibial se podría deber a daño directo por la sierra o por el calor producido al realizar el corte tibial. Se puede detectar dentro de los primeros dos días después de la cirugía, en cuyo caso debería certificarse con un estudio electrofisiológico para decidir si es necesaria la reparación. Daño directo a los tendones flexores también se puede producir en el momento de los cortes tibiales o talaes, en su porción posterior. Dependiendo de la

laxitud del paciente se pueden reparar directamente a través de la incisión de la artroplastía o a través de una incisión posteromedial separada.

Otras

La falla en la correcta evaluación de la deformidad del tobillo y pie es una causa de error técnico y falla en la artroplastía de tobillo. Es por este hecho que la artroplastía total de tobillo debe ser realizada siempre por un cirujano de tobillo y pie con experiencia en la corrección de deformidades, ya que la artroplastía de tobillo no consiste solo en el reemplazo articular sino que en el balance completo del pie y tobillo. Imposibilidad de lograr la correcta posición de los implantes, inestabilidad de los implantes, cantidad insuficiente de hueso para lograr estabilidad de los implantes, inestabilidad articular no correctible, o cualquier complicación grave que no pueda ser solucionada intraoperatoriamente, debe solucionarse con una artrodesis de tobillo. Esta posibilidad debe ser informada al paciente al momento de planificarse la artroplastía total de tobillo.

Complicaciones postoperatorias

Problema de cicatrización de partes blandas

La mayoría de las artroplastías se instalan por un abordaje anterior, lo que sumado a componentes grandes y tensión colocada en los tejidos al momento de la implantación lleva a daño en los bordes de la herida, lo que puede alterar la cicatrización, provocar dehiscencias o necrosis de bordes (Figura 1). La tasa reportada de problemas de cicatrización llega a un 6.6%, pero aparentemente no aumenta la posibilidad de pérdida del implante. Gran cuidado se debe tener al momento de la cirugía utilizando separadores automáticos, de gran superficie de contacto con la piel, evitando la excesiva tensión en la piel. Se debe ser agresivo a la hora de tratar pequeñas dehiscencias usando debridamientos tempranos, uso de sistemas aspirativos o colgajos locales frente a pérdidas de cobertura⁽⁴⁾.



Figura 1. Fotografía clínica de complicación superficial de artroplastía de tobillo, con bulas y equimosis en relación a la herida, y eritema perilesional.

Rigidez postoperatoria

Uno de los objetivos de la artroplastía total de tobillo es lograr su movilidad, por lo que esta debe ser una prioridad en el postoperatorio. Para esto se debe optimizar la rehabilitación luego de cicatrizadas las partes blandas, pues lograr una adecuada cicatrización que permita movilidad precoz es la prioridad. Se puede colocar yeso o alguna otra inmovilización las primeras tres semanas, para controlar el edema, y luego comenzar una rehabilitación ayudado con kinesioterapia agresiva. En el postoperatorio tardío, intentar solucionar una rigidez articular se podría lograr a través de movilización bajo anestesia, capsulotomías extensas asociadas a máquinas de movilización pasiva continua en el postoperatorio, o incluso el uso de fijadores externos circulares articulados en casos especiales.

Errores técnicos

En la colocación de la prótesis de tobillo puede haber variaciones en la decisión por parte del cirujano del tamaño de los componentes, posición de los componentes, cantidad de liberación de partes blandas, tenotomizar o no el tendón de Aquiles, que pueden llevar a diferentes resultados. Pellizcamientos entre los componentes puede resultar de una mala elección si son excesivamente grandes. La correcta

posición de la prótesis es crucial en el resultado postoperatorio, como ha sido demostrado por Barg⁽⁵⁾. Intraoperatoriamente, al no usar sistemas de navegación, es común que los componentes no queden en su posición perfecta, lo que puede llevar a sobrecargas mediales o laterales o inestabilidades según la malposición. Si el centro de rotación de los componentes no queda bien situado, se pueden producir aflojamientos por mayor tensión de partes blandas, lo que es más frecuente en la parte anterior del pión (Figura 2). La decisión de liberar o no el tendón de Aquiles es de suma importancia, ya que su liberación excesiva puede llevar a una pérdida en la función postoperatoria; y una liberación inadecuada en un caso postraumático puede llevar a excesiva tensión en el postoperatorio con el desarrollo de rigidez y tal vez a la subluxación anterior del talo, con la consiguiente falla prematura del implante. Estos errores se pueden prevenir con experiencia del cirujano en el intraoperatorio. De presentarse un aflojamiento o falla prematura, el tratamiento consiste en la corrección del error técnico identificado previamente. Se ha estimado la frecuencia de errores técnicos en 5.2-6%⁽²⁾, resultando en falla de la prótesis en menos del 50%.



Figura 2. Radiografía lateral de tobillo de paciente con prótesis de tobillo, en que se aprecia leve subluxación anterior del talo con la consiguiente sobrecarga anterior del componente tibial. El componente tibial se observa con una pequeña angulación anterior producto de una impactación anterior.

Pellizcamiento óseo

En diversos modelos protésicos se encuentran pellizcamientos óseos como fuente de molestias y de eventuales revisiones. Se estima en 2% la incidencia de pellizcamiento en las goteras si se realiza resección profiláctica intraoperatoriamente y en 18% si no se realiza resección profiláctica. Se cree que la presencia de estos osteofitos o calcificaciones se debe a procesos artríticos o inestabilidad presente en la zona aledaña a las prótesis (Figura 3). De presentarse un pellizcamiento sintomático, se debe proceder a su debridamiento, lo que se puede realizar con técnicas artroscópicas o abiertas, siendo las artroscópicas las preferidas por los autores (Figura 4). Hasta un 20% de los pacientes operados por pellizcamiento podrían requerir una reoperación⁽⁶⁾.



Figura 3. Radiografía AP y lateral de tobillo, en que se aprecia prótesis de tobillo con severa calcificación en la parte posterior del componente tibial.

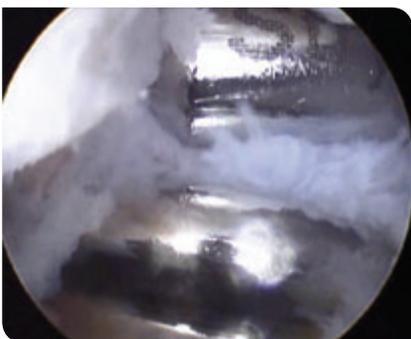


Figura 4. Fotografía intraoperatoria de artroscopia de paciente con prótesis de tobillo, sometido a debridamiento por pellizcamiento sintomático.

Fractura postoperatoria

Generalmente corresponden a fracturas por stress, en que dependiendo de la malalineación de los componentes pueden resultar en una fractura por stress del peroné en casos de valgo o del maléolo medial en casos de varo (Figura 5). De suceder antes de los dos meses postoperatorios, la recomendación es fijarlo inmediatamente. En caso de producirse después de ese período, el tratamiento puede ser conservador, ya que las fracturas son de escaso desplazamiento. La frecuencia aproximada sería de un 2% y resultaría en falla de la prótesis en menos del 50%⁽²⁾.

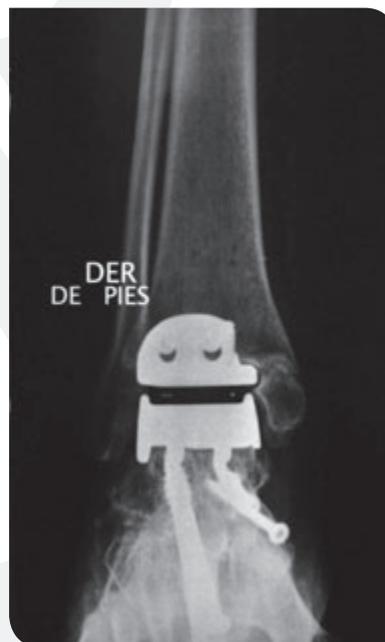


Figura 5. Radiografía AP de paciente con prótesis de tobillo, en que se aprecia línea de fractura comprometiendo al maléolo medial diagnosticándose una fractura por stress del maléolo medial.

Aflojamiento

El aflojamiento de los componentes protésicos es una complicación clásica de toda artroplastía, pudiendo producirse en el contexto de una infección o no. La diferenciación es difícil de lograr y debe apoyarse en exámenes de laboratorio e imágenes, en la historia del paciente con dolor frente a la carga y luego de descartar otros motivos de aflojamiento. En general, en la artroplastía de tobillo los aflojamientos se

producen en la presencia de asimetrías en la carga de los componentes, lo que se traduce en la producción de quistes o áreas radiolúcidas en el apoyo de los componentes. La mayoría de las artroplastías tienen problemas de incorporación y fijación principalmente en el componente tibial y menos complicaciones en el talar. El modelo HINTEGRA ha intentado solucionar los problemas de integración o aflojamiento del componente tibial al lograr un apoyo en la circunferencia del pilón, característica que lo diferencia de otros. Frente a un aflojamiento de los componentes y a una clínica concordante, los componentes pueden ser revisados. Para descartar la presencia de infección, al momento de hacer la revisión es importante el uso de exámenes intraoperatorios tales como la toma de muestras frescas congeladas con recuento de leucocitos por campo visual en microscopio. Se estima la frecuencia de aflojamientos en 0.9-10.7%, resultando en falla de la prótesis en más del 50%.

Quistes óseos

Esta es una complicación que puede ser la antesala a un aflojamiento y puede deberse tanto a la presencia de partículas de polietileno como a la presencia de *stress shielding*. Este concepto se refiere a la presencia de zonas de mayor absorción de carga y estrés en la interfase prótesis hueso, lo que lleva a la disminución de carga en otras áreas. Debido a la respuesta del hueso a la carga, se producirá una reabsorción ósea en las zonas sin carga (sometidas a *stress shielding*) y a un aumento en la densidad ósea en las zonas de mayor transferencia de carga. Las zonas de reabsorción ósea pueden observarse tardíamente como zonas quísticas en las áreas alejadas a los componentes protésicos. En modelos que disponen de quillas o prominencias de los componentes hacia la tibia, como el modelo STAR y Mobility, estas zonas generan *stress shielding*, produciendo absorción de estrés con la consiguiente falta de incorporación del resto del componente. De presentarse quistes bajo los componentes, estos deben ser evaluados con TAC con frecuencia, de manera de detectar a tiempo el aumento en tamaño o el

potencial compromiso de la estabilidad de los componentes. De ocurrir esto, se deberá indicar una cirugía de revisión en que además de reemplazar el componente en cuestión, se deberá rellenar el defecto óseo con injerto esponjoso⁽⁴⁾.

Infección profunda

Generalmente se asocia a infección por *staphylococcus aureus*. Artroplastías con infección dentro de las primeras seis semanas pueden ser aseadas quirúrgicamente y solo realizarles un recambio de polietileno. La irrigación podría ser ejecutada artroscópicamente. Si se interviene rápidamente una artroplastía infectada, con debridamiento agresivo y antibiótico de inmediato, se puede evitar el recambio de los componentes o del polietileno, lo que también ha sido comprobado por los autores. Se estima la frecuencia de infección profunda en 1.7-5.7%. La posibilidad de que una infección profunda resulte en falla de la prótesis es más del 50%.

Referencias

1. Gadd R, Barwick T, Paling E, et al. Assessment of a Three-Grade Classification of Complications in Total Ankle Replacement. *Foot Ankle Int* 35(5): 434-437, 2014.
2. Glazebrook M, Arsenault K, Dunbar M. Evidence-Based Classification of Complications in Total Ankle Arthroplasty. *Foot Ankle Int* 2009 30: 945-949.
3. Lee K, Cho S, Yoon T. Perioperative complications of HIntegra total ankle replacement: our initial 50 cases. *Foot Ankle Int* 29:978-984, 2008.
4. Rippstein P, Huber M, Naal F. Management of Specific Complications related to total ankle arthroplasty. *Foot Ankle Clin N Am* 17:707-717, 2012.
5. Barg A, Elsner A, Anderson A, et al. The effect of three-component total ankle replacement malalignment on clinical outcome: pain relief and functional outcome in 317 consecutive patients. *JBS Am* 93:1969-1978, 2011.
6. Schuberth J, Babu N, Richey J, et al. Gutter impingement after total ankle arthroplasty. *Foot Ankle Int* 3: 329-337, 2013.

Conclusiones



Dr. David Figueroa Poblete

Jefe Unidad de Rodilla y Artroscopía
Departamento de Traumatología
Clínica Alemana de Santiago, Facultad de Medicina Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile.
Contacto: dfigueroa@alemana.cl

La cirugía de artroplastía o reemplazo articular protésico ha crecido de una manera exponencial en los últimos años, logrando ser una solución real para aquellos pacientes aquejados de distintas enfermedades ligadas al fenómeno artrotrófico. Nuestro grupo no ha estado ajeno a este desarrollo explosivo y hemos sido líderes a nivel nacional y latinoamericano en la implementación de nuevas técnicas quirúrgicas de reemplazo articular en las distintas áreas o subespecialidades de la traumatología.

En esta monografía hemos revisado el desarrollo y la actualidad del reemplazo protésico articular en nuestro Departamento. En todos los segmentos articulares por subespecialidad se ha mostrado la experiencia, la evidencia y se han dado algunos *tips* especiales en relación a las técnicas quirúrgicas relacionadas al reemplazo articular. Ha sido un trabajo largo

y a veces tedioso, no obstante los frutos se ven claramente reflejados en el material compilado.

Escrito de una manera amigable y fácil de entender, este texto debiera transformarse no solo en una muestra del gran desarrollo que ha tenido en particular esta área dentro de la ortopedia y traumatología nacional e internacional, sino también en un texto de consulta para médicos generales, especialistas y pacientes que quieren ahondar en este tópico.

Quiero finalmente agradecer a todos los colegas por la buena disposición a trabajar en sus respectivos artículos, al gran apoyo del Departamento Científico Docente y, en especial, al Dr. Masami Yamamoto como editor de Revista Contacto Científico y a Claudia Carranza, sin los cuales no podría haber finalizado exitosamente este proyecto.

